

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

Joelly Mahnic de Toledo

**AVALIAÇÃO DA CINEMÁTICA TRIDIMENSIONAL, ATIVIDADE
ELETROMIOGRÁFICA E FORÇA DE CONTATO E MUSCULAR EM PESSOAS
COM E SEM PRÓTESE DE OMBRO**

Porto Alegre

2012

Joelly Mahnic de Toledo

**AVALIAÇÃO DA CINEMÁTICA TRIDIMENSIONAL, ATIVIDADE
ELETROMIOGRÁFICA E FORÇA DE CONTATO E MUSCULAR EM PESSOAS
COM E SEM PRÓTESE DE OMBRO**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre

2012

CIP - Catalogação na Publicação

de Toledo, Joelly Mahnic
AVALIAÇÃO DA CINEMÁTICA TRIDIMENSIONAL, ATIVIDADE
ELETROMIOGRÁFICA E FORÇA DE CONTATO E MUSCULAR EM
PESSOAS COM E SEM PRÓTESE DE OMBRO / Joelly Mahnic de
Toledo. -- 2012.
159 f.

Orientador: Jefferson Fagundes Loss.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal do Rio
Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de
Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto
Alegre, BR-RS, 2012.

1. Prótese de ombro. 2. Cinemática. 3.
Eletromiografia. 4. Força de contato. 5. Força
muscular. I. Loss, Jefferson Fagundes, orient. II.
Título.

Joelly Mahnic de Toledo

**AVALIAÇÃO DA CINEMÁTICA TRIDIMENSIONAL, ATIVIDADE
ELETROMIOGRÁFICA E FORÇA DE CONTATO E MUSCULAR EM PESSOAS
COM E SEM PRÓTESE DE OMBRO**

Conceito final: A

Aprovado em 03 de Agosto de 2012.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Leonardo Peyré Tartaruga – Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Profa. Dra. Flávia Gomes Martinez – Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Profa. Dra. Paula Rezende de Camargo – Universidade Metodista de Piracicaba

Orientador Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss – Universidade Federal do Rio Grande do Sul

AGRADECIMENTOS

Quatro anos se passaram e quando penso em agradecer, percebo que tenho muito a agradecer! Este doutorado foi um período muito intenso da minha vida, com experiências inéditas, as quais eu jamais pensei que iria passar. Experiências que valeram muito a pena e que sem elas, este estudo não estaria aqui finalizado. Hoje em dia eu posso dizer: tudo valeu a pena!

Eu gostaria de agradecer primeiramente a Deus e ao meu “anjo da guarda” Padre Cândido. Tenho certeza que eles estavam “de olho” em mim lá em Amsterdam, que foi a parte do doutorado mais difícil, sem dúvida nenhuma. Eles sempre estiveram presentes nas minhas orações e sei que me ajudaram em vários momentos difíceis que passei.

Agradeço também à minha família. Aos meus pais que sempre se esforçaram para proporcionar o melhor para mim e meu irmão. Para eles que sempre me apoiaram e aguentaram firme comigo os momentos que eu pensei que não fosse aguentar mais. Aos meus pais que na hora em que pensei em desistir, tiveram palavras confortáveis e de confiança dizendo que tudo daria certo e que eu teria várias estórias para contar depois que tudo terminasse, né pai?! Para eles que ficaram horas no Skype conversando comigo para que eu não me sentisse tão sozinha! Enfim, aos meus pais que são os melhores pais do mundo e que são o meu maior exemplo de vida! Amo muito vocês! Sem vocês eu não estaria aqui! Além deles, agradeço ao meu irmão, que mesmo estando “mais longe” devido a questões profissionais, está sempre perto como meu maior exemplo de que devemos fazer o que gostamos e de que o esforço sempre será recompensado! Te amo muito mano! Acho que agora chegou a hora de parar, né?!

Ao meu noivo Tiago pela importante ajuda durante várias etapas desse percurso acadêmico. Obrigado por estar junto nos finais de semana de estudo, pela parceria, pelo carinho e pelas palavras de conforto quando necessárias. Obrigada também pela compreensão durante os meus momentos de ausência em 2010...foi difícil, mas nós conseguimos! Sem o teu apoio teria sido muito mais complicado do que já foi.

Agradeço imensamente ao meu orientador “Jeffé” pelas orientações nesses últimos nove anos de convívio quase diário. Foste essencial para o meu desenvolvimento pessoal e intelectual neste período em que trabalhamos juntos! Muito obrigada por acreditar em mim e

por ser este orientador que eu aprendi a respeitar e admirar cada vez mais! Espero que possamos manter esta parceria por muito tempo ainda!

Agradeço sempre por ter escolhido o Grupo do Ombro (GO) e ter participado de todas as suas etapas de desenvolvimento. Neste grupo conheci pessoas admiráveis, as quais tenho o maior orgulho de dizer que trabalhei junto e que aprendi muito com elas! São muitos os nomes e não gostaria de arriscar em esquecer algum deles, mas todos sabem da minha admiração e do meu agradecimento! Muito obrigada GO! Além deste grupo, devo agradecer também a todos os colegas que hoje estão e os que já passaram pelo grupo BIOMECH – UFRGS, os quais estão sempre dispostos a ajudar e dividir conhecimento! Valeu por tudo e desculpa qualquer coisa pessoal!

Também tenho que agradecer aos professores e colegas holandeses que abriram as portas do seu laboratório e da sua faculdade para que eu pudesse realizar esta pesquisa. Dentre eles, um muito obrigada ao DirkJan Veeger, Thomas Janssen, Tjarco Alta e Jan van der Scheer que foram pessoas que eu trabalhei diretamente nos 10 meses em que fiquei na Holanda.

E, por último, gostaria de agradecer também o apoio financeiro da CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior e da Tornier SA França, o qual foi essencial para a realização do presente estudo.

RESUMO

Esta tese está dividida em três estudos. No estudo I desta tese, os objetivos foram descrever a cinemática tridimensional do ombro e determinar a contribuição da articulação escápulo-torácica no movimento total de elevação. No estudo II, os objetivos foram descrever a atividade eletromiográfica (EMG) e o percentual de cocontração entre os músculos deltóide médio e redondo maior. No estudo III, o objetivo foi determinar o valor máximo da força de contato gleno-umeral e da força muscular. Quarenta sujeitos participaram dos estudos divididos em três grupos: pacientes com prótese total do ombro (PTO), com prótese reversa (PRO) e um grupo controle. Todos realizaram dois exercícios de reabilitação (flexão e elevação no plano escapular) usando diferentes cargas (sem carga externa, halter de 1kg e resistência elástica). A cinemática do ombro foi registrada por meio de um dispositivo eletromagnético de rastreamento, a atividade EMG foi registrada por meio de um eletromiógrafo de 16 canais e o modelo matemático utilizado foi o *Delft Shoulder and Elbow Model*. As análises estatísticas foram feitas por meio de ANOVAs de dois e três fatores para medidas repetidas. Foi utilizado o teste *post hoc* de Bonferroni e o nível de significância adotado foi de $\alpha < 0,05$. Os resultados do estudo I mostram que a escápula contribui mais para o movimento total do ombro em pacientes com prótese em relação aos indivíduos saudáveis e em exercícios realizados com 1 kg e resistência elástica comparados com os exercícios sem carga externa. O ângulo de elevação glenoumeral durante a flexão foi significativamente maior no grupo PTO em comparação ao grupo PRO. O estudo II identificou maior atividade EMG do deltóide médio e posterior no grupo PTO em comparação ao grupo controle e um aumento da atividade EMG do peitoral (parte esternal) no grupo PRO em comparação ao grupo PTO e ao grupo controle. Para os outros músculos (deltóide anterior, redondo maior, peitoral maior - parte clavicular e serrátil anterior) não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos. Para todos os músculos, exceto o serrátil anterior, a atividade EMG foi menor nos exercícios sem carga externa quando comparados aos exercícios com 1 kg e resistência elástica. Nenhum efeito principal dos fatores grupo e carga foi encontrado no percentual de cocontração. No estudo III, o grupo controle apresentou maior força de contato gleno-umeral máxima quando comparado ao grupo PTO durante a flexão, mas não foram encontradas diferenças entre os grupos de pacientes nos dois movimentos. A resistência elástica apresentou maiores valores de força de contato gleno-umeral em todos os grupos. O valor máximo da força de todos os músculos analisados variou de 0,32 N a 772 N e o manguito rotador e o deltóide foram os músculos que apresentaram os maiores valores de força em todos os grupos. A presente tese sugere que para uma mesma amplitude de movimento, os pacientes com prótese de ombro apresentarão um movimento escapular maior compensando a perda do movimento gleno-umeral. A cinemática escapular e a atividade EMG destes pacientes foram influenciadas pela implementação de cargas externas, mas não pelo tipo de carga, diferentemente das forças de contato e das forças musculares, nas quais a resistência elástica apresentou maior influência. Além disso, o percentual de cocontração não foi influenciado pelo tipo de prótese e os grupos de pacientes apresentaram menores forças de contato gleno-umeral do que o grupo controle.

Palavras-chave: prótese de ombro, cinemática, eletromiografia, força de contato, força muscular.

ABSTRACT

This thesis is divided into three studies. In study I, the objectives were to describe shoulder three-dimensional kinematics and to determine the contribution of scapulothoracic motion in total shoulder elevation. In study II, the objectives were to describe the electromyographic activity (EMG) and the percentage of cocontraction between middle deltoid and teres major. In study III, the objective was to determine the maximum glenohumeral contact force and shoulder muscle forces. Forty subjects participated in the studies divided into three groups: patients with total shoulder prosthesis (TSP), patients with reverse shoulder prosthesis (RSP) and a control group. All patients realized two rehabilitation exercises (anteflexion and elevation in the scapular plane) using different loads (without external load, 1 kg dumbbell and elastic resistance). Shoulder kinematics was recorded by means of an electromagnetic tracking device, the EMG activity was recorded through a 16-channel EMG system and the Delft Shoulder and Elbow Model was used. Statistical analyses were performed by means of repeated measures ANOVAs. The Bonferroni post hoc test was used and the adopted significance level was $\alpha < 0.05$. Results of study I showed that the scapula contributes more to the total movement of the shoulder in patients with prosthesis compared to healthy subjects and in exercises performed with 1 kg and elastic resistance compared to exercises without external load. The glenohumeral elevation angle during anteflexion was significantly higher in the TSP group compared to the RSP. The study II identified higher EMG activity of the middle and posterior deltoid in the TSP group compared to the control group and an increase of EMG activity of pectoralis major (sternal part) in the RSP group compared to the TSP and the control group. For the other muscles (anterior deltoid, teres major, pectoralis major - clavicular part and serratus anterior) significant differences were not found among groups. For all muscles, except the serratus anterior, EMG activity was lower during exercises without external load compared to exercises with 1 kg and elastic resistance. No main effect of group and load was found in the percentage of cocontraction. In study III, the control group showed higher maximum glenohumeral contact force when compared to TSP group during anteflexion, but no differences were found between groups of patients during both movements. Elastic resistance exercises showed higher glenohumeral contact force in all groups. The maximum force of all analyzed muscles ranged from 0,32 N to 772 N and the rotator cuff and deltoid muscles presented the highest values in all groups. This thesis suggests that for a same range of motion, patients with shoulder prosthesis present greater scapular motion compensating the loss of glenohumeral motion. Scapular kinematics and EMG activity of these patients were affected by the implementation of external loads, but not by the type of load, unlike the contact forces and muscle forces, in which the elastic resistance had greater influence. Moreover, the percentage of cocontraction was not influenced by the type of prosthesis and patient groups had lower glenohumeral contact forces compared to the control group.

Key words: shoulder prosthesis, kinematics, electromyography, contact force, muscle force.

LISTA DE FIGURAS

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

- Figura 2.1. Vista anterior e posterior da articulação do ombro 19
- Figura 2.2. A: primeiro modelo da prótese reversa Grammont. B: prótese reversa Delta III 23

ESTUDO I

- Figura 3.1. Resistência elástica e célula de carga. O dispositivo semicircular utilizado de referência para os movimentos de elevação foi temporariamente retirado para deixar a figura mais clara. 50
- Figura 3.2. Momento resultante calculado para os dois exercícios com halter de 1 kg e resistência elástica para todos os grupos. PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro. 54
- Figura 3.3. Ritmo escápulo-umeral durante a flexão e elevação no plano escapular. * Diferenças significativas ($p < 0,05$). Chaves pontilhadas representam diferenças entre as cargas e chaves contínuas representam diferenças entre os grupos. PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro. 55
- Figura 3.4. Rotação superior da escápula (valores médios) durante a flexão para todos os grupos e situações de carga. As legendas das cargas são iguais para todos os grupos. * Diferença estatisticamente significativa entre a situação sem carga externa e halter de 1 kg ($p < 0,05$). ** Diferença estatisticamente significativa entre a situação sem carga externa e resistência elástica ($p < 0,05$). PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro. 58
- Figura 3.5. Ângulo de elevação gleno-umeral (valores médios) durante a elevação no plano escapular para todos os grupos e situações de carga. As legendas das cargas são iguais para todos os grupos. * Diferença estatisticamente significativa entre a situação sem carga externa e halter de 1 kg ($p < 0,05$). PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro. 59

ESTUDO II

- Figura 4.1. Resistência elástica e célula de carga. O dispositivo semicircular utilizado de referência para os movimentos de elevação foi temporariamente retirado para deixar a figura mais clara. 80
- Figura 4.2. Exemplo de um sinal eletromiográfico retificado do deltóide médio e redondo maior durante todas as situações de carga. 81
- Figura 4.3. Atividade eletromiográfica (EMG) durante a elevação no plano escapular para todos os grupos e cargas. As legendas dos músculos são iguais para todas as situações de carga. 1 kg: halter de 1 kg. PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro. 84

Figura 4.4. Exemplo de curvas sobrepostas para o cálculo da cocontração de um sujeito do grupo controle. CVIS: Contração Voluntária Isométrica Submáxima. 85

Figura 4.5. Percentual de cocontração entre o deltóide médio e o redondo maior durante a flexão e a elevação no plano escapular. PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro. 86

ESTUDO III

Figura 5.1. Distância perpendicular média dos músculos do manguito rotador e das duas partes do deltóide para a flexão nos três grupos analisados. As legendas dos grupos são iguais para todos os gráficos. PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro. Clav: parte clavicular. Escap: parte escapular. 107

Figura 5.2. Força de contato gleno-umeral máxima durante a flexão. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas entre os níveis de cada fator. Diferenças significativas consideram um $p < 0,05$. PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro. 108

Figura 5.3 Força de contato gleno-umeral máxima durante a elevação no plano escapular. Letras maiúsculas diferentes representam diferenças estatisticamente significativas entre os grupos em uma mesma carga. Letras minúsculas diferentes representam diferenças estatisticamente significativas entre as cargas em um mesmo grupo. Diferenças significativas consideram um $p < 0,05$. PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro 109

Figura 5.4. Força muscular máxima durante a flexão e a elevação no plano escapular com as três cargas analisadas. As legendas dos grupos são iguais para todos os gráficos. PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro. Clav: parte clavicular. Tor: parte torácica. Escap: parte escapular. 111

LISTA DE TABELAS

ESTUDO I

Tabela 3.1. Dados demográficos, antropométricos e clínicos dos sujeitos48

ESTUDO II

Tabela 4.1. Dados demográficos, antropométricos e clínicos dos sujeitos 76

Tabela 4.2: Posicionamento dos eletrodos em todos os músculos. 77

ESTUDO III

Tabela 5.1. Dados demográficos, antropométricos e clínicos dos sujeitos 100

Tabela 5.2. Músculos e respectivos números de elementos do modelo DSEM 104

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

2D: duas dimensões

3D: três dimensões

ADM: amplitude de movimento

COCON: cocontração

CIVS: contrações isométricas voluntárias submáximas

DSEM: *Delft Shoulder na Elbow Model*

EMG: eletromiografia

PTO: prótese total de ombro

PRO: prótese reversa de ombro

PPO: prótese parcial de ombro

PC: peso corporal

%PC: percentual do peso corporal

RMSE: *Root Mean Square Error*

SCL: sistema de coordenada local

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO GERAL	13
1.1 Objetivo Geral.....	16
1.2 Objetivos Específicos.....	16
1.3 Estrutura do documento	17
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
2.1 Articulação do Ombro.....	18
2.2 Prótese de Ombro.....	21
2.2.1 Indicações e contra-indicações.....	25
2.2.2 Complicações.....	25
2.2.3 Resultados funcionais.....	26
2.3 Cinemática do Ombro.....	28
2.4 Eletromiografia dos Músculos do Ombro	31
2.5 Modelos Biomecânicos do Ombro – Forças de Contato e Forças Musculares	33
2.6 Carências da literatura	40
3 ESTUDO I: AVALIAÇÃO CINEMÁTICA DE PACIENTES COM PRÓTESE TOTAL E REVERSA DO OMBRO DURANTE EXERCÍCIOS DE REABILITAÇÃO COM DIFERENTES CARGAS.	42
3.1 Introdução	43
3.2 Materiais e Métodos	47
3.3 Resultados.....	53
3.4 Discussão.....	57
3.5 Conclusão.....	64
3.6 Referências do estudo I	65
4 ESTUDO II: ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA E COCONTRAÇÃO DOS MÚSCULOS DO OMBRO EM PACIENTES COM PRÓTESE TOTAL E REVERSA DO OMBRO.....	71
4.1 Introdução	72
4.2 Materiais e Métodos	75
4.3 Resultados.....	82
4.4 Discussão.....	86

4.5 Conclusão.....	89
4.6 Referências do estudo II.....	89
5 ESTUDO III: DETERMINAÇÃO DA FORÇA DE CONTATO GLENO-UMERAL E DAS FORÇAS MUSCULARES DO OMBRO EM PACIENTES COM PRÓTESE TOTAL E REVERSA DO OMBRO.	95
5.1 Introdução	96
5.2 Materiais e Métodos	99
5.3 Resultados.....	106
5.4 Discussão.....	113
5.5 Conclusão.....	119
5.6 Referências do estudo III	120
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	125
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	127
APÊNDICE A - ARTIGO PUBLICADO NA <i>CLINICAL BIOMECHANICS</i>	148
ANEXO A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	156
ANEXO B - Aprovação no Comitê de Ética do Hospital Onze Lieve Vrouwe Gasthuis.....	157

1 INTRODUÇÃO GERAL

As atividades desenvolvidas pelo ser humano traduzem-se em grandes esforços internos, sobre as mais variadas estruturas. O conhecimento da magnitude destes esforços pode auxiliar desde professores de educação física que orientam atividades físicas para indivíduos saudáveis, ou fisioterapeutas que trabalham com pacientes em fase de recuperação, passando por médicos que diagnosticam e tratam os mais variados casos de lesão (trauma, osteoporose, desgaste articular, implantação de próteses, *overuse*), até mesmo projetistas de próteses que necessitam avaliar a qualidade do material dos implantes. Conhecer a magnitude dos esforços internos significa, em qualquer destes casos, melhora da qualidade do serviço prestado, com implicações diretas sobre a saúde dos envolvidos.

A medição direta de esforços internos ao corpo humano tem sido realizada através de sensores cirurgicamente colocados, em próteses (BERGMANN; GRAICHEN; ROHLMANN, 1993; KAUFMAN *et al.*, 1996; BERGMANN; GRAICHEN; BENDER *et al.*, 2007; BERGMANN; GRAICHEN; ROHLMANN *et al.*, 2007), ossos (ROLF *et al.*, 1997; EKENMAN *et al.*, 1998), tendões (HERZOG *et al.*, 1996; KOMI *et al.*, 1996), ligamentos (FLEMING; BEYNNON, 2004) ou articulações (ROHLMANN *et al.*, 1997; D'LIMA *et al.*, 2005). Entretanto, estas técnicas têm aplicações limitadas, por questões éticas e operacionais, além de estarem restritas a poucos laboratórios que dominam a tecnologia. Não há relatos na literatura de medições similares *in vivo* realizadas em laboratórios do Brasil. Uma alternativa tem sido a estimativa destas forças indiretamente, através de um processo conhecido como “modelamento de segmentos articulados”. Conhecendo-se as variáveis cinemáticas (lineares e angulares) e os dados antropométricos dos segmentos envolvidos, é possível calcular as forças e momentos resultantes que causam os movimentos e quando o modelo também contém representações musculares, também as forças musculares necessárias para a tarefa. A

este processo dá-se o nome de “solução inversa” ou “dinâmica inversa”. No Brasil, se tem notícia, através dos meios de divulgação científicos nacionais, de alguns pesquisadores que tem utilizado este método (VECCHIA; DUARTE; AMADIO, 1997; VECCHIA *et al.*, 1999; AMADIO, 2000; AMADIO; JOSÉ, 2000; LOSS *et al.*, 2002; SOARES *et al.*, 2004; LOSS *et al.*, 2006; TORRE *et al.*, 2008).

A natureza tridimensional dos movimentos dos membros superiores e o alto número de graus de liberdade disponíveis promovem desafios particulares em se estudar as articulações desses membros. Quando se planejam procedimentos ortopédicos ou próteses articulares, o conhecimento detalhado da cinemática e cinética da articulação é essencial. Além disto, enquanto que nos membros inferiores os estudos se concentram quase que exclusivamente na marcha, nos membros superiores as atividades desenvolvidas são muito mais variadas. Por isso, existe a necessidade de estudos que contenham várias tarefas para que se consigam dados representativos da atividade diária normal dos indivíduos (MURRAY; JOHNSON, 2004). Assim sendo, a combinação de um método de medidas cinemáticas em três dimensões (3D) com um modelo biomecânico do ombro possui um papel importante na pesquisa clínica, como por exemplo, a análise biomecânica de um problema em uma artroplastia total do ombro (MESKERS *et al.*, 1998). Ainda, o conhecimento das forças de contato do ombro é essencial para melhorar a técnica de artroplastia dessa articulação, incluindo um dos problemas maiores que é a fixação crítica do componente da glenóide. Esse conhecimento forma a base para a análise de implantes que estabilizem fraturas proximais da cabeça do úmero, para melhora da fisioterapia, para as recomendações aos pacientes com disfunções ou próteses, para melhorar os modelos músculo-esqueléticos do ombro e para avançar no conhecimento biomecânico dessa complicada articulação (BERGMANN; GRAICHEN; BENDER *et al.*, 2007).

Atualmente há um maior interesse em entender a função da articulação do ombro, suas patologias e tratamento, que é explicado pelo aumento da idade geral da população, aumento da prevalência de osteoartrose e a popularidade de esportes com alto risco de lesão nesta articulação (BERGMANN; GRAICHEN; BENDER *et al.*, 2007). Com isso, o número de estudos sobre pacientes com próteses de ombro tem aumentado (SIRVEAUX *et al.*, 2004; BOILEAU *et al.*, 2005; BOILEAU; SINNERTON *et al.*, 2006; BOILEAU; WATKINSON *et al.*, 2006; BERGMANN; GRAICHEN; BENDER *et al.*, 2007; BERGMANN *et al.*, 2008; GUTIERREZ *et al.*, 2008; KONTAXIS; JOHNSON, 2009; WESTERHOFF *et al.*, 2009), o que mostra a necessidade atual de um melhor entendimento sobre o funcionamento das próteses e sobre o que elas têm que melhorar.

O ombro normal precisa ter características mecânicas básicas de amplitude de movimento (mobilidade), estabilidade e força. Entretanto, cada uma dessas características é comumente comprometida em um ombro com artrite ou com ruptura do manguito rotador (KONTAXIS; JOHNSON, 2009). Um certo número de pacientes com deficiência do manguito rotador progride para uma fase final de osteoartrite com concomitante dor, perda de função e independência. Esta patologia continua a colocar desafios únicos ao cirurgião ortopédico na tentativa de reconstrução do ombro desta população de pacientes (FRANKLE *et al.*, 2005). Desta forma, a principal indicação para a artroplastia de ombro é dor severa na articulação devido à destruição da articulação glenoumeral, que pode ser causada pela artrite reumatóide, osteoartrite ou fraturas umerais. Entre outras coisas, a dor no ombro leva a uma diminuição da amplitude de movimento (ADM) e da função. Quando o tratamento conservador não resulta na redução da dor, um procedimento cirúrgico é usualmente realizado. É geralmente reconhecido que a artroplastia de ombro é um procedimento efetivo em termos de alívio de dor. Embora a melhora em termos de ADM e função tem sido

reportada, ainda não é claro por que resultados ótimos não são sempre atingidos e quais fatores influenciam esses resultados funcionais (MAGERMANS, 2004).

Por isso, é de suma importância a busca contínua por novos conhecimentos relacionados aos pacientes que possuem diferentes tipos de prótese de ombro. Dentre esses conhecimentos, a cinemática do ombro e a atividade elétrica dos músculos ainda não estão bem descritos na literatura. Além disso, a descrição das forças de contato gleno-umeral e das forças musculares durante exercícios de reabilitação com diferentes cargas nestes pacientes também é escassa e precisa ser amplamente desenvolvida e pesquisada.

1.1 Objetivo Geral

Avaliar a cinemática tridimensional, a atividade eletromiográfica e a força de contato e muscular do ombro durante dois exercícios de reabilitação (flexão e elevação no plano escapular) usando diferentes cargas externas (sem carga externa, halter de 1 kg e resistência elástica) em indivíduos sem prótese de ombro e pacientes com prótese total (PTO) e reversa (PRO).

1.2 Objetivos Específicos

- Descrever a cinemática 3D do ombro e determinar a contribuição da articulação escápulo-torácica no movimento total de elevação de pacientes com PTO e PRO e um grupo controle durante dois exercícios de reabilitação (flexão e elevação no plano escapular) usando diferentes cargas externas (sem carga externa, halter de 1 kg e resistência elástica).

- Descrever a atividade eletromiográfica (EMG) e determinar o percentual de cocontração entre os músculos deltóide médio e redondo maior de pacientes com PTO e PRO

e um grupo controle durante dois exercícios de reabilitação (flexão e elevação no plano escapular) usando diferentes cargas externas (sem carga externa, halter de 1 kg e resistência elástica).

- Determinar o pico da força gleno-umeral resultante e da força dos músculos do ombro em pacientes com PTO e PRO e em um grupo controle durante dois exercícios de reabilitação (flexão e elevação no plano escapular) usando diferentes cargas externas (sem carga externa, halter de 1 kg e resistência elástica).

1.3 Estrutura do documento

Esta tese está organizada da seguinte forma: a primeira parte consiste de uma revisão bibliográfica. A segunda parte possui três estudos diferentes, os quais foram realizados com o objetivo de atender cada objetivo específico desta tese. Na parte final, um capítulo de considerações finais foi escrito para agrupar todos os achados da tese.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Articulação do Ombro

Atualmente há um maior interesse em entender a função da articulação do ombro, suas patologias e tratamento, que é explicado pelo aumento da idade geral da população, aumento da prevalência de osteoartrose e a popularidade de esportes com alto risco de lesão nesta articulação (BERGMANN; GRAICHEN; BENDER *et al.*, 2007). Nos esportes, as lesões de ombro totalizam de 8 a 20% do total das lesões e as lesões relacionadas ao trabalho também são bastante comuns (TERRY; CHOPP, 2000).

O complexo articular do ombro é composto por cinco articulações e é a que apresenta maior amplitude de movimento (ADM) do corpo humano. As articulações que compõem esse complexo são: gleno-umeral, escápulo-torácica, esterno-clavicular, acrômio-clavicular e subacromial. Cabe salientar que esta última não é sempre considerada uma articulação por alguns autores. Os movimentos do ombro humano representam uma complexa relação dinâmica entre várias forças musculares, restrições ligamentares e articulações. Os estabilizadores estáticos e dinâmicos permitem ao ombro a maior ADM de qualquer articulação do corpo e permitem também posicionar a mão e o cotovelo em qualquer lugar no espaço. Entretanto, essa grande ADM não existe sem nenhum risco e tem grande influência na estabilidade da articulação (TERRY; CHOPP, 2000).

A articulação glenoumeral é a articulação do ombro mais analisada em estudos científicos (Figura 2.1). Ela pode ser classificada como uma articulação esferóide do tipo “bola-soquete” e tem uma grande disparidade entre as superfícies cartilaginosas, de maneira que a cabeça umeral apresenta quatro vezes o tamanho da cavidade glenóide (BRENNEKE *et*

al., 2000). Ao redor dessas superfícies ósseas, encontra-se o labrum, que é uma cartilagem que tem como função aumentar a superfície de contato, compensando a pequena e rasa superfície da fossa glenóide. Cobrindo a articulação, está a cápsula com a superfície duas vezes maior que a cabeça do úmero, desde o colo da glenóide até o colo anatômico do úmero (TERRY; CHOPP, 2000).

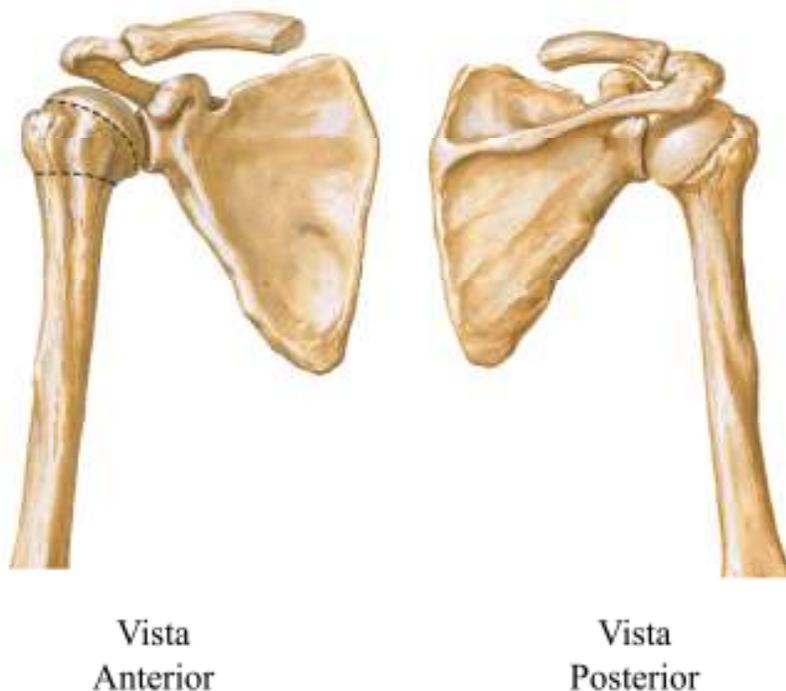


Figura 2.1. Vista anterior e posterior da articulação do ombro.

Um importante fator a ser considerado é a estabilidade da articulação glenoumeral, visto que a perda desta apresenta íntima relação com o desenvolvimento de artrose. A estabilidade da glenoumeral é baseada principalmente em dois fatores: passivo, que corresponde à ação dos ligamentos, da cápsula e à congruência articular; e ativo, que corresponde aos componentes musculares e suas distâncias perpendiculares (KELKAR *et al.*, 2001).

Sistema Passivo: Existem quatro ligamentos na articulação glenoumeral, sendo que dois deles são anteriores: o córaco-umeral (desde o processo coracóide até as tuberosidades maior e menor, formando um túnel para o tendão da cabeça longa do bíceps), e o glenoumeral (com três feixes formando um “Z”, com origem no labrum e inserção no colo e tuberosidade menor do úmero) (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997), e os outros dois são posteriores: o ligamento coracóideo e o espinho-glenóideo, os quais não apresentam papel mecânico, pois estão ligando dois pontos de uma mesma peça óssea (KAPANDJI, 2000).

A congruência articular pode ser definida como a diferença no raio de curvatura de duas superfícies articulares. Quanto menor esta diferença, mais congruente é a articulação. Se considerarmos apenas as estruturas ósseas da articulação glenoumeral, os raios de curvatura de suas superfícies são bem diferentes, visto que a cabeça umeral é maior que a fossa glenóide, e, por isso, a articulação seria muito instável. Porém, existem mais estruturas envolvidas que devem ser consideradas. Estas estruturas são a cartilagem articular e o labrum. A presença da cartilagem articular e do labrum permite um aumento no raio de curvatura, diminuindo assim a diferença com o raio de curvatura da cabeça umeral, o que torna a articulação bastante congruente, e conseqüentemente, bastante estável (KELKAR *et al.*, 2001).

Sistema Ativo: A atividade muscular tem um papel importante na redução das translações da cabeça umeral e, portanto, na estabilidade da articulação glenoumeral. Esta articulação apresenta um grupo de músculos, o manguito rotador (também chamados estabilizadores dinâmicos), que auxiliam nesta estabilização. Os músculos do manguito têm sido apontados como os provedores das forças compressivas aplicadas sobre o centro da cabeça umeral na cavidade glenóide durante os movimentos dos membros superiores (GRAICHEN; BONEL *et al.*, 2001). A diminuição das translações da cabeça umeral é importante porque translações excessivas podem levar ao desenvolvimento de artrose,

síndrome do impacto subacromial, tendinopatia do supraespinhal e lassidão ligamentar (GRAICHEN; BONEL *et al.*, 2001; KELKAR *et al.*, 2001).

Como a articulação do ombro possui a maior ADM entre as articulações do corpo humano, são necessárias descrições precisas e significativas de seus movimentos e das cargas as quais é submetida, para entender tanto a sua função normal quanto a patológica (KOH, 1998). É importante entender quais fatores biomecânicos podem predispor os indivíduos às patologias musculoesqueléticas do ombro para que intervenções possam ser desenvolvidas (MERCER *et al.*, 2006). Os movimentos complexos em 3D, as restrições de movimento causadas pelo deslizamento da articulação escápulo-torácica e o número de músculos envolvidos, tornam a articulação do ombro um sistema articular difícil de ser entendido (PRAAGMAN *et al.*, 2000).

2.2 Prótese de Ombro

O ombro é a terceira articulação mais comum para artroplastia. Osteoartrose, uma artrite não-inflamatória, é a razão mais freqüente para artroplastia na ortopedia geral e em relação ao ombro especificamente. Clinicamente, pacientes afetados apresentam dor em atividades, dor noturna que interrompe o sono e perda de movimento. Essa perda é melhor caracterizada pela perda de elevação e rotação externa (NORRIS; IANNOTTI, 2002). Além disso, uma articulação do ombro danificada por uma fratura umeral ou pela artrite reumatóide também resulta em dor severa. A dor pode dramaticamente restringir o funcionamento na vida diária porque os movimentos da articulação tornam-se impossíveis. Um procedimento efetivo para o alívio desta dor é a substituição da articulação com uma prótese, em termos clínicos: uma artroplastia (MAGERMANS, 2004). Esta cirurgia varia com cada diagnóstico,

e ainda dentro de cada diagnóstico existe muita variabilidade na condição dos tecidos moles e do osso que serão encontrados pelo cirurgião (NEER; WATSON; STANTON, 1982).

Existem dois tipos de artroplastia do ombro. Uma substituição tanto da cabeça umeral quanto da cavidade glenóide é chamada de Prótese Total de Ombro (PTO). E quando apenas a cabeça umeral é substituída por uma prótese, ela é chamada de Prótese Parcial de Ombro (PPO).

Com o nascimento da moderna prótese total de ombro nos anos de 1970, dois modelos foram propostos. Um modelo substitui a anatomia natural com um componente glenoidal muito raso e foi pressuposto que esse modelo, então chamado de implante “sem restrição”, poderia reproduzir as translações da cabeça umeral de uma articulação natural. Um modelo alternativo envolvia a criação de um encaixe mais profundo para o componente glenoidal com o objetivo de prevenir a luxação articular pela restrição das translações da cabeça umeral. Este modelo foi chamado de implante “com restrição” (KARDUNA *et al.*, 1997).

Proponentes da prótese “com restrição” acreditavam que este tipo de prótese era ideal para promover estabilidade em muitos pacientes com artrite glenoumeral, nos quais o manguito rotador estava carente ou inadequado. Infelizmente, com este tipo de prótese, as forças agindo na glenóide e os estoques de osso mínimo devido à destruição articular resultavam em altas taxas de falha desta prótese devido a perda do componente glenoidal (HAWKINS; BELL; JALLAY, 1989).

Como resultado da mecânica alterada do ombro com deficiência do manguito rotador, modelos tradicionais dos componentes da artroplastia total do ombro têm apresentado falhas iniciais por causa da mudança do centro de rotação instantâneo e de cargas excêntricas no componente glenoidal. Além disso, a prótese parcial oferece apenas objetivos limitados para a melhora funcional e apenas melhoras modestas no alívio da dor (FRANKLE

et al., 2005). Com isso, em 1985, Paul Grammont projetou a prótese reversa para ombros com artrite com severa destruição do manguito, nos quais a prótese anatômica padrão não conseguia resolver o problema de restaurar tanto a estabilidade quanto a mobilidade articular (BOILEAU *et al.*, 2005).

O primeiro modelo da prótese reversa de Grammont tinha apenas dois componentes: os componentes umeral e glenoidal (Figura 2.2A). Após algumas investigações com este modelo, os resultados não foram tão bons. Então, Grammont fez algumas modificações e o segundo modelo foi chamado de prótese reversa Delta III, a qual ainda está em uso atualmente. A Delta III tem cinco partes: a placa base glenoidal (metaglenóide), a glenoesfera, o copo umeral de polietileno, o pescoço umeral e a haste umeral (Figura 2.2B).

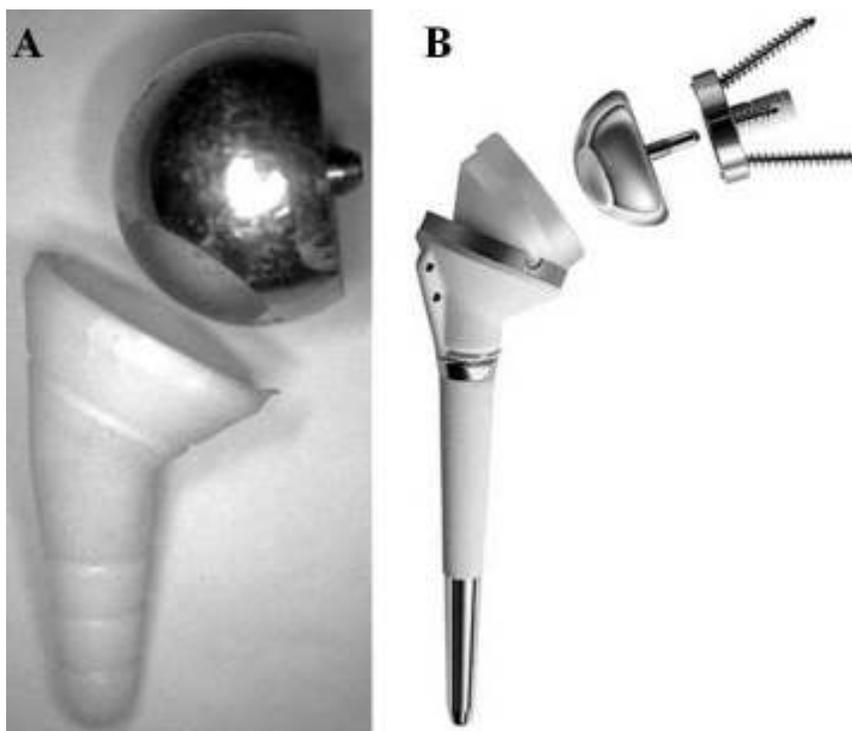


Figura 2.2. A: primeiro modelo da prótese reversa Grammont. B: prótese reversa Delta III.

