

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

**IMPLEMENTAÇÃO DE UM MODELO PARA CÁLCULO DAS
FORÇAS PROXIMAIS E MOMENTOS PROXIMAIS RESULTANTES
PARA O MEMBRO SUPERIOR**

Daniel Cury Ribeiro

Porto Alegre

2006

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

**IMPLEMENTAÇÃO DE UM MODELO PARA CÁLCULO DAS
FORÇAS PROXIMAIS E MOMENTOS PROXIMAIS RESULTANTES
PARA O MEMBRO SUPERIOR**

Daniel Cury Ribeiro

Dissertação de Mestrado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em Ciências do
Movimento Humano da Escola de Educação Física
da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre

2006

Em memória de minha prima Mariana Passos Neves.

“Mathematics may be defined as the subject in which we never know what we are talking about, nor whether what we are saying is true”

Bertrand Russell (1872-1970)

Agradecimentos

“...Ontem eu tava muito nervoso, assim, porque eu não sou muito de fazer show ... Quem me levou para fazer essa coisa de show foi o Vinícius, mais o Toquinho, a Miucha ... e ... É fácil fazer aquele show escorado, assim, cheio de amigos, parceiros, ..., orquestra grande. Inclusive a gente tinha isso tudo aqui... mas nós, nós preferimos fazer uma coisa mais íntima, ..., porque também... a gente não pode ser aquele garoto tímido toda vida, ..., Agora, tem que se dar um pouco mais e chegar mais perto do público sem aquela armadura toda. Eu gostaria de dedicar este show... este show é para vocês é claro! E, gostaria de dedicar o show aos meus parceiros que muito me ajudaram! ...”

Tom Jobim, Teatro do Palácio das Artes, Belo Horizonte, em 15 de março de 1981.

Ouvi essas palavras de Tom Jobim na fase final desta dissertação. Nos últimos meses, em que escrevo este texto, meus maiores companheiros de trabalho têm sido os CDs e DVDs de Chico Buarque, Tom Jobim e Vinícius de Moraes. Tenho certeza de que, sem essas músicas, o trabalho teria sido muito mais desgastante. O fato é que, enquanto ouvia essa pequena introdução, prévia ao início do show de Tom Jobim, eu me lembrei de todas aquelas pessoas que estiveram presentes em minha formação e que foram essenciais para a realização de muito daquilo que compõe essa dissertação. Portanto, quero aqui agradecer, aos amigos, “parceiros” que me auxiliaram, de alguma forma, a deixar um pouco de lado aquele “garoto tímido”, para encarar a vida “sem aquela armadura toda”!

Primeiramente, meu agradecimento ao *maestro* de minha formação acadêmica, meu orientador **Jefferson Fagundes Loss**. Tenho certeza que os empurrões, não foram para que eu caísse, mas sim, para que eu voasse! Sem dúvidas, estes empurrões me permitiram voar alguns metros. Jeffe, MUITO OBRIGADO POR TUDO!!!!

Aos professores: Antônio C.S. Guimarães e Milton Zaro pelos questionamentos, críticas e sugestões feitas na época da qualificação do projeto deste trabalho. Suas contribuições auxiliaram a lapidar o projeto que culminou nesta dissertação. Infelizmente, o Prof. Prof. Antônio C.S. Guimarães não está presente, para ouvir e ler estes agradecimentos. De qualquer maneira, fica o registro de uma enorme gratidão a ele.

Aos professores: DirkJan Veeger e Augusto Gil Pascoal pelos esclarecimentos e auxílios, mesmo que à distância, durante a realização deste trabalho.

Aos colegas do **Grupo de Biomecânica**, colegas da sala 222, em especial para: Letícia Gandolfi, Leonardo Tartaruga, Joelly M. de Toledo, Everton Krueel, Caroline Bernardes, Luis Felipe Silveira, Lizandra Bittencourt, Fábiana Krumholz, Marcelo Peduzzi de Castro, Raphael Caballero, Paulo Schiell, Fábio Canto, Francisco Araújo, Arthur Bonezi, Daniela Aldabe, João Paulo Torres Cañeiro, Roberto Krug, Denise Soares, Vicente Hennemann.

