UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO

PAULA MARIA FERREIRA CAMARINI

Influência do alongamento da musculatura do aspecto anterior do ombro na cinemática escapular

Ribeirão Preto
2012

PAULA MARIA FERREIRA CAMARINI

Influência do alongamento da musculatura do aspecto anterior do ombro na cinemática escapular.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre.

Área de Concentração: Fisioterapia

Orientadora: Profa. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira

Ribeirão Preto

2012

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Camarini, Paula Maria Ferreira.

Influência do alongamento da musculatura do aspecto anterior do ombro na cinemática escapular / Paula Maria Ferreira Camarini ; orientadora Anamaria Siriani de Oliveira. – Ribeirão Preto, 2012.

88 f.:il.

Dissertação (Mestrado)--Universidade de São Paulo, 2012.

1. Reabilitação 2. Ombro

3. Exercícios de alongamento muscular

FOLHA DE APROVAÇÃO

Paula Maria Ferreira Camarini

Influência do alongamento do aspecto da musculatura anterior do ombro na cinemática escapular

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre.

Aprovado em:

Banca examinadora:

Profa. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira
Instituição: Curso de Fisioterapia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP
Julgamento:
Assinatura:

Profa. Dra. Lilian Ramiro Felicio
Instituição: Centro Universitário Augusto Motta - UNISUAM
Julgamento:
Assinatura:

Prof. Dr. Renato de Moraes
Instituição: Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto – USP
Julgamento:
Assinatura:

Dedico esse trabalho à meus pais Oswaldo Camarini e Regina e à minha avó Maria Apparecida (Dona Boneca), com muito amor e gratidão. A vocês que possibilitaram a realização deste trabalho.

Ao meu irmão Lucas, meu primo André e tia Augusta, que sempre torceram por mim.

Ao meu noivo Fabio Leme, com muito amor.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à **Profa. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira**, minha orientadora de iniciação científica e mestrado pela confiança depositada no meu trabalho. Agradeço a oportunidade de aprender com seus ensinamentos durante esses anos.

Agradeço à minha amiga e colaboradora deste trabalho, a **Profa. Dra. Helga Tatiana Tucci**, que pegou na minha mão para me ensinar o manuseio do sistema eletromagnético de avaliação cinemática, além de muitos conceitos biomecânicos e acadêmicos. Obrigada pela paciência e pela grande disposição em ajudar!

Agradeço ao professor **Kevin James McQuade** pela contribuição com o desenho do estudo e com ensinamentos de biomecânica.

Agradeço à **Profa. Dra. Lilian Ramiro Felicio** e **Prof. Dr. Renato de Moraes**, pessoas que admiro muito e escolhi com muito carinho para participarem da banca de mestrado. Agradeço as valiosas considerações.

Agradeço a toda equipe do Laboratório de Análise da Postura e do Movimento Humano (LAPOMH), **Janaína Alcântara, Lidiane Lima Florêncio, Gabriela Carvalho, Gabriel S. Nitsch, Cesário Souza, Marcelo Saad, Maria Cláudia Gonçalves** pelo companheirismo e ajuda com meus pilotos. Agradeço especialmente os alunos de iniciação científica do grupo do ombro **Camila Choqueta Biazotto, Nicoli Citrângulo** e **Newton Miachiro**, a ajuda de vocês foi muito preciosa e vocês contribuíram muito para o desenvolvimento deste trabalho. E agradeço em especial a minha amiga **Jaqueline Martins Priuli**, que além do companheirismo, me ajudou com ensinamentos e contribuições importantes para o trabalho.

Agradeço aos participantes da minha pesquisa que se disponibilizaram em ir três vezes por semana ao laboratório para serem submetidos à intervenção do meu estudo.

Agradeço a minha querida amiga **Kátia Pegoretti**, com quem tive o prazer e a felicidade de conviver esses anos em Ribeirão Preto. Estar ao seu lado fez com que esse

período fosse muito fácil, alegre e divertido! Obrigada por estar ao meu lado também nos momentos difíceis. Vou sentir imensas saudades...

Agradeço ao meu noivo **Fabio Leme**, que deixei em São Paulo para poder cursar o mestrado. Obrigada pela compreensão da minha ausência, por todo amor, carinho e por estar sempre ao meu lado, principalmente quando mais precisei.

Agradeço à minha **família** que com muito amor sempre apóia, investe, ajuda para que eu consiga atingir meus objetivos e que esteve ao meu lado durante toda essa fase profissional da minha vida. Sem vocês todo esse esforço não teria tanta graça.

Por fim, agradeço a **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo** (**FAPESP**) pela concessão da bolsa de mestrado (Processo nº2010/13103-4) e auxílio à pesquisa (Processo nº2011/22822-7).

RESUMO

CAMARINI, P. M. F. **Influência do alongamento da musculatura do aspecto anterior do ombro na cinemática escapular.** 2012. 88 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2012.

A movimentação escapular é de grande importância para o funcionamento adequado do ombro. Indivíduos com disfunção no ombro apresentam uma diminuição da rotação superior e da inclinação posterior e um aumento da rotação interna da escápula durante a elevação do braço. Vários fatores estão envolvidos na alteração da cinemática escapular. Um deles é o encurtamento do músculo peitoral menor, sendo que indivíduos com comprimento de repouso reduzido desse músculo apresentaram diminuição da inclinação posterior e aumento da rotação interna da escápula durante o movimento do braço. Tal alteração cinemática é similar à apresentada por sujeitos com disfunção do ombro e pode ser um fator de risco para o desenvolvimento de sintomas. Portanto, o objetivo desse estudo foi avaliar a influência de um programa de alongamento da musculatura do aspecto anterior do ombro na cinemática escapular. O sistema eletromagnético de aquisição de dados foi utilizado para avaliar a cinemática escapular pré e pós um programa de alongamento da musculatura do aspecto anterior do ombro. Esse programa foi composto por três repetições de três exercícios de 30 segundos e teve duração de quatro semanas. O modelo linear de efeitos mistos foi utilizado para análise estatística das comparações entre as avaliações pré e pós-programa de alongamento. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as avaliações antes e após a intervenção do estudo. Tal resultado sugere que o alongamento sozinho não é capaz de alterar a movimentação escapular, mas pode ser que contribua para o aumento da inclinação posterior se associado com outras intervenções.

Palavras Chave: Reabilitação, Ombro, Exercícios de alongamento muscular.

ABSTRACT

CAMARINI, P. M. F. **Influence of anterior shoulder aspect musculature stretching on scapular kinematics.** 2012. 88 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2012.

The adequate scapular motion is very important to the shoulder's function. Subjects with shoulder dysfunction present decreased scapular upward rotation and posterior tilt and increased scapular internal rotation during arm elevation. Many mechanisms are involved in scapular kinematics alteration. One of them is the pectoralis minor muscle shortening. Healthy subjects with relative short pectoralis minor resting length presented decreased upward rotation and increased internal rotation when compared with individuals with relative long resting length of this muscle. Hence, the purpose of this study was to evaluate the influence of the anterior shoulder aspect musculature stretching on scapular kinematics. The electromagnetic tracking device was utilized for kinematics analysis before and after a stretching program of the anterior shoulder aspect musculature. This program was composed by three repetition of three 30 seconds exercises and lasted for four weeks. The linear mixed effects model was used for statistical analysis of the comparison between pre and post stretching program evaluations. There was not a statistically significant difference between the pre and post intervention evaluations, Such outcome suggest that stretching alone cannot alter the scapular motion, but may contribute to the increase in posterior tilt if associates with others interventions.

Keywords: Rehabilitation, Shoulder, Muscle stretching exercises.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Sistema Eletromagnético de Aquisição de Dados.....40

Figura 2. Sistema Eletromagnético de Aquisição de Dados.....40

Figura 3. Sensores e Sensor Digitalizador.....41

Figura 4. Sistema de coordenadas global 41

Figura 5. Modelo Biomecânico e Sistemas de Coordenadas Locais.....44

Figura 6. Transmissor.....44

Figura 7. Posicionamento dos Sensores, Vista Frontal e Lateral 44

Figura 8. Exemplo de Elevação do Braço no Plano Escapular Durante Coleta de Dados. 47

Figura 9. Alongamento Unilateral de Esquina. 49

Figura 10. Alongamento em Supino 1.....49

Figura 11. Alongamento em Supino 2.....49

Figura 12. Exemplo da Interface do software e marcação dos eventos de 30°, 60°, 90° e 120° de elevação úmero-torácica... 51

Figura 13. Fluxograma... 55

Figura 14. Medidas angulares do movimento de rotação interna/externa da escápula em relação ao tronco durante o movimento de elevação umeral no plano sagital..... 59

Figura 15. Medidas angulares do movimento de rotação interna/externa da escápula em relação ao tronco durante o movimento de elevação umeral no plano frontal 62

Figura 16. Medidas angulares do movimento de rotação interna/externa da escápula em relação ao tronco durante o movimento de elevação umeral no plano escapular..... 65

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Comparações entre as distâncias ombro-maca antes e após intervenção. 55

Tabela 2. Valores de ICC e erro padrão da medida para as variáveis escapulares durante a elevação do braço no plano frontal. 57

Tabela 3. Valores de ICC e erro padrão da medida para as variáveis escapulares durante a elevação do braço no plano sagital.. 57

Tabela 4. Valores de ICC e erro padrão da medida para as variáveis escapulares durante a elevação do braço no plano escapular.....58

Tabela 5. Valores médios e desvio-padrões da comparação das médias de elevação entre pré e pós intervenção em cada angulação do úmero no plano sagital 59

Tabela 6. Valores médios e desvio-padrões da comparação das médias de elevação entre pré e pós intervenção em cada angulação do úmero no plano frontal.....62

Tabela 7. Valores médios e desvio-padrões da comparação das médias de elevação entre pré e pós intervenção em cada angulação do úmero no plano escapular 65

LISTA DE SIGLAS

SCG – Sistema de Coordenadas Global

SCL – Sistema de Coordenadas Local

ISB – *International Society of Biomechanics*

ACSM – *American College of Sports Medicine*

SUMÁRIO

1. Introdução 17

2. Revisão de literatura 19

2.1. Cinemática 19

2.2.1. Cinemática do Complexo do Ombro 21

2.2.1. Alterações da Cinemática Escapular 23

2.2.1. Cinemática Escapular e a Musculatura Anterior do Ombro 25

2.2. Alongamento Muscular 27

3. Objetivos 35

3.1. Geral 35

3.2. Específicos 35

4. Materiais e Métodos 37

4.1. Amostra 37

4.1.1. Critérios de Inclusão 37

4.1.2. Critérios de Exclusão 38

4.1.3. Aspectos Éticos 38

4.2. Materiais 38

4.3. Instrumentação 39

4.4 Procedimentos 42

4.4.1. Construção do Modelo Biomecânico 43

4.4.2. Posicionamento de Sensores 45

4.4.3. Digitalização de Pontos Anatômicos 45

4.4.4. Determinação do Centro Articular da Glenoumeral 45

4.5 Coleta de Dados 45

4.6. Programa de Alongamento da musculatura anterior do ombro 47

5. Análise dos dados 50

6. Análise estatística 52

7. Resultados 54

7.1. Amostra 54

7.2. Cinemática escapular 55

7.2.1. Confiabilidade inter-sessão e erro padrão da medida 55

7.2.2. Plano sagital 57

7.2.3. Plano frontal 60

7.2.1. Plano escapular 63

8. Discussão 67

8.1. Limitações do estudo 73

9.Conclusão 75

10. Referências Bibliográficas 77

Apêndice A 83

Anexo A 86

Apêndice B 86

Anexo B 89

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A posição da escápula sobre o tórax e a sua movimentação adequada são fundamentais para o funcionamento do complexo do ombro, sendo foco importante dos estudos biomecânicos. A escápula precisa se manter como uma plataforma estável de forma a suportar a cabeça umeral durante os movimentos do braço, permitindo congruência entre a cabeça do úmero e a fossa glenóide e proporcionando manutenção da relação comprimento-tensão ótima dos músculos do manguito rotador (VOIGHT, THOMSON, 2000; KIBLER, MCMULLEN 2003; COOLS et al., 2007; REINOLD, ESCAMILLA, WILK, 2009). Além disso, a cinemática escapular adequada contribui para a preservação do espaço subacromial, evitando pinçamento dos tecidos moles contidos nesse local (VOIGHT, THOMSON 2000; LUDEWIG, REYNOLDS, 2009).

Estudos biomecânicos observaram que indivíduos saudáveis apresentam um padrão de movimentação de rotação superior e inclinação posterior progressivas durante a elevação do braço em qualquer plano de movimento umeral. O movimento de rotação interna/externa apresentou maior variabilidade entre os estudos, entretanto, parece haver movimento de rotação externa da escápula no final da amplitude de elevação umeral (LUDEWIG et al., 2009; BRAMAN et al., 2009; MCCLURE et al., 2001).

Acredita-se que alterações desse padrão de movimentação escapular podem diminuir dinamicamente o tamanho do espaço subacromial, aproximando os tendões do manguito rotador e cabeça longa do bíceps do arco coracoacromial, contribuindo para o aparecimento de sintomas de pinçamento subacromial. Tais alterações são, portanto, indesejadas (LUDEWIG, REYNOLDS, 2009).

A literatura aponta alguns mecanismos responsáveis pela alteração dos movimentos escapulares. Dentre eles pode-se citar o encurtamento do músculo peitoral menor. Devido à sua origem na terceira, quarta e quinta costelas e sua inserção na borda medial do processo coracóide, o músculo peitoral menor é alongado passivamente conforme a escápula realiza a sua movimentação normal de rotação superior, inclinação posterior e rotação externa durante a elevação do úmero. Quando existe a diminuição da sua extensibilidade, o músculo pode limitar os movimentos escapulares normais, levando a um estreitamento dinâmico do espaço subacromial disponível e, especialmente se associado com atividades que envolvem o uso do membro superior acima da cabeça, poderiam acarretar pinçamento das estruturas subacromiais (BORSTAD, LUDEWIG, 2005).

Borstad e Ludewig (2005) demosntraram que indivíduos saudáveis com encurtamento do músculo peitoral menor apresentam alteração da biomecânica escapular. Ao compararem dois grupos distintos apenas pelo comprimento deste músculo, os autores observaram que o grupo encurtado apresentou menor inclinação posterior e maior rotação interna da escápula durante a elevação do braço. Essa alteração na movimentação é similar àquela apresentada por indivíduos com disfunção no ombro. Sabe-se que o aumento da rotação interna e a diminuição da inclinação posterior, bem como da rotação superior, são alterações apresentadas por indivíduos portadores de pinçamento subacromial quando comparados com indivíduos saudáveis (LUKASIEWICZ, et al., 1999; LUDEWIG, COOK, 2000; MCCLURE et al., 2001; SEITZ et al., 2011). Dessa maneira, o encurtamento do músculo peitoral menor pode ser um fator de risco para alterações cinemáticas, as quais podem contribuir potencialmente para o aparecimento de sintomas no ombro (BORSTAD, LUDEWIG, 2005).

Além disso, Burkhart et al.(2003) afirmaram que a musculatura que se insere no processo coracóide pode se tornar adaptativamente tensa, contribuindo para o mal posicionamento da escápula, de forma que ocorre uma inclinação ântero-inferior do acrômio.

Muitos autores que se propuseram avaliar a efetividade de protocolos de reabilitação para o ombro incluíram o alongamento do músculo peitoral menor como parte dos exercícios (WANG et al., 1999; BANG, DEYLE, 2000; MCCLURE et al., 2004). Entretanto, não existe um estudo que quantifique o efeito isolado do exercício de alongamento do peitoral menor na cinemática escapular. A compreensão de tal efeito proporcionaria maior respaldo científico para a inclusão do exercício de alongamento da musculatura anterior do ombro em programas de reabilitação. Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar a influência de um protocolo de alongamento da musculatura do aspecto anterior do ombro na cinemática escapular de indivíduos saudáveis com encurtamento dessa musculatura. Os autores acreditam que após o treino de flexibilidade, os participantes apresentariam maior inclinação posterior e menor rotação interna da escápula.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. CINEMÁTICA

Cinemática é a ciência que estuda o movimento, preocupando-se com sua descrição e quantificação, sem considerar o que o causa e modifica (ROBERTSON, 1997).

Para a descrição dos movimentos, são utilizados sistemas de referência. O sistema de coordenadas global (SCG) é externo ao corpo e fixo no laboratório, tem a finalidade de localizar um corpo no espaço. O sistema de coordenadas local (SCL) é embutido em cada segmento articular a ser analisado, de forma que o movimento é definido por meio da rotação do sistema de eixos de um segmento móvel da articulação em relação a um segmento fixo (ROBERTSON, 1997; WU et al., 2005).

