

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

Joelly Mahnic de Toledo

**DETERMINAÇÃO DO MOMENTO PROXIMAL RESULTANTE E DA
FORÇA PROXIMAL RESULTANTE NO OMBRO EM EXERCÍCIOS DE
REABILITAÇÃO COM TRÊS DIFERENTES SITUAÇÕES DE CARGA**

PORTO ALEGRE

2008

Joelly Mahnic de Toledo

Determinação do momento proximal resultante e da força proximal resultante no ombro em exercícios de reabilitação com três diferentes situações de carga

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciência do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre

2008

Joelly Mahnic de Toledo

**DETERMINAÇÃO DO MOMENTO PROXIMAL RESULTANTE E DA FORÇA
PROXIMAL RESULTANTE NO OMBRO EM EXERCÍCIOS DE REABILITAÇÃO
COM TRÊS DIFERENTES SITUAÇÕES DE CARGA**

Conceito final: A

Aprovado em 17 de Outubro de 2008.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Flávio Castro – Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Prof. Dr. Luiz Carlos Gertz – Universidade Luterana do Brasil

Prof. Dr. Paula Hentschel Lobo da Costa – Universidade Federal de São Carlos

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

AGRADECIMENTOS

Este é um momento propício para agradecer. Agradecer por tudo e para todos. É um momento que, se não fossem outras pessoas, não estaria acontecendo de jeito nenhum. É um momento que agradecimentos de qualquer tamanho e natureza não serão suficientes, mas mesmo assim, são indispensáveis!

Agradeço em primeiro lugar à família que tenho. Aos meus pais que sempre se esforçaram para proporcionar o melhor para mim e meu irmão. Para eles que sempre me apoiaram e agüentaram firme comigo em momentos que eu pensei que não fosse agüentar mais. Aos meus pais que na hora em que pensei em desistir, tiveram palavras confortáveis e de confiança dizendo que tudo daria certo. Enfim, aos meus pais que são os melhores pais do mundo e que são o meu maior exemplo de vida! Amo muito vocês! Além deles, agradeço ao meu irmão, que mesmo estando “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 e a tua irmã um dia ainda vai parar de estudar, mas ainda não chegou a hora! Hehehe!!!

Além da base para suportar tudo na vida, que é a família, este trabalho não seria realizado sem a ajuda de pessoas muito importantes:

Agradeço imensamente e em primeiro lugar ao meu orientador Jefferson Fagundes Loss, pelos seus ensinamentos e pela paciência em me aturar sempre estressada em busca de resoluções rápidas e eficientes. Muito obrigada por acreditar em mim!

Agradeço todos os dias em ter escolhido o Grupo do Ombro para a minha iniciação científica e ter tido a oportunidade de conhecer o meu querido amigo, “orientador” e parceiro de estudos e publicações Daniel Cury Ribeiro. Muito obrigada pelas explicações, pelos estudos em grupo, por ter servido de exemplo para mim e pela eterna disposição em me ajudar. Tenho a maior honra de dizer que fiz parte do início deste grupo e de ter aprendido muitas coisas contigo! Obrigada mesmo!

Agradeço a todos que hoje fazem parte do Grupo do Ombro: Taiana Silveira Körbes, Felipe Osório Marques e Max William Rusch, pelo apoio constante e pelas discussões construtivas a cada dia de grupo de estudo. Além desses nomes, devo agradecer a todos que já fizeram parte deste grupo e que já não estão mais conosco, mas que de certa forma, contribuíram com alguma parte deste trabalho. São muitos os nomes e não me arriscarei a citar todos, mas não posso esquecer do Marcelo Peduzzi de Castro e do Felipe Camargo Forte,

os quais estão na Europa em busca de seus interesses, mas que fizeram parte da elaboração deste trabalho e, com certeza, participaram da pior e mais estressante parte. Vamoooooooooooo gurizada!!

Além desses colegas, devo agradecer a todos os colegas do Grupo BIOMECH – UFRGS, os quais estão sempre dispostos a ajudar, independente da articulação de interesse!

E, por fim, agradeço também ao meu namorado Tiago pelo amor, carinho e compreensão constantes neste momento especial e ao mesmo tempo complicado da minha vida!

Muito obrigada por tudo! Vocês foram indispensáveis para a realização deste trabalho!

RESUMO

Este estudo teve como objetivo determinar os picos de momento proximal resultante (MPR) e força proximal resultante (FPR) no ombro em alguns exercícios de reabilitação (elevação no plano escapular, flexão e abdução) em três diferentes situações de carga: sem carga (SC), com peso livre (HA) e com resistência elástica (RE). Participaram do estudo 21 indivíduos do sexo masculino, destros e sem histórico de lesão no ombro direito. Para análise cinemática foram utilizadas cinco câmeras digitais conectadas a cinco microcomputadores e, para análise cinética na situação de carga com RE, foi utilizada uma célula de carga. Cada indivíduo realizou cinco repetições de cada movimento com as três situações de carga em uma ordem randomizada, totalizando a participação em nove situações para análise. Um modelo matemático tridimensional foi utilizado para o cálculo do MPR e da FPR, a partir dos eixos: pósterio-anterior (x), caudal-cranial (y) e médio-lateral (z). Na análise estatística dos dados a normalidade dos dados foi confirmada por meio do teste de Shapiro-Wilk. Os dados de pico de MPR e FPR e ângulo de ocorrência desses picos nas três situações de carga e nos três diferentes movimentos foram comparados entre si em relação às suas magnitudes por meio do teste ANOVA *two-way* com um *post hoc* de Bonferroni (nível de significância de $p < 0,05$). Os resultados mostram que no eixo x e no z houve diferença estatisticamente significativa para todas as variáveis analisadas nos dois fatores. Já no eixo y o ângulo de ocorrência dos picos da FPR no fator movimento não apresentou diferença estatística. Houve interação dos fatores para o ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo x e para o pico do MPR no eixo y. Os exercícios de reabilitação que apresentaram maior pico da FPR no eixo x e no eixo y foram o de elevação e flexão, e no eixo z o de abdução e os que apresentaram maior pico do MPR nos eixos x e y foram o de abdução, e no eixo z o de flexão e elevação. As situações de carga que apresentaram maior pico da FPR no eixo x foram a HA e a RE, e nos eixos y e z foi a HA. A situação de carga que apresentou maior pico do MPR nos três eixos foi a HA.

Palavras-chave: ombro, força proximal resultante, momento proximal resultante, reabilitação.

ABSTRACT

The objective of this study was to determine the proximal net moment (PNM) and proximal net force (PNF) peaks of the shoulder in some shoulder rehabilitation exercises (elevation, flexion and abduction) with three different load situations: without load (WL), with free load (FL) and with elastic resistance (ER). Twenty-one male subjects, right-handed and without right shoulder injury history participated in the study. For kinematics analysis, five digital cameras connected to five computers were used and, for kinetic analysis for the ER load situation, a strain gauge was used. Each subject carried out five repetitions of all movements with the three load situations in a randomized order and, therefore, participated of nine situations of analysis. A three-dimensional mathematic model was used to calculate the PNM and PNF and the axes used are: posterior-anterior (x), inferior-superior (y) and medio-lateral (z). In the data statistic analysis, data normality was confirmed by Shapiro-Wilk test. The data of PNM peak, PNF peak and angle which these peaks occur in the three different situation loads and in the three different movements were compared using a two-way repeated measures analysis of variance (ANOVA) with Bonferroni post hoc test (significance level of 0,05). The results show that in the x and z axes there is significant statistical difference for all variables analysed in the two factors. However, in the y axis the angle where the peak PNF occur does not reveals statistical difference in the movement factor. With regard to factors interaction, there are just two significant for PNF peak angle in the x axis and for PNF peak in the y axis. In conclusion, the exercises that have the greater PNF peak in the x and y axes were elevation and flexion, and in the z axis was abduction. The exercises that have the greater PNM peak in the x and y axes was abduction and in the z axis were flexion and elevation. The load situations that presented the greater PNF peak in the x axis were FL and ER and in the y and z axes was FL. The situation load that has the greater PNM peak in all axes was FL.

Key words: shoulder, proximal net force, proximal net moment, rehabilitation

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Articulação do ombro.....	18
Figura 2 – Posicionamento das câmeras 1, 2, 3, 4 e 5.....	29
Figura 3 – Ilustração dos pontos anatômicos de referência.....	30
Figura 4 – Marcador técnico.....	30
Figura 5 – Calibrador Tridimensional e Sistema de Coordenada Global.....	31
Figura 6 – Marcadores reflexivos na faixa elástica.....	32
Figura 7 – Posicionamento inicial da amostra nas 5 câmeras.....	34
Figura 8 – SCL do ombro.....	39
Figura 9 – Comportamento da FPR nos eixos x, y e z, nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21).....	40
Figura 10 – Comportamento da FPR nos eixos x, y e z nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21).....	41
Figura 11 – Comportamento do MPR nos eixos x, y e z nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21).....	42
Figura 12 – Comportamento do MPR nos eixos x, y e z nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21).....	43
Figura 13 – Picos de FPR no eixo x nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21).....	49
Figura 14 – Picos de FPR no eixo x nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21).....	50
Figura 15 – Picos de FPR no eixo y nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21).....	51
Figura 16 – Picos de FPR no eixo y nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21).....	52
Figura 17 – Picos de FPR no eixo z nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21).....	53
Figura 18 – Picos de FPR no eixo z nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21).....	54
Figura 19 – Ângulo de ocorrência dos picos da FPR no eixo x nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21).....	55
Figura 20 – Ângulo de ocorrência dos picos da FPR no eixo x nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21).....	56
Figura 21 – Ângulo de ocorrência dos picos da FPR no eixo y nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21).....	57
Figura 22 – Ângulo de ocorrência dos picos da FPR no eixo y nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21).....	58

Figura 23 – Ângulo de ocorrência dos picos da FPR no eixo z nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21).	59
Figura 24 – Ângulo de ocorrência dos picos da FPR no eixo y nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21).	60
Figura 25 – Picos de MPR no eixo x nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21).	61
Figura 26 – Picos de MPR no eixo x nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21).	62
Figura 27 – Picos de MPR no eixo y nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21).	63
Figura 28 – Picos de MPR no eixo y nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21).	63
Figura 29 – Picos de MPR no eixo z nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21).	64
Figura 30 – Picos de MPR no eixo z nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21).	65
Figura 31 – Ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo x nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21).	66
Figura 32 – Ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo x nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21).	67
Figura 33 – Ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo y nas diferentes situações de carga e diferentes movimentos estudados (n=21).	68
Figura 34 – Ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo y nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21).	68
Figura 35 – Ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo z nas diferentes situações de carga e diferentes movimentos estudados (n=21).	69
Figura 36 – Ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo z nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21).	70
Figura 37 – Curva característica da força externa durante cinco repetições do movimento de abdução com resistência elástica (n=1).	87

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Resultados dos efeitos principais da ANOVA para o eixo x, n=21.....	45
Tabela 2 – Resultados dos efeitos principais da ANOVA para o eixo y, n=21.....	46
Tabela 3 – Resultados dos efeitos principais da ANOVA para o eixo z, n=21.....	47
Tabela 4 – Média, desvio-padrão e resultado do <i>post hoc</i> de Bonferroni para os efeitos principais nos três eixos; n=21.....	48
Tabela 5 – Níveis de significância da comparação dos picos da FPR nas três situações de carga para cada movimento em cada eixo, n=21.....	88
Tabela 6 – Níveis de significância da comparação dos picos da FPR nos três movimentos para cada situação de carga em cada eixo, n=21.....	88
Tabela 7 – Níveis de significância da comparação do ângulo de ocorrência dos picos da FPR nas três situações de carga para cada movimento em cada eixo, n=21...	89
Tabela 8 – Níveis de significância da comparação do ângulo de ocorrência dos picos da FPR nos três movimentos para cada situação de carga em cada eixo, n=21. .	89
Tabela 9 – Níveis de significância da comparação dos picos do MPR nas três situações de carga para cada movimento em cada eixo, n=21.....	90
Tabela 10 – Níveis de significância da comparação dos picos do MPR nos três movimentos para cada situação de carga em cada eixo, n=21.....	90
Tabela 11 – Níveis de significância da comparação do ângulo de ocorrência dos picos do MPR nas três situações de carga para cada movimento em cada eixo, n=21.	91
Tabela 12 – Níveis de significância da comparação do ângulo de ocorrência dos picos da FPR nos três movimentos para cada situação de carga em cada eixo, n=21.	91

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D – duas dimensões
3D – três dimensões
a – aceleração linear
ADM – amplitude de movimento
BIOMECH – Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul
F – força
FPR – força proximal resultante
HA – halter
I – momento de inércia
Kg – quilograma
lb – libras
m – massa
MPR – momento proximal resultante
N – Newton
PC – peso corporal
RE – resistência elástica
SC – sem carga
SCL – Sistema de Coordenadas Local
SCG – Sistema de Coordenadas Global
T – torque
 α – aceleração angular

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	14
2 OBJETIVO GERAL.....	16
2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	16
3 REFERENCIAL TEÓRICO.....	17
4 RECURSOS METODOLÓGICOS	26
4.1 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS.....	26
4.1.1 <i>Parâmetros Cinéticos</i>	26
4.1.2 <i>Parâmetros Cinemáticos</i>	26
4.2 AMOSTRA	27
4.3 DESENHO EXPERIMENTAL.....	27
4.4 INSTRUMENTOS DE COLETA	28
4.5 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS	28
4.5.1 <i>Parâmetros Cinemáticos</i>	28
4.5.2 <i>Parâmetros Cinéticos</i>	31
4.5.3 <i>Sincronização dos Sistemas</i>	33
4.5.3 <i>Etapas da Coleta</i>	33
4.6 PROCESSAMENTO DOS DADOS	35
4.6.1 <i>Dados cinemáticos</i>	35
4.6.2 <i>Dados cinéticos</i>	36
4.7 MODELO MATEMÁTICO UTILIZADO.....	36
4.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS	38
5 RESULTADOS	39
5.1 ANÁLISE DESCRITIVA DA FPR.....	39
5.2 ANÁLISE DESCRITIVA DO MPR.....	41
5.3 ANÁLISE DOS EFEITOS PRINCIPAIS DOS FATORES CARGA E MOVIMENTO	44
5.4 DESDOBRAMENTO DAS INTERAÇÕES	48
5.5 PICOS DA FPR.....	49
5.5.1 <i>Eixo x</i>	49
5.5.2 <i>Eixo y</i>	50
5.5.3 <i>Eixo z</i>	52
5.6 ÂNGULO DE OCORRÊNCIA DOS PICOS DA FPR	54
5.6.1 <i>Eixo x</i>	54
5.6.2 <i>Eixo y</i>	56
5.6.3 <i>Eixo z</i>	58
5.7 PICOS DE MPR	60
5.7.1 <i>Eixo x</i>	60
5.7.2 <i>Eixo y</i>	62
5.7.3 <i>Eixo z</i>	63
5.8 ÂNGULO BRUTO DE OCORRÊNCIA DOS PICOS DE MPR	65
5.8.1 <i>Eixo x</i>	65
5.8.2 <i>Eixo y</i>	67
5.8.3 <i>Eixo z</i>	69
6 DISCUSSÃO	71
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS	78
REFERÊNCIAS.....	80
APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO.....	85
APÊNDICE B – CURVA CARACTERÍSTICA DE FORÇA EXTERNA DURANTE EXERCÍCIO COM RESISTÊNCIA ELÁSTICA	87

APÊNDICE C – TABELAS DOS NÍVEIS DE SIGNIFICÂNCIA.....	88
ANEXO A – MODELO MATEMÁTICO 3D PARA QUANTIFICAÇÃO DAS FORÇAS E MOMENTOS PROXIMAIS RESULTANTES PARA O MEMBRO SUPERIOR.....	92

1 INTRODUÇÃO

Pesquisas na área da Biomecânica têm focalizado parte de seu interesse na avaliação das forças internas do corpo humano (Bassett *et al.*, 1990; Veeger *et al.*, 1991; Van Der Helm *et al.*, 1992; Hapee, 1993; Feltner, 1997; Rodgers *et al.*, 1998; Chang *et al.*, 2000; Praagman *et al.*, 2000; Buchler *et al.*, 2002). Desta forma, alguns trabalhos buscam quantificar as forças internas envolvidas em atividades esportivas, enquanto que outros se voltam para a análise destas forças durante atividades de vida diária (Feltner, 1997; Sogaard *et al.*, 2001; Laursen *et al.*, 2003; Bergmann *et al.*, 2007). Além disso, existem, em menor número, estudos voltados para atividades comumente realizadas no treinamento de força ou exercícios de reabilitação, como os movimentos de abdução, elevação e flexão (Poppen e Walker, 1978; Karlsson e Peterson, 1992; Runciman e Nicol, 1993; Van Der Helm, 1994a; Bergmann *et al.*, 2007). A quantificação das forças articulares pode auxiliar na compreensão dos mecanismos de lesões articulares e, conseqüentemente, auxiliar na programação de estratégias de prevenção e tratamento destas lesões (Winter, 2005).

O BIOMECH (Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul) vem trabalhando há anos em uma linha de pesquisa que utiliza a Dinâmica Inversa para avaliação das forças internas do corpo humano em diversas atividades físicas (Loss, 2001; Loss *et al.*, 2002; Soares *et al.*, 2004; Toledo *et al.*, 2007; Bini *et al.*, 2008; Castro *et al.*, 2008; De Toledo *et al.*, 2008; Torre *et al.*, 2008; Ribeiro *et al.*, in press). Atualmente, uma área de estudo do grupo está voltada para a biomecânica do membro superior e tem, como objetivo principal, aplicar um modelo de segmentos articulados em três dimensões (3D) para membro superior proposto por Ribeiro (2006), a fim de estudar o momento proximal resultante (MPR) e a força proximal resultante (FPR) em diferentes exercícios de reabilitação do ombro.

O ombro é um sistema biomecânico complexo porque consiste de três ossos e mais de 20 músculos. Pelo fato de ser considerado um sistema mecânico indeterminado, é difícil prever as forças internas individuais (Karlsson e Peterson, 1992). Entretanto, as forças de contato da articulação do ombro já têm sido calculadas em duas e três dimensões por modelos músculo-esqueléticos (Poppen e Walker, 1978; Van Der Helm, 1994a). Esses valores podem ser expressos tanto em % do peso corporal (%PC) como em unidades de força. Por exemplo, a força resultante medida durante 45° de abdução sem carga e com um halter de 2 kg foi de 51 e

88 %PC, que representam para um indivíduo de 100 kg de massa corporal, forças de 500 N e 863 N, respectivamente (Bergmann *et al.*, 2007). Entretanto, existe uma grande variação nos valores calculados pelos modelos matemáticos. Isso demonstra a grande dificuldade que ainda existe em modelar o membro superior e, mais propriamente, a articulação do ombro por envolver um sistema com seis graus de liberdade. Além disso, o grande número de músculos e suas linhas de ação fazem com que se tenham várias simplificações nestes modelos.

A carga imposta à articulação do ombro tem sido quantificada por meio dos momentos articulares líquidos, que não necessariamente refletem a magnitude e distribuição das forças e momentos musculares do ombro. Por isso, as forças resultantes do ombro podem ser indicadores mais acurados da carga mecânica na articulação do ombro, porque elas refletem a soma das forças externas e das forças musculares ao redor da articulação (Praagman *et al.*, 2000; Van Drongelen *et al.*, 2005a; 2005b).

O conhecimento do comportamento dessas cargas impostas às articulações do corpo humano permite maior controle sobre as mesmas, tornando as prescrições de exercícios mais seguras. A caracterização do comportamento das FPR e dos MPR pode auxiliar na elaboração de programas de prevenção para lesões, sejam estas ocupacionais ou desportivas (Sogaard *et al.*, 2001). Além disso, esta caracterização pode auxiliar na compreensão da razão pela qual alguns esportes apresentam maior ou menor índice de lesões músculo-tendíneas e ou articulares (Van Der Helm e Veeger, 1996). Partindo de um ponto de vista da reabilitação, é interessante estabelecer uma classificação das tarefas de acordo com “medidas de dificuldade”. Esse ordenamento das tarefas pode ser feito de acordo com as magnitudes dos parâmetros biomecânicos analisados, levando a uma “medida de dificuldade”. Isso também poderia guiar os clínicos na seleção de tarefas para medir o progresso da reabilitação (Murray e Johnson, 2004).

2 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste trabalho é determinar os picos de momento proximal resultante (MPR) e força proximal resultante (FPR) do ombro em alguns exercícios de reabilitação do ombro (elevação no plano escapular, flexão e abdução) em três diferentes situações de carga: sem carga, com peso livre e com resistência elástica.

2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar qual exercício de reabilitação apresenta o maior pico do MPR.
- Determinar qual exercício de reabilitação apresenta o maior pico do FPR.
- Determinar qual situação de carga apresenta o maior pico de MPR.
- Determinar qual situação de carga apresenta o maior pico de FPR.
- Determinar o ângulo de ocorrência dos picos de MPR nos diferentes exercícios e cargas.
- Determinar o ângulo de ocorrência dos picos de FPR nos diferentes exercícios e cargas.

3 REFERENCIAL TEÓRICO

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 *et al.*, 2007). Nos esportes, as lesões de ombro totalizam de 8 a 20% do total das lesões (Terry e 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. 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 e Chopp, 2000).

A articulação glenoumeral é a articulação mais importante do ombro (Figura 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 fibrocartilagem 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 e Chopp, 2000).

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).



Figura 1 – Articulação do ombro.

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 *et al.*, 1997). 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 *et al.*, 2001). A diminuição das translações da cabeça umeral é importante porque

translações excessivas podem levar ao desenvolvimento de artrose e lassidão ligamentar (Graichen *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 do plano escápulo-torácico e o número de músculos envolvidos, tornam a articulação do ombro um mecanismo difícil de ser modelado. Essa deve ser, provavelmente, a razão de apenas alguns poucos modelos biomecânicos serem desenvolvidos para o ombro (Praagman *et al.*, 2000).

A combinação de um método de medidas cinemáticas em 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). Além disso, 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 *et al.*, 2007).

As pesquisas têm focalizado parte de seu interesse na avaliação das forças internas do corpo humano (Bassett *et al.*, 1990; Veeger *et al.*, 1991; Van Der Helm *et al.*, 1992; Hapee, 1993; Feltner, 1997; Rodgers *et al.*, 1998; Chang *et al.*, 2000; Praagman *et al.*, 2000; Buchler *et al.*, 2002). Em relação à articulação do ombro, a maioria dos trabalhos tem buscado quantificar as forças internas envolvidas em atividades esportivas e atividades de vida diária (Feltner, 1997; Sogaard *et al.*, 2001; Laursen *et al.*, 2003; Bergmann *et al.*, 2007).

Existem diferentes formas de se quantificar as cargas impostas às articulações do corpo humano. A mensuração direta por meio de sensores é realizada, geralmente, em animais. Contudo, a aplicação desta técnica em seres humanos é restrita devido a questões éticas e tecnológicas. Já a mensuração indireta envolve o uso de modelos matemáticos, que

visam representar o gesto analisado e quantificar as cargas impostas às articulações (Nigg, 1999; Loss, 2001; Winter, 2005).

O modelamento de membros superiores tem sido feito utilizando diferentes tipos de modelos: segmentos articulados, neuromusculares e músculo-esqueléticos (Kaufman *et al.*, 1991; Chang *et al.*, 2000; Praagman *et al.*, 2000). 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 neuromuscular ou músculo-esquelético (Bassett *et al.*, 1990; Karlsson e Peterson, 1992; Chang *et al.*, 2000).

Existem alguns estudos que 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 (2D), 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° (Poppen e Walker, 1978).

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 *et al.*, 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, também de 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). Este estudo 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 (Dul, 1988).

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 medidas dos membros, 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 0,2 PC para compressão, cisalhamento superior e cisalhamento posterior, respectivamente. Já na flexão, foram encontradas forças articulares de 1,0 e 0,2 PC na direção da compressão e do cisalhamento posterior, respectivamente (Runciman e Nicol, 1993).

Van der Helm (1994 *a e b*) elaborou um modelo músculo-esquelético que permite estimar a contribuição individual de cada músculo no momento resultante líquido. A otimização da solução inversa foi feita com o auxílio da eletromiografia. Este modelo foi utilizado, posteriormente, por Happee e Van der Helm (1993 e 1995) e Van der Helm e Veeger (1996). Em virtude das dificuldades de simular, em modelos, gestos dinâmicos no ombro, Van der Helm e Veeger (1996) optaram por realizar uma análise estática da propulsão da cadeira de rodas. O problema em modelar gestos dinâmicos encontra-se na dificuldade em

obter dados cinemáticos da escápula (Van Der Helm, 1994a; Van Der Helm e Veeger, 1996). Os autores sugerem que a partir da análise do gesto em pequenos intervalos de ADM, é possível uma extrapolação para situações dinâmicas. Happee e Van der Helm (1993 e 1995) utilizaram o mesmo modelo músculo-esquelético para análise de gestos rápidos e direcionados.

Lindbeck et al. (1997) propuseram um método para determinar os momentos e as forças articulares do ombro durante o trabalho de lixar o teto, realizado por pintores profissionais. Os autores utilizaram dois modelos biomecânicos: um para calcular os momentos e outro para calcular as forças internas, ou seja, força muscular, ligamentar e de contato ósseo. Seus resultados mostraram que houve diferentes sobrecargas sobre a articulação do ombro devido a uma grande variabilidade da técnica do trabalho entre os sujeitos da amostra (Lindbeck *et al.*, 1997).

Feltner e Taylor (1997) aplicaram o modelo de segmentos articulados com solução inversa em 3D para quantificar as forças articulares e momentos musculares no ombro, cotovelo e punho durante o arremesso de pólo aquático. Os autores comparam estes parâmetros cinéticos entre duas técnicas de arremesso do pólo-aquático: a técnica “overhand” e a “sweep”. Na primeira técnica, os atletas possuem uma maior contribuição da rotação interna no instante anterior e durante a soltura da bola. Já na segunda técnica, ao contrário, existe uma maior contribuição da adução horizontal do membro superior. Após a análise cinética, os autores concluem que a técnica denominada “overhand” promove maiores picos e médias das forças articulares resultantes no ombro e no cotovelo quando comparada com a técnica “sweep”.