Fonte: Boileau, P. et al. Grammont reverse prosthesis: Design, rationale, and biomechanics. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14: 147S-161S, 2005.

A prótese reversa Grammont, diferentemente de qualquer modelo prévio de bola-soquete reverso, introduz duas maiores inovações: o componente glenoidal é um terço de uma esfera com um diâmetro grande de 36 ou 42 mm e sem pescoço. A parte traseira da glenoesfera está em contato direto com a superfície glenoidal preparada; e o componente umeral tem um pequeno copo, orientado com uma inclinação não-anatômica de 155°, que cobre menos da metade da glenoesfera. Isso tem a vantagem de abaixar o úmero, resultando em um tensionamento adicional do deltóide (BOILEAU *et al.*, 2005). Essas inovações levam a vantagens biomecânicas como: (1) a esfera maior oferece um arco de movimento potencial maior e mais estabilidade que a esfera menor, (2) a ausência do pescoço coloca o centro de rotação diretamente em contato com a superfície glenoidal e reduz o torque no ponto de fixação do componente glenoidal, (3) a medialização do centro de rotação recruta mais as fibras do deltóide para a elevação ou abdução, (4) o rebaixamento do úmero aumenta a tensão no deltóide. Essas propriedades biomecânicas levam a um melhor funcionamento do deltóide, compensando a falta de um manguito rotador funcional (BOILEAU *et al.*, 2005).

Um estudo que comparou dados de modelamento entre a prótese reversa e o ombro anatomicamente normal encontrou que na anatomia normal o deltóide divide a carga de elevação, sobretudo com o supraespinhoso e na prótese reversa o torque de elevação é produzido unicamente pela ação do deltóide. Isso é possível porque a prótese reversa proporciona a distância perpendicular necessária para o deltóide produzir torque de elevação suficiente, compensando a falta dos músculos do manguito rotador (KONTAXIS; JOHNSON, 2009). Desta forma, o implante reverso permite a abdução sem os músculos do manguito (TERRIER *et al.*, 2008).

2.2.1 Indicações e contra-indicações

A indicação primária para a operação é dor devido a incongruência tanto da glenóide quanto da cabeça umeral (NEER; WATSON; STANTON, 1982; HAWKINS; BELL; JALLAY, 1989) e falha na resposta a tratamentos conservadores (HAWKINS; BELL; JALLAY, 1989). A osteoartrite é a indicação mais comum para artroplastia do ombro (NORRIS; IANNOTTI, 2002), mas também existem outras indicações como a artrite reumatóide, fraturas antigas, luxações crônicas, necrose avascular (HAWKINS; BELL; JALLAY, 1989; TORCHIA; COFIELD; SETTERGREN, 1997). As contra-indicações podem ser infecção, paralisia com perda completa da função do deltóide e do manguito rotador (NEER; WATSON; STANTON, 1982; HAWKINS; BELL; JALLAY, 1989).

A prótese reversa Delta III tem características específicas. Ela é uma opção cirúrgica benéfica em situações onde o manguito rotador e/ou o úmero proximal estão destruídos ou ausentes. Tais indicações incluem rigidez do ombro ou pseudo-paralisia devido a osteoartrite com ruptura maciça ou irreparável do manguito rotador, seqüela de fratura com distorção do úmero e migração da tuberosidade, não-união ou osteólise, revisão de prótese em um ombro com manguito deficiente ou tumores. Por outro lado, existem duas principais contra-indicações para a prótese reversa: história prévia de infecção e o músculo deltóide não-funcional (BOILEAU *et al.*, 2005).

2.2.2 Complicações

Existem dois tipos de complicações em pacientes com próteses de ombro: as complicações intraoperatórias e as pós-operatórias. As complicações intraoperatórias mais

comuns são as fraturas glenoidais e da haste umeral (HAWKINS; BELL; JALLAY, 1989; TORCHIA; COFIELD; SETTERGREN, 1997; NORRIS; IANNOTTI, 2002).

Em relação às complicações pós-operatórias, as mais comuns são: a perda glenoidal (HAWKINS; BELL; JALLAY, 1989; TORCHIA; COFIELD; SETTERGREN, 1997), a perda do componente umeral (NEER; WATSON; STANTON, 1982), re-luxação (NEER; WATSON; STANTON, 1982; HAWKINS; BELL; JALLAY, 1989; TORCHIA; COFIELD; SETTERGREN, 1997; GUTIERREZ *et al.*, 2008), ruptura do manguito rotador (NEER; WATSON; STANTON, 1982; HAWKINS; BELL; JALLAY, 1989; TORCHIA; COFIELD; SETTERGREN, 1997), instabilidade da prótese (KARDUNA *et al.*, 1997; NORRIS; IANNOTTI, 2002; FRANKLE *et al.*, 2005) e infecção (NEER; WATSON; STANTON, 1982; TORCHIA; COFIELD; SETTERGREN, 1997; FRANKLE *et al.*, 2005).

Algumas dessas complicações podem necessitar uma nova operação, mas outras não. A decisão da reoperação é baseada na indicação clínica da mesma, mas também e mais importante, na vontade do paciente, visto que existem alguns casos em que os pacientes são idosos e estão satisfeitos com a situação por não apresentarem mais dor.

2.2.3 Resultados funcionais

A artroplastia do ombro é geralmente reconhecida como bem-sucedida em termos de alívio de dor, com uma melhor, mas ainda limitada, ADM. A função também ainda é limitada: após a artroplastia de ombro 75% dos pacientes são capazes de realizar sua higiene perineal, mas somente 55% são capazes de pentear o cabelo e alcançar o nível do ombro. Como esses resultados ruins se relacionam com as limitações do movimento glenoumeral ainda não é claro (VEEGER *et al.*, 2006).

Um aspecto que já é bem conhecido é que a condição do manguito rotador é o fator mais importante no resultado funcional em relação à ADM ativa (HAWKINS; BELL; JALLAY, 1989; MAGERMANS, 2004). Visto que o manguito é tão importante na determinação dos resultados após uma artroplastia de ombro, todo esforço incluindo artrografias ou artroscopias se necessário, deveriam ser feitas para determinar seu estado antes de decidir pela substituição da articulação. Aqueles pacientes com um manguito rotador intacto, ou com apenas uma lesão pequena, e com superfícies glenomerais desgastadas e doloridas terão um bom alívio da dor e restauração do movimento com uma artroplastia “sem restrição” feita por um cirurgião experiente (WATSON, 1988). Por exemplo, Hawkins et al. (1989) encontraram discrepâncias no aumento médio da ADM de flexão ativa entre pacientes com ruptura de manguito rotador (88°) e pacientes com um manguito intacto (120°) após a artroplastia total de ombro.

Em um estudo realizado em 1979, foram realizadas 24 artroplastias totais de ombro em um período de cinco anos usando a prótese reversa. Dezoito pacientes ficaram disponíveis para um acompanhamento satisfatório durante um período médio de três anos. Os resultados do estudo mostraram um taxa de sucesso geral de 72%, sugerindo naquela época, que a prótese reversa era uma técnica adequada para casos selecionados cuidadosamente (KESSEL; BAYLEY, 1979).

Norris et al. (2002) avaliaram os resultados da artroplastia para osteoartrite primária dois a sete anos após a cirurgia, com uma prótese modular em 176 ombros. Os resultados mostraram que a elevação total ativa, a rotação externa, a auto-avaliação de dor dos pacientes, a função geral e a habilidade de usar o membro superior para trabalho ou atividades recreativas melhoraram significativamente. Entretanto, complicações intraoperatórias ocorreram em 5.7% dos casos e pós-operatórias em 7.8%.

Outro estudo que apresenta resultados a longo prazo da artroplastia de ombro foi realizado por Torchia et al. (1997). Estes autores apresentaram os resultados de 113 próteses totais de ombro realizadas com a prótese Neer após um acompanhamento médio de 12 anos. Os resultados mostraram que o alívio da dor média e severa foi atingido em 83% dos ombros, que a abdução ativa melhorou em média de 40° para 117° e que o movimento total dos ombros permaneceu relativamente constante e dependente da condição do manguito rotador.

2.3 Cinemática do Ombro

A cinemática normal do ombro tem sido amplamente investigada e a literatura demonstra que indivíduos sem lesão no ombro apresentam um padrão de movimento escapular similar, o qual também pode ser predito (MCCLURE *et al.*, 2001). Nestes indivíduos, a escápula deve realizar rotação superior, inclinação posterior e rotação interna durante os movimentos de flexão e abdução (LUDEWIG; REYNOLDS, 2009; KIBLER; SCIASCIA, 2010). Além disso, a relação ideal entre a elevação gleno-umeral e a rotação superior da escápula (também conhecida como ritmo escápulo-umeral) deve ser de 2:1 (INMAN, 1944). Essa relação foi determinada pela primeira vez no estudo de Inman e ainda é considerada a clássica descrição do ritmo escápulo-umeral normal até os dias de hoje. O movimento sincronizado entre a articulação escápulo-torácica e a gleno-umeral permite que a escápula promova uma base estável para os movimentos do úmero, permitindo que o membro superior se mova ao longo de uma grande ADM (KEBAETSE; MCCLURE; PRATT, 1999). Com isso, o movimento escapular e a estabilidade são essenciais para o bom funcionamento da articulação do ombro (EBAUGH; MCCLURE; KARDUNA, 2005).

Por outro lado, em indivíduos com lesão no ombro a maioria dos autores conclui que a cinemática é diferente dos indivíduos saudáveis, mas sugerem que ela varia de acordo com

cada indivíduo. Em indivíduos com síndrome do impacto, por exemplo, alguns autores têm demonstrado um aumento na rotação superior da escápula (MCCLURE; MICHENER; KARDUNA, 2006), outros apresentam um decréscimo (LUDEWIG; COOK, 2000) e alguns não encontraram diferenças significativas na cinemática escapular (GRAICHEN; STAMMBERGER *et al.*, 2001). Poucos estudos têm investigado os padrões cinemáticos do ombro em pacientes com prótese de ombro durante movimentos sem carga externa e atividades de vida diária. Bergmann *et al.* (2008) estudaram dezesseis pacientes com PRO durante os movimentos de flexão, elevação no plano escapular e abdução sem carga externa. Todos os movimentos foram realizados de forma ativa e passiva. Os seus resultados mostraram que a contribuição escapular nesses pacientes para a flexão máxima foi de 1,7 e para a abdução 1,6, o que significa que a elevação gleno-umeral contribuiu com dois terços do total da elevação tóraco-umeral, o que é comparável com o que é considerado saudável. Estes autores utilizaram a razão entre o pico do ângulo de elevação tóraco-umeral e o pico do ângulo de elevação gleno-umeral para alcançar os seus resultados. Entretanto, os pacientes não foram capazes de atingir a ADM máxima ativamente, o que sugere que esta limitação no movimento ativo esteja relacionada à falta de força muscular e não ao modelo da prótese.

Veeger *et al.* (2006) analisaram treze pacientes com PTO e prótese parcial do ombro durante a tarefa específica de pentear o cabelo. Estes pacientes foram divididos em dois grupos: o grupo de pacientes que era capaz de realizar a tarefa e o grupo que não era capaz de completar a tarefa de pentear o cabelo. Os dois grupos de pacientes apresentaram limitações consideráveis na ADM gleno-umeral quando comparados com o grupo controle, mas entre os grupos de paciente apenas a ADM da rotação axial foi diferente, ou seja, os pacientes que não eram capazes de completar a tarefa apresentaram menor rotação externa da gleno-umeral quando comparados ao outro grupo de pacientes. Estes autores concluíram que o movimento gleno-umeral apresenta-se restrito após a colocação de uma prótese de ombro, porém, essa

limitação parece ser compensada por maiores movimentos em outras articulações, como foi o caso do aumento da retração clavicular apresentado pelo grupo de pacientes que foram capazes de realizar a tarefa de pentear o cabelo. Esse movimento compensatório parece ter sido necessário para permitir maior rotação externa tóraco-umeral e, com isso, compensar a menor ADM de rotação externa e elevação gleno-umeral apresentada por este grupo de pacientes.

Alta et al. (2011) compararam a cinemática do ombro de 31 pacientes com PRO primária e revisão de prótese durante os movimentos ativos de flexão, abdução e rotação externa do ombro. Os resultados mostraram que a ADM ativa é melhor nos pacientes com prótese primária e que esta diferença é mais notável principalmente nos movimentos da articulação gleno-umeral.

Como se pode perceber, não existem muitos estudos na literatura sobre cinemática do ombro em pacientes com prótese, o que demonstra a necessidade de mais pesquisas nesta área de estudo. Além disso, todos os estudos encontrados não aplicaram resistência externa durante os movimentos analisados, sendo que uma vez que o movimento do ombro se dá pelo equilíbrio preciso entre mobilidade e estabilidade (VEEGER; VAN DER HELM, 2007), a cinemática articular também deve ser cuidadosamente analisada no momento da aplicação da resistência durante o programa de reabilitação para que sejam minimizados os fatores causadores de lesão.

De acordo com os princípios básicos do treinamento, a carga externa deve ser aplicada de maneira progressiva durante os exercícios de força e resistência. Como estes exercícios são bastante utilizados em programas de reabilitação de lesões do ombro, é importante conhecer como a cinemática do ombro, mais especificamente a cinemática escapular, é alterada nestas situações. Entretanto, ainda não é claro na literatura qual alteração o fisioterapeuta deve esperar quando uma resistência é aplicada (FORTE *et al.*, 2009). Existe

grande controvérsia na literatura sobre este assunto: alguns autores não encontraram influência significativa da carga (HÖGFORS *et al.*, 1991; DE GROOT; VAN WOENSEL; VAN DER HELM, 1999), enquanto que outros encontraram diferenças na cinemática escapular em indivíduos saudáveis causadas pela implementação de carga externa (PASCOAL *et al.*, 2000).

Por esta razão, o conhecimento da cinemática do ombro em pacientes com prótese utilizando-se cargas externas é muito importante, visto que o paciente não deve sentir dor causada por possíveis alterações cinemáticas ao realizar exercícios de fortalecimento, bem como a discinesia do ombro deve ser sempre evitada durante os programas de reabilitação (KIBLER; SCIASCIA, 2010).

2.4 Eletromiografia dos Músculos do Ombro

Para produzir o movimento normal, os músculos que controlam a articulação do ombro devem funcionar juntos de maneira coordenada e eficiente (BALLANTYNE *et al.*, 1993). O conhecimento da atividade EMG pode ser de grande utilidade ao fisioterapeuta no momento de prescrever o programa de exercícios mais eficiente durante a reabilitação do ombro. Programas de exercícios baseados em evidências científicas relacionadas à anatomia, biomecânica e estudos sobre EMG do ombro são parte vital do processo de construção do equilíbrio muscular do ombro e também de um programa de reabilitação efetivo (SOSLOWSKY *et al.*, 1997). Além disso, estudos sobre atividade EMG têm sido de grande valia no que diz respeito à avaliação dinâmica da atividade muscular, formando a base de programas de reabilitação (GLOUSMAN, 1993). Entretanto, evidências que suportam a existência de padrões eletromiográficos anormais em pacientes com dor no ombro ainda são limitadas e, além disso, atualmente não se sabe se essas possíveis alterações nos pacientes são

precursoras do desenvolvimento da lesão ou o resultado da mesma (LUDEWIG; COOK, 2000).

Embora não tenham sido localizados estudos envolvendo análise EMG em pacientes com prótese, a literatura tem apresentado alguns estudos sobre atividade EMG em músculos do ombro em sujeitos saudáveis e em pacientes com ruptura do manguito rotador (KRONBERG; NEMETH; BROSTROM, 1990; HAPPEE, 1992; BALLANTYNE *et al.*, 1993; STEENBRINK *et al.*, 2006; STEENBRINK *et al.*, 2010) e síndrome do impacto subacromial (LUDEWIG; COOK, 2000). Estes estudos apresentam dados de diversos exercícios, bem como, diferentes músculos do ombro. Além disso, as comparações entre os resultados devem ser cautelosas visto que existem diferenças metodológicas tais como a existência ou não de normalização dos dados, o tipo de normalização utilizada e a carga externa imposta durante o exercício.

Um estudo que avaliou 20 indivíduos saudáveis e 20 com dor unilateral do ombro mostrou que sujeitos com dor no ombro apresentam maior atividade EMG do infraespinhal e menor do supraespinhal na medida em que a articulação glenoumeral realiza a rotação externa com o indivíduo em decúbito ventral (BALLANTYNE *et al.*, 1993). Outros autores relataram que pacientes com síndrome do impacto subacromial apresentam maior atividade EMG do trapézio superior e inferior, mas apresentam uma menor atividade do serrátil anterior durante a elevação do ombro no plano escapular (LUDEWIG; COOK, 2000). Neste estudo foram avaliados 52 sujeitos durante a elevação no plano escapular sem carga, com 2,3 kg e com 4,6 kg.

Kronberg *et al.* (1990) concluíram que a atividade muscular acontece simultaneamente nos músculos que são motores primários dos movimentos e também nos músculos antagonistas. Eles observaram grande ativação EMG do latíssimo do dorso durante a abdução e a flexão do ombro com 2 kg em sujeitos saudáveis. Os autores relatam que esta

contração excêntrica encontrada possivelmente ocorra para estabilizar a articulação do ombro durante o movimento. Steenbrink et al. (2010) demonstraram uma relação de causalidade entre o aumento da ativação do deltóide e dos adutores do ombro em pacientes com ruptura do manguito rotador. Estes autores também relatam que essa atividade antagônica seria necessária para estabilizar a articulação glenoumeral com o objetivo de compensar a ausência dos músculos do manguito rotador.

Em relação à comparação de diferentes situações de carga, apenas um estudo que comparou a atividade EMG durante exercícios de reabilitação com halteres e resistência elástica em sujeitos saudáveis foi encontrado (ANDERSEN *et al.*, 2010). Os resultados demonstram que similares altos níveis de ativação foram obtidos durante exercícios de força com halteres e tubo elástico, indicando que o fisioterapeuta pode escolher ambos os métodos na prática clínica. Os exercícios analisados foram abdução e rotação externa do ombro e extensão do punho. Outro estudo que quantificou a atividade EMG de oito músculos glenoumerais e escapulo-torácicos durante sete exercícios de reabilitação utilizando resistência elástica, demonstrou que a utilização da resistência elástica é apropriada para pacientes em situações pós-lesão e pós-operatórias (HINTERMEISTER *et al.*, 1998). Entretanto, os dois estudos citados acima analisaram sujeitos saudáveis e, até hoje em dia, não existem informações disponíveis sobre a atividade EMG em pacientes com prótese de ombro.

2.5 Modelos Biomecânicos do Ombro – Forças de Contato e Forças Musculares

O ombro é um sistema biomecânico complexo porque consiste de três ossos e mais de 20 músculos. Pelo fato de ele ser considerado um sistema mecânico indeterminado, é difícil prever as forças internas individuais (KARLSSON; PETERSON, 1992). O modelamento de membros superiores tem sido feito utilizando diferentes tipos de modelos: segmentos

articulados e músculo-esqueléticos (KAUFMAN *et al.*, 1991; CHANG *et al.*, 2000; PRAAGMAN *et al.*, 2000; RIBEIRO; LOSS, 2010). O tipo de modelo depende, claramente, do objetivo da pesquisa. Nos casos em que o interesse era de quantificar as forças de reação proximal e momentos proximais, encontra-se na literatura modelos de segmentos articulados ou músculo-esqueléticos, enquanto que, quando o objetivo foi de quantificar a parcela de contribuição de cada músculo no momento muscular resultante, o modelo utilizado foi o músculo-esquelético (BASSETT *et al.*, 1990; KARLSSON; PETERSON, 1992; CHANG *et al.*, 2000).

As forças de contato da articulação do ombro já têm sido calculadas em 2D e 3D por modelos músculo-esqueléticos (POPPEN; WALKER, 1978; KARLSSON; PETERSON, 1992; VAN DER HELM, 1994b). Nas últimas décadas, diversos modelos músculo-esqueléticos do ombro têm sido desenvolvidos e utilizados em pesquisas. Alguns exemplos incluem o modelo Sueco (KARLSSON; PETERSON, 1992), o SIMM (HOLZBAUR; MURRAY; DELP, 2005), o *Newcastle shoulder model* (CHARLTON; JOHNSON, 2006) e o *Delft Shoulder and Elbow Model* (DSEM) (VAN DER HELM, 1994b; a).

Ao longo do tempo, diversos estudos quantificaram as forças articulares e torques musculares em diferentes situações. Um dos primeiros estudos foi o de Poppen e Walker (1978) que apresentava como objetivo calcular os vetores de força na articulação do ombro durante a abdução isométrica no plano da escápula, levando em consideração todos os músculos ativos em cada fase do movimento. A análise foi realizada em três cadáveres por meio de medidas geométricas em radiografias e a força foi decomposta em duas componentes, uma ao longo do eixo Y representando o componente de cisalhamento e a outra ao longo do eixo X, representando o componente compressivo. Os resultados do estudo mostram uma força resultante que aumenta linearmente com a abdução do ombro até 90°, alcançando 0,89PC. Após os 90°, a força decresce para 0,4PC em 150° de abdução. O

componente de cisalhamento apresenta seu pico de 0,42PC a 60° de abdução, decrescendo linearmente até zero em 150°.

No mesmo ano, outro estudo importante sobre a biomecânica do ombro foi publicado enfatizando aspectos importantes da prótese de ombro do tipo “*floating-socket*”, a qual leva em consideração a cabeça umeral “flutuante” durante qualquer movimento ativo do ombro. Segundo esses autores, é esse mecanismo de flutuação que promove a grande ADM desta articulação. Neste estudo, os autores relatam os princípios biomecânicos para desenvolver uma prótese de ombro. Para isso, eles calcularam a força de reação articular do ombro em 2D na abdução isométrica, levando em consideração os músculos supraespinhoso e deltóide. Os seus resultados mostram uma força de 420 N a 90° de abdução sem carga e com uma carga de 11 kg, essa força passa a ser de 2070 N (BUECHEL; PAPPAS; DEPALMA, 1978).

Ainda em 1978, uma revisão de literatura foi publicada sobre a artroplastia total do ombro relatando que esta técnica é utilizada apenas em pacientes com dores intratáveis e com deficiência funcional grande do manguito rotador. Além disso, os autores revisam questões biomecânicas e fisiológicas da artroplastia de ombro e, com isso, realizam alguns cálculos de força de cisalhamento e compressão na glenóide em alguns ângulos de abdução do ombro. Esses cálculos são realizados em 2D e utilizam dados do estudo de Poppen e Walker (1978). Os resultados mostram que os valores de força de cisalhamento variam de -15,1 lb a 30° de abdução à -92,8 lb a 90°, decrescendo logo após a -0,1 lb em 150°. Já a força compressiva variou de 53,8 lb a 30°, tendo seu pico também a 90° com um valor de 91,3 lb e decrescendo até 14,2 lb no final da amplitude (150°) (POST *et al.*, 1979).

Outro estudo, já na década de 80, desenvolveu um modelo biomecânico bidimensional para quantificar a carga no ombro no local de trabalho, o qual incluía os músculos deltóide e supraespinhoso (DUL, 1988). Ele tinha como objetivo estimar as forças musculares, as forças articulares e o tempo de resistência para uma determinada posição

elevada do membro superior no plano escapular (elevação), com o cotovelo em flexão de 90°. Neste estudo, o autor apresenta apenas os valores da força resultante, sendo que a 87° de elevação o pico de força foi atingido, com um valor de 43% PC ou 277 N. No início da elevação foi encontrado o menor valor da força resultante, que foi de apenas 3% PC.

Runciman e Nicol (1993) desenvolveram um modelo em 3D para estudar a dinâmica dos músculos e a carga articular do ombro em atividades de vida reais, utilizando orientação do corpo e informação de carga na mão. Na abdução, esse estudo encontrou valores de força articular de aproximadamente 1,2, 0,3 e 0,2PC para compressão, cisalhamento superior e cisalhamento posterior, respectivamente. Já na flexão, foram encontradas forças articulares de 1 e 0,2PC na direção da compressão e do cisalhamento posterior, respectivamente.

Anglin et al. (2000) estudaram as demandas no ombro em atividades mais comumente realizadas por pessoas idosas. O objetivo desses autores foi determinar as forças de contato do ombro por meio de um modelo músculo-esquelético em 3D. As atividades analisadas neste estudo foram: apoio dos membros superiores ao sentar e levantar de uma cadeira, marcha com uma muleta, elevação de uma caixa de 5 kg até a altura do ombro com as duas mãos e levantamento de uma mala de 10 kg. Os autores não mostram os resultados das componentes da força, mas os valores da força resultante variaram de 930 N a 1720 N, sendo a maior força de contato encontrada para a tarefa de elevar uma mala de 10 kg.

Hong, Cheung e Roberts (2001) aplicaram um modelo 3D de segmentos articulados com solução inversa para analisar o gesto de arremesso de beisebol. O modelo consistia de seis segmentos articulados (cintura pélvica, tronco, braços e antebraço-mão dos dois membros superiores). Eles analisaram três atletas profissionais e concluíram que os padrões cinemático e cinético do gesto de arremesso de beisebol entre os atletas eram muito semelhantes.

Sogaard et al. (2001) preocuparam-se com as atividades ocupacionais. Por meio de um modelo de segmentos articulados aplicado com solução inversa, avaliaram as cargas impostas ao membro superior durante dois gestos de limpeza de chão. Os autores ainda fizeram o uso da eletromiografia para registrar os níveis de atividade elétrica de alguns músculos do membro superior. O objetivo era de estabelecer diferenças no comportamento das forças articulares, para então, elaborar estratégias de prevenção para distúrbios ocupacionais. No entanto, seus resultados sugerem não haver diferenças entre as forças articulares nas duas técnicas de limpeza.

Van der Helm (1994b; a) elaborou um modelo músculo-esquelético que permite estimar a contribuição individual de cada músculo no momento resultante líquido, o modelo DSEM. Neste modelo, a otimização da solução inversa foi feita com o auxílio da eletromiografia. Este modelo será utilizado no presente estudo e já vem sendo utilizado por outros autores para estudar as forças na articulação do ombro durante movimentos diretos (HAPPEE; VAN DER HELM, 1995), propulsão em cadeira de rodas (VEEGER; ROZENDAAL; VAN DER HELM, 2002; VAN DRONGELEN *et al.*, 2005), atividades de vida diária (MAGERMANS *et al.*, 2005), em pacientes com rupturas do manguito rotador (STEENBRINK *et al.*, 2009) e em transferências tendinosas (MAGERMANS; CHADWICK; VEEGER; ROZING *et al.*, 2004; MAGERMANS; CHADWICK; VEEGER; VAN DER HELM *et al.*, 2004). Apesar de serem muito importantes, os resultados destes estudos variam muito, principalmente para os movimentos complexos. Esta variação ocorre principalmente pelas simplificações necessárias da complexa estrutura articular do ombro, do alto número de músculos e tendões que passam pela articulação e pelos princípios de recrutamento muscular ainda desconhecidos (WESTERHOFF *et al.*, 2009). Mais recentemente, o modelo DSEM foi validado por meio da comparação das forças de contato gleno-umeral e das forças musculares

calculadas com valores medidos diretamente por uma prótese de ombro instrumentada com seis células de carga (NIKOOYAN *et al.*, 2010).

A primeira pesquisa que mediu as forças de contato do ombro *in vivo* foi desenvolvida por Bergmann et al. (2007). Estes autores mediram as forças de contato em um paciente com sete meses de pós-operatório de artroplastia de ombro. Por ser o primeiro estudo que tem essas medidas *in vivo* em relação à articulação do ombro, existem diferenças nos seus resultados quando comparados com estudos que utilizaram modelos matemáticos. Isso faz com que seja necessária uma maior atenção na comparação dos resultados com outros estudos, visto que todos os modelos apresentam simplificações que são, inevitavelmente, limitações dos resultados apresentados por estudos que utilizam modelos matemáticos. Esses autores fizeram uma análise em 3D de várias atividades, trazendo valores das três componentes de força e de momento. As atividades estudadas foram: abdução e flexão com e sem carga, extensão com resistência, levantamento de uma garrafa com 1,4 kg, o ato de martelar acima da cabeça, dirigir rápido e devagar com uma ou duas mãos, deambulação com muletas, levantamento de objeto de 10 kg até a altura do tronco e pentear o cabelo. Dentre os movimentos fisiológicos estudados (flexão, abdução e extensão), a força resultante alcançou valores entre 51 %PC e 128 %PC. Na flexão de 90° com e sem carga, a força resultante foi de 128 %PC e 78 %PC, respectivamente. Já com o aumento da ADM até 120°, mas sem carga, a força resultante alcançou valores de 121 %PC. Na abdução de 45° com e sem carga, a força encontrada foi de 88 e 51 %PC, e com o aumento da ADM até 75°, ela alcançou 85 %PC. Já a extensão alcançou valores não muito diferentes, ou seja, ficou em 82 %PC. O momento resultante para esses três movimentos fisiológicos ficou entre 0,1 e 0,52 %PCm.

Atualmente, não se tem conhecimento da utilização destes modelos com dados reais de pacientes com PTO e PRO. Entretanto, foram encontrados estudos que fizeram simulações da prótese reversa com diferentes modelos. O estudo de van der Helm (1998) utilizou o

modelo DSEM e concluiu que a articulação do ombro normal não consegue realizar o movimento de abdução sem a presença dos músculos do manguito rotador, enquanto que a prótese reversa é capaz de realizar este movimento por causa do seu centro de rotação mais medializado, bem como também pelo consequente aumento da distância perpendicular do músculo deltóide.

Os resultados do estudo de Kontaxis e Johnson (2009) corroboram com o citado anteriormente, visto que a simulação também mostrou que a prótese reversa aumentou a funcionalidade do deltóide, compensando a falta dos músculos do manguito rotador por apresentar sua distância perpendicular aumentada em 42% e que a articulação normal não consegue realizar os movimentos de elevação sem a presença dos músculos do manguito rotador. Cabe salientar, que estes autores utilizaram uma versão modificada do *Newcastle shoulder model*. Já o estudo realizado por Masjedi e Johnson (2010), que também utilizou o *Newcastle shoulder model*, teve como objetivo comparar dois tipos de prótese reversa com a articulação normal do ombro e também concluiu que a distância perpendicular do deltóide apresentava-se maior (com a maior diferença sendo de 66% a 85° de abdução) nos dois tipos de prótese reversa em comparação à articulação normal. Além disso, o modelo não foi capaz de simular os movimentos para a articulação normal com ruptura total do manguito rotador, apenas com rupturas parciais.

Além de auxiliar na compreensão de estratégias motoras em gestos esportivos, na elaboração de programas de prevenção para lesões, sejam estas ocupacionais ou desportivas (SOGAARD *et al.*, 2001), o desenvolvimento de modelos biomecânicos permite uma análise detalhada das forças e momentos envolvidos em determinadas tarefas. Isso auxilia a elaboração de próteses, na medida em que permitem melhor compreensão das cargas às quais a articulação está exposta (MURRAY; JOHNSON, 2004).

Murray e Johnson (2004) afirmam que a análise das cargas impostas aos membros inferiores se concentra, basicamente, na marcha. Porém, existe uma variedade muito grande de gestos possíveis para o membro superior. E por isso, existe a necessidade de um maior conhecimento das cargas comumente impostas às articulações do membro superior. Considerando a complexidade da articulação do ombro, ainda existem poucos modelos matemáticos para o estudo dessa articulação se for comparado com as articulações dos membros inferiores, por exemplo.

2.6 Carências da literatura

Após a realização desta revisão de literatura, pode-se perceber que estudos sobre análise cinemática de pacientes com prótese de ombro ainda são escassos. Os estudos já realizados analisaram apenas atividades sem carga externa, movimentos passivos e atividades de vida diária. Falando-se especificamente de análises eletromiográficas nestes pacientes, a situação ainda é mais crítica, visto que não foram encontrados estudos sobre este assunto. Além disso, os estudos que utilizaram modelos matemáticos para calcular as forças articulares e musculares nesta situação ainda consistem em estudos de simulação, ou seja, sem dados de pacientes reais, o que mais uma vez ressalta a carência na literatura de estudos sobre assuntos relacionados à pacientes com prótese de ombro.

Com isso, cabe chamar a atenção para o caráter inovador desta tese em termos de pesquisa brasileira e mundial, visto que os seus objetivos englobam algumas destas lacunas apresentadas na literatura. Certamente não será possível obter todas as respostas para as carências existentes, entretanto, esta tese apresenta-se como mais um passo em direção ao

aumento do conhecimento sobre o funcionamento dos diferentes tipos de prótese de ombro e também sobre como os músculos se comportam junto a esta articulação artificial.

3 ESTUDO I

AVALIAÇÃO CINEMÁTICA DE PACIENTES COM PRÓTESE TOTAL E REVERSA DO OMBRO DURANTE EXERCÍCIOS DE REABILITAÇÃO COM DIFERENTES CARGAS

Artigo publicado na revista *Clinical Biomechanics* (Apêndice A). Disponível *online* em 12 de maio de 2012.

Resumo:

Um programa completo de reabilitação deve ser composto por exercícios de fortalecimento muscular após a artroplastia da articulação do ombro. Entretanto, ainda não está claro como diferentes cargas externas influenciam a cinemática do ombro em pacientes com prótese de ombro. O objetivo desse estudo foi descrever a cinemática tridimensional (3D) e determinar a contribuição da articulação escapulo-torácica para o movimento total de elevação em pacientes com prótese total de ombro (PTO), prótese reversa de ombro (PRO) e um grupo controle com indivíduos saudáveis durante exercícios de reabilitação (flexão e elevação no plano escapular) utilizando diferentes cargas (sem carga, halter de 1 kg e resistência elástica). A cinemática do ombro foi mensurada por meio de um sistema de rastreamento eletromagnético com seis graus de liberdade e um transdutor de força com um grau de liberdade, o qual foi utilizado para registrar dados de força durante o exercício com resistência elástica. A análise estatística foi realizada por meio de uma ANOVA para medidas repetidas com *post-hoc* de Bonferroni ($\alpha < 0,05$). Os resultados mostram que a escápula contribui mais para o movimento de elevação em sujeitos com prótese comparados com sujeitos saudáveis, assim como na comparação entre exercícios com halter de 1 kg e

resistência elástica, em que há maior contribuição em relação ao exercício sem carga externa. Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos durante os exercícios para os movimentos escapulares de rotação interna, rotação superior e inclinação posterior. O ângulo de elevação gleno-umeral durante a flexão foi significativamente maior em indivíduos com PTO comparados ao grupo PRO. Pode-se concluir que não houve diferença significativa na contribuição escapular entre pacientes com diferentes tipos de prótese, mas sim em relação ao grupo controle. A cinemática escapular dos pacientes é influenciada pela implementação de carga externa, mas não pelo tipo de carga (halter ou resistência elástica).

Palavras-chave: ombro, artroplastia, cinemática, ritmo escápulo-umeral.

3.1 Introdução

A prótese de ombro é utilizada como forma de tratamento para a osteoartrite no ombro e tem sido altamente utilizado (BUCK; JOST; HODLER, 2008). O procedimento é, em geral, bem-sucedido no que diz respeito ao alívio da dor, com melhora ainda que limitada, da amplitude de movimento (ADM) (VEEGER *et al.*, 2006; BERGMANN *et al.*, 2008). Embora a melhora em termos de ADM e função tenha sido relatada, ainda não é claro por que resultados ótimos não são sempre alcançados e quais fatores influenciam esses desfechos funcionais (MAGERMANS, 2004).

Existem tipos diferentes de próteses de ombro e a prótese total de ombro (PTO) e a prótese reversa de ombro (PRO) são consideradas as mais comuns. A PTO promove alívio da dor e melhora da função na maioria dos ombros artríticos cujo manguito rotador esteja intacto ou que possa ser reparado (WIATER, J.; FABING, M., 2009). Entretanto, resultados da PTO são menos satisfatórios em pacientes com artrite gleno-umeral combinada com deficiência

severa do manguito rotador e em pacientes cuja artroplastia primária não foi bem-sucedida, nos quais o manguito rotador é deficiente ou ausente. Para estas condições, nas quais não há possibilidade de reconstrução do manguito, a PRO tem se mostrado uma poderosa ferramenta (WIATER, J. M.; FABING, M. H., 2009). Seguindo esta linha de raciocínio, a indicação para cada tipo de prótese varia: a PTO é normalmente utilizada em pacientes com o manguito rotador intacto enquanto que a PRO é utilizada em pacientes com artropatia associada à ruptura do manguito rotador e naqueles que precisam de uma revisão da prótese e que possuem um manguito rotador deficiente.

A otimização da resposta do paciente à colocação da prótese depende da combinação de um procedimento cirúrgico bem realizado e da implementação de um programa bem elaborado de reabilitação no período pós-operatório. Os principais desafios dizem respeito à restauração do movimento normal, da estabilização dinâmica e da força, o que requer uma sistemática adaptativa e progressiva que consista no uso apropriado tanto da ADM quanto do fortalecimento (BREMS, 1994; BOARDMAN *et al.*, 2001; BASTI, 2005).