A *International Society of Biomechanics* (ISB) padronizou o SCG para análise dos movimentos do membro superior, de forma que o eixo X é ântero-posterior, o eixo Y, vertical e o eixo Z tem direção látero-lateral. A disposição do SCL também foi padronizada para o membro superior. Com essa padronização, os pesquisadores passariam a utilizar os mesmos sistemas de eixos locais, a descrição do movimento seria a mesma, facilitando a comunicação entre eles e, além disso, tal padronização foi pensada de forma a evitar erros nas análises biomecânicas (WU et al., 2005).

A rotação entre os segmentos analisados é representada por uma sucessão de três rotações dos SCL de um segmento em relação aos eixos de outro segmento. O uso da sequência de rotação dos ângulos de Euler e Cardan permitem a descrição do movimento com significado clínico e, atualmente é a maneira de descrever os movimentos tridimensionais na área da pesquisa. A ISB padronizou o uso das sequências de rotação dos ângulos Cardan ou Euler para cada segmento do membro superior de forma a se obter valores de rotações anatomicamente coerentes e de forma a evitar incidência da indeterminação matemática gimbal lock (WU et al., 2005).

A avaliação cinemática pode ser feita com diferentes métodos, como o eletrogoniômetro, acelerômetro e técnicas de imagem (NEUMANN et al., 2006). O sistema de câmeras utiliza marcadores nos segmentos a serem analisados. Outro método é o sistema eletromagnético de aquisição de dados, utilizado nesta pesquisa. Esse sistema requer o uso de sensores fixos sobre a pele nos segmentos analisados (NEUMANN et al., 2006). Estudos recentes associaram os sensores desse sistema a pinos ósseos fixados na escápula e úmero e compararam com a fixação não invasiva dos sensores sobre a pele para determinar o efeito do deslizamento da pele e tecidos moles em relação ao osso. Ambos os métodos apresentaram resultados similares (BRAMAN et al., 2009).

2.1.1. Cinemática do complexo do ombro

O complexo do ombro é um conjunto formado pela articulação esternoclavicular, acromioclavicular, escapulotorácica e glenoumeral. Essas articulações comportam-se como uma série de elos do complexo, cada uma cooperando para fornecer extensa amplitude de movimento ao membro superior, aumentando a sua capacidade de manipular objetos (NEUMANN et al., 2006). Kapandji (2011) ainda acrescenta ao complexo do ombro a articulação subdeltóidea, a qual não é uma articulação verdadeira, mas sim um plano de deslizamento entre a face profunda do músculo deltoide e o manguito rotador. Neste local está presente a bursa subdeltóidea, que facilita o deslizamento entre as estruturas.

A articulação escapulotorácica também não é uma articulação anatomicamente verdadeira, mas sim um ponto de contato entre a face anterior da escápula e a parede posterior do tórax. A escápula está geralmente posicionada entre a segunda e a sétima costelas e sua margem medial afastada aproximadamente seis centímetros da coluna vertebral. Os movimentos da escápula em relação ao tórax são de grande importância para o funcionamento do ombro e vem sendo foco importante dos estudos biomecânicos da articulação do ombro (LUDEWIG, COOK, 2000; NEUMANN et al., 2006).

O movimento da articulação escapulotorácica é resultado da combinação de movimentos que ocorrem nas articulações esternoclavicular e acromioclavicular. A clavícula, por meio de sua articulação com o esterno, funciona como um suporte mecânico, mantendo a escápula a uma distância fixa do tórax. Estudos recentes mostraram que durante a elevação ativa do braço, o movimento clavicular primário é a rotação axial posterior (LUDEWIG et al. 2009; BRAMAN et al. 2009). Segundo Ludewig et al.(2009), essa rotação axial posterior média é de cerca de 30°. Secundariamente, ocorre o movimento de retração de aproximadamente 15° e uma leve elevação (LUDEWIG, BRAMAN, 2011, SAHARA et al.,

2007). Além disso, a clavícula se ajusta ao plano de elevação em que o movimento do braço está sendo realizado. Por exemplo, durante movimento do braço no plano frontal, a clavícula encontra-se com maior retração que durante o movimento de flexão no plano sagital (LUDEWIG, BRAMAN, 2011). De uma maneira geral, os movimentos da clavícula na articulação esternoclavicular são relativamente extensos e guiam o caminho da escápula, enquanto os movimentos que ocorrem na articulação acromioclavicular são sutis e ajustam a posição da escápula no tórax ou aumentam a quantidade de movimento da escápula sobre o tórax (NEUMANN et al., 2006).

A posição da escápula sobre o tórax e a sua movimentação adequada são fundamentais para o funcionamento do complexo do ombro. A escápula deve-se manter como uma plataforma estável para a função da articulação glenoumeral. Com uma movimentação correta, a fossa glenóide é capaz de suportar a cabeça umeral durante a elevação do braço, proporcionando bom alinhamento da articulação glenoumeral. Este alinhamento adequado permite a manutenção da relação comprimento-tensão ótima dos músculos do manguito rotador, possibilitando a compressão da cabeça umeral na fossa glenóide (VOIGHT, THOMSON 2000; KIBLER, MCMULLEN 2003; COOLS et al., 2007; REINOLD, ESCAMILLA, WILK 2009). Além disso, a movimentação adequada da escápula contribui para a preservação adequada do espaço subacromial, evitando pinçamento dos tecidos moles contidos nesse espaço (VOIGHT, THOMSON 2000; LUDEWIG, REYNOLDS, 2009; PHADKE, CAMARGO, LUDEWIG, 2009).

Inman em 1944 identificou um sequenciamento dos movimentos entre as articulações do complexo do ombro durante a abdução do braço, chamado ritmo escapuloumeral. Existe uma proporção entre a quantidade de abdução glenoumeral e a rotação superior da escápula durante a abdução ou flexão do braço. Inman relatou que essa proporção seria de 2:1 durante a maior parte de elevação. Com base nesse ritmo aceita-se que um arco de 180° de abdução

seja resultado de 120° de abdução glenoumeral somado com 60° de rotação superior da escápula. Essa proporção é amplamente aceita, apesar de estudos posteriores produzirem resultados diferentes, que variam entre 1,25:1 a 7,29:1 (NEUMANN et al., 2006; BRAMAN et al., 2009). Observou-se também que durante o movimento de elevação do braço, o úmero se eleva em relação à fossa glenóide 85° em média e descreve um movimento de rotação lateral que varia, em média, de 10° a 51°, dependendo do plano em que o movimento umeral acontece (LUDEWIG et al., 2009, BRAMAN et al., 2009).

Os estudos biomecânicos realizados com o sistema eletromagnético de aquisição de dados tridimensionais analisaram a cinemática escapular de indivíduos saudáveis através da inserção de pinos ósseos na escápula e úmero. Esses estudos observaram que durante a elevação do braço, em qualquer plano de movimento, a escápula descreve um padrão de movimento progressivo de rotação superior e inclinação posterior (LUDEWIG et al., 2009; BRAMAN et al., 2009). A rotação superior ocorre ao redor do eixo perpendicular ao plano escapular e a inclinação posterior, em torno do eixo paralelo à espinha da escápula. O movimento de rotação interna/rotação externa, o qual ocorre em torno de um eixo vertical, parece ser variável, entretanto, acredita-se que ocorra movimento de rotação externa da escápula no final da amplitude de movimento umeral (LUDEWIG et al., 2009; BRAMAN et al., 2009). Esses achados também foram encontrados em estudos que utilizaram o mesmo método de avaliação cinemática, mas de forma não invasiva, utilizando sensores sobre a pele e não fixados nos ossos através de pinos (MCCLURE et al., 2001).

2.1.2. Alterações da Cinemática Escapular

A maioria dos estudos que lidam com alteração da biomecânica escapular tem sido realizada em relação à síndrome do pinçamento subacromial e lesão do manguito rotador (LUDEWIG, REYNOLDS, 2009). O pinçamento no ombro se refere à compressão e irritação mecânica das estruturas do manguito rotador e tendão da cabeça longa do bíceps sob o arco coracoacromial (LUDEWIG, REYNOLDS, 2009). As evidências apontam uma relação entre disfunção no ombro e alterações da cinemática escapular (SEITZ et al., 2011). Segundo Ludewig e Reynolds (2009) é difícil afirmar se alterações na cinemática escapular são compensatórias ou contribuem para a disfunção no ombro. Muitas teorias explicam a etiologia inicial do pinçamento subacromial, dentre elas pode-se citar anormalidades anatômicas do arco coracoacromial ou cabeça umeral, sobrecarga, degeneração e danos nos tendões do manguito rotador e anormalidades cinemáticas. Independentemente da causa inicial, os desvios do movimento podem exacerbar ainda mais a condição e, portanto são indesejáveis. (LUDEWIG, REYNOLDS 2009, LUDEWIG, COOK 2000).

Estudos biomecânicos identificaram alteração da cinemática escapular em indivíduos com disfunção no ombro, comparados com indivíduos saudáveis. Observa-se que as alterações mais frequentemente observadas em portadores de disfunção no ombro são a diminuição da rotação superior, diminuição da inclinação posterior e aumento da rotação interna da escápula durante o movimento do braço. Acredita-se que esse padrão de movimentação diminui o tamanho do espaço subacromial, facilitando a aproximação dos tendões do manguito rotador e cabeça longa do bíceps do arco coracoacromial. A rotação superior da escápula eleva o aspecto lateral do acrômio, sendo imprescindível para evitar o pinçamento sob a borda lateral do acrômio. O movimento de inclinação posterior tem menor amplitude, mas é de extrema importância, pois eleva o aspecto anterior do acrômio, local predominante de pinçamento (LUKASIEWICZ et al., 1999; LUDEWIG, COOK, 2000;

MCCLURE et al., 2001; HÉBERT et al., 2002; MCCLURE, MICHENER, KARDUNA, 2006; LUDEWIG, REYNOLDS, 2009; SEITZ et al., 2011).

A literatura aponta alguns mecanismos que contribuem para tais alterações cinemáticas no ombro. Dentre eles pode-se citar o desequilíbrio de força e ativação dos músculos escapulares responsáveis pela estabilização da articulação escapulotorácica, especialmente o serrátil anterior e o trapézio, além de dor, fadiga muscular e má postura. Outros mecanismos incluem a contratura das estruturas posteriores da articulação e a diminuição da flexibilidade da musculatura anterior do ombro (LUDEWIG, COOK, 2000; COOLS et al., 2007; PHADKE, CAMARGO, LUDEWIG, 2009; ESCAMILLA et al., 2009; MEY et al., 2009; LUDEWIG, REYNOLDS, 2009).

2.1.3. Cinemática escapular e a musculatura anterior do ombro

Acredita-se que o encurtamento do músculo peitoral menor seja um dos fatores que podem contribuir para a má posição da escápula, pois permite uma postura de maior protração, rotação inferior e inclinação anterior da escápula (BURKHART, MORGAN, KIBLER, 2003; WONG et al., 2010). Além disso, o peitoral menor encurtado pode ser uma estrutura potencialmente limitadora da movimentação normal da escápula (BORSTAD, LUDEWIG, 2005; LUDEWIG, REYNOLDS, 2009). Devido à sua origem na terceira, quarta e quinta costelas e sua inserção na borda medial do processo coracóide, o músculo é alongado passivamente conforme a escápula realiza a sua movimentação normal de rotação superior, inclinação posterior e rotação externa durante a elevação do úmero. Quando existe diminuição da sua extensibilidade, o músculo peitoral menor pode limitar os movimentos normais da escápula, levando a um estreitamento dinâmico do espaço subacromial (BORSTAD, LUDEWIG, 2005; BORSTAD, 2006; BORSTAD, LUDEWIG, 2006). Essa

diminuição do espaço subacromial disponível, especialmente se associada com atividades que envolvem o uso do membro superior em elevação, pode contribuir para a ocorrência de pinçamento subacromial (WANG et al., 1999; BORSTAD, LUDEWIG, 2005).

Borstad e Ludewig (2005) compararam a cinemática tridimensional da escápula de um grupo de indivíduos saudáveis caracterizado por comprimento de repouso do peitoral menor relativamente curto com um grupo de indivíduos com comprimento de repouso relativamente longo. Os autores demostraram que os sujeitos com comprimento de repouso relativamente curto do peitoral menor apresentaram um padrão de movimentação escapular com maior inclinação anterior e rotação interna quando comparados aos indivíduos com comprimento relativamente longo desse músculo. Essa alteração cinemática é similar àquela apresentada por indivíduos com disfunção e que pode se tornar fator de risco para pinçamento subacromial (LUDEWIG, COOK, 2000, LUKASIEWICZ et al., 1999). Esses achados apóiam a teoria de que o músculo peitoral menor encurtado limita a movimentação escapular, tornando-se fator de risco para o desenvolvimento do pinçamento subacromial (BORSTAD, LUDEWIG 2005). Corroborando com esses achados, Burkhart et al. (2003) afirmam que a musculatura que se insere no processo coracóide da escápula pode se tornar adaptativamente tensa, contribuindo para o mal posicionamento da escápula, de forma que ocorre uma inclinação ântero-inferior do acrômio. Essa angulação do acrômio pode levar à sintomas por compressão de tecidos moles.

Devido ao fato de o encurtamento da musculatura anterior do ombro ser um fator de risco para alterações cinemáticas e disfunção, muitos autores recomendam a inclusão do alongamento desses músculos nos programas de reabilitação para tratamento do pinçamento subacromial, como uma tentativa de aumentar sua excursão e auxiliar na restauração da cinemática normal (WANG et al., 1999; BANG, DEYLE, 2000; SAHRMANN, 2002; LUDEWIG, BORSTAD, 2003; MCCLURE et al., 2004; STRUYF et al., 2012). Entretanto,

os estudos que avaliam efeitos de intervenção não relacionam cada exercício de forma isolada com as melhoras nos sintomas. Assim como não existe um estudo que quantifique o efeito isolado de um protocolo baseado em exercícios de alongamento para tal musculatura na cinemática escapular.

2.2. ALONGAMENTO MUSCULAR

O exercício de alongamento muscular é uma intervenção comumente prescrita durante o tratamento fisioterapêutico e a prática esportiva. O objetivo de sua prescrição é aumentar a amplitude de movimento, sendo bastante efetivo durante a reabilitação de condições ortopédicas (MAGNUSSON, 1998, GAJDOSIK, 2001; PAGE, 2012).

O movimento humano pode estar limitado por vários fatores. Um deles é o aumento da tensão muscular ativa ou passiva. Enquanto a tensão ativa é proporcionada pela contração muscular, a tensão passiva é dependente das propriedades estruturais do músculo e da fáscia que o circunda. O músculo pode se tornar encurtado de forma passiva através de adaptações posturais ou cicatrizes e ativamente, por espasmo ou contração (GAJDOSIK, 2001; PAGE, 2012).

O alongamento foca o aumento do comprimento de toda a unidade músculo-tendínea, aumentando a distância entre a origem e a inserção muscular. O alongamento aplica tensão no tecido contrátil e em outras estruturas como cápsula, tecido conectivo em série e em paralelo, cujas propriedades biomecânicas são diferentes. Esses vários tecidos apresentam mudanças nas suas propriedades em resposta ao exercício (HEBERT et al., 2002; PAGE, 2012; NAKAMURA et al., 2012).

Estudos avaliam os efeitos do alongamento na flexibilidade muscular tanto de forma imediata, logo após uma manobra de alongamento, como a longo prazo, após um período de treino (PAGE, 2012). Weppler e Magnusson (2010) afirmam que o comprimento muscular tem característica multidimensional e que a mensuração do ângulo articular final ou da amplitude de movimento é apenas uma de suas dimensões. Adicionando-se outras dimensões à mensuração de comprimento muscular, como tensão, área transversa e tempo, é possível obter as propriedades biomecânicas do músculo como rigidez, complacência, energia, histerese, estresse, relaxação viscoelástica do estresse e arrasto. Apesar disso, a efetividade do alongamento é geralmente registrada como um simples aumento na amplitude de movimento articular ou como uma alteração no ângulo articular final, o que não leva em consideração as propriedades materiais do músculo e reflete apenas um ponto do comprimento muscular absoluto. Por isso, sugere-se que a flexibilidade muscular passiva seja descrita como uma relação entre o comprimento e a tensão quando o músculo é alongado (MAGNUSSON, 1998; GAJDOSIK, 2001).

Como o músculo é um tecido deformável, a mensuração do seu comprimento é sempre dependente da força tênsil, exercida na direção do alongamento. Ao ser alongado, o músculo responde com uma resistência passiva, que é chamada tensão, a qual possui a mesma magnitude da força tênsil. A relação entre a tensão e o comprimento muscular pode ser representada pela curva comprimento/tensão ou curva torque passivo/ângulo articular (WEPPLER, MAGNUSSON, 2010). Com essa curva é possível identificar a causa do aumento da flexibilidade. Quando ocorre um aumento na amplitude de movimento, esse aumento pode ser devido apenas a uma diminuição da rigidez muscular ou a um aumento no real comprimento do músculo. A rigidez é uma propriedade biomecânica do músculo definida pela proporção da mudança da resistência passiva ou força passiva (tensão) por unidade de mudança no comprimento muscular (GAJDOSIK, 2001). Uma diminuição da

rigidez muscular é demonstrada por uma diminuição da inclinação da curva torque/ângulo. Por outro lado, quando existe um aumento do real comprimento do músculo, ocorre um deslocamento de toda a curva torque/ângulo para a direita. Esse deslocamento faz com que a rigidez passiva esteja sempre diminuída para um maior comprimento muscular em qualquer tensão dada (WEPPLER, MAGNUSSON, 2010). Portanto, só é possível afirmar que houve aumento do comprimento absoluto do músculo com a construção da curva torque passivo/ângulo e quando a mesma encontra-se deslocada para a direita do gráfico. Essa é uma consideração importante ao se analisar os resultados de um estudo (PAGE, 2012).