Rodgers, Tummarakota e Lieh (1998) utilizaram o modelo de segmentos articulados com solução inversa em 3D para avaliar a propulsão dos indivíduos em cadeira de rodas. O modelo consistia de três segmentos rígidos (mão, antebraço e braço). Os resultados mostraram que a distribuição das forças na articulação do ombro foi diferente da apresentada no cotovelo e no punho. No ombro, a força dominante durante a propulsão da cadeira de rodas foi a F_x (ântero-posterior), enquanto que o momento dominante foi o de flexo-extensão. Os resultados de forças articulares e momentos deste trabalho são resultados líquidos.

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 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.

Murray e Johnson (2004) utilizaram um modelo de segmentos articulados para quantificar forças de reação proximal resultante e momentos articulares líquidos do membro superior durante atividades de vida diária. A maior força externa articular do ombro foi encontrada durante a tarefa de elevar um bloco na altura da cabeça, alcançando aproximadamente 50 N. A maior força transversa ocorreu na tarefa de alcançar o lado oposto do pescoço, quando o ombro estava fletido, aduzido e rodado internamente, alcançando aproximadamente 8 N. Em relação aos valores de momento, elevar o bloco na altura do ombro e da cabeça requeriram os maiores momentos articulares externos do ombro, alcançando 14 Nm no eixo da flexão.

Van Drongelen et al. (2005) também utilizaram o modelo de segmentos articulados com solução inversa em 3D para avaliar a carga mecânica (momentos líquidos) no ombro e cotovelo durante atividades de vida diária em cadeira de rodas. Em um segundo estudo, esses autores estimaram as forças de contato na articulação do ombro e as forças musculares em indivíduos saudáveis, com paraplegia e tetraplegia durante atividades de vida diária em cadeira de rodas. Os valores de força alcançaram picos de mais de 1000 N na atividade de levantamento para descarga de peso, mas para propulsão nem alcançaram os 500 N. Na

terceira tarefa estudada, que foi a de alcançar um objeto a frente, os picos de força ficaram entre 495 e 735 N (Van Drongelen *et al.*, 2005a).

Uma pesquisa recente desenvolvida na Alemanha por Bergmann e colaboradores (2007) fez medidas das forças de contato do ombro *in vivo* em um paciente com sete meses de pós-operatório de artroplastia de ombro. Acredita-se que seja o primeiro estudo que tenha essas medidas *in vivo* em relação à articulação do ombro e, por isso, existem diferenças nos seus resultados quando comparados com estudos que utilizaram modelos matemáticos. Isso faz com que seja necessário 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.

Mercer *et al.* (2006) examinaram a relação entre as forças e momentos no ombro durante a propulsão em cadeira de rodas em indivíduos com patologias do ombro. Esses autores utilizaram um modelo em 3D de dinâmica inversa e concluíram que os sujeitos que apresentaram maiores forças posteriores, laterais e momentos extensores durante a propulsão apresentavam mais edema no ligamento coracoacromial e os que apresentaram maiores forças laterais ou momentos abdutores tinham maior propensão em apresentar espessamento deste ligamento. Além disso, altas forças superiores e momentos para rotação interna estavam associados com sinais aumentados de patologia do ombro durante o exame físico. Isso quer dizer que forças articulares específicas e momentos estão relacionados a patologias do ombro e que intervenções potenciais devem ser tomadas para preservar a integridade do membro superior em pessoas que fazem uso de cadeira de rodas.

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 e 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, é compreensível o lento avanço que vem ocorrendo em relação à investigação de suas características biomecânicas. Com isso, ainda existem poucos modelos matemáticos para o estudo dessa articulação, se for comparado com as articulações dos membros inferiores, por exemplo. Além disso, poucos modelos foram utilizados para avaliar exercícios comumente utilizados na reabilitação, o que é de extrema importância, visto que esses exercícios fazem parte de qualquer protocolo de prevenção ou reabilitação dos membros superiores e seria importante o conhecimento de suas características cinéticas.

Cabe salientar, então, a necessidade existente de mais estudos envolvendo exercícios de reabilitação e, com isso, mostrar a importância do presente estudo, o qual poderá servir de base para o conhecimento de novos critérios para a escolha e progressão de exercícios na prevenção ou reabilitação do ombro.

4 RECURSOS METODOLÓGICOS

Nesta seção serão apresentados a definição operacional das variáveis do estudo, as características da amostra, o desenho experimental do estudo, os instrumentos utilizados para coleta de dados, os procedimentos metodológicos utilizados para a coleta de dados, os recursos para o processamento dos dados e um breve resumo sobre o modelo matemático utilizado.

4.1 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS

4.1.1 Parâmetros Cinéticos

Força proximal resultante:

É o resultado líquido dos esforços musculares e articulares sobre a articulação. Estas forças serão avaliadas indiretamente, a partir das equações de movimento de *Newton-Euler*.

Momento proximal resultante:

É o momento total produzido em uma articulação, sendo, portanto a soma dos momentos passivos e ativos. Será estimado através da resolução das equações de movimento de *Newton-Euler*.

Carga:

Representa a dificuldade imposta pelo implemento externo (um halter com carga equivalente a 5% do peso corporal do indivíduo da amostra ou uma faixa elástica da marca *Theraband* da cor prata).

4.1.2 Parâmetros Cinemáticos

Elevação no plano escapular:

É a elevação do membro superior aproximadamente a 40° do plano sagital. A amplitude de elevação será de aproximadamente 150°.

Flexão:

É a elevação do membro superior no plano sagital. A amplitude de flexão será de aproximadamente 150°.

Abdução:

É a elevação do membro superior no plano coronal. A amplitude de elevação será de aproximadamente 150°.

Deslocamento:

É a variação de posição de um segmento. Esse deslocamento será calculado a partir da cinemática como a diferença entre a posição final e a inicial.

Velocidade do movimento:

É a variação de posição de um segmento no tempo. Matematicamente, a velocidade é calculada a partir da primeira derivada do deslocamento no tempo.

Aceleração:

É a mudança de velocidade em um intervalo de tempo. Matematicamente, a aceleração é calculada a partir da segunda derivada do deslocamento no tempo.

4.2 AMOSTRA

A amostra foi composta por 21 indivíduos do sexo masculino, destros, com idade média de 26,7 ($\pm 5,2$) anos, altura média de 176 (± 6) cm e massa corporal média de 74,8 ($\pm 7,8$) kg. Foram estabelecidos como critérios de inclusão a dominância no membro superior direito (MSD) e força muscular capaz de elevar o ombro até uma ADM próxima a 150° contra resistência. Como critérios de exclusão foram adotados a presença de dor ou histórico de lesão no MSD nos últimos 6 meses, prática de atividade física por mais de 3 vezes por semana ou positividade nos testes articulares. Durante a execução do movimento contra resistência, a massa média do halter foi de 3,7($\pm 0,4$) kg.

A definição do número de indivíduos deste estudo foi feita a partir dos resultados do projeto piloto, com auxílio do software WINPIPE, considerando um poder de previsão de 90% e um nível de significância de 0,05.

4.3 DESENHO EXPERIMENTAL

Essa pesquisa caracteriza-se por ser do tipo *Ex Post Facto* descritivo.

Com a aprovação do Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (sob o código 2007717, reunião número 10, ata nº 90, de 19/07/2007), a pesquisa foi realizada no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) após os indivíduos concordarem a participar e assinarem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A).

4.4 INSTRUMENTOS DE COLETA

Foram utilizados os seguintes instrumentos para a coleta de dados: 5 câmeras de vídeo (JVC GR-DVL9800), 6 microcomputadores, 5 holofotes, 6 tripés, 1 calibrador Tridimensional (marca *Peak Performance*®, modelo 5.3), 1 condicionador de sinais (*Computer Boards*), 1 conversor A/D (16 bits, *Computer Boards*), 1 célula de carga (marca *Alpha Instruments*, modelo SV20), 1 goniômetro, 2 halteres (3 e 4 kg), 1 caneleira de 0,5 kg, 1 faixa elástica da marca *Theraband*® da cor prata, 1 metrônomo, 1 rolo de fita adesiva dupla-face, 19 marcadores reflexivos em formato de esfera, *software* CODAS (*Computer based Oscillograph and Data Aquisition System* da *Dataq Instruments Inc*, Ohio - USA), *software* Dvideow (*Digital Video for Biomechanics* desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UNICAMP), *software* Matlab® (MathWorks Inc, Massachusetts - USA) e o *software* SAD32 (Sistema de Aquisição de Dados desenvolvido pelo Laboratório de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul).

4.5 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

4.5.1 Parâmetros Cinemáticos

Para aquisição das variáveis cinemáticas, foram utilizadas cinco câmeras de vídeo digitais (JVC GR-DVL9800) com frequência de amostragem de 25 Hz, conectadas a cinco microcomputadores que possuíam o *software* Dvideow para a captura das imagens. Os cinco microcomputadores estavam conectados por meio de uma *intranet* para tornar possível a captura das imagens simultaneamente por todos microcomputadores. Nesta configuração, um dos computadores é considerado o “servidor” e dá início à aquisição das imagens em todos os microcomputadores ao mesmo tempo, realizando desta forma um sincronismo entre as câmeras. No suporte de cada câmera foi fixado um iluminador com mesma direção óptica da câmera para aumentar o contraste entre o marcador reflexivo e o restante da imagem.

As câmeras foram posicionadas em diferentes localizações no ambiente de coleta. A disposição das câmeras está ilustrada na Figura 2. As câmeras foram dispostas de tal maneira que, ao longo de todo o evento, pelo menos duas câmeras deveriam captar todos os marcadores reflexivos para ser possível a reconstrução espacial dos segmentos posteriormente. Após a filmagem dos gestos, foram digitalizadas as cenas de interesse no *software* Dvideow. Desta forma, foi possível identificar a posição de cada marcador reflexivo em cada quadro filmado.

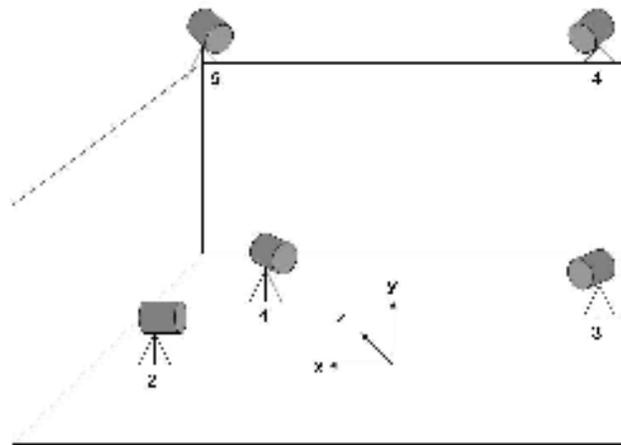


Figura 2 – Posicionamento das câmeras 1, 2, 3, 4 e 5

A reconstrução espacial dos segmentos foi feita por meio da localização espacial de pontos anatômicos de interesse. Para isso, marcadores reflexivos em formato de esfera foram posicionados em pontos anatômicos utilizados como referência para tornar possível a identificação dos segmentos corporais.

A definição dos pontos anatômicos utilizados como referência foi a proposta por Wu et al. (2005). A Figura 3 apresenta estes pontos de maneira esquemática.

Os marcadores anatômicos (MA) dos epicôndilos medial e lateral não foram utilizados durante o procedimento de coleta, em virtude da interferência da movimentação da pele em relação aos marcadores reflexivos. Para reduzir essa interferência, foi utilizado um marcador técnico (MT) (Schmidt *et al.*, 1999), que foi posicionado no braço do indivíduo. A partir do MT, é possível obter as coordenadas espaciais dos MA's por dedução matemática. O MT consiste de uma faixa (tecido com velcro) com duas hastes rígidas ortogonais fixadas a ela. As hastes estão dispostas em formato de 'T' e, na extremidade de cada uma, é fixado um marcador reflexivo, como mostra a Figura 4. Esta faixa será fixada no segmento braço.

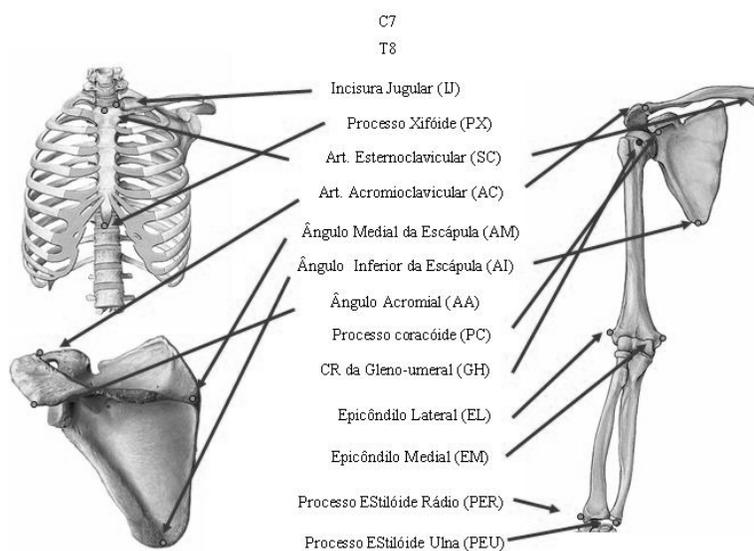


Figura 3 – Ilustração dos pontos anatômicos de referência.



Figura 4 – Marcador técnico.

Sistema de Coordenadas Global e Local

Para descrição do movimento no espaço foram utilizados dois tipos de sistemas de coordenadas. Um deles é o sistema de coordenada global (SCG) e outro é o sistema de coordenada local (SCL) (Winter, 2005). O SCG refere-se ao sistema de coordenadas do ambiente em que foi realizada a coleta (Figura 5). As posições dos marcadores reflexivos

utilizados durante a coleta são descritas em relação a este sistema. Para estabelecer este sistema de referência, um calibrador tridimensional da marca *Peak Performance*, modelo 5.3, foi utilizado. Todas as imagens foram, então, calibradas no *software* Dvideow. A tabela de calibração é fornecida pelo fabricante, não sendo necessárias mensurações das coordenadas de cada ponto do calibrador. A resolução desta tabela de calibração é de 0,1 milímetro. O calibrador foi posicionado de tal maneira que, durante a filmagem dos gestos, o eixo 'X' é pósterio-anterior, o eixo 'Y' é ínfero-superior e o eixo 'Z' é médio-lateral em relação ao corpo do indivíduo.

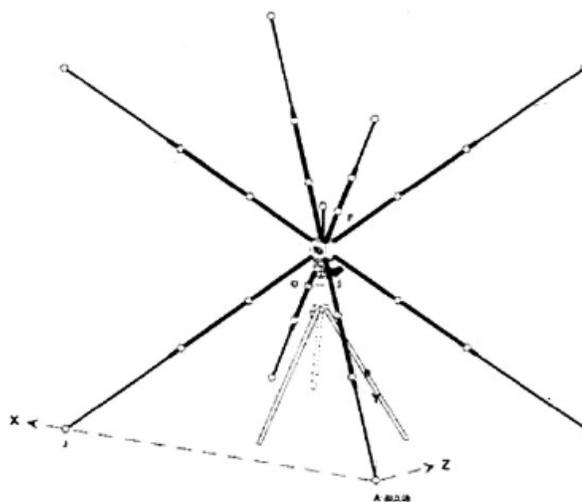


Figura 5 – Calibrador Tridimensional e Sistema de Coordenada Global

O SCL é o sistema de coordenadas aplicado individualmente em cada segmento do membro superior. O uso do SCL visa estabelecer uma relação entre o deslocamento do segmento distal em relação ao segmento proximal e desta forma permitir o cálculo dos movimentos articulares, bem como, permite expressar os resultados de força de reação resultante e momento proximal líquido em relação ao segmento, conferindo a estes dados um significado anatômico. Desta forma, as variações angulares adquirem um sentido, se aproximando às definições anatômicas e cinesiológicas (Koh, 1998; Wu *et al.*, 2005).

4.5.2 Parâmetros Cinéticos

Os parâmetros cinéticos foram monitorados durante a coleta de dados somente para a realização dos gestos com a resistência elástica. Para essa quantificação, foi utilizada uma

célula de carga da marca *Alpha Instruments*, modelo SV20 conectada a um microcomputador dotado de um conversor A/D (16 bits, *Computer Boards*) a uma taxa de amostragem de 500 Hz. O *software* de aquisição dos dados da célula de carga utilizado foi o CODAS (Computer based Oscillograph and Data Acquisition System da Dataq Instruments Inc., Ohio - USA).

A célula de carga fornece informações em uma dimensão. Para tornar possível a identificação da direção e do sentido da força externa, fez-se necessário o uso de dois marcadores reflexivos na faixa elástica, posicionados de uma maneira que tivessem uma distância de aproximadamente 10cm entre eles, como mostra a Figura 6. A calibração da célula de carga foi feita antes e depois da coleta, utilizando-se cargas conhecidas.



Figura 6 – Marcadores reflexivos na faixa elástica.

Durante os gestos com a faixa elástica, a célula de carga foi posicionada na extremidade inferior da faixa e ficou fixada ao chão. Antes do início do registro dos dados no exercício com a faixa elástica, o pesquisador escolhia um comprimento da faixa aleatoriamente e instrua o indivíduo da amostra a realizar o movimento. Nesse momento, o pesquisador por meio da visualização direta dos valores que a célula de carga estava registrando, ajustava o comprimento da faixa elástica para que esta fornecesse a resistência máxima de 5 %PC no final do movimento. Esse procedimento foi realizado, no mínimo, três

vezes para cada indivíduo, visto que estavam sendo analisados três movimentos diferentes. Um sinal contendo uma curva característica de força durante as cinco repetições pode ser encontrado como exemplo no Apêndice B.

4.5.3 Sincronização dos Sistemas

A sincronização foi necessária apenas na situação de coleta com resistência elástica porque esta envolvia sistemas de medição independentes (dinamometria e cinemetria). Ela foi realizada por meio de um sistema de sincronização, o qual consistia em um equipamento eletrônico que emitia simultaneamente uma informação visual para uma câmera de vídeo por meio de um diodo luminoso (LED) colocado a frente da câmera, e uma informação elétrica para um dos canais do sistema ao qual estava conectada a célula de carga, possibilitando assim a posterior sincronização dos dados obtidos, conforme sugerido por (Loss *et al.*, 1997).

4.5.3 Etapas da Coleta

Os indivíduos foram submetidos a quatro etapas: avaliação, alongamento-aquecimento, preparação, coleta de dados.

Etapa I:

Durante a avaliação, foram obtidos os dados antropométricos por meio de um questionário e realizados os testes articulares, com o objetivo de verificar se o indivíduo possuía algum tipo de lesão no ombro que seria avaliado (direito). Esses testes foram realizados em todos os indivíduos pelo mesmo fisioterapeuta e consistiam no teste de Hawkins, indicado para impacto subacromial e de apreensão anterior e posterior do ombro, indicados para instabilidade articular, sendo considerado positivo o teste em que o indivíduo referisse dor ou apreensão na articulação (Tzannes e Murrell, 2002).

Etapa II:

Após a realização dos testes, foram realizados alongamentos dos grupos musculares flexores, extensores, adutores e abdutores horizontais do ombro e aquecimento. O aquecimento consistiu de uma familiarização com os movimentos utilizados para a coleta dos dados, ou seja, os indivíduos realizaram 10 repetições de cada movimento (elevação, flexão e abdução) sem carga.

Etapa III:

Após o aquecimento, houve a preparação do indivíduo, onde foram colocados 17 MA's nos pontos anatômicos de interesse e o MT. Os MA's foram colados na pele do indivíduo com o auxílio de uma fita adesiva dupla-face.

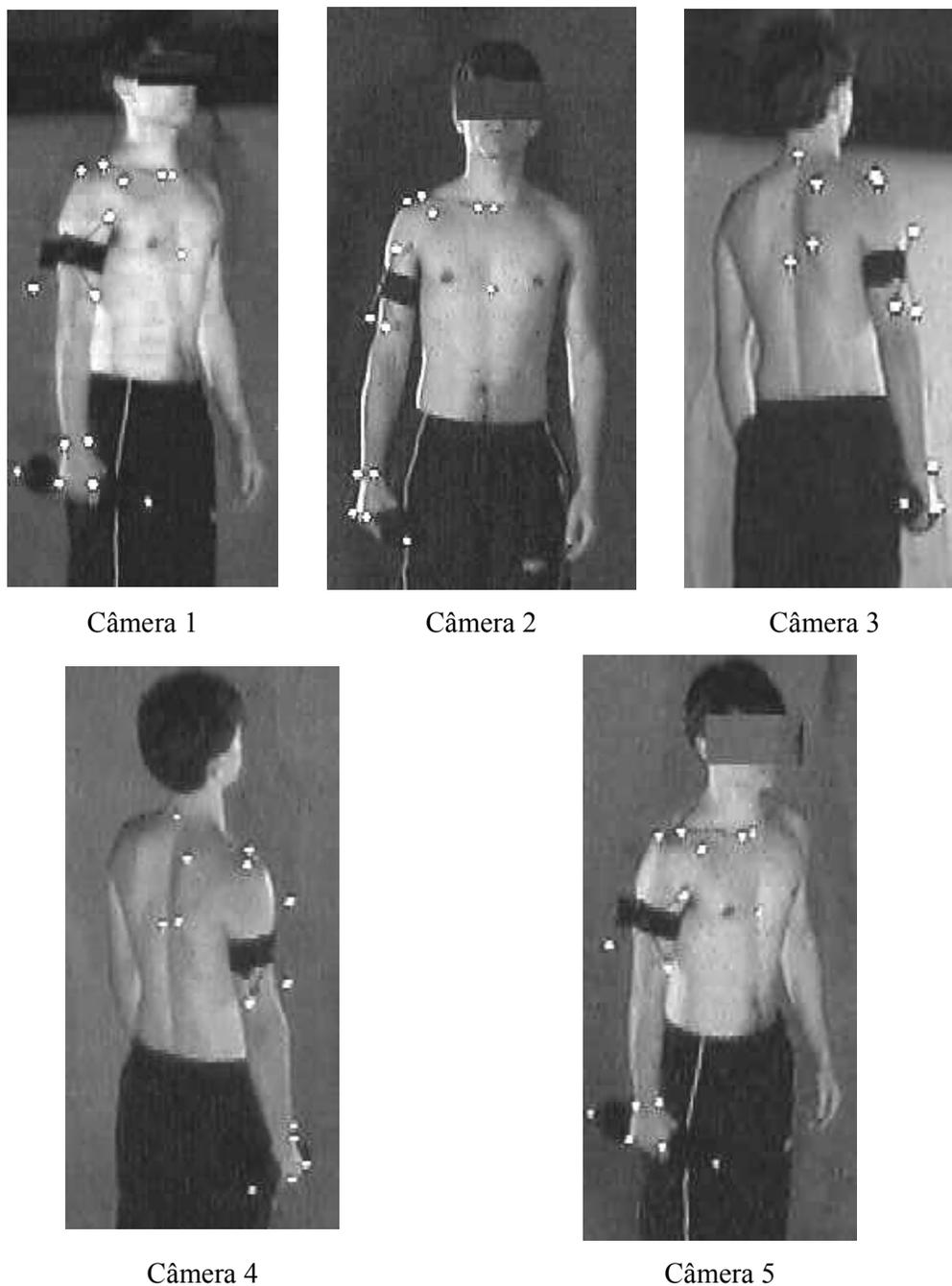


Figura 7 – Posicionamento inicial da amostra nas 5 câmeras.

Etapa IV:

A quarta etapa refere-se à coleta de dados. A coleta começava sempre com a filmagem estática do indivíduo portando todos MA's, bem como, o MT. Esta filmagem serve para estabelecer a relação espacial entre os MA's e MT. Logo após, foi realizada a filmagem dinâmica, ou seja, foram coletados os três movimentos estudados (elevação, abdução e flexão) com as três situações de carga de forma randomizada. Nesta parte da coleta de dados, o indivíduo foi posicionado no espaço onde era realizada a filmagem e instruído a realizar uma série de cinco repetições consecutivas do gesto em questão. A execução do gesto foi acompanhada por meio de um metrônomo, o qual foi ajustado para uma velocidade angular de 45°/seg. Na Figura 7 pode-se observar o posicionamento inicial da amostra nas cinco câmeras.

4.6 PROCESSAMENTO DOS DADOS

4.6.1 Dados cinemáticos

Para processamento dos dados cinemáticos, foi utilizado o *software* Dvideow para a digitalização dos pontos de interesse. A digitalização das imagens foi semi-automática. Os algoritmos utilizados para a digitalização das imagens foram os seguintes: inversão, erosão, *getmarkers*. Os algoritmos inversão e erosão estão vinculados ao pré-processamento da imagem, com a finalidade de melhorar o contraste e contorno do marcador na imagem. Já o algoritmo *get markers* calcula os contornos do marcador na imagem pré-processada (Andrade, 2002). Uma descrição mais detalhada de como opera o *software* encontra-se descrito na literatura (Figueroa *et al.*, 2003). A reconstrução espacial dos dados de cinemetria foi realizada dentro deste mesmo *software*, o qual utiliza o método DLT (*Direct Linear Transformation*), proposto por Abdel-Aziz e Karara (1971).

A filtragem dos dados cinemáticos foi feita por meio do filtro digital passa-baixa Butterworth, ordem 3. A determinação da frequência de corte utilizada foi feita utilizando-se o método da Análise Residual, proposto por Winter (2005). Por meio deste método, determinou-se um valor de frequência de corte para cada coordenada espacial global (X,Y,Z) de cada referência anatômica.

4.6.2 Dados cinéticos

Para processamento dos dados cinéticos da situação com resistência elástica, foi utilizado o *software* SAD32. O sinal foi filtrado utilizando-se um filtro Média Móvel, com frequência de corte de 1 Hz. Após a filtragem do sinal, este foi sub-amostrado para uma taxa de frequência igual aos dados cinemáticos e recortou-se o trecho necessário para a análise, de acordo com o sinal do sincronismo dos dados cinemáticos. No final do processamento, o sinal da célula de carga foi exportado para ser utilizado no *software* Matlab[®] pelo modelo matemático.

Para a elaboração dos resultados de FPR e MPR no ombro, foi utilizado um modelo matemático em 3D de segmentos articulados para membro superior desenvolvido e utilizado no *software* Matlab[®] (Ribeiro, 2006).