Aos amigos, “parceiros” e colegas do denominado, audaciosamente por nós, “**Grupo do Ombro**”: **Roberto C. Krug, Joelly M. de Toledo, Lizandra Bittencourt, Marcelo Peduzzi de Castro, Marcelo Gregis Estivalet, Juliana Costa, Felipe Marques**. Obrigado pelo trabalho em harmonia, convívio e aprendizado que obtivemos juntos!

Aos colegas de laboratório: Flávio de Castro, Fernando Diefenthaler, Orlando Laitano, Aline Tamborindéguy, Érico Silveira, Ana Paula Karolkzac, Jaqueline de Souza, Cristiane Krás, Ana Melissa Rodrigues, Cíntia Ritzel, Ana Clara Bonini, Feliciano Bastos.

Ao Prof. **Márcio Oliveira**, pelas inúmeras ajudas e incentivos na elaboração deste e de outros trabalhos.

À **Flávia Martinez**, pelo incentivo no início desta caminhada.

Aos meus grandes amigos, **João Paulo Torres Cañeiro, Roberto Costa Krug, Régis da Silva e Gustavo Jaquet**, pela amizade, companheirismo e pelos sonhos sonhados.

A **Daniela Aldabe** pelo amor, apoio, carinho e compreensão nesta fase final, a mais desgastante, porém, sem dúvidas, a mais feliz.

A toda minha família, em especial, aos *maestros* da VIDA: meu pai, **Jaime**, minha mãe, **Sônia** e minha irmã **Camila**. Com vocês eu percebi que é “vivendo e aprendendo a jogar” que se vive. “Nem sempre ganhando, nem sempre perdendo, mas aprendendo a jogar”. Amo vocês!

Aos funcionários da Escola de Educação Física, em especial, do Lapex: Luciano, Rosângela, Alex, Luis, Carla e Márcia. Sou muito grato a vocês pela disposição e auxílio que vocês proporcionaram ao longo destes anos!

Dedico este trabalho a todos vocês, que deram cor àqueles dias em que tudo parecia preto e branco.

RESUMO

Este estudo teve como objetivo implementar 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. O modelo implementado é composto por cinco segmentos rígidos (mão, antebraço, braço, escápula e tronco) conectados. A resolução das equações de movimento de *Newton-Euler* é feita através da *solução inversa*. Para registro cinemático foram utilizadas cinco câmeras digitais, com frequência de amostragem de 50 campos/seg. O modelo implementado foi avaliado de quatro formas: estimativa da acurácia da medida tridimensional obtida pela cinemetria, comparação quantitativa e qualitativa dos resultados parciais oferecidos pelo modelo implementado com resultados obtidos por instrumentos de mensuração direta (eletrogoniômetro e eletromiografia) e cálculo da propagação do erro nos valores de força de reação resultante e momento proximal líquido. Os resultados sugerem que o modelo apresenta resultados coerentes. A acurácia do sistema de videogrametria estimada foi, em média, de 1,7 ($\pm 1,5$) mm. As medidas angulares da cinemetria e eletrogoniometria divergiram em até 36°. O erro propagado no cálculo da força de reação proximal pode chegar até 25% e até 100% no cálculo do momento proximal. O sinal eletromiográfico e o momento proximal apresentaram sincronismo temporal. O modelo foi capaz de avaliar as forças de reação proximal resultantes e momentos proximais líquidos nos diferentes gestos.

Palavras-chave: Membro superior. Ombro. Biomecânica.

ABSTRACT

The goal of this study was to implement a link segments biomechanical model, associate to the inverse solution for three dimensions analysis of proximal reaction force and proximal net moments during upper limb movement. The implemented model is composed by five connected rigid segments (hand, forearm, arm, scapula and trunk). The resolution of Newton-Euler movement equations is done through the inverse solution. For kinematics acquisition five digital cameras were used, with a frequency sample of 50 fields/sec. The implemented model was evaluated in four ways: accuracy estimation of the three-dimensional measurements, quantitative and qualitative comparison of the partial results offered by the implemented model with results obtained by instruments of direct measurements (electrogoniometer and electromyography) and calculation of the error propagation in proximal reaction force and proximal net moment values. The results suggest that the model presents coherent results. The estimated accuracy videogrammetry system was, on average, of 1.7 (\pm 1.5) mm. The joint angular values obtained by kinematics system and electrogoniometer diverged in 36°. The error propagation in proximal reaction force values can arrive up to 25% and up to 100% for proximal net moment. The electromyographic sign and the proximal moment presented temporary synchronism. The model was able to evaluate the proximal reaction force and proximal net moment during upper limb movement.