Diferentes exercícios têm sido prescritos por fisioterapeutas visando o fortalecimento da musculatura do ombro durante a reabilitação de pacientes com diversos tipos de lesões no ombro (HINTERMEISTER *et al.*, 1998; HUGHES *et al.*, 1999; HUGHES; MCBRIDE, 2005; ANDERSEN *et al.*, 2010). Dois métodos de treinamento comumente utilizados envolvem exercícios que utilizam máquinas ou pesos livres, bem como resistência elástica (HUGHES; MCBRIDE, 2005). Tanto no ambiente clínico, quanto no ambiente domiciliar, o treinamento de força utilizando equipamentos (como máquinas ou halteres) às vezes pode não ser possível. Assim, o uso da resistência elástica como um método alternativo de realização dos exercícios propostos pode ser considerado como uma opção interessante (ANDERSEN *et al.*, 2010). A resistência elástica, que é bastante utilizada para a reabilitação do ombro, é frequentemente utilizada nos exercícios terapêuticos devido ao seu baixo custo, simplicidade,

portabilidade, versatilidade e a não-dependência da gravidade para fornecer resistência (HUGHES *et al.*, 1999; HUGHES; MCBRIDE, 2005). Apesar do uso popular da resistência elástica durante a reabilitação, poucos estudos investigaram o efeito desta ferramenta na função do ombro. Com relação à literatura disponível relacionada ao tema, a maioria têm focado na atividade eletromiográfica (HUGHES; MCBRIDE, 2005; ANDERSEN *et al.*, 2010), sem levar em consideração a cinemática do ombro e, mais especificamente, a cinemática escapular e gleno-umeral.

Poucos estudos têm investigado os padrões de movimento tridimensionais do membro superior em pacientes com prótese de ombro durante movimentos sem carga externa. Bergmann *et al.* (2008) estudou pacientes com PRO e os seus resultados mostraram que a elevação gleno-umeral contribuiu com dois terços do total da elevação tóraco-umeral, o que é comparável com o que é considerado saudável. Veeger *et al.* (2006) analisaram pacientes com PTO e prótese parcial do ombro durante a tarefa específica de pentear o cabelo. Os dois grupos de pacientes apresentaram limitações consideráveis na ADM gleno-umeral quando comparados com o grupo controle, mas entre os grupos de paciente apenas a ADM da rotação axial foi diferente. Os pacientes que conseguiram realizar a tarefa de pentear o cabelo com sucesso apresentaram maior rotação externa e menor rotação interna quando comparados aos pacientes que não conseguiram realizar a tarefa. Alta *et al.* (2011) compararam a cinemática do ombro em pacientes com PRO primária e revisão e concluíram que a ADM ativa é melhor nos pacientes com prótese primária e que esta diferença é mais notável principalmente nos movimentos da articulação gleno-umeral.

Uma vez que o movimento do ombro se dá pelo equilíbrio preciso entre mobilidade e estabilidade (VEEGER; VAN DER HELM, 2007), a cinemática articular deve ser cuidadosamente analisada no momento da aplicação da resistência durante o programa de reabilitação para que sejam minimizados os fatores causadores de lesão. Por exemplo, foi

demonstrado que alterações na cinemática escapular estão associadas a uma ampla variedade de lesões no ombro (LUDEWIG; COOK, 2000; LUDEWIG; REYNOLDS, 2009). Além disso, um estudo de Pascoal et al. (2000) também mostrou diferenças na cinemática escapular em indivíduos saudáveis causadas pela implementação de carga externa, apesar de não demonstrar efeito das diferentes magnitudes de carga. Por esta razão, o paciente não deve sentir dor causada por possíveis alterações cinemáticas ao realizar exercícios de fortalecimento, bem como a discinesia do ombro deve ser evitada (KIBLER; SCIASCIA, 2010).

Os protocolos de reabilitação do ombro geralmente baseiam-se em um sistema de aumento progressivo de resistência utilizando tubos e bandas elásticas. Além disso, quando os pacientes acostumam-se com esses exercícios, halteres com massa inicial de 0,5kg a 2,5kg, também são introduzidos (BASTI, 2005). Para garantir que os exercícios de fortalecimento sejam de fato benéficos, o conhecimento da cinemática gleno-umeral e escápulo-torácica durante a realização dos exercícios terapêuticos utilizando cargas externas é muito importante. Isso se aplica ainda mais em pacientes com prótese de ombro, nos quais alterações mecânicas e proprioceptivas são inevitáveis e, por essa razão, programas específicos para esses pacientes necessitam de ainda mais atenção por parte do terapeuta.

O principal objetivo deste estudo é descrever a cinemática escapular e gleno-umeral em 3D de dois grupos de pacientes e um grupo controle durante dois movimentos com diferentes cargas. Os grupos de pacientes são o grupo PTO e PRO. Os dados cinemáticos foram coletados durante os movimentos de flexão e elevação no plano escapular em diferentes situações de carga (sem carga externa, com halter de 1 kg e com resistência elástica). A hipótese do presente estudo é de que a contribuição da articulação escápulo-torácica será maior em pacientes com prótese de ombro quando comparados aos sujeitos saudáveis, enquanto que pacientes com PTO apresentarão maior contribuição da gleno-

umeral comparados aos pacientes com PRO devido aos diferentes princípios biomecânicos dos dois tipos de prótese e pela presença ou não de um manguito rotador funcional. Isso significa que para compensar a diminuição do movimento gleno-umeral maior movimento da articulação escapulo-torácica no grupo PRO será necessário para alcançar o mesmo ângulo de elevação tóraco-umeral. Além disso, espera-se para todos os grupos que a implementação de carga resulte em maior contribuição da articulação escapulo-torácica durante a elevação do ombro quando comparadas às situações sem carga e também que a variação entre as diferentes cargas seja pequena.

3.2 Materiais e Métodos

Quarenta indivíduos participaram voluntariamente deste estudo. Dezesete pacientes (vinte ombros/nenhuma revisão de prótese) tinham prótese total de ombro (grupo PTO), oito pacientes (nove ombros/três revisões de prótese) tinham prótese reversa de ombro (grupo PRO) e 15 sujeitos (grupo controle) não tinham problemas no ombro (dor ou qualquer tipo de lesão). O tempo médio entre a cirurgia e a coleta de dados, a idade média, altura, massa corporal e lado afetado dos pacientes estão listados na Tabela 3.1. De acordo com a avaliação clínica, todos os pacientes eram capazes de realizar suas atividades de vida diária independentemente, mas quando as atividades envolviam o membro superior afetado, a atividade tornava-se restrita. Os pacientes não apresentavam outras patologias sérias associadas, as quais seriam contra-indicações para a realização deste tipo de cirurgia. Nos pacientes com PTO os músculos do manguito rotador estavam intactos e praticamente todos os pacientes com PRO não apresentavam o supraespinhal e infraespinhal. As indicações para a colocação da prótese reversa foram: ruptura primária do manguito rotador, artrite após uma

ruptura total do manguito rotador (condição bastante dolorosa que também desencadeia considerável limitação de ADM) ou revisão de uma prótese anterior.

O protocolo foi aprovado pelo Comitê de Ética Médica da instituição onde o estudo foi realizado e todos os sujeitos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo A) antes do experimento.

Tabela 3.1. Dados demográficos, antropométricos e clínicos dos sujeitos.

	Grupo controle (n=15) (n=15 ombros)	Grupo PTO (n=17 pacientes) (n=20 ombros)	Grupo PRO (n=8 pacientes) (n=9 ombros)	Diferenças entre os grupos (p)
Idade (anos)	25,1 (3,7)	72,1 (10,3)	73,3 (9,4)	<0,001 *
Altura (cm)	182,3 (12,2)	166,9 (10,0)	166,5 (9,1)	<0,001 *
Massa corporal (kg)	73,1 (12,5)	83,9 (21,7)	70,5 (11,1)	0,118
Lado afetado	-	10 - direito 10 - esquerdo	6 - direito 3 - esquerdo	
Revisão	-	-	3	
Tempo entre cirurgia e coleta de dados (meses)	-	33 (18)	57 (24)	

Valores expressos em média (desvio padrão). PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro. * Diferenças estatísticas ($p < 0,05$) entre o grupo piloto e ambos os grupos de pacientes.

Coleta de dados

Um sistema de rastreamento eletromagnético com seis graus de liberdade denominado *Flock of Birds* (Ascension Technology Inc., Burlington, Vermont, USA) foi utilizado para a coleta dos dados cinemáticos. De acordo com o fabricante, a acurácia do sistema é de 0,76 cm e 0,5° RMSE (*Root Mean Square Error*) para posição e orientação, respectivamente. Esse aparelho consiste em um transmissor de grande alcance que cria um campo magnético tridimensional. Sensores eletromagnéticos foram colocados no esterno, úmero, antebraço e acrômio (JOHNSON; STUART; MTCHELL, 1993). O sensor do esterno foi colocado na

extremidade superior do esterno, o sensor do úmero na região média do braço, o sensor do antebraço na parte média do antebraço e o sensor do acrômio na parte mais plana do acrômio. Os sensores do esterno e do acrômio foram fixados à pele com fita adesiva dupla-face e cobertos com uma bandagem auto-adesiva Fixomull (Beiersdorf AF, Hamburg, Germany) e os sensores do úmero e do antebraço foram fixados com faixas de velcro. Um sensor adicional foi fixado em um *pointer* e foi utilizado para digitalizar 13 marcadores ósseos relativos aos seus sensores (MESKERS *et al.*, 1998). Os vetores locais dos marcadores ósseos em relação aos seus sensores foram calculados e utilizados para construir os sistemas de coordenadas locais para o tórax, úmero, escápula e antebraço utilizando o *software MotionMonitor* (Innovative Sports Training, Inc., Chicago, Illinois, USA) e seguindo as recomendações de padronização para o membro superior propostas pela Sociedade Internacional de Biomecânica (WU *et al.*, 2005). O centro de rotação glenoumeral estimado pelo método de rotação (VEEGER, 2000) foi considerado o marcador ósseo proximal do úmero.

Uma célula de carga com um grau de liberdade (FUTEK Advanced Sensor Technology, Inc., Irvine, California, USA), com frequência de amostragem de 1000 Hz, capacidade de 445 N e precisão de 0,4 N foi utilizada para o registro dos dados cinéticos durante a realização dos movimentos com a resistência elástica. A célula de carga estava conectada ao chão e à extremidade inferior da banda elástica (Figura 3.1).



Figura 3.1. Resistência elástica e célula de carga. O dispositivo semicircular utilizado de referência para os movimentos de elevação foi temporariamente retirado para deixar a figura mais clara.

O momento resultante foi calculado para todos os movimentos com carga externa com o objetivo de identificar o seu comportamento durante a utilização de cada tipo de carga. Ele foi definido como sendo o somatório do momento do peso do segmento e do momento da resistência externa. A massa do segmento foi obtida por meio de tabelas antropométricas (DEMPSTER, 1955) e os efeitos inerciais não foram levados em consideração devido à baixa velocidade de execução dos movimentos. O momento do halter de 1 kg foi definido como o produto vetorial entre a massa do halter e a distância perpendicular relativa ao centro de rotação glenoumeral, e o momento da resistência elástica foi calculado pelo produto vetorial da força da resistência elástica (expressa pela célula de carga) e a distância perpendicular da

força, também em relação ao centro de rotação glenoumeral. Para determinar a direção da força da resistência elástica, a base da célula de carga foi digitalizada e a direção foi determinada pelo vetor entre essa base e o ponto médio entre os marcadores ósseos do processo estilóide da ulna e do processo estilóide do rádio (digitalizados anteriormente). A resistência elástica utilizada foi uma banda elástica da marca Theraband® (amarela) com um comprimento inicial de 70 cm. De modo a padronizar o mesmo comprimento inicial da banda elástica para todos os sujeitos, eles foram posicionados em pé sobre um degrau de 35 cm durante a coleta de dados dos movimentos com a resistência elástica e uma corda foi posicionada, quando necessário, entre a banda elástica e a célula de carga para adaptar o comprimento inicial à altura de cada sujeito, sempre mantendo os mesmos 70 cm de comprimento inicial para todos os participantes. Durante os movimentos com as outras cargas (sem carga externa e halter de 1 kg) os sujeitos ficavam sentados em uma cadeira.

Foram analisados dois movimentos ativos realizados com três cargas diferentes (sem carga externa, com halter de 1 kg e resistência elástica). Os movimentos consistiram de elevação no plano sagital (flexão) e elevação no plano escapular (30° anterior ao plano frontal). Como é muito comum os pacientes apresentarem severas limitações na ADM, eles foram instruídos a alcançar 90° de elevação com ambos os braços e este ângulo, bem como o plano de elevação, foram mantidos por meio da utilização de um dispositivo semicircular que servia de referência. A ordem da coleta de dados foi a mesma para todos os pacientes: 1) flexão sem carga externa, 2) flexão com halter de 1 kg, 3) elevação no plano escapular sem carga externa, 4) elevação no plano escapular com halter de 1 kg, 5) flexão com resistência elástica, 6) elevação no plano escapular com resistência elástica. Foram realizadas três repetições dos movimentos sem carga e duas repetições dos movimentos com carga externa. Todos os pacientes foram instruídos a parar o movimento se sentissem qualquer dor durante a coleta de dados.

O rastreamento dinâmico dos movimentos da escápula é difícil, mas é possível de ser realizado até de 90° de elevação com um sensor acromial (VAN ANDEL *et al.*, 2009). Os movimentos escapulares e umerais foram calculados relativos ao tórax (movimento escápulo-torácico e tóraco-umeral) e os movimentos do úmero também foram calculados em relação à escápula, ou seja, como movimentos escápulo-umerais ou gleno-umerais. Os ângulos articulares foram definidos com base na proposta de padronização do Grupo Internacional do Ombro da Sociedade Internacional de Biomecânica (WU *et al.*, 2005) e dados de ombros esquerdos foram espelhados para o lado direito. Todos os ângulos foram definidos utilizando-se uma sequência fixa de rotações (cada uma relacionada à um plano principal), também conhecida como ângulos de Euler. A sequência de rotação para os ângulos tóraco-umerais e gleno-umerais foi YXY, o que significa que o plano de elevação é o primeiro a ser determinado, o ângulo de elevação é o segundo e a rotação axial é o terceiro. Para o movimento escápulo-torácico, a ordem utilizada foi YXZ, que representa a rotação interna/externa seguida da rotação superior/inferior e da inclinação anterior/posterior (DOORENBOSCH; HARLAAR; VEEGER, 2003).

A contribuição da articulação escápulo-torácica será expressa pelo ritmo escápulo-umeral, o qual foi obtido pela razão entre o ângulo de elevação gleno-umeral e a rotação superior da escápula (inclinação da linha de regressão). Os ângulos de elevação gleno-umeral e todos os ângulos escápulo-torácicos foram selecionados para análise. Todas as repetições de cada paciente foram utilizadas para o processamento dos dados e as variáveis cinemáticas serão apresentadas nos ângulos de 15, 30, 45, 60, 75 e 90 graus de elevação tóraco-umeral.

Análise estatística

A normalidade dos dados foi verificada por meio do teste de Shapiro-Wilk. As comparações de idade, altura e massa corporal entre o grupo controle e ambos os grupos de

pacientes foram realizadas por meio de uma ANOVA de um fator. As comparações dos dados cinemáticos foram realizadas por meio de uma ANOVA para medidas repetidas de três fatores (3 x 3 x 6) para cada ângulo de *Euler* em separado com os fatores “carga” (sem carga externa, halter de 1 kg e resistência elástica), “grupo” (controle, PTO e PRO) e “ângulo de elevação tóraco-umeral” (15, 30, 45, 60, 75 e 90 graus). Na presença de interações significativas entre os fatores analisados, uma ANOVA de um fator foi utilizada para cada nível do fator. Comparações do momento resultante a 90° de elevação tóraco-umeral foram realizadas por meio de uma ANOVA de um fator (grupo). As diferenças entre os diferentes grupos e cargas foram obtidas pelo teste *post hoc* de Bonferroni e em todos os testes o nível de significância adotado foi de $\alpha < 0,05$.

3.3 Resultados

Momento resultante:

Os valores de momento resultante para todos os grupos durante a flexão e elevação no plano escapular com o halter de 1 kg e a resistência elástica são mostrados na Figura 3.2. O momento resultante apresentou o menor valor no início da ADM e seu maior valor a 90° de elevação do ombro. Um efeito principal significativo do fator grupo foi verificado para ambos os exercícios e cargas. O momento resultante a 90° de elevação tóraco-umeral foi maior no grupo controle comparado ao grupo PTO durante a flexão e elevação no plano escapular com o halter de 1 kg e durante a flexão com a resistência elástica. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos PTO e PRO.

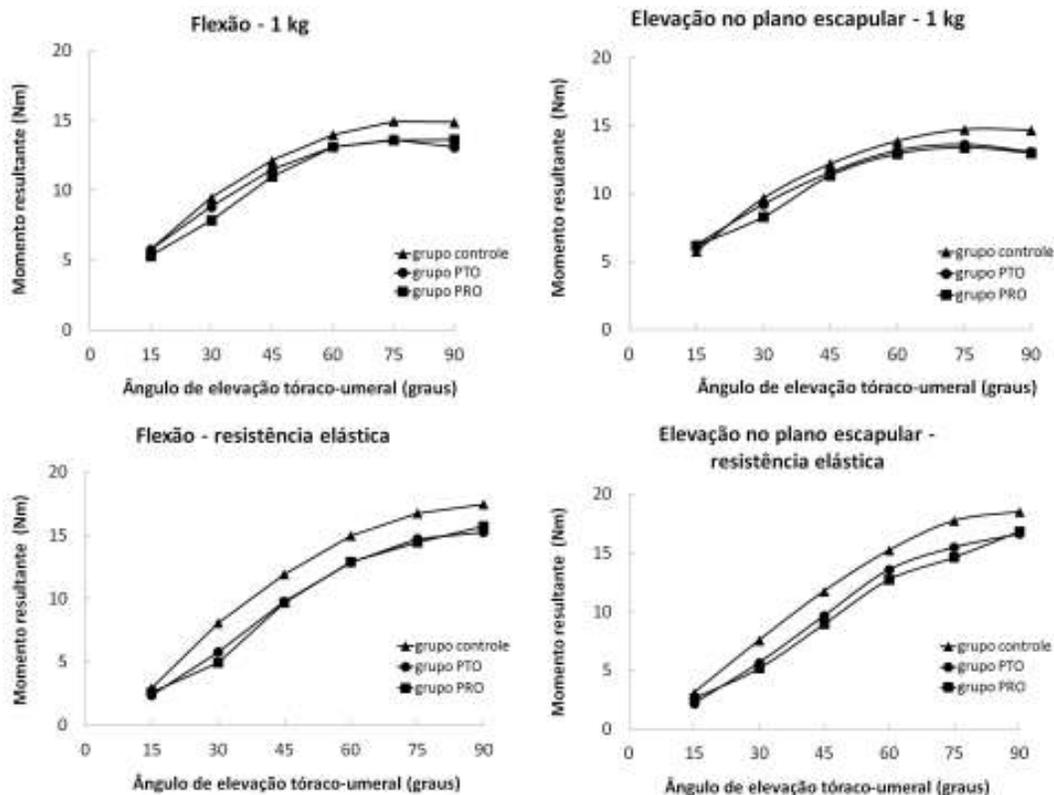


Figura 3.2. Momento resultante calculado para os dois exercícios com halter de 1 kg e resistência elástica para todos os grupos. PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro.

Efeito dos grupos no ritmo escapulo-umeral e movimentos escapulo-torácico e gleno-umeral:

Foi encontrada uma menor razão entre a elevação gleno-umeral e a rotação superior da escápula para os grupos PTO e PRO em comparação ao grupo controle em todas as situações de carga, demonstrando que a escápula contribui mais para o movimento do braço em sujeitos com prótese de ombro em comparação a sujeitos saudáveis (Figura 3.3).

Para rotação interna, rotação superior e inclinação posterior da escápula não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos durante a flexão e a elevação no plano

escapular. Por outro lado, o ângulo de elevação gleno-umeral durante a flexão foi significativamente maior no grupo PTO comparado ao grupo PRO (49° DP $1,5^\circ$ versus 42° DP $2,1^\circ$, $p=0,038$), enquanto que apenas uma tendência a favor de um efeito principal de grupo foi detectada para elevação gleno-umeral durante a elevação no plano escapular ($p=0,06$).

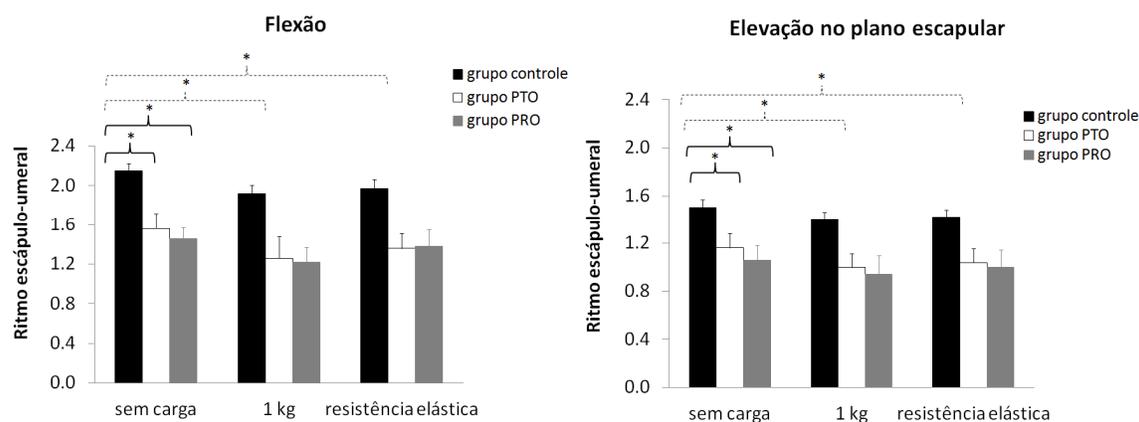


Figura 3.3. Ritmo escápulo-umeral durante a flexão e elevação no plano escapular. * Diferenças significativas ($p < 0,05$). Chaves pontilhadas representam diferenças entre as cargas e chaves contínuas representam diferenças entre os grupos. PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro.

Efeitos da carga no ritmo escápulo-umeral e movimentos escápulo-torácicos e gleno-umeral:

A escápula contribui mais para os movimentos realizados com resistência externa quando comparados aos movimentos realizados somente com a massa do braço (Figura 3.3). Isso é demonstrado pela menor, e estatisticamente significativa, razão em todos os grupos para os movimentos com 1 kg e resistência elástica quando comparados aos movimentos sem carga externa.

Foram encontradas diferenças significativas entre as cargas na rotação interna da escápula durante a flexão ($p=0,04$) e elevação no plano escapular ($p=0,04$). Entre todos os ângulos de elevação tóraco-umerais, a escápula estava significativamente em maior rotação interna relativa ao tórax durante a flexão com o halter de 1 kg (média de $33,5^\circ$ DP $1,4^\circ$) comparado à situação sem carga externa (média de $32,7^\circ$ DP $1,3^\circ$).

Não foi encontrado efeito principal da carga para a rotação superior da escápula (Figura 3.4) durante a flexão ($p=0,66$) e a elevação no plano escapular ($p=0,18$). Por outro lado, duas interações durante a flexão foram significativas: ângulo x grupo ($p<0,001$) e ângulo x carga ($p<0,001$). No grupo controle, a escápula estava mais rodada superiormente nas situações sem carga em comparação a situação com o halter de 1 kg a 30° e 45° de elevação tóraco-umeral. No mesmo grupo, a escápula também apresentou maior rotação superior no movimento sem carga externa comparado com o movimento com resistência elástica a 15° e 30° de elevação tóraco-umeral.

O oposto ocorreu em alguns ângulos tóraco-umerais para o grupo PTO: maior rotação superior da escápula foi observada no movimento com 1 kg comparado ao movimento sem carga externa nos ângulos 45° , 60° e 75° de elevação tóraco-umeral. Não foram encontradas diferenças entre as três cargas em toda a elevação tóraco-umeral no grupo PRO. Todos estes resultados sobre a rotação superior escapular podem ser encontrados na Figura 3.4. Na inclinação posterior não foram encontradas diferenças significativas entre as cargas durante a flexão ($p=0,18$) e a elevação no plano escapular ($p=0,27$).

Não foi detectada diferença significativa no ângulo de elevação gleno-umeral durante a elevação no plano escapular com a utilização das diferentes cargas ($p=0,46$). Por outro lado, a interação carga x grupo foi significativa ($p=0,03$). O ângulo de elevação gleno-umeral foi maior no grupo controle ($-64,6^\circ$ DP $5,9^\circ$) em comparação ao grupo PRO ($-52,8^\circ$ DP $12,3^\circ$) e também foi maior no grupo PTO (-63° DP $7,6$) em relação grupo PRO ($-52,8^\circ$ DP $12,3^\circ$) a

90° de elevação tóraco-umeral com resistência elástica. O grupo PRO mostrou maior elevação gleno-umeral durante a situação sem carga externa comparada com a situação com o halter de 1 kg a 30°, 45° e 60° de elevação tóraco-umeral. Os outros grupos não sofreram a influência da carga no ângulo de elevação gleno-umeral (Figura 3.5).

3.4 Discussão

As hipóteses defendidas neste estudo eram de que a contribuição da articulação escápulo-torácica na elevação do ombro seria maior em pacientes com prótese de ombro quando comparados com sujeitos saudáveis. Além disso, também era esperado que a implementação de carga externa resultasse em maior contribuição da escápula na elevação do ombro quando comparada aos movimentos sem carga e que a diferença entre as cargas seria pequena.

Os resultados deste estudo mostraram que os pacientes com prótese de ombro apresentam menor ângulo de elevação gleno-umeral quando comparados a sujeitos saudáveis. Entre os grupos de pacientes, o grupo PTO apresentou maior ângulo de elevação gleno-umeral comparado ao grupo PRO em algumas situações de carga (a 90° de elevação no plano escapular com resistência elástica, por exemplo), o que está de acordo com a expectativa inicial do estudo. O ângulo de elevação gleno-umeral dos pacientes foi similar à ADM apresentada por um grupo de pacientes com prótese parcial e total de ombro (35°- 55°) (VEEGER *et al.*, 2006). Durante a flexão o grupo PTO apresentou, em média, ângulo de elevação gleno-umeral de 49° (DP 1,5°) e o grupo PRO de 42° (DP 2,1°).

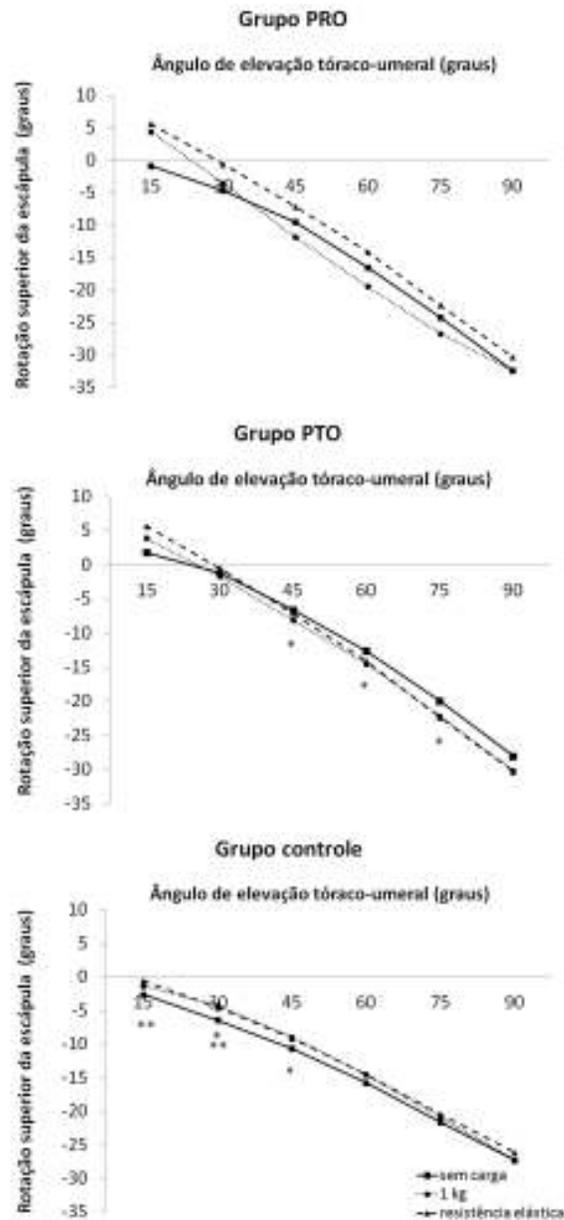


Figura 3.4. Rotação superior da escápula (valores médios) durante a flexão para todos os grupos e situações de carga. As legendas das cargas são iguais para todos os grupos. * Diferença estatisticamente significativa entre a situação sem carga externa e halter de 1 kg ($p < 0,05$). ** Diferença estatisticamente significativa entre a situação sem carga externa e resistência elástica ($p < 0,05$). PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro.

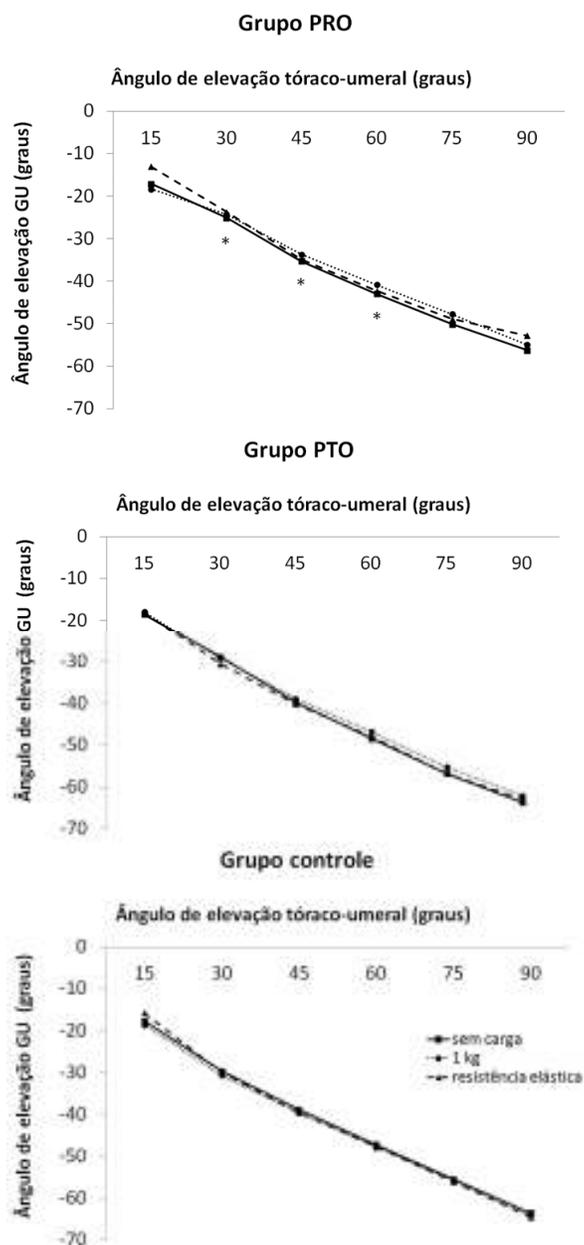


Figura 3.5. Ângulo de elevação gleno-umeral (valores médios) durante a elevação no plano escapular para todos os grupos e situações de carga. As legendas das cargas são iguais para todos os grupos. * Diferença estatisticamente significativa entre a situação sem carga externa e halter de 1 kg ($p < 0,05$). PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro.

Além disso, quando comparados aos resultados do grupo controle, o ângulo de elevação gleno-umeral foi menor para ambos os grupos de pacientes, assim como o estudo anteriormente citado, o qual demonstrou ângulo de elevação gleno-umeral de 85° para o grupo controle e de 35°- 55° para pacientes com prótese de ombro (VEEGER *et al.*, 2006). Com isso, pode-se sugerir que o treinamento dos músculos do manguito rotador é muito importante para o grupo PTO, com o objetivo de aumentar a estabilidade gleno-umeral. Na maioria dos casos, estes pacientes tiveram artrite crônica no ombro que resultou em músculos não-funcionais do manguito rotador. Por outro lado, para os pacientes do grupo PRO, a reabilitação deve centrar-se principalmente no músculo deltóide, uma vez que esse músculo compensa a deficiência dos músculos do manguito (BOILEAU *et al.*, 2005).

Bergmann et al. (2008) também analisaram a contribuição escapular em pacientes com PRO e os resultados para a flexão máxima sem carga foram de 1,7 e para a abdução 1,6. É possível observar diferenças ao comparar esses dados com os do presente estudo: foi encontrada uma razão de 1,4 para flexão e 1,1 para elevação no plano escapular. Além disso, os autores relatam que a prótese reversa parece permitir, durante a elevação do ombro, um ritmo escápulo-umeral similar àquele encontrado em sujeitos saudáveis (GROOT; VALSTAR; ARWERTB, 1998), diferentemente da prótese total de ombro. Os resultados do presente estudo não corroboram com esses resultados, uma vez que não foi encontrada diferença significativa no ritmo escápulo-umeral até 90° entre os grupos de pacientes. Entretanto, não é possível comparar diretamente os resultados, uma vez que o cálculo da razão é diferente entre um estudo e outro: neste estudo a razão foi calculada entre o ângulo de elevação gleno-umeral e a rotação superior da escápula, enquanto que no estudo de Bergmann et al. (2008) utilizou-se a razão entre o pico do ângulo de elevação tóraco-umeral e o pico do ângulo de elevação gleno-umeral. Mesmo calculando-se a razão de maneira similar apenas para efeitos de comparação, foi encontrada para o movimento de flexão sem carga

externa uma razão de 1,3 para ambos os grupos, demonstrando mais uma vez resultados diferentes daqueles apresentados por Bergmann et al. (2008).

Em relação aos efeitos das diferentes cargas, os resultados não demonstraram diferenças significativas na cinemática do ombro durante os movimentos com o halter de 1 kg e a resistência elástica, mas houve diferenças em relação aos movimentos sem carga. Um estudo analisou a ativação muscular durante exercícios de resistência com tubo elástico e halteres e seus resultados principais foram os altos níveis de ativação muscular presente em ambas as situações, indicando que tanto o tubo elástico quanto o halter podem ser utilizados de maneira similar na reabilitação (ANDERSEN *et al.*, 2010). Uma vez que na prática clínica o uso da resistência elástica é uma alternativa bastante comum, os resultados do presente estudo sugerem que este recurso pode ser utilizado quando os halteres não estiverem disponíveis, sem que isso prejudique o processo de reabilitação. Vários protocolos e métodos descritos na literatura apontam para o uso exclusivo das bandas elásticas para fortalecimento dos músculos do manguito rotador (HUGHES; MCBRIDE, 2005). Por isso, a resistência elástica deve ser considerada uma ferramenta muito importante nos programas de reabilitação do ombro.

Os resultados também demonstraram que a influência da carga é diferente para cada grupo e dependente do ângulo de elevação tóraco-umeral. Nos grupos PTO e PRO, por exemplo, maior rotação superior da escápula foi observada na situação com o halter de 1 kg em relação à situação sem carga externa, indicando maior rotação superior em movimentos realizados com carga externa adicional em alguns ângulos de elevação tóraco-umeral. Por outro lado, o grupo controle apresentou maior rotação superior da escápula durante os movimentos sem carga comparados ao halter de 1 kg e à resistência elástica em alguns ângulos de elevação tóraco-umerais. Corroborando com estes resultados, outro estudo encontrou o mesmo comportamento cinemático em sujeitos saudáveis: maior rotação superior

da escápula quando a carga externa (5% da massa corporal do sujeito) era aplicada a 60° e a 90° de abdução do ombro (FORTE *et al.*, 2009). Entretanto, o estudo de de Groot *et al.* (1999) concluiu que a carga externa não exercia influência significativa na cinemática escapular em diferentes posições de abdução do ombro em sujeitos saudáveis. Tais diferenças podem ser explicadas pelos diferentes métodos de análise da cinemática escapular: ambos os estudos utilizaram o método quase-estático e o presente estudo utilizou o rastreamento dinâmico da escápula.

A contribuição do movimento gleno-umeral e escapular em pacientes com prótese de ombro e a influência da carga externa na cinemática gleno-umeral e escapular desses pacientes ainda não são bem documentados na literatura. O presente estudo mostrou similaridades na cinemática escapular durante a flexão e a elevação no plano escapular com o halter de 1 kg e a resistência elástica. Embora não especificamente investigadas neste estudo, algumas diferenças podem existir. Enquanto que a situação com o halter de 1 kg promove uma força constante para baixo e inércia, a resistência da banda elástica aumenta linearmente com o alongamento do material sem nenhum efeito inercial (PATTERSON *et al.*, 2001). Todavia, as curvas de torque resultante obtidas durante treinamento com resistência elástica imitam as curvas obtidas durante treinamento com halteres, dependendo do ângulo de tração da banda elástica (por exemplo, o torque aumenta similarmente durante a abdução do ombro de 0° a 90° devido ao alongamento do material e ao aumento do braço de alavanca, respectivamente) (ANDERSEN *et al.*, 2010). Os resultados do presente estudo confirmam esse comportamento do torque, demonstrando que ambas as situações de carga aumentam seu momento resultante até 90° de elevação do ombro. Além disso, o grupo controle apresentou valores maiores de torque, o que pode ser explicado, provavelmente, pela diferença no comprimento do membro superior dos sujeitos. Uma vez que a ADM analisada neste estudo foi até 90°, pode ser que essa amplitude tenha tido alguma influência nos resultados, já que

provavelmente seriam diferentes em movimentos com maior amplitude, onde o torque do peso livre sofreria decréscimo após os 90° de elevação e o torque da banda elástica continuaria a aumentar.

É possível observar que a literatura tem demonstrado resultados diferentes para os movimentos de elevação do ombro, algumas vezes mostrando esta elevação como sendo unicamente um movimento tóraco-umeral e em outras ocasiões apresentando como movimentos gleno-umerais e escápulo-torácicos. Por isso, o objetivo desta discussão foi comparar os dados apenas com estudos que utilizaram procedimentos metodológicos de mensuração e análise similares. Nenhum estudo com pacientes com prótese de ombro e exercícios utilizando carga externa foi encontrado.

Este estudo apresenta algumas limitações. Os pacientes e o grupo controle apresentavam idades diferentes e isso pode ter influenciado os resultados devido à presença de diferenças na força muscular, propriocepção e até de osteoartrite na articulação. Idealmente, o grupo controle deveria ter idade semelhante a dos grupos de pacientes. Entretanto, é difícil selecionar pessoas sem histórico de queixas no ombro acima dos 70 anos de idade. Além disso, ainda não é claro o quanto o envelhecimento afeta a cinemática do ombro. Um estudo que investigou a relação entre envelhecimento e movimento escápulo-torácico demonstrou que um dos efeitos do envelhecimento no ombro é a redução da inclinação posterior e da rotação superior a 90° de abdução (ENDO; YUKATA; YASUI, 2004). Porém, uma vez que esses autores não encontraram dados similares para comparar os seus resultados, os efeitos do envelhecimento na cinemática do ombro ainda não são bem determinados.