Os mecanismos pelos quais as mudanças agudas e crônicas na amplitude de movimento ocorrem ainda não estão estabelecidos (MAGNUSSON, 1998). Existem teorias que explicam o aumento da extensibilidade muscular. Uma delas é a de deformação viscoelástica. Segundo essa teoria, o comportamento viscoelástico do músculo faz com que ocorra um aumento do seu comprimento imediatamente após o alongamento devido a uma deformação elástica duradoura. De fato, o comportamento viscoso faz com que ocorra um aumento imediato no comprimento do músculo quando submetido a alongamento. Durante a manutenção de uma postura de alongamento ao longo do tempo ocorre uma diminuição da resistência ao alongamento, o que é chamado de relaxação do estresse viscoelástico, expresso em porcentagem da resistência inicial. Com alongamento de carga constante ou torque fixo pode-se avaliar a propriedade de arrasto, isto é, aumento gradual do comprimento mecânico em resposta a uma força constante de alongamento. Entretanto, estudos indicam que essa deformação viscoelástica é transitória e que a recuperação do efeito do alongamento na viscoelasticidade do músculo pode ocorrer dentro de alguns minutos, mesmo antes da amplitude de movimento retornar ao seu valor original (MIZUNO, MATSUMOTO, UEMURA, 2011).

Outra teoria para explicação do aumento da extensibilidade muscular é a teoria da deformação plástica do tecido conectivo. Essa teoria sugere que é necessário um alongamento de intensidade suficiente para empurrar o tecido conectivo para a região plástica da curva torque/ângulo. Com isso, após a retirada da força tênsil, o músculo não retornaria ao seu comprimento original e permaneceria permanentemente alongado. Contudo, segundo Weppler e Magnusson (2010), os estudos falham ao comprovar o modelo clássico dessa teoria (WEPPLER, MAGNUSSON, 2010).

Uma terceira teoria é a do aumento do número de sarcômeros em série. Estudos em animais comprovaram que o número de sarcômeros do músculo se altera quando imobilizado em posições extremas, de forma que se adapta a novos comprimentos funcionais para a produção ideal de força (GAJDOSIK, 2001). Ou seja, quando o músculo é imobilizado em posição de total extensão, ocorre aumento do número de sarcômeros em série. Da mesma forma, uma diminuição desses sarcômeros acontece quando o músculo é mantido em posição de total encurtamento. Entretanto, além da imobilização ser muito diferente do alongamento intermitente prescrito durante sessões de fisioterapia, estudos com análise histológica do número de sarcômeros só foram realizados em animais (WEPPLER, MAGNUSSON, 2010).

A teoria de adaptação neural sugere que uma contração involuntária pode limitar o alongamento muscular devido a um reflexo neuromuscular. Por isso é indicado o alongamento aplicado de forma lenta e estática para estimular reflexos que induzem o relaxamento dos músculos que estão sendo alongados. Além disso, sugere-se que os reflexos neuromusculares feitos de forma repetida se adaptam ao longo do tempo permitindo que o músculo relaxe e que assim seja possível aumentar a sua extensibilidade (GUISSARD, DUCHATEAU, 2006; GUISSARD, DUCHATEAU, 2004). Entretanto, Weppler e Magnusson (2010) afirmam que as evidências dessas teorias são fracas, pois estudos que avaliam os efeitos agudos e crônicos do alongamento não mostraram alteração

eletromiográfica dos músculos alongados. Hayes et al. (2012) avaliaram, através do reflexo H, a excitabilidade dos motoneurônios que inervam o músculo sóleo antes e após programa de alongamento de seis semanas. Após o período de treino, a excitabilidade do motoneurônio manteve-se inalterada e foram observadas alterações apenas na amplitude de movimento do tornozelo. Dessa forma, os autores negam que o aumento da extensibilidade tenha sido devido à adaptações neurais (WEPPLER, MAGNUSSON, 2010).

Segundo Weppler e Magnusson (2010), muitas pesquisas foram desenvolvidas para testar as teorias expostas acima. Com a adição dos dados de tensão passiva pesquisadores puderam avaliar as curvas torque passivo/ângulo articular e avaliar as propriedades biomecânicas antes e após aplicação de alongamento. As alterações observadas após alongamento na curva torque/ângulo foram um aumento nos ângulos articulares finais, acompanhado de aumento no torque aplicado, sem deslocamento da curva para a direita. Devido ao fato do ponto final do alongamento ser a sensação do indivíduo submetido a tal intervenção, a única explicação possível seria que a sensação selecionada para o ponto final do exercício ocorreria mais tarde durante a aplicação do alongamento, ou seja, um aumento na tolerância à sensação de desconforto causado pelo alongamento. Por isso essa teoria foi denominada teoria sensorial e tem sido proposta como o mecanismo para o aumento da extensibilidade muscular após um programa de alongamento (GAJDOSIK, 2001). Dentre as sensações selecionadas para o ponto final do alongamento estão o início da dor, sensação de máximo alongamento, máxima dor tolerada, entre outras.

Esses mesmos autores ainda verificaram que estudos que avaliam efeito imediato de uma manobra de alongamento, assim como programas com duração de três a oito semanas de treino de flexibilidade não são capazes de deslocar a curva torque/ângulo para a direita, embora consigam proporcionar aumento da extensibilidade muscular. Uma vez que não ocorrem mudanças duradouras nas propriedades viscoelásticas do músculo, a teoria sensorial

tem ganhado força entre os pesquisadores. Já os protocolos com duração de mais de oito semanas, segundo os autores, ainda não foram estudados (GAJDOSIK, 2001; WEPPLER, MAGNUSSON, 2010).

De fato, apesar de algumas exceções (GUISSARD, DUCHATEAU, 2004), a grande parte dos estudos corrobora com a teoria sensorial e refuta as demais teorias mecânicas para o aumento da extensibilidade muscular (MAGNUSSON et al., 1996; GAJDOSIK et al., 2005; FOLPP et al., 2006; GAJDOSIK et al., 2007; YLINEN et al., 2009; BEN, HARVEY 2010 PAGE, 2012). De qualquer maneira, independente da causa do aumento da amplitude de movimento, o alongamento, com o consequente ganho de extensibilidade, pode trazer vários benefícios durante o tratamento de desordens ortopédicas (WEPPLER, MAGNUSSON, 2010).

Existem diferentes tipos de alongamento muscular. O alongamento estático é a forma mais comum e tradicional de realização deste exercício. Pode ser realizado de forma passiva, com auxílio ou ativamente, pelo próprio indivíduo. (PAGE, 2012)

O alongamento estático é eficaz para o aumento da amplitude de movimento. Os estudos sugerem que duração entre quinze e trinta segundos de manutenção da postura alongada sejam suficientes para o aumento da extensibilidade (BANDY, IRION, 1994), sendo que trinta segundos parecem ser mais efetivos (BANDY, IRION, BRIGGLER, 1997). De acordo com a *American College of Sports Medicine* (ACSM), a dose de alongamento recomendada é de 180 segundos diários e 540 segundos semanais, realizados de três a cinco vezes por semana. Em relação à duração de um programa de alongamento, evidências apontam que treino de três a oito semanas é efetivo para o ganho de extensibilidade muscular (GAJDOSIK, 2001; BARANDA, AYALA, 2010).

Os estudos que avaliam efeito do alongamento usam diferentes músculos, sendo que a maioria dos estudos utiliza-se de músculos biarticulares como os isquiotibiais. Isso faz com que a interpretação dos dados e a extrapolação para outros músculos sejam dificultadas. O alongamento é geralmente incluído em estudos de intervenções para o ombro e, apesar do resultado positivo desses tratamentos e do aumento da flexibilidade, é difícil isolar o efeito do alongamento, já que os protocolos geralmente incluem outros exercícios como o fortalecimento muscular, entre outros (PAGE et al., 2012). Em relação ao músculo peitoral menor, não existe estudo que quantifique o efeito isolado de um protocolo de exercícios de alongamento na cinemática escapular. Por isso, a compreensão da influência do alongamento da musculatura anterior do ombro na cinemática escapular trará um maior respaldo científico para a inclusão de tal intervenção nos programas de reabilitação do ombro, cujo objetivo é melhorar a movimentação escapular.

OBJETIVOS

3. OBJETIVOS

3.1. GERAL

Determinar o efeito do alongamento da musculatura do aspecto anterior do ombro de indivíduos saudáveis que apresentam encurtamento do músculo peitoral menor.

3.2. ESPECÍFICO

Avaliar o efeito do programa de alongamento da musculatura do aspecto anterior do ombro sobre as seguintes variáveis:

- Graus de inclinação anterior/posterior da escápula
- Graus de rotação externa/interna da escápula
- Graus de rotação superior/inferior da escápula

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. AMOSTRA

Participaram da pesquisa 25 indivíduos saudáveis e sedentários. Esses voluntários foram recrutados por meio de contato verbal e a amostra foi composta por alunos dos diferentes cursos do campus da Universidade de São Paulo (USP).

Antes de serem incluídos na pesquisa, os voluntários foram submetidos a um exame físico para descartar possível disfunção no ombro. Esse exame foi composto, além da avaliação dos movimentos e da postura, por testes para pinçamento e instabilidade no ombro (Apêndice A) (BORSTAD LUDEWIG, 2005). Ainda durante essa avaliação, foi mensurada a medida ombro-maca, proposta por Sahrmann (2002). Essa medida é feita com o sujeito em decúbito dorsal e braços ao lado do corpo. Nessa posição mede-se a distância do aspecto posterior do acrômio até a maca, a qual não deve exceder o valor de 2,6 centímetros. Caso a medida seja maior que este valor, sugere-se encurtamento do músculo peitoral menor (SAHRMANN, 2002; LEWIS, VALENTINE, 2007; WONG et al., 2010).

Além do teste positivo para encurtamento do músculo peitoral menor, foram considerados os seguintes critérios de inclusão/exclusão:

4.1.1. Critérios de inclusão:

- Faixa etária entre 18 e 40 anos, de forma a garantir o amadurecimento ósseo e evitar alterações degenerativas comuns a partir dos 40 anos de idade
- Amplitude de movimento glenoumeral simétrica e completa

- Positividade para o teste clínico de encurtamento do músculo peitoral menor, segundo a medida proposta por Sahrmann (2002)
- Ausência de disfunção no ombro

4.1.2. Critérios de exclusão:

- Positividade para um dos testes realizados durante o exame físico (BORSTAD, LUDEWIG, 2005)
- História de dor, trauma, cirurgia ou disfunção na articulação do ombro, coluna cervical ou torácica
- Deformidades da coluna torácica como escoliose ou hipercifose por possível alteração dos movimentos escapulares
- Restrição anormal da amplitude de movimento da articulação glenoumeral
- Prática de atividade física ou esportes que envolvam os membros superiores

4.13. Aspectos éticos:

Os participantes da pesquisa foram informados sobre os procedimentos realizados durante a pesquisa e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice B) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (FMRP-USP), conforme a resolução 196 do CNS/96 (Anexos A e B).

4.2. MATERIAIS

- Sistema eletromagnético de aquisição de dados tridimensionais 3SPACE® *Liberty*® (*Polhemus* Inc.)
- Computador desktop marca Dell

- Seis sensores eletromagnéticos da marca Polhemus®(Polhemus Inc., VT-EUA)
- Fita adesiva Transpore da marca 3M para fixação dos sensores sobre a pele
- Software Motion Monitor, versão 8 (Innsport Inc., IL-EUA)
- Notebook HP para processamento dos dados
- Transmissor de longa distância da marca Polhemus® (Polhemus Inc., VT-EUA)
- Dois canos de PVC para demarcação do plano escapular para elevação do braço durante as coletas de dados
- Metrônomo
- Esquadro para mensuração da medida acrômio-maca
- Maca para realização dos alongamentos
- Toalha para realização dos alongamentos
- Cronômetro para demarcação do tempo de cada alongamento

4.3. INSTRUMENTAÇÃO

O sistema eletromagnético de aquisição de dados tridimensionais 3SPACE® *Liberty*® (*Polhemus* Inc.), localizado no Laboratório de Análise da Postura e do Movimento Humano (LAPOMH), foi utilizado para a avaliação da movimentação da escápula, úmero e tórax (Figura 1). Este equipamento pode ser utilizado para coleta de dados tridimensionais do complexo do ombro, além de dados da postura de repouso do ombro e do tórax (MCCLURE et al., 2004).

Figura 1. Sistema eletromagnético de aquisição de dados

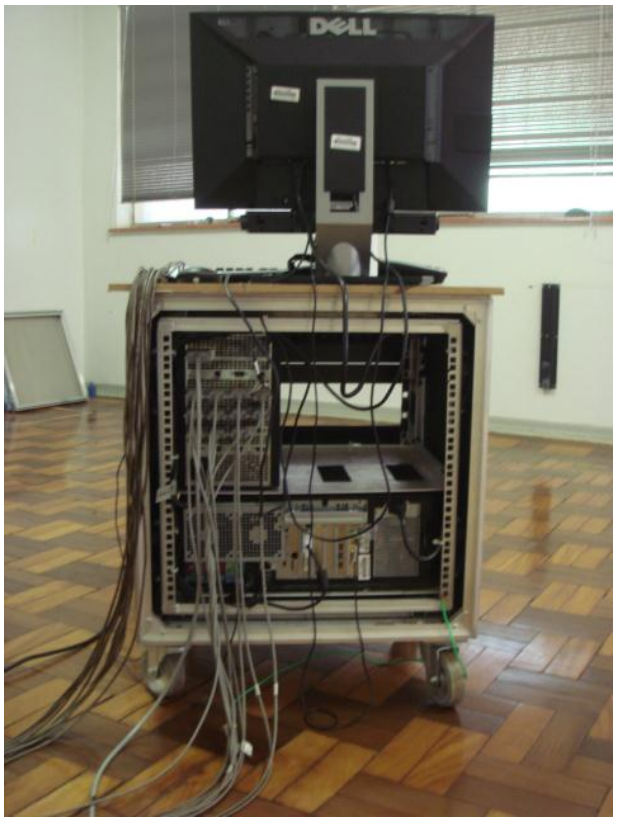

Figura 2. Sistema eletromagnético de aquisição de dados

Esse sistema é composto por um transmissor, por sensores e pela unidade eletrônica com 16 canais para sensores (Figuras 2 e 3). Os sensores contêm bobinas eletromagnéticas tridimensionais de 22,9X 27,9X 15,2 mm e fornecem informações nos seis graus de liberdade, sobre o posicionamento e orientação angular dos movimentos. Um computador é associado ao sistema. Para o presente estudo foram utilizados cinco sensores que foram fixados aos segmentos corporais a serem estudados, além de um sensor acoplado a uma caneta feita de madeira de oito centímetros, que foi utilizado para digitalização de pontos anatômicos.

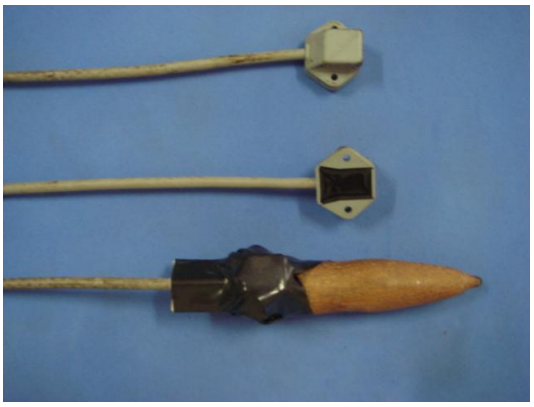

Figura 3. Sensores e sensor digitalizador

O transmissor emite um campo eletromagnético que é percebido pelos sensores fixados nos segmentos corporais a serem avaliados. A unidade eletrônica capta essa informação durante os movimentos e determina a posição e orientação dos sensores (KARDUNA, MCCLURE, MICHENER, 2000).

Um sistema de coordenadas global (SCG) é estabelecido pelo transmissor, o qual é alinhado com os planos cardinais do corpo (Figura 4). Os eixos do transmissor são alinhados com os planos ântero-posterior, súpero-inferior e médio-lateral do corpo, de forma que o eixo X é horizontal e positivo anteriormente, o eixo Z também horizontal e positivo para a direita e o eixo Y vertical, positivo superiormente (KARDUNA, MCCLURE, MICHENER, 2000).

