

MARCO TULIO SALDANHA DOS ANJOS

**ANÁLISE DAS PROPRIEDADES MUSCULARES EM
INDIVÍDUOS COM E SEM POSTURA DE PROTRUSÃO DE
OMBROS**

Belo Horizonte
2006

Marco Tulio Saldanha dos Anjos

**ANÁLISE DAS PROPRIEDADES MUSCULARES EM
INDIVÍDUOS COM E SEM POSTURA DE PROTRUSÃO DE
OMBROS**

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

Área de Concentração: Desempenho Motor e Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Belo Horizonte
2006

Anjos, Marco Túlio Saldanha dos

A 599a Análise das propriedades musculares de indivíduos com e sem postura de protrusão de
2006 ombros. [manuscrito] / Marco Túlio Saldanha dos Anjos – 2006.
93 f.,

Orientador: Sérgio Teixeira da Fonseca

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: 77-85. il;

1.Capacidade motora 2. Coordenação muscular 3. Músculos- Força 4. Ombro-
protrusão I. Fonseca, Sérgio Teixeira da II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

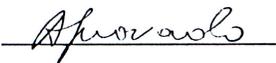
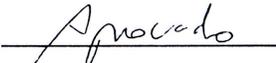
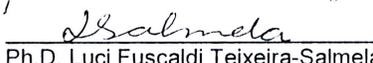
CDU: 159.943



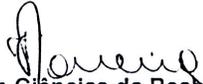
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
E-MAIL: mesreab@eef.ufmg.br SITE: www.eef.ufmg.br/mreab
Fone: 31- 34994781

PARECER

Considerando que a dissertação do aluno MARCO TÚLIO SALDANHA DOS ANJOS intitulada "ANÁLISE DA DIFERENÇA DE PROPRIEDADES MUSCULARES ENTRE INDIVÍDUOS COM E SEM POSTURA DE PROTUSÃO DE OMBROS ", defendida junto ao Mestrado em Ciências da Reabilitação, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

 p/ Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca (Sendo substituído pelo Prof. Dr. João Marcos Domingues Dias)	 _____
 Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas	 _____
 Ph.D. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela	 _____

Belo Horizonte, 29 de março de 2006.


Mestrado em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG
Prof.ª Dr.ª Verônica Franco Parreira
Coordenadora do Colegiado de Pós-Graduação em
Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

À comunidade científica, minha singela contribuição.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por estar sempre presente em minha vida, principalmente nos momentos mais difíceis.

Ao meu orientador, Prof. Sérgio Teixeira da Fonseca, por ter aceitado o desafio comigo, por acreditar em mim e me dar as devidas oportunidades. Agradeço ainda pelo brilhantismo e paciência. Obrigado simplesmente por ser a ótima pessoa que você é!

À Profa. Marisa Cotta Mancini, pelo brilhantismo, pelo carisma e por tolerar as ausências de meu orientador.

Ao Prof. Anderson Aurélio da Silva, pelas oportunidades dadas e pela confiança depositada ao longo de toda minha caminhada. Obrigado ainda pela amizade conquistada nesses anos. Conte sempre comigo, colega!

Aos professores do Departamento de Fisioterapia que se tornaram exemplo e que sempre foram um apoio, em especial para a Profa. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, Profa. Verônica Franco Parreira, Profa. Rosana Ferreira Sampaio, Profa. Renata Noce Kirkwood, Prof. Paulo Henrique Ferreira e Prof. João Marcos Domingues Dias.

À minha mãe, por seus conselhos e palavras sábias, sempre muito confortantes e acolhedoras.

Ao meu pai, por acreditar em mim e pelo amor, SEMPRE.

À Camila, pela paciência nos momentos mais ausentes e difíceis, por ser minha inspiração e por tornar a caminhada menos árdua. Te amo!

Aos meus irmãos, pela paciência nos momentos de maior dificuldade. Sei que vocês sempre acreditaram em mim.

Ao meu irmão de Mestrado, Diogo, grande colega, amigo, e inspiração nos momentos de dúvida.

Aos meus colaboradores Priscila, Marcela e Thiago, pela colaboração que tornou possível este trabalho, não só física, mas intelectual. Obrigado também pela paciência e pelas colocações. Este trabalho não seria possível sem vocês!

Aos amigos Daniel e Leandro, sempre solícitos a ajudar com coletas, estatística, etc. Valeu mesmo!

Ao “São” João Lucas, por todos os programas desenvolvidos, por todos os problemas solucionados e por tornar possível a realização deste estudo. Você também é culpado disso!

Aos voluntários, pela paciência e disponibilidade. Devo muito a vocês!

À Cecília Aquino, Rachel Brício, Daniela Vaz, Paula Lanna, Juliana Ocarino, Mariana Alencar e Paula Arantes por estarem sempre solícitas para esclarecer dúvidas e colaborar. Valeu, colegas!

À Newton Paiva, em especial às pessoas de Geraldo Fabiano de Souza Moraes e Rosa Belma Viotti. Muito obrigado pela compreensão durante todo esse tempo. Demais colegas da Newton, vocês também merecem meus agradecimentos. Muito obrigado!

Aos amigos, ex-colegas de sala, Giordano, Raquel, Rogério, Sibeles e Marcela, que sempre se mostraram dispostos a me ajudar e pelo interesse no projeto.

Aos meus pacientes, por me motivarem a continuar querendo aprender sempre mais.

Aos colegas de Mestrado, pela convivência sempre enriquecida com novos conhecimentos e discussões.

Aos professores do CENESP-UFMG, em especial professores Luiz Carlos Moraes, Mauro Heleno Chagas, Emerson Garcia e Luiz Osvaldo Rodrigues.

Ao LAPREV, minha casa por tantos anos, e que ainda à distância guardo com muito carinho.

A todos aqueles (profissionais, estagiários e pacientes) que passaram pelo LAPREV/CENESP-UFMG e que tanto contribuíram para minha formação pessoal e profissional.

Aos Zerolas, vocês também fazem parte disso!

Ao Eliezer, pela paciência, presteza, disponibilidade e atenção.

Aos funcionários Leandro e Netinho. Muito obrigado pela ajuda prestada e me desculpem os eventuais problemas.

A todos os membros da banca, titulares e suplentes, agradeço a vocês por aceitarem a participação nesse momento tão importante. Tenho certeza da competência de cada um para me ajudar a desenvolver um bom trabalho.

À Marilane, pela imensa boa vontade em resolver todos os problemas e pelo bom humor. Você é uma pessoa muito importante para que esse momento chegasse.

RESUMO

A postura de protração de ombros (PPO) é uma manifestação clínica comum e está relacionada a diversos sintomas ao redor do complexo do ombro e dos membros superiores. As causas dessa alteração postural ainda permanecem obscuras. Uma vez que musculatura ao redor do ombro durante a postura ortostática em repouso está relaxada, parece que a força muscular não é o principal fator determinante da PPO. Um outro mecanismo possivelmente associado a PPO é o comprimento muscular. Além disso, faltam ainda esclarecimentos sobre quais as características de posição da escápula que realmente determinam a PPO. Assim, foi objetivo desse trabalho avaliar diferenças de desempenho e comprimento musculares dos protratores e retratores de escápula, bem como identificar os principais componentes da PPO. Setenta e cinco voluntários assintomáticos participaram do estudo. Um sistema de análise de movimento foi utilizado para mensuração da PPO e seus componentes, permitindo a alocação dos indivíduos em dois grupos: PPO e controle. Os indivíduos dos dois grupos foram avaliados em um dinamômetro isocinético para verificar a diferença entre os grupos em variáveis relacionadas à força e ao comprimento musculares de protratores e retratores de escápula. Análises de variância foram utilizadas para a verificação de diferenças entre os grupos e um modelo de Regressão Múltipla foi utilizado para a identificação dos componentes de postura escapular associados à PPO. Os resultados apontaram para uma diferença significativa no desempenho de retração escapular ($p < 0,045$), indicando uma maior fraqueza nesse movimento no grupo PPO. Não foram encontradas diferenças de desempenho muscular entre grupos para o movimento de protração ($p > 0,562$). Os indivíduos do sexo masculino demonstraram valores

significativamente maiores em todas as variáveis de desempenho muscular testadas em comparação com o sexo feminino ($p < 0,007$). Diferenças de comprimento muscular foram evidenciadas apenas para o movimento de retração entre os homens do grupo controle e do grupo PPO ($p = 0,01$), de forma que os indivíduos do grupo PPO apresentaram um comprimento maior dos retratores de escápula. Essa diferença não se fez presente entre as mulheres ($p > 0,67$). O modelo de regressão selecionou as variáveis de rotação medial, elevação e protração da escápula, as quais contribuíram com um poder explanatório cumulativo para PPO de 39%, 64% e 65%, respectivamente. As duas primeiras variáveis foram ainda significativamente diferentes entre os grupos PPO e controle ($p < 0,03$), sendo que o grupo PPO apresentou escápulas mais elevadas e rodadas medialmente do que o grupo controle. As variáveis de inclinação anterior da escapula e rotação superior da escapula não se relacionam à PPO. O estudo demonstrou diferenças significativas nas propriedades musculares de desempenho e comprimento musculares entre indivíduos com e sem PPO, de forma que os primeiros apresentam os músculos retratores mais fracos e mais longos que os últimos. Além disso, a rotação medial foi selecionada como principal componente da PPO, seguida da elevação e protração escapulares.

Palavras-chave: desempenho muscular, força muscular, comprimento muscular, postura, ombro, escápula, protrusão de ombros.

ABSTRACT

Forward shoulder posture (FSP) is a common clinical presentation, which is related to several pathological conditions concerning to the shoulder and upper limbs. The causes of the FSP are still obscure. Since the muscles around the shoulder during quiet standing show EMG silence, it seems that muscle force is not the main factor associated with FSP. Another mechanism possibly associated with FSP is muscle length. In addition, there is still the need to understand the components of scapular posture that might contribute to FSP. Thus, the aim of this study was to assess differences in scapular protractor and retractor muscle performance and length between individuals with and without FSP, as well as to identify the main components of FSP. Seventy-five asymptomatic subjects participated in the study. A movement analysis system was used to measure FSP and its components, allowing the allocation of the subjects into two groups: FSP and control groups. The individuals from both groups were assessed by an isokinetic dynamometer to verify differences in scapular protraction and retraction muscle performance and length. Analyses of variance were used to test differences between groups and a Multiple Regression model was used to identify the components of scapular posture associated with FSP. The results showed a significant difference in scapular retraction performance ($p < 0.045$), with the FSP group presenting lower values in all variables. No differences in muscle performance were found between groups in protraction movement ($p > 0.562$). Male individuals were found to be significantly stronger in all muscle performance variables than female individuals ($p < 0.007$). Differences in muscle length were observed only in the retraction movement between male control subjects and male FSP subjects ($p = 0.01$), with the individuals of the FSP group having

longer retractor muscles. This difference was not found between female subjects ($p>0.67$). The regression model selected medial rotation, elevation and protraction of the scapula. These variables contributed with a cumulative explanatory power for FSP of 39%, 64% and 65%, respectively. The first two variables were significantly different between the FSP and control groups ($p<0.03$), with the FSP group having more elevated and medially rotated scapulas than the control group. Anterior tilt and superior rotation variables did not associate with FSP. The study demonstrated significant differences in muscle performance and length properties between individuals with and without FSP, with the FSP group presenting evidences of having weaker and longer retraction muscles than the control group. Moreover, in the present study, scapular medial rotation was the component of scapular posture contributing the most to FSP, followed by the scapular elevation and protraction.

Keywords: muscle performance, muscle strength, muscle length, posture, shoulder, scapula, forward shoulder.

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO	12
2 – HIPÓTESES	23
3 – METODOLOGIA.....	25
3.1 – Participantes	26
3.2 – Instrumentos e Medidas.....	27
3.2.1 – <i>Instrumentos</i>	27
3.2.1.1 – <i>Sistema de Análise de Movimento</i>	27
3.2.1.2 – <i>Dinamômetro Isocinético</i>	29
3.2.1.3 – <i>Sistema de Eletromiografia</i>	32
3.2.2 – <i>Medidas</i>	33
3.2.2.1 – <i>Medida da protrusão de ombros</i>	33
3.2.2.2 – <i>Medida dos sub-componentes de posição escapular da protrusão de ombros</i>	34
3.2.2.3 – <i>Medidas de desempenho e comprimento musculares</i>	39
3.3 – Procedimentos	40
3.3.1 – <i>Procedimentos de avaliação da postura (protrusão de ombros e sub-componentes)</i>	41
3.3.2 – <i>Procedimentos de avaliação do comprimento de desempenho musculares</i>	46
3.4 – Redução dos dados	48
3.5 – <i>Análise estatística</i>	50
4 – RESULTADOS	52
5 – DISCUSSÃO	59
6 – CONCLUSÃO	74

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	76
APÊNDICES	86
<i>APÊNDICE 1</i>	87
ANEXOS	91
<i>ANEXO 1</i>	92

1 – INTRODUÇÃO

A análise da postura é considerada como parte fundamental do processo de avaliação de fisioterapeutas (1-3). A importância dada à avaliação postural se deve, em grande parte, à possibilidade de imposição de estresses anormais aos tecidos devido a uma postura inadequada (1-4). Dentro dessa visão, Irvin (1997) propôs que alterações posturais, muitas vezes, mesmo que pequenas, são associadas a dores músculo-esqueléticas consideradas idiopáticas e que essas dores podem ser eficazmente tratadas com correção da postura (4).

Alterações posturais do complexo do ombro e da cintura escapular são comuns (5) e freqüentemente merecem atenção na avaliação fisioterapêutica (1-3). Tal atenção é evidenciada, por exemplo, em diversos estudos de caso (6,7), guias práticos para avaliação e tratamento de atletas com lesões do ombro (8) e avaliações voltadas para a população estudantil (9,10).

Parâmetros que representam a postura anormal do complexo do ombro são frequentemente descritos na literatura (1,3). A postura alterada da escápula é caracterizada quando esta, durante a posição de repouso (ou seja, sem movimento e com a musculatura relaxada), se mantém numa posição diversa daquela que é apontada como sendo a ideal (3). Dessa forma, a postura escapular ideal é empiricamente classificada como sendo uma postura em que as escápulas repousam “planas contra a coluna superior, aproximadamente entre a segunda e a sétima vértebra torácica, e cerca de 10 cm separadas (...)” (1). A escápula deve estar, ainda, paralela à coluna vertebral (11), plana contra o tórax (3) e rodada 30° do plano frontal (3,12,13).

Dentre as diversas alterações posturais possíveis do complexo do ombro, uma das mais comuns e com maior repercussão clínica é a postura de protrusão de ombros

(PPO). Griegel-Morris *et al.* (1992) encontraram uma prevalência dessa alteração postural variando entre 66% e 73% dos sujeitos avaliados em um estudo realizado com 88 sujeitos saudáveis (5). Alguns estudos indicam que essa alteração postural é mais comum e pronunciada em mulheres que em homens (14), entretanto esse achado não é consistente na literatura, uma vez que Raine e Twomey (1997) não encontraram diferenças entre sexos com relação à PPO (15).

A PPO, muitas vezes, é considerada como o resultado de uma combinação de sub-componentes de posturas escapulares (inclinação anterior, rotação medial e protração, por exemplo) e umerais (rotação medial da articulação glenoumeral) (1,3). A postura de inclinação anterior da escápula ocorre no plano sagital sobre o eixo horizontal, que se encontra paralelo à espinha da escápula (16-21). O termo inclinação anterior é utilizado para o afastamento do ângulo inferior da escápula do gradil costal (3,18,20-22). A postura de rotação medial da escápula ocorre no plano transversal sobre o eixo vertical, que passa pela articulação acrômio-clavicular e pelo ângulo inferior da escápula (16-21). Essa postura é caracterizada pelo afastamento da borda medial da escápula do gradil costal e é tradicionalmente chamada de alamento escapular (1,2,17,18,20,21). A postura de protração ocorre num plano oblíquo, cerca de 30° a 45° do plano frontal (12,13,16,20,23-25) e é caracterizada pelo posicionamento da escápula no sentido mais lateral e anterior sobre o gradil costal (3). Apesar de não haver consenso na literatura sobre a nomenclatura adequada destas posições escapulares, os termos de inclinação anterior, rotação medial e protração da escápula serão utilizados neste trabalho para caracterizar os sub-componentes da PPO por serem utilizados com maior frequência nos diversos estudos.