4.7 MODELO MATEMÁTICO UTILIZADO

O modelo de segmentos articulados utilizado no presente estudo apresenta a vantagem de permitir a quantificação das forças articulares de maneira indireta (Hapee, 1995; Winter, 2005). O segmento superior é modelado como quatro corpos rígidos (mão-antebraço, braço, escápula e tronco) conectados. A partir destes segmentos são obtidos os seguintes dados cinemáticos: ângulo de báscula, adução-abdução e elevação-depressão da escápula, abdução-adução, flexão-extensão, rotação interna e externa do ombro. O tronco será mantido estático e servirá como referência para a determinação da posição relativa dos demais segmentos. Para a análise dos valores de força e momento, a escápula e o tronco não interferem na medida em que o cálculo é feito do segmento distal (punho) para o proximal (ombro), e termina na interface articular gleno-umeral.

Este modelo, bem como todo modelo de segmentos articulados associado à solução inversa, assume algumas simplificações (Paul Allard, 1995; Winter, 2005):

- os segmentos corporais são considerados corpos rígidos interconectados por articulações;
- as articulações são consideradas como dobradiças ou gínglimos;
- a massa do segmento é fixa e é localizada em seu centro de massa;
- os segmentos apresentam a localização de seu centro de massa fixo, ao longo do movimento;
- o momento de inércia do segmento é fixo ao longo de toda amplitude de movimento;

- o comprimento de cada segmento permanece constante ao longo de todo o movimento;
- o modelo não prevê situações de co-contração muscular;
- desta forma, os resultados fornecidos de força articular e momento muscular são resultados líquidos.

A partir de uma descrição cinemática e cinética completa, bem como mensurações antropométricas acuradas, é possível calcular as forças de reação articular e momentos musculares resultantes (Winter, 2005). Isso é feito por meio da solução inversa das equações de movimento (técnica da dinâmica inversa). A solução inversa pode utilizar-se das equações de movimento de Newton-Euler ou de Lagrange para fornecer seus resultados. As equações de movimento de Newton-Euler são extensões das equações de movimento de Newton (Paul Allard, 1995). Por serem as mais comumente utilizadas, optou-se pelo uso das equações de movimento de Newton-Euler, que se encontram descritas abaixo:

$$\Sigma F = ma \quad (1)$$

$$\Sigma T = I\alpha \quad (2)$$

Em que:

ΣF = somatório das forças

m = massa

a = aceleração linear

ΣT = somatório dos torques

I = momento de inércia

α = aceleração angular

As forças presentes no segmento analisado que permitem a resolução das equações de movimento são a FPR, o peso do segmento e a força de reação distal (força externa), já que a única incógnita acaba sendo a FPR.

Dentro do modelo, os dados cinemáticos, cinéticos e antropométricos são utilizados como variáveis independentes do modelo. As variáveis dependentes serão as forças articulares e os momentos musculares envolvidos e os ângulos articulares. Maiores informações sobre o modelo matemático utilizado podem ser encontradas no Anexo A deste trabalho (Ribeiro e Loss, 2007).

4.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS

A normalidade dos dados foi verificada por meio do teste Shapiro-Wilk. A organização dos dados para a análise estatística foi feita por meio de um experimento bifatorial 3 x 3. Os fatores considerados, com 3 níveis cada um, foram: movimento (abdução, elevação, flexão) e carga (sem carga externa - SC, com halter – HA, resistência elástica - RE).

Foi realizada uma análise descritiva dos dados de comportamento da FPR e do MPR, os quais serão apresentados por meio dos seus valores médios em intervalos de 10° de ADM.

Após a análise descritiva, os dados de pico de MPR e FPR e ângulo bruto de ocorrência desses picos nas três situações de carga e nos três diferentes movimentos foram comparados entre si em relação às suas magnitudes por meio do teste de Análise de Variância (ANOVA *two-way*). As diferenças entre os grupos foram obtidas pelo teste *post hoc* de Bonferroni. Em todos os testes o nível de significância adotado foi de $p < 0,05$.

5 RESULTADOS

Tendo em vista a grande quantidade de dados e os diversos fatores analisados, os resultados serão apresentados agrupados por eixos. A Figura 8 apresenta o SCL da articulação do ombro com os três eixos: o “eixo x” associado à direção póstero-anterior, o “eixo y” à direção longitudinal (caudal-cranial) e o “eixo z” à direção longitudinal médio-lateral. Cabe salientar que todos os resultados apresentados são em relação a este sistema de coordenadas.

Inicialmente, serão apresentados os resultados da análise descritiva da FPR e do MPR com o objetivo de mostrar o comportamento geral dessas variáveis em todas as situações estudadas. Logo após, serão apresentados os resultados da análise estatística para cada variável (pico de FPR, pico de MPR, ângulo de ocorrência do pico de FPR e ângulo de ocorrência do pico de MPR) em cada eixo.

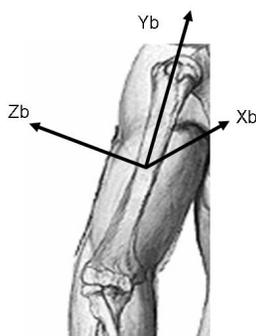


Figura 8 – SCL do ombro.

5.1 ANÁLISE DESCRITIVA DA FPR

A Figura 9 apresenta uma análise descritiva do comportamento da FPR nos eixos x (póstero-anterior), y (longitudinal) e z (médio-lateral) ao longo da amplitude para as diferentes cargas estudadas. Com relação ao eixo x, pode-se perceber que o comportamento da FPR nos três movimentos estudados foi crescente até aproximadamente o final do movimento para todas as situações de carga, tendo um leve decréscimo no final da ADM. No início dos movimentos, a FPR apresentou valores negativos, o que neste eixo representa uma força no sentido posterior e, logo após, torna-se positiva durante todo o movimento, o que representa uma FPR no sentido anterior. Pode-se perceber também que o movimento de abdução apresentou magnitudes de FPR menores que os outros movimentos estudados em quase toda a ADM, independente da situação de carga.

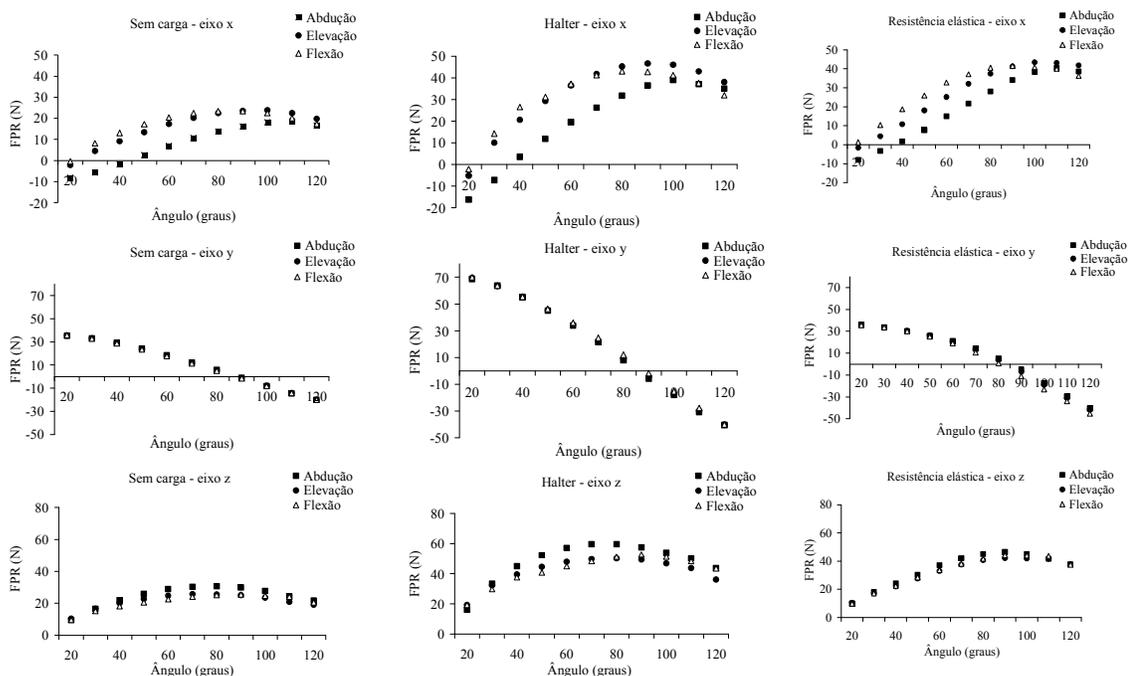


Figura 9 – Comportamento da FPR nos eixos x, y e z, nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21).

Com relação ao eixo y, pode-se perceber que o comportamento da FPR neste eixo é completamente diferente do eixo anterior. No eixo y, o comportamento da FPR nas três cargas estudadas foi decrescente durante toda a ADM, tornando-se negativa a partir dos ângulos de 80° e 90°. No início dos movimentos, os valores positivos da FPR representam uma força no sentido superior, a qual torna-se inferior quando alcança valores negativos. Pode-se perceber também que as magnitudes da FPR ao longo da ADM não diferem entre os movimentos estudados.

O comportamento da FPR no eixo z, independente da carga utilizada, é muito semelhante. Ela apresenta-se crescente até aproximadamente a metade da ADM e após há um decréscimo na sua magnitude. Nesse eixo a FPR apresenta-se sempre positiva, o que representa uma FPR sempre no sentido lateral.

A Figura 10 apresenta a análise descritiva do comportamento da FPR nos eixos x (pósterio-anterior), y (longitudinal) e z (médio-lateral) para os diferentes movimentos estudados. Em relação ao eixo x, pode-se perceber que o comportamento da FPR nas três cargas estudadas foi crescente até aproximadamente o final da ADM para todos os movimentos, tendo um leve decréscimo no final da ADM. No início dos movimentos, a FPR apresentou valores negativos, o que neste eixo representa uma força no sentido posterior e,

logo após, torna-se positiva durante todo o movimento, o que representa uma FPR no sentido anterior. Pode-se perceber também que a situação SC apresentou magnitudes de FPR menores que as outras situações estudadas em toda ADM, independente do movimento.

Em relação ao eixo y, o comportamento da FPR nos três movimentos estudados também foi decrescente durante toda a ADM, tornando-se negativa a partir dos ângulos de 80° e 90°. No início dos movimentos, os valores positivos da FPR representam uma força no sentido superior, a qual torna-se inferior quando alcança valores negativos.

No eixo z, independente da carga utilizada, o comportamento da FPR é muito semelhante. Ela apresenta-se crescente até aproximadamente a metade da ADM e após há um decréscimo na sua magnitude. Entretanto, nesse eixo a FPR apresenta-se sempre positiva, o que representa uma FPR sempre no sentido lateral.

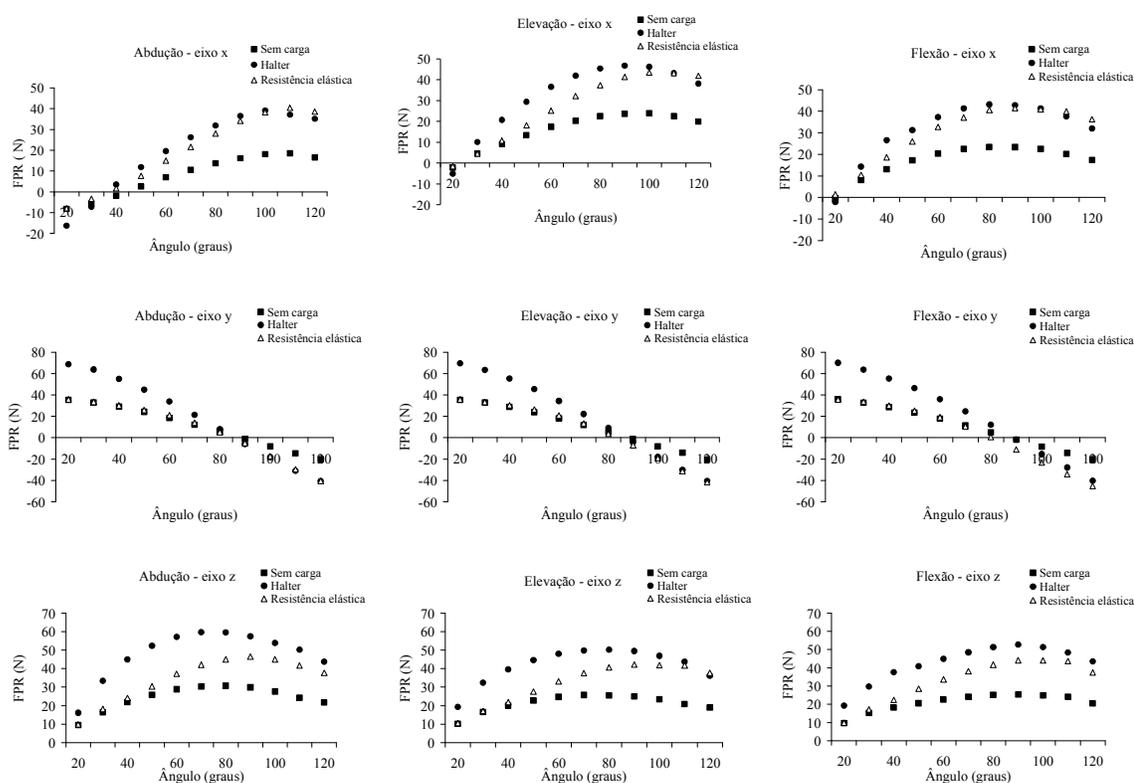


Figura 10 – Comportamento da FPR nos eixos x, y e z nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21).

5.2 ANÁLISE DESCRITIVA DO MPR

A Figura 11 apresenta a análise descritiva do comportamento do MPR nos eixos x (póstero-anterior), y (longitudinal) e z (médio-lateral) para as diferentes cargas estudadas.

Pode-se perceber que o MPR no eixo x apresenta apenas valores negativos, o que significa momentos abdutores. As três condições de carga mostraram um comportamento do MPR para os três movimentos estudados semelhante, o qual foi crescente e decrescente ao longo da ADM, tendo diferenças mais acentuadas entre suas magnitudes. O movimento de abdução em todas as situações de carga foi o que apresentou maiores valores de MPR em grande parte da ADM, quando comparado com os outros dois movimentos.

No eixo y, pode-se perceber que o MPR apresenta apenas valores negativos, o que significa momento de rotação externa. As três condições de carga mostraram diferenças em suas magnitudes e no seu comportamento. Na situação SC os três movimentos estudados apresentaram um comportamento do MPR praticamente constante ao longo de toda ADM, com valores bem próximos a 1 Nm. Já nas outras duas situações de carga, o comportamento do MPR foi crescente-decrescente, sendo que o movimento de abdução mostrou-se ser o movimento com maiores valores de MPR para rotação externa nessas situações de carga.

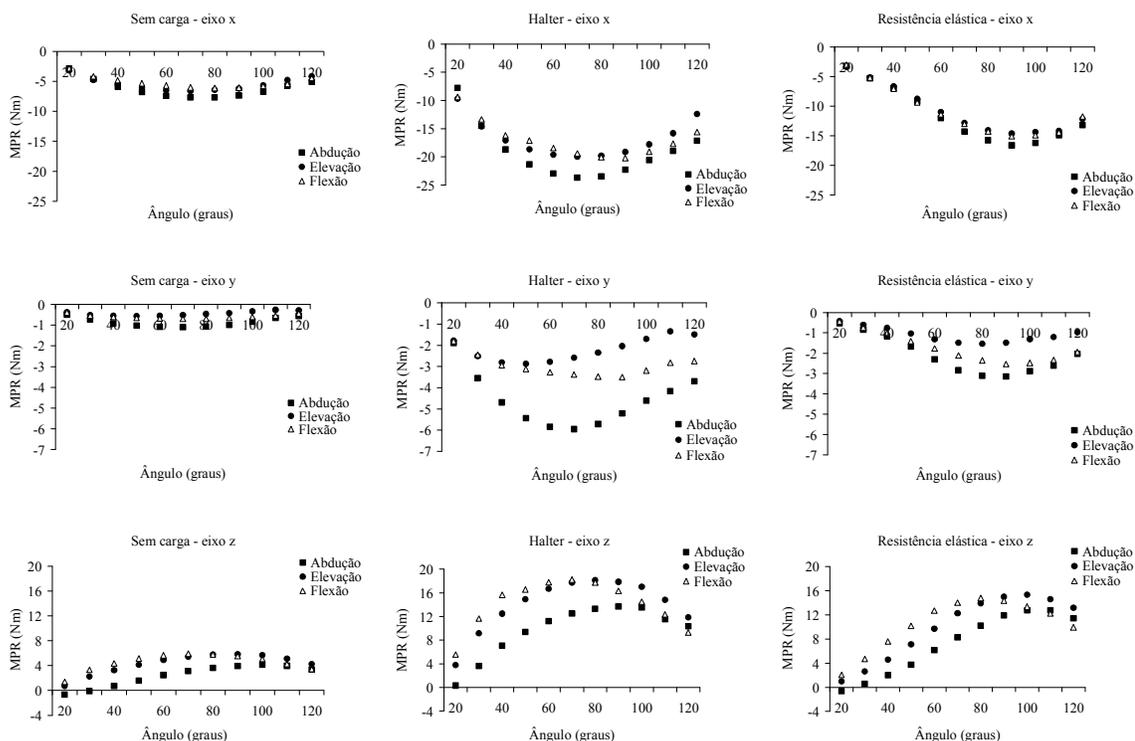


Figura 11 – Comportamento do MPR nos eixos x, y e z nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21).

No eixo z, pode-se perceber que o MPR apresenta praticamente todos valores positivos, o que neste eixo significa momentos flexores. As três condições de carga

apresentam comportamentos muito semelhantes do MPR nos três movimentos estudados, apresentando apenas diferenças em suas magnitudes. O comportamento do MPR foi crescente-decrescente ao longo de toda ADM, sendo que o movimento de abdução mostrou-se ser o movimento com menores valores de MPR flexor nas situações de carga e também o único movimento que apresentou no início valores negativos (momento extensor).

A Figura 12 apresenta a análise descritiva do comportamento do MPR nos eixos x (póstero-anterior), y (longitudinal) e z (médio-lateral) para os diferentes movimentos estudados. No eixo x os valores negativos representam momentos abdutores. Nos três movimentos estudados, tanto o comportamento do MPR quanto a sua magnitude foram muito semelhantes. As três condições de carga apresentaram um comportamento do MPR crescente-decrescente ao longo da ADM, sendo que a situação HA foi a que apresentou maiores valores de MPR para todos os movimentos, seguido pela situação RE e SC, respectivamente.

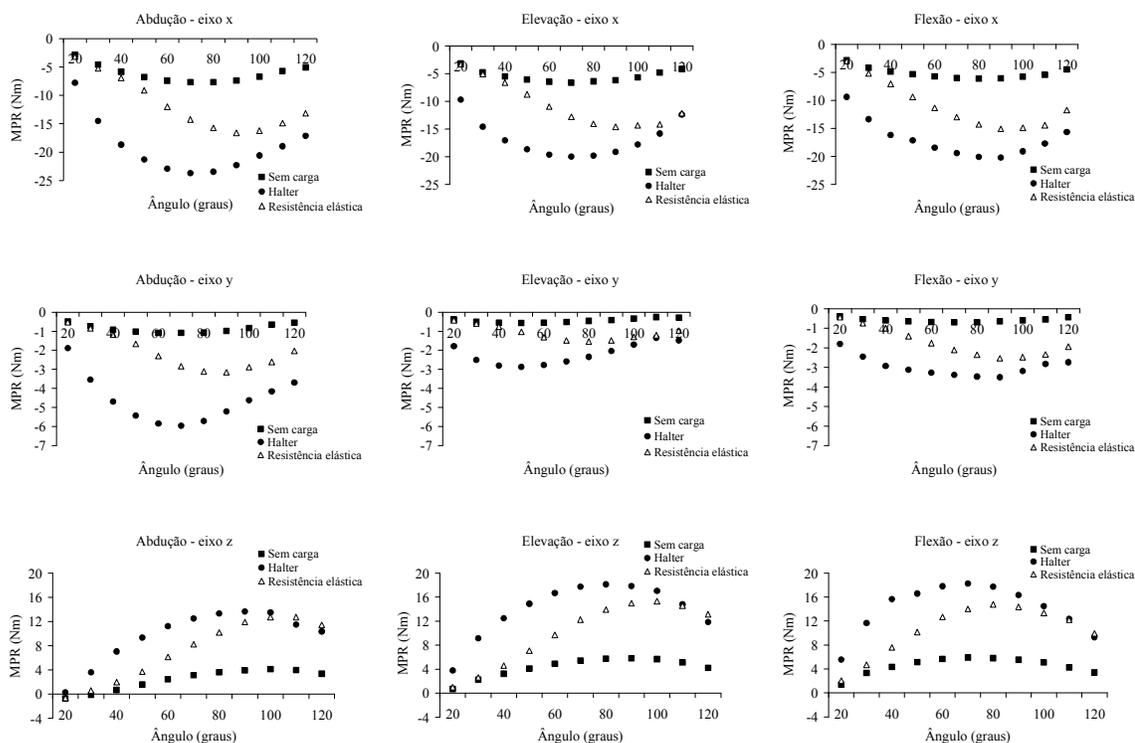


Figura 12 – Comportamento do MPR nos eixos x, y e z nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21).

No eixo y os valores negativos representam momento de rotação externa. Neste eixo, os três movimentos estudados apresentaram um comportamento do MPR muito semelhante, sendo este crescente-decrescente ao longo da ADM. Em relação à magnitude do MPR, o

movimento de abdução foi o que apresentou maiores valores do MPR neste eixo, sendo que os outros dois movimentos apresentaram magnitudes muito parecidas.

No eixo z os valores positivos representam momento flexor. Novamente, os três movimentos estudados apresentaram um comportamento do MPR muito semelhante, sendo este crescente-decrescente ao longo da ADM. Entretanto, em relação à magnitude do MPR, o movimento de abdução foi o que apresentou menores valores do MPR neste eixo.

5.3 ANÁLISE DOS EFEITOS PRINCIPAIS DOS FATORES CARGA E MOVIMENTO

Após a análise descritiva, foi realizada a análise de variância para os picos da FPR e do MPR, e ângulo de ocorrência desses picos. Nas Tabelas 1, 2 e 3 estão apresentados os resultados dos efeitos principais da ANOVA para todas as variáveis dependentes nos eixos x, y e z, respectivamente.

Na Tabela 1 estão apresentados os resultados referentes ao eixo x. Pode-se perceber que para todas as variáveis analisadas, houve diferença estatisticamente significativa para os dois fatores analisados: carga e movimento. Já em relação à interação, neste eixo, somente o ângulo de ocorrência dos picos do MPR apresentou interação significativa entre os fatores carga e movimento.

Na Tabela 2 estão apresentados os resultados referentes ao eixo y. Neste eixo, a única variável analisada que não apresentou diferença significativa em algum dos fatores foi o ângulo de ocorrência dos picos da FPR no fator movimento. Em relação à interação, somente o pico do MPR apresentou interação significativa entre os fatores analisados carga e movimento.

A Tabela 3 apresenta os resultados referentes ao eixo z. Neste eixo houve diferença estatisticamente significativa nas quatro variáveis estudadas para os dois fatores analisados. E em relação à interação, não houve interação entre carga e movimento para nenhuma das variáveis.

Na Tabela 4 estão expressos os valores de média, desvio padrão e o resultado das comparações múltiplas feita pelo teste de *post hoc* de Bonferroni, também para todas as variáveis nos três eixos.

Tabela 1 – Resultados dos efeitos principais da ANOVA para o eixo x, n=21.

		GL	SQ	QM	F	p
Pico FPR	Indivíduo	20	69630	3481	24,471	< 0,001
	Carga	2	115596	57798	406,252	< 0,001
	Movimento	2	3076	1538	10,810	< 0,001
	Carga * Movimento	4	353	88	0,620	0,648
	Erro 1	160	22763	142		
	Erro 2	756	5529	7		
Ângulo FPR	Indivíduo	20	53110	2656	9,939	< 0,001
	Carga	2	10160	5080	19,014	< 0,001
	Movimento	2	44819	22409	83,873	< 0,001
	Carga * Movimento	4	1602	401	1,499	0,205
	Erro 1	160	42749	267		
	Erro 2	756	35192	47		
Pico MPR	Indivíduo	20	13166	658	21,470	< 0,001
	Carga	2	39446	19723	643,243	< 0,001
	Movimento	2	1221	611	19,913	< 0,001
	Carga * Movimento	4	117	29	0,954	0,434
	Erro 1	160	4906	31		
	Erro 2	756	443	1		
Ângulo MPR	Indivíduo	20	52615	2631	5,030	< 0,001
	Carga	2	28892	14446	27,623	< 0,001
	Movimento	2	14975	7487	14,317	< 0,001
	Carga * Movimento	4	5702	1426	2,726	0,031
	Erro 1	160	83675	523		
	Erro 2	756	38790	51		

FPR: Força Proximal Resultante, MPR: Momento Proximal Resultante, GL: graus de liberdade, SQ: soma dos quadrados, QM: quadrados médios, F: razão F de variâncias, p: nível de significância. Diferença estatisticamente significativa é expressa por um $p < 0,05$.

Tabela 2 – Resultados dos efeitos principais da ANOVA para o eixo y, n=21.

		GL	SQ	QM	F	p
Pico FPR	Indivíduo	20	17901	895	7,409	< 0,001
	Carga	2	215736	107868	892,942	< 0,001
	Movimento	2	2063	1031	8,539	< 0,001
	Carga * Movimento	4	727	182	1,504	0,204
	Erro 1	160	19328	121		
	Erro 2	756	6231	8		
Ângulo FPR	Indivíduo	20	13167	658	2,170	0,004
	Carga	2	2027147	1013573	3341,31	< 0,001
	Movimento	2	1223	611	2,015	0,137
	Carga * Movimento	4	1188	297	0,979	0,421
	Erro 1	160	48535	303		
	Erro 2	756	5508	7		
Pico MPR	Indivíduo	20	1379	69	11,151	< 0,001
	Carga	2	2774	1387	224,278	< 0,001
	Movimento	2	413	207	33,39	< 0,001
	Carga * Movimento	4	146	36	5,895	< 0,001
	Erro 1	160	990	6		
	Erro 2	756	160	0		
Ângulo MPR	Indivíduo	20	127430	6371	8,743	< 0,001
	Carga	2	51040	25520	35,019	< 0,001
	Movimento	2	59066	29533	40,525	< 0,001
	Carga * Movimento	4	3170	792	1,087	0,365
	Erro 1	160	116600	729		
	Erro 2	756	83568	111		

FPR: Força Proximal Resultante, MPR: Momento Proximal Resultante, GL: graus de liberdade, SQ: soma dos quadrados, QM: quadrados médios, F: razão F de variâncias, p: nível de significância. Diferença estatisticamente significativa é expressa por um $p < 0,05$.