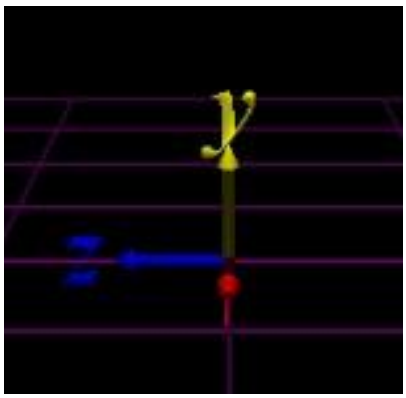

Figura 4. Sistema de coordenadas global

Com o sensor digitalizador acoplado na caneta, pontos anatômicos nos segmentos corporais analisados são digitalizados. Com essa digitalização, além de definir o tamanho dos segmentos, é possível definir os sistemas de coordenadas locais. Assim, os eixos arbitrários definidos pelo sistema serão convertidos em eixos de coordenadas anatomicamente apropriados. No tórax, esses eixos são alinhados com os planos frontal, sagital e transverso. Para a escápula, o eixo lateral é direcionado a partir da raiz da espinha da escápula para o ângulo acromial, com o eixo anterior perpendicular ao plano da escápula. Para o úmero, o eixo lateral é direcionado paralelo à linha que conecta os epicôndilos lateral e medial e o eixo superior acompanha a diáfise do úmero (LUDEWIG et al., 2009; WU et al., 2005). O único ponto anatômico não digitalizado é o centro da articulação glenoumeral, o qual foi definido pelo método de rotação. Com essa organização estabelecida, os dados brutos gerados pelo sistema são convertidos em rotações anatomicamente definidas e apresentadas com o uso de programas como o *The Motion Monitor*® (KARDUNA, MCCLURE, MICHENER, 2000; MCCLURE et al., 2004).

Os movimentos da escápula e úmero em relação ao tórax são descritos com o uso dos ângulos Cardan e Euler. Esta é a maneira padronizada de se descrever o movimento do ombro tridimensionalmente como sequências de rotação em torno dos três eixos anatômicos e é recomendado pela *International Society of Biomechanics* (ISB) (KARDUNA, MCCLURE, MICHENER, 2000; MCCLURE et al., 2004; LUDEWIG et al., 2009). Esta pesquisa utilizou o programa *The Motion Monitor*® para o processamento dos dados.

4.4. PROCEDIMENTOS

Após concordarem em participar da pesquisa, os voluntários foram selecionados de acordo com os critérios de inclusão e exclusão e as coletas realizadas de acordo com as etapas

a seguir. A avaliação cinemática foi realizada antes e após um programa de alongamento da musculatura anterior do ombro. A avaliação final foi feita sempre após intervalo de pelo menos um dia após a última sessão de alongamento para evitar o efeito transitório do alongamento nas propriedades viscoelásticas do músculo peitoral menor.

Para o cálculo da confiabilidade inter-sessão e do erro padrão da medida, uma amostra composta de 14 indivíduos foi submetida à avaliação da cinemática escapular em duas ocasiões, separadas por um intervalo de tempo de sete a dez dias.

4.4.1. Construção do modelo biomecânico

Antes da coleta dos dados, deve-se construir o modelo biomecânico do voluntário a ser analisado (Figura 5). Durante esse procedimento, foi realizada a colocação dos sensores sobre a pele dos segmentos a serem analisados (Figura 7) e a digitalização de pontos anatômicos com o sensor digitalizador para construção dos SCL. Para isso, o indivíduo permanecia sentado em uma caixa de madeira situada ao lado do transmissor (Figura 6), em posição militar, ou seja, tronco ereto, braços ao longo do corpo com as palmas da mão voltadas para medial. O indivíduo foi posicionado de forma que olhava para o eixo X do SCG. Os sensores foram fixados à pele dos participantes nos segmentos a serem analisados com fita adesiva Transpore (3M) e os sensores do úmero eram adicionalmente fixados com uma fita de velcro. Em seguida, os SCL foram estabelecidos para cada segmento durante o processo de digitalização de pontos anatômicos de acordo com as recomendações da ISB (WU et al., 2005).

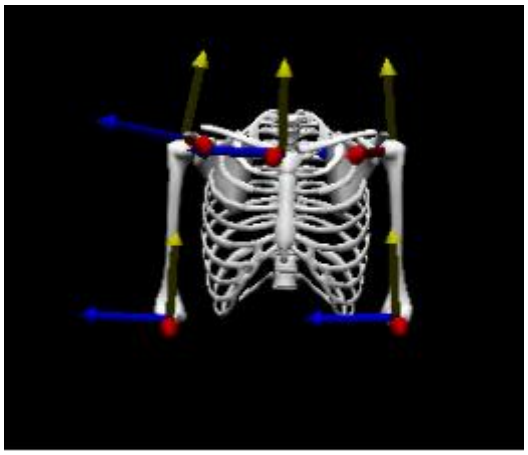

Figura 5. Modelo biomecânico e Sistemas de Coordenadas Locais

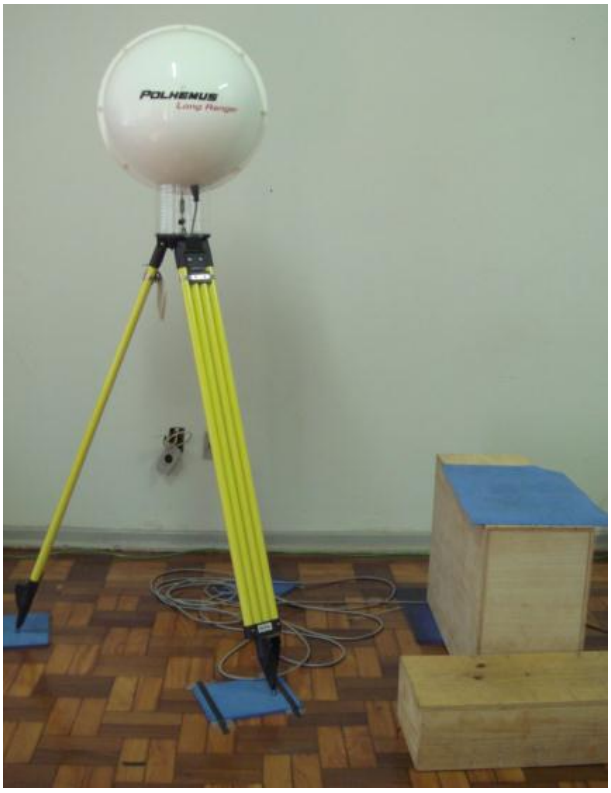

Figura 6. Transmissor

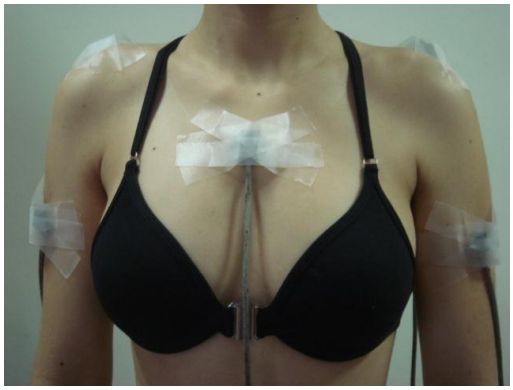

Figura 7. Posicionamento dos sensores, vista frontal e lateral

4.4.2. Posicionamento de sensores

Cinco sensores foram posicionados nos seguintes segmentos:

- Acrômio de ambas as escápulas
- Terço proximal de ambos os úmeros, próximo à inserção do músculo deltoide
- No manúbrio do esterno no tórax

4.4.3. Digitalização de pontos anatômicos

- Processos espinhosos de C7, T8 e T12
- Incisura jugular
- Processo xifoide
- Na escápula: ângulo acromial, ângulo inferior e raíz da espinha da escápula
- Epicôndilos lateral e medial do úmero

4.4.4. Determinação do centro articular da glenoumeral

Para determinação do centro articular do ombro foi aplicado o método de rotação (VEEGER, 2000), sugerido pela ISB (WU et al., 2005). De acordo com este método, são realizadas 15 repetições de mobilização do úmero em arcos pequenos (menores que 45°). O centro articular foi definido como o ponto no úmero que menos se moveu durante esse procedimento (KARDUNA, MCCLURE, MICHENER, 2000, MCCLURE et al., 2004).

4.5. COLETA DE DADOS

Após a construção do modelo biomecânico, a coleta de dados foi iniciada.

Os dados do movimento da escápula foram coletados durante a elevação do braço em três planos de movimento: plano frontal, plano escapular e plano sagital. A ordem de realização dos movimentos em cada plano foi aleatorizada antes do início da coleta, através de sorteio. Os voluntários realizavam cinco repetições do movimento de elevação máxima em cada plano de movimento. O ciclo completo de elevação e abaixamento dos braços foi realizado em quatro segundos. Entre as cinco repetições em cada plano, um minuto de descanso foi permitido para que fadiga dos músculos do membro superior fosse evitada. Para guiar a elevação do braço no plano escapular, o qual foi definido a 30° do plano frontal, um suporte de poli cloreto de vinila (PVC) foi colocado próximo ao voluntário para que realizasse o movimento apontando para esse suporte (Figura 8). Foi permitida a familiarização com o movimento antes do registro caso o voluntário achasse necessário (BORSTAD, LUDEWIG, 2005).

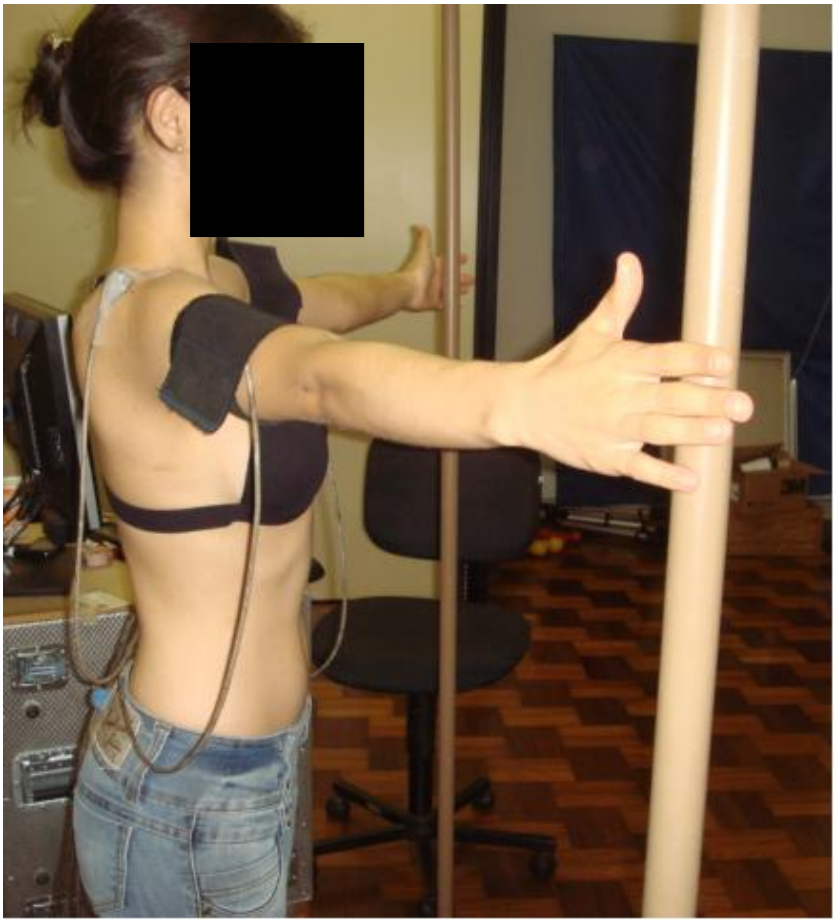

Figura 8. Exemplo de elevação do braço no plano escapular durante coleta de dados

4.6. PROGRAMA DE ALONGAMENTO DA MUSCULATURA ANTERIOR DO OMBRO

O programa de alongamento utilizado neste estudo teve duração de quatro semanas e as sessões foram realizadas três vezes por semanas em dias alternados. Foram realizadas três repetições de três alongamentos diferentes, com duração de 30 segundos cada, de forma que a carga diária de tempo de alongamento foi de 270 segundos (BARANDA, AYALA, 2010). A duração de cada exercício de alongamento de 30 segundos foi baseada nos estudos de Bandy e Irion (1994) e Bandy, Irion e Briggler (1997) que avaliaram diferentes durações de

alongamento na flexibilidade dos músculos isquiotibiais e verificaram que 30 segundos são ideais para o ganho de flexibilidade. Foram permitidos 20 segundos de descanso entre as repetições. Voluntários com mais de duas faltas por semana foram excluídos da análise.

O alongamento escolhido foi o estático por ser o mais tradicional, um dos mais utilizados, além de ser efetivo para o ganho de amplitude de movimento (PAGE, 2012). Dois dos alongamentos utilizados neste estudo são o auto-alongamento unilateral de esquina (Figura 9) e o alongamento manual em supino (Figura 10), selecionados com base no estudo de Borstad e Ludewig (2006). O auto-alongamento "unilateral de esquina" foi realizado com o participante em pé, com abdução de ombro e flexão de cotovelo de 90° e com o antebraço do membro superior a ser alongado posicionado em uma parede plana. O indivíduo é requisitado a rodar o tronco, afastando-o do braço que está elevado e aumentando a abdução horizontal. O alongamento em supino é realizado manualmente pelo fisioterapeuta, com o voluntário na posição supina e com um rolo de toalha ao longo de sua coluna torácica. O ombro foi posicionado a 90° de abdução e rotação externa e o cotovelo a 90° de flexão enquanto se aplica uma força posterior na região do processo coracóide (BORSTAD, LUDEWIG, 2006). O terceiro alongamento a ser realizado foi proposto por Burkhart et al.(2003) e indicado por outros estudos (TATE et al., 2010; ELLENBECKER, COOLS, 2011; STRUYF et al., 2012). Neste exercício o voluntário se mantém na posição supina, com um rolo de toalha ao longo da sua coluna torácica e o fisioterapeuta deve empurrar o seu ombro até atingir a máxima amplitude de movimento em direção posterior (Figura 11).

Figura 9. Alongamento unilateral de esquina

Figura 10. Alongamento em supino 1

Figura 11. Alongamento em supino 2

5. ANÁLISE DOS DADOS

O processamento dos dados biomecânicos foi feito com o programa *The Motion Monitor*®. Os movimentos analisados foram as rotações da escápula em relação ao tórax durante a elevação do braço em relação ao tórax. A análise das rotações escapulares antes e após intervenção do estudo foi feita durante a elevação do braço, no momento em que o mesmo se encontrava em 30°, 60°, 90°, 120° e máxima elevação, nos planos frontal, escapular e sagital (BORSTAD, LUDEWIG, 2005). Com o uso do programa *The Motion Monitor*® foi possível marcar eventos que correspondem às angulações de 30°, 60°, 90°, 120° e elevação máxima do úmero em relação ao tórax (Figura 12). Para a comparação entre as avaliações pré e pós intervenção, foram utilizadas as três repetições intermediárias de cada movimento das cinco realizadas pelo voluntário.

Para o cálculo da confiabilidade inter-sessão das rotações escapulares em relação ao tórax foi utilizado o programa *SPSS*®, versão 16.0. Foram utilizadas as mesmas angulações úmero-torácica e os mesmos planos de movimento do braço para esse cálculo.

As variáveis analisadas foram os graus de rotação interna/externa, rotação superior/inferior e de inclinação anterior/posterior da escápula. Os valores das rotações escapulares obtidos durante as angulações de elevação umeral desejada foram comparados antes e depois do programa de alongamento da musculatura do aspecto anterior do ombro.

A movimentação da escápula em relação ao tórax foi definida usando a sequência de rotação de ângulos Euler YX'Z'', recomendada pela sociedade internacional de biomecânica (WU et al., 2005). Os movimentos de rotação interna/externa são analisados em torno do eixo Y, a rotação superior/inferior ocorre em torno do eixo X e os movimentos de inclinação

anterior/posterior, em torno do eixo Z (WU et al. 2005). A elevação do braço em relação ao tórax foi analisada através da sequência de ângulos Euler XZ'Y'', em torno do eixo X. (PHADKE et al., 2011).