A PPO e seus sub-componentes são freqüentemente apontados como associados a sintomas ao redor do complexo do ombro. Diversos estudos avaliaram a associação da PPO de ombros e/ou de seus componentes com a síndrome do impacto. Apesar de muitos estudos não encontrarem diferenças significativas na postura de ombros entre sujeitos com e sem síndrome do impacto (16,17) ou entre ombros dos sujeitos com a síndrome acometendo unilateralmente (19), Warner *et al.* (1992) reportaram uma maior freqüência de assimetria entre ombros em sujeitos com a síndrome, de modo que o ombro afetado se apresenta mais alto que o contralateral (26). Devido à conformação ovóide da caixa torácica, é possível que, numa vista lateral, o ombro mais elevado se apresente mais protruso devido a uma inclinação anterior (3,22), entretanto isso não foi avaliado pelos autores (26). Conforme discutido anteriormente, a inclinação anterior da escápula é classicamente apontada como componente da PPO. Evidências radiológicas mostram, ainda, uma possível associação entre componentes dessa postura e a diminuição do espaço sub-acromial (27,28), o que reforça a possível predisposição de seus portadores aos sintomas relacionados à síndrome do impacto (29). Um estudo realizado por Finley e Lee (30) demonstrou que, quando sujeitos simulam a PPO, ocorre uma menor rotação lateral e inclinação posterior da escápula, durante movimentos de elevação do ombro. Esse comportamento cinemático da escápula é tido como característico de indivíduos com síndrome do impacto (16,17,19). Em estudo com pacientes com síndrome do impacto, Bullock *et al.* (2005) identificaram uma menor amplitude de flexão máxima quando mantinham uma PPO simulada (31). Provavelmente, esse achado se deve a um contato precoce do úmero com o arco acromial, devido às menores rotação lateral e inclinação posterior.

Além da síndrome do impacto, outros problemas clínicos são também associados à PPO – tais como a instabilidade gleno-umeral (32,33), a percepção de dor na região inter-escapular (5), a paralisia do nervo torácico longo (34) e a tensão neural adversa nos membros superiores (35). Weiser *et al.* (1999) demonstraram a existência de uma maior força aplicada ao ligamento gleno-umeral anterior quando este é submetido a cargas translatórias na posição de protração em comparação com a postura neutra da cintura escapular (32). Segundo esses autores, o estresse repetitivo no ligamento poderia predispor os indivíduos com PPO à instabilidade gleno-umeral. Von Eisenhart-Rothe *et al.* (2005) observaram, através de ressonância magnética, que indivíduos com sintomas de instabilidade atraumática do ombro apresentam maior rotação medial da escápula e descentralização da cabeça do úmero na cavidade glenóide (33). Outra queixa que pode estar associada à PPO é a dor na região inter-escapular. Griegel-Morris *et al.* (1992), apesar de encontrarem correlações baixas entre severidade da alteração da postura e percepção de dor, apontam que indivíduos com PPO severa apresentam maior frequência de percepção de dor na região inter-escapular que indivíduos com PPO moderada, leve ou ausente (5). Sintomas neurológicos nos membros superiores também podem estar associados à PPO. Kauppila (1993) propôs, baseado em evidências anatômicas, que lesões por estiramento do nervo torácico longo poderiam resultar do que ele chama de “alamento” escapular, provavelmente uma apresentação clínica resultante da rotação medial escapular, de sua inclinação anterior ou de ambos (34). Além do nervo torácico longo, outros nervos poderiam ser afetados pela PPO. Julius *et al.* (2004) demonstraram que a PPO afeta a mobilidade do nervo mediano (35). Este estudo reporta, ainda, que 82% dos sujeitos avaliados apresentaram sinais de parestesia no dermatomo

correspondente a esse nervo durante a manutenção da PPO simulada para os testes (35). Dessa forma, parece que a PPO também pode contribuir para os sintomas clínicos de tensão neural adversa nos membros superiores.

A importância dada à avaliação da PPO é evidente na prática clínica e tem recebido importância também na comunidade científica, a qual tem desenvolvido métodos para avaliá-la quantitativamente (36,37). Métodos de avaliação de postura escapular, incluindo sub-componentes da PPO, também têm sido extensivamente investigados por diversos pesquisadores (1,5,16,17,26). Dentre esses métodos, destacam-se a Topografia Moiré (26), a análise por sensores eletromagnéticos e eletromecânicos (16,17), avaliação por fio de prumo (1,3,5), métodos clínicos diversos (como o esquadro de Baylor, o esquadro duplo, a técnica de DiVeta *et al.*, a técnica de Sahrman e a técnica de Kibler) (37,38) e análise por vídeo ou fotografia (14,36). Apesar destes estudos, a real contribuição das diversas posturas escapulares para a PPO permanece apenas especulativa e merece ser investigada.

A postura da cintura escapular é importante para a regulação da capacidade de geração de força dos músculos gleno-umerais. Smith *et al.* (2002) avaliaram a capacidade de geração de força isométrica de flexão do ombro em sujeitos posicionados em três situações: na postura de protração máxima da cintura escapular, na posição escolhida pelos sujeitos como a mais confortável e na postura de retração máxima (39). Os resultados desse estudo apontaram para uma maior capacidade de geração de força na posição neutra da articulação em relação às posições de protração máxima (possível componente de PPO) e retração máxima escapular (39). Teoricamente, a postura da escápula influenciou a curva comprimento x tensão dos músculos flexores de ombro. Esses achados concordam com os dados de Inmann *et al.*

(1944), que identificaram diminuição da amplitude de movimento ativa de elevação do ombro após restrição dos movimentos da escápula (40). Por outro lado, os movimentos passivos foram menos influenciados pela restrição do movimento escapulo-torácicos, o que sugere alguma alteração na capacidade de geração de força dos músculos glenomeriais relativa à posição da escápula ao longo do arco de movimento (40).

Apesar da importância da PPO na ação muscular e no surgimento de processos patológicos, as causas de suas manifestações ainda não são bem esclarecidas. A maior parte das teorias é baseada na experiência clínica de seus proponentes, carecendo, assim, de maior rigor científico em sua formulação. Teorias clássicas de explicação da PPO, proposta pelos Kendalls (1) ainda em meados do século XX, normalmente relacionam essa alteração a um desequilíbrio muscular adquirido, nesse caso, compreendendo a musculatura responsável pela protração escapular (como o músculo serrátil anterior e os peitorais maior e menor) e aquela responsável pela retração escapular (como os músculos rombóides e trapézio). Segundo tais teorias, na PPO, os músculos responsáveis pelo movimento protração estariam fortes e encurtados e os responsáveis pela retração, fracos e alongados (1). Os fatores determinantes da aquisição desses desequilíbrios podem envolver modificações teciduais adquiridas devido a posturas sustentadas e/ou movimentos repetitivos (1). DiVeta *et al.* (1990) avaliaram a relação entre força muscular e postura da cintura escapular (41). Nesse estudo, foi avaliada, através de dinamometria manual a força muscular de protração escapular (segundo o teste de função muscular para peitoral menor idealizado por Kendall *et al.* (1995)) e de retração escapular (segundo o teste de função muscular para trapézio médio, idealizado pelos mesmos autores). Esses autores encontraram associações fracas entre estas variáveis e a medida de abdução escapular (um dos

componentes da PPO) (41). Estes achados condizem com estudos de eletromiografia que mostraram que grande parte dos músculos citados como responsáveis pela postura do ombro estão em silêncio eletromiográfico na postura relaxada (42). Em princípio, parece que a força muscular, por si só, é um fator pouco relevante na determinação da postura do complexo do ombro. Dessa forma, seria esperado que indivíduos com e sem PPO não apresentassem diferenças relativas à performance muscular, tais como capacidade de geração de força, trabalho ou potência muscular, nos músculos responsáveis pelos movimentos de protração ou retração escapular. Entretanto, a contribuição da musculatura escapular para a PPO ainda permanece obscura (41).

Uma possível explicação alternativa para esta alteração postural está em outros tipos de modificações teciduais impostas pelas atividades repetitivas ou sustentadas (43,44). Sahrman (2002) propõe que atividades diárias e posturas sustentadas podem modificar, além da força, outras propriedades teciduais musculares, como seu comprimento e sua rigidez (3). O comprimento muscular está diretamente relacionado com o número de sarcômeros em série das fibras musculares de um determinado músculo (3). A modificação da rigidez estaria associada ao número de sarcômeros em paralelo do músculo, de forma que uma atrofia levaria a uma diminuição da rigidez e uma hipertrofia a um aumento da mesma (3, 43, 45). A rigidez muscular pode ser definida como a inclinação da curva força x deformação do tecido, ou seja, a resistência que o tecido oferece à sua deformação passiva em função da variação de seu comprimento (46). A rigidez muscular poderia explicar a postura através do modelo de massa-mola ou através da hipótese do ponto de equilíbrio (47), de forma que a posição de repouso da articulação (ou seja, a postura relaxada) seria um resultado das tensões

passivas exercidas pelos tecidos ao seu redor, tensões essas que são diretamente dependentes da rigidez.

A adaptabilidade do comprimento muscular é suportada por diversos estudos com modelo animal e em alguns estudos em humanos. Hubmayr *et al.* (1993) demonstraram que cães que foram induzidos ao desenvolvimento de enfisema pulmonar unilateral apresentavam redução do comprimento muscular do diafragma, devido à menor amplitude de utilização desse músculo, de modo que o músculo teve, devido ao enfisema, sua utilização restrita a comprimentos mais próximos de sua posição de encurtamento (48). Esta redução do comprimento muscular não ocorreu de maneira tão evidente no lado contralateral, utilizado como controle (48). Resultados semelhantes foram reportados em ratos enfisematosos por Shrager *et al.* (2002) (49). Estes autores apresentaram evidências de novo ganho de comprimento muscular no diafragma cinco meses após cirurgia de redução de volume pulmonar (49). Em um estudo realizado em humanos *in vivo*, Bellemare *et al.* (2002) (50) mostraram resultados semelhantes aos de Hubmayr *et al.* (1993) (48) e de Shrager *et al.* (2002) (49). Foi constatado que indivíduos portadores de enfisema pulmonar apresentam um menor comprimento do músculo diafragma do que indivíduos sem enfisema. Estes autores demonstraram que humanos também apresentam a característica de reversibilidade demonstrada em animais, uma vez que os indivíduos enfisematosos submetidos à cirurgia de redução pulmonar recuperaram o comprimento muscular e parte da função muscular do diafragma após a cirurgia (50). Lynn *et al.* (1998) encontraram resultados que suportam a hipótese de adição de sarcômeros em série através de experimentos de treinamento de ratos em programas de exercícios excêntricos (51). Esses achados em modelo animal são suportados por Brockett *et al.* (2001), que encontraram

evidências de que, em humanos, o efeito do treinamento muscular excêntrico seria capaz de aumentar o comprimento muscular dos isquiossurais (52). Além disso, em um artigo de revisão, Gossman *et al.* (1982) apresentaram resultados de diversos estudos em modelo animal que demonstram a modificação do comprimento tecidual após imobilização em posições de alongamento e encurtamento muscular (43).

É possível que as alterações apresentadas na postura estejam associadas a modificações do comprimento muscular, o que, em parte, explicaria o fato dessas alterações se fazerem presentes mesmo quando a musculatura que age no segmento em questão está em repouso, como ocorre com a musculatura ao redor do complexo do ombro na postura ortostática (42). Assim, no caso dos indivíduos com apresentação postural de PPO, os músculos responsáveis pela protração escapular estariam com seu comprimento reduzido, ou seja, suas fibras teriam se adaptado de forma a reduzir o número de sarcômeros em série. Inversamente, os músculos responsáveis pela retração estariam com seu comprimento aumentado (3).

As adaptações relacionadas à modificação do comprimento muscular, apesar de não poderem ser medidas diretamente em humanos por motivos éticos – uma vez que envolveriam procedimentos como dissecações e biópsias – implicam em algumas propriedades clínicas que podem ser medidas indiretamente. Entre elas, podemos citar o ângulo articular de produção de torque máximo, uma medida indireta da curva comprimento x tensão, que representaria o comprimento muscular (52). De uma forma geral, músculos mais longos – ou seja, com maior número de sarcômeros em série - geram maior força em comprimentos ou amplitudes maiores e músculos mais curtos – com menor número de sarcômeros em série - geram mais força em comprimentos ou amplitudes menores (3,43,52). Dessa forma, o pressuposto de que alterações no

comprimento ou na capacidade de geração de força dos músculos em torno da escápula podem resultar em alterações posturais, mais precisamente na PPO, pode ser avaliado.

Apesar do grande interesse da comunidade científica pela PPO, a relação entre os sub-componentes da postura escapular e a PPO, assim como a contribuição da musculatura escapular para o surgimento desta alteração da postura ombro permanecem inconclusivas. Da mesma forma, a presença de diferenças de alterações posturais entre sexos é ainda alvo de debate na literatura (14,15), podendo levar a possíveis diferenças de propriedades musculares entre os sexos e sua relação com a PPO, dada a diferente composição corporal entre homens e mulheres (53). Os objetivos deste estudo foram, portanto, avaliar a diferença do desempenho muscular ativo entre indivíduos de ambos os sexos, com e sem PPO, considerando-se força máxima, trabalho total, potência e distância para a produção de força máxima por meio de medidas de dinamometria isocinética. Além disso, este estudo visou identificar os possíveis sub-componentes posturais da cintura escapular responsáveis pela PPO.

3 – HIPÓTESES

H1: Indivíduos com e sem PPO não apresentarão diferenças com relação às variáveis de desempenho muscular (força máxima e trabalho total normalizados pelo peso corporal, e potência);

H2: Os indivíduos com PPO apresentarão distância para a produção de força máxima nos movimentos testados, deslocados no sentido da protração escapular, quando comparados com indivíduos sem PPO;

H3: A PPO está associada à inclinação anterior da escápula, à protração da escápula e à rotação medial da escápula. Outras medidas como elevação e rotação superior da escápula não se associarão à PPO;

H4: Não haverá diferenças entre sexos na variável de comprimento muscular (distância para produção de força máxima) nem entre as variáveis de postura, mas haverá diferenças quanto ao às variáveis de desempenho muscular.

3 – METODOLOGIA

3.1 Participantes

Participaram deste estudo 75 indivíduos assintomáticos, 30 homens e 45 mulheres, com idade entre 19 e 30 anos, provenientes de uma amostra de conveniência. Os voluntários foram recrutados a partir de contatos pessoais dos pesquisadores e através de divulgação através de cartazes em duas faculdades de Belo Horizonte. Para testar as hipóteses H1 e H2 deste estudo, os sujeitos foram alocados em 2 grupos: grupo com PPO (grupo PPO) e grupo sem PPO (grupo controle). Os indivíduos foram avaliados bilateralmente, perfazendo um total de 150 ombros. O tamanho da amostra foi estimado a partir de um cálculo amostral, baseado em um estudo piloto desenvolvido para avaliar a confiabilidade das medidas utilizadas neste estudo.

Os indivíduos incluídos no grupo PPO foram aqueles que apresentaram valores em uma medida de PPO (descrita em seções seguintes) abaixo do percentil 25 da amostra. Similarmente, os voluntários que apresentaram valores acima do percentil 75 da amostra, foram incluídos no grupo controle. Aqueles que se encontravam entre esses percentis (de 25 a 75) não foram considerados para a análise do desempenho e comprimento muscular. Por outro lado, todos os sujeitos foram incluídos para a análise dos componentes da PPO.