Além disso, a mesma carga externa utilizada para todos os grupos certamente representou desafios diferentes para cada sujeito, mas esta escolha facilitou a comparação com a literatura, a qual apresenta estudos que utilizam a mesma carga aplicada em diferentes

indivíduos. Adicionalmente, o movimento restrito a 90° de elevação tornou difícil a comparação dos resultados com a literatura. Por outro lado, essa amplitude facilitou o rastreamento dinâmico da escápula durante a coleta de dados, assim como demonstrou ser uma amplitude factível para os grupos de pacientes, onde para os quais ângulos de elevação maiores seriam muito desafiadores (BERGMANN *et al.*, 2008). A metodologia utilizada para registrar a cinemática escapular também possui limitações, mas é considerada adequada e precisa para mensurações dinâmicas das rotações escapulares somente quando o sensor do acrômio não é recolocado e em ângulos de elevação menores (MESKERS; VAN DE SANDE; DE GROOT, 2007). Além disso, os resultados do presente estudo mostraram diferenças pequenas, mas significativas, nos ângulos de elevação gleno-umeral entre os grupos e as situações de carga. O valor clínico destas diferenças ainda é desconhecido e difícil de interpretar. Em um sentido mais geral, estes resultados podem provavelmente ser interpretados como indicações gerais de que cargas externas influenciam o padrão de movimento em pacientes com prótese de ombro, independente do tipo de prótese e do tipo de carga. Por último, pode ser observado que os dados apresentados representam valores médios dos sujeitos de cada grupo. Uma alta variabilidade foi observada entre sujeitos e nem todos demonstraram esses padrões médios. Por essa razão, é possível encontrar na prática clínica, padrões cinemáticos diferentes dos demonstrados neste estudo.

3.5 Conclusão

O presente estudo sugere que para uma mesma ADM, pacientes com prótese de ombro apresentarão maior movimento escapular com o objetivo de compensar a perda de movimento gleno-umeral (prótese) mesmo em ângulos menores (por exemplo, 90° de elevação). Além disso, a cinemática escapular de pacientes com prótese de ombro também é

influenciada pela implementação de cargas externas, mas não pelo tipo de carga (halter de 1 kg ou resistência elástica). Por isso, pode-se esperar que os sujeitos apresentem maior contribuição escapular durante a elevação do ombro com ambos os tipos de carga durante os programas de reabilitação.

3.6 Referências do estudo I

ALTA, T.D.; BERGMANN, J.H.; VEEGER, D.J.; JANSSEN, T.W.; BURGER, B.J.; SCHOLTES, V.A.; WILLEMS, W.J. Kinematic and clinical evaluation of shoulder function after primary and revision reverse shoulder prostheses. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v.20, n.4, p.564-570, 2011.

ANDERSEN, L.L.; ANDERSEN, C.H.; MORTENSEN, O.S.; POULSEN, O.M.; BJORNLUND, I.B.T.; ZEBIS, M.K. Muscle Activation and Perceived Loading During Rehabilitation Exercises: Comparison of Dumbbells and Elastic Resistance. **Physical Therapy**, v.90, n.4, p.538-549, 2010.

BASTI, J. Rehabilitation of Shoulder Arthroplasty. **Shoulder Arthroplasty**, p.167, 2005.

BERGMANN, J.H.; DE LEEUW, M.; JANSSEN, T.W.; VEEGER, D.H.; WILLEMS, W.J. Contribution of the reverse endoprosthesis to glenohumeral kinematics. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.466, n.3, p.594-8, 2008.

BOARDMAN, N.D., 3RD; COFIELD, R.H.; BENGTON, K.A.; LITTLE, R.; JONES, M.C.; ROWLAND, C.M. Rehabilitation after total shoulder arthroplasty. **Journal of Arthroplasty**, v.16, n.4, p.483-6, 2001.

BOILEAU, P.; WATKINSON, D.J.; HATZIDAKIS, A.M.; BALG, F. Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics. **J Shoulder Elbow Surg**, v.14, n.1 Suppl S, p.147S-161S, 2005.

BREMS, J.J. Rehabilitation following total shoulder arthroplasty. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n.307, p.70-85, 1994.

BUCK, F.; JOST, B.; HODLER, J. Shoulder arthroplasty. **European Radiology**, v.18, n.12, p.2937-2948, 2008.

DE GROOT, J.H.; VAN WOENSEL, W.; VAN DER HELM, F.C. Effect of different arm loads on the position of the scapula in abduction postures. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.14, n.5, p.309-14, 1999.

DEMPSTER, W.T. Space requirements of the seated operator. **WADC Technical Report 55159**, n.WADC-55-159, AD-087-892, p.55-159, 1955.

DOORENBOSCH, C.A.; HARLAAR, J.; VEEGER, D.H. The globe system: an unambiguous description of shoulder positions in daily life movements. **Journal of Rehabilitation and Research Development**, v.40, n.2, p.147-55, 2003.

ENDO, K.; YUKATA, K.; YASUI, N. Influence of age on scapulo-thoracic orientation. **Clinical Biomechanics**, v.19, n.10, p.1009-1013, 2004.

FORTE, F.C.; PEDUZZI DE CASTRO, M.; MAHNIC DE TOLEDO, J.; RIBEIRO, D.C.; LOSS, J.F. Scapular kinematics and scapulohumeral rhythm during resisted shoulder abduction – Implications for clinical practice. **Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine**, v.10, n.3, p.105-111, 2009.

GROOT, J.H.D.; VALSTAR, E.R.; ARWERTB, H.J. Velocity effects on the scapula-humeral rhythm. **Clinical Biomechanics** v.13, p.593-602, 1998.

HINTERMEISTER, R.A.; LANGE, G.W.; SCHULTHEIS, J.M.; BEY, M.J.; HAWKINS, R.J. Electromyographic Activity and Applied Load During Shoulder Rehabilitation Exercises Using Elastic Resistance. **The American Journal of Sports Medicine**, v.26, n.2, p.210-220, 1998.

HUGHES, C.; HURD, K.; JONES, A.; SPRIGLE, S. Resistance Properties of Thera-Band® Tubing During Shoulder Abduction Exercise. **Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy**, v.29, n.7, p.413-420, 1999.

HUGHES, C.J.; MCBRIDE, A. The Use of Surface Electromyography to Determine Muscle Activation during Isotonic and Elastic Resistance Exercises for Shoulder Rehabilitation. **Orthopaedic Physical Therapy**, v.17, p.18-23, 2005.

JOHNSON, G.R.; STUART, P.R.; MITCHELL, S. A method for the measurement of three dimensional scapular movement. **Clinical Biomechanics**, v.8, p.269-273, 1993.

KIBLER, W.B.; SCIASCIA, A. Current concepts: scapular dyskinesis. **British Journal of Sports Medicine**, v.44, n.5, p.300-305, 2010.

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.

LUDEWIG, P.M.; REYNOLDS, J.F. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. **Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy**, v.39, February n.2, p.90-104, 2009.

MAGERMANS, D.J. Biomechanical analysis of shoulder arthroplasty. Delf University of Technology, Delft University, Delft, 2004. 188 p.

MESKERS, C.G.; VAN DE SANDE, M.A.; DE GROOT, J.H. Comparison between tripod and skin-fixed recording of scapular motion. **J Biomech**, v.40, n.4, p.941-6, 2007.

MESKERS, C.G.; VERMEULEN, H.M.; DE GROOT, J.H.; VAN DER HELM, F.C.; ROZING, P.M. 3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electromagnetic tracking device. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.13, n.4-5, p.280-292, 1998.

PASCOAL, A.G.; VAN DER HELM, F.F.; PEZARAT CORREIA, P.; CARITA, I. Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.15 Suppl 1, p.S21-4, 2000.

PATTERSON, R.M.; STEGINK JANSEN, C.W.; HOGAN, H.A.; NASSIF, M.D. Material Properties of Thera-Band Tubing. **Physical Therapy**, v.81, n.8, p.1437-1445, 2001.

VAN ANDEL, C.; VAN HUTTEN, K.; EVERSDIJK, M.; VEEGER, D.; HARLAAR, J. Recording scapular motion using an acromion marker cluster. **Gait Posture**, v.29, n.1, p.123-8, 2009.

VEEGER, H.E. The position of the rotation center of the glenohumeral joint. **Journal of Biomechanics**, v.33, n.12, p.1711-5, 2000.

VEEGER, H.E.; MAGERMANS, D.J.; NAGELS, J.; CHADWICK, E.K.; VAN DER HELM, F.C. A kinematical analysis of the shoulder after arthroplasty during a hair combing task. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.21 Suppl 1, p.S39-44, 2006.

VEEGER, H.E.; VAN DER HELM, F.C. Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. **J Biomech**, v.40, n.10, p.2119-29, 2007.

WIATER, J.; FABING, M. Shoulder Arthroplasty: Prosthetic Options and Indications. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v.17, n.7, p.415-425, 2009.

WIATER, J.M.; FABING, M.H. Shoulder Arthroplasty: Prosthetic Options and Indications. **J Am Acad Orthop Surg**, v.17, n.7, p.415-425, 2009.

WU, G.; VAN DER HELM, F.C.; VEEGER, H.E.; MAKHSOUS, M.; VAN ROY, P.; ANGLIN, C.; NAGELS, J.; KARDUNA, A.R.; MCQUADE, K.; WANG, X.; WERNER, F.W.; BUCHHOLZ, B. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. **Journal of Biomechanics**, v.38, n.5, p.981-992, 2005.

4 ESTUDO II

ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA E COCONTRAÇÃO DOS MÚSCULOS DO OMBRO EM PACIENTES COM PRÓTESE TOTAL E REVERSA DO OMBRO

Artigo submetido para avaliação na revista *Journal of Electromyography and Kinesiology* em 5 de maio de 2012.

Resumo:

Não há registro de estudos que tenham realizado análise da atividade eletromiográfica (EMG) em pacientes com prótese de ombro. O objetivo deste estudo foi descrever a atividade EMG e determinar o percentual de cocontração entre os músculos deltóide médio e redondo maior em pacientes com prótese total e reversa do ombro durante exercícios de reabilitação (flexão e elevação no plano escapular) utilizando diferentes cargas (sem carga externa, com halter de 1 kg e com resistência elástica). A atividade EMG dos músculos deltóide (porções anterior, médio e posterior), latíssimo do dorso, peitoral maior (partes clavicular e esternal), redondo maior e serrátil anterior foi registrada. Para calcular o percentual de cocontração, o sinal EMG foi normalizado utilizando contrações voluntárias isométricas submáximas. A análise estatística foi realizada por meio da ANOVA para medidas de dois e três fatores ($\alpha < 0,05$). Os resultados mostraram maior atividade EMG dos músculos deltóide médio e posterior no grupo com prótese total comparado ao grupo controle, assim como maior atividade EMG do músculo peitoral maior (parte esternal) no grupo com prótese reversa do ombro comparado ao grupo controle e ao grupo com prótese total. Para todos os músculos, exceto o serrátil anterior, a atividade EMG foi menor para os movimentos sem carga em relação aos movimentos com halter de 1 kg e com resistência elástica. Não houve efeito principal

significativo de grupo ou carga para os percentuais de cocontração em ambos os exercícios analisados. O presente estudo sugere que não existem diferenças na atividade EMG, bem como no percentual de cocontração, entre os grupos de pacientes. Além disso, em ambas as situações com carga externa, espera-se que os sujeitos apresentem maior atividade EMG durante a elevação do ombro.

Palavras-chave: eletromiografia, prótese, ombro.

4.1 Introdução

Para produzir o movimento normal, os músculos responsáveis pelo controle do complexo do ombro devem atuar de forma conjunta e de maneira coordenada e eficiente. A mobilidade do ombro requer forças musculares que produzam momentos articulares enquanto preservam a estabilidade glenoumeral (VEEGER; VAN DER HELM, 2007).

A literatura tem demonstrado alguns estudos sobre atividade EMG em músculos do ombro em sujeitos saudáveis e em pacientes com ruptura do manguito rotador (KRONBERG; NEMETH; BROSTROM, 1990; HAPPEE, 1992; BALLANTYNE *et al.*, 1993; VAN DER HELM, 1994a; STEENBRINK *et al.*, 2006; STEENBRINK *et al.*, 2010) e síndrome do impacto subacromial (LUDEWIG; COOK, 2000). Um estudo mostrou que sujeitos com lesões no ombro apresentam maior atividade EMG do infraespinhal e menor do supraespinhal na medida em que a articulação glenoumeral realiza a rotação externa com o indivíduo em decúbito ventral (BALLANTYNE *et al.*, 1993). Outros autores relataram que pacientes com síndrome do impacto subacromial apresentam maior atividade EMG do trapézio, mas apresentam uma menor atividade do serrátil anterior durante a elevação do ombro no plano escapular (LUDEWIG; COOK, 2000). Kronberg *et al.* (1990) observaram grande ativação EMG do latíssimo do dorso durante a abdução e a flexão do ombro em sujeitos saudáveis. Os

autores relatam que esta contração excêntrica encontrada possivelmente ocorra para estabilizar a articulação do ombro durante o movimento. Steenbrink et al. (2010) demonstraram uma relação de causalidade entre o aumento da ativação do deltóide e dos adutores do ombro em pacientes com ruptura do manguito rotador. Estes autores também relatam que essa atividade antagônica seria necessária para estabilizar a articulação glenoumeral com o objetivo de compensar a ausência dos músculos do manguito rotador.

Em relação à comparação de diferentes situações de carga, apenas um estudo que comparou a atividade EMG durante exercícios de reabilitação com halteres e resistência elástica em sujeitos saudáveis foi encontrado (ANDERSEN *et al.*, 2010). Os resultados demonstram que similares altos níveis de ativação foram obtidos durante exercícios de força com halteres e tubo elástico, indicando que o fisioterapeuta pode escolher ambos os métodos na prática clínica. Os exercícios analisados foram abdução e rotação externa do ombro e extensão do punho. Outro estudo que quantificou a atividade EMG de oito músculos glenoumerais e escapulo-torácicos durante sete exercícios de reabilitação utilizando resistência elástica, demonstrou que a utilização da resistência elástica é apropriada para pacientes em situações pós-lesão e pós-operatórias (HINTERMEISTER *et al.*, 1998). Entretanto, os dois estudos citados acima analisaram sujeitos saudáveis e, até hoje em dia, não existem informações disponíveis sobre a atividade EMG em pacientes com prótese de ombro.

Existem diferentes tipos de próteses de ombro. A prótese total de ombro (PTO) é normalmente utilizada em situações de osteoartrite primária e secundária, assim como em estágios iniciais da artrite reumatóide. Para isso, é necessária a presença de um manguito rotador funcional, bem como uma cavidade glenóide em bom estado (suficiente para que a fixação do componente glenoidal da prótese tenha sucesso) (BUCK; JOST; HODLER, 2008). Por outro lado, a prótese reversa de ombro (PRO) é utilizada em rupturas irreparáveis do manguito rotador, as quais ocasionam perda significativa e dolorosa da ADM, com ou sem

anormalidades na articulação glenoumeral. O formato da PRO promove uma medialização do centro de rotação glenoumeral, o que aumenta a distância perpendicular do músculo deltóide, permitindo uma elevação ativa do ombro independentemente do manguito rotador (BOILEAU *et al.*, 2005; BUCK; JOST; HODLER, 2008).

Com isso, o objetivo principal desse estudo foi descrever a atividade EMG dos músculos deltóide (porções anterior, médio e posterior), latíssimo do dorso, peitoral maior (partes clavicular e esternal), redondo maior e serrátil anterior e determinar o percentual de cocontração entre os músculos deltóide médio e redondo maior em dois grupos de pacientes e um grupo controle durante dois exercícios de reabilitação utilizando cargas diferentes. Os grupos de pacientes são o grupo com PTO e pacientes com PRO. Foram analisados dois exercícios (flexão e elevação no plano escapular) realizados com diferentes cargas (sem carga externa, com halter de 1 kg e com resistência elástica).

A hipótese do presente estudo é que a atividade EMG do deltóide e o percentual de cocontração do redondo maior em relação ao deltóide serão maiores em pacientes com prótese de ombro em comparação a sujeitos saudáveis devido à disfunção do manguito rotador, especialmente no grupo PRO (sem contribuição do supraespinhal na geração do torque e, dessa forma, maior atividade do deltóide). Em relação às comparações entre os grupos de pacientes, será possível encontrar dois comportamentos distintos: maior ativação do deltóide no grupo PRO em comparação ao grupo PTO devido ao seu centro de rotação mais medializado; ou menor ativação no grupo PRO porque o formato da prótese promove uma maior estabilidade intrínseca, dessa forma exigindo menor ativação e cocontração. Além disso, espera-se em todos os grupos que os exercícios realizados com carga externa apresentarão maior atividade EMG do que os realizados sem carga, embora as diferenças entre os dois tipos de carga sejam discretas. Adicionado a este comportamento, espera-se que

nos pacientes o aumento da atividade EMG durante a realização dos exercícios com carga seja maior do que o aumento nos sujeitos saudáveis.

4.2 Materiais e Métodos

Participantes

Quarenta indivíduos participaram voluntariamente deste estudo. Dezesete pacientes (vinte ombros/nenhuma revisão de prótese) tinham prótese total de ombro (grupo PTO), oito pacientes (nove ombros/três revisões de prótese) tinham prótese reversa de ombro (grupo PRO) e 15 sujeitos (grupo controle) não tinham problemas no ombro (dor ou qualquer tipo de lesão). O tempo médio entre a cirurgia e a coleta de dados, a idade média, altura, massa corporal e lado afetado dos pacientes estão listados na Tabela 4.1. De acordo com a avaliação clínica, todos os pacientes eram capazes de realizar suas atividades de vida diária independentemente, mas quando as atividades envolviam o membro superior afetado, a atividade tornava-se restrita. Os pacientes não apresentavam outras patologias sérias associadas, as quais seriam contra-indicações para a realização deste tipo de cirurgia. Nos pacientes com PTO os músculos do manguito rotador estavam intactos e praticamente todos os pacientes com PRO não apresentavam o supraespinhal e infraespinhal. As indicações para a colocação da prótese reversa foram: ruptura primária do manguito rotador, artrite após uma ruptura total do manguito rotador (condição bastante dolorosa que também desencadeia considerável limitação de ADM) ou revisão de uma prótese anterior.

O protocolo foi aprovado pelo Comitê de Ética Médica da instituição onde o estudo foi realizado e todos os sujeitos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo A) antes do experimento.

Tabela 4.1. Dados demográficos, antropométricos e clínicos dos sujeitos.

	Grupo controle (n=15) (n=15 ombros)	Grupo PTO (n=17 pacientes) (n=20 ombros)	Grupo PRO (n=8 pacientes) (n=9 ombros)	Diferenças entre os grupos (p)
Idade (anos)	25,1 (3,7)	72,1 (10,3)	73,3 (9,4)	<0,001 *
Altura (cm)	182,3 (12,2)	166,9 (10,0)	166,5 (9,1)	<0,001 *
Massa corporal (kg)	73,1 (12,5)	83,9 (21,7)	70,5 (11,1)	0,118
Lado afetado	-	10 - direito 10 - esquerdo	6 - direito 3 - esquerdo	
Revisão	-	-	3	
Tempo entre cirurgia e coleta de dados (meses)	-	33 (18)	57 (24)	

Valores expressos em média (desvio padrão). PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro. * Diferenças estatísticas ($p < 0,05$) entre o grupo piloto e ambos os grupos de pacientes.

Coleta de dados

A atividade EMG dos músculos deltóide (partes anterior, média e posterior), latíssimo do dorso, peitoral maior (partes clavicular e esternal), redondo maior e serrátil anterior foi medida no lado afetado em ambos os grupos de pacientes e no lado direito no grupo controle, de acordo com as recomendações propostas por Meletti (MERLETTI, 1999).

A preparação da pele para a utilização da EMG de superfície incluiu a remoção dos pêlos e a limpeza da pele com álcool. Eletrodos descartáveis bipolares (Ag/AgCl, com quatro áreas de contato com a pele, fixação adesiva e 5x1mm de dimensão) foram posicionados nos ventres musculares dos músculos analisados, de acordo com as recomendações do SENIAM para as três partes do músculo deltóide (MERLETTI, 1999). Uma vez que os outros músculos não constavam nestas recomendações, o posicionamento dos eletrodos nestes músculos baseou-se em estudos prévios que investigaram a atividade EMG do ombro (KENDALL; KENDALL; WADSWORTH, 1971; RINGELBERG, 1985; ANDERS *et al.*, 2004;

BRINDLE *et al.*, 2006). O posicionamento dos eletrodos de todos os músculos está descrito na Tabela 4.2.

Para registro do sinal EMG foi utilizado um eletromiógrafo *Trigno™ Wireless System* de dezesseis canais (Delsys Inc., Boston, MA, USA). A amplitude de transmissão do sistema é de 20m, com filtro de hardware passa-banda de 20 a 450 Hz, um modo de rejeição comum menor do que 80db e taxa de amostragem de 1000 Hz para cada canal. O software utilizado para aquisição dos dados foi o *MotionMonitor* (Innovative Sports Training, Inc., Chicago, IL, USA).

Tabela 4.2: Posicionamento dos eletrodos em todos os músculos.

Músculo	Localização	Orientação
Deltóide anterior	Na largura de um dedo distal e anterior ao acrômio.	Na direção da linha entre o acrômio e o polegar.
Deltóide médio	Na parte mais volumosa do ventre muscular.	Na direção da linha entre o acrômio e a mão.
Deltóide posterior	Na largura de dois dedos atrás do ângulo do acrômio.	Na direção da linha entre o acrômio e o dedo mínimo.
Redondo maior	Ponto médio da distância entre o ângulo inferior da escápula e a axila.	Na direção da linha entre o ângulo inferior da escápula e a axila.
Latíssimo do dorso	Terço superior da linha entre a axila e L1.	Na direção da linha entre a axila e L1.
Peitoral maior (parte clavicular)	No ponto central do ventre muscular.	Em paralelo com a orientação das fibras musculares.
Peitoral maior (parte esternal)	No terço médio do ventre muscular.	Em paralelo com a orientação das fibras musculares.
Serrátil Anterior	Na lateral do tronco, no nível do processo xifóide.	Em um ângulo de 45° apontando para a parte superior e posterior do tronco.

Para calcular o percentual de cocontração o sinal EMG foi normalizado. Para isso, foram mensuradas contrações isométricas voluntárias submáximas (CIVS) de cada músculo. Os sujeitos foram instruídos a realizar a CIVS durante cinco segundos contra uma resistência de 10N realizada pelo pesquisador por meio de um dinamômetro de mão do tipo *Biometrics microFET2*, com uma amplitude de mensuração de 3,6 a 660N (Biometrics Human Motion Technology Solutions, Almere, Netherlands). Para realizar a CIVS do músculo deltóide médio, os sujeitos ficavam sentados em uma cadeira com os ombros a 45° de elevação no plano escapular, com os cotovelos estendidos. A força externa foi aplicada na direção da adução e os sujeitos foram instruídos a manter o membro superior imóvel contra esta força. Para o músculo redondo maior, os sujeitos ficavam sentados com o membro superior em posição neutra (ao lado do corpo) e com o cotovelo estendido. A aplicação da força externa foi em direção à flexão e os sujeitos eram instruídos a manter o membro superior imóvel.

Foram analisados dois movimentos ativos realizados com três cargas diferentes (sem carga externa, com halter de 1 kg e resistência elástica). Os movimentos consistiram de elevação no plano sagital (flexão) e elevação no plano escapular (30° anterior ao plano frontal). Como é muito comum os pacientes apresentarem severas limitações na ADM, eles foram instruídos a alcançar 90° de elevação com ambos os braços prevenindo, assim, movimentos compensatórios com a coluna lombar. Os ângulos de elevação, bem como o plano de elevação, foram mantidos por meio da utilização de um dispositivo semicircular que servia de referência. A ordem da coleta de dados foi a mesma para todos os pacientes: 1) flexão sem carga externa, 2) flexão com halter de 1 kg, 3) elevação no plano escapular sem carga externa, 4) elevação no plano escapular com halter de 1 kg, 5) flexão com resistência elástica, 6) elevação no plano escapular com resistência elástica. Foram realizadas três repetições dos movimentos sem carga e duas repetições dos movimentos com carga externa.

Todos os pacientes foram instruídos a parar o movimento se sentissem qualquer dor durante a coleta de dados.

Uma célula de carga com um grau de liberdade (FUTEK Advanced Sensor Technology, Inc., Irvine, California, USA), com frequência de amostragem de 1000 Hz, capacidade de 445 N e precisão de 0,4 N foi utilizada para o registro dos dados cinéticos durante a realização dos movimentos com a resistência elástica. A célula de carga estava conectada ao chão e à extremidade inferior da banda elástica (Figura 4.1). A resistência elástica utilizada foi uma banda elástica da marca Theraband® (amarela) com um comprimento inicial de 70 cm. De modo a padronizar o mesmo comprimento inicial da banda elástica para todos os sujeitos, eles foram posicionados em pé sobre um degrau de 35 cm durante a coleta de dados dos movimentos com a resistência elástica e uma corda foi posicionada, quando necessário, entre a banda elástica e a célula de carga para adaptar o comprimento inicial à altura de cada sujeito, sempre mantendo os mesmos 70 cm de comprimento inicial para todos os participantes. Durante os movimentos com as outras cargas (sem carga externa e halter de 1 kg) os sujeitos ficavam sentados em uma cadeira.

Um sistema de rastreamento eletromagnético com seis graus de liberdade e frequência de amostragem de 50 Hz denominado *Flock of Birds* (Ascension Technology Inc., Burlington, Vermont, USA) foi utilizado para a coleta dos dados cinemáticos. O centro de rotação glenoumeral foi estimado pelo método de rotação (VEEGER, 2000) e o ângulo de elevação tóraco-umeral foi definido com base na proposta de padronização do Grupo Internacional do Ombro da Sociedade Internacional de Biomecânica (WU *et al.*, 2005) e dados de ombros esquerdos foram espelhados para o lado direito. Os sistemas de coleta de dados EMG e cinemáticos foram sincronizados eletronicamente.



Figura 4.1. Resistência elástica e célula de carga. O dispositivo semicircular utilizado de referência para os movimentos de elevação foi temporariamente retirado para deixar a figura mais clara.

Processamento e análise de dados

Para os valores de pico da atividade EMG: o processamento dos dados foi realizado no *software* Matlab®. Inicialmente, foi removido o *offset* e foi feita a retificação do sinal (Figura 4.2). Foi calculada a média do sinal retificado em um intervalo de tempo de 50ms antes e após o pico do ângulo de elevação tóraco-umeral para cada repetição. A média de todas as repetições de cada sujeito e de todos os sujeitos por grupo foi calculada.

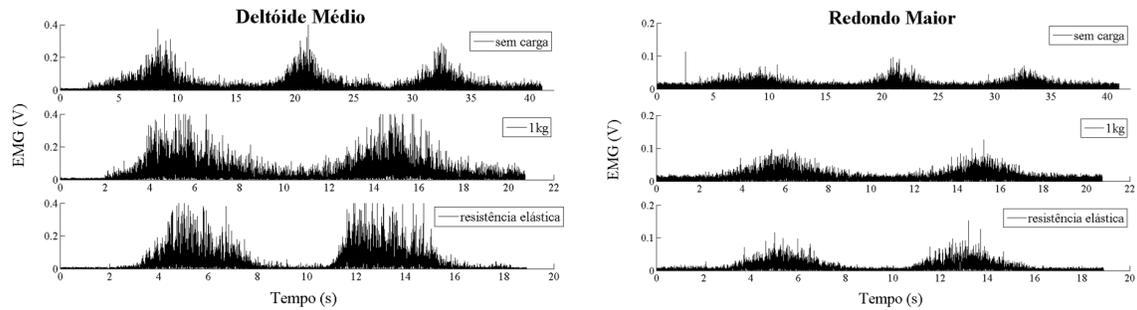


Figura 4.2. Exemplo de um sinal eletromiográfico retificado do deltóide médio e redondo maior durante todas as situações de carga.

Para o percentual de cocontração: o processamento dos dados EMG foi realizado no *software* SAD32, versão 2.61.07 (Laboratório de Medidas Mecânicas, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil). Os dados foram divididos em repetições de acordo com o ângulo de elevação tóraco-umeral e todas as repetições foram utilizadas na análise. Inicialmente, o sinal bruto foi filtrado com um filtro passa-banda Butterworth de 1ª ordem com frequência de corte entre 20 e 500 Hz, seguido de uma suavização do sinal por meio do procedimento conhecido como *root mean square* (RMS) utilizando um janelamento *Hamming* de 160ms. A normalização do sinal EMG para cada sujeito foi calculada utilizando-se o valor máximo obtido por meio da CIVS de cada músculo analisado. O percentual de cocontração entre os músculos deltóide médio e redondo maior foi calculado de acordo com a Equação 4.1 (CANDOTTI *et al.*, 2009).

$$\%COCON = 2 \times \frac{\text{área comum A e B}}{\text{área A} + \text{área B}} \times 100\% \quad \text{Equação (4.1)}$$

Onde, % COCON é o percentual de cocontração entre dois músculos antagonistas, sendo a áreaA a área abaixo do sinal EMG suavizado do músculo A, a áreaB a área abaixo do

sinal EMG suavizado do músculo B e a área comum A e B a área comum de atividade entre os dois músculos antagonistas. Este cálculo foi realizado para cada repetição de cada sujeito, para então ser feita a média de todas as repetições.

Análise estatística

A normalidade dos dados foi verificada por meio do teste de Shapiro-Wilk. As comparações de idade, altura e massa corporal entre o grupo controle e ambos os grupos de pacientes foram realizadas por meio de uma ANOVA de um fator. As comparações dos dados EMG foram realizadas por meio de uma ANOVA para medidas repetidas de três fatores (3 x 3 x 2) com os fatores “carga” (sem carga externa, halter de 1 kg e resistência elástica), “grupo” (controle, PTO e PRO) e “exercício” (flexão e elevação no plano escapular). Comparações do percentual de cocontração foram realizadas por meio de uma ANOVA para medidas repetidas de dois fatores (3 x 3) com os fatores “carga” (sem carga externa, halter de 1 kg e resistência elástica) e “grupo” (controle, PTO e PRO). Na presença de interações significativas entre os fatores analisados, uma ANOVA de um fator foi utilizada para cada nível do fator e as diferenças entre os grupos e cargas foram obtidas pelo teste *post hoc* de Bonferroni. Todos os testes adotaram o nível de significância de $\alpha < 0,05$ e foram realizados no *software* SPSS 17.0.

4.3 Resultados

Atividade EMG:

Em relação aos efeitos principais de grupo, foi observada uma atividade EMG maior nos músculos deltóide médio e posterior no grupo PTO em comparação ao controle, e uma maior atividade EMG nos músculos peitoral maior (parte esternal) no grupo PRO em

comparação aos grupos PTO e controle. Nos outros músculos (deltóide anterior, redondo maior, latíssimo do dorso, peitoral maior – parte clavicular – e serrátil anterior) não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos (Figura 4.3).

Para todos os músculos, exceto o serrátil anterior, a atividade EMG foi menor para as situações sem carga comparadas às situações com halter de 1 kg e com resistência elástica. O único músculo que apresentou diferenças entre as duas situações de carga foi o deltóide posterior, com uma maior atividade EMG durante a situação com resistência elástica em relação à situação com halter de 1 kg. Para o serrátil anterior, não foram encontradas diferenças significativas entre as três situações de carga.

Com relação aos efeitos do tipo de exercício, pode-se observar maior atividade EMG nos músculos deltóide médio e posterior durante a elevação no plano escapular em comparação à flexão. Para todos os outros músculos, foi encontrada maior atividade EMG durante a flexão. Não foi encontrado efeito principal do tipo de exercício na ativação dos músculos deltóide anterior e serrátil anterior.

Cocontração

A Figura 4.4 apresenta um exemplo de curvas sobrepostas para o cálculo da cocontração. Neste exemplo está apresentada a atividade elétrica dos músculos deltóide médio e redondo maior de um sujeito do grupo controle durante a flexão do ombro sem carga externa. Neste exemplo a cocontração é de 60%.

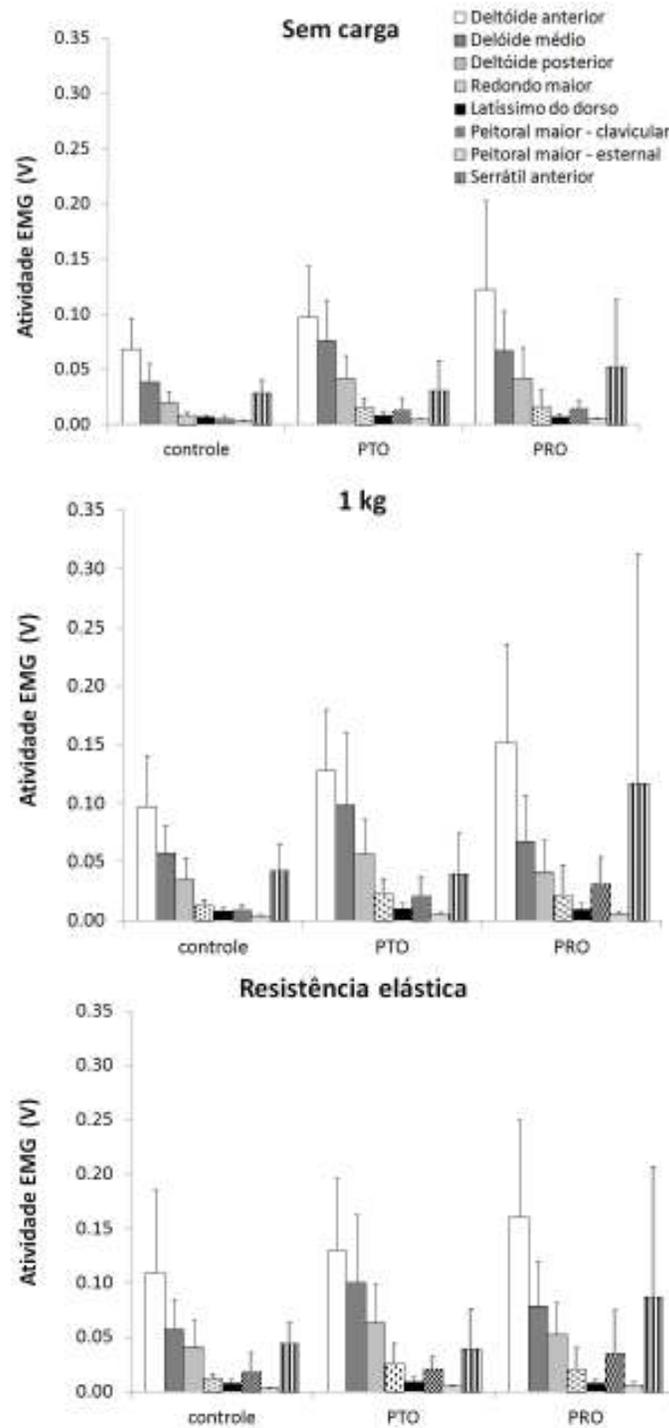


Figura 4.3. Atividade eletromiográfica (EMG) durante a elevação no plano escapular para todos os grupos e cargas. As legendas dos músculos são iguais para todas as situações de carga. 1 kg: halter de 1 kg. PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro.

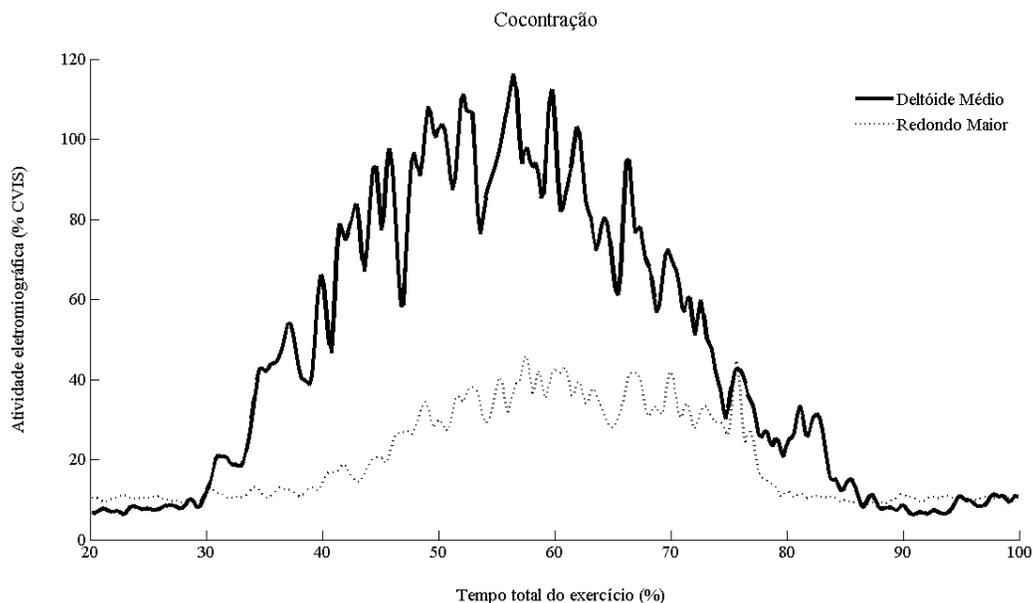


Figura 4.4. Exemplo de curvas sobrepostas para o cálculo da cocontração de um sujeito do grupo controle. CVIS: Contração Voluntária Isométrica Submáxima.

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas no percentual de cocontração entre o deltóide médio e o redondo maior durante os movimentos de flexão e elevação no plano escapular entre os grupos ($p=0,73$; $p=0,12$) e entre as cargas ($p=0,65$; $p=0,062$) (Figura 4.5). A única interação significativa foi encontrada durante a elevação no plano escapular ($p=0,032$). No grupo controle, o percentual de cocontração foi maior na situação sem carga (57% DP 5) comparada com a resistência elástica (49% DP 6). No grupo PRO, o halter de 1 kg apresentou o maior percentual de cocontração (73% DP 7) comparado com a situação sem carga externa (66% DP 7) e com resistência elástica (64% DP 8).