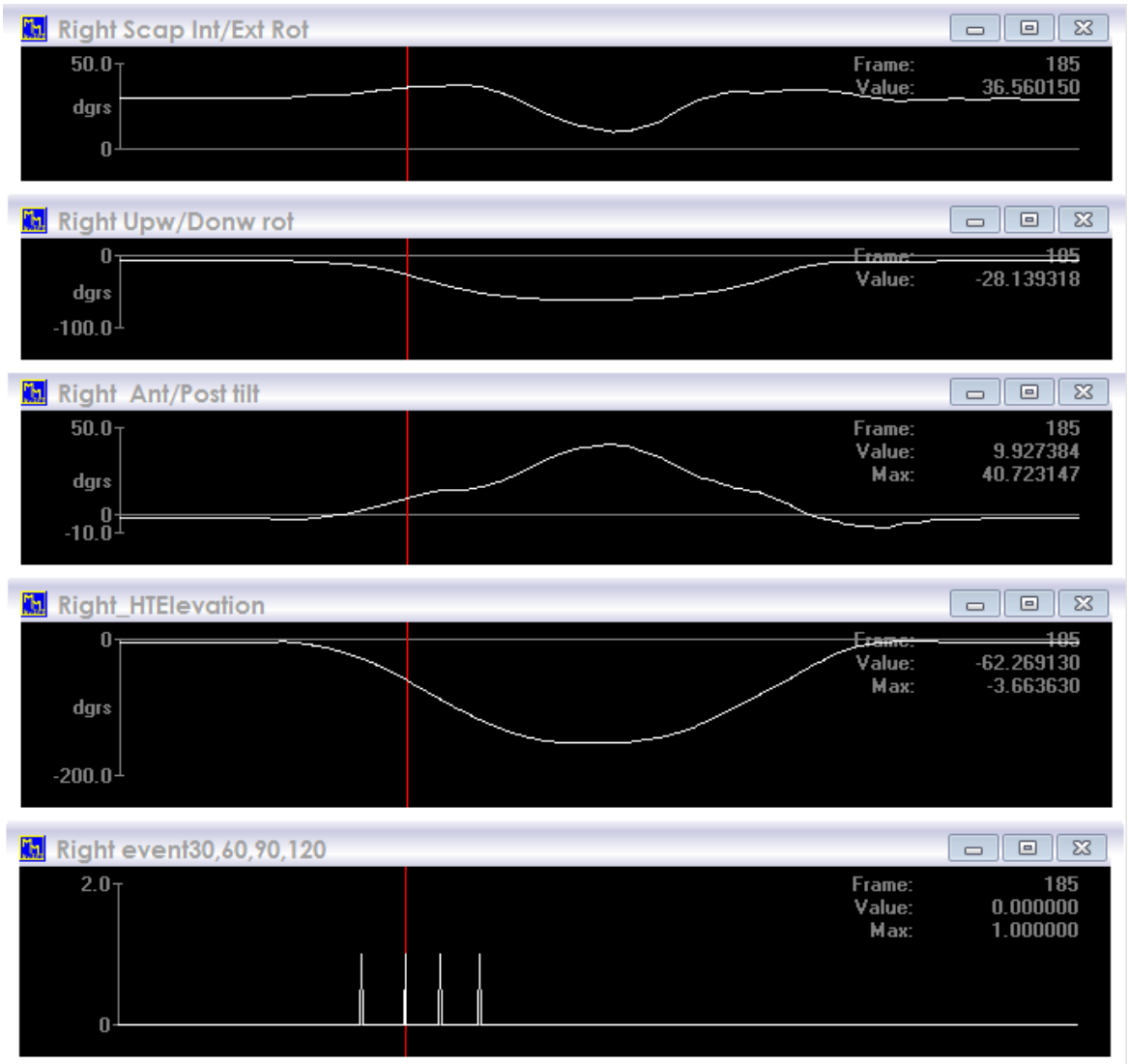

Figura 12. Exemplo da interface do software e marcação dos eventos de 30°, 60°, 90° e 120° de elevação úmero-torácica

6. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente foi realizada uma análise exploratória de dados através de medidas de posição central e de disperão (média, desvio-padrão, mediana, valor mínimo e máximo).

As comparações entre as avaliações pré e pós intervenção do estudo foram feitas através de contrastes ortogonais utilizando o modelo linear de efeitos mistos (efeitos aleatórios e fixos). Este modelo é utilizado na análise de dados em que as respostas de um mesmo indivíduo estão agrupadas e a suposição de independência entre as observações num mesmo grupo não e adequada (SCHALL, 1991). Para a utilização deste modelo, é preciso que seus resíduos tenham distribuição normal com média zero e variância constante. O ajuste do modelo foi através do procedimento PROC MIXED do software SAS® 9.1.

Foi utilizado o Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC3,1) para a análise da confiabilidade inter-sessão. Valores menores que 0,4 serão considerados pobres, entre 0,4 e 0,75 serão considerados bons e excelentes, quando acima de 0,75 (FLEISS, 1996).

RESULTADOS

7. RESULTADOS

7.1. AMOSTRA

A amostra foi composta por 25 voluntários, sendo 24 do sexo feminino, com média de idade de 21,92 anos (±3,02), média de peso corporal de 60,27 Kg (±10,12) e média de altura de 1,63 m (±0,07). O valor médio da medida ombro-maca registrado no início do estudo foi de 6,13cm (±1,26) e após o período de intervenção, houve uma diminuição para 5,69 cm (±1,32) (Tabela 1). Entretanto, essa diminuição de 0,44 cm não foi estatisticamente significativa.

Tabela 1. Comparações entre as distâncias ombro-maca antes e após intervenção.

Variável	Tempo	Média	Desvio Padrão	IC 95%		P-valor
				LI	LS	
Distância	pré	6,13	1,26	5,61	6,65	
Distância	pós	5,69	1,32	5,14	6,23	
Distância	**(pré-pós)**	**0,44**	**1,29**	**-0,29**	**1,18**	**0,23**

IC: intervalo de confiança; LI: limite inferior; LS: limite superior

O tamanho da amostra de 25 indivíduos foi escolhido baseado em estudos anteriores que utilizaram o mesmo equipamento de avaliação cinemática, os quais calcularam que 25 indivíduos seriam necessários para proporcionar um poder de amostra de 80% para detectar uma diferença de 5° nas rotações escapulares, com nível de significância de 0,05 (LUDEWIG, COOK, NAWOCZENSKI, 1996; LUDEWIG, COOK, 2000; BORSTAD, LUDEWIG, 2005).

Inicialmente foram avaliados 27 indivíduos e ao longo do tempo, dois voluntários desistiram da participação da pesquisa, sendo que 25 participantes terminaram o programa de alongamento e foram submetidos à reavaliação final (Figura 13).

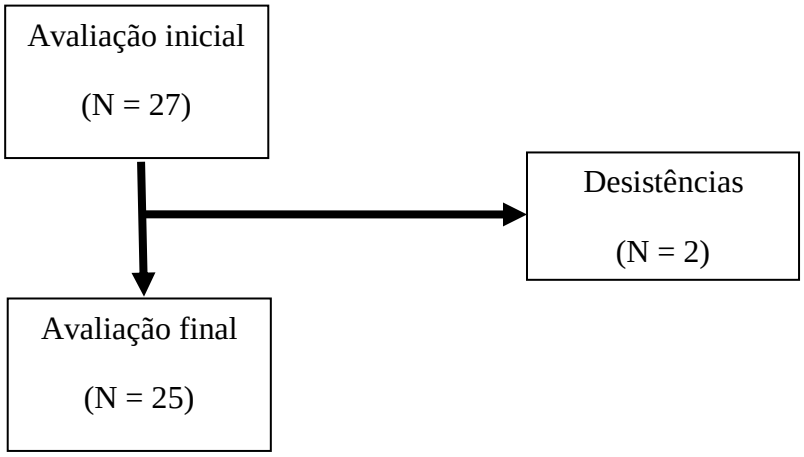

Figura 13. Fluxograma

7.2. CINEMÁTICA ESCAPULAR

7.2.1. Confiabilidade inter-sessão e erro padrão da medida

A rotação interna/externa apresentou excelentes valores de ICC (ICC≥0,75), exceto durante a elevação do braço no plano sagital, nas angulações umerais de 30°, 60°, 120° e máxima, sendo considerados bons (ICC entre 0,4 e 0,75). Os valores de ICC para a rotação superior/inferior variou entre excelente e pobre (ICC≤0,4) nos três planos de elevação. A variável de inclinação anterior/posterior apresentou valores excelentes de ICC exceto a 120° e máxima elevação no plano sagital, angulações nas quais foram considerados bom e pobre, respectivamente. As tabelas 2, 3 e 4 demonstram os valores de ICC e erro padrão da medida para cada variável em todas as angulações umerais avaliadas e nos três planos de movimento.

Tabela 2. Valores de ICC e erro padrão da medida para as variáveis escapulares durante a elevação do braço no plano frontal.

Variável	Angulação úmero-torácica (°)	ICC	EPM(90%)(°)
Rotação Interna/Externa	30	0,88	4,64
	60	0,87	4,96
	90	0,90	5,01
	120	0,89	7,45
	Máxima	0,87	9,93
Rotação Superior/Inferior	30	0,88	3,2
	60	0,81	3,83
	90	0,64	4,91
	120	0,36	5,94
	Máxima	0,57	8,85
Inclinação	30	0,81	2,45
	60	0,95	2,47
	90	0,95	3,14
	120	0,91	5,37
	Máxima	0,88	7,03

ICC: coeficiente de correlação intraclasse; EPM: erro padrão da medida com 90% de intervalo de confiança.

Tabela 3. Valores de ICC e erro padrão da medida para as variáveis escapulares durante a elevação do braço no plano sagital.

Variável	Angulação úmero-torácica (°)	ICC	EPM(90%)(°)
Rotação Interna/Externa	30	0,63	6,87
	60	0,73	5,95
	90	0,77	5,46
	120	0,69	6,44
	Máxima	0,59	8,05
Rotação Superior/Inferior	30	0,33	7,48
	60	0,50	4,94
	90	0,74	2,78
	120	0,33	4,16
	Máxima	0,40	5,03
Inclinação Anterior/Posterior	30	0,85	1,52
	60	0,87	1,51
	90	0,75	2,23
	120	0,55	3,29
	Máxima	0,43	5,01

ICC: coeficiente de correlação intraclasse; EPM: erro padrão da medida com 90% de intervalo de confiança.

Tabela 4. Valores de ICC e erro padrão da medida para as variáveis escapulares durante a elevação do braço no plano escapular.

Variável	Angulação úmero-torácica (°)	ICC	SEM(90%)(°)
Rotação Interna/Externa	30	0,77	4,16
	60	0,79	4,27
	90	0,86	3,98
	120	0,88	4,23
	Máxima	0,76	6,85
Rotação Superior/Inferior	30	0,85	2,29
	60	0,75	2,78
	90	0,62	2,64
	120	0,51	3,18
	Máxima	0,75	3,59
Inclinação Anterior/Posterior	30	0,73	1,36
	60	0,91	1,38
	90	0,95	1,43
	120	0,90	2,80
	Máxima	0,79	5,06

ICC: coeficiente de correlação intraclasse; EPM: erro padrão da medida com 90% de intervalo de confiança.

7.2.2. Elevação do braço no plano sagital

Os valores das rotações escapulares para cada angulação de elevação do braço no plano sagital antes e depois do programa de alongamento da musculatura anterior do ombro estão apresentados na tabela 5.

Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre as avaliações pré e pós programa de alongamento da musculatura anterior do ombro para nenhuma das variáveis escapulares analisadas, em qualquer dos ângulos de elevação úmero-torácica. A figura 14 ilustram em forma de box-plot, os dados das rotações escapulares interna/externa, superior/inferior e inclinação anterior/posterior pré e pós a intervenção do estudo.

Tabela 5. Valores médios e desvio-padroes da comparação das médias entre pré e pós intervenção em cada ângulo de elevação do úmero no plano sagital. Valores negativos para inclinação escapular indicam que a escápula está inclinada anteriormente.

Variável	Ângulo de Elevação (°)	Média pré (DP) (°)	Média pós (DP) (°)	Diferença media (°)	P valor	IC 95%
Rotação interna	30	44,95 (8,7)	45,41 (6,4)	0,46	0,666	(-2,569; 1,643)
	60	45,91 (8,8)	46,83 (6,5)	0,92	0,389	(-3,031; 1,181)
	90	46,04 (9,1)	47,18 (6,9)	1,14	0,287	(-3,25; 0,963)
	120	45,68 (9,6)	47,15 (7,6)	1,46	0,171	(-3,575; 0,637)
	Máximo	33,01 (17)	34 (18,3)	1,02	0,339	(-3,133; 1,079)
Rotação superior	30	27,09 (6,4)	26,69 (7,3)	0,40	0,577	(-1,818; 1,013)
	60	32,73 (5,7)	32,26 (5,9)	0,47	0,515	(-1,885; 0,946)
	90	35,68 (5,7)	35,28 (5,7)	0,40	0,573	(-1,822; 1,009)
	120	38,95 (5,9)	38,45 (6)	0,49	0,495	(-1,908; 0,924)
	Máximo	51,99 (7,6)	52,4 (8,4)	0,40	0,572	(-1,008; 1,823)
Inclinação posterior	30	-2,12 (6,4)	-1,38 (5,1)	0,741	0,421	(-2,547; 1,065)
	60	-1,83 (6,8)	-1,44 (5,3)	0,384	0,676	(-2,19; 1,422)
	90	-1,72 (7,1)	-0,96 (6,3)	0,767	0,404	(-2,573; 1,038)
	120	-1,49 (7,4)	-1,28 (5,5)	0,21	0,819	(-2,016; 1,596)
	Máximo	7,54 (13,8)	8,43 (12,9)	0,894	0,331	(-2,700; 0,911)

IC: intervalo de confiança.

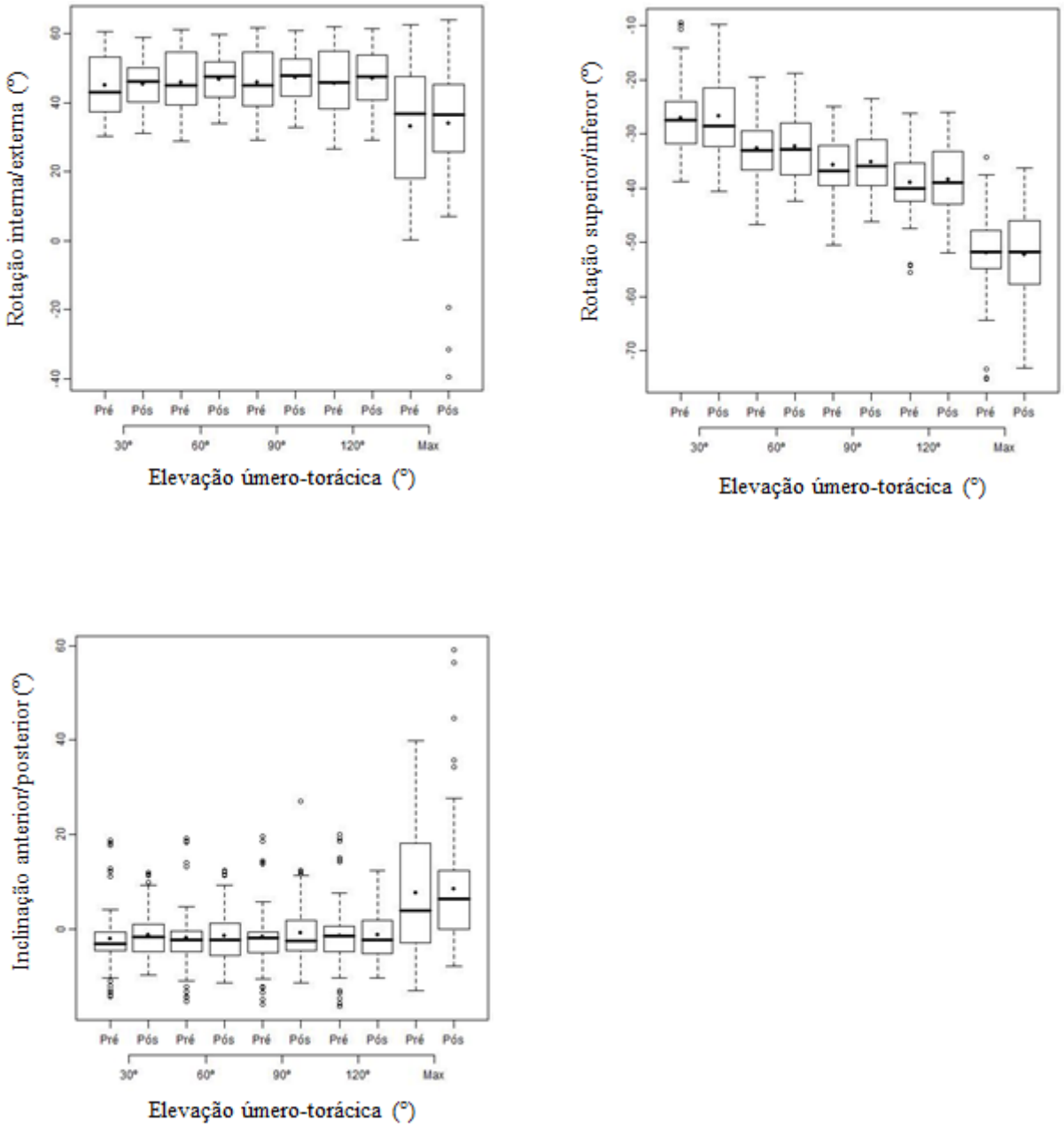

Figura 14. Medidas angulares do movimento de rotação interna/externa da escápula em relação ao tronco durante o movimento de elevação umeral no plano sagital.