Ambos os ombros dos voluntários foram inicialmente incluídos no estudo. Sujeitos com história de lesão atual ou pregressa há menos de seis meses nos membros superiores ou coluna (n=3 ombros) ou indivíduos que não conseguiram relaxamento muscular durante as medidas de postura de repouso (n=14 ombros) foram excluídos do estudo, restando então 133 ombros. Para as análises de performance

muscular, 52 indivíduos foram incluídos nos grupos (total de 68 ombros) PPO e controle de acordo com os respectivos percentis. Destes, foram excluídos antes da realização do teste três ombros pelo fato dos voluntários terem iniciado programa de fortalecimento muscular e dois ombros por pertencerem a uma voluntária que ficou grávida. Outros 18 indivíduos, totalizando 24 ombros, não compareceram para essa etapa, restando dessa forma, para a segunda etapa de testes, 39 ombros. Outros três ombros foram excluídos durante os testes por não conseguirem relaxar durante os testes, restando então para análise 32 voluntários, num total de 36 ombros. Desta forma, cada grupo (PPO e controle) foi composto de 16 voluntários, sete homens (oito ombros) e nove mulheres (dez ombros).

3.2 Instrumentos e Medidas

3.2.1 Instrumentos

3.2.1.1 Sistema de Análise de Movimento

Os dados cinemáticos da postura da cintura escapular foram obtidos através do sistema de captura de movimento *Qualisys – ProReflex MCU (QUALISYS MEDICAL AB, 411 12 Gothenburg, Sweden)*. O *Qualisys ProReflex* é um sistema de fotogrametria baseado em vídeo, que permite a reconstrução em três dimensões (3D) de marcas passivas refletoras localizadas em proeminências ósseas específicas. O

sistema possui quatro câmeras com iluminação produzida por um grupo de emissores infravermelhos localizados em volta da lente de cada uma das câmeras. As marcas passivas refletoras captam e refletem a luz infravermelha de volta à câmera. Os dados captados são processados pelo *software* de aquisição *Qualisys Track Manager 1.6.0.x (QTM)* que calcula a posição de cada marca em duas dimensões. Através da combinação das posições das marcas obtidas pelas quatro câmeras, as coordenadas de cada marca são reconstruídas em três dimensões. O sistema utilizou um computador com processador *Pentium 4®*, com 1GB de memória RAM e uma interface de plataforma *Windows XP Professional®*.

O processo de calibração foi realizado através do posicionamento no campo de visão de uma estrutura metálica em forma de L, com três marcas afixadas no eixo X e duas marcas no eixo Y. As coordenadas de referência global foram determinadas pela leitura das marcas sobre a estrutura metálica definindo o eixo X como o médio-lateral, o Y como ântero-posterior e Z como o proximal-distal. Em seguida, foi feita a varredura da área de coleta com uma haste em forma de "T" que contém duas marcas localizadas em seus extremos distanciadas por 300,1 mm. A varredura foi realizada por 30 segundos, de acordo com as instruções do manual (54). Os dados foram capturados em uma frequência de 120 Hz (120 quadros por segundo).

3.2.1.2 Dinamômetro Isocinético

As variáveis de desempenho muscular foram avaliadas através do Dinamômetro Isocinético *Biodex System 3 Pro®* (*Biodex Medical System Inc., Shirley, NY, EUA*). O equipamento é composto por uma cadeira, um dinamômetro e um microcomputador para o processamento dos dados. A dinamometria isocinética permite quantificação rápida e confiável de variáveis relacionadas ao desempenho muscular em diversas velocidades, incluindo torque, trabalho e relação agonista/antagonista (55,56). O teste isocinético é caracterizado pela realização de contrações musculares máximas, mantendo o membro em movimento sob uma velocidade constante e pré-determinada (57,58). O dinamômetro isocinético aplica uma resistência acomodativa durante toda a amplitude de movimento (ADM). Assim, um aumento da força muscular pelo indivíduo avaliado produz aumento da resistência gerada pelo aparelho, e não aumento da velocidade, como acontece nos exercícios isotônicos (57). No presente estudo, foram avaliados, através de dinamometria isocinética, as variáveis força máxima normalizada pelo peso corporal (F_{\max}/PC), trabalho total normalizado pelo peso corporal (W_{tot}/PC), potência (P) e distância percorrida para execução da força máxima ($d-F_{\max}$) durante o teste de protração e retração escapular.

A avaliação do desempenho muscular e do comprimento muscular foi realizada no modo concêntrico-concêntrico do Dinamômetro Isocinético *Biodex System 3 Pro®* (*Biodex Medical System Inc., Shirley, NY, EUA*) de forma ativa. Para esta avaliação isocinética, foi realizado o teste de protração-retração escapular utilizando um módulo para movimentos em cadeia cinética fechada dos membros superiores. Este módulo de

cadeia cinética fechada para membros superiores permite translações anteriores e posteriores do membro superior testado, cuja mão está fixa em uma manete que desliza sobre um trilho. Essa manete é interligada por cabos ao dinamômetro, que interpreta o deslocamento angular de seu sensor e o transforma em deslocamento linear, em centímetros. O dinamômetro isocinético com o módulo em cadeia cinética fechada pode ser visualizado na FIG. 1. Medidas similares de desempenho muscular para o complexo do ombro, como as usadas no presente estudo já foram utilizadas por outros autores (59). Pelo fato das medidas serem realizadas através movimentos translatórios na alavanca do dinamômetro, as variáveis são apresentadas como função da força aplicada na alavanca e não de torque, como tradicionalmente são apresentadas em estudos de dinamometria.



FIGURA 1: dinamômetro isocinético com módulo em cadeia cinética fechada de membros superiores

Para garantir que o movimento gerado no aparelho ocorresse através do complexo do ombro, foram utilizadas órteses de imobilização do punho e do cotovelo

(FIG. 2). Foi utilizado ainda, um aparato confeccionado sob medida para este estudo, que consistiu em uma adaptação de madeira para o encosto do assento do dinamômetro, revestido de espuma e tecido para dar conforto aos voluntários durante as avaliações. Essa adaptação impediu que a escápula tivesse seu movimento limitado ao entrar em contato com o encosto da cadeira do dinamômetro isocinético (FIG. 3).



FIGURA 2: órteses de imobilização do punho e cotovelo



FIGURA 3: adaptação de madeira para o encosto da cadeira do dinamômetro isocinético

3.2.1.3 Sistema de Eletromiografia

A eletromiografia é geralmente utilizada para documentar o funcionamento do sistema neuromuscular, uma vez que o sinal eletromiográfico ou eletromiograma representa a manifestação elétrica da contração muscular (60). A fonte deste sinal eletromiográfico é o potencial de ação gerado em cada unidade motora durante uma contração muscular (61). A soma das atividades das unidades motoras resulta em um sinal elétrico que é detectado por eletrodos colocados sobre o ventre muscular, e este sinal é amplificado por um amplificador de sinais localizado no eletromiógrafo, ou nos próprios eletrodos (no caso de eletrodos ativos).

Para este estudo foi utilizado, durante as medidas de postura e em alguns testes passivos no dinamômetro isocinético, um eletromiógrafo (MP150WSW - *Biopac Systems®*, Goleta, CA, EUA) ligado a um microcomputador, visando assegurar o silêncio eletromiográfico dos músculos testados em cada ombro. Esse aparelho tem capacidade para detectar frequências de coleta de até 200 kHz, com impedância de entrada de 2 M Ω e com capacidade de rejeição do modo comum de 1000 M Ω . Maiores informações sobre as características da avaliação eletromiográfica estão documentadas na literatura (60-63). O aparelho eletromiógrafo foi conectado a um computador *Pentium III®*, com 128 MB RAM, HD 20 GB e sistema operacional *Windows 98®*, com o programa de análise de sinal eletromiográfico *Acknowledge®* versão 3.72 (*Biopac Systems®*, Goleta, CA, EUA).

Durante a eletromiografia foram utilizados oito eletrodos ativos de superfície conectados a um módulo de conversão analógico/digital. Cada eletrodo era formado por duas superfícies de detecção de sinal (configuração bipolar) e um circuito eletrônico associado para amplificação do sinal. Além disso, um eletrodo passivo (prata/cloreto de prata) conectado a um amplificador foi utilizado como eletrodo de referência (terra). A função da utilização deste eletrodo de referência é excluir os ruídos, ou seja, os sinais não provenientes de contração muscular.

3.2.2 Medidas

3.2.2.1 Medida da protrusão de ombros

A PPO foi avaliada por uma medida angular caracterizada por um ângulo formado por uma reta que liga, no plano sagital, a sétima vértebra cervical (C7) ao ponto médio lateral do acrômio (FIG.4) e outra paralela à horizontal. De acordo com esta medida, quanto menor o valor, mais protruso é o ombro. Essa medida não é influenciada por fatores que não estejam associados ao complexo do ombro exclusivamente, uma vez que avalia a postura da escápula em relação ao esqueleto axial. Dessa forma, a posição ou postura do tronco (que pode variar por diversos fatores) não influenciou a medida da posição do ombro. Essa medida foi escolhida pelo fato de ter boa confiabilidade (10,15,36) e por medir o que clinicamente é caracterizado por PPO. Em estudo piloto realizado com medidas feitas por dois examinadores

diferentes num único dia e reproduzidas uma semana depois, com o objetivo de avaliar a confiabilidade desta medida, foi encontrado um Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC) (3,3) de 0,96 para a medida intra-examinador e um ICC (3,3) de 0,96 para a medida inter-examinador.

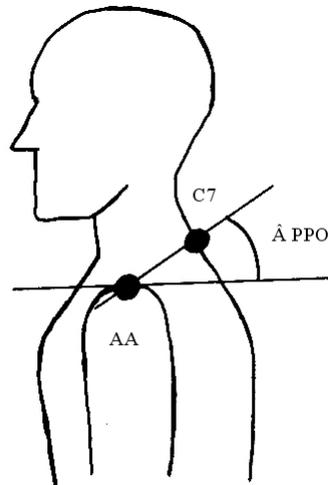


FIGURA 4: Medida angular da postura de protração de ombros

C7: sétima vértebra cervical;

PMA: ponto médio lateral do acrômio;

Â PPO: ângulo de protração de ombros

FONTE: modificado de BRAUN & AMUNDSON, 1989 (36), p.1217

3.2.2.2 Medida dos sub-componentes de posição escapular da protração de ombros

Marcadores visuais de superfície foram posicionados bilateralmente no ângulo do acrômio, no ponto médio do acrômio, no ângulo inferior da escápula, na raiz da espinha da escápula e nos processos espinhosos das vértebras C7 e T7. Estas marcas anatômicas foram identificadas por meio de palpação das protuberâncias ósseas. Lewis *et al.* (2002) demonstraram que técnicas de palpação são válidas para a colocação de

marcadores visuais na escápula (64). Além destes marcadores, foi posicionada, horizontalmente tangenciando o tórax posterior do voluntário, uma haste rígida com marcadores nas extremidades. Esta haste foi fixada, cerca de 5-10 cm abaixo dos ângulos inferiores da escápula (imediatamente abaixo dos eletrodos de EMG localizados sobre o músculo serrátil anterior), através de tiras elásticas e representava o plano frontal do indivíduo. Essa representação do plano frontal foi necessária para avaliação da rotação medial da escápula. Caso fosse considerado o plano frontal do laboratório, alterações inter-individuais de rotação de tronco poderiam influenciar o resultado da medida. O posicionamento dos marcadores visuais e dos eletrodos de eletromiografia (EMG) nos voluntários está demonstrado na FIG. 5.



FIGURA 5: Posicionamento dos marcadores visuais e dos eletrodos de eletromiografia (vista posterior)

Para medir a inclinação anterior da escápula foi calculado o ângulo entre uma reta que passa por C7 e T7 e outra reta entre o centróide dos pontos digitalizados da escápula e o ângulo do acrômio, no plano sagital (FIG. 6). O centróide foi calculado através das médias aritméticas das coordenadas nos eixos x, y e z dos pontos digitalizados referentes ao ângulo inferior da escápula, da raiz da espinha da escápula e do ângulo do acrômio (FIG. 7). Para a mensuração da protração e elevação escapular foi utilizada a medida de distância entre C7 e o centróide dos pontos digitalizados da escápula nos eixos horizontal (x) e vertical (z), respectivamente (FIG. 7). O valor obtido por essa medida foi dividido pelo tamanho da escápula, que foi operacionalizado como a distância absoluta entre os pontos da raiz da espinha da escápula e do ângulo inferior. Esse procedimento de normalização foi adotado para permitir a comparação de valores de distâncias lineares entre grupos, respeitando as diferenças antropométricas individuais. Para medida da rotação superior da escápula, foi calculado o ângulo formado entre uma reta que passa pelos pontos da coluna (C7 e T7) e outra reta que atravessa o ângulo inferior da escápula e a raiz da espinha da escápula (FIG. 7). Para medir a rotação medial escapular, foi calculado o ângulo entre o plano frontal (representado pela haste com marcadores nas extremidades) e uma reta que passa através de raiz da espinha da escápula e o ângulo do acrômio (FIG. 8). A confiabilidade dessas medidas foi reportada como “satisfatória” por Lukasiewicz *et al.* (1999) (16). Wang *et al.* (1999) utilizaram medidas semelhantes e reportaram ICC's que variam de 0,89 a 0,95 (65). A única medida utilizada por estes autores que obteve valor de ICC abaixo desses valores foi a de rotação medial da escápula (ICC = 0,59), entretanto essa medida difere em alguns pontos da medida utilizada no presente estudo. No estudo piloto realizado com medidas feitas por dois examinadores diferentes num único dia e

reproduzidas uma semana depois, a avaliação da confiabilidade das medidas de posição escapular deste estudo revelou ICCs (3,3) de 0,93, 0,96, 0,94, 0,91 e 0,81 para medidas realizadas pelo mesmo examinador de inclinação anterior, protração normalizada, distância de C7 ao centróide no eixo z (medida de elevação), rotação superior e rotação medial da escápula, respectivamente. Para medidas realizadas entre examinadores obteve-se ICCs (3,3) de 0,97, 0,95, 0,91, 0,87 e 0,72, respectivamente, para as mesmas medidas.

Exceto pelo marcador visual posicionado em T7, todos os demais marcadores estão de acordo com padronização recomendada pela Sociedade Internacional de Biomecânica (66). Entretanto, medidas que posicionaram o marcador de T7 de maneira similar ao do presente estudo têm confiabilidade satisfatória demonstrada na literatura (16,65).

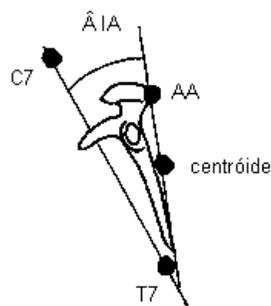


FIGURA 6: Ângulo de inclinação anterior da escápula
ÂIA: ângulo de inclinação anterior da escápula
C7: sétima vértebra cervical;
T7: sétima vértebra torácica;
AA: ângulo do acrômio;
centróide: centróide dos pontos digitalizados da escápula

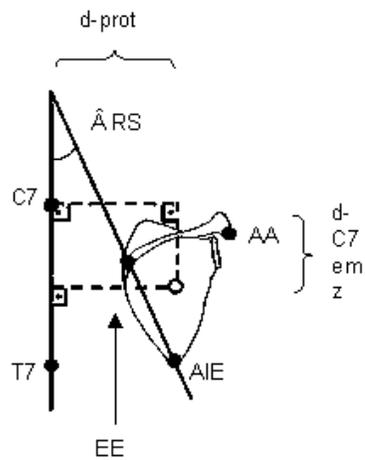


FIGURA 7: Distância de protração da escápula, distância de elevação da escápula e ângulo de rotação superior

d-prot: Distância de protração;

d-C7 em z: Distância da sétima vértebra cervical ao centróide da escápula no eixo z (medida de elevação);

ÂRS: Ângulo de rotação superior;

C7: Sétima vértebra cervical;

T7: sétima vértebra torácica;

AA: ângulo do acrômio;

AIE: Ângulo inferior da escápula

EE: raiz medial da espinha da escápula

FONTE: Adaptado de Lukasiewicz et al., 1999 (16), p. 578

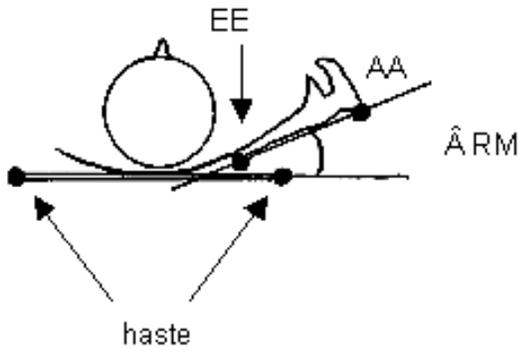


FIGURA 8: Ângulo de rotação medial da escápula

ÂRM: Ângulo de rotação medial da escápula;

EE: raiz medial da espinha da escápula;

AA: ângulo do acrômio;

haste: haste rígida com marcadores refletivos de luz infra-vermelha

FONTE: Adaptado de Lukasiewicz et al., 1999 (16), p. 578

3.2.2.2 Medidas de desempenho e comprimento musculares

O protocolo de teste para a avaliação isocinética dos movimentos de protração e retração escapular foi realizado a 6,11 cm/s (deslocamento angular de 30°/s) com sete repetições. Essa velocidade foi escolhida, uma vez que contrações concêntricas em velocidades baixas exigem atividade máxima dos músculos envolvidos no movimento testado (57), recrutando tanto fibras de contração rápida quanto de contração lenta (67). Durante a realização do teste foi dado estímulo verbal ao participante de modo a maximizar a intensidade das contrações musculares.