Key words: Upper extremity. Shoulder. Biomechanics.

LISTA DE TABELAS

Capítulo 4

Tabela 4. 1 Pontos Anatômicos de Referência.....	45
Tabela 4. 2 Seqüência de Rotação adotada para cada segmento corporal.....	57
Tabela 4. 3 Ordem de decomposição dos ângulos de <i>Euler/Cardan</i> e respectiva descrição, de acordo com Wu et al (2005).	58
Tabela 4. 4 Parâmetros antropométricos.....	60
Tabela 4. 5 Convenção adotada para o momentos proximal quando expressos em relação ao sistema de coordenadas articular (SCA).....	66

Capítulo 5

Tabela 5. 1 Média e desvios-padrão das coordenadas espaciais do centro de rotação da glenoumeral em relação ao sistema de coordenada local do tórax para cada gesto analisado.....	84
Tabela 5. 2 Médias do comprimento da haste (L_h) e desvios padrão (DP) para cada gesto analisado (unidades em mm).	97
Tabela 5. 3 Acurácia, <i>bias</i> e precisão das medidas cinemáticas para cada gesto analisado e média destas mesmas medidas, considerando todos gestos analisados.	98
Tabela 5. 4 Coeficiente de correlação entre valores angulares de flexão de cotovelo medidos pela eletrogoniometria (E) e cinemetria (C), ($\text{Corr}[C,E]$), e coeficiente correlação entre diferença dos valores angulares de cotovelo medidos pela E e C , ($\text{Corr}[E-C,(E+C)/2]$).	101

Apêndice A

Tabela A. 1 Frequência de corte do filtro digital <i>butterworth</i> , para cada coordenada dos pontos de referência cinemáticos, para os diferentes gestos. A frequência de corte foi determinada através do método da <i>Análise Residual</i> (Winter, 2005).	129
---	-----

LISTA DE FIGURAS

Capítulo 3

Figura 3. 1 Solução direta e inversa.	23
Figura 3. 2 Orientação dos sistemas de coordenadas global e local.....	27
Figura 3. 3 Sistema de Coordenadas Articular (SCA).	27
Figura 3. 4 Complexo articular do ombro.	30

Capítulo 4

Figura 4. 1 Ilustração dos pontos anatômicos de referência.....	44
Figura 4. 2 Marcador Técnico	46
Figura 4. 3 Calibrador Tridimensional e Sistema de Coordenada Global.....	47
Figura 4. 4 Sistema de coordenadas local do tórax.	50
Figura 4. 5 Sistema de coordenadas local da escápula (vista posterior).....	51
Figura 4. 6 Sistema de coordenadas local do braço.....	52
Figura 4. 7 Sistema coordenada local antebraço.	54
Figura 4. 8 Sistema coordenada local antebraço.	55
Figura 4. 9 Eletrogoniometro.....	61
Figura 4. 10 Disposição das Câmeras 1, 2, 3, 4 e 5 e a orientação do sistema de coordenada global.	63
Figura 4. 11 <i>Filmagem estática</i> de uma das cinco câmeras.	63
Figura 4. 12 <i>Filmagem dinâmica</i> de uma das cinco câmeras.....	64
Figura 4. 13 Representação esquemática do modelo e sua relação com as variáveis dependentes e independentes.	67
Figura 4. 14 Diagrama de corpo livre de um segmento corporal.	67
Figura 4. 15 Diagrama cinético representando a lei de “ação e reação” para as forças e momentos.	69
Figura 4. 16 Visualização do sincronismo pelo canal de áudio do <i>software Dvideow</i>	73
Figura 4. 17 Envelope RMS do músculo deltóide anterior durante a flexão de ombro.	74
Figura 4. 18 Envelope RMS (deltóide anterior, deltóide médio, deltóide posterior, bíceps, tríceps e peitoral maior) no domínio da frequência.....	75
Figura 4. 19 Comprimento da haste.	77

Capítulo 5

Figura 5. 1 Coordenadas espaciais do centro de rotação da gleno-umeral (CR_{GU}), estimado através do <i>Método de Regressão Linear</i> e do ponto de referência do acrômio (AA) no sistema de coordenadas global durante o gesto de flexo-extensão do cotovelo. Subscrito refere-se ao eixo de coordenada global (x, y, z).....	81
--	----