7.2.2. Elevação do braço no plano frontal

Os valores das rotações escapulares durante a elevação do braço no plano frontal antes e depois do programa de alongamento da musculatura anterior do ombro estão apresentados na tabela 6.

Foi encontrada diferença estatisticamente significativa para a variável de inclinação anterior/posterior, nos ângulos de elevação umeral de 90° e 120°. Os valores médios iniciais de inclinação posterior a 90° e 120° de elevação úmero-torácica eram de 1,31° e 5,09°, respectivamente. Após a intervenção do estudo, esses valores cresceram para 3,56° e 7,83°, registrando um aumento na inclinação posterior de 2,25° a 90° e de 2,73° a 120°. A figura 15 ilustra em forma de box-plot, os dados das variáveis das avaliações pré e pós a intervenção do estudo.

Tabela 6. Valores médios e desvio-padroes da comparação das médias entre pré e pós intervenção em cada ângulo de elevação do úmero no plano frontal. Valores negativos para inclinação escapular indicam que a escápula está inclinada anteriormente.

Variável	Ângulo de Elevação (°)	Média (DP) pré (°)	Média (DP) pós (°)	Diferença média (°)	*P* valor	IC 95%
Rotação interna	30	23,17 (5,8)	22,04 (5,1)	1,128	0,391	(-1,454; 3,709)
	60	19,1 (8,5)	18,59 (6,2)	0,507	0,700	(-2,074; 3,089)
	90	16,92 (8,9)	16,0 (8,8)	0,865	0,511	(-1,716; 3,447)
	120	19,7 (13,1)	18,2 (12,7)	1,443	0,273	(-1,138; 4,025)
	Máx	36,4 (19,1)	35,82 (17,9)	0,568	0,666	(-2,014; 3,149)
Rotação superior	30	10,6 (8,9)	11,16 (4,7)	0,561	0,460	(-0,929; 1,636)
	60	25,14 (4,7)	25,54 (4,6)	0,400	0,599	(-1,091; 1,890)
	90	37,73 (5,2)	37,92 (5,0)	0,185	0,808	(-1,306; 1,675)
	120	47,02 (5,2)	47,16 (5,8)	0,146	0,848	(-1,344; 1,636)
	Máx	54,82 (8,1)	55,68 (9,4)	0,859	0,258	(-0,631; 2,349)
Inclinação	30	-9,58 (4,7)	-7,88 (4,6)	1,695	0,091	(-3,66; -0,775)
	60	-5,51 (7,3)	-3,6 (6,9)	1,907	0,057	(-3,871; 0,057)
	90	1,31 (9,3)	3,56 (9,1)	2,251*	0,025	(-4,21; -0,29)
	120	5,09 (11,3)	7,83 (4,6)	2,739*	0,006	(-4,70; -0,77)
	Máx	-0,1 (16,2)	1,44 (12,7)	1,549	0,122	(-3,513; 0,415)

IC: intervalo de confiança. *Indica uma diferença estatisticamente significativa entre avaliação pré e pós intervenção, com $p<0,05$.

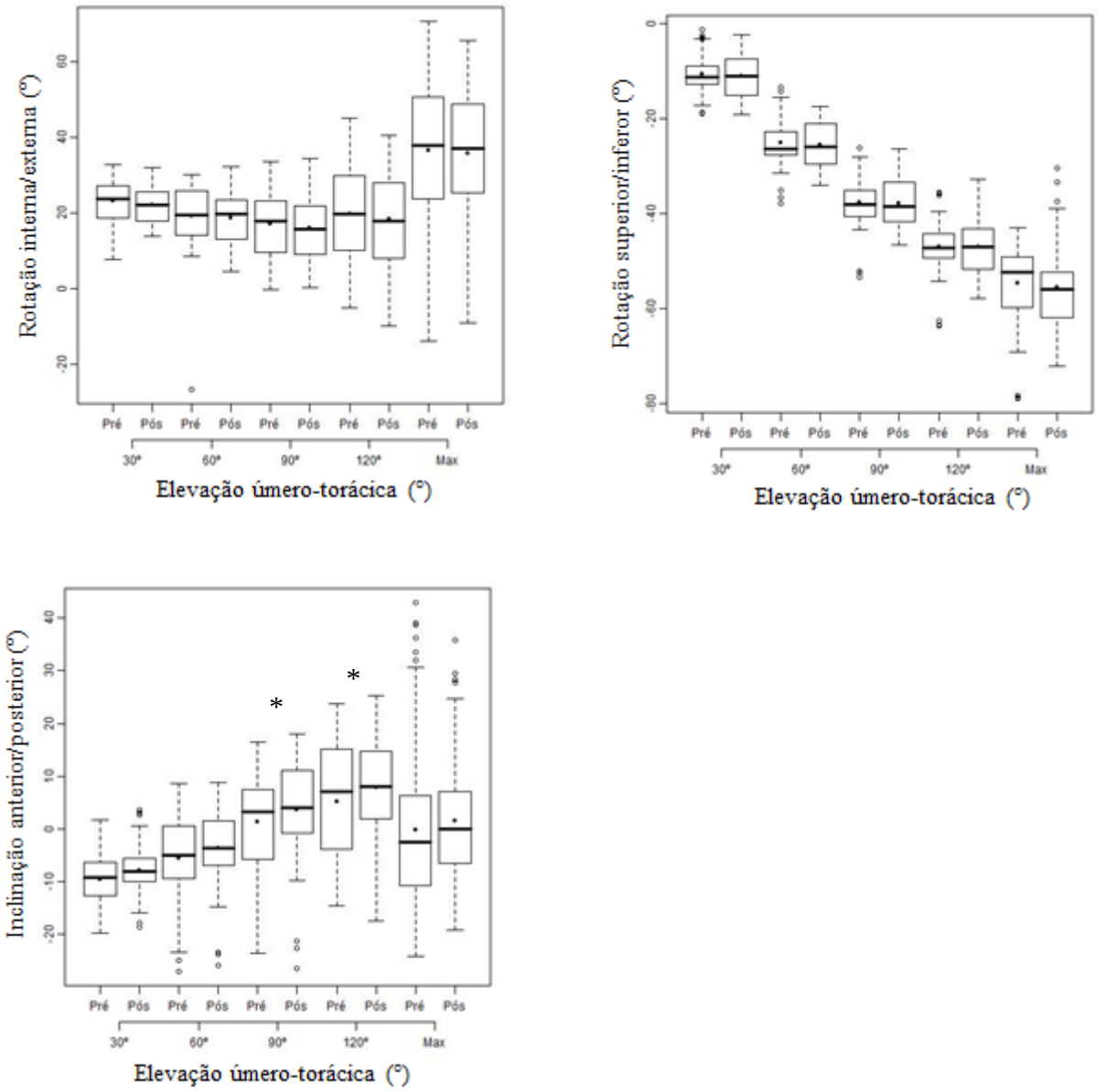

Figura 15. Medidas angulares do movimento de rotação interna/externa da escápula em relação ao tronco durante o movimento de elevação umeral no plano frontal.

7.2.3. Elevação do braço no plano escapular

Os valores das rotações escapulares durante a elevação do braço no plano escapular antes e depois do programa de alongamento da musculatura anterior do ombro estão apresentados na tabela 7.

Durante a elevação do braço no plano escapular, foram identificadas diferenças estatisticamente significativas a 120° e na máxima elevação úmero-torácica. A média inicial do movimento de inclinação posterior era de 3,15° a 120° de elevação umeral e de 1,16° na elevação umeral máxima. Após o programa de alongamento, tais valores aumentaram para 5,53° e 3,33°, respectivamente, registrando uma diferença de 2,37° a 120° e de 2,16° na elevação umeral máxima. A figura 16 ilustra os dados das rotações escapulares interna/externa, superior/inferior e inclinação anterior/posterior pré e pós a intervenção do estudo em forma de box-plot.

Tabela 7. Valores médios e desvio-padroes da comparação das médias entre pré e pós intervenção em cada ângulo de elevação do úmero no plano escapular. Valores negativos para inclinação escapular indicam que a escápula está inclinada anteriormente

Variável	Ângulo de Elevação (°)	Média pré (DP) (°)	Média pós (DP) (°)	Diferença media (°)	*P* valor	IC 95%
Rotação interna	30	30,24 (5,3)	29,09 (5,7)	1,150	0,387	(-1,457; 3,757)
	60	29,27 (7,0)	28,21 (7,0)	1,06	0,425	(-1,547; 3,666)
	90	28,05 (9,4)	27,16 (9,2)	0,893	0,501	(-1,713; 3,500)
	120	28,1 (11,8)	26,41 (5,7)	1,702	0,200	(-0,905; 4,308)
	Máx	36,5 (20,2)	35,05 (18,0)	1,441	0,278	(-1,166; 4,047)
Rotação superior	30	10,46 (4,2)	10,63 (4,3)	0,171	0,808	(-1,215; 1,558)
	60	24,79 (4,7)	24,97 (4,4)	0,183	0,796	(-1,203; 1,569)
	90	36,46 (5,1)	36,11 (5)	0,347	0,624	(-1,733; 1,040)
	120	46,01 (5,6)	45,38 (6,3)	0,630	0,372	(-2,017; 0,756)
	Máx	56,12 (7,9)	56,24 (8,9)	0,114	0,871	(-1,272; 1,501)
Inclinação posterior	30	-6,38 (4,7)	-5,2 (3,8)	1,177	0,240	(-3,141; 0,787)
	60	-3,18 (6,0)	-1,92 (5,1)	1,258	0,209	(-3,222; 0,706)
	90	0,19 (7,9)	1,84 (6,9)	1,653	0,099	(-3,617; 0,311)
	120	3,15 (9,8)	5,53 (8,6)	2,379*	0,018	(-4,34; -0,41)
	Máx	1,16 (16,7)	3,33 (12,3)	2,169*	0,031	-4,13; -0,20

IC: intervalo de confiança.*Indica uma diferença estatisticamente significativa entre avaliação pré e pós intervenção, com $p<0,05$.

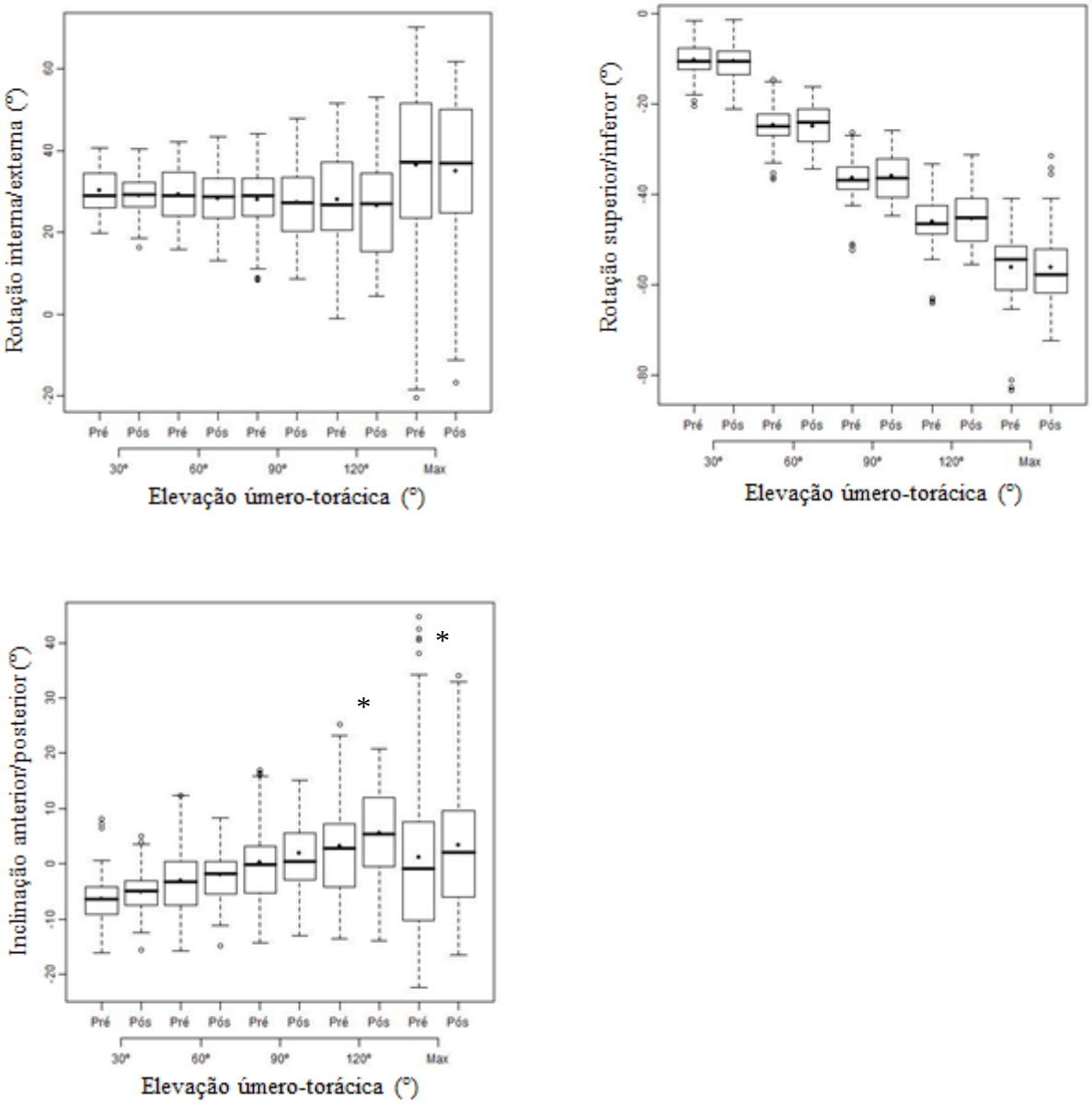

Figura 16. Medidas angulares do movimento de rotação interna/externa da escápula em relação ao tronco durante o movimento de elevação umeral no plano escapular.

DISCUSSÃO

8. DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi verificar o efeito biomecânico de um programa de alongamento da musculatura do aspecto anterior do ombro na cinemática escapular, uma vez que Borstad e Ludewig (2005) demonstraram que indivíduos com comprimento de repouso relativamente curto do músculo peitoral menor apresentaram menor inclinação posterior e maior rotação interna da escápula nos ângulos mais altos de elevação umeral, quando comparados com indivíduos cujo comprimento de repouso desse músculo era relativamente longo (BORSTAD, LUDEWIG, 2005).

A maioria dos valores de ICC demonstraram excelente confiabilidade inter-sessão para todas variáveis em quase todas as angulações umerais e planos de elevação, comparando-se com os dados de outros estudos (LUDEWIG, COOK, NAWOCZENSKI, 1996; LUDEWIG, COOK, 2000). O erro padrão da medida variou entre 1,51° e 9,93° sendo que os menores valores foram encontrados para a variável inclinação anterior/posterior e aumentou conforme o ângulo de elevação umeral progrediu, com maiores valores acima de 120° de elevação umeral. A literatura relata erros de outros estudos que utilizam o mesmo equipamento e mesmas variáveis que variam desde 0,15° (MCCLURE et al., 2001) até valores entre 2° e 3,3° (LUDEWIG, COOK, NAWOCZENSKI, 1996, LUDEWIG, COOK, 2000). Thigpen et al.(2005) apresentaram valores de erro que variaram entre 4,27° e 6,65° para as rotações escapulares nos planos frontal, escapular e sagital.

Os resultados do presente estudo não mostraram diferenças estatisticamente significativas entre a avaliação pré e pós-intervenção, exceto na variável inclinação posterior nos ângulos mais altos de elevação umeral nos planos frontal e escapular. Entretanto, tais diferenças são menores que o erro padrão da medida calculado para o ângulo umeral e plano de elevação correspondente. Assim, embora sejam diferenças estatisticamente significativas,

não se pode afirmar que houve mudança no movimento de inclinação posterior. Alguns estudos assumem que uma diferença clinicamente significativa seria de pelo menos 5°. A justificativa para isso se deve ao fato de que foi verificada uma diferença na inclinação anterior do acrômio entre sujeitos saudáveis e com lesão do manguito rotador e síndrome do pinçamento subacromial. Os indivíduos com lesão apresentaram mudanças anatômicas de 3° a 5° na inclinação anterior do acrômio (FLATOW, SOSLOWSKI, TICKER, 1994; LUDEWIG, COOK, 2000; BORSTAD, LUDEWIG, 2005).