Foram consideradas para a análise as variáveis F_{\max}/PC , W_{tot}/PC , P e $d-F_{\max}$. Antes do teste, foi dada oportunidade aos voluntários de realizarem três repetições do teste isocinético, em intensidade submáxima, em cada um dos membros para familiarização e aquecimento. Esses procedimentos permitem uma maior geração de força durante o teste propriamente dito (67,68).

Para garantir que todos os resultados dos testes fossem atribuídos à geração de força ativa, foi feita antes do teste de força, uma coleta na mesma amplitude e velocidade angular de forma passiva. Posteriormente, esses valores de torque foram subtraídos em cada ponto da curva do teste ativo. Os testes passivos foram realizados em uma repetição a qual foi precedida por uma série de cinco repetições, ao longo de toda a amplitude do teste, para permitir acomodação tecidual. Segundo Taylor *et al.* (1990), a adaptação tecidual ocorre, principalmente, nas primeiras quatro repetições de um alongamento muscular (69).

Foram realizados estudos pilotos para avaliação da confiabilidade dos testes isocinéticos utilizados no estudo. Inicialmente, os examinadores foram treinados nos procedimentos, os quais foram padronizados para garantir maior consistência das mensurações. Os valores de ICC (3,7) intra-examinador calculados, obtidos através de testes realizados com uma semana de intervalo entre testes, foram de 0,97 para F_{\max}/PC no movimento de protração e retração; 0,88 e 0,91 para W_{tot}/PC nos movimentos de protração e retração, respectivamente; 0,92 e 0,95 para P nos movimentos de protração e retração, respectivamente; e ICCs (3,5) de 0,29 e 0,84 para a $d-F_{\max}$ foram obtidos para os mesmos movimentos. Por obter um valor baixo de ICC (3,5), indicando confiabilidade inadequada para o estudo, a medida de $d-F_{\max}$ de protração não foi usada.

3.3 Procedimentos

Para a avaliação, os participantes foram informados de todos os procedimentos e assinaram termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 1), após concordarem em participar do estudo. O projeto e o formulário de consentimento livre e esclarecido foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais, sob o parecer n° ETIC 225/05 (Anexo 1). As coletas de dados foram realizadas nos Laboratórios de Desempenho Motor e Funcional Humano e de Análise do Movimento do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.

Os voluntários foram orientados a se vestirem adequadamente para os testes, mantendo as regiões escapular, cervical e torácica expostas e os pés descalços. Antes do início de cada teste os participantes do estudo receberam instruções sobre os procedimentos subseqüentes. Foram realizadas, primeiramente, as medidas de postura por meio do sistema de análise de movimento em todos os voluntários incluídos no estudo e, caso o voluntário se incluísse em um dos grupos (PPO ou controle), este foi solicitado a retornar em um outro dia para realizar as medidas de desempenho muscular no dinamômetro isocinético.

Para garantir silêncio eletromiográfico durante as avaliações de postura de repouso foi utilizada monitoração bilateral de EMG dos músculos trapézio superior, serrátil anterior, peitoral maior (porção esternal) e trapézio médio (FIG. 9). Os procedimentos específicos da monitoração eletromiográfica, das medidas de postura e das medidas de desempenho e comprimento musculares são explicados a seguir.

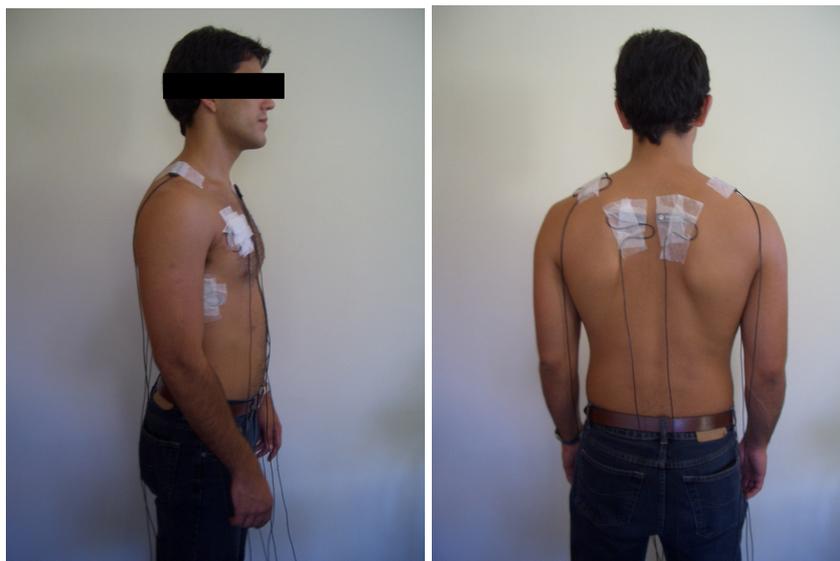


FIGURA 9: Posicionamento dos eletrodos de eletromiografia

3.3.1 Procedimentos de avaliação da postura (protrusão de ombros e sub-

componentes)

Durante todos os procedimentos de avaliação da postura foi realizado monitoramento, através de EMG, da atividade muscular dos músculos que agem ao redor do complexo do ombro durante a avaliação, a fim de confirmar a postura relaxada de cintura escapular. Para a monitoração eletromiográfica, foram seguidos todos os procedimentos necessários de limpeza da pele com álcool e tricotomia para redução de impedância. Os participantes receberam, ainda, orientações para que não aplicassem sobre a pele nenhum tipo de hidratante ou óleo pós-banho no dia do teste, e que viessem para as avaliações com a pele limpa e seca. Os eletrodos de superfície ativos foram colocados nos complexos dos ombros direito e esquerdo, superficialmente sobre a pele, com uma fita adesiva dupla-face para acoplamento do eletrodo na pele. Cada eletrodo recebeu ainda fixação adicional dada por um esparadrapo anti-alérgico. Oito eletrodos ativos foram fixados no terço médio do ventre muscular de cada um dos quatro músculos selecionados bilateralmente (42,61). Os músculos selecionados foram: trapézio superior direito e esquerdo, peitoral maior porção esternal direito e esquerdo, trapézio médio direito e esquerdo, e serrátil anterior direito e esquerdo. A escolha desses grupos musculares se deve ao fato destes músculos serem apontados na literatura como responsáveis pela protração (serrátil anterior e peitoral maior) e retração de escápula (trapézio superior e médio) (1) ou pelo fato de poderem estar ativos em alguns indivíduos na posição ortostática (trapézio superior e serrátil anterior), caso estes não estivessem completamente relaxados (42). Foi acoplado um eletrodo de referência (terra) na extremidade óssea proximal da clavícula, lateralmente à articulação esterno-clavicular. Para garantir a consistência desse procedimento, foram utilizados

sempre os mesmos eletrodos em cada músculo, sendo estes colocados sistematicamente pelo mesmo examinador. O posicionamento dos eletrodos ativos sobre os ventres musculares está de acordo com procedimentos padrão descritos por Cram *et al.* (1998) (61).

O silêncio eletromiográfico durante as coletas de dados referentes à postura foi caracterizado como sendo a atividade muscular em nível de, no máximo, 2 desvios-padrão acima do nível de repouso (70), a qual foi medida em decúbito ventral. A posição deitada foi escolhida devido ao fato de Basmajian e DeLuca (1985) reportarem que nessa posição a ação da gravidade sobre as articulações ser totalmente contrabalançada por mecanismos passivos, garantindo o silêncio eletromiográfico (42). Uma rotina computacional foi elaborada especialmente para essa análise utilizando o programa MATLAB®. Nessa rotina, o período de coleta foi cortado em trechos com intervalos de 300 ms. Caso a média do nível de atividade eletromiográfica em pelo menos um corte de 300 ms do tempo total de coleta da postura superasse em dois desvios-padrão o valor médio de atividade medido na posição deitada (repouso), a coleta seria descartada e os dados referentes à postura, seriam novamente coletados. Esse protocolo de avaliação do silêncio eletromiográfico está de acordo com outros estudos (70), e foi mais conservador que estudos que aceitaram níveis de atividade de até três desvios-padrão (71) ou que utilizaram-se análise visual apenas do sinal (72). Além disso, os sujeitos do estudo foram oportunamente encorajados, sempre que necessário, a manterem-se relaxados durante a aquisição dos dados de postura, uma vez que aceita-se que é possível conseguir-se o silêncio eletromiográfico através de instrução verbal (42).

Após preparação dos voluntários para monitoração eletromiográfica, estes foram preparados para a análise da postura. Essa análise foi realizada através do sistema de análise de movimento *Qualisys Pro-Reflex®* (*QUALISYS MEDICAL AB, 411 12 Gothenburg, Sweden*). Esse sistema fez a captura dos marcadores visuais através de suas quatro câmeras previamente posicionadas: duas lateralmente aos participantes (uma de cada lado), e duas posteriormente aos participantes (rodadas cerca de 45°, convergindo em direção às costas do indivíduo). Antes da coleta, o sistema foi ajustado ao volume de visão adequado e previamente calibrado com o kit de calibração de 750mm no centro do volume de trabalho e com a varinha de calibração de 300,1 mm, por 30 segundos, segundo recomendações do fabricante (54). A frequência de coleta escolhida foi de 120 Hz e a duração da coleta foi de três segundos.

Primeiramente, os sujeitos tiveram marcadores visuais posicionados para a avaliação da postura escapular de elevação/depressão, protração/retração, rotação superior/inferior, inclinação anterior/posterior e rotação medial/lateral, além da postura de protrusão de ombros. Os marcadores visuais para essas medidas foram colocados pelo mesmo pesquisador. A palpação para colocação dos marcadores visuais na escápula e nos processos espinhosos de C7 e T7 foi feita de acordo com procedimentos padrão descritos por Tixa (2000) e Junqueira (2004) (73,74). A determinação do ponto médio do acrômio, necessário para a medida de PPO, foi feita através da palpação das duas extremidades mais anterior e mais posterior do acrômio e, através de um paquímetro padrão, foi marcado o ponto médio do acrômio. O examinador responsável por estes procedimentos foi previamente treinado para garantir consistência nas medidas, cuja confiabilidade, testada em estudos piloto, já foi

reportada. Em seguida, foi posicionada horizontalmente, tangenciando o tórax posterior do voluntário, através de tiras elásticas, a haste rígida com marcadores nas extremidades.

Os sujeitos foram então posicionados confortavelmente em ortostatismo sobre uma folha de papel, onde um dos pesquisadores desenhou o perímetro dos pés do sujeito para reposicionamento subsequente, caso o voluntário sentisse a necessidade de descansar ou abandonar a posição. Os participantes receberam instrução verbal para permanecerem imóveis, mantendo a postura relaxada e o olhar fixo num ponto à frente, seguindo protocolos utilizados anteriormente (24,25,75-77). Os voluntários foram instruídos a respirarem normalmente e, ao final de uma expiração natural, foram solicitados a realizar uma breve pausa respiratória. O início dessa pausa respiratória foi sinalizado pelo voluntário com o dedo indicador da mão direita, quando então, era iniciada a coleta. Esse procedimento foi utilizado para evitar que a respiração influenciasse na postura. A coleta de dados da postura foi realizada durante 3s, tempo necessário para a coleta de 360 quadros na frequência de 120Hz. O tempo de 3s foi escolhido devido à frequência natural da oscilação postural humana nos sentidos antero-posterior e látero-lateral ser de 1,5Hz (78). Dessa forma, foi dado tempo de o sujeito percorrer toda a trajetória da oscilação postural pelo menos duas vezes, minimizando, assim a influência dessa oscilação natural nas medidas de postura.

Caso houvesse atividade eletromiográfica captada pelo programa de monitoração de atividade muscular, a coleta era descartada e realizada novamente, após as devidas recomendações verbais de relaxamento aos participantes. Quando os sujeitos não foram capazes de relaxar após cerca de 10 medidas consecutivas, estes foram excluídos do estudo (n=14 ombros). Cada digitalização válida foi repetida com o

participante na mesma posição por 3 vezes e a média aritmética das 3 medidas (sendo que cada medida por si só é uma média das posições dos pontos nos 360 quadros coletados) foi calculada e utilizada para as análises estatísticas. Após essas medidas, aqueles voluntários que tivessem suas medidas de PPO abaixo do percentil 25 ou acima do percentil 75 foram solicitados a retornarem num outro dia de teste para realizar as medidas no dinamômetro isocinético.

3.3.2 Procedimentos de avaliação do comprimento de desempenho musculares

O desempenho e o comprimento musculares de protração-retração foram medidos por meio de um dinamômetro isocinético no módulo de cadeia cinética fechada de membros superiores. Para essa avaliação, os voluntários foram posicionados sentados sobre a cadeira do dinamômetro, com a região lombar e dorsal apoiada sobre o dispositivo de adaptação do encosto que permitia livre movimentação escapular. As órteses de imobilização do cotovelo e punho foram posicionadas pelos examinadores no membro superior a ser testado do voluntário a fim de evitar movimentos indesejados. A cadeira do dinamômetro foi posicionada em uma altura na qual o membro superior posicionado para o teste (em flexão de ombro) ficasse paralelo ao trilho do módulo de cadeia fechada do dinamômetro. Tiras de fixação foram posicionadas na cintura, tórax e ombro contralateral a fim de evitar movimentos compensatórios. Os procedimentos de posicionamento e de fixação são similares aos reportados em um estudo prévio (59).

Antes da realização do teste, foram realizados procedimentos de delimitação da amplitude de movimento. Foi definida como posição neutra da cintura escapular,

quando o acrômio estivesse alinhado com a primeira vértebra torácica numa visão lateral. A retração máxima foi estabelecida como o máximo de movimento em direção para trás da posição neutra na qual o membro superior do indivíduo fosse capaz de ser movido passivamente sem atividade muscular visível. A posição de protração máxima foi definida como a maior amplitude de protração ativa realizada pelo voluntário. Essas posições poderiam ser reajustadas no decorrer do teste para melhor se adequar às características particulares dos voluntários durante o teste, caso necessário.

Para garantir que os valores de desempenho muscular fossem o resultado apenas da capacidade ativa de geração de força, uma medida passiva foi realizada primeiramente, na mesma posição do teste já citado. Essa medida foi realizada também utilizando o mesmo posicionamento de eletrodos de eletromiografia utilizado nas medidas de postura, assim como o mesmo procedimento de comparação da atividade eletromiográfica do teste com a do repouso na posição deitada. Essa monitoração foi feita para garantir que o teste foi realizado passivamente.

Em seguida, foi realizado, no mesmo braço, o teste ativo a 6,11 cm/s (30° /s) na mesma posição do teste passivo, na mesma velocidade e amplitude. Foi realizada uma série de sete repetições máximas de protração-retração. A coleta de dados no teste ativo foi considerada válida quando o coeficiente de variação foi menor ou igual a 15%. Caso o coeficiente de variação fosse maior que o valor pré-estabelecido, o teste era repetido após 10 minutos de intervalo de recuperação, durante o qual era oferecida água para o voluntário. Durante todo o teste foi dado estímulo verbal pelos examinadores para garantir máximo desempenho.