Figura 5. 2 Coordenadas espaciais do centro de rotação da gleno-umeral (CR_{GU}), estimado através do método MCRM (Halvorsen, Lesser e Lundberg, 1999) em relação ao Sistema de Coordenadas Global (SCG) durante o gesto de flexão do ombro. Subscrito refere-se ao eixo de coordenada global (X, Y, Z).	81
Figura 5. 3 Centro instantâneo de rotação do ombro durante a abdução de ombro (a e b). Existem dois centros de dispersão (C1 e C2) nos quais se concentram a localização do centro de rotação do ombro (Adaptado de Kapandji, 2000).	82
Figura 5. 4 Sistema de coordenadas local da escápula e marcadores reflexivos extra da escápula. Extraído de Sênk e Chèze, 2006.	84
Figura 5. 5 Coordenadas espaciais do centro de rotação da gleno-umeral (CR_{GU}), estimado através do <i>Método de Regressão Linear</i> (Meskers et al, 1998) em relação ao sistema de coordenadas global e do ponto de referência do acrômio (AA) durante o gesto de flexão do ombro. Subscrito refere-se ao eixo de coordenada global (X, Y, Z).	85
Figura 5. 6 Ângulos de <i>Euler</i> durante o gesto de flexão de ombro.	86
Figura 5. 7 Força de reação proximal (Frp) do braço durante o gesto de flexão de ombro. Valores de força expressos no sistema de coordenada local do braço.	87
Figura 5. 8 Força de reação proximal (Frp) do braço durante o gesto de extensão de ombro. Valores de força expressos no sistema de coordenada local do braço.	87
Figura 5. 9 Orientação do sistema de coordenada local do braço, durante a abdução de ombro.	88
Figura 5. 10 Força de reação proximal (Frp) do braço durante o gesto de abdução de ombro. Valores de força expressos no sistema de coordenada local do braço.	88
Figura 5. 11 Força de reação proximal (Frp) do braço durante o gesto de flexão horizontal de ombro. Valores de força expressos no sistema de coordenada local do braço.	89
Figura 5. 12 Força de reação proximal (Frp) do braço durante o gesto de flexão de cotovelo. Valores de força expressos no sistema de coordenada local do antebraço.	89
Figura 5. 13 Momento proximal (Mp) do braço durante a flexão de ombro.	92
Figura 5. 14 Momento proximal (Mp) do braço durante a abdução de ombro.	92
Figura 5. 15 Momento proximal (Mp) do braço durante a extensão de ombro.	93
Figura 5. 16 Momento proximal (Mp) do braço durante a flexão horizontal de ombro.	94
Figura 5. 17 Eixo flutuante do ombro, durante a flexão horizontal de ombro.	95
Figura 5. 18 Momento proximal (Mp) do antebraço durante a flexão de cotovelo.	95
Figura 5. 19 Valores Angulares do Cotovelo medidos por dois diferentes instrumentos (cinemetria e eletrogoniometria) durante.	100
Figura 5. 20 Ângulo de flexão do cotovelo, medidas pela cinemetria, em função das medidas de ângulo articular do cotovelo com eletrogoniômetro.	101
Figura 5. 21 Diferença das medidas de ângulo articular do cotovelo (eletrogoniometro - cinemetria) em função da média das medidas de ângulo articular do cotovelo ($[(\text{eletrogoniometro} + \text{cinemetria})/2]$).	102
Figura 5. 22 Momentos envolvidos durante a flexão de ombro para os segmento do membro superior (mão, antebraço e braço) expressos no sistema de coordenada local de cada segmento.	105
Figura 5. 23 Erro propagado no cálculo da força de reação proximal (Frp).	107
Figura 5. 24 Contribuição de cada medida no erro propagado no cálculo da força de reação proximal (Frp).	109
Figura 5. 25 Erro propagado no cálculo do momento proximal (Mp).	110
Figura 5. 26 Contribuição de cada medida no erro propagado no cálculo do momento proximal (Mp).	111