Tabela 3 – Resultados dos efeitos principais da ANOVA para o eixo z, n=21.

		GL	SQ	QM	F	p
Pico FPR	Indivíduo	20	93564	4678	28,326	< 0,001
	Carga	2	138540	69270	419,429	< 0,001
	Movimento	2	7199	3600	21,796	< 0,001
	Carga * Movimento	4	827	207	1,252	0,291
	Erro 1	160	26425	165		
	Erro 2	756	2801	4		
Ângulo FPR	Indivíduo	20	45550	2278	4,952	< 0,001
	Carga	2	15968	7984	17,360	< 0,001
	Movimento	2	17207	8604	18,707	< 0,001
	Carga * Movimento	4	2353	588	1,279	0,280
	Erro 1	160	73587	460		
	Erro 2	756	43272	57		
Pico MPR	Indivíduo	20	11736	587	18,106	< 0,001
	Carga	2	29333	14667	452,535	< 0,001
	Movimento	2	1004	502	15,490	< 0,001
	Carga * Movimento	4	218	55	1,685	0,156
	Erro 1	160	5186	32		
	Erro 2	756	828	1		
Ângulo MPR	Indivíduo	20	41782	2089	6,970	< 0,001
	Carga	2	31982	15991	53,354	< 0,001
	Movimento	2	67381	33691	112,410	< 0,001
	Carga * Movimento	4	1719	430	1,434	0,225
	Erro 1	160	47954	300		
	Erro 2	756	47386	63		

FPR: Força Proximal Resultante, MPR: Momento Proximal Resultante, GL: graus de liberdade, SQ: soma dos quadrados, QM: quadrados médios, F: razão F de variâncias, p: nível de significância. Diferença estatisticamente significativa é expressa por um $p < 0,05$.

Tabela 4 – Média, desvio-padrão e resultado do *post hoc* de Bonferroni para os efeitos principais nos três eixos; n=21.

	Pico FPR (N)	Ângulo FPR (graus)	Pico MPR (Nm)	Ângulo MPR (graus)
SC	23 ^a (± 6)	95 ^a (± 13)	-7 ^a (± 2)	74 ^a (± 14)
HA	46 ^b (± 13)	93 ^a (± 14)	-23 ^c (± 6)	72 ^a (± 15)
RE	47 ^b (± 11)	101 ^b (± 14)	-19 ^b (± 5)	84 ^b (± 14)
Eixo x				
Abdução	37 ^a (± 15)	104 ^a (± 11)	-18 ^a (± 8)	75 ^a (± 13)
Elevação	41 ^b (± 16)	97 ^b (± 11)	-15 ^b (± 8)	73 ^a (± 19)
Flexão	39 ^b (± 15)	87 ^c (± 15)	-15 ^b (± 7)	82 ^b (± 12)
SC	37 ^a (± 4)	17 ^a (± 4)	-1 ^a (± 0.4)	60 ^a (± 22)
HA	71 ^b (± 7)	18 ^a (± 7)	-5 ^b (± 2)	62 ^a (± 19)
RE	42 ^c (± 9)	116 ^b (± 12)	-4 ^c (± 2)	76 ^b (± 19)
Eixo y				
Abdução	48 ^a (± 17)	52 (± 46)	-4 ^a (± 3)	71 ^a (± 15)
Elevação	50 ^{ab} (± 17)	50 (± 48)	-2 ^b (± 2)	55 ^b (± 24)
Flexão	52 ^b (± 16)	49 (± 47)	-3 ^c (± 2)	71 ^a (± 20)
SC	29 ^a (± 7)	78 ^a (± 14)	6 ^a (± 2)	83 ^a (± 15)
HA	57 ^b (± 14)	77 ^a (± 14)	18 ^b (± 6)	77 ^b (± 15)
RE	51 ^c (± 13)	86 ^b (± 13)	17 ^c (± 5)	91 ^c (± 15)
Eixo z				
Abdução	49 ^a (± 17)	77 ^a (± 12)	12 ^a (± 7)	93 ^a (± 15)
Elevação	43 ^b (± 17)	78 ^a (± 17)	14 ^b (± 8)	86 ^b (± 12)
Flexão	44 ^b (± 16)	86 ^b (± 11)	14 ^b (± 7)	73 ^c (± 12)

Média (± desvio padrão). FPR: Força Proximal Resultante, MPR: Momento Proximal Resultante, SC: sem carga, HA: halter, RE: resistência elástica. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

5.4 DESDOBRAMENTO DAS INTERAÇÕES

Os resultados dos efeitos principais dos fatores mostram que houve apenas duas variáveis que apresentaram interação significativa entre os fatores analisados: ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo x e pico do MPR no eixo y. Mesmo assim, acredita-se que a visualização do comportamento dos fatores em conjunto é de suma importância para um

melhor entendimento das variáveis estudadas. Com isso, foi realizada a análise do desdobramento das interações, tanto as significativas quanto as não significativas, a qual será apresentada a seguir. Tabelas contendo os níveis de significância de todas as comparações realizadas são apresentadas no Apêndice C.

5.5 PICOS DA FPR

5.5.1 Eixo x

A Figura 13 apresenta os resultados referentes às magnitudes dos picos da FPR no eixo x (póstero-anterior) quando comparadas as três situações de carga para cada movimento. Para os três movimentos estudados, o teste de Bonferroni mostrou que os picos da FPR na situação SC foram estatisticamente menores quando comparados às outras duas situações de carga, as quais não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si em relação às magnitudes dos picos da FPR. No movimento de abdução, os valores médios dos picos foram para a situação SC, HA e RE, respectivamente: $21N \pm 5N$, $43N \pm 11N$ e $46N \pm 10N$; no movimento de elevação: $25N \pm 6N$, $49N \pm 14N$ e $49N \pm 12N$; e no movimento de flexão: $24N \pm 6N$, $46N \pm 12N$ e $47N \pm 11N$.

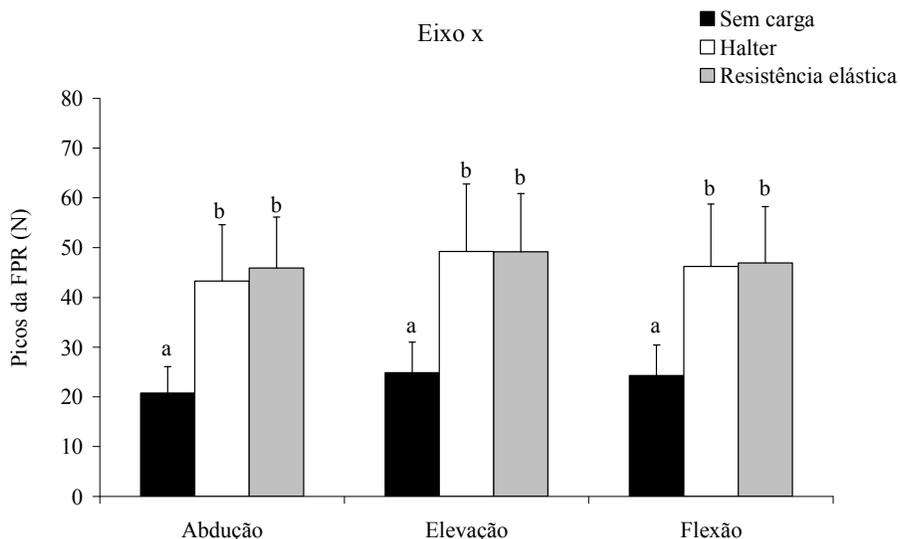


Figura 13 – Picos de FPR no eixo x nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada movimento. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

A Figura 14 apresenta a comparação dos três movimentos estudados para cada situação de carga também no eixo x (pósterio-anterior). Na situação SC houve diferença significativa entre a magnitude dos picos da FPR para o movimento de abdução ($21\text{N} \pm 5\text{N}$), quando comparado com os movimentos de elevação ($25\text{N} \pm 6\text{N}$) e flexão ($24\text{N} \pm 6\text{N}$), os quais não apresentaram diferença significativa entre si. Na situação HA o movimento de flexão não apresentou diferença significativa em relação aos outros movimentos estudados, apresentando um valor médio de pico da FPR de $46\text{N} (\pm 12\text{N})$. Entretanto, para essa mesma situação de carga, os movimentos de abdução e elevação apresentaram diferença significativa entre si, com valores médios dos picos da FPR de $43\text{N} \pm 11\text{N}$ e $49\text{N} \pm 13\text{N}$, respectivamente. Já para a situação RE, não houve diferença estatisticamente significativa entre os três movimentos estudados. Os valores médios de pico da FPR para os movimentos de abdução, elevação e flexão nessa situação de carga são, respectivamente: $46\text{N} \pm 10\text{N}$, $49\text{N} \pm 12\text{N}$ e $47\text{N} \pm 11\text{N}$.

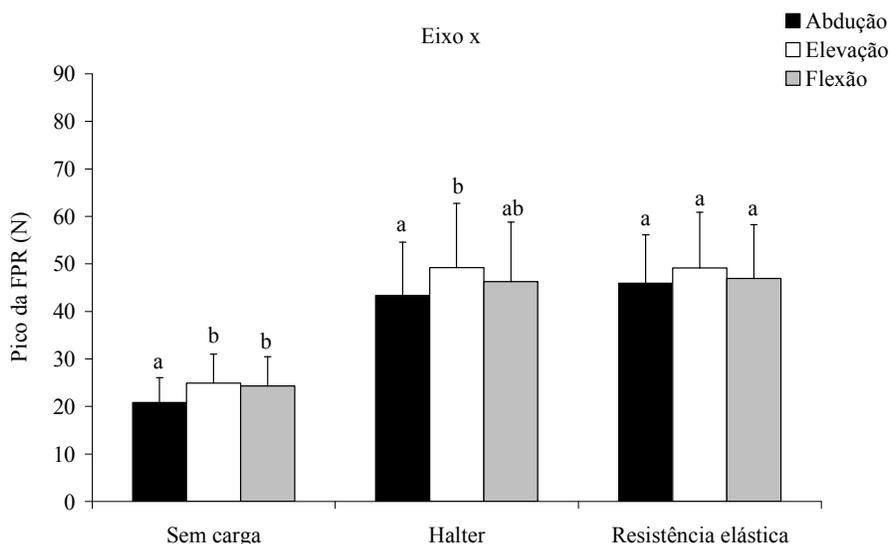


Figura 14 – Picos de FPR no eixo x nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada ($n=21$). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada situação de carga. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p<0,05$).

5.5.2 Eixo y

Os resultados referentes ao eixo y (longitudinal) quando comparadas as três situações de carga para cada movimento estão representados na Figura 15. Os três movimentos

estudados apresentaram o mesmo comportamento em relação aos picos da FPR, onde as três cargas apresentaram magnitudes dos picos estatisticamente diferentes entre si. No movimento de abdução, os valores médios dos picos foram para a situação SC, HA e RE, respectivamente: $36\text{N} \pm 4\text{N}$, $70\text{N} \pm 7\text{N}$ e $40\text{N} \pm 10\text{N}$; no movimento de elevação: $37\text{N} \pm 4\text{N}$, $71\text{N} \pm 7\text{N}$ e $41\text{N} \pm 8\text{N}$; e no movimento de flexão: $38\text{N} \pm 4\text{N}$, $72\text{N} \pm 7\text{N}$ e $46\text{N} \pm 8\text{N}$.

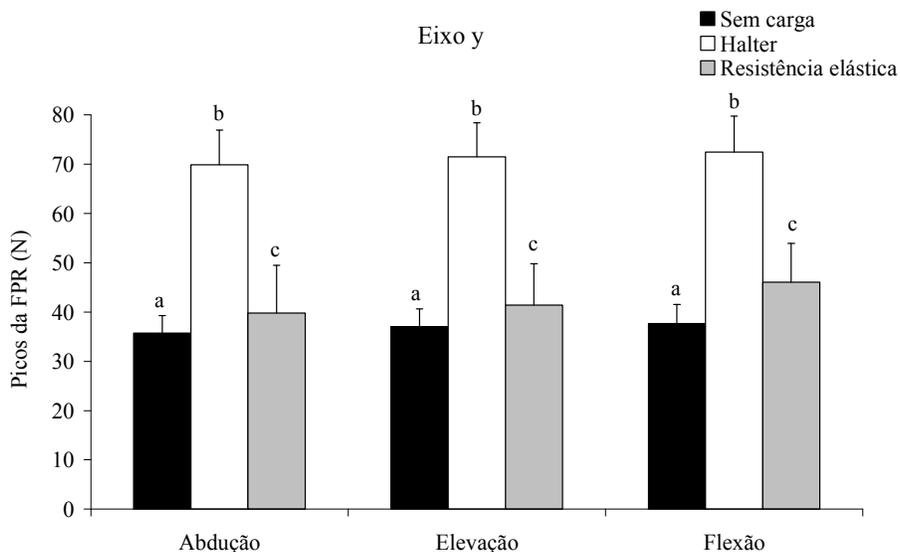


Figura 15 – Picos de FPR no eixo y e nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada movimento. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

A Figura 16 apresenta a comparação dos três movimentos estudados para cada situação de carga no eixo y (longitudinal). Na situação SC houve diferença significativa entre a magnitude dos picos da FPR para o movimento de abdução ($36\text{N} \pm 3\text{N}$), quando comparado com os movimentos de elevação ($37\text{N} \pm 4\text{N}$) e flexão ($38\text{N} \pm 4\text{N}$), os quais não apresentaram diferença significativa entre si. Na situação HA o movimento de elevação não apresentou diferença significativa em relação aos outros movimentos estudados, apresentando um valor médio de pico da FPR de $71\text{N} (\pm 7\text{N})$. Entretanto, para essa mesma situação de carga, os movimentos de abdução e flexão apresentaram diferença significativa entre si, com valores médios dos picos da FPR de $70\text{N} \pm 7\text{N}$ e $72\text{N} \pm 7\text{N}$, respectivamente. Já para a situação RE, houve diferença estatisticamente significativa entre o movimento de flexão quando comparado com os outros dois movimentos estudados. Os valores médios de pico da FPR para os movimentos de abdução, elevação e flexão nessa situação de carga são,

respectivamente: $40N \pm 10N$, $41N \pm 8N$ e $46N \pm 8N$.

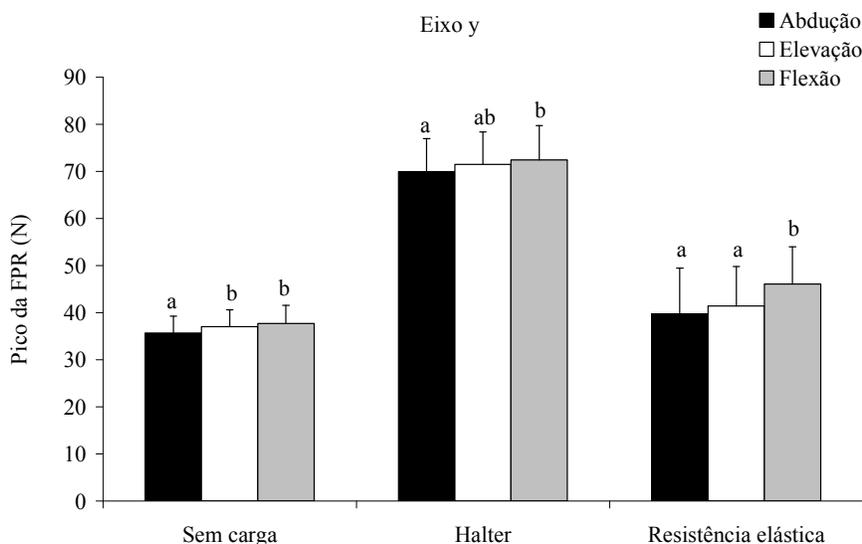


Figura 16 – Picos de FPR no eixo y nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada situação de carga. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

5.5.3 Eixo z

A Figura 17 apresenta os resultados referentes ao eixo z (médio-lateral) quando comparadas as três situações de carga para cada movimento. Para os movimentos de abdução e flexão, os picos da FPR tiveram o mesmo comportamento, apresentando diferença estatisticamente significativa nas três situações de carga analisadas. No movimento de abdução, os valores médios dos picos foram para a situação SC, HA e RE, respectivamente: $32N \pm 6N$, $62N \pm 13N$ e $54N \pm 12N$; e no movimento de flexão: $27N \pm 6N$, $56N \pm 11N$ e $50N \pm 13N$. Já para o movimento de elevação, as situações HA ($53N \pm 16N$) e RE ($49N \pm 14N$) apresentaram um pico da FPR estatisticamente diferente da magnitude do pico na situação SC ($27N \pm 7N$), mas as duas primeiras situações não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si.

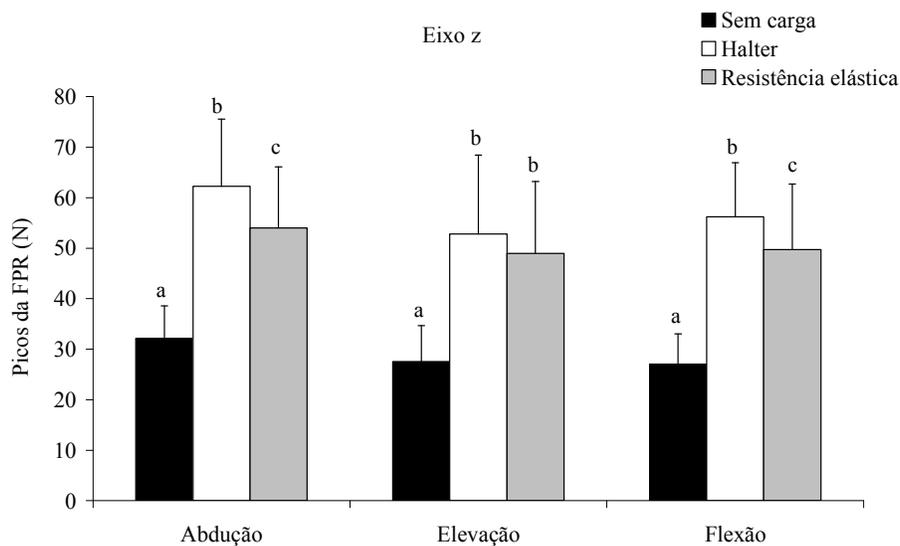


Figura 17 – Picos de FPR no eixo z nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada movimento. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

A Figura 18 apresenta a comparação dos três movimentos estudados para cada situação de carga no eixo z (médio-lateral). As situações SC e HA apresentaram resultados semelhantes, mostrando que existe diferença significativa entre as magnitudes dos picos da FPR para o movimento de abdução ($32\text{N} \pm 6\text{N}$ para SC e $62\text{N} \pm 13\text{N}$ para HA), quando comparado com os movimentos de elevação ($27\text{N} \pm 7\text{N}$ para SC e $53\text{N} \pm 16\text{N}$ para HA) e flexão ($27\text{N} \pm 6\text{N}$ para SC e $56\text{N} \pm 11\text{N}$ para HA), os quais não apresentaram diferença significativa entre si. Já para a situação RE, o movimento de flexão não apresentou diferença significativa em relação aos outros movimentos estudados, apresentando um valor médio de pico da FPR de $50\text{N} (\pm 13\text{N})$. Entretanto, para essa mesma situação de carga, os movimentos de abdução e elevação apresentaram diferença significativa entre si, com valores médios dos picos da FPR de $54\text{N} \pm 12\text{N}$ e $49\text{N} \pm 14\text{N}$, respectivamente.

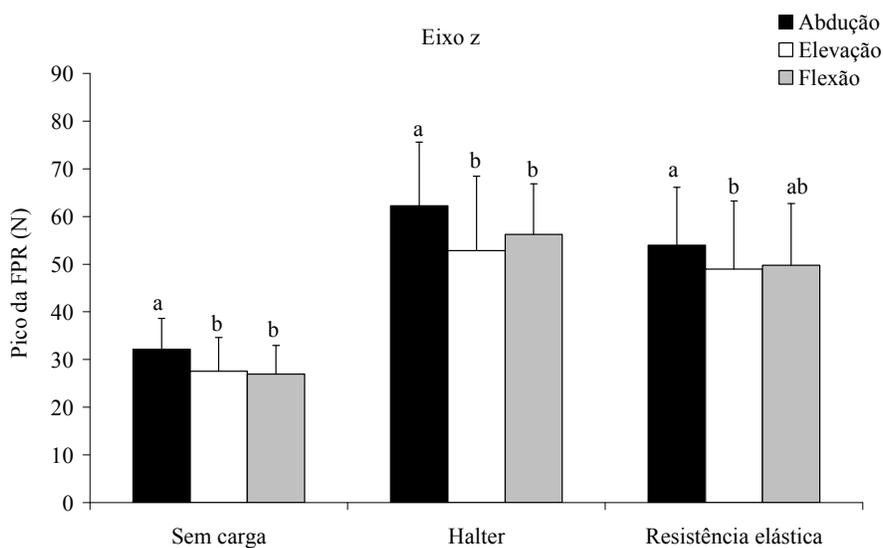


Figura 18 – Picos de FPR no eixo z nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada situação de carga. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

5.6 ÂNGULO DE OCORRÊNCIA DOS PICOS DA FPR

5.6.1 Eixo x

A Figura 19 apresenta os resultados referentes ao ângulo de ocorrência dos picos da FPR no eixo x (pósterio-anterior) quando comparadas as três situações de carga para cada movimento. Para o movimento de abdução, o teste de Bonferroni mostrou que existe diferença significativa entre os ângulos de ocorrência dos picos da FPR nas situações com halter (HA) e resistência elástica (RE), com valores médios de aproximadamente $102^\circ (\pm 9^\circ)$ e $106^\circ (\pm 11^\circ)$, respectivamente. Já em relação a situação sem carga (SC), esta não apresenta diferença significativa com as outras situações citadas anteriormente, pois apresentou o pico da FPR em $105^\circ (\pm 11^\circ)$. Para os movimentos de elevação e flexão, os ângulos de ocorrência dos picos da FPR tiveram o mesmo comportamento. Nas situações SC ($95^\circ \pm 10^\circ$ e $85^\circ \pm 11^\circ$) e HA ($93^\circ \pm 9^\circ$ e $83^\circ \pm 14^\circ$) o ângulo de ocorrência é estatisticamente diferente do ângulo onde ocorre o pico na situação RE ($102^\circ \pm 11^\circ$ e $93^\circ \pm 16^\circ$), mas as duas primeiras situações não apresentam diferença estatisticamente significativa entre si. Os valores apresentados entre parênteses são referentes aos movimentos de elevação e flexão, respectivamente.

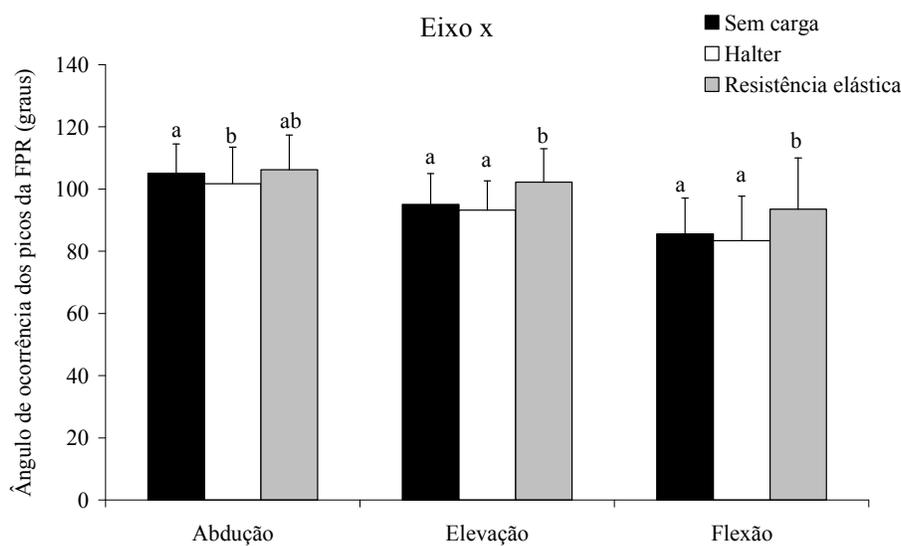


Figura 19 – Ângulo de ocorrência dos picos da FPR no eixo x nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada movimento. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

A Figura 20 apresenta a comparação do ângulo de ocorrência dos picos da FPR nos três movimentos estudados para cada situação de carga também no eixo x (póstero-anterior). Para a situação SC, o teste de Bonferroni mostrou que existe diferença significativa entre os ângulos de ocorrência dos picos da FPR nos três movimentos estudados, com valores médios de aproximadamente $105^\circ (\pm 9^\circ)$ para abdução, $95^\circ (\pm 10^\circ)$ para elevação e $85^\circ (\pm 11^\circ)$ para flexão. Esse mesmo comportamento ocorreu na situação HA, onde os três movimentos apresentaram novamente diferença significativa para o ângulo de ocorrência dos picos da FPR, com valores médios de $102^\circ (\pm 12^\circ)$ para abdução, $93^\circ (\pm 9^\circ)$ para elevação e $83^\circ (\pm 14^\circ)$ para flexão. Já para a situação RE, houve diferença significativa apenas entre o movimento de flexão e os outros dois movimentos estudados, os quais não apresentaram diferença significativa entre si. Os valores médios para os movimentos de abdução, elevação e flexão nessa situação de carga são, respectivamente: $106^\circ \pm 11^\circ$, $102^\circ \pm 11^\circ$ e $93^\circ \pm 16^\circ$.