3.4 Redução dos dados

Os dados obtidos pelas unidades de captura do sistema de análise de movimento foram encaminhados ao programa de rastreamento dos dados do sistema de análise de movimento *Qualisys Track Manager 1.6.0.x – QTM (QUALISYS MEDICAL AB, 411 12 Gothenburg, Sweden)* para ser processado e, em seguida, exportado para o MATLAB®. Para a avaliação da postura escapular, foi desenvolvido no MATLAB® um programa de computador capaz de calcular, a partir das imagens digitalizadas, todos os ângulos e distâncias definidos para os sub-componentes da PPO. As médias de três medidas válidas foram calculadas para todas as medidas e utilizadas para a análise estatística.

O programa comercial *Acqknowledge® (Biopac System®, EUA)* foi utilizado para processamento dos dados eletromiográficos. O processamento dos dados eletromiográficos incluiu retificação e filtragem dos sinais. Assim, os dados coletados a uma frequência de 1000 Hz foram filtrados com um filtro *high-pass* de 10 Hz e com um filtro *low-pass* de 500Hz. Para quantificação do sinal, foi desenvolvido um programa específico utilizando o programa MATLAB® que identificava o valor médio de contração de repouso dos músculos selecionados e o valor médio de cortes de 300 ms de atividade no momento da coleta dos dados isocinéticos. Assim, foram comparados os valores médios das duas situações e, quando o valor na ocasião de coleta dos dados isocinéticos estivesse abaixo de dois desvios-padrão da coleta em repouso, permitiu-se a continuidade de avaliação dos dados.

O cálculo da resistência ao movimento isocinético passivo foi realizado a partir

dos dados obtidos do programa de aquisição e análise de dados do dinamômetro isocinético. A força de resistência, medida em N/Kg, e os valores de posição correspondentes registrados pelo dinamômetro foram transferidos para um arquivo em formato de texto (.txt), para posterior análise dos dados. Através de um programa desenvolvido especificamente para esse propósito, a resistência passiva foi plotada em função do deslocamento. Esses valores foram utilizados posteriormente para serem subtraídos dos valores da curva força x posição ativa.

Para a análise do comprimento muscular ($d-F_{\max}$), das sete repetições do teste isocinético, foram consideradas cinco repetições, excluindo-se da análise a de maior e de menor força. Da mesma forma que aquela realizada para os valores de resistência passiva, os valores de força ativa em cada uma das cinco repetições válidas foi plotada em função da posição e calculada a média dos valores das repetições, valor do qual foram subtraídos aqueles obtidos para a curva força x posição passiva. A $d-F_{\max}$ foi obtida através de um programa desenvolvido especialmente para esse propósito através do MATLAB®, após a subtração da curva passiva da ativa. Foi determinada como posição neutra para o teste o alinhamento da vértebra T1 com o ponto médio do acrômio. A partir dessa posição, valores positivos de posição significam protração e negativos significam retração.

Os demais valores de dinamometria isocinética utilizados para análise estatística foram obtidos diretamente do programa de análise de dados do dinamômetro isocinético. Este programa forneceu as médias das sete repetições realizadas das variáveis F_{\max}/PC , W_{tot}/PC e P . A variável F_{\max}/PC foi definida como o máximo de força em Newtons (N) exercida na alavanca do dinamômetro e é apresentada normalizada

(dividida) pelo peso corporal (Kg) e multiplicada por 100, sendo apresentada, assim, na forma de porcentagem do peso corporal. A variável W_{tot}/PC foi definida como o máximo de força exercida em cada ponto ao longo de toda a amplitude na alavanca do dinamômetro normalizada (dividida) pelo peso corporal. Assim, essa variável é representada pela área abaixo da curva de força x deslocamento, dada em Joules (J) (ou seja, $W = F \times d$). O valor desta variável foi também apresentado na forma de porcentagem do peso corporal, uma vez que o valor em J foi dividido pela massa corporal (Kg) e multiplicado por 100. Procedimentos de normalização são necessários para comparar pessoas com massas corporais diferentes (58). A variável P, dada em watts (W), foi definida como uma razão do trabalho pelo tempo médio gasto para sua realização ($P = (F \times d) / t$).

3.5 Análise estatística

Coeficientes de Correlação Intraclasse (ICC) foram calculados para investigar a confiabilidade das medidas obtidas em estudos pilotos. Os ICCs utilizados foram do modelo 3, utilizando média de 3 medidas para as medidas cinemáticas de postura (PPO e sub-componentes), média de 5 repetições do teste isocinético para a medida de comprimento muscular e média de 7 repetições para as medidas de desempenho. Estatística descritiva foi utilizada para as variáveis demográficas e antropométricas de caracterização da amostra (idade, estatura, massa e índice de massa corporal - IMC) e para a caracterização da amostra quanto às variáveis de interesse do estudo (referentes à postura e dinamometria). Testes-t de *Student* para grupos independentes

foram utilizados para avaliar as diferenças entre os grupos PPO e controle quanto às variáveis idade, estatura, massa corporal, IMC e ângulo de PPO.

Para a análise da diferença entre as médias dos valores das variáveis de desempenho e comprimento muscular (F_{\max}/PC , W_{tot}/PC , P e $d-F_{\max}$) entre os grupos, entre os sexos e a interação entre essas variáveis foi utilizada uma Análise de Variância (ANOVA) Fatorial tendo como fatores sexo e grupo. Esta análise permitiu a avaliação das hipóteses 1, 2 e 4.

Análise de Regressão Múltipla do tipo *Stepwise* foi utilizada para verificar a associação entre os valores angulares da medida de PPO (variável dependente) e os valores dos ângulos e distâncias dos sub-componentes da PPO (inclinação anterior da escápula, protração da escápula, elevação da escápula, rotação superior da escápula e rotação medial da escápula - variáveis independentes). Uma matriz de coeficientes de correlação (r) do tipo produto-momento de *Pearson* foi realizada para testar a associação entre as variáveis entradas no modelo de regressão. Para a análise da diferença entre as médias dos valores das variáveis de sub-componentes da PPO entre grupos e entre sexos e a interação entre essas variáveis foi utilizada a ANOVA fatorial tendo como fatores sexo e grupo. Estas análises permitiram a avaliação da hipótese 3.

Caso fossem identificadas diferenças significativas nas ANOVAs fatoriais, contrastes pré-planejados foram utilizados para identificar a origem das diferenças.

Todos os cálculos estatísticos foram realizados através do programa estatístico SPSS for Windows® (SPSS Inc., IL, USA). O nível de significância foi estabelecido em $\alpha=0,05$.

4 - RESULTADOS

Os 133 ombros dos 68 indivíduos selecionados para as medidas de postura constituíram a amostra total do estudo. Estes indivíduos apresentaram média (\pm desvio-padrão) de idade, altura, massa corporal e índice de massa corporal (IMC) respectivamente de 23,85 (\pm 2,50) anos, 1,69 (\pm 0,09) m, 63,13 (\pm 11,82) kg e 21,94 (\pm 2,73) kg/m². A tabela 1 apresenta as médias dos valores de idade, estatura, massa corporal e IMC dos voluntários da amostra total com seus respectivos desvios-padrão.

TABELA 1

Caracterização demográfica e antropométrica da amostra total, com média e desvio-padrão da amostra quanto a idade, altura, massa corporal e IMC

Variável	Média \pm Desvio-padrão
Idade (anos)	23,85 \pm 2,50
Estatura (m)	1,69 \pm 0,09
massa corporal (kg)	63,13 \pm 11,82
IMC (kg/m ²)	21,94 \pm 2,73

IMC: índice de massa corporal

Os testes-t de *Student* para grupos independentes realizados apontaram para uma ausência de diferenças significativas entre grupos PPO e controle para as variáveis idade ($p=0,263$), altura ($p=0,960$), massa ($p=0,496$) e IMC ($p=0,583$). A medida do ângulo de PPO, a qual foi utilizada para alocação dos grupos, foi significativamente diferente entre os grupos ($p<0,00001$). As distribuições de idade, altura, massa, IMC e valor da medida de PPO entre os grupos PPO e controle (10 ombros de indivíduos do sexo feminino e 8 do sexo masculino em cada grupo) são apresentados na tabela 2.

TABELA 2

Estatística descritiva (médias e desvios-padrão) para as variáveis de caracterização dos grupos PPO e controle

Grupos	Idade (anos)	Altura (m)	Massa Corporal (kg)	IMC (kg/m²)	Ângulo de PPO (graus)
PPO	23,88±2,92	1,68±0,10	63,31±14,11	22,28±2,93	45,85±3,71
Controle	24,81±1,52	1,70±0,08	63,09±10,85	21,76±2,33	70,80±5,23

IMC: índice de massa corporal

PPO: grupo protrusão de ombros

A ANOVA Fatorial mostrou uma ausência de diferenças significativas para todas as variáveis de desempenho muscular entre os grupos PPO e controle para o movimento de protração. Os valores-p obtidos para comparação das variáveis F_{\max}/PC , W_{tot}/PC e P entre grupos neste movimento foram, respectivamente, 0,915, 0,984, 0,562. Por outro lado, a ANOVA revelou que todas as variáveis de desempenho apresentaram diferenças significativas entre sexos ($p=0,0007^*$, $0,0001^*$ e $0,0001^*$, respectivamente). Não foi encontrada nenhuma interação sexo-grupo para as mesmas variáveis ($p=0,295$, $0,338$ e $0,085$).

A ANOVA Fatorial mostrou diferenças significativas para todas as variáveis de desempenho muscular entre os grupos PPO e controle para o movimento de retração. Os valores-p obtidos para comparação das variáveis F_{\max}/PC , W_{tot}/PC e P entre grupos neste movimento foram, respectivamente, $0,045^*$, $0,039^*$ e $0,027^*$. Todas as variáveis de desempenho apresentaram diferenças significativas entre sexos ($p=0,006^*$, $0,0001^*$ e $0,0001^*$, respectivamente). Não foi encontrada nenhuma interação sexo-grupo para as mesmas variáveis ($p=0,904$, $0,3484$ e $0,848$). Nas tabelas 3 e 4 são apresentados as médias e desvios-padrão entre as variáveis de desempenho muscular isocinético

(F_{max}/PC , W_{tot}/PC , P e $d-F_{max}$) dos grupos (PPO e controle) separados por sexos para os movimentos de protração e retração, respectivamente.

TABELA 3

Estatística descritiva (médias e desvios-padrão) para as variáveis de desempenho muscular para o movimento de protração de acordo com grupo e sexo

Grupos	F_{max}/PC (%)		W_{tot}/PC (%)		P (W)	
	M	F	M	F	M	F
PPO	795,7±140,7	612,4±69,0	1094,3±226,7	687,9±151,2	197,5±17,2	104,4±17,6
Controle	759,4±131,2	656,8±109,1	1036,1±224,4	748,5±125,6	186,5±49,7	126,2±15,4

F_{max}/PC : força máxima normalizada pelo peso corporal

W_{tot}/PC : trabalho total normalizado pelo peso corporal

P: potência

M: sexo masculino

F: sexo feminino

PPO: grupo protrusão de ombros

TABELA 4

Estatística descritiva (médias e desvios-padrão) para as variáveis de desempenho muscular no movimento de retração de acordo com grupo e sexo

Grupos	F_{max}/PC (%)		W_{tot}/PC (%)		P (W)	
	M	F	M	F	M	F
PPO	711,0±152,9	599,9±62,5	975,4±189,6	703,0±170,0	181,8±21,2	107,6±17,7
Controle	797,5±137,0	676,9±109,2	1151,9±174,8	771,5±145,5	202,1±49,8	131,6±17,0

F_{max}/PC : força máxima normalizada pelo peso corporal

W_{tot}/PC : trabalho total normalizado pelo peso corporal

P: potência

M: sexo masculino

F: sexo feminino

PPO: grupo protrusão de ombros

A ANOVA Fatorial mostrou diferenças significativas para a $d-F_{max}$ no movimento de retração apenas na interação sexo-grupo ($p=0,04$), não havendo diferenças entre grupos ($p=0,07$) e entre sexos ($p=0,14$). Contrastes pré-planejados mostraram haver diferenças significativas entre os homens do grupo PPO e controle ($p=0,01$) e entre os homens do grupo controle e as mulheres do grupo controle ($p=0,01$) para essa variável.

Nenhuma outra diferença foi identificada pelos contrastes ($p > 0,67$). Na tabela 5, são apresentados as médias e desvios-padrão da variável de comprimento muscular ($d-F_{\max}$) dos grupos (PPO e controle) separados por sexos para o movimento de retração.

TABELA 5
Médias e desvios-padrão para a variável de distância para o desenvolvimento da força máxima no movimento de retração de acordo com grupo e sexo

Grupos	d- F_{\max} (cm)	
	M	F
PPO	45,5±25,6	40,9±21,8
Controle	15,4±25,2	42,5±15,7

d- F_{\max} : distância para produção de força máxima de retração

M: sexo masculino

F: sexo feminino

PPO: grupo protrusão de ombros

Os resultados da Análise de Regressão Múltipla do tipo *Stepwise* para verificar a H3 do estudo indicaram uma maior associação da medida de rotação medial da escápula com a medida de PPO (r^2 acumulado), de forma que a primeira explica 39% da variabilidade presente na última. As entradas das medidas de elevação e protração contribuíram para aumentar o valor explanatório do modelo em, respectivamente 63% e 65%. Por outro lado, a inclinação anterior e a rotação superior não se relacionaram à medida de PPO e não foram selecionadas pelo modelo. A matriz de correlação do tipo produto-momento de *Pearson* realizada para testar a associação entre as variáveis entradas no modelo de regressão demonstrou uma associação importante (r) entre as variáveis de rotação medial e protração escapulares. Essas medidas compartilham entre si cerca de 35% da variância (r^2). As variáveis entradas o modelo de regressão apresentaram também uma alta associação com a medida de PPO ($r^2 = 39\%$, 24% e 13% para as variáveis rotação medial, distância de C7 ao centróide no eixo z e

protração). As demais variáveis não apresentam relações importantes entre si. Os resultados da matriz de correlação e da análise de Regressão Múltipla são apresentados, respectivamente, nas tabelas 6 e 7.

TABELA 6

Correlação entre variáveis de postura

	Inclin. anterior	Protração norm.	D-C7 norm.	Rotação superior	Rotação medial	Ângulo de PPO
Inclin. anterior	1,000	-	-	-	-	-
Protração norm.	0,200	1,000	-	-	-	-
D-C7 norm.	0,175	0,226	1,000	-	-	-
Rotação superior	-0,099	0,047	-0,014	1,000	-	-
Rotação medial	0,233	0,589	0,007	0,132	1,000	-
Ângulo de PPO	-0,085	-0,358	0,490	-0,139	-0,627	1,000-

Inclin. Anterior: ângulo de inclinação anterior da escápula

Protração norm.: distância de protração da escápula normalizada pelo tamanho da escápula

D-C7 norm.: distância de C7 ao centróide da escápula no eixo z normalizada pelo tamanho da escápula

Ângulo de PPO: medida angular da protrusão de ombros

TABELA 7

Resultados do Modelo de Regressão Stepwise

Variável entrada no Modelo	Coeficiente	r acumulado	r ² acumulado	Valor-p
Rotação medial	-0,89	0,63	0,39	<0,0001
D-C7 norm.	48,63	0,80	0,64	<0,0001
Protração norm.	-18,35	0,81	0,65	<0,0001

D-C7 norm.: distância de C7 ao centróide da escápula no eixo z normalizada pelo tamanho da escápula

Protração norm.: distância de protração da escápula normalizada pelo tamanho da escápula

O resultado da ANOVA Fatorial para comparação da diferença entre os grupos quanto às variáveis de postura apontou diferenças significativas entre grupos para a rotação medial ($p=0,0001^*$) e para a distância de C7 ao centróide da escápula no eixo z ($p=0,0289^*$), refletindo uma maior rotação medial e elevação escapular no grupo PPO. As demais variáveis não apresentam diferenças entre grupos. Os valores-p para

inclinação anterior, protração normalizada e rotação superior e obtidos na análise foram, respectivamente, 0,2297, 0,1414 e 0,1586. As médias e desvios-padrão dos sub-componentes da PPO em cada grupo são apresentados na tabela 8.