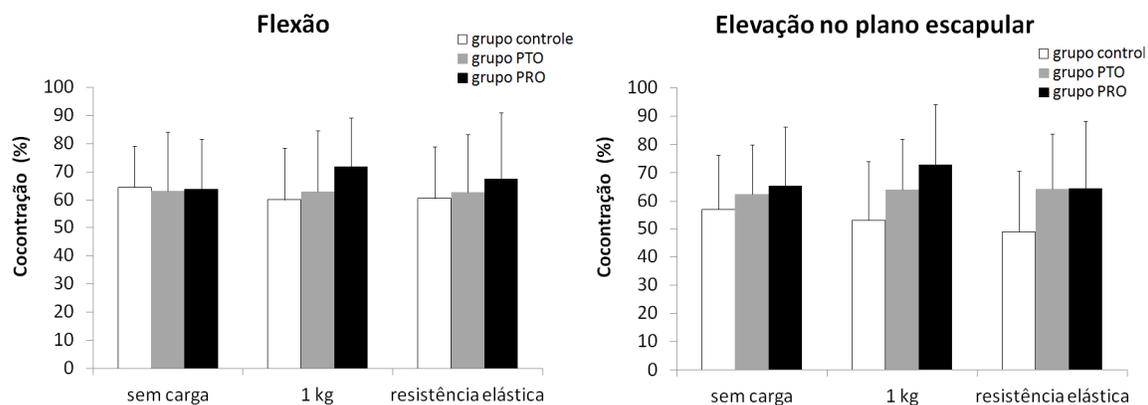


Figura 4.5. Percentual de cocontração entre o deltóide médio e o redondo maior durante a flexão e a elevação no plano escapular. PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro.

4.4 Discussão

O objetivo desse estudo foi descrever a atividade EMG e o percentual de cocontração entre os músculos deltóide médio e redondo maior em pacientes com diferentes tipos de prótese de ombro durante dois exercícios de reabilitação utilizando cargas diferentes. O conhecimento da atividade EMG pode ser de grande utilidade ao fisioterapeuta no momento de prescrever o programa de exercícios mais eficiente durante a reabilitação do ombro. Programas de exercícios baseados em evidências científicas relacionadas à anatomia, biomecânica e estudos sobre EMG do ombro são parte vital do processo de construção do equilíbrio muscular do ombro e também de um programa de reabilitação efetivo (SOSLOWSKY *et al.*, 1997). Além disso, estudos sobre atividade EMG têm sido de grande valia no que diz respeito à avaliação dinâmica da atividade muscular, formando a base de programas de reabilitação (GLOUSMAN, 1993).

Contrariando as hipóteses do presente estudo, não foram encontradas diferenças significativas na atividade EMG e no percentual de cocontração entre os grupos de pacientes

com prótese de ombro. A única diferença encontrada foi no grupo PTO, que apresentou maior atividade EMG nos músculos deltóide médio e posterior comparado ao grupo controle. O estudo conduzido por Ballantyne et al. (1993) mostrou resultados similares de padrões de ativação muscular entre indivíduos com e sem ruptura do manguito rotador, indicando que eles devem usar padrões de ativação muscular similares quando realizam exercícios de reabilitação comuns. Essa similaridade entre os padrões de ativação dos grupos de pacientes do presente estudo também pode ter ocorrido devido ao fato de que o grupo PTO apresenta o manguito rotador íntegro e, por este motivo, a prótese consegue funcionar tal qual uma articulação real, e o grupo PRO pode ter compensado a perda do manguito rotador pela baixa demanda de estabilidade que o formato da prótese requer e pela distância perpendicular aumentada do músculo deltóide para elevação. Baseando-se nos resultados apresentados, pode-se inferir que a prótese de ombro total ou reversa não parece afetar os padrões da atividade EMG nos movimentos analisados, ou seja, os dois tipos de prótese parecem funcionar como uma articulação normal nesse aspecto. Uma limitação do presente estudo é o fato de que os pacientes foram analisados durante movimentos até 90° de elevação tóraco-umeral e, por isso, os resultados não podem ser generalizados para amplitudes maiores do que essa.

Com relação aos efeitos dos tipos de carga na atividade EMG, a maioria dos músculos apresentou menor ativação nas situações sem carga em comparação às situações com halter de 1 kg e resistência elástica. Esses resultados confirmam a expectativa de que a atividade EMG em situações com carga externa é maior quando comparada a situações sem carga, e a diferença entre os tipos de carga externa é pequena. Outro estudo corrobora com estes achados demonstrando que ativações musculares maiores e similares foram encontradas durante a realização de exercícios com halteres e tubos elásticos, indicando que o terapeuta pode escolher ambos na prática clínica (ANDERSEN *et al.*, 2010). Seguindo esta perspectiva

clínica, os resultados do presente estudo também sugerem que os fisioterapeutas podem esperar uma atividade muscular similar quando exercícios de elevação do ombro forem realizados pelos pacientes e devem considerar a possibilidade de utilizar halteres e resistência elástica em uma mesma fase do processo de reabilitação. Além disso, é importante salientar que o aumento da ativação muscular devido à carga externa deve ser evitado em situações de pós-operatório imediato e, por isso, os fisioterapeutas devem prescrever exercícios sem carga no início da reabilitação de pacientes que fizeram cirurgia para colocação de prótese de ombro.

Este estudo apresenta algumas limitações. Em primeiro lugar, a grande variabilidade encontrada na amostra (representada pelos altos desvios-padrão na Tabela 4.1) dificulta o poder de comparação entre os grupos, podendo ter resultado na ausência de diferenças significativas entre os grupos de pacientes estudados. Além disso, a idade dos grupos de pacientes e do grupo controle foi diferente. Entretanto, isso foi uma consequência lógica da escolha dos autores em incluir no estudo sujeitos com ombros saudáveis. Idealmente, seria melhor ter um grupo controle com idade média semelhante a dos grupos de pacientes, mas é extremamente difícil encontrar sujeitos acima de 70 anos sem história de lesões no ombro, uma vez que a prevalência de rupturas (assintomáticas) do manguito rotador na população de idosos é bastante alta (TEMPELHOF; RUPP; SEIL, 1999). Yamaguchi et al. (2006) demonstraram que 50% dos indivíduos com 66 anos ou mais com ruptura do manguito rotador associada à dor, apresentarão ruptura do manguito rotador assintomática no lado contralateral. Em terceiro lugar, o *cross-talk* presente no sinal EMG pode ser considerado uma limitação quando se utiliza a EMG de superfície, especialmente em músculos pequenos (WINTER; FUGLEVAND; ARCHER, 1994). Entretanto, acredita-se que o *cross-talk* não foi um problema significativo nesse estudo, uma vez que foram analisados músculos grandes e superficiais. Em quarto lugar, outra limitação é a dificuldade de realizar comparações diretas

entre os estudos devido às diferenças metodológicas na quantificação dos dados EMG e das diferentes cargas externas utilizadas. Em quinto, o procedimento de normalização do sinal EMG também pode ser considerado uma limitação, mas sabe-se que nem sempre os idosos e os pacientes são capazes de realizar contrações voluntárias máximas. Por isso, optou-se por realizar a normalização do sinal EMG por meio de contrações voluntárias submáximas (HSU; KRISHNAMOORTHY; SCHOLZ, 2006; CHOLEWICKI *et al.*, 2011).

4.5 Conclusão

O presente estudo sugere que não existem diferenças significativas na atividade EMG e no percentual de cocontração entre os grupos de pacientes com PTO e PRO. Além disso, os padrões de ativação de pacientes com prótese de ombro são influenciados pela implementação de carga externa, mas não pelo tipo de carga (halter de 1 kg ou resistência elástica). Por isso, espera-se que os sujeitos apresentem maior atividade EMG durante movimentos de elevação do ombro em ambas as situações de carga, durante um programa de reabilitação. Mais estudos são necessários para identificar os níveis de atividade EMG em outros músculos destes pacientes, para desvendar o efeito da medialização do centro de rotação glenoumeral presente na PRO, bem como o efeito dos diferentes tipos de próteses nas forças musculares e articulares.

4.6 Referências do estudo II

ANDERS, C.; BRETSCHNEIDER, S.; BERNSDORF, A.; ERLER, K.; SCHNEIDER, W. Activation of shoulder muscles in healthy men and women under isometric conditions.

Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, v.14, n.6, p.699-707, 2004.

ANDERSEN, L.L.; ANDERSEN, C.H.; MORTENSEN, O.S.; POULSEN, O.M.; BJORNLUND, I.B.T.; ZEBIS, M.K. Muscle Activation and Perceived Loading During Rehabilitation Exercises: Comparison of Dumbbells and Elastic Resistance. **Physical Therapy**, v.90, n.4, p.538-549, 2010.

BALLANTYNE, B.T.; O'HARE, S.J.; PASCHALL, J.L.; PAVIA-SMITH, M.M.; PITZ, A.M.; GILLON, J.F.; SODERBERG, G.L. Electromyographic Activity of Selected Shoulder Muscles in Commonly Used Therapeutic Exercises. **Phys Ther**, v.73, n.10, p.668-677, 1993.

BOILEAU, P.; WATKINSON, D.J.; HATZIDAKIS, A.M.; BALG, F. Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics. **J Shoulder Elbow Surg**, v.14, n.1 Suppl S, p.147S-161S, 2005.

BRINDLE, T.; NITZ, A.; UHL, T.; KIFER, E.; SHAPIRO, R. Kinematic and EMG characteristics of simple shoulder movements with proprioception and visual feedback. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.16, n.3, p.236-249, 2006.

BUCK, F.; JOST, B.; HODLER, J. Shoulder arthroplasty. **European Radiology**, v.18, n.12, p.2937-2948, 2008.

CANDOTTI, C.; LOSS, J.; BAGATINI, D.; SOARES, D.; DA ROCHA, E.; DE OLIVEIRA, Á.; GUIMARÃES, A. Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different

cadences during cycling motion. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.19, n.5, p.915-921, 2009.

CHOLEWICKI, J.; VAN DIE N, J.; LEE, A.S.; PETER REEVES, N. A comparison of a maximum exertion method and a model-based, sub-maximum exertion method for normalizing trunk EMG. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2011.

DEMPSTER, W.T. Space requirements of the seated operator. **WADC Technical Report 55159**, n.WADC-55-159, AD-087-892, p.55-159, 1955.

GLOUSMAN, R. Electromyographic analysis and its role in the athletic shoulder. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n.288, p.27-34, 1993.

HAPPEE, R. Goal-directed arm movements: I. Analysis of EMG records in shoulder and elbow muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.2, n.3, p.165-178, 1992.

HINTERMEISTER, R.A.; LANGE, G.W.; SCHULTHEIS, J.M.; BEY, M.J.; HAWKINS, R.J. Electromyographic Activity and Applied Load During Shoulder Rehabilitation Exercises Using Elastic Resistance. **The American Journal of Sports Medicine**, v.26, n.2, p.210-220, 1998.

HSU, W.L.; KRISHNAMOORTHY, V.; SCHOLZ, J.P. An alternative test of electromyographic normalization in patients. **Muscle & nerve**, v.33, n.2, p.232-241, 2006.

KENDALL, H.O.; KENDALL, F.P.; WADSWORTH, G.E. **Muscles – Testing and Function**. ed.:The Williams and Wilkins Company, Baltimore. 1971

KRONBERG, M.; NEMETH, G.; BROSTROM, L.-A. Muscle Activity and Coordination in the Normal Shoulder: An Electromyographic Study. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.257, p.76-85, 1990.

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.

MERLETTI, R. Standards for reporting EMG data. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.9, n.1, p.3-4, 1999.

RINGELBERG, J.A. EMG and force production of some human shoulder muscles during isometric abduction. **Journal of Biomechanics**, v.18, n.12, p.939-947, 1985.

SOSLOWSKY, L.J.; CARPENTER, J.E.; BUCCHIERI, J.S.; FLATOW, E.L. Biomechanics of the rotator cuff. **The Orthopedic clinics of North America**, v.28, n.1, p.17-30, 1997.

STEENBRINK, F.; DE GROOT, J.H.; VEEGER, H.E.; MESKERS, C.G.; VAN DE SANDE, M.A.; ROZING, P.M. Pathological muscle activation patterns in patients with massive rotator cuff tears, with and without subacromial anaesthetics. **Manual Therapy**, v.11, n.3, p.231-7, 2006.

STEENBRINK, F.; MESKERS, C.G.M.; NELISSEN, R.G.H.H.; DE GROOT, J.H. The relation between increased deltoid activation and adductor muscle activation due to glenohumeral cuff tears. **Journal of Biomechanics**, v.43, n.11, p.2049-2054, 2010.

TEMPELHOF, S.; RUPP, S.; SEIL, R. Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v.8, n.4, p.296-299, 1999.

VAN ANDEL, C.; VAN HUTTEN, K.; EVERSDIJK, M.; VEEGER, D.; HARLAAR, J. Recording scapular motion using an acromion marker cluster. **Gait Posture**, v.29, n.1, p.123-8, 2009.

VAN DER HELM, F.C. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. **Journal of Biomechanics**, v.27, n.5, p.527-50, 1994.

VEEGER, H.E. The position of the rotation center of the glenohumeral joint. **Journal of Biomechanics**, v.33, n.12, p.1711-5, 2000.

VEEGER, H.E.; VAN DER HELM, F.C. Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. **J Biomech**, v.40, n.10, p.2119-29, 2007.

WINTER, D.; FUGLEVAND, A.; ARCHER, S. Crosstalk in surface electromyography: theoretical and practical estimates. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.4, n.1, p.15-26, 1994.

WU, G.; VAN DER HELM, F.C.; VEEGER, H.E.; MAKHSOUS, M.; VAN ROY, P.; ANGLIN, C.; NAGELS, J.; KARDUNA, A.R.; MCQUADE, K.; WANG, X.; WERNER, F.W.; BUCHHOLZ, B. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of

various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. **Journal of Biomechanics**, v.38, n.5, p.981-992, 2005.

YAMAGUCHI, K.; DITSIOS, K.; MIDDLETON, W.D.; HILDEBOLT, C.F.; GALATZ, L.M.; TEEFEY, S.A. The Demographic and Morphological Features of Rotator Cuff DiseaseA Comparison of Asymptomatic and Symptomatic Shoulders. **The Journal of Bone and Joint Surgery (American)**, v.88, n.8, p.1699-1704, 2006.

5 ESTUDO III

DETERMINAÇÃO DA FORÇA DE CONTATO GLENO-UMERAL E DAS FORÇAS MUSCULARES DO OMBRO EM PACIENTES COM PRÓTESE TOTAL E REVERSA DO OMBRO

Resumo:

Os modelos biomecânicos são a única maneira de se estimar as forças musculares e articulares de maneira não-invasiva e, até hoje, não se tem conhecimento da utilização destes modelos com dados de pacientes com prótese de ombro. O objetivo deste estudo foi determinar o valor máximo da força de contato gleno-umeral e da força muscular em pacientes com prótese total (PTO) e reversa (PRO) do ombro e em um grupo controle durante dois movimentos (flexão e elevação no plano escapular) com diferentes cargas (sem carga externa, com halter de 1 kg e com resistência elástica). A cinemática do ombro foi mensurada por meio de um sistema de rastreamento eletromagnético com seis graus de liberdade e um transdutor de força com um grau de liberdade, o qual foi utilizado para registrar dados de força durante o exercício com resistência elástica. O modelo matemático utilizado para calcular a força de contato gleno-umeral e as forças musculares foi o *Delft Shoulder and Elbow Model* (DSEM). A análise estatística foi realizada por meio da ANOVA para medidas repetidas de um e dois fatores com *post-hoc* de Bonferroni ($\alpha < 0,05$). Os resultados mostraram que durante a flexão, o grupo controle apresentou maior força de contato gleno-umeral máxima quando comparado ao grupo PTO, mas não foram encontradas diferenças entre os grupos de pacientes nos dois movimentos analisados. A resistência elástica apresentou maiores valores de força de contato gleno-umeral em todos os grupos. O valor máximo da força de todos os músculos analisados variou de 0,32 N a 772 N e o manguito

rotador e o deltóide foram os músculos que apresentaram os maiores valores de força em todos os grupos. Pode-se concluir que os grupos de pacientes apresentaram menores forças de contato gleno-umeral e que o fator grupo teve diferentes influências em cada músculo analisado. Além disso, pode-se dizer que as forças analisadas são influenciadas pela implementação de carga externa, sendo que a resistência elástica apresentou maior influência no valor máximo dessas forças.

Palavras-chave: força de contato, força muscular, prótese, ombro.

5.1 Introdução

A informação detalhada sobre as forças articulares e forças musculares do ombro tem várias aplicações, tais como a melhora do desenho das próteses, a melhor descrição das lesões articulares e/ou musculares, bem como a melhora dos programas de tratamento destas lesões (NIKOOYAN, 2011). A medição direta destas forças tem aplicação limitada por questões éticas e operacionais, além de estar restrita a poucos laboratórios que dominam a tecnologia. Uma alternativa para este problema tem sido a estimativa destas forças indiretamente, por meio de um processo conhecido como modelamento. Até hoje, os modelos biomecânicos são a única maneira de se estimar as forças musculares e articulares em um ambiente fora de laboratório. Nas últimas décadas, diversos modelos do ombro têm sido desenvolvidos e utilizados em pesquisas (KARLSSON; PETERSON, 1992; VAN DER HELM, 1994b; a; HOLZBAUR; MURRAY; DELP, 2005; CHARLTON; JOHNSON, 2006; RIBEIRO; LOSS, 2010). Alguns exemplos de modelos músculo-esqueléticos incluem o modelo Sueco (KARLSSON; PETERSON, 1992), o SIMM (HOLZBAUR; MURRAY; DELP, 2005), o *Newcastle shoulder model* (CHARLTON; JOHNSON, 2006) e o *Delft Shoulder and Elbow Model* (DSEM) (VAN DER HELM, 1994b; a). Este último modelo será utilizado no presente

estudo e já vem sendo utilizado por outros autores para estudar as forças na articulação do ombro durante movimentos diretos (HAPPEE; VAN DER HELM, 1995), propulsão em cadeira de rodas (VEEGER; ROZENDAAL; VAN DER HELM, 2002; VAN DRONGELEN *et al.*, 2005), atividades de vida diária (MAGERMANS *et al.*, 2005), em pacientes com rupturas do manguito rotador (STEENBRINK *et al.*, 2009) e em transferências tendinosas (MAGERMANS; CHADWICK; VEEGER; ROZING *et al.*, 2004; MAGERMANS; CHADWICK; VEEGER; VAN DER HELM *et al.*, 2004). Apesar de serem muito importantes, os resultados destes estudos variam muito, principalmente para os movimentos complexos. Esta variação ocorre principalmente pelas simplificações necessárias da complexa estrutura articular do ombro, do alto número de músculos e tendões que passam pela articulação e pelos princípios de recrutamento muscular ainda desconhecidos (WESTERHOFF *et al.*, 2009).

Atualmente, não se tem conhecimento da utilização destes modelos com dados reais de pacientes com PTO e PRO durante a realização de exercícios de reabilitação com carga externa. Entretanto, foram encontrados estudos que fizeram simulações da prótese reversa com diferentes modelos. O estudo de van der Helm (1998) utilizou o modelo DSEM e concluiu que a articulação do ombro normal não consegue realizar o movimento de abdução sem a presença dos músculos do manguito rotador, enquanto que a prótese reversa é capaz de realizar este movimento por causa do seu centro de rotação mais medializado, bem como também pelo consequente aumento da distância perpendicular do músculo deltóide. Os resultados do estudo de Kontaxis e Johnson (2009) corroboram com o citado anteriormente, visto que a simulação também mostrou que a prótese reversa aumentou a funcionalidade do deltóide, compensando a falta dos músculos do manguito rotador por apresentar sua distância perpendicular aumentada em 42% e que a articulação normal não consegue realizar os movimentos de elevação sem a presença dos músculos do manguito rotador. Cabe salientar,

que estes autores utilizaram uma versão modificada do *Newcastle shoulder model*. Já o estudo realizado por Masjedi e Johnson (2010), que também utilizou o *Newcastle shoulder model*, teve como objetivo comparar dois tipos de prótese reversa com a articulação normal do ombro e também concluiu que a distância perpendicular do deltóide apresentava-se maior (com a maior diferença sendo de 66% a 85° de abdução) nos dois tipos de prótese reversa em comparação à articulação normal. Além disso, o modelo não foi capaz de simular os movimentos para a articulação normal com ruptura total do manguito rotador, apenas com rupturas parciais.

Como os resultados presentes na literatura são provenientes de simulação, acredita-se que o estudo e a descrição da força de contato gleno-umeral e das forças musculares do ombro com dados de pacientes reais com PTO e PRO representam um grande passo em direção ao aumento do entendimento de como as próteses funcionam e de como os músculos respondem a esta articulação artificial. Até o momento, a PRO parece ser o tipo de prótese mais recomendada para pacientes com lesões graves no ombro por compensar a falta dos músculos do manguito rotador pelo aumento da distância perpendicular do deltóide. Com isso, o objetivo deste estudo foi determinar o valor máximo da força de contato gleno-umeral e da força muscular em pacientes com PTO e PRO e em um grupo controle durante dois movimentos (flexão e elevação no plano escapular) com diferentes cargas (sem carga externa, com halter de 1 kg e com resistência elástica). A hipótese do presente estudo é de que as forças articulares serão menores nos grupos de pacientes com prótese de ombro e nos movimentos sem carga externa e as forças musculares serão maiores nos grupos de pacientes e nos movimentos com carga externa. Especificamente, espera-se que o grupo PRO apresente maior força do músculo deltóide quando comparado aos outros grupos e, além disso, espera-se que as forças dos músculos necessários para a estabilidade da articulação do ombro (como os do manguito rotador) sejam mais altas quando comparadas às forças dos outros músculos.

5.2 Materiais e Métodos

Participantes

Quarenta indivíduos participaram voluntariamente, mas apenas os dados de dezessete indivíduos foram analisados nesta etapa do estudo. Os outros dados não foram analisados porque o modelo matemático não foi capaz de encontrar uma solução adequada com os dados cinemáticos de alguns pacientes. Acredita-se que esses dados estavam fora de um limite aceitável para o modelo, visto que o mesmo foi desenvolvido baseado em dados de sujeitos saudáveis. Dos dados utilizados, seis pacientes (seis ombros/nenhuma revisão de prótese) tinham prótese total de ombro (grupo PTO), cinco pacientes (cinco ombros/uma revisão de prótese) tinham prótese reversa de ombro (grupo PRO) e seis sujeitos (grupo controle) não tinham problemas no ombro (dor ou qualquer tipo de lesão). O tempo médio entre a cirurgia e a coleta de dados, a idade média, altura, massa corporal e lado afetado dos pacientes estão listados na Tabela 5.1.

De acordo com a avaliação clínica, todos pacientes eram capazes de realizar suas atividades de vida diária independentemente, mas quando as atividades envolviam o membro superior afetado, a atividade tornava-se restrita. Os pacientes não apresentavam outras patologias sérias associadas, as quais seriam contra-indicações para a realização deste tipo de cirurgia. Nos pacientes com PTO os músculos do manguito rotador estavam intactos e todos os pacientes com PRO apresentavam ruptura total do supraespinhal e do infraespinhal. As indicações para a colocação da prótese reversa foram: ruptura primária do manguito rotador, artrite após uma ruptura total do manguito rotador (condição bastante dolorosa que também desencadeia considerável limitação de ADM) ou revisão de uma prótese anterior.

Tabela 5.1. Dados demográficos, antropométricos e clínicos dos sujeitos.

	Grupo controle (n=6)	Grupo PTO (n=6 pacientes)	Grupo PRO (n=5 pacientes)
Idade (anos)	24,8 (4,8)	71,8 (11,7)	69,2 (3,9)
Altura (cm)	192,8 (5,8)	170,7 (13,2)	168,2 (10,7)
Massa corporal (kg)	81,1 (8,7)	80,0 (15,3)	70,2 (6,7)
Lado afetado	-	6 - direito	3 - direito 2 - esquerdo
Revisão	-	-	1
Tempo entre cirurgia e coleta de dados (meses)	-	35 (10)	66 (20)

Valores expressos em média (desvio padrão). PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro.

O protocolo foi aprovado pelo Comitê de Ética Médica da instituição onde o estudo foi realizado e todos os sujeitos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo A) antes do experimento.

Coleta de dados

Foram analisados dois movimentos ativos realizados com três cargas diferentes (sem carga externa, com halter de 1 kg e resistência elástica). Os movimentos consistiram de elevação no plano sagital (flexão) e elevação no plano escapular (30° anterior ao plano frontal). Como é muito comum os pacientes apresentarem severas limitações na ADM, eles foram instruídos a alcançar 90° de elevação com ambos os braços e este ângulo, bem como o plano de elevação, foram mantidos por meio da utilização de um dispositivo semicircular que servia de referência. Foram realizadas três repetições dos movimentos sem carga e duas repetições dos movimentos com carga externa. A ordem da coleta de dados foi a mesma para todos os pacientes: 1) flexão sem carga externa, 2) flexão com halter de 1 kg, 3) elevação no plano escapular sem carga externa, 4) elevação no plano escapular com halter de 1 kg, 5)

flexão com resistência elástica, 6) elevação no plano escapular com resistência elástica. Essa mesma ordem foi utilizada com o objetivo de otimizar o tempo de coleta, o qual não poderia ultrapassar duas horas para cada sujeito segundo as recomendações do Comitê de Ética Médica que aprovou o estudo. Mesmo sabendo que não é o ideal, acredita-se que os resultados não foram influenciados por algum efeito de aprendizagem porque os movimentos analisados são simples e padronizados. Todos os pacientes foram instruídos a parar o movimento se sentissem qualquer dor durante a coleta de dados.

Um sistema de rastreamento eletromagnético com seis graus de liberdade denominado *Flock of Birds* (Ascension Technology Inc., Burlington, Vermont, USA) foi utilizado para a coleta dos dados cinemáticos. Os vetores locais de 13 marcadores ósseos em relação aos seus sensores foram calculados e utilizados para construir os sistemas de coordenadas locais para o tórax, úmero, escápula e antebraço utilizando o *software MotionMonitor* (Innovative Sports Training, Inc., Chicago, Illinois, USA) e seguindo as recomendações de padronização para o membro superior propostas pela Sociedade Internacional de Biomecânica (WU *et al.*, 2005). O centro de rotação glenoumeral estimado pelo método de rotação (VEEGER, 2000) foi considerado o marcador ósseo proximal do úmero.

Os movimentos escapulares e umerais foram calculados relativos ao tórax (movimento escápulo-torácico e tóraco-umeral) e os movimentos do úmero também foram calculados em relação à escápula, ou seja, como movimentos escápulo-umerais ou glenoumerais. Os ângulos articulares foram definidos com base na proposta de padronização do Grupo Internacional do Ombro da Sociedade Internacional de Biomecânica (WU *et al.*, 2005) e dados de ombros esquerdos foram espelhados para o lado direito, ou seja, os eixos pósterio-anterior (x) e longitudinal (y) mantiveram-se iguais e o eixo médio-lateral (z) foi invertido. Todos os ângulos foram definidos utilizando-se uma sequência fixa de rotações (cada uma relacionada à um plano principal), também conhecida como ângulos de *Euler*. A sequência de

rotação para os ângulos tóraco-umerais e gleno-umerais foi YXY, o que significa que o plano de elevação é o primeiro a ser determinado por uma rotação em torno do eixo y do sistema de coordenada local (SCL) do tórax, o ângulo de elevação é o segundo a ser determinado por uma rotação em torno do eixo x do SCL do braço e a rotação axial é o terceiro ângulo a ser determinado por meio de uma rotação em torno do eixo y do SCL do braço. Para o movimento escapulo-torácico, a ordem utilizada foi YXZ, que representa a rotação interna/externa (determinada pela rotação em torno do eixo y do SCL do tórax) seguida da rotação superior/inferior (determinada pela rotação em torno do eixo x do SCL da escápula) e da inclinação anterior/posterior (determinada pela rotação em torno do eixo z do SCL da escápula) (DOORENBOSCH; HARLAAR; VEEGER, 2003).

Uma célula de carga com um grau de liberdade (FUTEK Advanced Sensor Technology, Inc., Irvine, California, USA), com frequência de amostragem de 1000 Hz, capacidade de 445 N e precisão de 0,4 N foi utilizada para o registro dos dados cinéticos durante a realização dos movimentos com a resistência elástica. A célula de carga estava conectada ao chão e à extremidade inferior da banda elástica. A resistência elástica utilizada foi uma banda elástica da marca Theraband® (amarela) com um comprimento inicial de 70 cm.

Modelo musculoesquelético (DSEM)

O modelo DSEM é um modelo musculoesquelético de elementos finitos que possui 31 músculos divididos em 139 elementos musculares (VAN DER HELM, 1994b). Dentre todos esses músculos, quinze serão analisados neste estudo (Tabela 5.2). Estes músculos foram escolhidos com base em estudos semelhantes da literatura. O modelo tem que satisfazer duas condições de restrição: o momento externo deve ser balanceado pelas forças musculares e o vetor da força gleno-umeral deve estar localizado dentro da cavidade

glenóide. Como o modelo representa um membro superior direito, todos os dados de um ombro esquerdo foram espelhados para o lado direito. Os dados de entrada do modelo são os dados cinemáticos (posição da incisura jugular e as orientações do tórax, clavícula, escápula, úmero e antebraço) e cinéticos (forças externas). Os dados cinemáticos foram otimizados em relação à estrutura do modelo de acordo com de Groot et al. (1998). As variáveis de resposta do modelo, dentre outras, são as forças de contato gleno-umeral e as forças musculares. As distâncias perpendiculares utilizadas pelo modelo para os músculos deltóide (duas partes), supraespinhal, infraespinhal, subescapular e redondo menor também serão analisadas neste estudo para os dois grupos de pacientes.

As forças musculares são calculadas com base na função de estresse mínimo (PRAAGMAN *et al.*, 2006) e a força total produzida por cada músculo é obtida pela soma das forças dos seus respectivos elementos musculares (VEEGER; ROZENDAAL; VAN DER HELM, 2002; CHADWICK; VAN NOORT; VAN DER HELM, 2004). As forças musculares são expressas em Newton e as forças musculares máximas estão baseadas em uma área de secção transversa fisiológica multiplicada por uma tensão específica de 100N cm^{-2} (VEEGER *et al.*, 1991; VEEGER *et al.*, 1997). Os parâmetros antropométricos do modelo são baseados em dados de estudos em cadáveres e não são individualizados (VAN DER HELM, 1994b; VEEGER *et al.*, 1997).

Tabela 5.2. Músculos e respectivos números de elementos do modelo DSEM.

Músculo	Número de elementos
<i>Trapézio (parte escapular)</i>	11
<i>Trapézio (parte clavicular)</i>	2
Levantador da escápula	2
Peitoral menor	4
Rombóide	5
<i>Serrátil anterior</i>	12
<i>Deltóide (parte escapular)</i>	11
<i>Deltóide (parte clavicular)</i>	4
Coracobraquial	3
<i>Infraespinhal</i>	6
<i>Redondo menor</i>	3
<i>Redondo maior</i>	4
<i>Supraespinhal</i>	4
<i>Subescapular</i>	11
Bíceps braquial (cabeça longa)	1
Bíceps braquial (cabeça curta)	2
Tríceps braquial (cabeça longa)	4
<i>Latíssimo do dorso</i>	6
<i>Peitoral maior (parte torácica)</i>	6
<i>Peitoral maior (parte clavicular)</i>	2
Bíceps braquial (cabeça longa2)	1
Tríceps braquial (cabeça medial)	5
Braquial	7
Braquiorradial	3
Pronador redondo (parte úmero-radial)	1
Pronador redondo (parte rádio-ulnar)	1
Supinador (parte úmero-radial)	-
Supinador (parte rádio-ulnar)	5
Pronador quadrado	3
Tríceps (cabeça lateral)	5
Ancôneo	5

Os músculos em itálico foram analisados no presente estudo.

Modificações no modelo

Como a indicação para a PRO é a presença de ruptura irreparável do manguito rotador (WIATER, J.; FABING, M., 2009), os músculos supraespinhal, infraespinhal, redondo menor

e subescapular geralmente não estão presentes neste tipo de pacientes. Por isso, na tentativa de adaptar o modelo para a simulação da articulação com a PRO, todos esses músculos foram desativados em um primeiro momento. Entretanto, o modelo DSEM não foi capaz de encontrar uma solução adequada às condições de restrição impostas com esta adaptação. Essa falha dos modelos matemáticos associada à desativação total do manguito rotador já foi relatada em outros estudos da literatura (KONTAXIS; JOHNSON, 2009; MASJEDI, M.; JOHNSON, G., 2010). Com isso, foram realizadas outras tentativas e a situação na qual o modelo foi capaz de encontrar uma solução com todas as cargas externas utilizadas neste estudo foi quando apenas o músculo supraespinhal foi desativado. Além disso, a condição de restrição de que o vetor da força gleno-umeral deve estar sempre localizado dentro da cavidade glenóide também teve que ser desativada. Outra modificação que também foi realizada no modelo foi a medialização do centro de rotação gleno-umeral dos dois grupos de pacientes em aproximadamente 0,7 cm em relação ao sistema de coordenadas local do úmero.

Análise dos dados

Com o intuito de otimizar o tempo de processamento pelo modelo DSEM, os dados de entrada foram subamostrados para uma frequência de 20 Hz. Esta redução nos dados se torna possível por não serem esperados sinais com componentes de frequência superiores a 10 Hz. O processamento dos dados de saída do modelo foi realizado no *software* Matlab®, os quais foram divididos em repetições de acordo com o ângulo de elevação tóraco-umeral e todas as repetições foram utilizadas na análise. O valor máximo da força de contato gleno-umeral e das forças musculares foi determinado para cada repetição de cada sujeito, para então ser feita a média de todas as repetições. As distâncias perpendiculares dos músculos do manguito rotador e as duas partes do deltóide serão apresentadas ao longo da elevação tóraco-umeral.

Análise estatística

A normalidade dos dados foi verificada por meio do teste de Shapiro-Wilk. As comparações dos valores máximos da força de contato glenoumeral e das forças musculares foram realizadas por meio de uma ANOVA para medidas repetidas de dois fatores (3 x 3) onde os níveis do fator carga foram “sem carga externa”, “halter de 1 kg” e “resistência elástica” e os níveis do fator grupo foram “controle”, “PTO” e “PRO”. Na presença de interações significativas, uma ANOVA de um fator foi utilizada para avaliar as diferenças entre os níveis de forma individual (sem a interferência do outro fator). Diferenças entre os níveis de um mesmo fator foram obtidas pelo teste *post hoc* de Bonferroni. Todos os testes adotaram o nível de significância de $\alpha < 0,05$ e foram realizados no *software* SPSS 17.0.

5.3 Resultados

Distância perpendicular muscular:

A distância perpendicular dos músculos do manguito rotador e do deltóide foram diferentes nos três grupos (Figura 5.1). Um dos músculos mais afetados pela presença da prótese é o deltóide, onde o grupo PRO apresentou maior distância perpendicular para a flexão do que os outros grupos analisados. A distância perpendicular da parte escapular do deltóide apresentou um comportamento crescente em todos os grupos durante toda a amplitude de movimento, diferentemente da parte clavicular, onde ambos os grupos de pacientes apresentaram um comportamento crescente-decrescente, enquanto que o grupo controle apresentou uma distância perpendicular que só aumentou, tendo o seu pico a 90° de flexão. Já os músculos do manguito rotador apresentaram pouca variação na magnitude da distância perpendicular ao longo da flexão e na maioria das vezes, o grupo controle

apresentou maiores valores de distância perpendicular quando comparado aos grupos de pacientes com prótese de ombro.

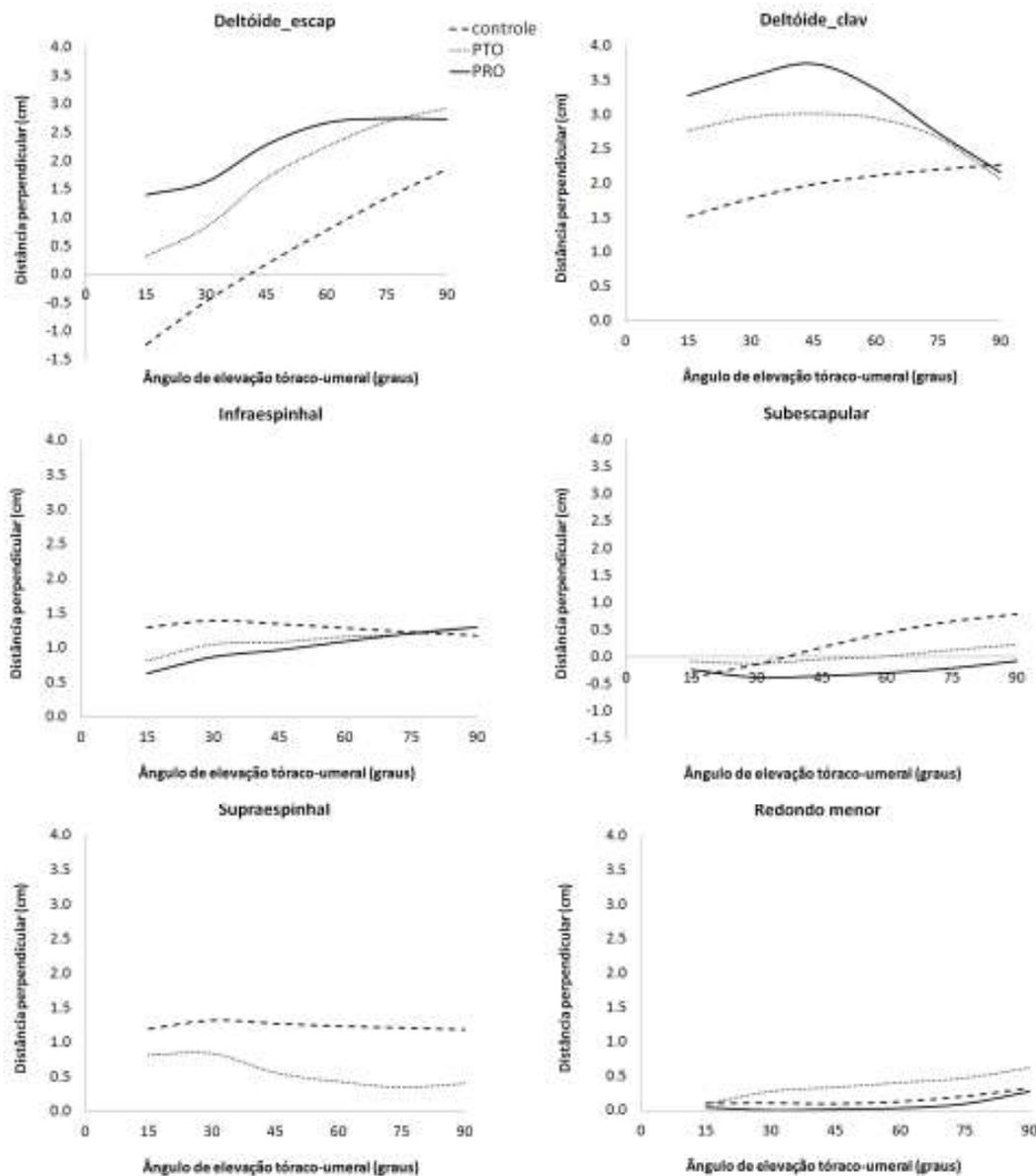


Figura 5.1. Distância perpendicular média dos músculos do manguito rotador e das duas partes do deltóide para a flexão nos três grupos analisados. As legendas dos grupos são iguais para todos os gráficos. PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro. Clav: parte clavicular. Escap: parte escapular.