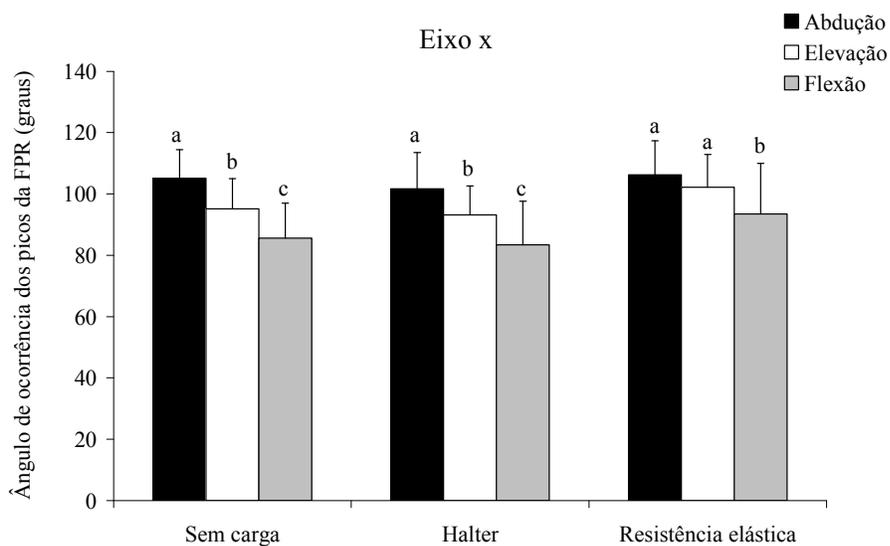


Figura 20 – Ângulo de ocorrência dos picos da FPR no eixo x nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada situação de carga. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

5.6.2 Eixo y

Os resultados referentes ao eixo y (longitudinal) quando comparadas as três situações de carga para cada movimento estão representados na Figura 21. Os três movimentos estudados apresentaram o mesmo comportamento em relação aos ângulos de ocorrência dos picos da FPR. As situações SC e HA apresentaram ângulos de ocorrência estatisticamente diferentes da situação RE, mas estas não foram diferentes entre si. No movimento de abdução, os valores médios dos ângulos de ocorrência dos picos foram para a situação SC, HA e RE, respectivamente: $20^\circ \pm 3^\circ$, $19^\circ \pm 4^\circ$ e $117^\circ \pm 8^\circ$; no movimento de elevação: $16^\circ \pm 4^\circ$, $17^\circ \pm 4^\circ$ e $117^\circ \pm 8^\circ$; e no movimento de flexão: $16^\circ \pm 4^\circ$, $18^\circ \pm 11^\circ$ e $114^\circ \pm 18^\circ$.

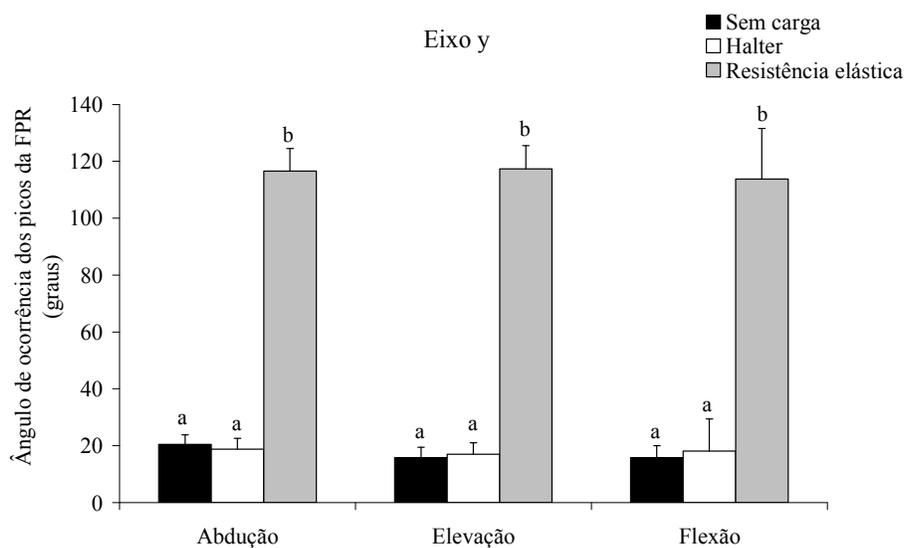


Figura 21 – Ângulo de ocorrência dos picos da FPR no eixo y nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada movimento. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

A Figura 22 apresenta a comparação dos três movimentos estudados para cada situação de carga também no eixo y (longitudinal). Para a situação SC, os resultados mostraram que existe diferença significativa entre os ângulos de ocorrência dos picos da FPR entre os movimentos de abdução ($20^\circ \pm 3^\circ$), quando comparados com os movimentos de elevação ($16^\circ \pm 4^\circ$) e flexão ($16^\circ \pm 4^\circ$), os quais não apresentaram diferença significativa. Esses valores médios são muito parecidos com os da situação HA, entretanto não houve diferença significativa entre os três movimentos nesta situação, os quais apresentaram valores médios de ângulo de ocorrência dos picos da FPR de $19^\circ (\pm 4^\circ)$ para abdução, $17^\circ (\pm 4^\circ)$ para elevação e $18^\circ (\pm 11^\circ)$ para flexão. Já para a situação RE, os valores médios são maiores que os apresentados pelas situações anteriores, mas também não houve diferença significativa entre os três movimentos estudados. Os valores médios para os movimentos de abdução, elevação e flexão nessa situação de carga são, respectivamente: $117^\circ \pm 8^\circ$, $117^\circ \pm 8^\circ$ e $114^\circ \pm 18^\circ$.

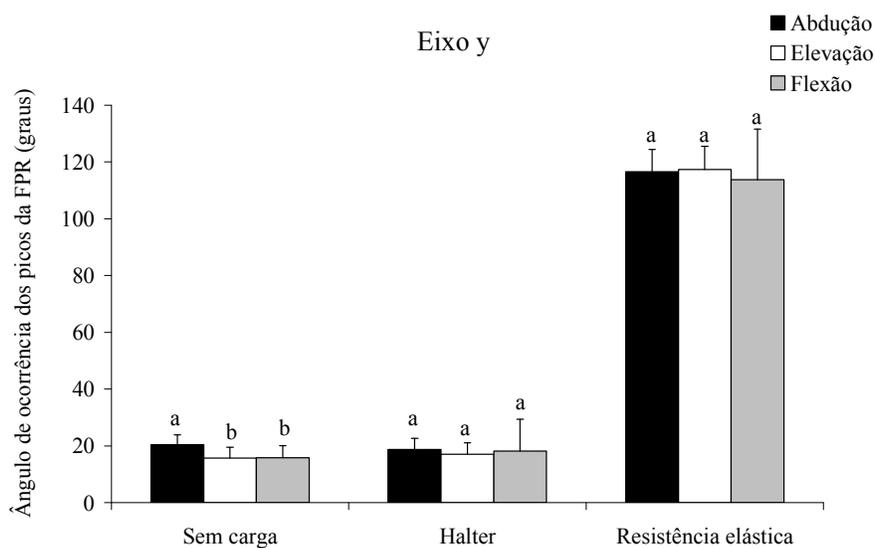


Figura 22 – Ângulo de ocorrência dos picos da FPR no eixo y nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada situação de carga. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

5.6.3 Eixo z

A Figura 23 apresenta os resultados referentes ao eixo z (médio-lateral) quando comparadas as três situações de carga para cada movimento. O comportamento dos ângulos de ocorrência dos picos neste eixo é semelhante aos apresentados no eixo y, onde os três movimentos estudados apresentaram o mesmo comportamento em relação aos ângulos de ocorrência dos picos da FPR. As situações SC e HA apresentaram ângulos de ocorrência estatisticamente diferentes da situação RE, mas estas não foram diferentes entre si. No movimento de abdução, os valores médios dos ângulos de ocorrência dos picos foram para a situação SC, HA e RE, respectivamente: $75^\circ \pm 12^\circ$, $73^\circ \pm 10^\circ$ e $82^\circ \pm 13^\circ$; no movimento de elevação: $76^\circ \pm 16^\circ$, $72^\circ \pm 18^\circ$ e $87^\circ \pm 15^\circ$; e no movimento de flexão: $84^\circ \pm 11^\circ$, $85^\circ \pm 12^\circ$ e $90^\circ \pm 9^\circ$.

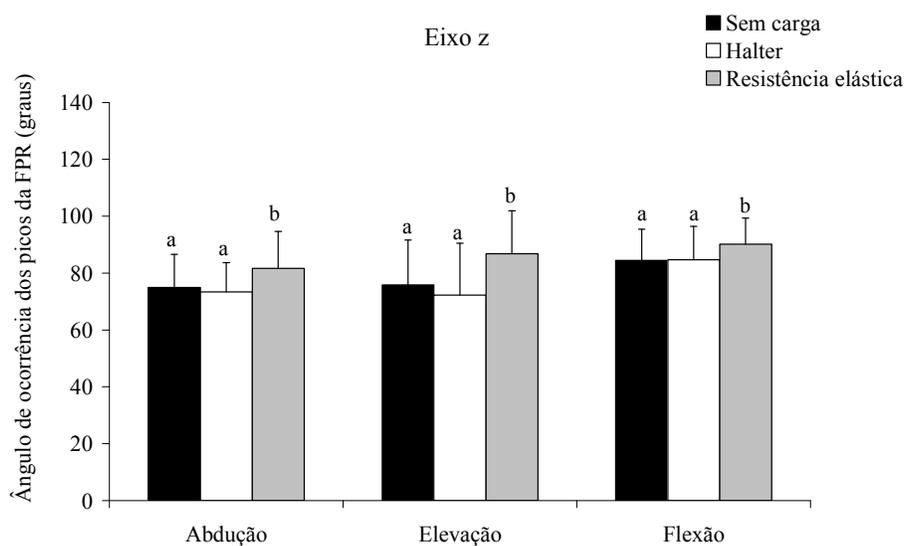


Figura 23 – Ângulo de ocorrência dos picos da FPR no eixo z nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada movimento. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

A Figura 24 apresenta a comparação dos três movimentos estudados para cada situação de carga também no eixo z (médio-lateral). As situações SC e HA apresentaram resultados semelhantes, mostrando que existe diferença significativa entre os ângulos de ocorrência dos picos da FPR para o movimento de flexão ($84^\circ \pm 11^\circ$ para SC e $85^\circ \pm 12^\circ$ para HA), quando comparado com os movimentos de abdução ($75^\circ \pm 12^\circ$ para SC e $73^\circ \pm 10^\circ$ para HA) e elevação ($76^\circ \pm 16^\circ$ para SC e $72^\circ \pm 18^\circ$ para HA), os quais não apresentaram diferença significativa entre si. Já para a situação RE, o movimento que apresentou diferença significativa foi o de abdução quando comparado com os outros dois movimentos estudados. Os valores médios para os movimentos de abdução, elevação e flexão nessa situação de carga são, respectivamente: $82^\circ \pm 13^\circ$, $87^\circ \pm 15^\circ$ e $90^\circ \pm 9^\circ$.

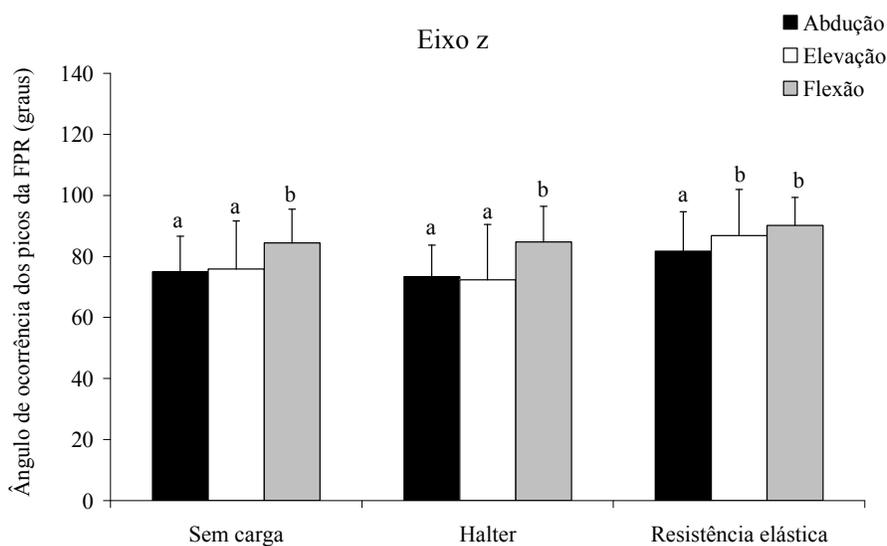


Figura 24 – Ângulo de ocorrência dos picos da FPR no eixo y nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada situação de carga. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

5.7 PICOS DE MPR

5.7.1 Eixo x

A Figura 25 mostra os resultados referentes aos picos do MPR no eixo x (póstero-anterior) quando comparadas as três situações de carga para cada movimento. Os três movimentos estudados apresentaram o mesmo comportamento em relação aos picos do MPR, onde as três cargas apresentaram magnitudes dos picos estatisticamente diferentes entre si, sendo a situação SC com o menor pico e HA com o maior. No movimento de abdução, os valores médios dos picos foram para a situação SC, HA e RE, respectivamente: $-8\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$, $-25\text{Nm} \pm 5\text{Nm}$ e $-20\text{Nm} \pm 5\text{Nm}$; no movimento de elevação: $-7\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$, $-21\text{Nm} \pm 6\text{Nm}$ e $-18\text{Nm} \pm 6\text{Nm}$; e no movimento de flexão: $-7\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$, $-22\text{Nm} \pm 4\text{Nm}$ e $-17\text{Nm} \pm 5\text{Nm}$.

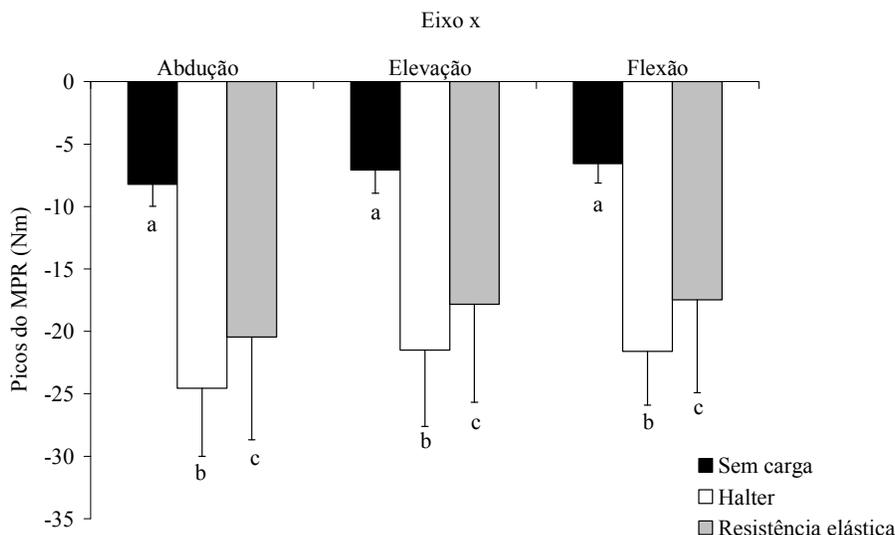


Figura 25 – Picos de MPR no eixo x nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada movimento. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

A Figura 26 mostra os resultados referentes aos picos do MPR no eixo x (póstero-anterior) quando se comparam os três movimentos estudados para cada situação de carga. As três situações de carga apresentaram o mesmo comportamento em relação aos picos do MPR, onde o movimento de abdução apresentou magnitude do pico estatisticamente diferente dos movimentos de elevação e flexão, sendo que esses últimos não apresentaram diferença entre si em nenhuma situação de carga. Na situação SC, os valores médios dos picos foram para abdução, elevação e flexão, respectivamente: $-8\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$, $-7\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$ e $-6\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$; na situação HA: $-24\text{Nm} \pm 5\text{Nm}$, $-21\text{Nm} \pm 6\text{Nm}$ e $-22\text{Nm} \pm 4\text{Nm}$; e na situação RE: $-20\text{Nm} \pm 5\text{Nm}$, $-18\text{Nm} \pm 6\text{Nm}$ e $-17\text{Nm} \pm 5\text{Nm}$.

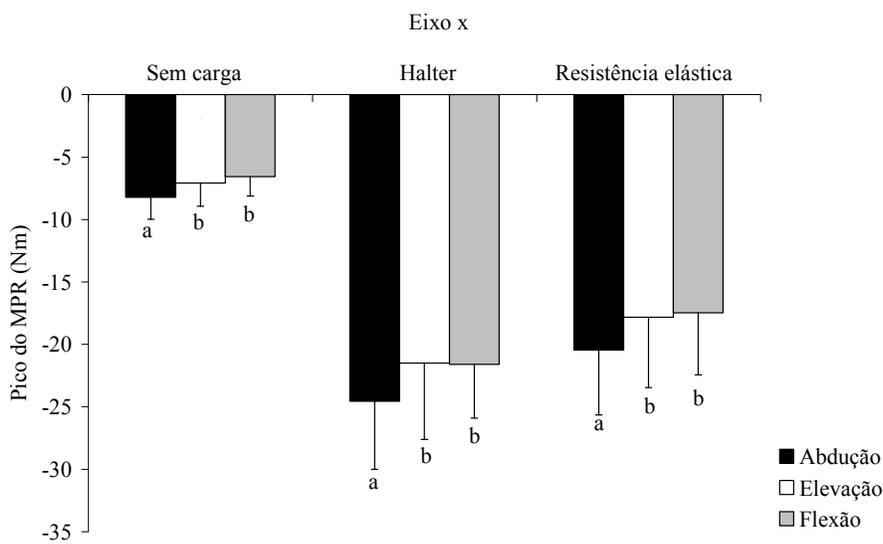


Figura 26 – Picos de MPR no eixo x nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada situação de carga. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

5.7.2 Eixo y

Os resultados referentes aos picos do MPR no eixo y (longitudinal), quando comparadas as três situações de carga para cada movimento, estão apresentados na Figura 27. Como no eixo x, os três movimentos estudados apresentaram o mesmo comportamento em relação aos picos do MPR, onde as três cargas apresentaram magnitudes dos picos estatisticamente diferentes entre si, sendo a situação SC com o menor pico e HA com o maior. No movimento de abdução, os valores médios dos picos foram para a situação SC, HA e RE, respectivamente: $1\text{Nm} \pm 0.4\text{Nm}$, $7\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$ e $4\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$; no movimento de elevação: $0.7\text{Nm} \pm 0.4\text{Nm}$, $4\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$ e $3\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$; e no movimento de flexão: $0.9\text{Nm} \pm 0.4\text{Nm}$, $5\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$ e $4\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$.

A Figura 28 mostra os resultados referentes aos picos do MPR no eixo y (longitudinal) quando se comparam os três movimentos estudados para cada situação de carga. Na situação SC, o movimento de abdução ($-1\text{Nm} \pm 0.4\text{Nm}$) apresentou diferença significativa quando comparado ao movimento de elevação ($-0.7\text{Nm} \pm 0.4\text{Nm}$) e flexão ($-0.8\text{Nm} \pm 0.4\text{Nm}$), os quais não apresentaram diferença entre si. Nas situações HA e RE, os três movimentos estudados apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si, com valores médios dos picos para abdução, elevação e flexão na situação HA de, respectivamente: $-7\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$, $-4\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$ e $-5\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$; e na situação RE: $-4\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$, $-3\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$ e $-4\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$.

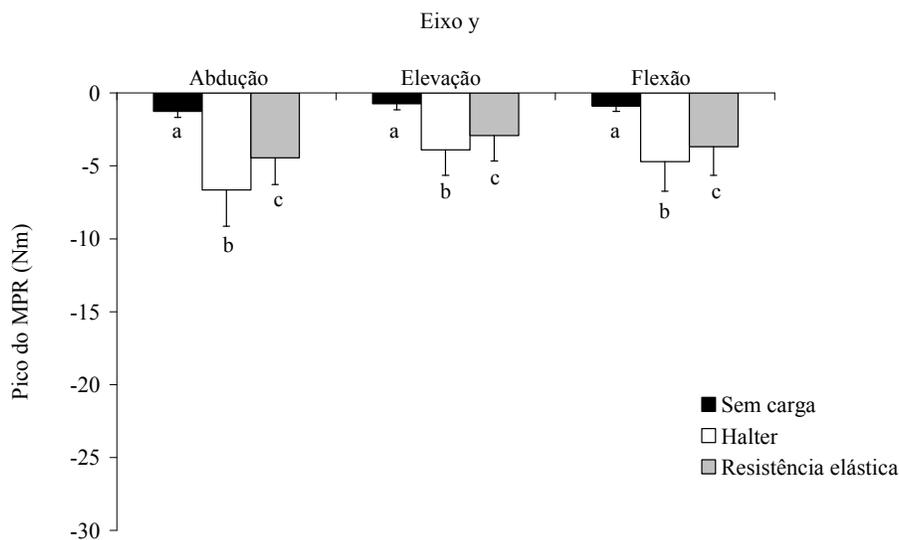


Figura 27 – Picos de MPR no eixo y nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada movimento. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

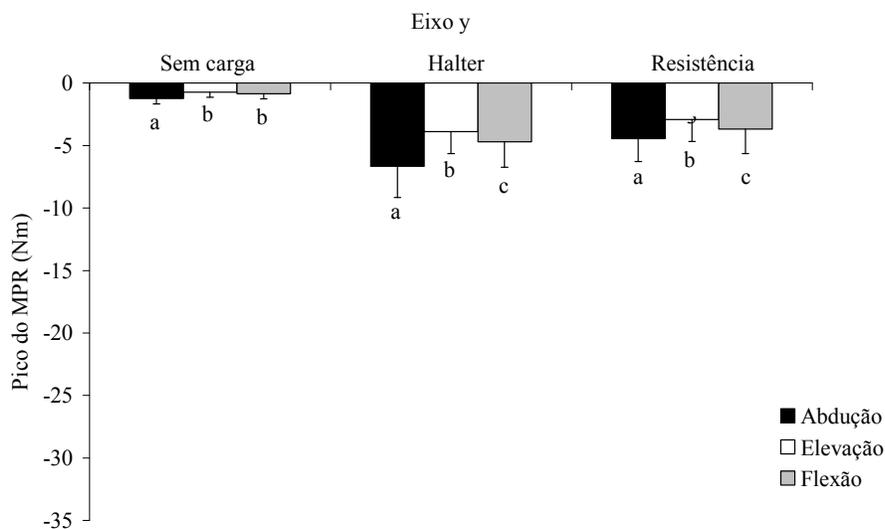


Figura 28 – Picos de MPR no eixo y nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada situação de carga. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

5.7.3 Eixo z

A Figura 29 mostra os resultados referentes aos picos do MPR no eixo z (médio-

lateral) quando comparadas as três situações de carga para cada movimento. Os movimentos de abdução e elevação apresentaram o mesmo comportamento em relação aos picos do MPR, ou seja, ambos apresentaram diferença estatisticamente significativa entre a situação SC e as outras duas estudadas, porém, estas últimas não apresentaram diferença significativa. No movimento de abdução, os valores médios dos picos foram para a situação SC, HA e RE, respectivamente: $5\text{Nm} \pm 1\text{Nm}$, $16\text{Nm} \pm 5\text{Nm}$ e $16\text{Nm} \pm 5\text{Nm}$ e no movimento de elevação: $6\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$, $19\text{Nm} \pm 6\text{Nm}$ e $18\text{Nm} \pm 5\text{Nm}$. Já o movimento de flexão apresentou diferença significativa entre as três situações de carga estudadas, com valores médios de $6\text{Nm} \pm 2\text{Nm}$ para SC, $19\text{Nm} \pm 5\text{Nm}$ para HA e $17\text{Nm} \pm 5\text{Nm}$ para RE.

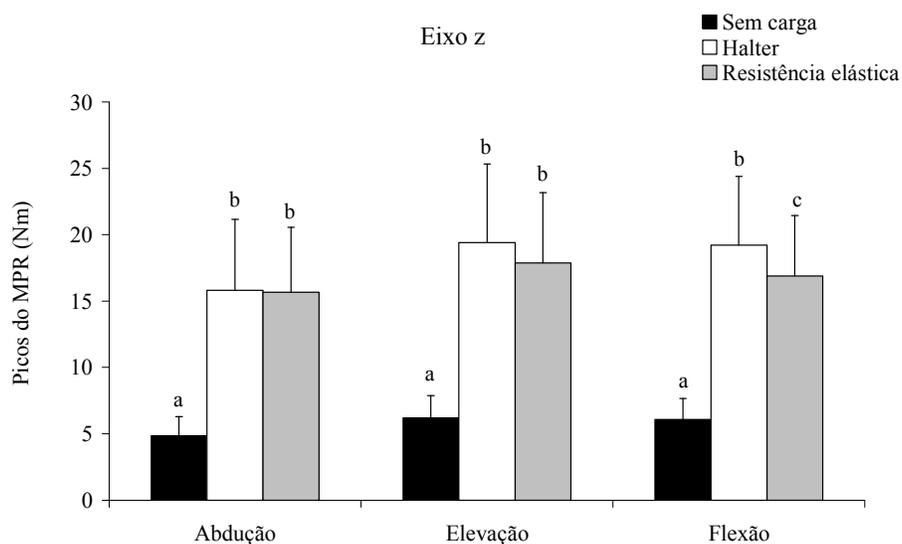


Figura 29 – Picos de MPR no eixo z nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada movimento. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

A Figura 30 mostra os resultados referentes aos picos do MPR no eixo z (médio-lateral) quando se comparam os três movimentos estudados para cada situação de carga. Nas situações SC e HA, o movimento de abdução ($5\text{Nm} \pm 1\text{Nm}/16\text{Nm} \pm 5\text{Nm}$) apresentou diferença significativa quando comparado ao movimento de elevação ($6\text{Nm} \pm 2\text{Nm}/19\text{Nm} \pm 6\text{Nm}$) e flexão ($6\text{Nm} \pm 2\text{Nm}/19\text{Nm} \pm 5\text{Nm}$), os quais não apresentaram diferença entre si. Na situação RE, houve diferença significativa entre os movimentos de abdução e elevação, com valores médios dos picos de, respectivamente: $16\text{Nm} \pm 5\text{Nm}$ e $18\text{Nm} \pm 5\text{Nm}$. Nessa mesma situação de carga, o movimento de flexão não apresentou diferença em relação aos outros dois

movimentos, com pico médio de $17\text{Nm} \pm 4\text{Nm}$.