TABELA 8

Médias e desvios-padrão das variáveis de postura entre os grupos PPO e controle

Grupo	Inclin. anterior (graus)	Protração norm.	D-C7 norm.	Rotação superior (graus)	Rotação medial (graus)
PPO	46,15± 8,28	0,95± 0,11	0,91± 0,11	0,75± 4,15	37,54± 5,91
Controle	42,23± 9,81	0,89± 0,13	1,01± 0,16	-1,17± 5,63	26,91± 5,05

Incln. Anterior: ângulo de inclinação anterior da escápula

Protração norm.: distância de protração da escápula normalizada pelo tamanho da escápula

D-C7 norm.: distância de C7 ao centróide da escápula no eixo z normalizada pelo tamanho da escápula

PPO: grupo protrusão de ombros

5 - DISCUSSÃO

O presente estudo testou três hipóteses relacionadas com alterações do desempenho muscular e posicionamento escapular em indivíduos com PPO. Foi avaliada a diferença de desempenho e comprimento musculares entre indivíduos com e sem PPO. Além disso, foi avaliada a associação entre os possíveis sub-componentes da PPO com a medida da protrusão.

Os resultados das análises de desempenho muscular entre indivíduos com e sem PPO apontaram para a presença de diferenças significativas somente no movimento de retração. As análises das variáveis de performance muscular mostraram que, de uma maneira geral, que indivíduos com PPO tiveram menor desempenho muscular no movimento de retração realizado em dinamômetro isocinético do que aqueles sem PPO (controle). Foram encontradas diferenças significativas entre os grupos nas variáveis força máxima normalizada pelo peso corporal (F_{max}/PC), trabalho total normalizado pelo peso corporal (W_{tot}/PC) e potência (P). Estes resultados contradizem a hipótese de uma provável ausência de diferença de desempenho muscular entre os grupos avaliados.

A menor produção de força, trabalho e potência dos músculos retratores da escápula observada no presente estudo, aparentemente não condiz com os resultados encontrados por DiVeta *et al.* (1990) (41). Estes autores encontraram uma associação baixa entre postura de protração escapular e força de retratores de escápula (41). Esta disparidade de resultados pode ser explicada por alguns fatores. O estudo de DiVeta *et al.* (1990) testou a associação entre as variáveis de força e postura (41), ao contrário deste estudo que realizou comparação das diferenças de força muscular entre grupos de características posturais diferentes. Dessa forma, apesar da existência de diferença

entre grupos, não foi determinada a relação de associação entre as variáveis de desempenho e a postura escapular, uma vez que esta análise vai além dos objetivos do presente trabalho. Outro fator que poderia explicar a diferença de resultados entre os estudos foi a operacionalização da medida de postura. No estudo de DiVeta *et al.* (1990), a postura foi medida através da posição protração da escápula normalizada pelo tamanho da mesma (41). Esta medida foi similar à empregada para determinação dos componentes da PPO, mas diferente da medida quantitativa da PPO utilizada para a separação dos grupos. Além disso, a análise dos componentes da PPO aponta para uma baixa, porém significativa, relação entre a distância de protração escapular normalizada e a medida angular da PPO. Outra possível explicação para os resultados díspares entre os estudos pode ter sido a diferença entre os métodos de medida de desempenho muscular utilizados nos estudos, uma vez que DiVeta *et al.* (1990) utilizou dinamometria manual isométrica (41) ao passo que neste estudo realizou-se teste isocinético.

O menor desempenho muscular de retratores em indivíduos com PPO pode ser explicado, também, por uma possível alteração no trofismo muscular destes músculos, de forma que eles apresentariam uma menor rigidez. A rigidez muscular passiva pode ser definida como a inclinação da curva força x deformação do tecido, ou seja, a resistência que o tecido oferece à sua deformação passiva em função da variação de seu comprimento (46). Músculos mais rígidos (por exemplo, hipertrofiados) apresentariam uma maior resistência à deformação em função do deslocamento angular da articulação (46). O oposto aconteceria na presença de atrofia/hipotrofia. Assim, a rigidez muscular poderia explicar a postura de acordo com o modelo de

massa-mola ou através da hipótese do ponto de equilíbrio (47), de forma que a posição de repouso da articulação (ou seja, a postura relaxada) seria um resultado das tensões passivas exercidas pelos tecidos ao seu redor, tensão essa que é diretamente dependente da rigidez (3,79). Assim, conforme a hipótese do estudo, diferenças força muscular não explicariam a postura, sendo, possivelmente, conseqüências de alterações do trofismo.

O presente estudo demonstrou, ainda, a ausência de diferença de força entre grupos no movimento de protração realizado em dinamômetro isocinético. Estes resultados estão de acordo com o pressuposto de que o comprimento muscular - mais do que a força - seria responsável pela postura escapular de repouso, uma vez que nessa postura não há atividade muscular relevante. Este pressuposto é suportado por Walker *et al.* (1987) (80) e Loureiro *et al.* (1997) (81) que avaliaram, respectivamente, a relação entre o desempenho da musculatura abdominal e da musculatura estabilizadora lombar e a postura do complexo lombo-pélvico. Ambos os estudos encontraram baixa associação entre as variáveis de desempenho e postura, de tal forma que a existência de fraquezas musculares específicas não podem ser responsabilizadas isoladamente por alterações de postura. Watson e Trott (1993) (82) encontraram associação entre resistência muscular dos flexores cervicais e postura cervical, mas não encontraram associação entre a força desse grupo muscular e a postura. No presente estudo, apesar de não ter sido testada a associação entre postura e desempenho muscular, a ausência de diferença entre grupos indica que a força dos músculos responsáveis pela protração escapular não tem impacto na PPO.

Os movimentos de retração e protração escapulares realizados no dinamômetro isocinético apresentam algumas características que poderiam, também, colaborar para explicar as diferenças encontradas entre os grupos somente para o movimento de retração escapular. O movimento isocinético de retração escapular é realizado pelos músculos localizados na região posterior do tronco, mais especificamente os músculos trapézio e rombóides (22). Em estudo eletromiográfico da retração escapular, Cools *et al.* (2004) demonstraram que todas as porções do músculo trapézio estavam ativas, em especial as porções superior e média (59). Os rombóides, que são sinergistas do movimento de retração (22), provavelmente contribuíram para o sinal captado (61). Neste movimento, somente os músculos trapézio e rombóides são capazes de contribuir eficazmente para a adução escapular. Por outro lado, o movimento de protração da escápula é inicialmente descrito como tendo como motor primário o músculo serrátil anterior. Este fato foi confirmado por Cools *et al.* (2004), que avaliaram a atividade eletromiográfica dos rotadores escapulares (serrátil anterior e trapézio, com suas três porções) e identificaram uma alta contribuição do músculo serrátil anterior na protração escapular (59). Esse estudo somente avaliou a contribuição dos músculos rotadores escapulares. Outros músculos não-rotadores da escápula que poderiam participar da protração da escápula em um teste isocinético máximo, tais como os peitorais, foram negligenciados. Considerando que o músculo serrátil anterior possui uma pequena área de secção transversa, esse músculo poderia ter sua fraqueza, caso presente, mascarada no teste. Desta forma, os resultados do presente estudo não são conclusivos quanto a ausência de fraqueza do serrátil anterior em indivíduos com PPO.

Os testes isocinéticos dos movimentos da escápula mostram que, mesmo normalizados pelo peso corporal, homens possuem valores de torque, trabalho e

potência muscular superiores do que os de mulheres tanto para ao movimento de protração quanto para o de retração. Lephart *et al.* (2002) (83) e Uhorchak *et al.* (2003) (84) encontraram menor torque isocinético de quadríceps e isquiotibiais em mulheres quando comparadas a homens, mesmo com os procedimentos de normalização pelo peso corporal. Numa revisão sobre dinamometria isocinética, Gaines e Talbot (1999) apontaram que diversos fatores, como o tamanho do músculo e a idade, podem contribuir para a geração de força, além do gênero (58). No presente estudo, a idade não foi significativamente diferente entre os sexos, assim, o tamanho do músculo poderia ser uma possível explicação para essa diferença. Entretanto, segundo Gaines e Talbot (1999), quando a força é reportada como função da área de secção transversa as diferenças entre gêneros são mínimas, e a normalização pelo peso corporal seria uma alternativa eficaz capaz de substituir esse procedimento (58). Entretanto, estes autores sugerem que diferenças de performance muscular entre gêneros podem permanecer mesmo após essa correção. Essa possibilidade é reforçada pelo estudo de Lynch *et al.* (1999), que demonstrou diferenças entre força normalizada por massa muscular (ao invés da massa corporal) entre homens e mulheres (53). A normalização pela massa muscular é aceita como um procedimento mais refinado de normalização e, mesmo assim as diferenças permaneceram. Diferenças entre sexos são bem documentadas na literatura e, muitas vezes, são utilizadas como explicação para outros fenômenos como diferenças de controle motor em atividades como saltos e diferenças entre incidência de lesões ligamentares entre os sexos, por exemplo (84,85).

Os resultados do presente estudo revelaram que o comprimento muscular dos retratores escapulares foi afetado pela PPO apenas em indivíduos do sexo masculino. Assim, os homens do grupo PPO apresentaram uma $d-F_{max}$ significativamente maior

para o movimento de retração, indicando que esses indivíduos geraram maior força retratora em posição de maior protração que os do grupo controle. Trata-se, dessa forma, de uma evidência de que os homens do grupo PPO apresentam a musculatura retratora de escápula mais longa que aqueles do grupo controle, resultado este que confirma a hipótese deste estudo. De maneira similar, McCarthy e Betz (2000) apontaram para um nível de correlação inversa baixo, porém significativo entre a flexibilidade dos músculos isquiossurais e a lordose lombar na posição ortostática em crianças com paralisia cerebral (86). Nesse estudo, a flexibilidade foi medida de forma passiva e operacionalizada através da medida angular da amplitude de extensão do joelho (ângulo poplíteo) (86). Nesse caso, entretanto, por se tratar de uma população com paralisia cerebral espástica, é possível que outras variáveis, como a rigidez tecidual causada por alterações do tecido conectivo, por exemplo, estejam associadas à flexibilidade e à postura, e não apenas à variável comprimento muscular.

Um resultado surpreendente no presente trabalho foi a ausência de diferença de comprimento muscular entre os grupos PPO e controle em indivíduos do sexo feminino. Alguns fatores podem estar relacionados a esses resultados. A menor excursão articular de protração e retração presente nas mulheres devido às diferentes características antropométricas entre os sexos pode ser uma das explicações. Por essa medida se tratar de uma medida linear e não angular, conforme observado durante as coletas de dados, a excursão articular foi menor nas mulheres, sendo assim possível que os valores de posição da $d-F_{max}$ ficassem mais próximos entre os grupos, minimizando a possibilidade de diferenças significativas. Outro fator que poderia explicar esses achados pode ser a própria diferença de composição corporal (massa muscular) entre os sexos (53). Uma vez que mulheres têm menor força e massa

muscular que homens (53), é possível que estas apresentem posturas que dependam mais de outras variáveis, como a rigidez, que do comprimento muscular para sua manutenção. Além disso, é possível que as mulheres apresentem diferenças entre grupos quanto ao comprimento dos músculos protratores. Entretanto, essa variável não foi analisada no presente estudo por se tratar de uma medida de baixa confiabilidade. Outros estudos devem ser realizados para esclarecer a relação de comprimento muscular e postura, principalmente de forma comparativa entre sexos.

As informações relacionadas à contribuição dos possíveis sub-componentes da PPO para a postura escapular encontradas na literatura são essencialmente empíricas e baseadas na experiência clínica daqueles que as propuseram. No presente estudo, a análise de Regressão Múltipla revelou uma associação alta entre a PPO e as posturas de rotação medial, protração escapular e distância entre C7 e o centróide da escápula no eixo z (uma medida que reflete a elevação da escápula, quanto menor for seu valor), as duas últimas normalizadas pelo tamanho da escápula. A medida de rotação medial foi responsável por explicar 39% da variabilidade presente na medida de PPO, podendo ser caracterizada no presente estudo como o principal componente da PPO. As adições das medidas de elevação e protração contribuíram por aumentar o poder de explicação do modelo para, respectivamente 64% e 65%. Por outro lado, a inclinação anterior e a rotação superior não se relacionaram à medida de PPO. Além disso, as posturas de rotação medial e de distância de C7 ao centróide foram diferentes entre os grupos PPO e controle. A rotação medial é maior e a distância do centróide da escápula a C7 menor em quem tem PPO do que quem não possui PPO, indicando uma escápula mais alada e elevada naqueles indivíduos com a alteração postural.

A forte associação entre a rotação medial e a PPO era esperada e confirma uma das hipóteses do estudo, entretanto a não associação da inclinação anterior contrasta com as informações disponíveis na literatura (1,3). A ausência de associação entre a PPO e a inclinação anterior da escápula pode ser inicialmente explicada pela questionada confiabilidade desta medida. Em estudos pilotos, foi primeiramente testada uma medida de inclinação anterior utilizando as mesmas referências corporais propostas por Lukasiewicz et al. (1999) (16). Apesar de utilizar as mesmas proeminências ósseas como referência (C7 e T7; ângulo do acrômio e ângulo inferior da escápula), a confiabilidade da medida de inclinação anterior foi considerada inadequada para o presente estudo. Cabe ressaltar que a instrumentação utilizada pelo estudo anterior foi diferente da usada neste estudo piloto. Nos estudos de Lukasiewicz et al. (1999) foram utilizados sensores eletromagnéticos e no presente estudo as coordenadas dos pontos foram dadas por um sistema de análise de movimento tridimensional a partir de imagens captadas por vídeo (16). Devido à baixa confiabilidade da medida, foi desenvolvida, para o atual estudo, uma medida similar, com a substituição de alguns pontos de referência: os pontos da coluna (C7 e T7) foram mantidos, assim como do ângulo do acrômio, mas o ângulo inferior foi substituído pelo centróide dos pontos digitalizados da escápula (média aritmética das coordenadas de x, y e z dos pontos da raiz da espinha da escápula, do ângulo do acrômio e do ângulo inferior da escápula). Dessa forma, é possível que esta medida de inclinação anterior utilizada no presente estudo reflita com maior propriedade o que se entende como inclinação anterior da escápula por considerar a média das coordenadas de seus pontos, e por demonstrar melhor confiabilidade que a medida original [ICC (3,3) = 0,93].

Outra possibilidade para a divergência dos resultados deste estudo relativos à associação da medida de inclinação anterior com a PPO em relação aos pressupostos teóricos propostos por outros autores é o fato de a Regressão Múltipla selecionar inicialmente a variável que melhor explica o comportamento de outra variável e depois inclui no modelo aquelas que adicionam alguma informação significativa no comportamento da variável de interesse (dependente). Assim, como a elevação escapular foi uma das variáveis selecionadas e como a caixa torácica tem uma característica ovóide, é esperado que quanto mais elevada a escápula, mais anteriormente se projete o acrômio, caracterizando assim a PPO. Desta forma, é possível que uma colinearidade entre medidas de elevação e inclinação anterior resultasse na ausência de relação entre PPO e inclinação anterior escapular. Entretanto, a ausência de associação entre a medida que reflete a elevação da escápula e a medida de inclinação anterior da escápula descarta esta possibilidade. Assim, deve-se considerar que seja possível que pressupostos prévios estejam equivocados e a inclinação anterior realmente não se relacione à PPO. No contexto das medidas utilizadas, o presente estudo mostrou que a rotação medial, e não a inclinação anterior, foi o principal componente da PPO.

A baixa associação entre a protração normalizada e a PPO foi, também um resultado inesperado. A protração normalizada foi selecionada pela análise de Regressão Múltipla utilizada neste estudo e sua inclusão no modelo com baixa associação pode ser explicada pela própria característica do teste estatístico. Como a rotação medial da escápula foi a primeira variável selecionada pelo modelo, outras variáveis que explicassem com relevância adicional o comportamento da medida de PPO incluídas depois, como foi o caso da medida de protração, teriam sua associação

à PPO subestimada, caso as medidas das variáveis selecionadas se associassem entre si. A análise de correlação apontou uma associação relevante entre as medidas de rotação medial e protração, de forma que essas medidas compartilharam entre elas 35% da variância das medidas. Possivelmente, a protração escapular pode estar associada à rotação medial, devido à característica ovóide da caixa torácica, contribuindo assim pouco para a explicação da PPO depois da inclusão da medida de rotação medial no modelo. Por outro lado, como tal curvatura da caixa torácica pode ter variações interindividuais, isso explicaria a inclusão da variável no modelo ainda que com uma contribuição baixa para a explicação da PPO.