Força de contato gleno-umeral:

O valor máximo da força de contato gleno-umeral variou de 442 a 1128 N durante os movimentos de flexão e elevação no plano escapular sem carga externa, com 1 kg e com resistência elástica. Durante a flexão foi encontrado efeito principal significativo do fator grupo (Figura 5.2). O grupo controle apresentou maior força de contato gleno-umeral máxima quando comparado com o grupo PTO ($p = 0,006$), mas não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos de pacientes nos dois movimentos analisados. Além disso, também foi encontrado efeito principal significativo do fator carga nos dois movimentos analisados ($p < 0,001$), sendo que a situação sem carga externa apresentou valores menores de força quando comparada com as situações com carga externa. Além disso, a resistência elástica foi a situação de carga que apresentou maiores valores de pico de força de contato gleno-umeral para todos os grupos.

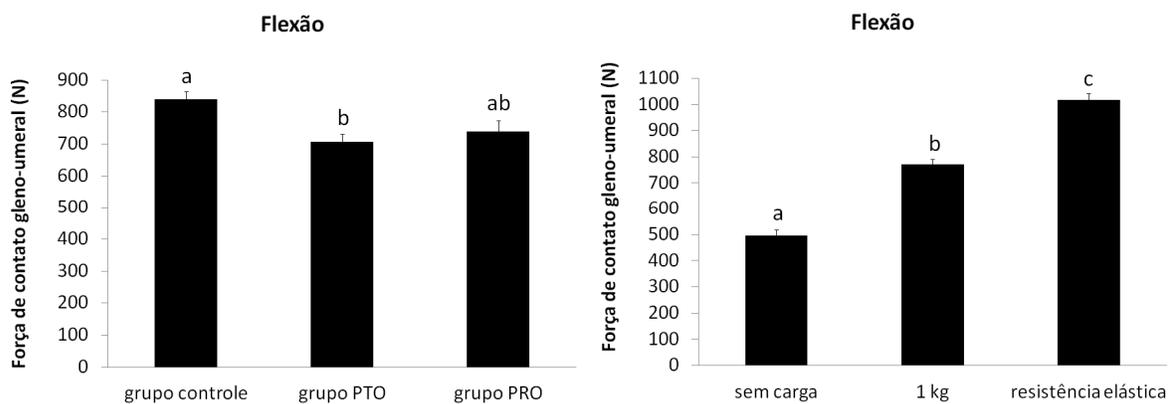


Figura 5.2. Força de contato gleno-umeral máxima durante a flexão. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas entre os níveis de cada fator. Diferenças significativas consideram um $p < 0,05$. PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro.

No movimento de elevação no plano escapular, houve interação significativa entre os fatores grupo e carga ($p=0,003$). Na situação sem carga, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos, mas na situação com 1 kg o grupo PRO apresentou maior força de contato gleno-umeral máxima do que o grupo PTO, e com resistência elástica o grupo controle apresentou maiores valores de pico do que o grupo PTO. Em relação as diferenças das cargas para cada grupo, os grupos controle e PTO apresentaram diferença estatisticamente significativa entre as três cargas analisadas, sendo que a resistência elástica apresentou maiores valores de pico do que a situação com 1 kg e sem carga externa. No grupo PRO, ambas situações com carga externa (1 kg e resistência elástica) não apresentaram diferenças significativas entre si, mas em relação a situação sem carga externa a força de contato gleno-umeral foi significativamente maior (Figura 5.3).

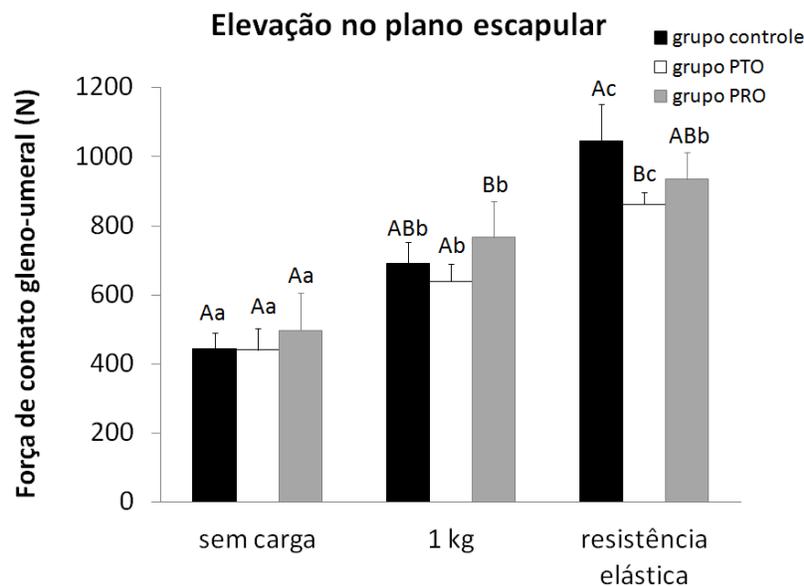


Figura 5.3. Força de contato gleno-umeral máxima durante a elevação no plano escapular. Letras maiúsculas diferentes representam diferenças estatisticamente significativas entre os grupos em uma mesma carga. Letras minúsculas diferentes representam diferenças estatisticamente significativas entre as cargas em um mesmo grupo. Diferenças significativas consideram um $p < 0,05$. PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro.

Forças musculares durante a flexão:

O valor máximo da força de todos os músculos analisados variou de 0.32 a 772 N durante o movimento de flexão sem carga externa, com 1 kg e com resistência elástica (Figura 5.4). Em relação ao efeito principal do fator grupo, os músculos redondo maior, serrátil anterior, peitoral maior (parte torácica), trapézio (parte clavicular e escapular) e o manguito rotador (todos os seus quatro músculos juntos) não apresentaram diferença estatisticamente significativa no valor da força máxima entre os grupos analisados. O grupo controle apresentou maior força máxima do deltóide (englobando as duas partes, $p=0,02$), subescapular ($p=0,03$) e do supraespinhal ($p=0,006$) quando comparado ao grupo PTO. O grupo PRO apresentou maior força máxima do músculo infraespinhal quando comparado ao grupo controle ($p=0,02$) e uma tendência a ter valores maiores de força máxima do deltóide (duas partes) quando comparado ao grupo PTO ($p=0,06$). Este mesmo grupo apresentou maior força máxima do latíssimo do dorso ($p<0,001$) quando comparado aos grupos controle e PTO e ambos os grupos de pacientes apresentaram maior força máximo do redondo menor quando comparados ao grupo controle ($p=0,01$ e $0,02$, respectivamente).

Em relação ao efeito principal do fator carga na força muscular máxima, os músculos supraespinhal, subescapular, redondo maior e peitoral maior (parte clavicular) não apresentaram diferença significativa entre as cargas analisadas. Entretanto, para os músculos trapézio (parte escapular, $p<0,001$), infraespinhal ($p<0,001$), redondo menor ($p<0,001$) e manguito rotador (todos os músculos, $p<0,001$) houve diferença estatisticamente significativa entre as três cargas, sendo que a resistência elástica apresentou os maiores valores de força máxima. A resistência elástica apresentou menores valores de força máxima comparada ao halter de 1 kg e a situação sem carga externa apenas para o músculo latíssimo do dorso ($p=0,008$ e $p<0,001$, respectivamente). Para os músculos trapézio (parte clavicular, $p=0,04$), serrátil anterior ($p=0,002$) e deltóide (duas partes, $p<0,001$) a situação com 1 kg apresentou

maiores valores quando comparados à situação sem carga externa, sem apresentar diferença em relação à resistência elástica.

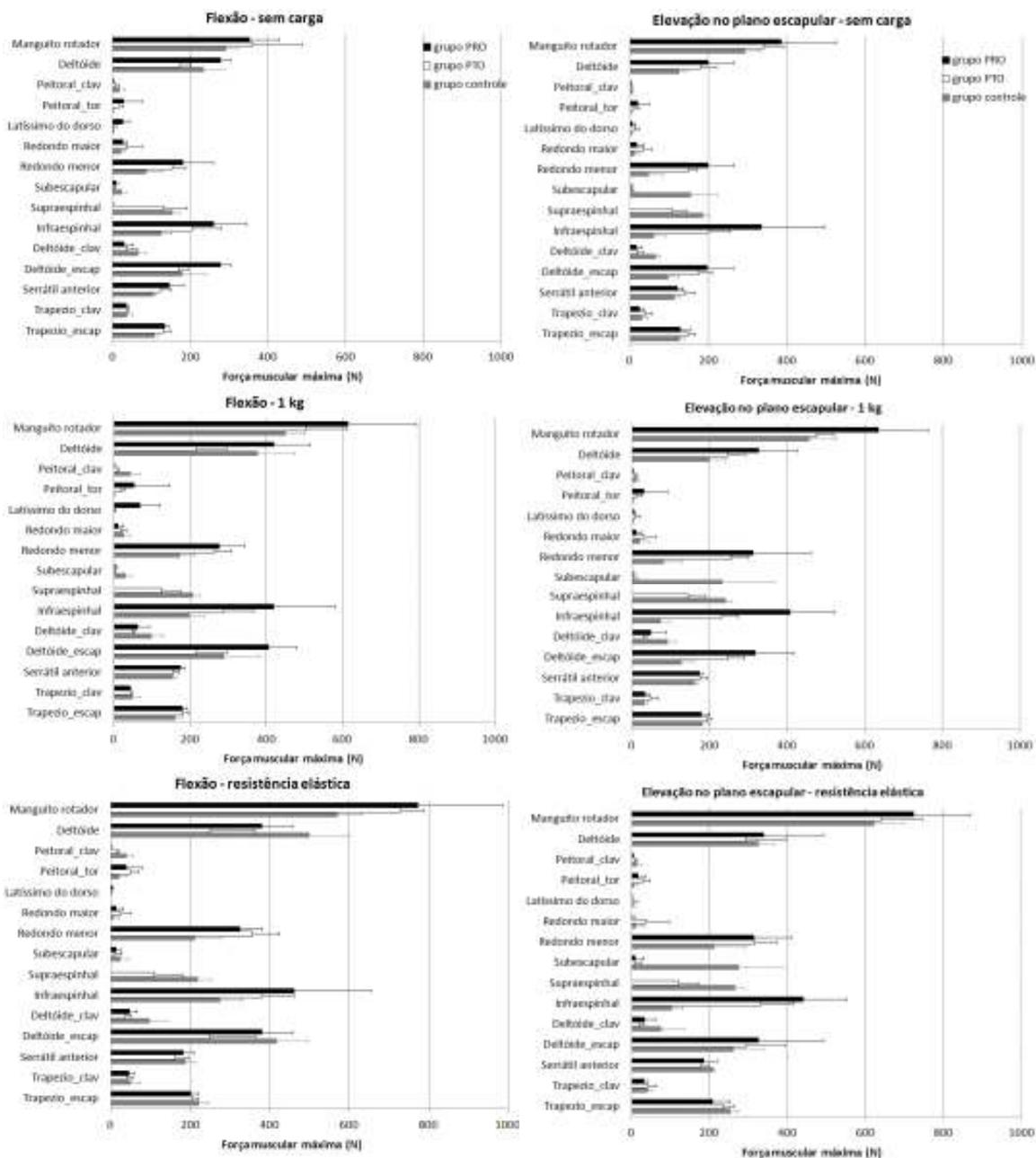


Figura 5.4. Força muscular máxima durante a flexão e a elevação no plano escapular com as três cargas analisadas. As legendas dos grupos são iguais para todos os gráficos. PTO: prótese total de ombro. PRO: prótese reversa de ombro. Clav: parte clavicular. Tor: parte torácica. Escap: parte escapular.

Forças musculares durante a elevação no plano escapular:

O valor máximo da força de todos os músculos analisados variou de 0,63 a 725 N durante o movimento de elevação no plano escapular sem carga externa, com 1 kg e com resistência elástica (Figura 5.4).

Em relação ao efeito principal do fator grupo, os músculos trapézio (parte escapular e clavicular), serrátil anterior, redondo maior, latíssimo do dorso, peitoral maior (parte torácica) e deltóide (englobando as duas partes) não apresentaram diferença estatisticamente significativa no valor da força máxima entre os grupos analisados. O grupo controle apresentou maior força máxima do supraespinhal ($p<0,001$) quando comparado ao grupo PTO e do peitoral (parte clavicular, $p=0,007$) quando comparado ao grupo PRO. Já os músculos deltóide (parte clavicular, $p=0,001$) e o subescapular ($p<0,001$) apresentaram maiores valores de força máxima para o grupo controle quando comparado aos dois grupos de pacientes, os quais não apresentaram diferença estatisticamente significativa. O grupo PRO apresentou maior força máxima do músculo deltóide (parte escapular, $p=0,015$) quando comparado ao grupo controle ($p=0,02$) e uma tendência a ter valores maiores de força máxima do manguito rotador (todos os músculos juntos, $p=0,05$) quando comparado ao mesmo grupo. Ambos os grupos de pacientes apresentaram maior força máximo do redondo menor quando comparados ao grupo controle ($p=0,003$ e $p=0,01$, respectivamente), mas sem diferenças entre eles. O único músculo que apresentou diferença no valor da força máxima entre os três grupos foi o infraespinhal ($p<0,001$), no qual o grupo PRO apresentou o maior valor e o grupo controle o menor valor.

Em relação ao efeito principal do fator carga na força muscular máxima, os músculos trapézio (parte clavicular), deltóide (parte clavicular), redondo maior, latíssimo do dorso e peitoral maior (parte torácica) não apresentaram diferença significativa entre as cargas analisadas. Entretanto, para os músculos trapézio (parte escapular, $p<0,001$), serrátil anterior

($p < 0,001$), infraespinhal ($p < 0,001$), redondo menor ($p < 0,001$) e manguito rotador (todos os músculos, $p < 0,001$) houve diferença estatisticamente significativa entre as três cargas, sendo que a resistência elástica apresentou os maiores valores de força máxima e a situação sem carga externa apresentou os menores valores. Para os músculos supraespinhal ($p < 0,001$), deltóide (parte escapular, $p = 0,003$) e deltóide (duas partes juntas, $p < 0,001$) a situação com 1 kg e resistência elástica apresentaram maiores valores de força muscular máxima quando comparadas à situação sem carga externa, sem apresentar diferenças entre elas.

5.4 Discussão

O objetivo desse estudo foi determinar o valor máximo da força de contato gleno-umeral e da força muscular em pacientes com diferentes tipos de prótese de ombro durante dois exercícios de reabilitação utilizando cargas diferentes.

Os resultados do presente estudo mostraram que o grupo PTO apresentou menor força de contato gleno-umeral máxima durante a flexão quando comparado com o grupo controle, mas não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos de pacientes nos dois movimentos analisados. Kontaxis e Johnson (2009) também encontraram menor força de contato gleno-umeral na simulação realizada com prótese quando comparada a articulação normal. Esses autores relatam uma diminuição média de 31,6% na força de contato durante os movimentos de flexão, abdução e elevação no plano escapular. Em outro estudo simulando os dois tipos de prótese durante a elevação no plano escapular até 150°, Terrier et al. (2008) encontraram uma diminuição de 30% da força de contato gleno-umeral na prótese reversa sem a presença do músculo supraespinhal quando comparada a prótese total. Além disso, o valor máximo encontrado na simulação com prótese reversa foi de 465 N e com prótese total foi de 648 N. Os resultados do presente estudo não corroboram com estes

resultados, uma vez que não foi encontrada diferença significativa entre os grupos de pacientes. Entretanto, deve-se ter cuidado ao se comparar diretamente os resultados, uma vez que os modelos utilizados nos estudos são diferentes e também pelo fato de que os dados de entrada do presente estudo são reais e os dados dos estudos da literatura são provenientes apenas de simulações.

Masjedi e Johnson (2010) encontraram picos de força de contato gleno-umeral na simulação com a articulação normal de 613 N na abdução, 497 N na elevação no plano escapular e 672 N na flexão. Todos esses valores são maiores quando comparados com a simulação da prótese reversa Bayley-Walker. Além disso, a prótese reversa Delta apresentou valores ainda menores do que a Bayley-Walker quando comparada à articulação normal. Como os pacientes do presente estudo tinham apenas as próteses reversas do tipo Aequalis e Delta, pode-se dizer que os resultados apresentados por estes autores corroboram com o do presente estudo, onde se encontrou menores forças de contato nos pacientes quando comparados aos sujeitos do grupo controle. Estes autores também relatam que o movimento de flexão apresentou maiores forças de contato gleno-umeral. Apesar de não ser objetivo deste estudo comparar os diferentes movimentos, sugere-se por meio de uma análise qualitativa, que o movimento de flexão também apresentou maiores forças de contato conforme já descrito na literatura. Esta informação pode ser útil na progressão dos exercícios durante um programa de reabilitação destes pacientes, onde deve-se então escolher o movimento de elevação no plano escapular para uma fase mais precoce por apresentar forças de contato menores e, na evolução no tratamento, pode-se inserir o movimento de flexão para os pacientes no pós-operatório de prótese de ombro.

Em relação aos efeitos das diferentes cargas na força de contato gleno-umeral, os resultados do presente estudo corroboram com outros já descritos na literatura. Em um dos primeiros estudos utilizando o modelo matemático DSEM, van der Helm (1994a) apresentou

resultados de força de contato gleno-umeral maior nos movimentos de flexão e abdução com carga externa (750 g). Além disso, a maioria dos músculos ativos durante estes movimentos também apresentaram maior força durante as tarefas com carga externa. Bergmann et al. (2007) também encontraram maiores valores de força de contato durante a abdução até 45° (863 N) e flexão até 90° (1256 N) com 2 kg do que quando estes movimentos eram realizados sem carga externa (500 N e 765 N, respectivamente). Cabe salientar que a comparação direta com estes valores de força deve ser cuidadosa, visto que as cargas utilizadas são diferentes e também porque o presente estudo utiliza um modelo matemático e os resultados destes autores são provenientes de apenas um paciente com prótese de ombro instrumentada.

Charlton e Johnson (2006) utilizando um modelo matemático diferente do presente estudo também encontraram maior força de contato gleno-umeral em atividades que envolviam carga externa extra. Mesmo existindo estudos com resultados semelhantes, nenhum estudo foi encontrado avaliando a influência da resistência elástica na força de contato gleno-umeral. No presente estudo, a resistência elástica foi a situação de carga que apresentou maiores valores de pico de força de contato gleno-umeral para todos os grupos. Baseando-se nestes resultados, pode-se sugerir que a resistência elástica deve ser utilizada somente após o peso livre na progressão de um paciente com prótese de ombro durante o seu processo de reabilitação, visto que maiores forças de contato não são indicadas no início da fisioterapia, as quais devem ser aplicadas progressivamente ao longo de todo o processo de cicatrização.

O valor máximo da força muscular variou de 0,32 a 772 N e os músculos do manguito rotador e o deltóide foram os que apresentaram os maiores valores de força em todos os grupos. No estudo de Masjedi e Johnson (2010), o deltóide e o supraespinhal também foram os músculos que apresentaram maior força durante a realização de diversas atividades, dentre elas a flexão do ombro. O presente estudo não encontrou diferença significativa na força do

deltóide entre os dois grupos de pacientes com prótese de ombro, mas apenas uma tendência do grupo PRO em apresentar valores maiores de força máxima do deltóide (duas partes) quando comparado ao grupo PTO durante a flexão. Diferentemente destes resultados, Terrier et al (2008) relatam que a força máxima do deltóide médio ficou aproximadamente em 200N para a prótese normal e 160 N para a prótese reversa sem todos os músculos do manguito rotador. É importante ressaltar que este estudo considerou apenas os músculos do manguito rotador e as três porções do deltóide para as suas análises, o que pode ter ocasionado esta diferença com o presente estudo. Por outro lado, o estudo de Kontaxis e Johnson (2009) concluiu que a força do músculo deltóide na simulação protética ficou próxima da apresentada pela anatomia natural da articulação durante os movimentos de abdução, flexão e elevação no plano escapular, com o deltóide médio contribuindo levemente mais comparado com as partes anterior e posterior do deltóide. Estes resultados corroboram parcialmente com os apresentados neste estudo, no qual não foi encontrada diferença na força do deltóide entre o grupo PRO e o controle durante a flexão, mas foi encontrada durante a elevação no plano escapular.

Na anatomia normal do ombro e em pacientes com PTO, o músculo deltóide divide a tarefa de elevar o membro superior principalmente com o supraespinhal e nos pacientes com PRO o momento de elevação é produzido apenas pelo deltóide. O fato de que os resultados do presente estudo não apresentaram diferenças na força máxima deste músculo entre os grupos de pacientes e também, na maioria das vezes, em relação ao grupo controle, indica que a PRO está promovendo uma distância perpendicular suficiente para este músculo apresentar uma vantagem mecânica na produção do momento de elevação, o que na realidade é o objetivo final deste tipo de prótese.

Além disso, durante os dois movimentos estudados, o grupo PRO apresentou maior força máxima do músculo infraespinhal quando comparado ao grupo controle e isso pode ser

considerado um mecanismo de compensação à menor distância perpendicular apresentada por este músculo no grupo PRO quando comparado ao grupo controle (Figura 5.1). Em outras palavras, para produzir o mesmo torque de elevação, o infraespinhal nos pacientes do grupo PRO teria que produzir mais força para compensar uma menor vantagem mecânica. Neste caso, deve-se enfatizar a utilização de exercícios de rotação externa durante a reabilitação destes pacientes, visto que o infraespinhal é considerado motor primário deste movimento e sendo reforçado por meio destes exercícios, estaria mais apto a contribuir para o torque de elevação do ombro. Cabe lembrar que nem todos os pacientes com PRO possuem este músculo intacto e, por isso, esta ressalva só aplica-se nos casos em que o músculo apresentasse funcional.

Outro fator importante a ser destacado é que o serrátil anterior não apresentou diferença estatisticamente significativa entre os grupos nos dois movimentos analisados, o que indica que mesmo em pacientes com prótese de ombro este músculo continua contribuindo fortemente para a elevação do ombro ao realizar a rotação superior e a inclinação posterior da escápula. Com isso, a premissa de que a cinemática escapular adequada (promovida pelo bom funcionamento e coordenação dos músculos que atuam nela) é importantíssima para o bom funcionamento do complexo do ombro é totalmente aplicada aos pacientes com prótese de ombro e, por isso, cabe ressaltar que durante o processo de reabilitação os exercícios de reforço e coordenação para a musculatura periescapular não devem ser esquecidos.

O conhecimento da força de contato gleno-umeral e das forças musculares em pacientes com prótese de ombro e a influência da carga externa nestas variáveis ainda não estão bem documentados na literatura. Embora uma comparação direta com os resultados clínicos das próteses seja difícil, o presente estudo é consistente com o que é apresentado na prática clínica. O mecanismo da PRO foi reproduzido com sucesso pelo modelo DSEM,

confirmando a eficiência desta prótese em realizar movimentos sem a integridade do manguito rotador por aumentar a distância perpendicular do músculo deltóide. O modelo utilizado neste estudo já foi validado por meio da comparação das forças de contato gleno-umeral e das forças musculares calculadas com valores medidos diretamente por uma prótese de ombro instrumentada com seis células de carga. Durante os procedimentos de validação foram avaliados os movimentos de abdução e flexão, onde as forças de contato gleno-umeral previstas pelo modelo foram compatíveis com as forças medidas pela prótese até 90° de elevação (NIKOOYAN *et al.*, 2010). Mesmo assim, as forças calculadas foram em média 31% menores do que as forças diretamente medidas. Além disso, após esta amplitude, as forças previstas e as medidas apresentaram comportamentos bastante diferentes. Como a amplitude analisada no presente estudo é até 90° de elevação, acredita-se que os resultados aqui apresentados sejam confiáveis.

Este estudo apresenta algumas limitações. Os pacientes e o grupo controle apresentavam idades diferentes e isso pode ter influenciado os resultados devido à presença de diferenças na força muscular, propriocepção e até de osteoartrite na articulação. Idealmente, o grupo controle deveria ter idade semelhante a dos grupos de pacientes. Entretanto, é difícil selecionar pessoas sem histórico de queixas no ombro acima dos 70 anos de idade, uma vez que a prevalência de rupturas (assintomáticas) do manguito rotador na população de idosos é bastante alta (TEMPELHOF; RUPP; SEIL, 1999). Além disso, o DSEM é um modelo genérico, o qual utiliza dados antropométricos de estudos em cadáveres. Apesar da tentativa de adequação do modelo neste estudo por meio da mudança do centro de rotação gleno-umeral em ambos os grupos de pacientes e a retirada do músculo supraespinhal do grupo PRO, ainda são necessárias mais adaptações do modelo para que este fique cada vez mais perto da realidade. Entretanto, como informações acerca da progressão natural das rupturas do manguito rotador não estão bem definidas na literatura (ECKLUND *et al.*, 2007),

é possível que os músculos infraespinhal e subescapular estejam presentes em pacientes com PRO. Outro estudo também fez a simulação da prótese reversa apenas com a ausência do supraespinhal (TERRIER *et al.*, 2008). Além disso, um estudo relatou que a diferença nos resultados de força de contato gleno-umeral utilizando-se diferentes combinações de músculos presentes do manguito rotador no modelo é mínima, ou seja, de aproximadamente 0,007PC do indivíduo (KONTAXIS; JOHNSON, 2009) Por isso, o modelo utilizado no presente estudo para os pacientes com PRO pode ser considerado próximo da realidade de alguns destes pacientes.

5.5 Conclusão

O grupo controle apresentou maior força de contato gleno-umeral máxima durante a flexão quando comparado com o grupo PTO, mas não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos de pacientes nos dois movimentos analisados. A resistência elástica foi a situação de carga que apresentou maiores valores de pico de força de contato gleno-umeral para todos os grupos. O valor máximo da força de todos os músculos analisados variou de 0,32 a 772 N e os músculos do manguito rotador e o deltóide foram os músculos que apresentaram os maiores valores de força em todos os grupos. Futuros estudos devem incluir adaptações nos modelos matemáticos, tais como a individualização do modelo de acordo com as características antropométricas e musculares de cada paciente, a adição das cocontrações e dos efeitos da fricção articular nos cálculos realizados pelo modelo. Além disso, o estudo do comportamento da linha de ação da força de contato gleno-umeral baseado em dados reais de pacientes também deve ser um assunto a ser considerado em estudos futuros.

5.6 Referências do estudo III

BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; BENDER, A.; KAAB, M.; ROHLMANN, A.; WESTERHOFF, P. In vivo glenohumeral contact forces--measurements in the first patient 7 months postoperatively. **J Biomech**, v.40, n.10, p.2139-49, 2007.

CHADWICK, E.K.; VAN NOORT, A.; VAN DER HELM, F.C. Biomechanical analysis of scapular neck malunion--a simulation study. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.19, n.9, p.906-12, 2004.

CHARLTON, I.; JOHNSON, G. A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v.220, n.8, p.801-812, 2006.

DE GROOT, J.H. **The shoulder: a kinematic and dynamic analysis of motion and loading**. 1998(PhD) -, Delft University of Technology, Delft, 1998.

DOORENBOSCH, C.A.; HARLAAR, J.; VEEGER, D.H. The globe system: an unambiguous description of shoulder positions in daily life movements. **Journal of Rehabilitation and Research Development**, v.40, n.2, p.147-55, 2003.

ECKLUND, K.J.; LEE, T.Q.; TIBONE, J.; GUPTA, R. Rotator cuff tear arthropathy. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v.15, n.6, p.340-349, 2007.

HAPPEE, R.; VAN DER HELM, F.C. The control of shoulder muscles during goal directed movements, an inverse dynamic analysis. **J Biomech**, v.28, n.10, p.1179-91, 1995.

HOLZBAUR, K.R.S.; MURRAY, W.M.; DELP, S.L. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. **Annals of biomedical engineering**, v.33, n.6, p.829-840, 2005.

KARLSSON, D.; PETERSON, B. Towards a model for force predictions in the human shoulder. **J Biomech**, v.25, n.2, p.189-99, 1992.

KONTAXIS, A.; JOHNSON, G.R. The biomechanics of reverse anatomy shoulder replacement--a modelling study. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.24, n.3, p.254-60, 2009.

MAGERMANS, D.J.; CHADWICK, E.K.; VEEGER, H.E.; ROZING, P.M.; VAN DER HELM, F.C. Effectiveness of tendon transfers for massive rotator cuff tears: a simulation study. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.19, n.2, p.116-22, 2004.

MAGERMANS, D.J.; CHADWICK, E.K.; VEEGER, H.E.; VAN DER HELM, F.C. Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.20, n.6, p.591-9, 2005.

MAGERMANS, D.J.; CHADWICK, E.K.; VEEGER, H.E.; VAN DER HELM, F.C.; ROZING, P.M. Biomechanical analysis of tendon transfers for massive rotator cuff tears. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.19, n.4, p.350-7, 2004.

MASJEDI, M.; JOHNSON, G. Reverse anatomy shoulder replacement: comparison of two designs. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v.224, n.9, p.1039-1049, 2010.

MASJEDI, M.; JOHNSON, G.R. Glenohumeral contact forces in reversed anatomy shoulder replacement. **Journal of Biomechanics**, v.43, n.13, p.2493-2500, 2010.

NIKOOYAN, A.A. **Forces in the Shoulder Joint - On validation of musculoskeletal shoulder models**. 2011. 192 p.((PhD) -, Technical University of Delft, Delft, 2011.

NIKOOYAN, A.A.; VEEGER, H.E.J.; WESTERHOFF, P.; GRAICHEN, F.; BERGMANN, G.; VAN DER HELM, F.C.T. Validation of the Delft Shoulder and Elbow Model using in-vivo glenohumeral joint contact forces. **Journal of Biomechanics**, v.43, p.3007-3014, 2010.

PRAAGMAN, M.; CHADWICK, E.K.; VAN DER HELM, F.C.; VEEGER, H.E. The relationship between two different mechanical cost functions and muscle oxygen consumption. **J Biomech**, v.39, n.4, p.758-65, 2006.

RIBEIRO, D.C.; LOSS, J.F. Assessment of the propagation of uncertainty on link segment model results. **Motor Control**, v.14, p.411-423, 2010.

STEENBRINK, F.; DE GROOT, J.H.; VEEGER, H.E.; VAN DER HELM, F.C.; ROZING, P.M. Glenohumeral stability in simulated rotator cuff tears. **J Biomech**, v.42, n.11, p.1740-5, 2009.

TEMPELHOF, S.; RUPP, S.; SEIL, R. Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v.8, n.4, p.296-299, 1999.

TERRIER, A.; REIST, A.; MERLINI, F.; FARRON, A. Simulated joint and muscle forces in reversed and anatomic shoulder prostheses. **J Bone Joint Surg Br**, v.90, n.6, p.751-6, 2008.

VAN DER HELM, F. The 'reversed' glenohumeral endoprosthesis: The role of the rotator cuff muscles for stability and strength. **Journal of Biomechanics**, v.31, p.27, 1998.

VAN DER HELM, F.C. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. **Journal of Biomechanics**, v.27, n.5, p.527-50, 1994a.

_____. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. **Journal of Biomechanics**, v.27, n.5, p.551-69, 1994b.

VAN DRONGELEN, S.; VAN DER WOUDE, L.H.; JANSSEN, T.W.; ANGENOT, E.L.; CHADWICK, E.K.; VEEGER, D.H. Glenohumeral contact forces and muscle forces evaluated in wheelchair-related activities of daily living in able-bodied subjects versus subjects with paraplegia and tetraplegia. **Arch Phys Med Rehabil**, v.86, n.7, p.1434-40, 2005.

VEEGER, H.E. The position of the rotation center of the glenohumeral joint. **Journal of Biomechanics**, v.33, n.12, p.1711-5, 2000.

VEEGER, H.E.; ROZENDAAL, L.A.; VAN DER HELM, F.C. Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.17, n.3, p.211-8, 2002.

VEEGER, H.E.; VAN DER HELM, F.C.; VAN DER WOUDE, L.H.; PRONK, G.M.; ROZENDAL, R.H. Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism. **J Biomech**, v.24, n.7, p.615-29, 1991.

VEEGER, H.E.; YU, B.; AN, K.N.; ROZENDAL, R.H. Parameters for modeling the upper extremity. **J Biomech**, v.30, n.6, p.647-52, 1997.

WESTERHOFF, P.; GRAICHEN, F.; BENDER, A.; ROHLMANN, A.; BERGMANN, G. An instrumented implant for in vivo measurement of contact forces and contact moments in the shoulder joint. **Med Eng Phys**, v.31, n.2, p.207-13, 2009.

WIATER, J.; FABING, M. Shoulder Arthroplasty: Prosthetic Options and Indications. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v.17, n.7, p.415-425, 2009.

WU, G.; VAN DER HELM, F.C.; VEEGER, H.E.; MAKHSOUS, M.; VAN ROY, P.; ANGLIN, C.; NAGELS, J.; KARDUNA, A.R.; MCQUADE, K.; WANG, X.; WERNER, F.W.; BUCHHOLZ, B. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. **Journal of Biomechanics**, v.38, n.5, p.981-992, 2005.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados dos estudos realizados na presente tese sugerem que para uma mesma amplitude de movimento, os pacientes com prótese de ombro apresentarão um movimento escapular maior compensando a perda do movimento gleno-umeral (prótese). A cinemática escapular e a atividade EMG destes pacientes foram influenciadas pela implementação de cargas externas, mas não pelo tipo de carga (halter ou resistência elástica), diferentemente das forças de contato e das forças musculares, nas quais a resistência elástica apresentou maior influência. Por isso, pode-se esperar que os sujeitos apresentem maior contribuição escapular e maior atividade EMG durante a elevação do ombro com ambos os tipos de carga durante os programas de reabilitação e maiores forças de contato e musculares em exercícios com resistência elástica. Além disso, o percentual de cocontração e a atividade EMG dos músculos analisados não foram influenciados pelo tipo de prótese e os grupos de pacientes apresentaram menores forças de contato gleno-umeral do que o grupo controle e não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos de pacientes nos dois movimentos analisados. O valor máximo da força de todos os músculos analisados variou de 0,32 a 772 N e o manguito rotador e o deltóide foram os músculos que apresentaram os maiores valores de força em todos os grupos.

Cabe salientar que o valor clínico dos resultados apresentados nesta tese ainda é desconhecido e difícil de interpretar. Em um sentido mais amplo, estes resultados devem ser interpretados como indicações gerais de que cargas externas influenciam o padrão de movimento, a atividade EMG, a força de contato gleno-umeral e as forças musculares em pacientes com prótese de ombro na maioria das situações, independente do tipo de prótese e do tipo de carga. Neste sentido, pode-se sugerir que a resistência elástica utilizada durante movimentos de elevação no plano escapular e flexão deve ser utilizada após a utilização do

peso livre na progressão de um paciente com prótese de ombro (independente do tipo de prótese) durante o seu processo de reabilitação, visto que maiores forças de contato e forças musculares não são indicadas no início da fisioterapia, as quais devem ser aplicadas progressivamente ao longo de todo o processo de cicatrização. Além disso, deve-se ter maior atenção no treinamento de grupos musculares específicos para cada grupo de paciente. Por exemplo, os músculos do manguito rotador são muito importantes para o grupo PTO porque ajudam na estabilidade da articulação e o músculo deltóide é essencial para o grupo PRO por compensar a falta dos músculos do manguito rotador. Neste sentido, o fisioterapeuta deve enfatizar o reforço desta musculatura em cada grupo específico, sem esquecer a premissa de que a cinemática adequada (promovida pelo bom funcionamento e coordenação dos músculos atuantes) é importantíssima para o bom funcionamento do complexo articular do ombro e, por isso, a musculatura periescapular também não deve ser esquecida.

Mais estudos são necessários para identificar os níveis de atividade EMG em outros músculos destes pacientes, principalmente para desvendar o efeito da medialização do centro de rotação glenoumeral presente na PRO. Novos estudos também devem incluir adaptações nos modelos matemáticos, tais como a individualização do modelo de acordo com as características antropométricas e musculares de cada paciente, a adição das contrações e dos efeitos da fricção articular nos cálculos realizados pelo modelo. Além disso, o estudo do comportamento da linha de ação da força de contato gleno-umeral baseado em dados reais de pacientes também deve ser um assunto a ser considerado em estudos futuros.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALTA, T.D.; BERGMANN, J.H.; VEEGER, D.J.; JANSSEN, T.W.; BURGER, B.J.; SCHOLTES, V.A.; WILLEMS, W.J. Kinematic and clinical evaluation of shoulder function after primary and revision reverse shoulder prostheses. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v.20, n.4, p.564-570, 2011.

AMADIO, A.C.B. Aspects of the methodology to determine the internal forces of the locomotor system. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v.1, n.1, p.7-14, 2000.

AMADIO, A.C.B.; JOSÉ, V. **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo. 2000

ANDERS, C.; BRETSCHNEIDER, S.; BERNSDORF, A.; ERLER, K.; SCHNEIDER, W. Activation of shoulder muscles in healthy men and women under isometric conditions. **Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v.14, n.6, p.699-707, 2004.