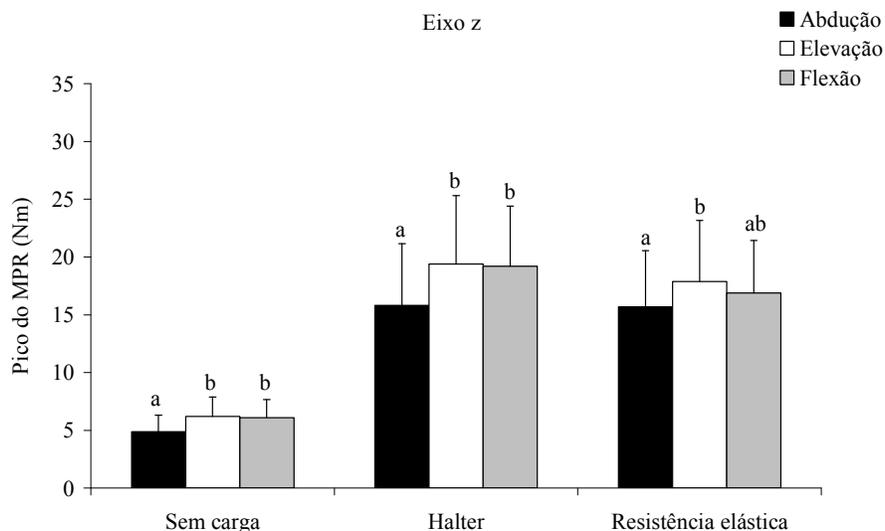


Figura 30 – Picos de MPR no eixo z nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada situação de carga. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

5.8 ÂNGULO BRUTO DE OCORRÊNCIA DOS PICOS DE MPR

5.8.1 Eixo x

Os resultados referentes ao ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo x (póstero-anterior) quando comparadas as três situações de carga para cada movimento estão representados na Figura 31. Para os três movimentos estudados, as situações SC e HA apresentaram ângulos de ocorrência estatisticamente diferentes da situação RE, mas estas não foram diferentes entre si. No movimento de abdução, os valores médios dos ângulos de ocorrência dos picos do MPR foram para a situação SC, HA e RE, respectivamente: $72^\circ \pm 12^\circ$, $71^\circ \pm 9^\circ$ e $83^\circ \pm 14^\circ$; no movimento de elevação: $69^\circ \pm 16^\circ$, $64^\circ \pm 17^\circ$ e $84^\circ \pm 16^\circ$; e no movimento de flexão: $80^\circ \pm 12^\circ$, $80^\circ \pm 13^\circ$ e $86^\circ \pm 9^\circ$.

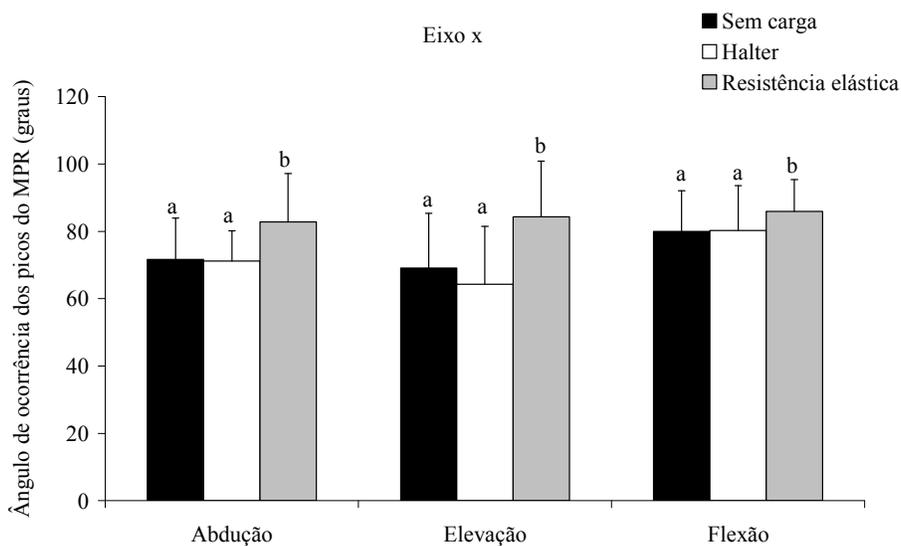


Figura 31 – Ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo x nas diferentes situações de carga para cada movimento estudado (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada movimento. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

A Figura 32 apresenta a comparação dos três movimentos estudados para cada situação de carga também no eixo x (póstero-anterior). Na situação SC houve diferença significativa entre os ângulos de ocorrência dos picos do MPR para o movimento de flexão ($80^\circ \pm 12^\circ$), quando comparado com os movimentos de abdução ($72^\circ \pm 12^\circ$) e elevação ($69^\circ \pm 16^\circ$), os quais não apresentaram diferença significativa entre si. Na situação HA, os ângulos de ocorrência dos picos do MPR foram estatisticamente diferentes entre os três movimentos estudados, com valores médios de $71^\circ (\pm 9^\circ)$ para abdução, $64^\circ (\pm 17^\circ)$ para elevação e $80^\circ (\pm 13^\circ)$ para flexão. Já para a situação RE, o comportamento dos ângulos de ocorrência foi totalmente diferente da situação anterior. Agora, não houve diferença significativa entre nenhum movimento estudado. Os valores médios para os movimentos de abdução, elevação e flexão nessa situação de carga são, respectivamente: $83^\circ \pm 14^\circ$, $84^\circ \pm 16^\circ$ e $86^\circ \pm 9^\circ$.

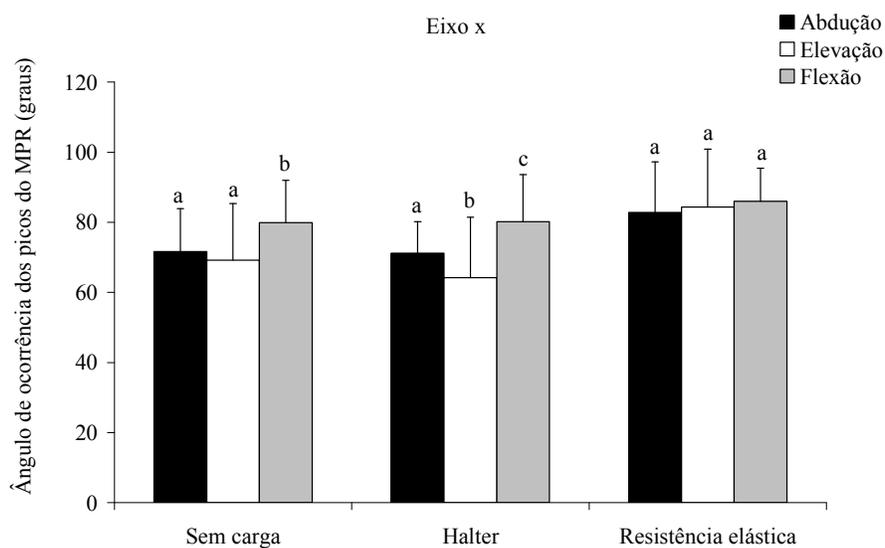


Figura 32 – Ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo x nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada situação de carga. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

5.8.2 Eixo y

A Figura 33 apresenta os resultados referentes ao eixo y (longitudinal) quando comparadas as três situações de carga para cada movimento. Novamente, os ângulos de ocorrência dos picos do MPR nas situações SC e HA foram muito próximos e menores em relação ao ângulo situação RE em todos os movimentos estudados. As situações SC e HA apresentaram ângulos de ocorrência estatisticamente diferentes da situação RE, mas estas não foram diferentes entre si. No movimento de abdução, os valores médios dos ângulos de ocorrência dos picos do MPR foram para a situação SC, HA e RE, respectivamente: $67^\circ \pm 15^\circ$, $66^\circ \pm 12^\circ$ e $81^\circ \pm 14^\circ$; no movimento de elevação: $47^\circ \pm 23^\circ$, $49^\circ \pm 19^\circ$ e $68^\circ \pm 25^\circ$; e no movimento de flexão: $65^\circ \pm 22^\circ$, $69^\circ \pm 19^\circ$ e $80^\circ \pm 14^\circ$.

A Figura 34 apresenta a comparação dos três movimentos estudados para cada situação de carga também no eixo y (longitudinal). As três situações de carga apresentam comportamentos dos ângulos de ocorrência dos picos do MPR muito semelhantes. Nas três situações de carga houve diferença significativa entre o movimento de elevação quando comparado com os movimentos de abdução e flexão, os quais não apresentaram diferença significativa entre si. Para as três situações de carga os valores médios para os movimentos de abdução, elevação e flexão são, respectivamente: $67^\circ \pm 15^\circ$, $47^\circ \pm 23^\circ$ e $65^\circ \pm 22^\circ$ (para a situação SC); $66^\circ \pm 12^\circ$, $49^\circ \pm 19^\circ$ e $69^\circ \pm 19^\circ$ (para a situação HA); $81^\circ \pm 14^\circ$, $68^\circ \pm 25^\circ$ e

$80^{\circ} \pm 14^{\circ}$ (para a situação RE).

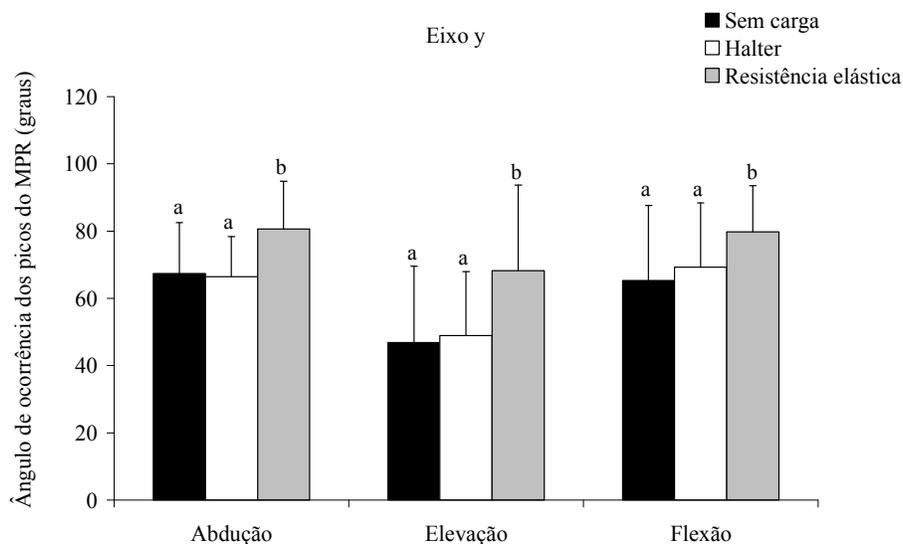


Figura 33 – Ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo y nas diferentes situações de carga e diferentes movimentos estudados (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada movimento. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

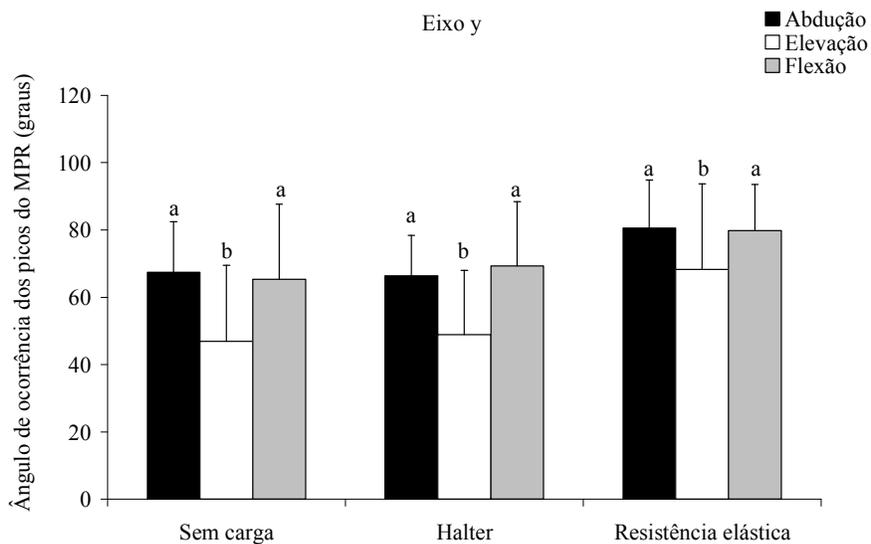


Figura 34 – Ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo y nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada situação de carga. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

5.8.3 Eixo z

Diferentemente dos outros eixos, o ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo z (médio-lateral) na situação HA aconteceu em uma ADM menor quando comparada às outras situações de carga, como mostra a Figura 35. Os três movimentos estudados apresentaram este mesmo comportamento. Na abdução, a situação HA apresentou um ângulo de ocorrência estatisticamente diferente das situações SC e RE, mas estas não foram diferentes entre si, com valores médios de $84^\circ (\pm 14^\circ)$, $95^\circ (\pm 13^\circ)$ e $100^\circ (\pm 15^\circ)$, respectivamente para as três situações citadas. Já na elevação e na flexão as três situações de carga apresentaram diferença estatisticamente significativa em relação a esta variável. Na elevação os valores médios dos ângulos de ocorrência dos picos foram para a situação SC, HA e RE, respectivamente: $84^\circ \pm 11^\circ$, $80^\circ \pm 10^\circ$ e $95^\circ \pm 11^\circ$ e no movimento de flexão: $71^\circ \pm 10^\circ$, $67^\circ \pm 12^\circ$ e $80^\circ \pm 11^\circ$.

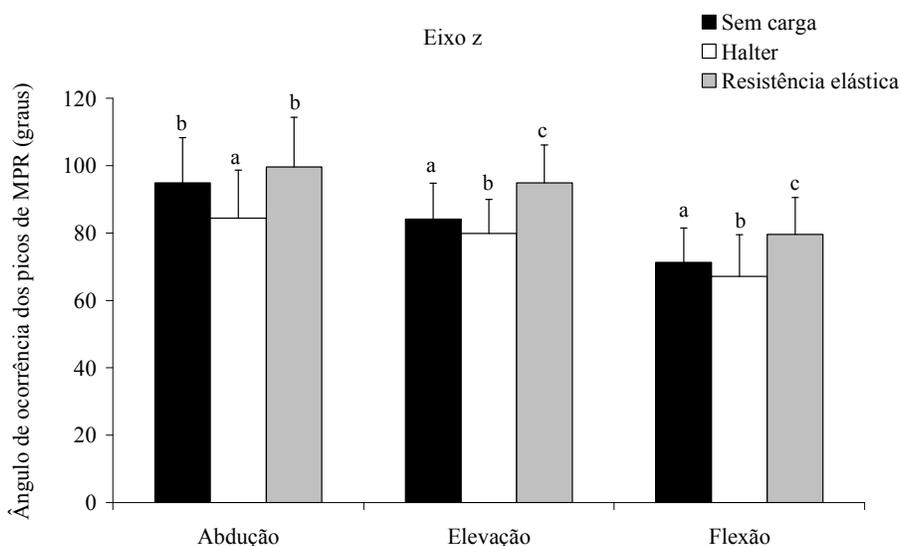


Figura 35 – Ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo z nas diferentes situações de carga e diferentes movimentos estudados (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada movimento. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

A Figura 36 apresenta a comparação dos três movimentos estudados para cada situação de carga também no eixo z (médio-lateral). As três situações de carga apresentaram comportamentos dos ângulos de ocorrência dos picos do MPR muito semelhantes. Nas três situações de carga houve diferença significativa entre os três movimentos estudados. Para as três situações de carga os valores médios para os movimentos de abdução, elevação e flexão

são, respectivamente: $95^\circ \pm 13^\circ$, $84^\circ \pm 10^\circ$ e $71^\circ \pm 10^\circ$ (para a situação SC); $84^\circ \pm 14^\circ$, $80^\circ \pm 10^\circ$ e $67^\circ \pm 12^\circ$ (para a situação HA); $100^\circ \pm 15^\circ$, $95^\circ \pm 11^\circ$ e $80^\circ \pm 11^\circ$ (para a situação RE).

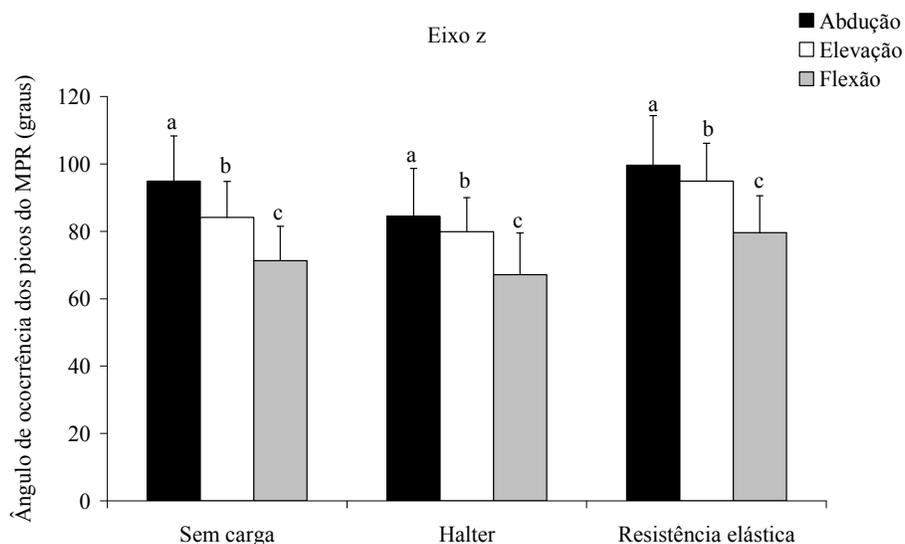


Figura 36 – Ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo z nos diferentes movimentos para cada situação de carga estudada (n=21). As comparações estatísticas são feitas dentro de cada situação de carga. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

6 DISCUSSÃO

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. 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 consiga dados representativos da atividade diária normal dos indivíduos (Murray e Johnson, 2004). É neste sentido que o presente estudo, então, buscou analisar três diferentes exercícios de reabilitação em três situações de carga diferentes.

A articulação do ombro e a cintura escapular são mecanismos de difícil modelamento (Van Der Helm *et al.*, 1992) e, provavelmente, seja esta a razão de haver poucos modelos desenvolvidos para o ombro (Van Der Helm, 1994b). Entre os estudos encontrados, a maior parte da literatura apresenta dados referentes a gestos esportivos como arremessos (Fleisig *et al.*, 1995; Feltner, 1997; Hong *et al.*, 2001), atividades de vida diária (Murray e Johnson, 2004; Bergmann *et al.*, 2007) ou propulsão de cadeiras de rodas (Van Der Helm e Veeger, 1996; Rodgers *et al.*, 1998; Van Drongelen *et al.*, 2005b). Outras atividades, por exemplo as comumente realizadas no treinamento de força ou exercícios de reabilitação, como movimento de abdução, elevação e flexão, são bem menos estudadas (Poppen e Walker, 1978; Karlsson e Peterson, 1992; Runciman e Nicol, 1993; Van Der Helm, 1994a; Bergmann *et al.*, 2007). Na maioria das vezes, esses estudos analisam apenas um movimento em uma situação de carga.

Segundo alguns autores, é interessante estabelecer uma classificação das tarefas de acordo com a sua “dificuldade biomecânica” porque poderia servir de guia para os clínicos na seleção de tarefas para medir o progresso da reabilitação (Murray e Johnson, 2004). Isso vai ao encontro dos objetivos específicos do presente estudo, os quais visam determinar quais movimentos e situações de carga possuem maiores magnitudes de FPR e MPR e a ADM onde ocorrem esses picos, para que se possa utilizar essas informações no processo de reabilitação do ombro.

As componentes da FPR podem ser interpretadas conforme suas direções, como força de cisalhamento, tração e/ou compressão (Rash e Shapiro, 1995). Em relação aos picos da FPR, o presente estudo mostrou que no eixo x (cisalhamento pósterio-anterior) os movimentos que apresentaram maior pico, sem diferença estatisticamente significativa entre si, foram o de elevação e o de flexão. Já para as situações de carga analisadas, também foram duas situações de carga que apresentaram o maior pico, sem apresentar diferença significativa entre si: a situação HA e RE. Em algumas atividades de vida diária foram encontrados valores menores de pico da FPR das apresentadas no presente estudo no eixo x, como 7,2 N para atender o telefone e -7,9 N para tocar o lado oposto do pescoço (Murray e Johnson, 2004). Certamente esses valores são tão diferentes devido à ausência de carga externa nessas atividades de vida diária. Já Poppen e Walker (1978) em um estudo bidimensional, apresentaram resultados maiores do componente de cisalhamento (0,42 PC) para elevação, visto que o estudo é baseado em um modelo que leva em consideração os músculos ativos em cada fase do movimento. Outro estudo mostra que, neste eixo, a flexão com carga é a que apresenta maior pico de FPR, sendo seguida pela flexão sem carga, abdução com carga e abdução sem carga (Van Der Helm, 1994a). Cabe salientar que o estudo de Van Der Helm (1994a) não investigou o movimento de elevação, utilizou um modelo músculo-esquelético e era quase-estático, diferente do presente estudo que utiliza um modelo de segmentos articulados e as situações são dinâmicas. E o único estudo *in vivo* atualmente, no qual os pesquisadores utilizaram uma célula de carga dentro de uma prótese do ombro para mensurar a FPR, mostrou que o movimento com maior pico da FPR neste eixo foi a flexão com carga (2 kg), com valores próximos dos 500 N (Bergmann *et al.*, 2007), corroborando com os achados do presente estudo em relação ao movimento com maior pico de FPR neste eixo.

Além das magnitudes dos picos da FPR e do MPR, é importante conhecer as ADMs onde ocorrem esses picos, pois tais angulações correspondem a um maior risco lesivo (Fleisig *et al.*, 1995; Praagman *et al.*, 2000). Em relação ao ângulo de ocorrência dos picos de FPR no eixo x, o movimento de elevação teve seu pico a $97^\circ (\pm 11^\circ)$ e o de flexão a $87^\circ (\pm 15^\circ)$. Já as situações de carga com maior pico apresentaram os mesmos a $93^\circ (\pm 14^\circ)$ e $102^\circ (\pm 14^\circ)$, respectivamente para a situação HA e RE. Uma grande dificuldade encontrada para comparação dos resultados de ângulos dos picos com outros estudos é o fato de que a maioria dos estudos da literatura não mostra as angulações dos picos e muitos apresentam os resultados de força em função do tempo. Além disso, entre os que apresentam as angulações, poucos apresentam para as três componentes da FPR. Entretanto, em um estudo de Praagman

et al. (2000), os quais analisaram a FPR e o MPR durante a elevação do membro superior, os seus resultados mostram que a FPR e o MPR são crescentes até 90° de elevação e, a partir desta amplitude, se tornam decrescentes. Porém, tais autores não apresentaram as componentes da FPR e do MPR, impedindo a comparação direta com nossos dados. Outro estudo apresentou resultados semelhantes para o movimento de elevação, o qual teve seu pico de FPR a 87°. Entretanto, esse estudo mostra apenas valores de força resultante (Dul, 1988). Já Poppen e Walker (1978) relatam que o pico da componente do eixo x no movimento de elevação aconteceu em 60°, o que difere dos nossos resultados. Porém, essa diferença pode ser pelo caráter bidimensional daquele estudo.

No eixo y (cisalhamento caudal-cranial), os movimentos que apresentaram maior pico, porém sem diferença estatística entre si, foram a elevação e a flexão. Já em relação às situações de carga, a situação HA apresentou maiores magnitudes de FPR. No estudo de Murray e Johnson (2004) a maior magnitude da FPR neste eixo do braço foi de 51,5N, que ocorreu na atividade de elevar um bloco até a altura da cabeça, o que pode ser considerado uma flexão com carga, já que o bloco pesava 5N. No estudo *in vivo*, a flexão com carga (2kg) também foi o movimento que apresentou maior pico da FPR neste eixo, porém, com valores chegando a 1088N, os quais são muito maiores dos apresentados no presente estudo (Bergmann *et al.*, 2007). Entretanto, em um estudo que utilizou um modelo músculo-esquelético, a abdução com carga foi o movimento que apresentou maior pico neste eixo, seguido da abdução sem carga, flexão com carga e flexão sem carga (Van Der Helm, 1994a).

Em relação ao ângulo de ocorrência dos picos de FPR no eixo y, o movimento de elevação teve seu pico a 50° ($\pm 48^\circ$) e o de flexão a 49° ($\pm 47^\circ$), enquanto que a situação de carga com maior pico apresentou o mesmo a 18° ($\pm 7^\circ$). Neste eixo, a comparação dos resultados referentes aos movimentos fica comprometida, porque a localização dos picos da FPR é influenciada pela carga utilizada, provocando um enorme desvio padrão quando se analisam os movimentos. Já na análise das cargas, o pico no início do movimento pode ser explicado porque na posição inicial o peso do segmento é somado ao peso do halter, os quais estão predominantemente agindo no eixo y neste momento.

No eixo z (compressão/tração), o movimento de abdução e a situação HA foram os que apresentaram maior pico da FPR. De acordo com nossos resultados, outro estudo mostrou que a abdução com carga também foi o movimento que apresentou maior pico de FPR neste eixo, com valores de até 400N (Van Der Helm, 1994a). Já no estudo *in vivo*, a abdução com carga (2 kg) foi o segundo movimento com maior pico de FPR neste eixo com magnitude de

314N, logo após a flexão sem carga, que apresentou pico de 363N (Bergmann *et al.*, 2007). Entretanto, neste caso, a abdução era de somente 45° e a flexão de 120°, devido a uma incapacidade muscular do paciente de abduzir mais o membro superior. Isso pode ter influenciado os resultados do estudo. E em relação a atividades de vida diária, a tarefa de alcançar o lado oposto do pescoço foi a que apresentou maior pico neste eixo, com valores de 8,3N (Murray e Johnson, 2004).

Em relação ao ângulo de ocorrência dos picos de FPR no eixo z, tanto o movimento de abdução quanto a situação de carga HA, tiveram seus picos a 77°. Nos estudos citados acima, o único que apresenta o ângulo de ocorrência do pico é o de Van Der Helm (1994a), no qual o pico de força neste eixo ocorreu a 90° de abdução, o que foi diferente do apresentado neste estudo.

Pode-se perceber que as magnitudes dos picos de FPR entre os estudos da literatura diferem bastante entre si e dos apresentados neste estudo. Visto que o modelo matemático utilizado no presente estudo contabiliza apenas as forças inerciais e gravitacionais que agem no segmento, as diferenças nas magnitudes de FPR são esperadas em relação a outros tipos de modelos matemáticos presentes na literatura. Além disso, é importante destacar que os resultados apresentados são líquidos, desta maneira, os resultados de FRP podem apresentar variações em relação a modelos neuromusculares e/ou medidas reais (Zatsiorsky, 2002). Porém, isso não enfraquece a aplicabilidade deste tipo de modelo, o qual auxilia no monitoramento das cargas impostas às articulações do corpo humano (Murray e Johnson, 2004).

Em relação aos valores de pico do MPR, estes se referem, basicamente, a momentos produzidos pelas estruturas músculo-tendíneas, visto que os movimentos estudados foram realizados em velocidade baixa (Winter, 2005).