A adequação da medida de protração normalizada também poderia ser questionada. Uma análise dos dados brutos mostram que os valores médios da distância absoluta entre o centróide da escápula e coluna tem valores muito próximos dos valores utilizados para normalização (tamanho da escápula). Assim, quando esses números eram divididos entre si para a obtenção do valor normalizado, a razão resultante obtida ficava muito próxima de um para a maioria dos indivíduos, podendo ser influenciada para mais ou para menos apenas por pequenas variações individuais do tamanho da escápula. Este fato reduziu a variabilidade entre sujeitos da medida e, assim, pode ter dificultado a obtenção de uma associação maior entre protração escapular e a medida de PPO. Entretanto, normalizações semelhantes pelo tamanho da escápula já foram utilizadas previamente (41) e aparentemente são procedimentos bem aceitos na comunidade científica (47).

Uma das variáveis que contribuem para a medida de PPO é a distância do centróide da escápula em relação a C7 no eixo z, variável esta que representa a posição superior-inferior da escápula. Uma distância significativamente menor do

centróide da escápula em relação a C7 no grupo PPO indicou a presença de uma escápula mais elevada neste grupo em relação ao grupo controle. Não foi encontrada na literatura nenhum outro estudo ou suposição acerca desse achado. Inicialmente, poder-se-ia atribuir esse fato a uma suposta associação da elevação com a inclinação anterior, entretanto os resultados do presente trabalho, além de mostrarem que a inclinação anterior não se associou à PPO, mostraram ainda que as variáveis inclinação anterior e elevação escapular não se associam entre si. Outra alternativa de explicação para essa associação da variável à PPO seria uma possível adaptação de aumento de rigidez do músculo trapézio superior e/ou elevador da escápula em pessoas com PPO como mecanismo compensatório a uma fraqueza ou alteração do comprimento e/ou rigidez de outros músculos ao redor da escápula, principalmente do grupo retrator, como evidenciado nos resultados do presente trabalho. Comerford e Mottram (2001) propuseram que os músculos que elevam a escápula são mais propensos a se tornarem dominantes durante movimentos de elevação do membro superior, por exemplo, do que outros músculos do ombro (87), apesar de um estudo de Hallaceli et al. (2004) mostrar que a elevação não ocorre em indivíduos saudáveis durante o movimento de abdução gleno-umeral (88). Dessa forma, como o trefismo e, conseqüentemente, a rigidez, dependem da demanda de trabalho de cada músculo (44), é possível que esses músculos se tornem mais rígidos por esse motivo, alterando, assim a postura escapular de repouso para uma posição mais elevada naqueles indivíduos com PPO. Assim, a elevação da escápula não produziria um aumento da PPO, podendo ser apenas uma conseqüência da alteração compensatória da rigidez dos elevadores da escápula em indivíduos com PPO. Entretanto, novos estudos são necessários para esclarecer melhor a relação entre a elevação escapular e a PPO.

A grande contribuição da rotação medial da escápula para a explicação da PPO, bem como a diferença dessa medida entre grupos, pode estar relacionada a uma disfunção do músculo serrátil anterior. Frequentemente, a fraqueza ou a paralisia deste músculo são apontadas como responsáveis pelo alamento escapular, apresentação clínica comumente relacionada ao aumento da rotação medial da escápula (1,2). Entretanto, deve-se ressaltar que a análise da postura realizada no presente estudo buscou o repouso muscular durante o teste, minimizando assim, a influência da força muscular na postura. Tal cuidado foi tomado através de monitoração eletromiográfica de músculos-chave ao redor do complexo do ombro, incluindo-se aí o serrátil anterior. Assim, mesmo que a fraqueza deste músculo se faça presente, esta talvez não seja determinante da postura. É possível que a suposta fraqueza seja uma consequência de outras alterações teciduais como uma alteração no trofismo muscular (hipotrofia). Esta condição poderia melhor explicar a postura do que o desempenho muscular observado, uma vez que músculos hipotrofiados apresentam menor rigidez, devido à menor quantidade de proteínas contráteis e não-contráteis na fibra muscular (3). Assim, quanto menor, por exemplo, a quantidade de colágeno no tecido conectivo menor a rigidez tecidual (89).

Os resultados da dinamometria isocinética de protração não identificaram diferenças entre os grupos PPO e controle, resultados que a princípio descartariam a hipótese de fraqueza ou hipotrofia do músculo serrátil anterior, no entanto, cautelas devem ser tomadas ao interpretar esses achados, pois, conforme discutido anteriormente, um teste isocinético não permite inferências sobre desempenho de músculos isolados quando as atividades solicitadas permitem ações sinérgicas. Dessa forma, estudos que consigam testar o movimento de protração de maneira a favorecer a

contribuição do músculo serrátil anterior se fazem necessários. Clinicamente esse músculo é testado solicitando-se o movimento de protração e observando-se a presença ou não do alamento escapular (aumento da rotação medial) (1-3). O uso de dinamômetros capazes de captar o máximo de força de protração escapular produzida antes do aparecimento do alamento escapular pode ser uma forma de avaliar esse músculo mais isoladamente. Entretanto, esse procedimento carece de investigações acerca de suas propriedades psicométricas.

Devido aos resultados conflitantes em relação à contribuição dos músculos que realizam a protração da escápula para a PPO, estudos que avaliem a rigidez e/ou o trofismo dos músculos ao redor do complexo do ombro, com o objetivo de esclarecer os mecanismos envolvidos na PPO, bem como em outras alterações posturais poderão contribuir para tornar mais clara a etiologia e as formas de intervenção sobre a postura.

Poucos estudos de análise do efeito do treinamento muscular dos retratores de escápula foram realizados para ajudar a esclarecer a relação entre o desempenho muscular de retratores de escápula e a PPO. O único ensaio clínico encontrado que avaliou o efeito de um programa de treinamento muscular sobre a postura do complexo do ombro mostrou uma ausência de efeito do treinamento muscular sobre a postura (65). Esse estudo não foi conduzido especificamente para avaliar o efeito do treinamento sobre os retratores da escápula, de forma que foi realizado um protocolo de fortalecimento e alongamento de diversos grupos musculares ao redor do ombro. É possível que métodos diferentes de treinamento, através de manipulação de diferentes variáveis de treinamento (como intensidade, volume, recuperação, etc.), poderiam resultar em desfechos diferentes. Desta forma, outros estudos são necessários para

esclarecer a eficácia de programas de intervenção sobre a PPO através de manipulação de variáveis relacionadas às propriedades musculares.

O presente trabalho investigou variáveis que possivelmente poderiam explicar a PPO, tais como comprimento e desempenho musculares além de avaliar os possíveis componentes dessa postura, de forma a fornecer subsídios para futuras pesquisas que visem investigar aspectos relacionados à postura e às disfunções do complexo do ombro. Em termos de aplicação clínica, este trabalho traz evidências de alterações de comprimento e força da musculatura escapular em pessoas com PPO, indicando algumas variáveis que devam ser consideradas em programas desenvolvidos para modificar a postura do ombro. Apesar de estudos prévios não demonstrarem eficácia de programas de intervenção sobre a postura (65), outras formas de treinamento/tratamento que incorporem as evidências apresentadas neste estudo devem ser propostas para atingir os objetivos de modificação da postura. Assim, futuras pesquisas nessa área devem ser desenvolvidas para esclarecer se intervenções que visem mudar, a rotação medial da escápula por meio do fortalecimento dos adutores escapulares e, possivelmente, do aumento da rigidez do músculo serrátil anterior podem ter impacto na PPO.

6 – CONCLUSÃO

A partir dos resultados encontrados neste estudo, pode-se concluir que o desempenho muscular, avaliado por dinamometria isocinética (força máxima normalizada pelo peso corporal, trabalho total normalizado pelo peso corporal e potência), entre indivíduos com e sem postura de protrusão de ombros, diferiu apenas no movimento de retração, de forma que os indivíduos portadores da alteração postural apresentam maior fraqueza nesse movimento. Dessa forma, não houve diferenças entre o desempenho muscular dos protratores, o que não necessariamente implica uma força normal do músculo serrátil anterior. Além disso, o comprimento muscular dos músculos retratores só diferiu entre os grupos nos indivíduos do sexo masculino, sendo que aqueles indivíduos com postura de protrusão dos ombros apresentaram uma musculatura retratora mais longa do que os indivíduos do grupo controle.

Os resultados deste estudo apontam ainda para uma associação forte entre a rotação medial da escápula (alamento) e a protrusão de ombros. Associam-se ainda à protrusão a protração e a elevação escapular, sendo essas três alterações do posicionamento escapular os principais sub-componentes da protrusão de ombros. Estas três variáveis juntas explicam 65% do grau de protrusão do ombro. Por outro lado, foi observado que a inclinação anterior da escápula e a rotação superior não se associam à postura de protrusão do ombro.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. KENDALL, F. P., MCCREARY, E.K., PROVANCE, P.G. *Músculos: Provas e Funções com Postura e Dor*. 4^a ed. São Paulo: Editora Manole Ltda., 1995. 453 p.
2. MAGEE, D.J. *Orthopedic Physical Assessment*, 3rd edition. Philadelphia: WB Saunders Company, 1997. 805 p.
3. SAHRMANN, S.A. *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes*, 1st ed. St. Louis: Mosby, 2002. 460 p.
4. IRVIN, R.E., Suboptimal posture: the origin of the majority of idiopathic pain of the musculoskeletal system. In: VLEEMING, A., MOONEY, V., SNIJDERS, C., DORMAN, T.A., STOECKART, R. *Movement, stability and low back pain: the essential role of the pelvis*. Churchill Livingstone, 1997. Chapter 9. p. 133-155.
5. GRIEGEL-MORRIS, P., LARSON, K., MUELLER-KLAUS, K., OATIS, C.A. Incidence of common postural abnormalities in the cervical, shoulder, and thoracic regions and their association with pain in two age groups of healthy subjects. *Phys. Ther.*, v. 72, n. 6, p. 425-431. 1992.
6. HOST, H.H. Scapular Taping In the Treatment of Anterior Shoulder Impingement. *Phys. Ther.*, v. 75, n. 9, p. 803-812. 1995.
7. SCHMITT, L., SNYDER-MACKLER, L. Role of scapular stabilizers in etiology and treatment of impingement syndrome. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, v. 29, n. 1, p. 31-38. 1999.
8. KIBLER, W.B. Shoulder rehabilitation: principles and practice. *Med. Sci. Sports Exerc.*, v. 30, n. 4 Suplemento, p. S40-S50. 1998.
9. SINGER, K.P. Suggestions from the clinic: a new musculoskeletal assessment in a student population. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, v. 8, n. 1, p. 34-41. 1999.
10. CHANSIRINUKOR, W., WILSON, D., GRIMMER, K., DANISE, B. Effects of backpacks on students: measurement of cervical and shoulder posture. *Aust. J. Physiother.*, v.47, p.110-116. 2001.
11. SOBUSH, The Lenine test for measuring scapular position in healthy young adult females: a reliability and validity study. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, v. 23, n. 1, p. 39-50. 1996.

12. MCQUADE, K.J.; WEI, S.H.; SMIDT, G.L. Effects of local muscle fatigue on three-dimensional scapulohumeral rhythm. *Clin. Biomech.*, v. 10, n. 3, p.144-148. 1995.
13. DEGROOT, J.H., VALSTAR, E.R., ARWERT, H.J. Velocity effects on the scapulohumeral rhythm. *Clin. Biomech.*, v. 13, p. 593-602.1998.
14. BRAUN, B.L. Postural differences between asymptomatic men and women and craniofacial pain patients. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v.72, p.653-656. 1991.
15. RAINE, S., TWOMEY, L.T. Head and shoulder posture variations in 160 asymptomatic women and men. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 78, p. 1215-1223. 1997.
16. 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, n. 10, p. 574-586. 1999.
17. LUDEWIG, P.M., COOK, T.M. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys. Ther.*, v. 80, n. 3, p. 276-291. 2000.
18. MCCLURE, P.W., MICHENER, L.A., SENNETT, B.J., KARDUNA, A.R. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movement in vivo. *J. Shoulder Elbow Surg.*, v. 10, p. 269-277. 2001.
19. HÉRBERT, 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.
20. BORSTAD, J.D., LUDEWIG, P.M. Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. *Clin. Biomech.*, v. 17, p. 650-659. 2002.
21. TSAI, N., MCCLURE, P.W., KARDUNA, A.R. Effects of muscle fatigue on 3-dimensional scapular kinematics. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 84, p. 1000-1005. 2003.

22. NORRIN, C.C., LEVANGIE, P.K. *Articulações: Estrutura e Função – Uma Abordagem Prática e Abrangente*, 2.ed. Rio de Janeiro: Editora Revinter Ltda., 2001. 498 p.
23. MCQUADE, K.J.; SMIDT, G.L. Dynamic scapulohumeral rhythm: the effects of external resistance during elevation of the arm in the scapular plane. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, v. 27, n. 2, p. 125-133. 1998.
24. KARDUNA, A.R., MCCLURE, P.W., MICHENER, L.A., SENNETT, B. Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *J. Biomech. Eng.*, v. 123, p. 184-190. 2001.
25. KIBLER, W.B., UHL, T.L., MADDUX, J.W.Q., BROOKS, P.V., ZELLER, B., MCMULLEN, J. Qualitative clinical evaluation of scapular dysfunction: a reliability study. *J. Shoulder Elbow Surg.*, v. 11, n. 6, p. 550-556. 2002.
26. WARNER, J.J.P., AESLANIAN, L.E., KENNEDY, J., KENNEDY, R. Scapulothoracic motion and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, n. 285, p. 191-199. 1992.
27. SOLEM-BERTOFT, E., THUOMAS, K-A., WESTERBERG, C-E., The influence of scapular retraction and protraction on the width of the subacromial space: an MRI study. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, n. 296, p. 99-103. 1993.
28. BROSSMANN, J., PREIDLER, K.W., PEDOWITZ, R.A., WHITE, L.M., TRUDELL, D., RESNICK, D. Shoulder impingement syndrome: influence of shoulder position on rotator cuff impingement – an anatomic study. *Am. J. Radiol.*, n. 167, p. 1511-1515. 1996.
29. MICHENER, L.A., MCCLURE, P.W., KARDUNA, A.R. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clin. Biomech.*, v. 18, p. 369-379. 2003.
30. FINLEY, M.A., LEE, R.Y. Effect of sitting posture on 3-d scapular kinematics measured by skin mounted electromagnetic tracking sensors, *Arch Phys Med Rehabil.*, v. 84, p. 563-568. 2003.
31. BULLOCK, M.P., FOSTER, N.E., WRIGHT, C.C. shoulder impingement: the effect of sitting posture on shoulder pain and range of motion. *Man. Ther.*, v. 10, n. 1, p. 28-37. 2005.