Borstad e Ludewig (2005) ao compararem sujeitos saudáveis com e sem encurtamento do músculo peitoral menor, verificaram que os indivíduos com encurtamento apresentavam uma diminuição média significativa do movimento de inclinação posterior de 7° e um aumento próximo de 10° da rotação interna escapular. Por isso acreditava-se que após o programa de alongamento da musculatura anterior do ombro, seria registrado aumento na inclinação posterior e diminuição da rotação interna da escápula. A comparação entre o estudo de Borstad e Ludewig (2005) é, contudo, dificultada devido à diferença no critério de inclusão para identificar os indivíduos com encurtamento do músculo peitoral menor. O estudo anterior usou o índice do peitoral menor para classificar os sujeitos de acordo com o comprimento muscular. Essa medida é feita com o sistema eletromagnético de aquisição de dados, mensurando-se a distância entre os pontos anatômicos processo coracóide e a quarta costela, inserção e origem, respectivamente, do peitoral menor. Essa distância é então normalizada pela altura do indivíduo. Em estudo piloto, os autores verificaram que o índice de valor abaixo de 7,65 cm indicava comprimento de repouso relativamente curto do peitoral menor.

Optou-se por não utilizar o índice do peitoral menor como critério de inclusão para o presente estudo, pois os autores acreditam que tal medida não representa o comprimento do peitoral menor. Para validar a distância entre processo coracóide e quarta costela como uma

medida do comprimento do músculo peitoral menor, Borstad (2008), com o uso do sistema eletromagnético de aquisição de dados, comparou a digitalização não invasiva sobre a pele dos pontos anatômicos processo coracóide e quarta costela de cadáveres com a digitalização após a dissecção desses pontos e obteve bons reaultados. Apesar disso, os autores do presente estudo acreditam que essa tenha sido uma validação da palpação dos pontos anatômicos quarta costela e processo coracóide e que pode não representar o comprimento do músculo peitoral menor. Por isso o presente estudo utilizou a medida clínica sugerida por Sahrmann (2002). Apesar de também ser questionada como uma medida do comprimento do peitoral menor, muitos autores sugerem o seu uso na prática clínica (KIBLER, SCIASCIA, 2010; STRUYF et al., 2012).

O protocolo de alongamento proposto por esse estudo procurou refletir o tipo, a duração e intensidade mais utilizados na prática clínica e recomendados pela literatura. Assim os autores do presente estudo acreditam que a falta de efeito do alongamento da musculatura anterior do ombro na cinemática escapular provavelmente não se deve a um protocolo com estímulo insuficiente de alongamento muscular. Estudos indicam que treinos de flexibilidade com duração a partir de três semanas, variando entre três e oito semanas, são eficazes para o aumento da extensibilidade muscular (GAJDOSIK, 2001; BEN, HARVEY, 2002). De fato, programas de alongamento de quatro semanas mostraram ser eficientes para o aumento da flexibilidade muscular dos músculos isquitibiais e gastrocnêmios (NAKAMURA et al., 2012; MARSHALL et al., 2011; MARQUES et al., 2009).

Em relação ao músculo peitoral menor, poucos estudos avaliaram a influência de seu alongamento na cintura escapular. Wong et al.(2010) avaliaram o efeito de uma sessão de alongamento do músculo peitoral menor associado com terapia manual na medida ombro-maca de indivíduos saudáveis com postura de ombros protusos. Imediatamente após o

alongamento os autores observaram diminuição significativa de 0,65 cm no valor da medida ombro-maca. Entretanto, duas semanas após, a medida tinha retornado aos valores iniciais. Diferentemente de Wong et al. (2010), o presente estudo não conseguiu alterar significativamente a medida ombro-maca após quatro semanas de alongamento. Esse fato pode ser devido ao tempo em que foi realizada a reavaliação dos sujeitos. O presente estudo evitou que a reavaliação fosse feita imediatamente após a última sessão de alongamento para evitar o efeito imediato e transitório do alongamento nas propriedades viscoelásticas do músculo.

Roddey et al.(2002) também observaram efeitos benéficos com um programa 14 dias de alongamento diário do músculo peitoral menor em indivíduos com postura de ombros protusos. Após a intervenção do estudo, a posição de repouso da escápula, medida como a distância entre os acrômios, apresentava-se menos abduzida. Isso é uma vantagem já que a postura em abdução excessiva é considerada um fator de risco para dor no ombro.

Wang et al. (1999) avaliaram o efeito de uma intervenção de seis semanas composta por exercícios de fortalecimento e alongamento na cinemática escapular de indivíduos com postura de ombros protusos. Esta intervenção incluiu o alongamento do músculo peitoral menor. Os autores utilizaram um sistema eletromecânico de aquisição de dados e encontraram diminuição da rotação superior e aumento da rotação interna da escápula a 90° de abdução umeral após o período de intervenção. Porém, uma limitação deste estudo é o fato de o sistema eletromecânico avaliar a postura e orientação escapulares em posições estáticas do braço, não reproduzindo o movimento contínuo.

McClure et al. (2004) utilizaram o sistema eletromagnético de aquisição de dados para avaliar a cinemática escapular de pacientes com disfunção no ombro após um programa de reabilitação de seis semanas. Este programa foi composto de exercícios de fortalecimento e

alongamento da musculatura do ombro, incluindo o alongamento do músculo peitoral menor. Não foi observada mudança significativa no padrão de movimentação escapular após o término do período de intervenção.

Baseado nos estudos acima, nota-se que o alongamento do peitoral menor foi benéfico para melhorar a postura estática da escápula, conforme observado nos estudos de Wong et al. (2010) e Roddey et al. (2002). Entretanto, quando avaliado dinamicamente não foi efetivo para alterar o padrão de movimentação escapular, como observado no estudo de McClure et al.(2001), o que corrobora com os resultados do presente estudo. Uma provável explicação para a falta de efeito do alongamento do peitoral menor na cinemática escapular pode estar relacionada com o controle motor do ombro. O ombro é uma articulação de alto grau de mobilidade à custa de pouca estabilidade óssea. Por isso, os movimentos desse complexo de articulações dependem dos mecanismos articulares estáticos, como cápsula, ligamentos e labrum e dos mecanismos dinâmicos, os músculos, para atingir a sua estabilidade funcional. (MYERS, OYAMA, 2008).

Os estabilizadores estáticos e dinâmicos trabalham de forma integrada, fazendo parte do sistema sensório-motor. Tecidos como cápsula, ligamentos, fáscia possuem mecanoceptores que enviam aferências ao sistema nervoso central, resultando em resposta eferente de controle da musculatura do ombro. Essa resposta é responsável pela ativação coordenada dos músculos, co-ativação dos estabilizadores dinâmicos do ombro e regulação do tônus e rigidez muscular. A aferência que parte dos mecanoceptores é a propriocepção, que inclui a cinestesia, que é a percepção do movimento articular (MYERS, WASSINGER, LEPHART, 2006).

Um exemplo disso é a rotação superior da escápula, que para ser produzida, requer a ação combinada dos músculos serrátil anterior, trapézio superior e inferior. De fato, estudos

que avaliam a cinemática escapular de indivíduos com lesão mostram alteração do padrão de movimento concomitantemente com alterações da atividade eletromiográfica dos músculos estabilizadores da articulação, em especial o serrátil anterior e o trapézio (LUDEWIG, COOK, NAWOCZENSKI, 1996; LUDEWIG, COOK, 2000; MYERS, WASSINGER, LEPHART, 2006).

Assim, a movimentação adequada do ombro é dependente do controle neuromotor, que é a capacidade inconsciente de ativação dos estabilizadores dinâmicos para preparar um movimento ou como uma resposta a um movimento articular. Baseados nisso, estudos sugerem que apenas medidas básicas como o tratamento de inflamação e ganho de flexibilidade não são suficientes para alterar um padrão de movimento. A literatura indica que é necessário que a fisioterapia atue no controle neuromuscular da articulação, ou seja, reestabelecer aferências e melhorar a consciência do movimento (cinestesia), melhorar a estabilização dinâmica com o treino de co-ativação dos pares de força, assim como a preparação e reação ao movimento (MYERS, LEPHART, 2000). Dessa maneira, o não treinamento do controle motor poderia ser uma possível explicação para o fato de o alongamento sozinho não ter mostrado efeito significativo na alteração do movimento escapular. Muito provavelmente de nada adiantaria uma maior extensibilidade do músculo peitoral menor, que permitiria maior amplitude de movimento escapular se os responsáveis pela realização do movimento escápulo-torácico não fossem treinados no sentido da mudança desejada. Talvez um treino direcionado ao aprendizado do movimento seria capaz de alterar a cinemática escapular. Corroborando com essa ideia, Worsley et al. (2012) submeteram pacientes com pinçamento no ombro a um treino do controle motor com objetivo de corrigir o alinhamento e a coordenação dos movimentos além da terapia manual. Os autores conseguiram observar diferenças significativas na cinemática escapular como o aumento da rotação superior e da inclinação posterior da escápula. Além disso, Baskurt et al. (2011)

verificaram resultado positivo na discinesia escapular e no senso de posição articular ao adicionarem o treino de controle sensoriomotor aos exercícios de alongamento e fortalecimento.

8.1. LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Uma das limitações do estudo é a medida ombro-maca recomendada por Sahrmann (2002). Lewis e Valentine (2007) demostraram que essa medida possui excelente confiabilidade intra-avaliador, tanto pra ombro dominante e não dominante como para ombros sintomáticos e assintomáticos. Contudo, a medida não apresenta boa acurácia diagnóstica. Apesar disso, é a medida clínica mais indicada na literatura para identificar o encurtamento do músculo peitoral menor na prática fisioterapêutica (KIBLER, SCIASCIA, 2010; STRUYF et al., 2012).

Outra possível limitação deste estudo está relacionada com o protocolo de alongamento da musculatura do aspecto anterior do ombro. A maior parte dos estudos que avaliam o efeito de programas de alongamento e a dose ideal a ser prescrita utiliza músculos biarticulares como os isquiotibiais e o gastrocnêmio devido à possibilidade de se alongarem até o seu máximo comprimento fisiológico (GAJDOSIK, 2001; PAGE, 2012). Por isso, a recomendação desses protocolos para outros músculos, como o peitoral menor que é pouco estudado, torna-se um pouco dificultada.

CONCLUSÃO

9. CONCLUSÃO

O programa de alongamento da musculatura do aspecto anterior do ombro com duração de quatro semanas não influenciou o padrão de movimento escapular de indivíduos saudáveis com encurtamento do músculo peitoral menor neste estudo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BANDY, W.D.; IRION J.M. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscle. **Physical Therapy**, v. 74, n.9, p.845-850, 1994.

2. BANDY, W.D.; IRION J.M; BRIGGLER M. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. **Physical Therapy**, v.77, n.10, p.1090-1096, 1997.

3. BANG, D.M.; DEYLE, G.D. Comparison of supervised exercise with and without manual physical therapy for patients with shoulder impingement syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.30, n.3, p.126-137, 2000.

4. BARANDA, P. S.; AYALA, F. Chronic flexibility improvement after 12 week of stretching program utilizing the ACSM recommendations: hamstring flexibility. **Training and Testing**, v.31, p.389-396, 2010.

5. BASKURT, Z.; BASKURT, F.; GELECEK, N.; OZKAN, M. The effectiveness of scapular stabilization exercise in the patients with subacromial impingement syndrome. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v.24, p.173-179, 2011.

6. BEN, M.; HAARVEY, L.A. Regular stretch does not increase muscle extensibility: a randomized controlled trial. **Scand J Med Sci Sports**, v.20, p.136-144, 2010.

7. BORSTAD, J.D. Resting position variables at the shoulder: evidence to support a posture-impairment association. **Physical Therapy**, v.86, n.4, p.549-557, 2006.

8. BORSTAD, J.D.; LUDEWIG, P.M. Effect of a home exercise programme on shoulder pain and functional status in construction workers. Occup Environ Med. v. 60, n.11, 2003.

9. BORSTAD, J.D.; LUDEWIG, P.M. The effect of long versus short pectoralis minor resting length on scapular kinematics in healthy individuals. **J Orthop Sports Phys Ther,** v.35, p.227-238, 2005.

10. BORSTAD, J.D.; LUDEWIG, P.M. Comparison of three stretches for the pectoralis minor muscle. **J Shoulder Elbow Surg**, v.15, p.324-330, 2006.

11. BRAMAN, J.P.; ENGEL, S.C.; LAPRADE, R.F.; LUDEWIG, P.M. In vivo assessment of scapulohumeral overhead reaching in asymptomatic subjects. **J Shoulder Elbow Surg,** v.18, p.960-967, 2009.

12. BURKHART, S.S.; MORGAN, C.D.; KIBLER, W.B. Throwing shoulder: spectrum of pathology. Part III: The SICK scapula, scapular dyskinesis, the kinetic chain, and rehabilitation. **Arthroscopy**, v.19, n.6, p.641-661, 2003.

13. COOLS, A.M.; DECLERQ, G.A.; CAMBIER, D.C.; MAHIEU, N.N.; WITVROUW, E.E. Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in

overhead athletes with impingement symptoms. **Scand J Med Sci Sports**, v.17, p.25-33, 2007.

14. COOLS, A.M.; DEWITTE, V.; LANSZWEERT, F.; NOTEBAERT D.; ROETS, A.; SOETENS, B.; CAGNIE, B.; WITVROUW. Rehabilitation of scapular muscle balance: which exercises to prescribe?. **Am J Sports Med**, v.35, n.10, p.1744-1751, 2007.

15. ELLENBECKER, T.S.; COOLS, A. Rehabilitation of shoulder impingement syndrome and rotator cuff injuries: an evidence-based review. **Br J Sports Med**, v.44, p.319-327, 2010.

16. ESCAMILLA, R.F.; YAMASHIRO, K.; PAULOS, L.; ANDREWS, J.R. Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. **Sports Med**, v.39, n.8, p.663-685, 2009.

17. FLATOW, E.L.; SOSLOWSKY, L.J.; TICKER, J.B.; et al. Excursion of the rotator cuff under the acromion: patterns of subacromial contact. **Am J Sports Med**, v. 22, p.779-788, 1994.

18. FLEISS, R.L. The design and analysis of clinical experiments. New York: John Wiley and Sons, 1996

19. FOLPP, H.; DEALL, S.; HARVEY, L.A.; GWINN, T. Can apparent increases in muscle extensibility with regular stretch be explained by changes in tolerance to stretch?. **Australian Journal of Physiotherapy**, v.52, p. 45-50, 2006.

20. GAJDOSIK, R.L. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. **Clinical Biomechanics**, v.16, p.87-101, 2001.

21. GAJDOSIK, R.L.; VANDER LINDEN, D.W.; MCNAIR, P.J.; WILLIAMS, A.K.; RIGGIN, T.J. Effects of an eight-week stretching program on the passive-elastic properties and function of the muscles of older women. **Clinical Biomechanics**,v. 20, p.973-983, 2005.

22. GAJDOSIK, R.L.; ALLRED, J.D.; GABBERT, H.L.; SONSTENG, B.A. A stretching program increases the dynamic passive length and passive resistive properties of the calf muscle-tendon unit of unconditioned younger women. **Eur J Appl Physiol**, v.99, p.449-454, 2007.

23. GUISSARD, N.; DUCHATEAU, J. Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. **Muscle and Nerve**, v.29, p.248-255, 2004.

24. GUISSARD, N.; DUCHATEAU, J. Neural aspects of muscle stretching. **Exerc Sport Sci Rev**, v.34, n.4, p.154-158, 2006.

25. HAYES, B.T.; HARTER, R.A.; WIDRICK, J.J.; WILLIAMS, D.P.; HOFFMAN, M.A.; HICKS-LITTLE, C.A. Lack of neuromuscular origins of adaptation after a

long-term stretching program, **Journal of Sport Rehabilitation**, v.21, p.99-106, 2012.

26. HÉBERT, L.J,; MOFFET, H.; MCFADYEN, B.J.; DIONNE, C.E. Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. **Arch Phys Med Rehabil**, v.83, p.60-69, 2002.

27. HEBERT, R.D.; MOSELEY, A.M.; BUTTLER, J.E.; GANDEVIA, S.C. Change in length of relaxed muscle fascicle and tendons with knee and ankle movement in humans. **Journal of Physiology**, v.539, n.2, p.637-645, 2002.

28. INMAN, V.T.; SAUNDERS, J.B. M. ABBOTT, L.C. Observations on the function of the shoulder joint. **J Bone Joint Surg**, v.26, n.1, p.1-30, 1944.

29. KARDUNA A.R., MCCLURE P.W., MICHENER, L.A.Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations. **Journal of Biomechanics**, v.33, p.1063-68, 2000.

30. KAPANDJI, A.I. Fisiologia articular. Membro superior. 6ª edição. Guanabara-Koogan S.A. Rio de Janeiro 2011.

31. KIBLER, W.B.; SCIASCIA, A. Current concepts: scapular dyskinesis. **Br J Sportsd Med**, v.44, p.300-305, 2010.

32. KIBLER, W.B.; MCMULLEN, J. Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. J **Am Acad orthop Surg**, v.11, p.142-151, 2003.

33. LEWIS, J.S.; VALENTINE, R.E. The pectoralis minor length test: a study of the intra-rater reliability and diagnostic accuracy in subjects with and without shoulder symptoms. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v.64, n8; p. 1-10, 2007.