No eixo x (momento abductor/adutor), o movimento que apresentou maior pico de MPR foi o de abdução e a situação de carga foi a HA. Em um estudo que avaliou apenas os movimentos de abdução e de flexão, o movimento de abdução também foi o que apresentou maior pico do MPR (Van Der Helm, 1994a). Além desse estudo, o estudo *in vivo* apresenta o movimento de abdução de 75° sem carga como tendo o segundo maior pico do MPR neste eixo, logo após do movimento de flexão sem carga até 120°, com valores de 2,84 Nm e 2,94 Nm, respectivamente (Bergmann *et al.*, 2007). Novamente, como a diferença da magnitude dos picos é pequena e existe uma grande diferença em relação a ADM máxima dos movimentos, acredita-se que esses resultados poderiam ser diferentes se a abdução tivesse a

mesma ADM da flexão. Já em atividades de vida diária, um estudo mostrou que a tarefa de elevar um bloco até a altura da cabeça apresentou maior pico do MPR neste eixo, com valores de 4,2 Nm (Murray e Johnson, 2004). Neste último estudo, essa diferença com os nossos resultados pode ter ocorrido porque nenhuma das atividades de vida diária analisadas, tais como comer, beber ou atender telefone apresentavam um componente de momento abdutor importante.

Em relação ao ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo x, o movimento de abdução teve seu pico a $75^\circ (\pm 13^\circ)$. Já a situação de carga com maior pico ocorreu a $72^\circ (\pm 15^\circ)$. Neste caso, pode-se especular que a maior sobrecarga músculo-tendínea esteja entre 70° e 80° . Sabendo que os músculos deltóide médio e posterior, os quais são dois dos três músculos com maior distância perpendicular para abdução do ombro, apresentam sua maior distância próximo ao pico do MPR (deltóide médio entre 60° e 70° , deltóide posterior entre 80° e 90°), pode-se dizer que eles possuem uma vantagem mecânica na produção de um determinado momento muscular nesta amplitude (Kuechle *et al.*, 1997). Com isso, os abdutores podem estar sendo favorecidos, pois onde existe uma maior sobrecarga músculo-tendínea é onde eles possuem vantagem mecânica, sendo necessário uma força menor para a produção do momento. Em um caso clínico de lesão músculo-tendínea dos abdutores, por exemplo, pode-se pensar que esta amplitude não seria tão prejudicial em fases iniciais da reabilitação da lesão muscular, ao contrário do que é sugerido geralmente, visto que os abdutores teriam a vantagem mecânica de dois dos seus principais músculos primários. Entretanto, como lesões nessa musculatura são incomuns e a musculatura mais atingida é a do manguito rotador, esta amplitude não deve ser utilizada em fases iniciais da reabilitação do manguito, pois músculos com maiores distâncias perpendiculares apresentam maior capacidade de gerar cisalhamento intra-articular porque são considerados mobilizadores, tornando essencial a atividade da musculatura estabilizadora (mais atingida por lesões musculares) para evitar possíveis danos à articulação.

No eixo y (momento de rotação interna/externa) os resultados para pico do MPR foram os mesmos do eixo x. O movimento que apresentou maior pico de MPR foi o de abdução e a situação de carga foi a HA. De acordo com os resultados do presente estudo estão os de Bergmann *et al.* (2007), o qual apresentou maiores picos do MPR neste eixo para o movimento de abdução até 75° sem carga e até 45° com carga (2kg), com um valor de 2,65 Nm para ambas amplitudes. Esses dados mostram que os indivíduos, ao realizarem o gesto de abdução, tendem a realizar um momento rotador externo maior do que quando realizam um

movimento de elevação ou flexão, por exemplo. Diferentemente desses resultados, o estudo de Murray e Johnson (2004) mostrou que a tarefa de elevar um bloco até a altura da cabeça foi a que apresentou maior pico de MPR (3,9 Nm) neste eixo, podendo ser interpretada como um movimento de flexão. Novamente neste caso, essa diferença pode ter ocorrido pelas características cinemáticas das atividades de vida diária analisadas.

Em relação ao ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo y, o movimento de abdução teve seu pico a $71^\circ (\pm 15^\circ)$ e a situação de carga com maior pico ocorreu a $62^\circ (\pm 19^\circ)$. Essas amplitudes dos picos são muito semelhantes às apresentadas no eixo x, podendo ser utilizado o mesmo raciocínio já apresentado anteriormente em relação ao comportamento da distância perpendicular dos principais abdutores.

No eixo z (flexão-extensão), os movimentos que apresentaram maior pico de MPR, sem diferença significativa, foram o de elevação e flexão. Já a situação de carga com maior pico foi a HA. Dois estudos corroboram em parte com os nossos resultados, pois apresentaram o movimento de flexão como tendo o maior pico de MPR neste eixo (Van Der Helm, 1994a; Murray e Johnson, 2004). Outro estudo, entretanto, apresentou o movimento de abdução até 45° com carga (2 kg), com uma magnitude de pico de 3,92 Nm (Bergmann *et al.*, 2007).

Em relação ao ângulo de ocorrência dos picos do MPR no eixo z, o movimento de elevação teve seu pico a $86^\circ (\pm 12^\circ)$ e o de flexão a $73^\circ (\pm 12^\circ)$. Já a situação de carga com maior pico ocorreu a $77^\circ (\pm 15^\circ)$. Pode-se especular que a maior sobrecarga músculo-tendínea esteja entre 70° e 80° . Sabendo que os músculos deltóide médio e anterior, os quais são dois dos três músculos com maior distância perpendicular para elevação do ombro, apresentam seu pico próximo dessa amplitude (deltóide médio entre 60° e 70° , deltóide anterior entre 70° e 80°), mais os músculos subescapular que possui maior distância perpendicular a 70° e o deltóide posterior a 100° , pode-se dizer que todos esses elevadores do ombro possuem uma vantagem mecânica na produção de um determinado momento muscular nesta amplitude (Kuechle *et al.*, 1997). Com isso, durante a reabilitação de uma lesão músculo-tendínea de algum deles, pode-se especular que amplitudes menores que 60° e maiores que 100° irão sobrecarregar mais a unidade músculo-tendínea, visto que esses músculos terão menor vantagem mecânica e, conseqüentemente, terão que produzir uma força maior para produzir o mesmo momento. Partindo disso e nessas lesões, essas amplitudes deveriam ser utilizadas em fases mais avançadas da reabilitação.

Do ponto de vista da reabilitação, os dados do presente estudo podem servir como uma base para a escolha e a progressão dos exercícios em um programa de reabilitação ou prevenção de lesões das articulações do complexo do ombro. Por exemplo, sabendo o pico da FPR e onde ele ocorre, pode-se dizer que neste lugar existe uma maior sobrecarga articular em relação a outras amplitudes. Neste caso, dependendo da fase de cicatrização ou da lesão em questão, o fisioterapeuta pode evitar essa angulação para que não haja uma maior sobrecarga articular indesejada para uma determinada fase da reabilitação. Além disso, com os resultados apresentados, pode-se escolher entre os exercícios qual é o mais indicado para uma determinada situação, visto que eles apresentam características cinéticas diferentes em algumas situações. Já em relação aos picos do MPR, pode-se dizer que onde ocorrem há uma maior sobrecarga músculo-tendínea, o que não seria desejado em uma fase inicial da reabilitação de lesões musculares, por exemplo. Entretanto, como já foi exposto anteriormente, nesses resultados de ângulo de ocorrência dos picos do MPR devem ser considerados outros fatores que podem influenciar na capacidade de produção de momento, como por exemplo, as distâncias perpendiculares musculares. Esses resultados do MPR são importantes, visto que lesões do manguito rotador são muito comuns e, conseqüentemente, é necessário o conhecimento dos exercícios adequados e com uma menor sobrecarga músculo-tendínea para se iniciar um programa de reabilitação.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados do presente estudo conduzem às seguintes considerações finais:

- Os exercícios de reabilitação que apresentaram maior pico da FPR no eixo x (póstero-anterior) e no eixo y (caudal-cranial) foram o de elevação e flexão, e no eixo z (médio-lateral) o de abdução.
- Os exercícios de reabilitação que apresentaram maior pico do MPR nos eixos x e y foram o de abdução, e no eixo z o de flexão e elevação.
- As situações de carga que apresentaram maior pico da FPR no eixo x foram a HA e a RE, e nos eixos y e z foi a HA.
- A situação de carga que apresentou maior pico do MPR nos três eixos foi a HA.
- No eixo x, o movimento de elevação teve seu pico de FPR a 97° e o de flexão a 87° e as situações de carga com maior pico de FPR apresentaram os mesmos a 93° e 102°, respectivamente para a situação HA e RE.
- No eixo y, o movimento de elevação teve seu pico de FPR a 50° e o de flexão a 49° e a situação de carga com maior pico de FPR apresentou o mesmo a 18°.
- No eixo z, tanto o movimento de abdução quanto a situação de carga HA, tiveram seus picos de FPR a 77°.
- No eixo x, o movimento de abdução teve seu pico de MPR a 75° e a situação de carga com maior pico de MPR apresentou o mesmo a 72°.
- No eixo y, o movimento de abdução teve seu pico de MPR a 71° e a situação de carga com maior pico apresentou o mesmo a 62°.
- No eixo z, o movimento de elevação teve seu pico de MPR a 86° e o de flexão a 73°. Já a situação de carga com maior pico apresentou o mesmo a 77°.

Na tentativa de estabelecer uma classificação dos exercícios e das cargas analisadas, nem sempre é possível uma clara ordenação crescente ou decrescente dos mesmos. Muitas vezes não houve diferença significativa entre dois dos níveis dos fatores carga e movimento observados ou mesmo até entre os três níveis. Não obstante, em alguns casos é possível estabelecer uma certa classificação, ordenando as variáveis biomecânicas analisadas de acordo com suas magnitudes e, de certa forma, estabelecer critérios de progressão dos exercícios ou das cargas comumente utilizados em programas de reabilitação do ombro. Por exemplo: para a variável pico da FPR nos eixos y e z, percebe-se um aumento progressivo em

sua magnitude da situação SC para a RE e depois para a situação HA, demonstrando uma dificuldade crescente na utilização sucessiva dessas cargas nos exercícios de reabilitação analisados. No entanto, no eixo x não há diferença significativa entre as situações RE e HA, mas há uma tendência de aumento na magnitude dos picos da FPR da situação SC para RE e para HA sucessivamente, como foi apresentado nos outros eixos.

Para as variáveis ângulo de ocorrência dos picos da FPR no eixo x e ângulo de ocorrência dos picos no eixo z, pode-se especular que, independente da carga, o ângulo de ocorrência diminui da abdução para a elevação e para a flexão, ou seja, os picos da FPR e do MPR nesses eixos acontecem em uma ADM menor quando se muda o plano de execução do movimento.

Em relação ao pico do MPR, nos eixos x e y também é possível estabelecer uma classificação onde, novamente, a ordem crescente de dificuldade é da situação SC para a RE e, por último e com maior magnitude, a HA. Já no eixo z não é possível determinar uma ordem definida crescente ou decrescente, mas apenas uma tendência a acompanhar a ordem de dificuldade dos outros eixos citados anteriormente.

Cabe salientar que essa classificação, de acordo com a magnitude das variáveis biomecânicas analisadas, é uma tentativa de estabelecer possíveis critérios de progressão de exercícios em um programa de reabilitação do ombro. Apesar de apresentar elaborações teóricas, este estudo representa um passo importante no sentido de estruturar esses possíveis critérios.

REFERÊNCIAS

- Abdel-Aziz e Karara. **Direct linear transformation from comparator coordinates into objects space coordinates in close-range photogrammetry**. Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry (pp1-18). 1971. p.
- Andrade, L. M. **Análise de marcha: protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas**. 2002. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2002.
- Bassett, R. W., *et al.* Glenohumeral muscle force and moment mechanics in a position of shoulder instability. **J Biomech**, v.23, n.5, p.405-15. 1990.
- Bergmann, G., *et al.* In vivo glenohumeral contact forces--measurements in the first patient 7 months postoperatively. **J Biomech**, v.40, n.10, p.2139-49. 2007.
- Bini, R. R., *et al.* Estimativa das forças na articulação tíbio-femoral no exercício de extensão dos joelhos em cadeia cinética aberta realizado em máquina de musculação. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v.10, p.35-42. 2008.
- Brenneke, S. L., *et al.* Glenohumeral kinematics and capsulo-ligamentous strain resulting from laxity exams. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.15, n.10, p.735-42, Dec. 2000.
- Buchler, P., *et al.* A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.17, n.9-10, p.630-9, Nov-Dec. 2002.
- Buechel, F. F., *et al.* "Floating-socket" total shoulder replacement: anatomical, biomechanical, and surgical rationale. **J Biomed Mater Res**, v.12, n.1, p.89-114, Jan. 1978.
- Castro, M. P. D., *et al.* Modelo para Estimativa de Força e Torque dos Músculos Rotadores Externos do Ombro no Plano Transverso. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v.8, n.2, p.259-270. 2008.
- Chang, Y. W., *et al.* Prediction of muscle force involved in shoulder internal rotation. **J Shoulder Elbow Surg**, v.9, n.3, p.188-95, May-Jun. 2000.
- De Toledo, J. M., *et al.* Torque and force production during shoulder external rotation: differences between transverse and sagittal planes. **J Appl Biomech**, v.24, n.1, p.51-7, Feb. 2008.
- Dul, J. A biomechanical model to quantify shoulder load at the work place. **Clinical Biomechanics**, v.3, p.124-128. 1988.
- Feltner, M. E., Taylor, G. Three-dimensional kinetic of the shoulder, elbow and wrist during a penalty throw in water polo. **Journal of Applied Biomechanics**, v.13, p.347-372. 1997.
- Figuroa, P. J., *et al.* A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. **Comput Methods Programs Biomed**, v.72, n.2, p.155-65, Oct. 2003.

Fleisig, G. S., *et al.* Kinetics of baseball pitching with implications about injury mechanisms. **Am J Sports Med**, v.23, n.2, p.233-9, Mar-Apr. 1995.

Graichen, H., *et al.* [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, Apr. 2001.

Hapee, R. V. D. H., F.C.T. **Inverse dynamic optimization of shoulder muscle activity during fast goal direct arm movements**. XIV ISB Congress of Biomechanics, 1993. p.

_____. The control of shoulder muscles during goal direct movements: an inverse dynamic analysis. **Journal of Biomechanics**, v.28, p.1179-1191. 1995.

Hong, D. A., *et al.* A three-dimensional, six-segment chain analysis of forceful overarm throwing. **J Electromyogr Kinesiol**, v.11, n.2, p.95-112, Apr. 2001.

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

Karlsson, D. e B. Peterson. Towards a model for force predictions in the human shoulder. **J Biomech**, v.25, n.2, p.189-99, Feb. 1992.

Kaufman, K. R., *et al.* Physiological prediction of muscle forces--I. Theoretical formulation. **Neuroscience**, v.40, n.3, p.781-92. 1991.

Kelkar, R., *et al.* Glenohumeral mechanics: a study of articular geometry, contact, and kinematics. **J Shoulder Elbow Surg**, v.10, n.1, p.73-84, Jan-Feb. 2001.

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.

Kuechle, D. K., *et al.* Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation. **J Shoulder Elbow Surg**, v.6, n.5, p.429-39, Sep-Oct. 1997.

Laursen, B., *et al.* A model predicting individual shoulder muscle forces based on relationship between electromyographic and 3D external forces in static position. **J Biomech**, v.31, n.8, p.731-9, Aug. 1998.

_____. Biomechanical model predicting electromyographic activity in three shoulder muscles from 3D kinematics and external forces during cleaning work. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.18, n.4, p.287-95, May. 2003.

Lindbeck, L., *et al.* A method to determine joint moments and force distributions in the shoulders during ceiling work -- a study on house painters. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.12, n.7-8, p.452-460, Oct. 1997.

Loss, J. F. **Avaliação dos parâmetros inerciais massa, centro de massa e momento de inércia do membro inferior em humanos**. 2001. (Tese de Doutorado). Programa de Pós-

Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.

Loss, J. F., *et al.* 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.

_____. **Sincronismo entre Cinemetria e Eletromiografia**. VII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Campinas, 1997. 453-456 p.

Mercer, J. L., *et al.* Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.21, n.8, p.781-9, Oct. 2006.

Meskers, C. G., *et al.* 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, Jun. 1998.

Murray, I. A. e G. R. Johnson. 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, Jul. 2004.

Nigg, B. M., Herzog, W. **Biomechanics of the Musculo-Skeletal System**. Chichester: John Wiley & Sons Ltda. 1999. 642 p.

Paul Allard, I. A. F. S., Jean-Pierre Blanchi. **Three-Dimensional Analysis of Human Movement**. United States: Human Kinetics. 1995. 371 p.

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

Post, M., *et al.* Constrained total shoulder joint replacement: a critical review. **Clin Orthop Relat Res**, n.144, p.135-50, Oct. 1979.

Praagman, M., *et al.* Predicting mechanical load of the glenohumeral joint, using net joint moments. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.15, n.5, p.315-21, Jun. 2000.

Rash, G. S. e R. A. Shapiro. Three-Dimensional Dynamic Analysis of the Quarterback's Throwing Motion in American Football. **Journal of Applied Biomechanics**, v.11, p.443-459. 1995.

Ribeiro, D. C. **Implementação de um Modelo para Cálculo das Forças Proximais e Momentos Proximais Resultantes para o Membro Superior**. 2006. (Dissertação de Mestrado). Programa de Pós-Graduação em Ciências de Movimento Humano, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.

Ribeiro, D. C. e J. F. Loss. **Modelo 3D para quantificação das forças e momentos proximais resultantes para o membro superior**. XII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Águas de São Pedro - SP, 2007. 5 p.

- Ribeiro, D. C., *et al.* A comparison between two models of shoulder muscle force estimation. **Journal of Applied Biomechanics**. in press.
- Rodgers, M. M., *et al.* Three-Dimensional Dynamic Analysis of Wheelchair Propulsion. **Journal of Applied Biomechanics**, v.14, p.80-92. 1998.
- Runciman, R. J. e A. C. Nicol. **Shoulder Muscle and Joint Forces modelled for Real Life Activities**. XV Congress of the Société Internationale de Biomécanique. Paris, 1993. 1660-1661 p.
- Schmidt, R., *et al.* A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions. **J Biomech**, v.32, n.6, p.615-21, Jun. 1999.
- Smith, L. K., *et al.* **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. São Paulo: Editora Manole. 1997
- Soares, D. P., *et al.* Dinâmica Inversa no ciclismo: adaptações metodológicas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v.5, n.9, p.29-35. 2004.
- Sogaard, K., *et al.* Dynamic loads on the upper extremities during two different floor cleaning methods. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.16, n.10, p.866-79, Dec. 2001.
- Terry, G. C. e T. M. Chopp. Functional Anatomy of the Shoulder. **J Athl Train**, v.35, n.3, p.248-255, Jul. 2000.
- Toledo, J. M. D., *et al.* Critérios mecânicos para a progressão de exercícios de rotação interna e externa no ombro no plano sagital. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.11, n.1, p.49-56. 2007.
- Torre, M. L., *et al.* Cálculo das forças internas na coluna lombar pela técnica da dinâmica inversa. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v.29, p.27-43. 2008.
- Tzannes, A. e G. A. Murrell. Clinical examination of the unstable shoulder. **Sports Med**, v.32, n.7, p.447-57. 2002.
- Van Der Helm, F. C. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. **J Biomech**, v.27, n.5, p.527-50, May. 1994a.
- _____. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. **J Biomech**, v.27, n.5, p.551-69, May. 1994b.
- Van Der Helm, F. C. e H. E. Veeger. Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion. **J Biomech**, v.29, n.1, p.39-52, Jan. 1996.
- Van Der Helm, F. C., *et al.* Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system. **J Biomech**, v.25, n.2, p.129-44, Feb. 1992.
- Van Drongelen, S., *et al.* 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, Jul. 2005a.

_____. Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. **Arch Phys Med Rehabil**, v.86, n.6, p.1214-20, Jun. 2005b.

Veeger, H. E., *et al.* Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism. **J Biomech**, v.24, n.7, p.615-29. 1991.

Winter, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. New Jersey: John Wiley & Sons Ltda. 2005. 325 p.

Wu, G., *et al.* 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**, v.38, n.5, p.981-992, May. 2005.

Zatsiorsky, V. M. **Kinetics of Human Motion**. Champaign: Human Kinetics. 2002. 654 p.

9. APÊNDICES

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Você está sendo convidado a participar de um estudo sobre avaliação das cargas articulares do ombro, o qual pretende investigar os valores dessas cargas durante exercícios de reabilitação. Neste sentido, pedimos que você leia este documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir com sua assinatura.

Objetivo do Estudo:

Determinar as cargas impostas à articulação do ombro em diferentes exercícios de reabilitação com diferentes cargas (sem carga, com peso livre e com resistência elástica).

Procedimentos:

Participar de uma coleta de dados em que será solicitado ao sujeito participante da amostra que faça os gestos de elevar o braço em três diferentes direções cinco vezes sem carga, cinco vezes com um halter representando 5% do seu peso corporal e cinco vezes com uma faixa elástica.

Riscos e Benefícios do Estudo:

Primeiro: Nenhuma das etapas do estudo oferece riscos à saúde, tão pouco o expõe a situações constrangedoras.

Segundo: Este estudo poderá contribuir no entendimento científico do comportamento das cargas impostas à articulação do ombro, permitindo uma maior compreensão de gestos motores dos membros superiores e a elaboração de programas de prevenções de lesões desta articulação.

Confidencialidade:

Os dados ficarão resguardados ao pesquisador responsável e protegidos de revelação, não sendo autorizado o uso das informações de identificação recolhidas.

Voluntariedade:

A recusa do sujeito participante deste estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério do participante, sem qualquer prejuízo ao mesmo.

Novas informações:

A qualquer momento, o participante poderá requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, através de contato com os pesquisadores.

Pesquisadores responsáveis:

O pesquisador responsável por este estudo é o Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (telefone: 51-92839841). Maiores informações também podem ser esclarecidas com sua aluna, a pesquisadora Joelly Mahnic de Toledo (telefone: 51-98478237).

DECLARAÇÃO

Eu, _____, tendo lido as informações oferecidas acima e tendo sido esclarecido das questões referentes ao estudo, declaro que desejo participar livremente do presente estudo.

Assinatura _____

Data _____

**APÊNDICE B – CURVA CARACTERÍSTICA DE FORÇA EXTERNA DURANTE
EXERCÍCIO COM RESISTÊNCIA ELÁSTICA**

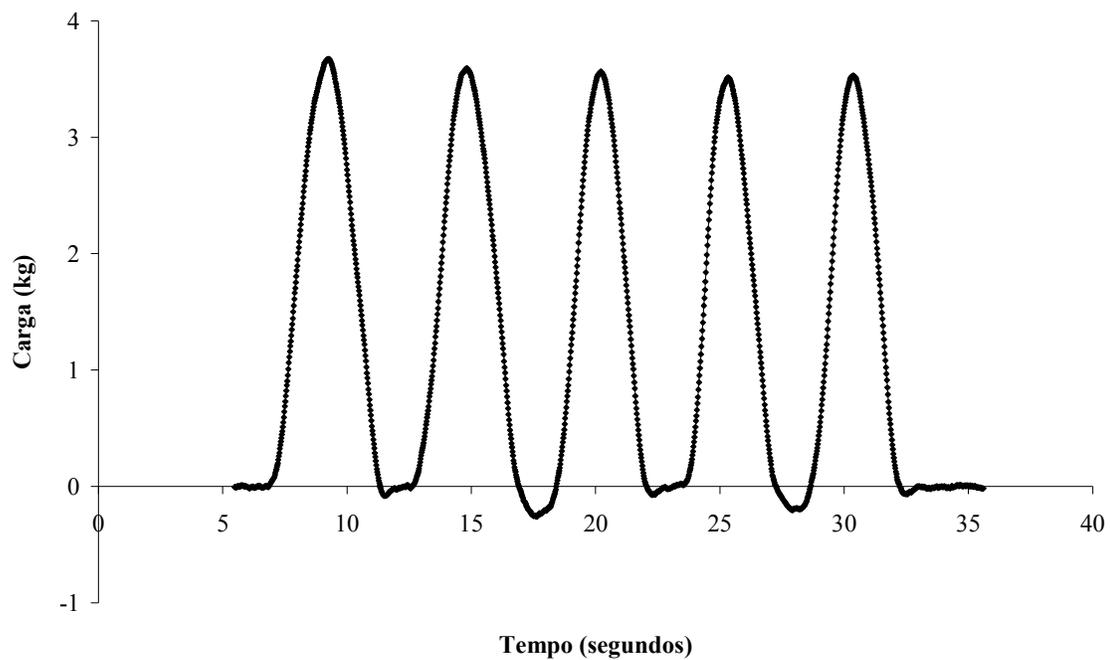


Figura 37 – Curva característica da força externa durante cinco repetições do movimento de abdução com resistência elástica ($n=1$).

APÊNDICE C – TABELAS DOS NÍVEIS DE SIGNIFICÂNCIA

A Tabela 5 apresenta os níveis de significância das comparações dos picos da FPR nas três situações de carga estudadas para cada movimento nos três eixos.

Tabela 5 – Níveis de significância da comparação dos picos da FPR nas três situações de carga para cada movimento em cada eixo, n=21.

		Eixo x		Eixo y		Eixo z	
		HA	RE	HA	RE	HA	RE
Abdução	SC	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	HA	-	0,131	-	0,000	-	0,000
Elevação	SC	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	HA	-	1,000	-	0,000	-	0,093
Flexão	SC	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	HA	-	1,000	-	0,000	-	0,000

$p < 0,05$ = diferença estatisticamente significativa.

FPR: Força Proximal Resultante, SC: sem carga, HA: halter, RE: resistência elástica.

A Tabela 6 apresenta os níveis de significância das comparações dos picos da FPR nos três movimentos estudados para cada situação de carga nos três eixos.

Tabela 6 – Níveis de significância da comparação dos picos da FPR nos três movimentos para cada situação de carga em cada eixo, n=21.

		Eixo x		Eixo y		Eixo z	
		Elevação	Flexão	Elevação	Flexão	Elevação	Flexão
SC	Abdução	0,000	0,000	0,320	0,000	0,000	0,000
	Elevação	-	1,000	-	0,587	-	1,000
HA	Abdução	0,002	0,259	0,344	0,028	0,000	0,004
	Elevação	-	0,268	-	0,913	-	0,197
RE	Abdução	0,106	1,000	0,506	0,000	0,017	0,057
	Elevação	-	0,446	-	0,000	-	1,000

$p < 0,05$ = diferença estatisticamente significativa.