32. WEISER, W.M., LEE, T.Q., MCMASTER, W.C., MCMAHON, P.J. Effects of simulated scapular protraction on anterior glenohumeral stability. *Am. J. Sports Med.*, v. 27, n. 3, p. 801-805. 1999.
33. VON EISENHART-ROTHER, R., MATSEN, F.A., ECKSTEIN, F., VOGL, T., GRAICHEN, H. Pathomechanics in atraumatic shoulder instability: scapular position correlates with humeral head centering. *Clin. Orthop. Rel. Res.*, n. 433, p. 82-89, Apr. 2005.
34. KAUPPILA, L.I. The long thoracic nerve: possible mechanisms of injury based on autopsy study. *J. Shoulder Elbow Surg.*, v. 2, p. 244-248. 1993.
35. JULIUS, A., LEES, R., DILLEY, A., LYNN, B. Shoulder posture and median nerve sliding. *BMC Musculoskelet Disord*, v. 5, article n. 23, 2004. Disponível em: <<http://www.biomedcentral.com/1471-2474/5/23>>. Acesso em: 08 mar. 2006.
36. BRAUN, B.L., AMUNDSON, L.R. Quantitative Assessment of Head and Shoulder Posture. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 70, p. 322-329. 1989
37. PETERSON, D.E., BLANKENSHIP, K.R., ROBB, J.B. *et al.* Investigation of the validity and reliability of four objective techniques for measuring forward shoulder posture. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, v. 25, n. 1, p. 34-42. 1997.
38. GIBSON, M.H., GOEBEL, G.V., JORDAN, T.M., KEGERREIS, S., WORREL, T.W. A reliability study of measurement techniques to determine static scapular position. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, v. 21, n. 2, p. 100-106. 1995.
39. SMITH, J., KOTAJARVI, B.R., PADGETT, D.J., EISCHEN, J.J. Effect of scapular protraction and retraction on isometric shoulder elevation strength. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 83, p. 367-370. 2002.
40. INMANN, V.T., SAUNDERS, J.B., ABBOTT, L.C. Observations on the function of the shoulder joint. *J. Bone Joint Surg.*, v. 26, n. 1, p. 1-30, 1944.
41. DIVETA, J., WALKER, M.L., SKIBINSKI, B. Relationship between performance of selected scapular muscles and scapular abduction in standing subjects. *Phys. Ther.*, v. 70, n. 8, p. 470-479, 1990.
42. BASMAJIAN, J.V., DELUCA, C.J. *Muscles alive: their function revealed by electromyography*. 5th edition. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985. 561 p.

43. GOSSMAN, M.R., SAHRMANN, S.A., ROSE, S.J. Review of length associated changes in muscle. experimental evidence and clinical implications. *Phys. Ther.*, v. 62, n. 12, p. 1799-1808. 1982.
44. MUELLER, M.J., MALUF, K.S. Tissue adaptation to physical stress: a proposed "physical stress theory" to guide physical therapy practice, education, and research. *Phys. Ther.*, v. 82, n. 4, p. 383-403. 2002.
45. KLINGE, K, MAGNUSSON, S.P., SIMONSEN, E.P., AAGAARD.P., KLAUSEN, K., KJAER, M. The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. *Am. J. Sports Med.*, v.25, n.5, p.710-716. 1997.
46. RIEMANN, B.L., MYERS, J.B., LEPHART, S.M. Sensorimotor system measurement techniques. *J. Athl. Train.*, v. 37, n. 1, p. 85-98. 2002.
47. SAHRMANN, S.A., Commentary: DIVETA, J.; WALKER, M.L.; SKIBINSKI, B. Relationship between performance of selected scapular muscles and scapular abduction in standing subjects. *Phys Ther*, v. 70, n. 8, p. 476-477, 1990.
48. HUBMAYR, R.D., FARKAS, G.A., TAO, H-Y., SIECK, G.C., MARGULIES, S.S. Diaphragm mechanics in dogs with unilateral emphysema. *J. Clin. Invest.*, v. 91, p. 1598-1603. 1993.
49. SHRAGER, J.B., KIM, D-K., HASHMI, Y.J., STEADMAN, H.H., ZHU, J., KAISER, L.R., LEVINE, S. Sarcomeres are added in series to emphysematous rat diaphragm after lung volume reduction surgery. *Chest*, v. 121, n. 1, p. 210-215. 2002.
50. BELLEMARE, F., CORDEAU, M-P., COUTURE, J., LAFONTAINE, E., LEBLANC, P., PASSERINI, L. Effects of emphysema and lung volume reduction surgery on transdiaphragmatic pressure and diaphragm length. *Chest*, v. 121, n. 6, p. 1898-1910. 2002.
51. LYNN, R., TALBOT, J.A., MORGAN, D.L. Differences in rat skeletal muscles after incline and decline running. *J. Appl. Physiol.*, v. 85, n. 1, p. 98-104. 1998.
52. BROCKETT C.L., MORGAN, D.L., PROSKE, U. Human hamstring muscle adapt to eccentric exercises by changing optimum length. *Med. Sci. Sports Exerc.*, v. 33, n. 5, p. 783-790. 2001.
53. LYNCH, N.A., METTER, E.J., LINDLE, R.S., FOZARD, J.L., TOBIN, J.D., ROY, T.A., FLEG, J.L, HURLEY, B.F. Muscle quality. I. Age-associated differences

between arm and leg muscle groups. *J. Appl. Physiol.*, v. 86, n. 1, p. 188-194. 1999.

54. QUALISYS TRACK MANAGER USER MANUAL. Suécia, v. 2004.

55. OBERG, B., MOLLER, M., GILLQUIST, J., EKSTRAND, J. Isokinetic torque levels for knee extensors and knee flexors in soccer players. *Int. J. Sports Med.*, v. 7, n. 1, p. 50-53. 1986.

56. PERRIN, D. H., ROBERTSON, R.J., RAY, R.L. Bilateral isokinetic peak torque, torque acceleration energy, power, and work relationships in athletes and non-athletes. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, v. 9, n. 5, p. 184-189. 1987.

57. PERRIN, D.H. *Isokinetic exercise and assessment*, Champaign: Human Kinetics Publishers, 1993. 212 p.

58. GAINES, J.M., TALBOT, L.A. Isokinetic strength testing in research and practice. *Biol. Res. Nurs.*, v. 1, n. 1. 1999.

59. COOLS, A.M., WITVROUW, E.E., DECLARCQ, G.A., VANDERSTRAETEN, C.G., CAMBIER, D.C. Evaluation of isokinetic force production and associated muscle activity in the scapular rotators during a protraction-retraction movement in overhead athletes with impingement syndrome. *Br. J. Sports Med.*, v. 38, p. 64-68. 2004.

60. HILLSTROM, H.J., TRIOLO, R.J. EMG theory. In: CRAIK, R.L., OATIS, C.A. *Gait analysis: theory and application*. 1st edition. Missouri: Mosby-Year Book, 1995. p. 271-292.

61. CRAM, J.R., KASMAN, G.S., HOLTZ, J. *Introduction to surface electromyography*. Maryland: Aspen Publishers, 1998. 408 p.

62. SODERBERG, G.L., KNUTSON, L.M. EMG methodology. In: CRAIK, R.L.; OATIS, C.A. *Gait analysis: theory and application*. 1st edition. Missouri: Mosby-Year Book, 1995. p. 293-306.

63. SODERBERG, G.L., KNUTSON, L.M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Phys. Ther.*, v. 80, n. 5, p. 485-498. 2000.

64. LEWIS, J., GREEN, A., REICHARD, Z., WRIGHT, C. Scapular position: the validity of skin surface palpation. *Man. Ther.*, v. 7, n. 1, p. 26-30. 2002.

65. WANG, C.H., MCCLURE, P., PRATT, N.E., HAWKINS, R.J. Stretching and strengthening exercises: their effect on three-dimensional scapular kinematics. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 80, n. 8, p. 923-929. 1999.
66. WU, G., *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human motion – part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J. Biomech.*, v. 38, n. 5, p. 981-992. 2005.
67. DAVIES, G.J. *A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation techniques*, 4th edition, Onasaka: S & S Publishers, 1992. 598 p.
68. DVIR, Z. *Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications*. 1st edition, New York: Churchill Livingstone, 1995. 199 p.
69. TAYLOR, D.C., DALTON JR, J.D., SEABER, A.V., GARRET, W.E. Viscoelastic properties of muscle-tendon units: the biomechanical effects of stretching. *Am. J. Sports Med.*, v. 18, n. 3, p. 300-308. 1990.
70. LAMONTAGNE, A., MALOUIN, F., RICHARDS, C.L. Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 81, p. 351-358. 2000.
71. BRINDLE, T.J., NYLAND, J., SHAPIRO, R., CABORN, D.N.M., STINE, R. Shoulder proprioception: latent muscle reaction times. *Med. Sci. Sports Exerc.*, v. 31, n. 10, p. 1394-1398. 1999.
72. BLACKBURN, J.T., RIEMANN, B.L., PADUA, D.A., GUSKIEWICZ, K.M. Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors, *Clin. Biomech.*, v. 19, p. 36-43. 2004.
73. TIXA, S. *Atlas de anatomia palpatória do pescoço, do tronco e do membro superior*. investigação manual de superfície. 1^a ed. São Paulo: Manole. 2000.
74. JUNQUEIRA, L. *Anatomia palpatória: tronco, pescoço, ombro e membros superiores*. 1^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2004.
75. DE GROOT, J.H., BRAND, R. A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. *Clin. Biomech.*, v.16, p.735-743, 2001.
76. ODOM, C.J., TAYLOR, A.B., HURD, C.E., DENEGAR, C.R. Measurement of scapular asymmetry and assessment of shoulder dysfunction using the lateral scapular slide test: a reliability and validity study. *Phys. Ther.*, v. 81, n. 2, p. 799-809. 2001.

77. COOLS, A.M., WITVROUW, E.E., DANNEELS, L.A., CAMBIER, D.C. Does taping influence electromyographic activity in the scapular rotators in healthy subjects? *Man. Ther.*, v. 7, n. 3, p. 154-162. 2002.
78. GAGE, W.H., WINTER, D.A., FRANK, J.S., ADKIN, A.L. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait Posture*, v. 19, p. 124-132. 2004.
79. AQUINO, C.F. *Comparação de dois Programas de Intervenção para Modificação de Propriedades Musculares: Fortalecimento em Amplitudes Iniciais de Movimento x Alongamento Muscular*. 2005. 90 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação ênfase em Desempenho Funcional Humano) Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2005.
80. WALKER, M.L., ROTHSTEIN, J.M., FINUCANE, S.D., LAMB, R.L. Relationships between lumbar lordosis, pelvic tilt and abdominal muscle performance. *Phys. Ther.*, v. 67, n. 4, p. 512-516. 1987.
81. LOUREIRO, M.A., MARTINS, D.M., FERREIRA, P.H. Relação entre curvatura lombar e ação muscular lombo-pélvica. *Fisioterapia em Movimento*, v. 10, n. 1, p. 102-110. 1997.
82. WATSON, D.H., TROTT, P.H. Cervical headache: an investigation of natural head posture and upper cervical flexor muscle performance. *Cephalgia*, v. 13, n. 4, p. 272-284. 1993.
83. LEPHART S.M., FERRIS, C.M., RIEMANN, B.L., MYERS, J.B., FU, F.H. Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, n. 401, p. 162-169. 2002.
84. UHORCHAK, J.M., SCOVILLE, C.R., WILLIAMS, G.N., ARCIERO, R.A., St PIERRE, P., TAYLOR, D.C. Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament. *Am. J. Sports Med.*, v. 31, n. 6, p. 831-842. 2003.
85. FONSECA S.T., VAZ, D.V., AQUINO, C.F, BRÍCIO, R.S. Muscular co-contraction during walking and landing from a jump: comparison between genders and influence of activity level. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2005. In press.
86. MCCARTHY, J.J., BETZ, R.R. The relationship between tight hamstring and lumbar hypolordosis in children with cerebral palsy. *Spine*, v. 25, n. 2, p. 211-213. 2000.

- 87.COMERFORD, M.J., MOTTRAM, S.L. Movement and stability dysfunction – contemporary developments. *Man. Ther.*, v. 6, n. 1, p. 15-26. 2001.
- 88.HALLACELI, H., MANISALI, M., GUNAL, I. Does escapular elevation accompany glenohumeral abduction in healthy subjects? *Arch. Orthop. Trauma. Surg.* n.124, p. 378-381. 2004.
- 89.AMIEL D., WOO, S. L-Y., HARWOOD, F.L., AKESON, W.H. The effect of immobilization on collagen turnover in connective tissue: a biochemical-biomechanical correlation. *Acta Orthop. Scand.*, v. 53, p. 325-332. 1982.

APÊNDICES

APÊNDICE 1

FORMULÁRIO DE CONSENTIMENTO

Título do Estudo: Análise da diferenças das propriedades musculares entre indivíduos com e sem postura de protrusão de ombros.

Investigador Principal: Marco Túlio Saldanha dos Anjos.

O objetivo deste estudo é verificar as diferenças das propriedades musculares entre indivíduos com e sem postura de protrusão de ombros. Este estudo vai fornecer dados para se entender possíveis fatores associados às alterações posturais.

Procedimento: Os testes serão realizados no Laboratório de Performance Humana situado na Universidade Federal de Minas Gerais. Inicialmente, será avaliada a postura. Essa avaliação consiste na mensuração de ângulos na região do ombro e das costas através de um sistema de análise por filmagem. Antes do início dos testes, caso você seja incluído na pesquisa, quatro pares de eletrodos de superfície serão colocados na pele anterior, lateral e posterior do seu tórax para medir a ação dos seus músculos durante os testes. Este procedimento é totalmente indolor. No sentido de fazer uma avaliação adequada desses músculos, sua pele será limpa e, se necessário, será feita a retirada dos pêlos. Após esta fase, você será posicionado de pé no local de avaliação e serão colocados marcadores adesivos sobre pontos específicos da sua pele na região do ombro e das costas. Você será orientado a manter uma postura relaxada, a fixar o olhar num ponto fixo à frente, a ficar o mais imóvel possível e a fazer uma breve pausa respiratória (cerca de 3 segundos) para que seja feita a coleta. Esse procedimento de coleta será realizado por três vezes. Em seguida, os marcadores serão retirados e novos marcadores serão colocados para que os procedimentos de coleta sejam repetidos mais três vezes. Em seguida, você irá realizar uma avaliação no dinamômetro

isocinético. Nesse aparelho serão realizados quatro testes, dois de maneira passiva, que serão realizados primeiro, e dois de maneira ativa, realizados depois. Você sentará na cadeira do aparelho e terá seus punhos e cotovelos fixados por órteses de imobilização. Sua mão será também amarrada com uma atadura ao aparelho. Você será encorajado a permanecer o mais relaxado possível durante a execução dos testes passivos. A alavanca será movida passivamente e você será solicitado a não resistir ao seu deslocamento. Serão realizados cinco movimentos passivos da alavanca como treinamento e, em seguida, seis medidas, em cada uma das posições de teste e em cada braço. Para a avaliação da força muscular, você será posicionado da mesma forma que no teste anterior, mas ao invés de permitir o movimento passivo, você irá fazer força para mover o aparelho nas direções especificadas. Serão realizadas cinco repetições dos movimentos em cada uma das posições do teste. Após os procedimentos de avaliação da postura um cálculo definirá em qual dos três grupos do estudo você será incluído:

GRUPO com postura de protrusão de ombros (PPO): pessoas que atingirem um valor na medida de postura acima de um valor crítico.

GRUPO controle: pessoas abaixo do valor crítico

Não haverá diferenças nos procedimentos entre os dois grupos. Todos os testes serão realizados num único dia para todos os voluntários.

Riscos e desconfortos: Não existe risco quanto a sua participação no estudo, com exceção de uma possível irritação na pele devido ao procedimento de limpeza da mesma para colocação dos eletrodos. Além disso, você poderá sentir um leve desconforto na musculatura do ombro ou do tronco após a avaliação da força muscular.

Confidencialidade: Para garantir a confidencialidade da informação obtida, seu nome não será utilizado em qualquer publicação ou material relacionado ao estudo.

Recusa ou desistência da participação: sua participação é inteiramente voluntária e você está livre para recusar participar ou desistir do estudo a qualquer hora que desejar.

Você pode solicitar mais informações sobre o estudo a qualquer momento, através do investigador principal do projeto, pelos telefones 3226-2350 ou 8805-9365. Após a leitura completa deste documento, se você aceitar participar, você deverá assinar o termo de consentimento abaixo.

TERMO DE CONSENTIMENTO

Eu li e entendi toda a informação acima. Todas as minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas. Eu concordo em participar do estudo.

_____	_____
Assinatura do Voluntário	Data
_____	_____
Assinatura da Testemunha	Data
_____	_____
Assinatura do Pesquisador	Data

ANEXOS

ANEXO 1

Universidade Federal de Minas Gerais
Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG - COEP

Parecer nº. ETIC 225/05

**Interesse: Prof. Sérgio Teixeira da Fonseca
Depto. de Fisioterapia - EEFFTO**

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP, aprovou no dia 10 de agosto de 2005, depois de atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado « **Análise da diferença das propriedades musculares entre indivíduos com e sem postura de protusão de ombros** » bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do referido projeto.

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


Prof. Dra. Maria Elena de Lima Perez Garcia
Presidente do COEP/UFMG