34. LUDEWIG, P.M.; BRAMAN, J.P. Shoulder impingement: biomechanical considerations in rehabilitation. **Manual Therapy**, v.16, p.33-39, 2011.

35. LUDEWIG, P.M.; COOK, T.M. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. **Physical Therapy**, v. 80, n.3, 2000.

36. LUDEWIG, P.M.; COOK, T.M.; NAWOCZENSKI, D.A. Three dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.24, n.2, p.57-65, 1996.

37. LUDEWIG, P.M.; REYNOLDS, J.F. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.39, n.2, p.90-104, 2009.

38. LUDEWIG, P.M.; PHADKE, V.; BRAMAN, J.; HASSETT, D.; CIEMINSKI, C.J.; LAPRADE, R.F. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. **J Bone Joint Surg**, v.91, p.378-89, 2009.

39. LUKASIEWICZ, A.C.; MCCLURE, P.; MICHENER, L.; PRATT, N. SENNETT, B. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. **J Orthop Sports Phys Ther**, V.29, P.574-586, 1999.

40. MAGNUSSON, S.P.; SIMONSEN, E.B.; AAGAARD, P.; SORENSEN, H.; KJAER, M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **Journal of Physiology**, v.487, n.1, p.291-298, 1996.

41. MAGNUSSON, S.P. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. **Scand J Med Sci Sports**, v.8, p.65-77, 1998.

42. MARQUES, A.P.; VASCONCELOS,A.A.P.; CABRAL, C.M.N,; SACCO, I.C.N. Effect of frequency of static stretching on flexibility, hamstring tightness and electromyographic activity. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v.42, n.10, p.949-953, 2009.

43. MARSHALL, P.W.M.; CHEEMA, A.C.B.R. A randomized controlled trial for the effect of passive stretching on measures of hamstring extensibility, passive stiffness, strength, and stretch tolerance. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v.14, p.535-540, 2001.

44. MCCLURE, P.W.; MICHENER, L.A.; SENNETT, B.J.; KARDUNA, A.R. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. **J Shoulder Elbow Surg**,v.10, p.269-77, 2001.

45. MCCLURE, P.W.; BIALKER, J.; NEFF, N.; WILLIAMS, G.; KARDUNA, A. Shoulder function and 3-dimensional kinematics in people with shoulder impingement syndrome before and after a 6-week exercise program. **Physical Therapy**, v.84, n.9, 2004.

46. MCCLURE, P.W.; MICHENER, L.A.; KARDUNA, A.R. Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. **Physical Therapy**, v.86, n.8, 2006.

47. MEY, K.D.; CAGNE, B.; VAN DE VELDE, A.; DANNEELS, L.; COOLS, A.M. Trapezius muscle timing during selected shoulder rehabilitation exercises. **J Orthop Sports Phys Ther,** v.39, n10, p.743-750, 2009.

48. MIZUNO, T.; MATSUMOTO, M.; UEMURA, Y. Viscoelasticity of the muscle-tendon unit returned mode rapidly than range of motion after stretching. **Scand J Med Sci Sports**, 2011.

49. MYERS, J.B.; OYAMA, S.; Sensorimotor factors affecting outcome following shoulder injury. **Clin Sports Med**, v.27, p.481-490, 2008.

50. MYERS, J.B.; LEPHART, S.M. The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. **Journal of Athletic Shoulder**, v.35, n.3, p.351-363, 2000.

51. MYERS, J.B.; WASSINGER, C.A.; LEPHART, S.M. Sensorimotor contribution to shoulder stability: effect of injury and rehabilitation. **Manual Therapy**, v.11, p.197-201, 2006.

52. NAKAMURA, M.; IKEZOE, T.; TAKENO, Y.; ICHIHASHI, N. Effects of a 4-week static stretching training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit in vivo. **Eur J Appl Physiol**, v.112, p.2749-2755, 2012.

53. NEUMANN D.A. Cinesiologia do aparelho musculoesquelético. Fundamentos para a reabilitação. Guanabara Koogan S.A. Rio de Janeiro. 2006.

54. PAGE, P. Current concepts in muscle stretching for exercise and rehabilitation. **The International Journal of Physical Therapy**, v.7, n.1, p.109-119, 2012.

55. PHADKE, V; BRAMAN, J. P; LAPRADE, R. F; LUDEWIG, P. M. Comparison of Glenohumeral Motion Using Different Rotation Sequences. **Journal of Biomechanics**, v.44, p.700-705, 2011.

56. PHADKE, V.; CAMARGO, P.R.; LUDEWIG, P.M. Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: a review of normal function and alterations with shoulder impingement. **Rev Bras Fisioter**, v.13, n.1, p.1-9, 2009.

57. REINOLD, M.M.; ESCAMILLA, R.; WILK, K.E. Current concepts in the scientific and clinical rationale behind exercises for glenohumeral and scapulothoracic musculature. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.39, n.2, 2009.

58. ROBERTSON, E.; GORDON, D. Introduction to biomechanics for human motion analysis. Graphic services. Ottawa. 1997

59. RODDEY, T.S.; OLSON, S.L.; GRANT, S.E. The effect of pectoralis muscle stretching on the resting position of the scapula in persons with varying degrees of forward head / rounded shoulder posture. **The Journal of Manual & Manipulative Therapy**, v.10, n.3, p.124-128, 2002.

60. SAHARA, W.; SUGAMOTO, K.; MURAI, M.; YOSHIKAWA, H. Three-dimensional clavicular and acromioclavicular rotations during arm abduction using vertically open MRI. **J Orthop Res**, v.59, n.7, p.1243-9, 2007.

61. SAHRMANN SA. Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes.St Louis: Mosby; 2002. 210-211.

62. SCHALL, R. Estimation in generalized linear models with random effects. **Biometrika**, v.78, n.4, p.719-727, 1991.

63. SEITZ, A.L.; MCCLURE, P.W.; FINUCANE, S.; BOARDMAN, N.D.; MICHENER, L.A. Mechanism of rotator cuff tendinopathy> intrinsic, extrinsic or both? **Clinical Biomechanic**s, v.26, p.1-12, 2011.

64. STRUYF, F.; NIJS, J.; MOTTRAM, S. Clinical assessment of the scapula: a review of the literature. **J Bone Joint Surg**, v.21, p.1-8, 2012.

65. TATE, A.R.; MCCLURE, P.W.; YOUNG, I.A.; SALVATORI, R.; MICHENER, L.A. Comprehensive impairment-based exercise and manual therapy intervention for patients with subacromial impingement syndrome: A case series. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.40, n.8, p.474-493, 2010.

66. THIGPEN, C.A.; GROSS, M.T.; KARAS, S.G. GARRETT, W.E. YU, B. The repeatability of scapular rotations across three planes of humeral elevation. **Research in Sports Medicine**, v.13, p.181-198, 2005.

67. VEEGER, H. E. J. The Position of the Rotation Center of the Glenohumeral joint. **Journal of Biomechanics**, v.33, p. 1711-1715, 2000.

68. VOIGHT, M.L.; THOMSON, B.C. The role of the scapula in the rehabilitation of shoulder injuries. **Journal of Athletic Training**, v.35, n.3, p.364-372, 2000.

69. WANG, C.H.; MCCLURE, P.; PRATT, N.E.; NOBILINI, R. Stretching and strengthening exercises: their effect on three-dimensional scapular kinematic. **Arch Phys Med Rehabil**, v.80, p.923-9, 1999.

70. WEPPLER, C.H.; MAGNUSSON, S.P. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? **Physical Therapy**, v.90, n.3, p.438-449, 2010.

71. WONG, C.K.; COLEMAN, V.D.; SONG, J.; WRIGHT, D. The effects of manual treatment on rounded-shoulder posture, and associated muscle strength. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v.14, p.326-333, 2010.

72. WORSLEY, P.; WARNER, M.; MOTTRAM, S.; GADOLA, S.; VEEGER, H.E.J.; HERMENS, H.; MORRISSEY, D.; LITTLE, P.; COOPER, C.; CARR, A.; STOKES, M. Motor control retraining exercises for shoulder impingement: effects on function, muscle activation, and biomechanics in young adults. **J Shoulder Elbow Surg**, p.109, 2012.

73. WU, G.; VAN DER HELM, F.C.T.; VEEGER, H.E.J.; MAKHSOUS, M.; ROY, P.V.; ANGLIN, C.; NAGELS, J.; KARDUNA, A.R.; MCQUADE, K.; WANG, X.;; WERNER, F.W.; BUCHHOLZ, B. ISB recommendations on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion – part II: shoulder, elbow, wrist and hand. **Journal of Biomechanics**, v.38, p.981-992, 2005.

74. YLINEN, J.; KANKAINEN, T.; KAUTIAINEN, H.; REZASOLTANI, A.; KUUKKANEN, T.; HÄKKINEN. Effect of stretching on hamstring muscle compliance. **J Rehabil Med**, v.41, p.80-84, 2009.

APÊNDICE A – Ficha de avaliação

Identificação

Nome: _____

Endereço: _____

Cidade: _____

Telefone: _____ Celular: _____

Data de nascimento:__/__/__ Idade: _____

Profissão: _____

História

	SIM	**NÃO**
Dor no ombro		
Dor na coluna cervical/torácica		
Dor na coluna torácica		
Diagnóstico de disfunção no ombro		
Diagnóstico de disfunção na coluna cervical		
Fratura do úmero, clavícula, escápula		
Cirurgia no membro superior		
Cirurgia na coluna cervical ou torácica		

Obs.:_____

_____

Escala Visual Analógica

Exame Físico:

Peso:_____ Altura: ____

Inspeção:

_____

_____

Palpação:

_____

_____

Posição de repouso das escápulas:

_____

_____

Ritmo escapuloumeral:

_____

_____

Avaliação postural:

Cabeça:_____

Coluna cervical: _____

Coluna torácica: _____

Coluna lombar: _____

Ombro direito: _____

Ombro esquerdo: _____

Amplitude de movimento:

Movimento	**D**	**E**
Flexão do úmero		
Extensão do úmero		
Abdução do úmero		
Rotação lateral do úmero		
Rotação medial do úmero		

Testes Clínicos:

Teste	**D**	**E**
Neer		
Jobe		
Hawkins-Kennedy		
Yocum		
Gaveta		
Apreensão		
Sinal do Sulco		

Comprimento do músculo peitoral menor:

Distância acrômio-maca	D:	E:
Distância processo coracóide-quarta costela	D:	E:

Membro dominante: ( )D ( ) E

ANEXO A – Aprovação do Termo de consentimento Livre e Esclarecimento

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

www.hcrp.usp.br

USP - RIBEIRÃO
assistência - ensino - pesquisa

Ribeirão Preto, 10 de novembro de 2010

Ofício nº 3790/2010
CEP/MGV

Prezadas Senhoras,

O trabalho intitulado **"INFLUÊNCIA DO ALONGAMENTO DO MÚSCULO PEITORAL MENOR NA CINEMÁTICA ESCAPULAR"** foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 314ª Reunião Ordinária realizada em 08/11/2010 e enquadrado na categoria: **APROVADO, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido,** de acordo com o Processo HCRP nº 11759/2010.

Este Comitê segue integralmente a Conferência Internacional de Harmonização de Boas Práticas Clínicas (IGH-GCP), bem como a Resolução nº 196/96 CNS/MS.

Lembramos que devem ser apresentados a este CEP, o Relatório Parcial e o Relatório Final da pesquisa.

Atenciosamente.

DRª MARCIA GUIMARÃES VILLANOVA
Vice-Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssimas Senhoras
PAULA FERREIRA CAMARINI
PROFª DRª ANAMARIA SIRIANI DE OLIVEIRA (Orientadora)
Depto. de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor

APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO PARA OS PARTICIPANTES DA PESQUISA

Consentimento formal de participação no estudo intitulado: "Influência do alongamento da musculatura do aspecto anterior do ombro na cinemática escapular"

Pesquisador responsável: Paula Maria Ferreira Camarini

Orientadora responsável: Profa. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira

Eu, _____ portador no RG n°_____

Residente à _____ bairro _____

Cidade _____-____ declaro que tenho ___ anos de idade e que concordo em participar, voluntariamente, na pesquisa conduzida pelos alunos responsáveis e por seu(sua) respectivo(a) orientador(a).

Esclarecimento geral e objetivo do estudo:

O objetivo deste estudo é avaliar o efeito de um programa de alongamento da musculatura do aspecto anterior do ombro, já que a literatura aponta esses músculos como fator de risco para disfunção no ombro. Esta pesquisa é importante, pois trará maior respaldo científico para a utilização deste exercício nos programas de reabilitação de indivíduos com síndrome de pinçamento subacromial.

Explicação do procedimento:

Serão realizadas duas avaliações da dos movimentos dos ombros do Sr(a), sendo uma antes e outra após um programa de alongamento para a musculatura do aspecto anterior do ombro. Essas avaliações serão feitas com um equipamento chamado 3SPACE® *Liberty*® (*Polhemus* Inc.). Para isso serão posicionados sensores sobre a sua pele que serão seguros com fita adesiva. Além disso, serão marcados alguns pontos anatômicos na pele, através do toque de uma caneta que possui um sensor na ponta. A intervenção terá duração de 8 semanas e será composta por 3 tipos diferentes de alongamento da musculatura anterior do ombro, que serão realizados 3 vezes por semana, em dias não consecutivos e cada alongamento será mantido por 30 segundos. Também estou ciente de que posso me desligar da pesquisa a qualquer momento sem que isso me traga qualquer prejuízo, me comprometendo somente a comunicar pelo menos um dos responsáveis pela pesquisa. A minha participação dessa pesquisa não me acarretará despesas. Além disso, eu tenho o direito de solicitar indenização caso a participação desse estudo venha a me prejudicar de alguma forma.

Possíveis benefícios:

Estou ciente de que não existem benefícios diretos para minha pessoa devido à participação nesta pesquisa e que os dados obtidos pelos responsáveis auxiliarão no maior conhecimento da doença estudada.

Desconforto e risco:

Fui informado que este experimento não trará nenhum tipo de desconforto ou risco a minha saúde e que minha identidade será mantida em sigilo absoluto.

Seguro de saúde ou de vida:

Eu entendo que não existe nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida que possa vir a me beneficiar em função de minha participação neste estudo.

Liberdade de participação:

A minha participação neste estudo é voluntária. É meu direito interromper minha participação a qualquer momento, sem que isso incorra em qualquer penalidade ou prejuízo à minha pessoa.

Sigilo de identidade:

As informações obtidas nesta pesquisa serão de maneira alguma associadas a minha identidade e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem minha autorização oficial. Estas informações poderão ser utilizadas para fins estatísticos ou científicos, desde que fiquem resguardados a minha identidade e meu anonimato.

Para questões relacionadas a este estudo, contate:

Profa. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira

Curso de Fisioterapia – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – FMRP-USP

Fone: (0XX16) 36024413 email: siriani@fmrp.usp.br

Os responsáveis pelo estudo me explicaram todos os riscos envolvidos, a necessidade da pesquisa e se prontificaram a responder todas as minhas questões sobre o experimento. Eu aceitei participar deste estudo de livre e espontânea vontade. Entendo que é meu dever manter uma cópia deste consentimento.

Ribeirão Preto, ___ de _____ de 20__

Nome do voluntário: _____

Assinatura do voluntário: _____

_____ _____

Paula Maria Ferreira Camarini Profa. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira

Pesquisadora responsável Orientadora responsável

ANEXO B – Aprovação de adendo ao projeto de pesquisa

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FMRP-USP
RIBEIRÃO PRETO

Ribeirão Preto, 04 de janeiro de 2012

Ofício nº 71/2012
CEP/MGV

PROCESSO HCRP nº 11759/2010

Prezadas Senhoras,

O Comitê de Ética em Pesquisa, **analisou** e **aprovou** "AD REFERENDUM" o Adendo ao projeto de pesquisa onde foi solicitada, entre outras, a alteração do título "INFLUÊNCIA DO ALONGAMENTO DO MÚSCULO PEITORAL MENOR NA CINEMÁTICA ESCAPULAR" para **"INFLUÊNCIA DO ALONGAMENTO DA MUSCULATURA DO ASPECTO ANTERIROR DO OMBRO NA CINEMÁTICA ESCAPULAR".**

O CEP aprovou a continuidade da pesquisa.

Atenciosamente.

DRª. MARCIA GUIMARÃES VILLANOVA
Coordenadora do Comitê de Ética
em Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssimas Senhoras
PAULA FERREIRA CAMARINI
PROFª. DRª. ANAMARIA SIRIANI DE OLIVEIRA (Orientadora)
Depto. de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor

Campus Universitário – Monte Alegre
14048-900 Ribeirão Preto SP

Comitê de Ética em Pesquisa HCRP e FMRP-USP
FWA-00002733;IRB-00002186 e Registro SISNEP/CONEP nº 4
(16) 3602-2228
cep@hcrp.usp.br

www.hcrp.usp.br