ANDERSEN, L.L.; ANDERSEN, C.H.; MORTENSEN, O.S.; POULSEN, O.M.; BJORNLUND, I.B.T.; ZEBIS, M.K. Muscle Activation and Perceived Loading During Rehabilitation Exercises: Comparison of Dumbbells and Elastic Resistance. **Physical Therapy**, v.90, n.4, p.538-549, 2010.

ANGLIN, C.; WYSS, U.P.; PICHORA, D.R. Glenohumeral contact forces. **Proc Inst Mech Eng [H]**, v.214, n.6, p.637-44, 2000.

BALLANTYNE, B.T.; O'HARE, S.J.; PASCHALL, J.L.; PAVIA-SMITH, M.M.; PITZ, A.M.; GILLON, J.F.; SODERBERG, G.L. Electromyographic Activity of Selected Shoulder Muscles in Commonly Used Therapeutic Exercises. **Phys Ther**, v.73, n.10, p.668-677, 1993.

BASSETT, R.W.; BROWNE, A.O.; MORREY, B.F.; AN, K.N. Glenohumeral muscle force and moment mechanics in a position of shoulder instability. **J Biomech**, v.23, n.5, p.405-15, 1990.

BASTI, J. Rehabilitation of Shoulder Arthroplasty. **Shoulder Arthroplasty**, p.167, 2005.

BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; BENDER, A.; KAAB, M.; ROHLMANN, A.; WESTERHOFF, P. In vivo glenohumeral contact forces--measurements in the first patient 7 months postoperatively. **J Biomech**, v.40, n.10, p.2139-49, 2007.

BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; ROHLMANN, A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. **Journal of Biomechanics**, v.26, n.8, p.969, 1993.

BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; ROHLMANN, A.; WESTERHOFF, P.; BENDER, A.; GABEL, U.; HEINLEIN, B. [Loads acting on orthopaedic implants. Measurements and practical applications]. **Orthopade**, v.36, n.3, p.195-6, 198-200, 202-4, 2007.

BERGMANN, J.H.; DE LEEUW, M.; JANSSEN, T.W.; VEEGER, D.H.; WILLEMS, W.J. Contribution of the reverse endoprosthesis to glenohumeral kinematics. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.466, n.3, p.594-8, 2008.

BOARDMAN, N.D., 3RD; COFIELD, R.H.; BENGTON, K.A.; LITTLE, R.; JONES, M.C.; ROWLAND, C.M. Rehabilitation after total shoulder arthroplasty. **Journal of Arthroplasty**, v.16, n.4, p.483-6, 2001.

BOILEAU, P.; SINNERTON, R.J.; CHUINARD, C.; WALCH, G. Arthroplasty of the shoulder. **J Bone Joint Surg Br**, v.88, n.5, p.562-75, 2006.

BOILEAU, P.; WATKINSON, D.; HATZIDAKIS, A.M.; HOVORKA, I. Neer Award 2005: The Grammont reverse shoulder prosthesis: results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty. **J Shoulder Elbow Surg**, v.15, n.5, p.527-40, 2006.

BOILEAU, P.; WATKINSON, D.J.; HATZIDAKIS, A.M.; BALG, F. Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics. **J Shoulder Elbow Surg**, v.14, n.1 Suppl S, p.147S-161S, 2005.

BREMS, J.J. Rehabilitation following total shoulder arthroplasty. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n.307, p.70-85, 1994.

BRENNEKE, S.L.; REID, J.; CHING, R.P.; WHEELER, D.L. Glenohumeral kinematics and capsulo-ligamentous strain resulting from laxity exams. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.15, n.10, p.735-42, 2000.

BRINDLE, T.; NITZ, A.; UHL, T.; KIFER, E.; SHAPIRO, R. Kinematic and EMG characteristics of simple shoulder movements with proprioception and visual feedback. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.16, n.3, p.236-249, 2006.

BUCK, F.; JOST, B.; HODLER, J. Shoulder arthroplasty. **European Radiology**, v.18, n.12, p.2937-2948, 2008.

BUECHEL, F.F.; PAPPAS, M.J.; DEPALMA, A.F. "Floating-socket" total shoulder replacement: anatomical, biomechanical, and surgical rationale. **J Biomed Mater Res**, v.12, n.1, p.89-114, 1978.

CHADWICK, E.K.; VAN NOORT, A.; VAN DER HELM, F.C. Biomechanical analysis of scapular neck malunion--a simulation study. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.19, n.9, p.906-12, 2004.

CHANG, Y.W.; HUGHES, R.E.; SU, F.C.; ITOI, E.; AN, K.N. Prediction of muscle force involved in shoulder internal rotation. **J Shoulder Elbow Surg**, v.9, n.3, p.188-95, 2000.

CHARLTON, I.; JOHNSON, G. A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v.220, n.8, p.801-812, 2006.

CHOLEWICKI, J.; VAN DIE N, J.; LEE, A.S.; PETER REEVES, N. A comparison of a maximum exertion method and a model-based, sub-maximum exertion method for normalizing trunk EMG. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2011.

D'LIMA, D.D.; TOWNSEND, C.P.; ARMS, S.W.; MORRIS, B.A.; COLWELL, C.W. An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces. **Journal of biomechanics**, v.38, n.2, p.299-304, 2005.

DE GROOT, J.H. **The shoulder: a kinematic and dynamic analysis of motion and loading.** 1998(PhD) -, Delft University of Technology, Delft, 1998.

DE GROOT, J.H.; VAN WOENSEL, W.; VAN DER HELM, F.C. Effect of different arm loads on the position of the scapula in abduction postures. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.14, n.5, p.309-14, 1999.

DEMPSTER, W.T. Space requirements of the seated operator. **WADC Technical Report 55159**, n.WADC-55-159, AD-087-892, p.55-159, 1955.

DOORENBOSCH, C.A.; HARLAAR, J.; VEEGER, D.H. The globe system: an unambiguous description of shoulder positions in daily life movements. **Journal of Rehabilitation and Research Development**, v.40, n.2, p.147-55, 2003.

DUL, J. A biomechanical model to quantify shoulder load at the work place. **Clinical Biomechanics**, v.3, p.124-128, 1988.

EBAUGH, D.D.; MCCLURE, P.W.; KARDUNA, A.R. Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.20, n.7, p.700-9, 2005.

ECKLUND, K.J.; LEE, T.Q.; TIBONE, J.; GUPTA, R. Rotator cuff tear arthropathy. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v.15, n.6, p.340-349, 2007.

EKENMAN, I.; HALVORSEN, K.; WESTBLAD, P.; FELLANDER-TSAI, L.; ROLF, C. Local bone deformation at two predominant sites for stress fractures of the tibia: an in vivo study. **Foot & ankle international**, v.19, n.7, p.479-484, 1998.

ENDO, K.; YUKATA, K.; YASUI, N. Influence of age on scapulo-thoracic orientation. **Clinical Biomechanics**, v.19, n.10, p.1009-1013, 2004.

FLEMING, B.C.; BEYNNON, B.D. In vivo measurement of ligament/tendon strains and forces: a review. **Ann Biomed Eng**, v.32, n.3, p.318-28, 2004.

FORTE, F.C.; PEDUZZI DE CASTRO, M.; MAHNIC DE TOLEDO, J.; RIBEIRO, D.C.; LOSS, J.F. Scapular kinematics and scapulohumeral rhythm during resisted shoulder abduction – Implications for clinical practice. **Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine**, v.10, n.3, p.105-111, 2009.

FRANKLE, M.; SIEGAL, S.; PUPELLO, D.; SALEEM, A.; MIGHELL, M.; VASEY, M. The Reverse Shoulder Prosthesis for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency. A minimum two-year follow-up study of sixty patients. **J Bone Joint Surg Am**, v.87, n.8, p.1697-705, 2005.

GLOUSMAN, R. Electromyographic analysis and its role in the athletic shoulder. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n.288, p.27-34, 1993.

GRAICHEN, H.; BONEL, H.; STAMMBERGER, T.; ENGLMEIER, K.H.; REISER, M.; ECKSTEIN, F. [Effect of muscle activity on the 3-dimensional movement pattern of the shoulder. Study with open MRI]. **Unfallchirurg**, v.104, n.4, p.288-93, 2001.

GRAICHEN, H.; STAMMBERGER, T.; BONEL, H.; WIEDEMANN, E.; ENGLMEIER, K.H.; REISER, M.; ECKSTEIN, F. Three-dimensional analysis of shoulder girdle and supraspinatus motion patterns in patients with impingement syndrome. **J Orthop Res**, v.19, n.6, p.1192-8, 2001.

GROOT, J.H.D.; VALSTAR, E.R.; ARWERTB, H.J. Velocity effects on the scapula-humeral rhythm. **Clinical Biomechanics** v.13, p.593-602, 1998.

GUTIERREZ, S.; KELLER, T.S.; LEVY, J.C.; LEE, W.E., 3RD; LUO, Z.P. Hierarchy of stability factors in reverse shoulder arthroplasty. **Clin Orthop Relat Res**, v.466, n.3, p.670-6, 2008.

HAPPEE, R. Goal-directed arm movements: I. Analysis of EMG records in shoulder and elbow muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.2, n.3, p.165-178, 1992.

HAPPEE, R.; VAN DER HELM, F.C. The control of shoulder muscles during goal directed movements, an inverse dynamic analysis. **J Biomech**, v.28, n.10, p.1179-91, 1995.

HAWKINS, R.J.; BELL, R.H.; JALLAY, B. Total shoulder arthroplasty. **Clin Orthop Relat Res**, n.242, p.188-94, 1989.

HERZOG, W.; ARCHAMBAULT, J.M.; LEONARD, T.R.; NGUYEN, H.K. Evaluation of the implantable force transducer for chronic tendon-force recordings. **Journal of biomechanics**, v.29, n.1, p.103-109, 1996.

HINTERMEISTER, R.A.; LANGE, G.W.; SCHULTHEIS, J.M.; BEY, M.J.; HAWKINS, R.J. Electromyographic Activity and Applied Load During Shoulder Rehabilitation Exercises Using Elastic Resistance. **The American Journal of Sports Medicine**, v.26, n.2, p.210-220, 1998.

HÖGFORS, C.; PETERSON, B.; SIGHOLM, G.; HERBERTS, P. Biomechanical model of the human shoulder joint--II. The shoulder rhythm. **Journal of Biomechanics**, v.24, n.8, p.699, 1991.

HOLZBAUR, K.R.S.; MURRAY, W.M.; DELP, S.L. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. **Annals of biomedical engineering**, v.33, n.6, p.829-840, 2005.

HONG, D.A.; CHEUNG, T.K.; ROBERTS, E.M. A three-dimensional, six-segment chain analysis of forceful overarm throwing. **J Electromyogr Kinesiol**, v.11, n.2, p.95-112, 2001.

HSU, W.L.; KRISHNAMOORTHY, V.; SCHOLZ, J.P. An alternative test of electromyographic normalization in patients. **Muscle & nerve**, v.33, n.2, p.232-241, 2006.

HUGHES, C.; HURD, K.; JONES, A.; SPRIGLE, S. Resistance Properties of Thera-Band® Tubing During Shoulder Abduction Exercise. **Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy**, v.29, n.7, p.413-420, 1999.

HUGHES, C.J.; MCBRIDE, A. The Use of Surface Electromyography to Determine Muscle Activation during Isotonic and Elastic Resistance Exercises for Shoulder Rehabilitation. **Orthopaedic Physical Therapy**, v.17, p.18-23, 2005.

INMAN, V. Observations on the function of the shoulder joint. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.26, n.1, p.1, 1944.

JOHNSON, G.R.; STUART, P.R.; MITCHELL, S. A method for the measurement of three dimensional scapular movement. **Clinical Biomechanics**, v.8, p.269-273, 1993.

KAPANDJI, A.I. **Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana**. ed.:Editora Panamericana, São Paulo, v.2. 2000

KARDUNA, A.R.; WILLIAMS, G.R.; WILLIAMS, J.L.; IANNOTTI, J.P. Joint stability after total shoulder arthroplasty in a cadaver model. **J Shoulder Elbow Surg**, v.6, n.6, p.506-11, 1997.

KARLSSON, D.; PETERSON, B. Towards a model for force predictions in the human shoulder. **J Biomech**, v.25, n.2, p.189-99, 1992.

KAUFMAN, K.R.; AN, K.W.; LITCHY, W.J.; CHAO, E.Y. Physiological prediction of muscle forces--I. Theoretical formulation. **Neuroscience**, v.40, n.3, p.781-92, 1991.

KAUFMAN, K.R.; KOVACEVIC, N.; IRBY, S.E.; COLWELL, C.W. Instrumented implant for measuring tibiofemoral forces. **Journal of biomechanics**, v.29, n.5, p.667-671, 1996.

KEBAETSE, M.; MCCLURE, P.; PRATT, N. Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v.80, n.8, p.945-950, 1999.

KELKAR, R.; WANG, V.M.; FLATOW, E.L.; NEWTON, P.M.; ATESHIAN, G.A.; BIGLIANI, L.U.; PAWLUK, R.J.; MOW, V.C. Glenohumeral mechanics: a study of articular geometry, contact, and kinematics. **J Shoulder Elbow Surg**, v.10, n.1, p.73-84, 2001.

KENDALL, H.O.; KENDALL, F.P.; WADSWORTH, G.E. **Muscles – Testing and Function**. ed.:The Williams and Wilkins Company, Baltimore. 1971

KESSEL, L.; BAYLEY, I. Prosthetic replacement of shoulder joint: preliminary communication. **J R Soc Med**, v.72, n.10, p.748-52, 1979.

KIBLER, W.B.; SCIASCIA, A. Current concepts: scapular dyskinesis. **British Journal of Sports Medicine**, v.44, n.5, p.300-305, 2010.

KOH, T.J., GRABINER, M.D., BREMS, J.J. Three-Dimensional in Vivo Kinematics of the Shoulder During Humeral Elevation. **Journal of Applied Biomechanics**, v.14, p.312-326, 1998.

KOMI, P.V.; BELLI, A.; HUTTUNEN, V.; BONNEFOY, R.; GEYSSANT, A.; LACOUR, J.R. Optic fibre as a transducer of tendomuscular forces. **European Journal of Applied Physiology**, v.72, n.3, p.278-280, 1996.

KONTAXIS, A.; JOHNSON, G.R. The biomechanics of reverse anatomy shoulder replacement--a modelling study. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.24, n.3, p.254-60, 2009.

KRONBERG, M.; NEMETH, G.; BROSTROM, L.-A. Muscle Activity and Coordination in the Normal Shoulder: An Electromyographic Study. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.257, p.76-85, 1990.

LOSS, J.F.; CERVIERI, A.; SOARES, D.P.; SCARRONE, F.; ZARO, M.; BOGERT, A.J.V.D. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v.23, n.3, p.93-104, 2002.

LOSS, J.F.; SOARES, D.P.; CAÑEIRO, J.P.T.; ALDABE, D.; RIBEIRO, D.C.; OLIVEIRA, L.G.D. O uso da dinâmica inversa em situações envolvendo cadeia cinética aberta. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v.7, n.12, p.23-32, 2006.

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.

LUDEWIG, P.M.; REYNOLDS, J.F. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. **Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy**, v.39, February n.2, p.90-104, 2009.

MAGERMANS, D.J. **Biomechanical analysis of shoulder arthroplasty**. 2004. 188 p.(Thesis), (PhD) - Delf University of Technology, Delft University, Delft, 2004.

MAGERMANS, D.J.; CHADWICK, E.K.; VEEGER, H.E.; ROZING, P.M.; VAN DER HELM, F.C. Effectiveness of tendon transfers for massive rotator cuff tears: a simulation study. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.19, n.2, p.116-22, 2004.

MAGERMANS, D.J.; CHADWICK, E.K.; VEEGER, H.E.; VAN DER HELM, F.C. Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.20, n.6, p.591-9, 2005.

MAGERMANS, D.J.; CHADWICK, E.K.; VEEGER, H.E.; VAN DER HELM, F.C.; ROZING, P.M. Biomechanical analysis of tendon transfers for massive rotator cuff tears. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.19, n.4, p.350-7, 2004.

MASJEDI, M.; JOHNSON, G. Reverse anatomy shoulder replacement: comparison of two designs. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v.224, n.9, p.1039-1049, 2010.

MASJEDI, M.; JOHNSON, G.R. Glenohumeral contact forces in reversed anatomy shoulder replacement. **Journal of Biomechanics**, v.43, n.13, p.2493-2500, 2010.

MCCLURE, P.W.; MICHENER, L.A.; KARDUNA, A.R. Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. **Phys Ther**, v.86, n.8, p.1075-90, 2006.

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

MERCER, J.L.; BONINGER, M.; KOONTZ, A.; REN, D.; DYSON-HUDSON, T.; COOPER, R. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.21, n.8, p.781-9, 2006.

MERLETTI, R. Standards for reporting EMG data. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.9, n.1, p.3-4, 1999.

MESKERS, C.G.; VAN DE SANDE, M.A.; DE GROOT, J.H. Comparison between tripod and skin-fixed recording of scapular motion. **J Biomech**, v.40, n.4, p.941-6, 2007.

MESKERS, C.G.; VERMEULEN, H.M.; DE GROOT, J.H.; VAN DER HELM, F.C.; ROZING, P.M. 3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electromagnetic tracking device. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.13, n.4-5, p.280-292, 1998.

MURRAY, I.A.; JOHNSON, G.R. A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.19, n.6, p.586-94, 2004.

NEER, C.S.; WATSON, K.C.; STANTON, F.J. Recent experience in Total Shoulder Replacement. **The Journal of Bone and Joint Surgery Am**, v.64, n.3, p.319-337, 1982.

NIKOOYAN, A.A. **Forces in the Shoulder Joint - On validation of musculoskeletal shoulder models**. 2011. 192 p.((PhD) -, Technical University of Delft, Delft, 2011.

NIKOOYAN, A.A.; VEEGER, H.E.J.; WESTERHOFF, P.; GRAICHEN, F.; BERGMANN, G.; VAN DER HELM, F.C.T. Validation of the Delft Shoulder and Elbow Model using in-vivo glenohumeral joint contact forces. **Journal of Biomechanics**, v.43, p.3007-3014, 2010.

NORRIS, T.R.; IANNOTTI, J.P. Functional outcome after shoulder arthroplasty for primary osteoarthritis: a multicenter study. **J Shoulder Elbow Surg**, v.11, n.2, p.130-5, 2002.

PASCOAL, A.G.; VAN DER HELM, F.F.; PEZARAT CORREIA, P.; CARITA, I. Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.15 Suppl 1, p.S21-4, 2000.

PATTERSON, R.M.; STEGINK JANSEN, C.W.; HOGAN, H.A.; NASSIF, M.D. Material Properties of Thera-Band Tubing. **Physical Therapy**, v.81, n.8, p.1437-1445, 2001.

POPPEN, N.K.; WALKER, P.S. Forces at the Glenohumeral Joint in Abduction. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.135, p.165-170, 1978.

POST, M.; JABLON, M.; MILLER, H.; SINGH, M. Constrained total shoulder joint replacement: a critical review. **Clin Orthop Relat Res**, n.144, p.135-50, 1979.

PRAAGMAN, M.; CHADWICK, E.K.; VAN DER HELM, F.C.; VEEGER, H.E. The relationship between two different mechanical cost functions and muscle oxygen consumption. **J Biomech**, v.39, n.4, p.758-65, 2006.

PRAAGMAN, M.; STOKDIJK, M.; VEEGER, H.E.; VISSER, B. Predicting mechanical load of the glenohumeral joint, using net joint moments. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.15, n.5, p.315-21, 2000.

RIBEIRO, D.C.; LOSS, J.F. Assessment of the propagation of uncertainty on link segment model results. **Motor Control**, v.14, p.411-423, 2010.

RINGELBERG, J.A. EMG and force production of some human shoulder muscles during isometric abduction. **Journal of Biomechanics**, v.18, n.12, p.939-947, 1985.

ROHLMANN, A.; BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; WEBER, U. Comparison of loads on internal spinal fixation devices measured in vitro and in vivo. **Medical Engineering and Physics**, v.19, n.6, p.539-546, 1997.

ROLF, C.; WESTBLAD, P.; EKENMAN, I.; LUNDBERG, A.; MURPHY, N.; LAMONTAGNE, M.; HALVORSEN, K. An experimental in vivo method for analysis of local deformation on tibia, with simultaneous measures of ground reaction forces, lower extremity muscle activity and joint motion. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v.7, n.3, p.144-151, 1997.

RUNCIMAN, R.J.; NICOL, A.C. **Shoulder Muscle and Joint Forces modelled for Real Life Activities**. XV Congress of the Société Internationale de Biomécanique. Paris: Actes. Paris, 1993. 1660-1661 p.

SIRVEAUX, F.; FAVARD, L.; OUDET, D.; HUQUET, D.; WALCH, G.; MOLE, D. Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. Results of a multicentre study of 80 shoulders. **J Bone Joint Surg Br**, v.86, n.3, p.388-95, 2004.

SMITH, L.K.; WEISS, E.L.; LEHMKUHL, L.D. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 5^a ed.:Editora Manole, São Paulo. 1997

SOARES, D.P.; VELLADO, D.; ROCHA, E.K.D.; CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F. Dinâmica Inversa no ciclismo: adaptações metodológicas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v.5, n.9, p.29-35, 2004.

SOGAARD, K.; LAURSEN, B.; JENSEN, B.R.; SJOGAARD, G. Dynamic loads on the upper extremities during two different floor cleaning methods. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.16, n.10, p.866-79, 2001.

SOSLOWSKY, L.J.; CARPENTER, J.E.; BUCCHIERI, J.S.; FLATOW, E.L. Biomechanics of the rotator cuff. **The Orthopedic clinics of North America**, v.28, n.1, p.17-30, 1997.

STEENBRINK, F.; DE GROOT, J.H.; VEEGER, H.E.; MESKERS, C.G.; VAN DE SANDE, M.A.; ROZING, P.M. Pathological muscle activation patterns in patients with massive rotator cuff tears, with and without subacromial anaesthetics. **Manual Therapy**, v.11, n.3, p.231-7, 2006.

STEENBRINK, F.; DE GROOT, J.H.; VEEGER, H.E.; VAN DER HELM, F.C.; ROZING, P.M. Glenohumeral stability in simulated rotator cuff tears. **J Biomech**, v.42, n.11, p.1740-5, 2009.

STEENBRINK, F.; MESKERS, C.G.M.; NELISSEN, R.G.H.H.; DE GROOT, J.H. The relation between increased deltoid activation and adductor muscle activation due to glenohumeral cuff tears. **Journal of Biomechanics**, v.43, n.11, p.2049-2054, 2010.

TEMPELHOF, S.; RUPP, S.; SEIL, R. Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v.8, n.4, p.296-299, 1999.

TERRIER, A.; REIST, A.; MERLINI, F.; FARRON, A. Simulated joint and muscle forces in reversed and anatomic shoulder prostheses. **J Bone Joint Surg Br**, v.90, n.6, p.751-6, 2008.

TERRY, G.C.; CHOPP, T.M. Functional Anatomy of the Shoulder. **J Athl Train**, v.35, n.3, p.248-255, 2000.

TORCHIA, M.E.; COFIELD, R.H.; SETTERGREN, C.R. Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis: long-term results. **J Shoulder Elbow Surg**, v.6, n.6, p.495-505, 1997.

TORRE, M.L.; MELO, M.D.O.; PASINI, M.; ARAÚJO, L.D.; CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F. Cálculo das forças internas na coluna lombar pela técnica da dinâmica inversa. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v.29, p.27-43, 2008.

VAN ANDEL, C.; VAN HUTTEN, K.; EVERS DIJK, M.; VEEGER, D.; HARLAAR, J. Recording scapular motion using an acromion marker cluster. **Gait Posture**, v.29, n.1, p.123-8, 2009.

VAN DER HELM, F. The 'reversed' glenohumeral endoprosthesis: The role of the rotator cuff muscles for stability and strength. **Journal of Biomechanics**, v.31, p.27, 1998.

VAN DER HELM, F.C. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. **Journal of Biomechanics**, v.27, n.5, p.527-50, 1994a.

_____. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. **Journal of Biomechanics**, v.27, n.5, p.551-69, 1994b.

VAN DRONGELEN, S.; VAN DER WOUDE, L.H.; JANSSEN, T.W.; ANGENOT, E.L.; CHADWICK, E.K.; VEEGER, D.H. Glenohumeral contact forces and muscle forces evaluated in wheelchair-related activities of daily living in able-bodied subjects versus subjects with paraplegia and tetraplegia. **Arch Phys Med Rehabil**, v.86, n.7, p.1434-40, 2005.

VECCHIA, E.D.; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. **Proposta de um modelo metodológico para determinação de forças internas do aparelho locomotor humano**. VII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Campinas, 1997. 189-194 p.

VECHIA, E.; SERRÃO, J.; RODRIGUEZ, M.; AMADIO, A. **Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano**. VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Florianópolis, 1999. p.

VEEGER, H.E. The position of the rotation center of the glenohumeral joint. **Journal of Biomechanics**, v.33, n.12, p.1711-5, 2000.

VEEGER, H.E.; MAGERMANS, D.J.; NAGELS, J.; CHADWICK, E.K.; VAN DER HELM, F.C. A kinematical analysis of the shoulder after arthroplasty during a hair combing task. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.21 Suppl 1, p.S39-44, 2006.

VEEGER, H.E.; ROZENDAAL, L.A.; VAN DER HELM, F.C. Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.17, n.3, p.211-8, 2002.

VEEGER, H.E.; VAN DER HELM, F.C. Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. **J Biomech**, v.40, n.10, p.2119-29, 2007.

VEEGER, H.E.; VAN DER HELM, F.C.; VAN DER WOUDE, L.H.; PRONK, G.M.; ROZENDAL, R.H. Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism. **J Biomech**, v.24, n.7, p.615-29, 1991.

VEEGER, H.E.; YU, B.; AN, K.N.; ROZENDAL, R.H. Parameters for modeling the upper extremity. **J Biomech**, v.30, n.6, p.647-52, 1997.

WATSON, M. Replacement of the shoulder. **Br Med J (Clin Res Ed)**, v.296, n.6633, p.1346-7, 1988.

WESTERHOFF, P.; GRAICHEN, F.; BENDER, A.; ROHLMANN, A.; BERGMANN, G. An instrumented implant for in vivo measurement of contact forces and contact moments in the shoulder joint. **Med Eng Phys**, v.31, n.2, p.207-13, 2009.

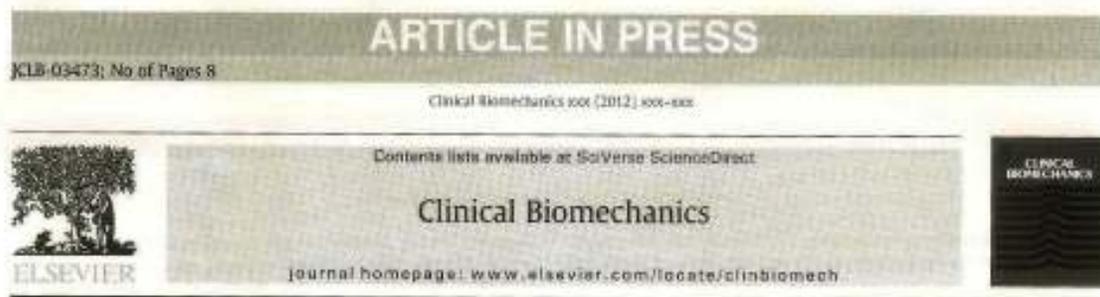
WIATER, J.; FABING, M. Shoulder Arthroplasty: Prosthetic Options and Indications. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v.17, n.7, p.415-425, 2009.

WIATER, J.M.; FABING, M.H. Shoulder Arthroplasty: Prosthetic Options and Indications. **J Am Acad Orthop Surg**, v.17, n.7, p.415-425, 2009.

WINTER, D.; FUGLEVAND, A.; ARCHER, S. Crosstalk in surface electromyography: theoretical and practical estimates. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.4, n.1, p.15-26, 1994.

WU, G.; VAN DER HELM, F.C.; VEEGER, H.E.; MAKHSOUS, M.; VAN ROY, P.; ANGLIN, C.; NAGELS, J.; KARDUNA, A.R.; MCQUADE, K.; WANG, X.; WERNER, F.W.; BUCHHOLZ, B. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. **Journal of Biomechanics**, v.38, n.5, p.981-992, 2005.

YAMAGUCHI, K.; DITSIOS, K.; MIDDLETON, W.D.; HILDEBOLT, C.F.; GALATZ, L.M.; TEEFEY, S.A. The Demographic and Morphological Features of Rotator Cuff Disease A Comparison of Asymptomatic and Symptomatic Shoulders. **The Journal of Bone and Joint Surgery (American)**, v.88, n.8, p.1699-1704, 2006.



Kinematic evaluation of patients with total and reverse shoulder arthroplasty during rehabilitation exercises with different loads

Joelly Mahnic de Toledo^{a,*}, Jefferson Fagundes Loss^{a,1}, Thomas W. Janssen^{b,c,2,3}, Jan W. van der Scheer^{d,4}, Tjarco D. Alta^{e,5}, W. Jaap Willems^{e,5}, Dirkjan (H.E.J.) Veeger^{b,f,2,6}

^a Physical Education School, Exercise Research Laboratory, Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

^b Research Institute MOVE, Faculty of Human Movement Sciences, VU University, Amsterdam, The Netherlands

^c Amsterdam Rehabilitation Research Center, Azada, Amsterdam, The Netherlands

^d Center for Human Movement Sciences, University of Groningen, University Medical Center Groningen, Groningen, The Netherlands

^e Department of Orthopaedic Surgery and Traumatology, Onze Lieve Vrouwe Gasthuis, Amsterdam, The Netherlands

^f Faculty of Mechanical, Maritime and Materials Engineering, Delft University of Technology, Delft, The Netherlands

ARTICLE INFO

Article history:
Received 26 January 2012
Accepted 25 April 2012

Keywords:
Shoulder
Arthroplasty
Kinematics
Scapulohumeral rhythm

ABSTRACT

Background: Following shoulder arthroplasty, any well-planned rehabilitation program should include muscle strengthening. However, it is not always clear how different external loads influence shoulder kinematics in patients with shoulder prostheses. The objective of this study was to describe shoulder kinematics and determine the contribution of the scapulothoracic joint to total shoulder motion of patients with total and reverse shoulder arthroplasties and of healthy individuals during rehabilitation exercises (anteflexion and elevation in the scapular plane) using different loading conditions (without external load, 1 kg and elastic resistance).

Methods: Shoulder motions were measured using an electromagnetic tracking device. A force transducer was used to record force signals during loaded conditions using elastic resistance. Statistical comparisons were made using a three-way repeated-measures analysis of variance with a Bonferroni post hoc testing.

Findings: The scapula contributed more to movement of the arm in subjects with prostheses compared to healthy subjects. The same applies for loaded conditions (1 kg and elastic resistance) relative to unloaded tasks. For scapular internal rotation, upward rotation and posterior tilt no significant differences among groups were found during both exercises. Glenohumeral elevation angles during anteflexion were significantly higher in the total shoulder arthroplasty group compared to the reverse shoulder arthroplasty group.

Interpretation: Differences in contribution of the scapula to total shoulder motion between patients with different types of arthroplasties were not significant. However, compared to healthy subjects, they were. Furthermore, scapular kinematics of patients with shoulder arthroplasty was influenced by implementation of external loads, but not by the type of load.

© 2012 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Shoulder arthroplasty constitutes a form of treatment for osteoarthritis in the shoulder and is currently widely used (Buck et al., 2008). The procedure is generally recognized as successful in terms of pain relief, while providing an improved, but nevertheless limited range of motion (RoM) (Bergmann et al., 2008; Veeger et al., 2006). Although

improvement in terms of RoM and function have been reported, it is not yet clear why optimal results are not always achieved or which factors influence these functional outcomes (Magermans, 2004).

There are different types of shoulder arthroplasty. Total shoulder arthroplasty (TSA) and reverse shoulder arthroplasty (RSA) are considered to be the most common in use (Buck et al., 2008). TSA provides reliable pain relief and improves function in most arthritic shoulders with an intact or reparable rotator cuff (Wiater and Fabing, 2009). However, TSA results are less satisfactory in patients with glenohumeral arthritis combined with severe rotator cuff deficiency or in patients with a failed primary arthroplasty in whom the rotator cuff is deficient or absent. For these shoulder conditions, for which reconstruction was previously considered unobtainable, RSA is a powerful new tool (Wiater and Fabing, 2009). Following this line of reasoning, the indication for each type of arthroplasty varies: TSA is usually performed on patients with an intact rotator cuff

* Corresponding author at: Rua Felizardo, 750, Jardim Botânico, Porto Alegre, RS, Brazil.

E-mail address: joellytoledo@hotmail.com (J.M. de Toledo).

¹ Address: Rua Felizardo, 750, Jardim Botânico, Porto Alegre, RS, Brazil.

² Address: De Boelelaan 1105 1081 HV Amsterdam, The Netherlands.

³ Address: Overtoom 283 1054 HW Amsterdam, The Netherlands.

⁴ Address: PO Box 72 9700 AB, Groningen, The Netherlands.

⁵ Address: Oosterpark 9 1091 AC Amsterdam, The Netherlands.

⁶ Address: Stesinweg 1 2628 CN Delft, The Netherlands.

ARTICLE IN PRESS

2

J.M. de Toledo et al. / *Clinical Biomechanics xxx (2012) xxx–xxx*

whereas RSA is performed on patients with primary cuff tear arthroplasty or those who need a revision arthroplasty involving a deficient rotator cuff.

Optimizing a patient's response to arthroplasty is the combination of a correctly performed surgical procedure and a well-planned post-operative rehabilitation program. The challenges lie in reestablishing normal motion, as well as dynamic stability and strength, which requires an adaptive and progressive system of rehabilitation consisting of appropriate applications of range of motion and strengthening (Bastis, 2005; Boardman et al., 2001; Brems, 1994).

Various exercises have been prescribed by physiotherapists focusing on shoulder muscle strengthening during rehabilitation of patients with shoulder injuries (Andersen et al., 2010; Hintermeister et al., 1998; Hughes and McBride, 2005; Hughes et al., 1998). Two commonly implemented methods of training involve exercises using machines or free weights and exercises involving elastic resistance (Hughes and McBride, 2005). Elastic resistance is commonly used for therapeutic exercise due to its low cost, simplicity, portability, versatility and non-reliance on gravity for resistance (Hughes and McBride, 2005; Hughes et al., 1998). Despite the popular use of the elastic resistance method during the management of shoulder rehabilitation, few studies have investigated the effect of such a tool on shoulder function. Most available literature with regard to elastic resistance, focuses on muscle electromyography (EMG) activity (Andersen et al., 2010; Hughes and McBride, 2005), without taking shoulder kinematics and especially scapular and glenohumeral motion into account.

A few studies have investigated three-dimensional (3D) upper-extremity motion patterns in patients with shoulder arthroplasty during movements without external load. Bergmann et al. (2008) studied patients with RSA and found that their glenohumeral elevation contributed roughly two-thirds of the total thoracohumeral elevation, which is comparable to healthy subjects. However, these patients were not able to actively use the full RoM provided by the prosthesis. Veeger et al. (2006) studied patients with TSA and hemi shoulder arthroplasty during a specific hair combing task. Both patient groups showed considerable limitations in glenohumeral RoM, when compared to controls, but between patient groups only axial rotation RoM was different. Alta et al. (2011) compared the kinematics of the arm in patients with a primary placed reverse prosthesis and those with a revision and concluded that active range of motion is better in primary placed prosthesis and that this difference is most noticeable mainly in the glenohumeral joint.

Since shoulder motion is a precise balance between mobility and stability (Veeger and van der Helm, 2007), attention must be paid to the joint kinematics while resistance is applied during the rehabilitation program to avoid possible injury causing factors. For example, research has demonstrated that alterations of scapular motion and position are associated with a wide variety of shoulder injuries (Ludewig and Cook, 2000; Ludewig and Reynolds, 2009). Moreover, Pascoal et al. (2000) also reported differences in the scapular kinematics of healthy subjects caused by external load, despite seemingly be unaffected by different load magnitudes. For this reason, the patient should not experience pain caused by possible kinematical alterations during strengthening exercises and shoulder dyskinesias should be avoided (Kibler and Sciascia, 2010). To ensure that strengthening exercises are indeed beneficial, it is important to understand the kinematics of the glenohumeral (GH) and scapulohumeral (ST) joints during rehabilitation exercises using these external loads. This certainly applies to patients with a shoulder replacement in which mechanical and proprioceptive changes are inevitable. Rehabilitation programs for these specific patients need even greater attention.

The main purpose of this study is to describe 3D scapular and glenohumeral kinematics for two patient groups and a healthy pilot group during two RoM tasks using different loads. The patient groups consist of patients with a total shoulder arthroplasty (TSA) and patients with a reverse shoulder arthroplasty (RSA). Kinematics are

reported during anteflexion and elevation in the scapular plane using different load situations (without external load, with 1 kg dumbbell and with elastic band resistance). We hypothesized that the contribution of the ST joint to arm elevation would be higher in patients with shoulder arthroplasty when compared to healthy pilots, whereas patients with a TSA would show a larger GH contribution than the RSA group, due to the different biomechanical principles between the two types of prostheses and a functional or non-functional rotator cuff. This means that to compensate for this loss in GH motion, more ST motion in the RSA group will be needed to be able to obtain the same thoracohumeral elevation angle. Furthermore, we hypothesized for all groups that loaded conditions would have a larger ST contribution to arm elevation than without load, while differences between the two load conditions are likely to be small.

2. Methods

2.1. Participants

Forty individuals participated in the study. Seventeen subjects (twenty shoulders/none revision) had a total shoulder arthroplasty (TSA group), eight subjects (nine shoulders/three revisions) a reverse shoulder arthroplasty (RSA group) and fifteen subjects had no problems (pain or injury) in the shoulder (pilot group). The average time between measurements and surgery, mean age, height, body mass of the patients and affected side are listed in Table 1. According to a clinical evaluation, all patients could perform their everyday activities independently, but when the activities implicated the involved arm, the activity level became restricted. The patients did not have other serious pathologies, which would otherwise be considered a contraindication for this kind of surgery. In the TSA patients the rotator cuff muscles were intact and in the RSA patients in nearly all cases only the supraspinatus and infraspinatus were absent. The indications for the reverse prosthesis were: primary cuff tear arthroplasty, arthritis following a massive cuff tear (a painful condition which also entails a considerable limitation of range of motion) or revision of an earlier failed shoulder prosthesis. The protocol was approved by the medical ethics committee and all subjects provided written informed consent before commencement of the experiment.