FPR: Força Proximal Resultante, SC: sem carga, HA: halter, RE: resistência elástica.

A Tabela 7 apresenta os níveis de significância das comparações dos ângulos de ocorrência dos picos da FPR nas três situações de carga estudadas para cada movimento nos três eixos.

Tabela 7 – Níveis de significância da comparação do ângulo de ocorrência dos picos da FPR nas três situações de carga para cada movimento em cada eixo, n=21.

		Eixo x		Eixo y		Eixo z	
		HA	RE	HA	RE	HA	RE
Abdução	SC	0,072	1,000	0,09	0,000	1,000	0,000
	HA	-	0,008	-	0,000	-	0,000
Elevação	SC	0,531	0,000	0,304	0,000	0,340	0,000
	HA	-	0,000	-	0,000	-	0,000
Flexão	SC	0,870	0,000	0,524	0,000	1,000	0,000
	HA	-	0,000	-	0,000	-	0,000

p < 0,05 = diferença estatisticamente significativa.

FPR: Força Proximal Resultante, SC: sem carga, HA: halter, RE: resistência elástica.

A Tabela 8 apresenta os níveis de significância das comparações dos ângulos de ocorrência dos picos da FPR nos três movimentos estudados para cada situação de carga nos três eixos.

Tabela 8 – Níveis de significância da comparação do ângulo de ocorrência dos picos da FPR nos três movimentos para cada situação de carga em cada eixo, n=21.

		Eixo x		Eixo y		Eixo z	
		Elevação	Flexão	Elevação	Flexão	Elevação	Flexão
SC	Abdução	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,000
	Elevação	-	0,000	-	1,000	-	0,000
HA	Abdução	0,000	0,000	0,254	1,000	1,000	0,000
	Elevação	-	0,000	-	0,877	-	0,000
RE	Abdução	0,075	0,000	1,000	0,273	0,010	0,000
	Elevação	-	0,000	-	0,105	-	0,179

p < 0,05 = diferença estatisticamente significativa.

FPR: Força Proximal Resultante, SC: sem carga, HA: halter, RE: resistência elástica.

A Tabela 9 apresenta os níveis de significância das comparações dos picos do MPR nas três situações de carga estudadas para cada movimento nos três eixos.

Tabela 9 – Níveis de significância da comparação dos picos do MPR nas três situações de carga para cada movimento em cada eixo, n=21.

		Eixo x		Eixo y		Eixo z	
		HA	RE	HA	RE	HA	RE
Abdução	SC	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	HA	-	0,000	-	0,000	-	1,000
Elevação	SC	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	HA	-	0,000	-	0,000	-	0,058
Flexão	SC	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	HA	-	0,000	-	0,000	-	0,000

$p < 0.05$ = diferença estatisticamente significativa.

MPR: Momento Proximal Resultante, SC: sem carga, HA: halter, RE: resistência elástica.

A Tabela 10 apresenta os níveis de significância dos picos do MPR nos três movimentos estudados para cada situação de carga nos três eixos.

Tabela 10 – Níveis de significância da comparação dos picos do MPR nos três movimentos para cada situação de carga em cada eixo, n=21.

		Eixo x		Eixo y		Eixo z	
		Elevação	Flexão	Elevação	Flexão	Elevação	Flexão
SC	Abdução	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Elevação	-	0,010	-	0,052	-	1,000
HA	Abdução	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Elevação	-	1,000	-	0,018	-	1,000
RE	Abdução	0,001	0,000	0,000	0,010	0,004	0,232
	Elevação	-	1,000	-	0,009	-	0,438

$p < 0.05$ = diferença estatisticamente significativa.

MPR: Momento Proximal Resultante, SC: sem carga, HA: halter, RE: resistência elástica.

A Tabela 11 apresenta os níveis de significância das comparações dos ângulos de ocorrência dos picos do MPR nas três situações de carga estudadas para cada movimento nos três eixos.

Tabela 11 – Níveis de significância da comparação do ângulo de ocorrência dos picos do MPR nas três situações de carga para cada movimento em cada eixo, n=21.

		Eixo x		Eixo y		Eixo z	
		HA	RE	HA	RE	HA	RE
Abdução	SC	1,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,051
	HA	-	0,000	-	0,000	-	0,000
Elevação	SC	0,100	0,000	1,000	0,000	0,012	0,000
	HA	-	0,000	-	0,000	-	0,000
Flexão	SC	1,000	0,001	0,377	0,000	0,022	0,000
	HA	-	0,001	-	0,000	-	0,000

p< 0.05 = diferença estatisticamente significativa.

MPR: Momento Proximal Resultante, SC: sem carga, HA: halter, RE: resistência elástica.

A Tabela 12 apresenta os níveis de significância das comparações dos ângulos de ocorrência dos picos do MPR nos três movimentos estudados para cada situação de carga nos três eixos.

Tabela 12 – Níveis de significância da comparação do ângulo de ocorrência dos picos da FPR nos três movimentos para cada situação de carga em cada eixo, n=21.

		Eixo x		Eixo y		Eixo z	
		Elevação	Flexão	Elevação	Flexão	Elevação	Flexão
SC	Abdução	0,550	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000
	Elevação	-	0,000	-	0,000	-	0,000
HA	Abdução	0,001	0,000	0,000	0,660	0,028	0,000
	Elevação	-	0,000	-	0,000	-	0,000
RE	Abdução	1,000	0,306	0,000	1,000	0,020	0,000
	Elevação	-	1,000	-	0,000	-	0,000

p< 0.05 = diferença estatisticamente significativa.

MPR: Momento Proximal Resultante, SC: sem carga, HA: halter, RE: resistência elástica.

10. ANEXOS

ANEXO A – Modelo matemático 3D para quantificação das forças e momentos proximais resultantes para o membro superior

MODELO 3D PARA QUANTIFICAÇÃO DAS FORÇAS E MOMENTOS PROXIMAIS RESULTANTES PARA O MEMBRO SUPERIOR

Daniel Cury Ribeiro, Jefferson Fagundes Loss

Escola de Educação Física – Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS – Porto Alegre.

Resumo: O objetivo deste trabalho foi aplicar um modelo biomecânico, de *segmentos articulados*, associado à *solução inversa* que permita a análise em três dimensões das forças de reação proximais e momentos proximais resultantes para diferentes gestos do membro superior. A amostra foi composta pelos seguintes gestos: flexão, extensão e abdução de ombro e flexão de cotovelo. O modelo é regido pelas equações de movimento de *Newton-Euler*. Para registro cinemático foram utilizadas cinco câmeras digitais (frequência de amostragem de 50 campos/seg). Foi monitorada a atividade eletromiográfica dos músculos deltóide anterior, deltóide médio, deltóide posterior, bíceps braquial, tríceps braquial e peitoral maior. O modelo foi avaliado através da correlação entre os resultados de momento proximal resultante, com a atividade eletromiográfica dos músculos agonistas dos movimentos analisados. O sinal eletromiográfico e o momento proximal apresentam sincronismo temporal. O modelo foi capaz de avaliar as forças de reação e momentos proximal resultantes nos diferentes gestos. Palavras Chave: Membro superior, ombro, eletromiografia, dinâmica inversa.

Abstract: The aim of this study was to apply a biomechanical model, with link segments associated with inverse solution, to analyze proximal net forces and moments during different upper limbs activities. Evaluated activities consisted of flexion, extension and abduction of the shoulder and flexion of the elbow. The model is governed by Newton-Euler movement equations. For kinematics recording, five cameras with a frequency sample of 50 fields/sec were used. The following muscle had their activities monitored: deltoideus anterior, deltoideus medius, deltoideus posterior, biceps brachialis, triceps brachialis, pectoralis major. The model was evaluated by the correlation between proximal net moments and electromyographic signal of agonist muscles. The results showed a temporal synchronism between the former and the latter. The model was able to evaluate proximal net forces and moments during different upper limbs activities.

Keywords: Upper extremity, shoulder, electromyography, inverse dynamics.

INTRODUÇÃO

A avaliação das forças de reação proximais (**F_{rp}**) resultantes e momentos proximais (**M_p**) resultantes tem sido feita comumente através de modelos de segmentos rígidos (Rodgers *et al.*, 1998; Murray e Johnson, 2004). Este tipo de modelo parece ser útil para avaliação das cargas articulares (Sogaard *et al.*, 2001), ou mesmo, para avaliação de estratégias motoras em atividades esportivas (Feltner, 1997).

Recentemente, Veeger e Pascoal (Veeger e Pascoal, 2006) relataram que o número de publicações referentes aos membros superiores é menor que o número de publicações voltadas para os membros inferiores. Parece, assim, que existe a necessidade de dedicar parte das pesquisas, na área da biomecânica, para análises do membro superior. Portanto, este trabalho tem como objetivo aplicar um modelo de segmentos articulados para o membro superior. A avaliação do modelo será feita através da comparação qualitativa entre atividade eletromiográfica e **Mp**.

MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra foi constituída por quatro gestos motores do membro superior. Optou-se por gestos comumente utilizados na prática da musculação e reabilitação. Os gestos avaliados foram: flexão, extensão e abdução de ombro e flexão de cotovelo. Os gestos foram realizados por um indivíduo do sexo masculino, de idade de 25 anos, 1,79 metros de altura e 80 kg. Antes de qualquer envolvimento com este trabalho, o indivíduo assinou o Termo de Consentimento Informado, consentindo formalmente na participação desta pesquisa. Foram coletados, junto à videogrametria, o sinal eletromiográfico dos seguintes músculos: deltóide anterior (DA), deltóide médio (DM), deltóide posterior (DP), bíceps braquial (BB), tríceps braquial (TB) e peitoral maior (PM).

Para aquisição dos dados cinemáticos foram utilizadas cinco câmeras de vídeo (JVC GR-DVL9800). O tempo de abertura das câmeras (*shutter*) foi ajustado em 1/250, com frequência de amostragem de 50 campos/seg. A digitalização das imagens e reconstrução espacial foram feitas no *software Dvideow* (Figuerola *et al.*, 2003). O modo de digitalização das imagens foi semi-automático, sendo adotados os seguintes algoritmos: inversão, erosão, *getmarkers* (Andrade, 2002). A reconstrução espacial foi feita através do método DLT (Abdel-Aziz e Karara, 1971). Os dados cinemáticos foram filtrados com filtro digital passa-baixa *Butterworth*, ordem 3. A frequência de corte foi determinada através do método da *Análise Residual*, proposto por Winter (Winter, 2005). A determinação das referências anatômicas foi feita através de marcadores retroreflexivos em formato de esfera com 15 mm de diâmetro. As referências anatômicas utilizadas foram aquelas sugeridas pela Sociedade Internacional de Biomecânica (Wu *et al.*, 2005). Para evitar imprecisões da localização dos pontos do epicôndilo lateral (EL) e epicôndilo medial (EM), em virtude da movimentação da massa muscular subjacente aos marcadores retroreflexivos, foi utilizado um marcador técnico

(MT) no segmento do braço (Schmidt *et al.*, 1999). O MT consiste de uma haste em formato de “T”, contendo três marcadores retroreflexivos não colineares. O sistema de coordenadas local (SCL) para cada segmento foi definido, conforme recomendação da Sociedade Internacional de Biomecânica (Wu *et al.*, 2005). Para determinar os ângulos articulares e descrever a orientação dos segmentos no espaço, foram utilizadas as seqüências de rotações sugeridas por Wu et al (Wu *et al.*, 2005).

Um eletromiógrafo (Bortec Electronics Inc. Calgary Canadá) foi conectado a um conversor A/D, Dataq, modelo DI-720-USB (Dataq Instruments Inc, EUA). A frequência de amostragem do sinal eletromiográfico foi de 2000 Hz por canal. Para o registro e processamento dos sinais eletromiográficos seguiu-se as recomendações da Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (Merletti, 1999) e da Sociedade Internacional de Biomecânica (Soderberg e Knutson, 2000). O sincronismo entre as câmeras foi feito através do canal de áudio (Figueroa *et al.*, 2003). O sincronismo entre a cinemetria e eletromiografia foi feito através de um sincronismo eletrônico (Loss *et al.*, 1997). Para processamento dos dados de eletromiografia e cinemetria foram utilizados os *softwares* SAD32, Matlab[®] 7.0 e Dvideow. Para elaboração e aplicação do modelo proposto foi utilizado o *software* Matlab[®] 7.0. Para contornar as diferenças de frequência de amostragem utilizadas para cada instrumento de medida (eletromiógrafo e videogrametria) foi necessário subamostrar os dados de eletromiografia (após suavizados pelo processamento) para 50 Hz.

Modelo de Segmentos Articulados

O modelo implementado foi denominado de MOSA-MS (Modelo de Segmentos Articulados – Membro Superior) e conta com cinco segmentos rígidos (mão, antebraço, braço, escápula e tronco) conectados. As equações de movimento utilizadas no modelo foram as de *Newton-Euler* (Zatsiorsky, 2002; Winter, 2005). Estas equações regem o modelo e permitem a quantificação das **F_{rp}** e **M_p**. As equações (1) e (2) regem o movimento linear e o movimento angular:

$$\sum \mathbf{F} = m \mathbf{a}_{cm} \quad (1)$$

$$\sum \mathbf{M} = \dot{\mathbf{H}} \quad (2)$$

Em que:

$\sum \mathbf{F}$ = somatório das forças (vetorial);

m = massa;

a_{cm} = aceleração linear do centro de massa;

$\Sigma \mathbf{M}$ = somatório dos momentos (vetorial);

\dot{H} = taxa de variação do momento de angular;

Dentro do MOSA-MS, os dados cinemáticos, cinéticos e antropométricos são utilizados como variáveis independentes do modelo. As variáveis dependentes são as **Frp** e **Mp** envolvidos. Os dados antropométricos foram estimados a partir de tabelas antropométricas (Zatsiorsky, 2002).

Considerando que, em cada segmento rígido, além das forças inerciais e da força peso do próprio segmento, existem dois momentos resultantes (um proximal e outro distal) e duas forças resultantes (uma proximal e outra distal), pode-se re-escrever a equação (1) em relação a cada eixo de coordenada, conforme as equações (3), (4) e (5):

$$Frp_x + Frd_x = ma_x \quad (3)$$

$$Frp_y + Frd_y + P = ma_y \quad (4)$$

$$Frp_z + Frd_z = ma_z \quad (5)$$

Em que:

x,y ou z (subscrito) = eixo de coordenada;

Frp= Força de reação proximal;

Frd = Força de reação distal;

P = Força peso do segmento;

m = massa do segmento;

a = aceleração;

Conhecidas as acelerações lineares, a força peso do segmento e a força distal que atua sobre o mesmo, a variável **Frp** se torna a única incógnita. As equações (3, 4 e 5) são aplicadas para análise das forças que envolvem um único segmento. O cálculo destas equações, dentro da *solução inversa*, respeita a ordem *distal – proximal*.

As equações de movimento lineares foram calculadas em relação ao Sistema de Coordenada Global (SCG), no entanto são analisados em relação a um sistema de coordenada fixado ao segmento (SCL) (Zatsiorsky, 2002). Para isso, utiliza-se a mudança de base de um sistema de coordenada global para outro local, conforme a equação (6).

$$[\mathbf{Fr}]^L = [\mathbf{R}]^T [\mathbf{Fr}]^G \quad (6)$$

Em que:

$[\mathbf{Fr}]^L$ = força de reação resultante (x, y, z) no sistema de coordenadas local;

$[\mathbf{R}]^T$ = transposta da matriz de rotação determinada pela relação de orientação espacial entre o sistema de coordenada local do segmento e o sistema de coordenada global;

$[\mathbf{Fr}]^G$ = força de reação resultante (X, Y, Z) no sistema de coordenadas global.

A equação (2) refere-se aos momentos envolvidos em cada segmento. A solução das equações de movimento angular respeita também a ordem *distal-proximal*. A resolução da equação de movimento angular é descrita em relação ao SCL (Praagman *et al.*, 2000). As equações (7), (8) e (9) foram utilizadas para o cálculo do momento:

$$Mp_x + Md_x + MFr_{p_x} + MFrd_x + MFe_x = I_x \alpha_x - (I_y - I_z) \omega_y \omega_z \quad (7)$$

$$Mp_y + Md_y + MFr_{p_y} + MFrd_y + MFe_y = I_y \alpha_y - (I_z - I_x) \omega_z \omega_x \quad (8)$$

$$Mp_z + Md_z + MFr_{p_z} + MFrd_z + MFe_z = I_z \alpha_z - (I_x - I_y) \omega_x \omega_y \quad (9)$$

Em que:

x, y ou z (subscrito) = eixo de coordenada local;

Mp = momento proximal em relação ao eixo subscrito do SCL;

Md = momento distal em relação ao eixo subscrito do SCL;

MFr_p = momento causado pela força de reação proximal em relação ao eixo subscrito do SCL;

MFr_d = momento causado pela força de reação distal em relação ao eixo subscrito do SCL;

MFe = momento causado pela força externa em relação ao eixo subscrito do SCL;

I = momento de inércia do segmento em relação ao eixo subscrito do SCL;

α = aceleração angular do segmento em relação ao eixo subscrito do SCL;

ω = velocidade angular do segmento em relação ao eixo subscrito do SCL;

Os resultados de **Mp** apresentados estão expressos em relação ao Sistema de Coordenada Articular (SCA) (Grood e Suntay, 1983) visto que o **Mp** expresso no SCL não apresenta vínculo direto com a nomenclatura anatômica (Grood e Suntay, 1983; Vaughan *et al.*, 1999).

A *avaliação* do modelo foi feita através da correlação de Spearman entre os dados eletromiográficos e o **Mp** dos músculos agonistas. O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$.

RESULTADOS

O MOSA-MS estima a magnitude da **Frp** e **Mp** resultante para cada articulação do membro superior (punho, cotovelo, ombro). A seguir, serão apresentados os dados de **Frp** e **Mp** da articulação vinculada ao gesto motor. A Tabela 1 apresenta os picos de amplitude de movimento e **Frp** e **Mp** para os gestos analisados.

A Tabela 2 apresenta os coeficientes de correlação de Spearman para os dados de Mp e sinal eletromiográfico.

Tabela 1: Valores de pico angular, de Frp e Mp.

		Movimento				
		Ombro			Cot	
		Abdu	Flex	Ext	FH	Flex
Ângulo (graus)	R1	10,24	86,46	-68,79	84,00	143,08
	R2	-88,54	-96,64	-47,59	-91,90	0,70
	R3	19,10	28,65	38,08	-11,74	14,59
FPR (N)	x	13,83	26,58	-4,52	16,88	17,20
	y	38,03	40,76	38,88	37,90	16,58
	z	38,08	28,69	8,56	38,24	7,00
MP (Nm)	x	-10,33	-7,22	-2,47	-10,44	-1,17
	y	-0,26	-0,17	-0,23	-1,11	0,06
	z	3,89	6,76	-0,41	4,75	2,79

Abdu: abdução; Flex: flexão; Ext: extensão; FH: flexão horizontal; Cot: cotovelo.

Tabela 2: Coeficientes de correlação de Spearman entre dados eletromiográficos e de Mp.

		Momento Proximal			
		Ombro			Cotovelo
		Abdu	Flex	Ext	Flex
DA	-0,779 *	-0,803*	0,425*	0,734*	0,680*
DM	-0,738 *	-0,819*	-0,725*	0,304*	0,643*
DP	-0,766 *	-0,580*	-0,864*	-0,560*	0,156*
BB	-0,698 *	-0,885*	-0,774*	0,290*	0,685*
TB	-0,718 *	-0,695*	-0,754*	-0,125*	-0,330
PM	-0,202 *	-0,788	-0,803*	0,696*	0,043

* $p < 0,05$.

Abdu: abdução; Flex: flexão; Ext: extensão; FH: flexão horizontal; Cot: cotovelo.

DISCUSSÃO

É importante destacar que os resultados de **Frp** são resultantes, eles não se referem às forças de contato internas que agem nos segmentos. A **Frp** neste modelo contabiliza, apenas, as forças inercial e gravitacional que agem no segmento, na medida que os esforços musculares acabam neutralizados pelos esforços capsulo-ligamentares. Forças de contato entre superfícies cartilaginosas (por vezes denominadas forças ‘osso-osso’), forças ‘ligamento-osso’ e forças ‘tendão-osso’ dependem do nível de atividade muscular, a qual não foi analisada isoladamente (Van Der Helm, 1994b; Zatsiorsky, 2002; Favre *et al.*, 2005). Não obstante, o gesto analisado no presente estudo é realizado em cadeia cinética aberta (CCA). Desta forma, a **Frp**, depende única e exclusivamente da aceleração linear e da massa do segmento. Ao contrário, gestos realizados em cadeia cinética fechada (CCF), como por exemplo a marcha (durante a fase de apoio), a **Frp** depende não apenas da aceleração linear e da inércia do segmento, mas também da força de reação do solo. Esta força, pelo seu sentido de atuação e por ter maior magnitude que o componente inercial, provoca forças compressivas na articulação (Winter, 2005). Para o membro superior, visto que a maior parte dos gestos são realizados em CCA, as **Frp** são dependentes da força inercial e gravitacional (Murray e Johnson, 2004).

Foram encontradas correlações significativas entre o **Mp** e o sinal eletromiográfico dos músculos agonistas, o que sugere um sincronismo temporal entre essas variáveis, corroborando com os resultados de outros estudos (Laursen *et al.*, 1998; Sogaard *et al.*, 2001). O valor de correlação encontrado para o BB durante o gesto de flexão de cotovelo (0,685) pode ser explicado pelo baixo momento que os flexores de cotovelo deveriam contrapor-se (peso do segmento antebraço-mão).

Os resultados encontrados entre o sinal eletromiográfico e o **Mp** sugerem uma boa coerência dos resultados cinéticos do modelo. Outros autores também utilizaram a eletromiografia para avaliar o modelo proposto (Van Der Helm, 1994b; Van Der Helm e Veeger, 1996; Sogaard *et al.*, 2001). Para modelos *músculo-esqueléticos* complexos, parece que a amplitude da eletromiografia não pode ser utilizada para avaliação do modelo. Isso devido à relação incerta entre o sinal eletromiográfico e força muscular (Van Der Helm, 1994b). Para modelos mais simples, como modelo de *segmentos articulados*, parece existir uma concordância entre o sinal eletromiográfico e o **Mp** (Sogaard *et al.*, 2001).

CONCLUSÃO

O modelo é capaz de avaliar as forças de reação proximal resultantes e momentos proximais resultantes nos diferentes gestos. Quando analisados parcialmente, os resultados oferecidos pelo modelo parecem ser coerentes. A atividade eletromiográfica e o momento proximal líquido apresentaram sincronia temporal, o que sugere uma coerência nos dados de momento proximal do modelo.

AGRADECIMENTOS

Este estudo recebeu apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) - Brasil.

REFERÊNCIAS

- [1] Murray IA, Johnson GR. A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004 Jul;19(6):586-94.
- [2] Rodgers MM, Tummarakota S, Lieh J. Three-Dimensional Dynamic Analysis of Wheelchair Propulsion. *J Applied Biomech*. 1998;14:80-92.
- [3] Sogaard K, Laursen B, Jensen BR, Sjogaard G. Dynamic loads on the upper extremities during two different floor cleaning methods. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001 Dec;16(10):866-79.
- [4] Feltner ME, Taylor G. Three-Dimensional kinetic of the shoulder, elbow, and wrist during a penalty throw in water polo. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997;13:347-72.
- [5] Veeger DJ, Pascoal AG. Upper extremity biomechanics: Are we closing the gap? Proceedings of the 5th meeting of the International Shoulder Group. *Clinical Biomechanics*. 2006;21(S1-S2).
- [6] Figueroa PJ, Leite NJ, Barros RM. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Comput Methods Programs Biomed*. 2003 Oct;72(2):155-65.
- [7] Andrade LM, Araújo AGN, Barros RML. Análise de marcha: protocolo experimental para posicionamento e orientação dos segmentos do corpo humano baseado em sistemas de marcas técnicas. *Brazilian Journal of Biomechanics*. 2004;9:33-40.

- [8] Abdel-Aziz, Karara. Direct linear transformation from comparator coordinates into objects space coordinates in close-range photogrammetry. In: Photogrammetry ASo, editor. Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry (pp1-18); 1971; 1971.
- [9] Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 3rd ed. Hoboken, N.J.: Wiley 2005.
- [10] Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, et al. 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*. 2005 May;38(5):981-92.
- [11] Schmidt R, Disselhorst-Klug C, Silny J, Rau G. A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions. *J Biomech*. 1999 Jun;32(6):615-21.
- [12] Merletti R. Standards for reporting EMG data. *Journal of Eletromyography and Kinesiology*. 1999;9:3-4.
- [13] Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Phys Ther*. 2000 May;80(5):485-98.
- [14] Barros RMLd, Russomanno TG, Brenzikover R, Figueroa PJ. A method to synchronise video cameras using the audio band. *Journal of Biomechanics*. 2006;39:776-80.
- [15] Loss JF, Silva LMR, Zaro M, Guimarães ACS. Sincronismo entre eletromiografia e cinemetria. VII Congresso Brasileiro de Biomecânica; 1997; 1997. p. 453-6.
- [16] Zatsiorsky VM. *Kinetics of human motion*. Champaign, IL: Human Kinetics 2002.
- [17] Praagman M, Stokdijk M, Veeger HE, Visser B. Predicting mechanical load of the glenohumeral joint, using net joint moments. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2000 Jun;15(5):315-21.
- [18] Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng*. 1983 May;105(2):136-44.
- [19] Vaughan CL, Davis BL, O'connor JC. *Dynamics of Human Gait*. Koboho Publishers 1999.
- [20] van der Helm FC. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *J Biomech*. 1994 May;27(5):551-69.
- [21] Favre P, Sheikh R, Fucentese SF, Jacob HA. An algorithm for estimation of shoulder muscle forces for clinical use. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005 Oct;20(8):822-33.
- [22] Laursen B, Jensen BR, Nemeth G, Sjogaard G. A model predicting individual shoulder muscle forces based on relationship between electromyographic and 3D external forces in static position. *J Biomech*. 1998 Aug;31(8):731-9.

- [23] van der Helm FC, Veeger HE. Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion. *J Biomech.* 1996 Jan;29(1):39-52.