2.2. Data collection

A six degree-of-freedom electromagnetic tracking device, the Flock of Birds (Ascension Technology Inc., Burlington, Vermont, USA) was

Table 1
Demographic, anthropometric and clinical data of the subjects.

	Pilot group (n = 15 shoulders)	TSA group (n = 17 patients) shoulders)	RSA group (n = 8 patients) shoulders)	Differences among groups (p)
Age (years)	25.1 (3.7)	72.1 (10.3)	73.3 (9.4)	<0.001*
Height (cm)	182.3 (12.2)	166.9 (10.0)	166.5 (9.1)	<0.001*
Body mass (kg)	73.1 (12.5)	83.9 (21.7)	70.5 (11.1)	0.118
Affected side	-	10=right 10=left	6=right 3=left	
Revision	-	-	3	
Time between measurements and surgery (months)	-	33 (18)	57 (24)	

Values expressed as mean (standard deviation). TSA: total shoulder arthroplasty, RSA: reverse shoulder arthroplasty.

* Statistical differences ($P < 0.05$) between pilot group and both patient groups.

Please cite this article as: de Toledo, J.M., et al., Kinematic evaluation of patients with total and reverse shoulder arthroplasty during rehabilitation exercises with different loads, *Clin. Biomech.* (2012), doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.04.009

ARTICLE IN PRESS

J.M. de Toledo et al. / Clinical Biomechanics xxx (2012) xxx–xxx

3

used to collect the kinematic data. According to the manufacturer, the system specifications regarding measurement accuracy are 0.76 cm and 0.5° RMSE for position and orientation, respectively. This device consists of one extended-range transmitter that creates a 3D magnetic field. Electromagnetic sensors were attached to the sternum, humerus, forearm, and acromion (Johnson et al., 1993). The sensor in the sternum was located at the upper extremity of the sternum, the humeral sensor was located at the middle part of the arm, the sensor in the forearm was located at the middle part of the forearm and the sensor on the acromion was placed in the flattest part of the acromion. The sensors on the sternum and acromion were attached to the skin with double-sided adhesive tape and covered with a Fixomull stretch self-adhesive bandage (Beiersdorf AG, Hamburg, Germany) and the arm and forearm sensors were fitted on a cuff. An additional sensor was attached to a pointer and used to digitize 13 bony landmarks relative to their sensors (Meskers et al., 1998). The pointer is a non-metal object with a fine point upon which a kinematic sensor can be secured and that assists in locating segment endpoints and other bony landmarks with greater precision. The local vectors from bony landmarks to sensors were calculated and were used to construct anatomical local coordinate systems for thorax, humerus scapula and forearm using the MotionMonitor software (Innovative Sports Training, Inc., Chicago, Illinois, USA) and following the ISB standardization proposal for the upper extremity (Wu et al., 2005). For the humerus, the proximal landmark was assumed to be in the glenohumeral rotation center estimated by the rotation method (Veeger, 2000).

A 1-degree-of-freedom force transducer (FUTEK Advanced Sensor Technology, Inc., Irvine, California, USA) with a sample frequency of 1000 Hz, capacity of 445 N, and precision of 0.4 N was used to record force in the RoM tasks using the elastic resistance band. The force transducer was attached to the floor and to the bottom component of the elastic device (Fig. 1).

The net moment was calculated for all tasks with external load and it was defined as the sum of the segment's weight moment and the external load moment. The weight of the segment was obtained from anthropometric tables (Dempster, 1955) with inertial effects not being taken into account because of the low execution speed. The dumbbell moment was defined as the cross product of the dumbbell's weight and moment arm, and the elastic band moment was calculated by the cross product of the elastic band force (expressed by the force transducer) and the moment arm of the force direction. To determine the elastic band force direction, the base of the force transducer was pointed/digitized and the direction was determined as the vector between this base and the midpoint between the styloideus ulnaris and styloideus radialis landmarks (that were digitized beforehand). The elastic resistance device used is a Theraband® (yellow) with an initial length of 70 cm. To realize the same initial length for everybody, all subjects were asked to stand on a 35 cm high platform during the data collection of RoM tasks with the elastic resistance band and a rope between the elastic band while the force transducer was used to adapt to each subject's height, when necessary, and maintain the same 70 cm of initial length for all participants. During the other load situations (without external load and with 1 kg dumbbell) the subjects seated in a chair.

Two actively performed RoM tasks were measured in three different load situations (without external load, with 1 kg dumbbell and with elastic band resistance). The RoM tasks consisted of elevation in the sagittal plane (anteflexion) and elevation in the scapular plane (at an angle of 30° anterior from the frontal plane). Since it is quite common for patients to have a severely limited RoM, subjects were instructed to reach up to 90° elevation with both arms during the RoM task and these angles and the plane of elevation were maintained by using a semicircular board that subjects could follow as a reference. The data collection order was always the same for all subjects: 1) anteflexion without external load, 2) anteflexion with 1 kg, 3) elevation in scapular plane without



Fig. 1. Elastic band resistance and force transducer. The reference board, for indication of the requested arm elevation, has been temporarily removed for clarity purposes.

external load, 4) elevation in scapular plane with 1 kg, 5) anteflexion with elastic resistance, 6) elevation in scapular plane with elastic resistance. Dynamic tracking of the scapula is difficult, but up to 90° of elevation it is still possible using an acromion sensor (van Andel et al., 2009). The subjects were asked to perform each task three times without load and twice with loads. All patients were instructed to stop the task if they experienced any pain during the data collection.

Scapular and humeral motions were calculated relative to the thorax (scapulothoracic and thoracohumeral motion) and scapula (glenohumeral motion). The motions of the humerus were also calculated as scapulothoracic or glenohumeral motions, i.e. the humerus relative to the scapula. Joint angles were defined based on the International Society of Biomechanics standardization proposal of the International Shoulder Group (Wu et al., 2005) and data from left shoulders were mirrored to the right before further data processing. All angles were defined using a fixed sequence of rotations (each related to a principal plane), also known as Euler angles. The sequence of rotations for thoracohumeral and glenohumeral angles was YXY, which means that the plane of elevation is determined first, elevation angle second and axial rotation last. For scapulothoracic motion the sequence was YXZ, which represents internal/external rotation followed by upward/downward rotation and anterior/posterior tilt (Doorenbosch et al., 2003).

The contribution of the ST joint was expressed by the scapulothoracic rhythm calculated by the ratio of the glenohumeral elevation angle over the scapular upward rotation (slope of the regression line). Glenohumeral elevation angles and all scapulothoracic angles were selected for further analysis. All trials from each patient were used for further processing.

ARTICLE IN PRESS

4

J.M. de Toledo et al. / Clinical Biomechanics xxx (2012) xxx–xxx

From the dynamic motions, kinematic measures are presented for 15, 30, 45, 60, 75 and 90° of thoracohumeral elevation.

2.3. Statistical analysis

The Shapiro–Wilk test indicated that the overall data were normally distributed. Comparisons of mean age, height and body mass between pilot group and both patient groups were performed with a one-way analysis of variance test. Comparisons of the kinematic data were completed by means of a 3 × 3 × 6 three-way repeated-measures analysis of variance for each separate Euler angle with the factors “load” (without load, 1 kg dumbbell and elastic band resistance), “group” (pilot, TSA and RSA), and thoracohumeral elevation angle (15, 30, 45, 60, 75, and 90). In the presence of significant interactions, one-way analysis of variance was calculated at each level of the interacting factor. Comparisons of net moment at 90° of thoracohumeral elevation were done by means of a one-way analysis of variance with the factor “group”. Bonferroni post hoc testing was used where appropriate to adjust for multiple pairwise comparisons across groups and loads. The significance level was set at 0.05.

3. Results

3.1. Net moment

The net moment values for all groups during anteflexion and elevation in the scapular plane with 1 kg dumbbell and elastic band resistance are shown in Fig. 2. Net moment presented the lowest value at the beginning of the RoM and the peak value at 90° of shoulder elevation. A significant main effect of group was detected for both exercises and loads. The net moment at 90° of thoracohumeral elevation was higher in the pilot group compared with the TSA group during anteflexion and elevation in scapular plane with 1 kg dumbbell and during anteflexion with elastic band resistance. No significant differences were found between either patient groups.

3.2. Effect of groups on scapulohumeral rhythm, scapulothoracic and glenohumeral motion

A statistically significantly smaller average ratio was found between glenohumeral elevation and scapular upward rotation for TSA and RSA groups than for the pilot group in all load situations, showing that the scapula contributes more to movement of the arm in subjects with a shoulder arthroplasty compared with healthy subjects (Fig. 3).

For scapular internal rotation, upward rotation and posterior tilt no significant differences among groups were found during anteflexion or during elevation in the scapular plane. On the other hand, the glenohumeral elevation angle was significantly higher during anteflexion in the TSA group than in the RSA group (49°SD 1.5° versus 42° SD 2.1°, $P=0.038$), while only a tendency towards a main effect of group was detected for glenohumeral elevation during elevation in the scapular plane ($P=0.06$).

3.3. Effect of loads on scapulohumeral rhythm, scapulothoracic and glenohumeral motion

The scapula contributed more to externally resisted movements of the arm compared with movements using just arm's weight (Fig. 3). This was visible as a lower and statistically significant average ratio for situations with 1 kg dumbbell and elastic band resistance for all groups than for movements without external load.

For scapular internal rotation, significant differences were found among loads during anteflexion ($P=0.04$) and elevation in the scapular plane ($P=0.04$). Across all thoracohumeral elevation angles, the scapula relative to the thorax was significantly more internally rotated during anteflexion with 1 kg dumbbell (an average of 33.5° SD 1.4°) when compared with no external load (an average of 32.7° SD 1.3°).

No main effect of load for upward rotation during anteflexion ($P=0.66$) and elevation in the scapular plane ($P=0.18$) was detected.

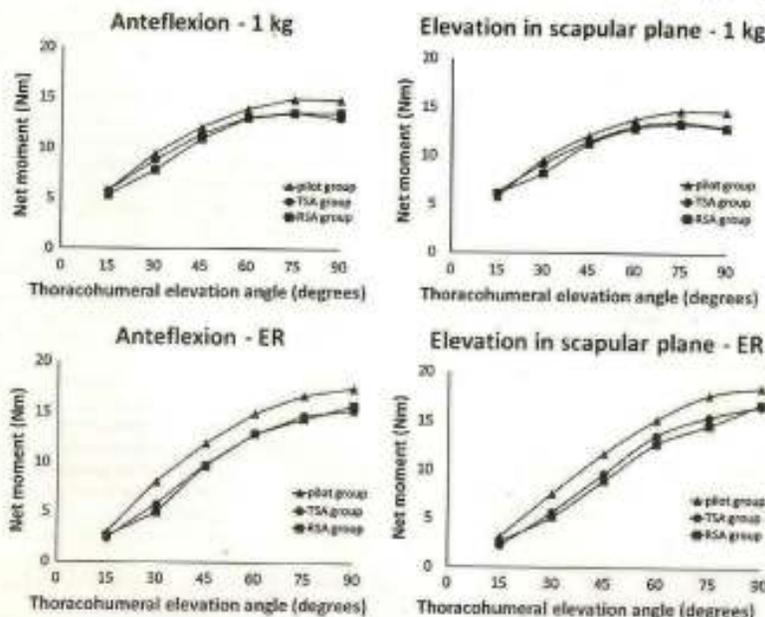


Fig. 2. Net moment calculated for both exercises using 1 kg dumbbell and elastic band resistance (ER) for all groups. TSA: total shoulder arthroplasty. RSA: reverse shoulder arthroplasty.

Please cite this article as: de Toledo, J.M., et al., Kinematic evaluation of patients with total and reverse shoulder arthroplasty during rehabilitation exercises with different loads, Clin. Biomech. (2012), doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.04.009.

ARTICLE IN PRESS

J.M. de Toledo et al. / Clinical Biomechanics xxx (2012) xxx–xxx

5

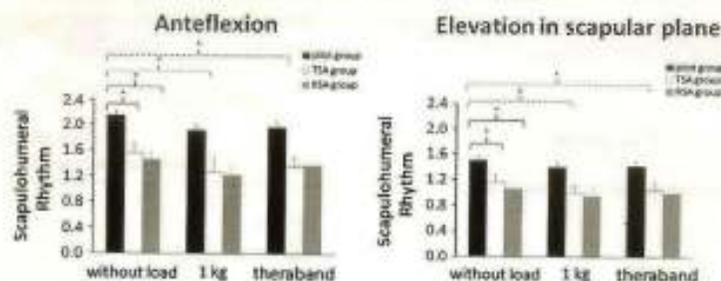


Fig. 3. Scapulohumeral rhythm during anteflexion and elevation in the scapular plane. *Significant differences ($P=0.05$). Dotted curly brackets represent differences in load situations and solid curly brackets represent differences among groups. TSA: total shoulder arthroplasty. RSA: reverse shoulder arthroplasty.

(Fig. 4). On the other hand, two interaction effects during anteflexion were significant: angle \times group ($P<0.001$) and angle \times load ($P<0.001$). In the pilot group, the scapula was more upwardly rotated in the without load situation compared with 1 kg dumbbell at 30° and 45° of thoracohumeral elevation. In the same group, the scapula was also more upwardly rotated in the without load situation compared with elastic band resistance at 15° and 30° of thoracohumeral elevation.

In some thoracohumeral angles for the TSA group the opposite occurred: greater upward rotation was seen with 1 kg dumbbell compared with the without load situation at 45°, 60° and 75° of thoracohumeral elevation. No differences were detected among the three loads across all thoracohumeral elevation in the RSA group. All these results for upward rotation can be seen in Fig. 4. No significant differences among loads during anteflexion ($P=0.18$) and elevation in the scapular plane ($P=0.27$) were detected for posterior tilt.

No main effect of load ($P=0.46$) was detected for glenohumeral elevation angle during elevation in the scapular plane. Other than that, one interaction was significant: load \times group ($P=0.03$). At 90° of thoracohumeral elevation with elastic band resistance, the GH elevation angle was higher in the pilot group (mean of -64.6° SD 5.9°) compared with RSA group (mean of -52.8° SD 12.3°) and also higher in the TSA group (mean of -63° SD 7.6°) compared with the RSA group (mean of -52.8° SD 12.3°). The RSA group showed more GH elevation during the without load situation when compared with 1 kg dumbbell at 30°, 45°, and 60° of thoracohumeral elevation. The other groups did not show this load influence on GH elevation angle (Fig. 5).

4. Discussion

The hypotheses of the present study were that the contribution of the ST joint to arm elevation would be higher in patients with shoulder arthroplasties when compared to healthy pilots. Furthermore, the loaded conditions were expected to make a larger ST contribution to arm elevation than without load, while differences between the two load conditions were expected to be minimal.

Our results showed that patients with a shoulder arthroplasty indeed presented a smaller GH elevation angle compared to healthy subjects. Between patient groups, the TSA group presented higher GH elevation angles compared to the RSA group in some load conditions (for example at 90° of elevation in the scapular plane with elastic band resistance), which was in accordance with our expectation. The GH elevation angles in our patients were similar to the RoM presented by a group of patients with hemi and total shoulder arthroplasties (35°–55°) (Veeger et al., 2006). During anteflexion, the TSA group presented an average GH elevation angle of 49° SD 1.5° and the RSA group of 42° SD 2.1° . Furthermore, when compared to the results of our pilot group, GH elevation angles were lower for both patient groups in accordance with this same study that showed a GH angle of 85° for the pilot group and 35–55° for patients with a

shoulder arthroplasty (Veeger et al., 2006). Based on these results, it may well be worthwhile paying more attention to training the rotator cuff muscles in TSA patients to increase GH mobility. In most cases, the arthritis was chronic which will lead to non-functional rotator cuff muscles. For RSA patients on the other hand, rehabilitation should focus mainly on the deltoid muscle as this muscle compensates for the deficient rotator cuff muscles (Boileau et al., 2005).

Bergmann et al. (2008) also calculated scapular contribution for patients with RSA. Their results for maximal active unloaded anteflexion are 1.7 and for abduction 1.6. Comparing this data with our study, it is possible to recognize differences: we found a ratio of 1.4 for anteflexion and 1.1 for the scapular plane. Furthermore, the authors stated that the reverse arthroplasty seems to enable a scapulohumeral rhythm during arm elevation similar to that found in healthy subjects (Groot et al., 1998) in contrast to the standard total shoulder arthroplasty. Our findings conflict with this statement because we did not find differences between both groups of patients regarding scapulohumeral rhythm up to 90° of elevation. However, it is not possible to compare these results directly, since the ratio calculation is different: in our study we calculated the ratio between the GH elevation angle and scapular upward rotation and Bergmann et al. (2008) calculated the ratio between peak thoracohumeral elevation angles and peak GH elevation angles. Even when calculating in a similar way for comparison, we found a ratio of 1.3 for anteflexion without external load for both patients group, which again showed different results from those presented by Bergmann et al. (2008).

With regard to the effect of different loads, our results showed that there is no difference in kinematic motion patterns between 1 kg dumbbell and elastic tubing and dumbbells and our main finding was the comparable high level of muscle activation, also indicating that both types of exercise can be implemented equally during rehabilitation (Andersen et al., 2010). As in clinical practice the use of elastic band resistance is a very common alternative method; the results of our study suggest that it could be used when dumbbells are not feasible, without having any disadvantages for the rehabilitation process. Specific protocols and methods have been described which advocate exclusive use of elastic bands in strengthening the rotator cuff muscles (Hughes and McBride, 2005). For this reason, it must be taken into consideration as a very important tool in shoulder rehabilitation programs.

The present results also showed that the load influence is different for each group, depending on thoracohumeral elevation angle. In the TSA and RSA groups, for example, greater upward rotation was seen in the 1 kg situation compared with the without load situation, indicating more upward rotation in extra-load situations in some thoracohumeral elevation angles. Conversely, in the pilot group there was more upward rotation during without load situation compared to 1 kg dumbbell and elastic band resistance in some

ARTICLE IN PRESS

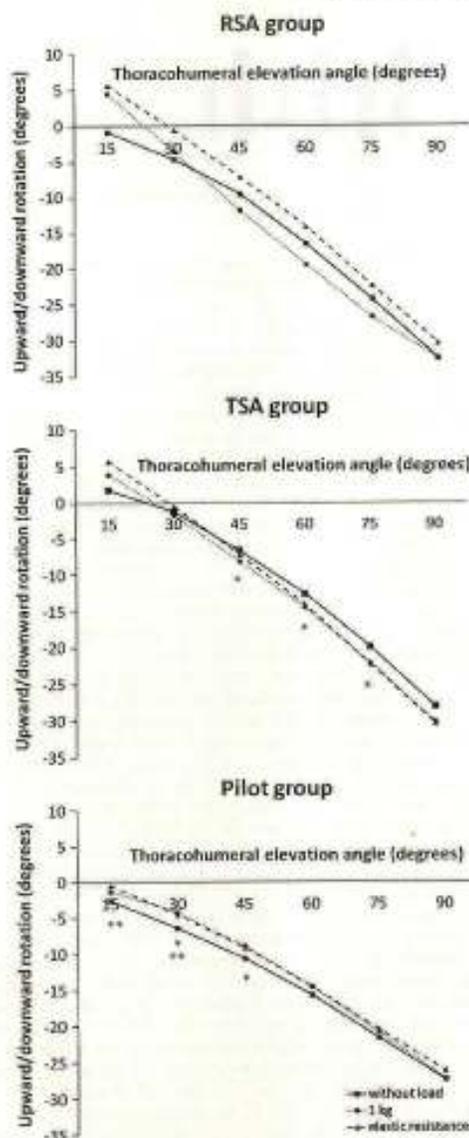
J.M. de Toledo et al. / *Clinical Biomechanics xxx (2012) xxx–xxx*

Fig. 4. Scapular upward rotation (mean values) during anteflexion for all groups and load situations. Load legends are equal for all groups. * Significant difference between without load situation and 1 kg dumbbell ($P < 0.05$). ** Significant difference between without load situation and elastic band resistance ($P < 0.05$). TSA: total shoulder arthroplasty, RSA: reverse shoulder arthroplasty.

thoracohumeral elevation angles. One study has found the same behavior in healthy subjects; greater upward rotation when the external load (5% of subject's body mass) was applied at 60° and 90° of shoulder abduction (Forte et al., 2009). On the other hand, de Groot et al. (1999) concluded that there is no meaningful influence of external load on scapular orientation in different humeral abduction positions in healthy subjects. Such differences could be explained by the different ways scapular kinematics is analyzed: both studies have

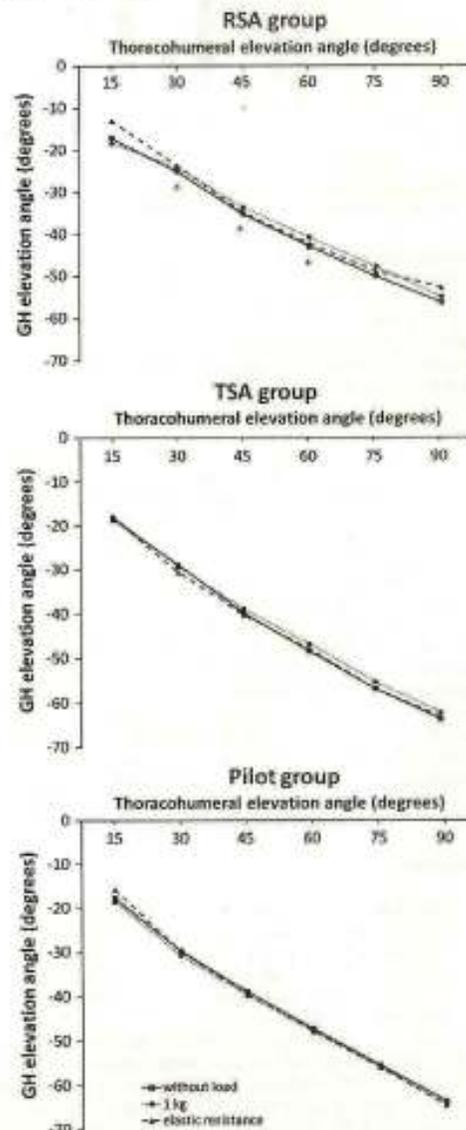


Fig. 5. Glenohumeral elevation angle (mean values) during elevation in the scapular plane for all groups and load situations. Load legends are equal for all groups. * Significant difference between without load situation and 1 kg dumbbell ($P < 0.05$). TSA: total shoulder arthroplasty, RSA: reverse shoulder arthroplasty.

used the quasi-static method and the present study used dynamic tracking of the scapula.

The contribution of the GH and scapular motion is not well documented in patients with a shoulder arthroplasty. Furthermore, the influence of external loads on GH and scapular kinematics of these patients has also not been well discussed in the literature. The present study showed similarities between 1 kg dumbbell and elastic band resistance with regard to scapular kinematics during anteflexion and elevation in the scapular plane. Although not specifically investigated in this study,

some differences may still exist. Whereas the 1 kg situation provides constant downward force and inertia, elastic resistance increases linearly with elongation of the material without any inertia effects (Patterson et al., 2001). Nevertheless, joint torque curves of elastic band resistance training mimic joint torque curves of training with free weights, depending on the angle of pull (e.g., torque is increased similarly during shoulder abduction from 0° to 90° due to elongation of the material and increased lever arm length, respectively) (Andersen et al., 2010). The results of the present study confirmed this torque behavior, showing that both types of load situations increase their net moment up to 90° of shoulder elevation. Furthermore, a higher torque was found in the pilot group, which can probably be explained by the differences in arm lengths of the subjects. As the RoM of this study was only up to 90°, this range may have had some influence on our results since the results would probably be different in higher movements where the torque of free weights would decrease after 90° of elevation and the torque of elastic band resistance would further increase.

It was clear that the literature has demonstrated different results for shoulder elevation tasks, sometimes showing this elevation as a complete thoracoacromial motion and at other times as GH and ST motions. For this reason, our objective in this discussion was only to compare our data with arm movements measured and analyzed in a similar setup. No study has been found with patients with shoulder arthroplasties and exercises using external loads.

This study presents some limitations. The patients and pilot subjects were of different ages, which results in variations in muscle strength, proprioception and even the presence of osteoarthritis might have influenced the results. Ideally, it would be better to have a pilot group with a mean age close to that of the patients. However, it is difficult to select people without a history of shoulder complaints above 70 years of age. Moreover, it is also unclear how aging affects shoulder kinematics. One study that has investigated the relationship between aging and scapulothoracic motion showed that one of the effects of aging on the shoulder is a decrease of posterior tilt and upward rotation angle at 90° of abduction (Endo et al., 2004). However, seeing as these authors have not found similar data to compare their results, the effects of aging on shoulder kinematics are not well-marked. Furthermore, the same load used for all groups certainly represented different challenges for each individual subject, but it facilitates the comparison with the literature that usually use the same load applied in different subjects. Additionally, the task range restricted to 90° of elevation made the comparison of our results with literature difficult. On the other hand, this range facilitated the dynamic scapula tracking during the data collection and was a range that was feasible for our patient group, whereas higher elevation angles would likely be too challenging (Bergmann et al., 2008). Furthermore, the methodology used to register shoulder kinematics also has limitations but it is considered suitable and precise for dynamic recordings of scapular rotations only when the acromion sensor is not replaced and in lower elevation angles (Meskers et al., 2007). Moreover, the results of this study indicated significant but small differences for glenohumeral elevation angles between groups and conditions. The clinical value of these differences is as yet unknown and difficult to interpret. On a more general level, our results should probably be read as general indications that load does influence motion pattern in patients with shoulder arthroplasty, irrespective of the type of prosthesis, but that type of loading is of lesser importance. Also, the differences in kinematic alterations due to conditions between the pilot group and our patients are likely more indicative of a different scapular role. Finally, it should be noted that the data presented represent average values across all subjects of each group. Substantial variability was noted among individual subjects, and not all subjects demonstrated these average patterns. For this reason, it might be possible to find different kinematic patterns in specific patients during the clinical practice compared to our average results.

5. Conclusion

The present study suggests that for a same shoulder RoM, patients with a shoulder arthroplasty will have a higher scapular motion, compensating for a loss of glenohumeral motion (prosthesis) even at low angles (i.e. 90° of elevation). Furthermore, scapular kinematics of patients with shoulder arthroplasty is also influenced by the implementation of external loads, but not by the type of load (1 kg dumbbell or elastic band resistance). For this reason, in both types of load subjects would be expected to present a higher scapular contribution during arm movements in a shoulder rehabilitation program.

Conflict of interest statement

The authors confirm that there are no financial and personal relationships with other people or organizations that could inappropriately influence (bias) the present work.

Acknowledgments

This project was supported by grants from CAPES—Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior and Tornier SA France.

References

- Alba, T.D., Bergmann, J.H., Veeger, D.J., Jansen, T.W., Burger, B.J., Scholten, V.A., et al., 2011. Kinematic and clinical evaluation of shoulder function after primary and revision reverse shoulder prostheses. *J. Shoulder Elbow Surg.* 20, 564–570.
- Andersen, L.L., Andersen, C.H., Mortensen, O.S., Poulsen, O.M., Bjørnfeld, I.B.T., Zebis, M.K., 2010. Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: comparison of dumbbells and elastic resistance. *Phys. Ther.* 90, 538–548.
- Bast, J., 2005. Rehabilitation of shoulder arthroplasty. *Shoulder Arthroplast.* 107.
- Bergmann, J.H., De Leeuw, M., Jansen, T.W., Veeger, D.H., Wilens, W.J., 2008. Contribution of the reverse endoprosthesis in glenohumeral kinematics. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 466, 594–598.
- Boorman, B., N.D., Corfield, R.H., Bengtson, K.A., Little, R., Jones, M.C., Rowland, C.M., 2001. Rehabilitation after total shoulder arthroplasty. *J. Arthroplast.* 16, 483–488.
- Boileau, P., Warkentin, D.J., Hatzidakis, A.M., Balg, F., 2005. Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics. *J. Shoulder Elbow Surg.* 14, 1475–1615.
- Briem, J.J., 1994. Rehabilitation following total shoulder arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 70–85.
- Buck, F., Jost, T., Höller, J., 2008. Shoulder arthroplasty. *Eur. Radiol.* 18, 2937–2948.
- De Groot, J.H., Van Wassen, W., Van Der Helm, F.C., 1989. Effect of different arm loads on the position of the scapula in abduction postures. *Clin. Biomech.* 4, 309–314.
- Dempster, W.T., 1955. Space requirements of the seated operator. *WADC Tech. Rep.* 55158, 55–159.
- Dierendonck, C.A., Harlaar, J., Veeger, D.H., 2003. The globe system: an instantaneous description of shoulder positions in daily life movements. *J. Rehabil. Res. Dev.* 40, 147–155.
- Enka, K., Yokota, K., Yasui, H., 2004. Influence of age on scapulo-thoracic orientation. *Clin. Biomech.* 19, 1009–1013.
- Ferre, F.C., Peduzzi De Castro, M., Matric De Toledo, J., Ribeiro, D.C., Lora, J.F., 2009. Scapular kinematics and scapulohumeral rhythm during resisted shoulder abduction—implications for clinical practice. *Phys. Ther. Sport* 10, 105–111.
- Groot, J.H.D., Vahstra, E.R., Artooth, H.J., 1986. Velocity effects on the scapulo-humeral rhythm. *Clin. Biomech.* 13, 593–602.
- Himmermeyer, R.A., Lange, G.W., Schulthais, J.M., Bey, M.J., Hawkins, R.J., 1998. Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. *Am. J. Sports Med.* 26, 210–220.
- Hughes, C., Hurd, K., Jones, A., Spejtle, S., 1999. Resistance properties of theraband tubing during shoulder abduction exercise. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 29, 413–420.
- Hughes, C.J., McBride, A., 2005. The use of surface electromyography to determine muscle activation during isotonic and elastic resistance exercises for shoulder rehabilitation. *Orthop. Phys. Ther.* 17, 18–23.
- Johnson, G.R., Stuart, P.R., Mitchell, S., 1993. A method for the measurement of three-dimensional scapular movement. *Clin. Biomech.* 8, 265–275.
- Kibler, W.B., Sciascia, A., 2010. Current concepts: scapular dyskinesis. *Br. J. Sports Med.* 44, 300–305.
- Ladwig, P.M., Cook, T.M., 2000. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys. Ther.* 80, 276–291.
- Ladwig, P.M., Reynolds, J.F., 2009. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 39, 90–104 February.
- Magermans, D.J., 2004. Biomechanical analysis of shoulder arthroplasty. PhD. Delft University.

ARTICLE IN PRESS

8

J.M. de Toledo et al. / *Clinical Biomechanics* xxx (2012) xxx–xxx

- Meskers, C.G., Van De Sande, M.A., De Groot, J.H., 2007. Comparison between tripod and skin-fixed recording of scapular motion. *J. Biomech.* 40, 941–946.
- Meskers, C.G., Vermeulen, H.M., De Groot, J.H., Van Der Helm, F.C., Rosing, P.M., 1998. 3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electromagnetic tracking device. *Clin. Biomech.* 13, 280–282.
- Pascoal, A.G., Van Der Helm, F.C., Pezarat Correia, P., Carita, L., 2000. Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. *Clin. Biomech.* 15 (Suppl. 1), S21–S24.
- Patterson, E.M., Stegink James, C.W., Hogan, H.A., Nassif, M.D., 2001. Material properties of theta-hand tubing. *Phys. Ther.* 81, 1437–1445.
- Van Andel, C., Van Hatten, K., Everaert, M., Veeger, H., Harlaar, J., 2009. Recording scapular motion using an acromion marker cluster. *Gait Posture* 29, 123–128.
- Veeger, H.E., 2000. The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *J. Biomech.* 33, 1711–1715.
- Veeger, H.E., Algermans, D.J., Nagels, J., Chadwick, E.K., Van Der Helm, F.C., 2005. A kinematical analysis of the shoulder after arthroplasty during a hair combing task. *Clin. Biomech.* 21 (Suppl. 1), S39–S44.
- Veeger, H.E., Van Der Helm, F.C., 2007. Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. *J. Biomech.* 40, 2110–2129.
- Wilder, J., Fabing, M., 2000. Shoulder arthroplasty: prosthetic options and indications. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 17, 415–425.
- Wu, G., Van Der Helm, F.C., Veeger, H.E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., et al., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J. Biomech.* 38, 981–992.

ANEXO A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TOESTEMMINGSFORMULIER

REVERSED SCHOUDER PROTHESE
 een monocenter , prospectieve studie naar de klinische resultaten van de reversed
 schouderprothese.

Ondergetekende verklaart:

- Schriftelijk en mondeling geïnformeerd te zijn over het onderzoek.
- In de gelegenheid geweest te zijn vragen te stellen over dit onderzoek en hierop voldoende antwoord te hebben gekregen.
- Vrijwillig mee te werken aan het onderzoek, doch behoud mij het recht voor op elk moment mijn deelname aan het onderzoek te kunnen beëindigen.

Naam patiënt

Naam arts.....

Handtekening patiënt

Handtekening arts

Datum

Datum

Versie 1.0



ANEXO B - Aprovação no Comitê de Ética do Hospital *Onze Lieve Vrouwe Gasthuis*

onze lieve vrouwe gasthuis

postbus 95500, 1090 HN amsterdam
oosterpark 9, amsterdam
telefoon (020) 599 91 11

medisch-ethische toetsingscommissie (metc)

dr. W.J. Willems
Orthopedie
Onze Lieve Vrouwe Gasthuis

datum:
24 juni 2005

ons kenmerk:
WO 05.027
metc@olvg.nl

doorkiesnummer / fax:
(020) 599.3875 / (020) 599.3378

betreft: positief oordeel WMO-onderzoek

Bestluit betreffende het onderzoek:

"Bewegingsanalyse van de REVERSED schouder endoprothese met behulp van "Flock of Birds" methode, een 3 dimensionele meting van de bewegingsuitslagen van de schouder."

De Medisch Ethische Toetsingscommissie van het OLVG, bevoegd tot het oordelen op grond van de WMO art. 2 lid 2 onder a, heeft kennis genomen van bovenvermeld onderzoek. Het protocol en de overige bescheiden ontving de METC op 10 mei 2005.

De METC is tot de conclusie gekomen dat het protocol voldoet aan de voorwaarden van artikel 3 van de WMO en heeft een **positief oordeel** uitgesproken over bovengenoemd onderzoek.

Bij de beoordeling zijn de volgende documenten betrokken:

- protocol, versie mei 2005
- patiënteninformatie en toestemmingsverklaring, versie mei 2005
- ABR-formulier

Het betreft een multicentertrial die zal worden uitgevoerd in het Onze Lieve Vrouwe Gasthuis en het Revalidatie Centrum Amsterdam onder verantwoordelijkheid van dr. W.J. Willems.

De METC heeft op 20 juni j. een positief advies ontvangen van de directie van het Revalidatie Centrum Amsterdam. De Raad van Bestuur van het OLVG heeft toestemming gegeven voor uitvoering van het onderzoek in het OLVG.

De METC van het OLVG is van oordeel dat:

- aannemelijk is dat het onderzoek zal resulteren in een nieuw inzicht op het gebied van de medische wetenschap;
- het nieuwe inzicht niet verkregen kan worden op een wijze die minder bezwaarlijk is uit het oogpunt van de bescherming van de proefpersoon;
- het belang van het nieuwe inzicht opweegt tegen de bezwaren die voor proefpersonen verbonden zijn aan deelname aan het onderzoek;
- de informed-consent-procedure zorgvuldig is vormgegeven;
- het onderzoek ook overigens voldoet aan redelijkerwijs daaraan te stellen en toetsbare eisen.



De METC heeft ontheffing verleend van de verzekeringsplicht van artikel 7 WMO, zoals uitgewerkt in het Besluit verplichte verzekering bij medisch-wetenschappelijk onderzoek met mensen van 23 juni 2003, gezien het feit dat deelname aan de studie geen risico meebrengt voor de proefpersonen.

De Medisch Ethische Toetsingscommissie van het OLVG wijst u er gaarne op dat:

- een afschrift van dit oordeel + een samenvatting van het onderzoek wordt toegezonden aan de Centrale Commissie Mensgebonden Onderzoek in Den Haag;
- de uitvoerder van het onderzoek verplicht is om, indien het onderzoek een verloop neemt dat in noemenswaardige mate ongunstiger is voor de proefpersoon dan in het onderzoeksprotocol staat beschreven, dit terstond aan de METC te melden;
- wijzigingen in het onderzoeksprotocol pas mogen worden doorgevoerd nadat de METC een positief oordeel heeft uitgesproken over deze wijzigingen;
- voortijdige beëindiging van het onderzoek met vermelding van de redenen, aan de METC gemeld dient te worden;
- u pas kunt starten met het onderzoek, na toestemming van de Raad van Bestuur;
- u de daadwerkelijk startdatum van het onderzoek, alsmede de datum van afsluiting van het onderzoek dient te melden aan de METC
- U een aanvang dient te maken met de uitvoering van de studie binnen een jaar na dagtekening van dit oordeel.

Op grond van art. 23 WMO kan degene wiens belang rechtstreeks bij dit besluit betrokken is, daartegen binnen 6 weken na de dag waarop het besluit bekend is gemaakt, administratief beroep aantekenen bij de Centrale Commissie Mensgebonden Onderzoek (CCMO), Postbus 16302, 2500 BH Den Haag.

Hoogachtend,
namens de Medisch-Ethische Toetsingscommissie,

drs. K. Bloemendaal,
voorzitter

Cc: - Raad van Bestuur OLVG
- CCMO
- Revalidatie Centrum Amsterdam, t.a.v. dhr P.A. Koppe, medisch directeur
- dr. W.J. Willems, orthopedie OLVG

Samenstelling commissie:

Drs. K. Bloemendaal	cardio-pulmonaal chirurg, voorzitter
Mw. mr. drs. W. Camstra	jurist
Drs. H.P.J. Ekkes	klinisch psycholoog
Drs. S.A.A. Evers	pastor, ethicus
Dr. E.J.F. Franssen	klinisch farmacoloog
Mw. dr. C.W.H. de Fijter	internist
Dr. F. Kiemeneij	cardioloog
Mw. E. van Oorschot	verpleegkundige
Drs. J.P. Detering	lekenlid
Dr. A.C. Vahl	chirurg, methodoloog