Figura 5. 27 Atividade Eletromiográfica (% da CVM) e momento proximal (expresso no sistema de coordenadas articular) durante o gesto de flexão de ombro.	113
Figura 5. 28 Atividade Eletromiográfica (% da CVM) e momento proximal (expresso no sistema de coordenadas articular) durante o gesto de extensão de ombro.	113
Figura 5. 29 Ângulos de <i>Euler</i> durante o gesto de extensão de ombro.	114
Figura 5. 30 Atividade Eletromiográfica (% da CVM) e momento proximal (expresso no sistema de coordenadas articular) durante o gesto de abdução do ombro.	114
Figura 5. 31 Atividade Eletromiográfica (% da CVM) e momento proximal (expresso no sistema de coordenadas articular) durante o gesto de flexão de cotovelo.	115
Figura 5. 32 Atividade Eletromiográfica (% da CVM) do bíceps, deltóide anterior (DA) e momento proximal (expresso no sistema de coordenadas articular) durante o gesto de flexão de cotovelo.	115
Figura 5. 33 Momento proximal (Mp) do braço durante a flexão de cotovelo.	116
Figura 5. 34 Atividade Eletromiográfica (% da CVM) e momento proximal (expresso no sistema de coordenadas articular) durante o gesto de flexão horizontal.	117

ABREVIATURAS E CONVENÇÕES

Ao longo do texto, são utilizadas as seguintes abreviaturas e convenções. Vetores são indicados com letras (ou sigla) com estilo de fonte negrito. A mesma letra (ou sigla) escrita em estilo de fonte itálico indica o componente escalar do vetor. Matrizes são escritas com colchetes. A lista a seguir apresenta as principais abreviaturas utilizadas:

\times	Produto Vetorial
$\dot{\mathbf{H}}$	Taxa de variação do momento angular
$[\mathbf{R}]$	Matriz de rotação
a	Aceleração da gravidade
AA	Ângulo Acromial (ponto dorso-lateral do acrômio)
AC	Acrômio clavicular (ponto mais ventral)
AI	Ângulo Inferior da Escápula
AM	Ângulo medial da escápula
BB	Bíceps Braquial
C	Cinemetria
C7	Processo Espinhoso da sétima vértebra cervical
CR	Centro de Rotação
CR _{GU}	Centro de rotação da articulação gleno-umeral
DA	Deltóide Anterior
DM	Deltóide Médio
DP	Deltóide Posterior
E	Eletrogoniometria
EL	Epicôndilo Lateral
EM	Epicôndilo Medial
ER	Eixo de Rotação
f	Eixo flutuante

Frd	Força de reação distal
Frp	Força de reação proximal
GU	Gleno-umeral
I	Momento de inércia
i, j, k	Vetores unitários ao longo dos eixos (x, y, z) do sistema de coordenadas
IJ	Incisura Jugular
JRC	<i>Joint Rotation Convention</i>
L _h	Comprimento da Haste
<i>m</i>	Massa
MCRM	Método do Centro de Rotação Médio
Md	Momento distal
MEI	Método dos Eixos Instantâneos
Mfrd	Momento causado pela força de reação distal
Mfrp	Momento causado pela força de reação proximal
MOSA-MS	Modelo de Segmentos Articulado para o Membro Superior
Mp	Momento proximal
MRL	Método de Regressão Linear
MSF	Método do <i>Sphere-Fitting</i>
MT	Marcador Técnico
O	Origem do sistema de coordenadas (global ou local)
P	Força peso
PC	Processo Coracóide
PER	Processo Estilóide do Rádio
PEU	Processo Estilóide da Ulna
PM	Peitoral Maior
PX	Processo Xifóide
SC	Esternoclavicular (ponto mais ventral)
SCA	Sistema de Coordenadas Articular
SCG	Sistema de Coordenadas Global
SCL	Sistema de Coordenadas Local

T8	Processo espinhoso da oitava vértebra torácica
TB	Tríceps Braquial
ω	Velocidade angular
x, y, z	Eixos do sistema de coordenadas local
X, Y, Z	Eixos do sistema de coordenadas global
α	Aceleração angular

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 OBJETIVO GERAL	20
2.1. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
2.2. ESTRUTURA DO TEXTO	20
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	22
3.1. SISTEMAS DE COORDENADAS GLOBAL, LOCAL E ARTICULAR.....	26
3.2. BIOMECÂNICA DO MEMBRO SUPERIOR.....	30
3.3. CENTRO DE ROTAÇÃO DO OMBRO.....	31
3.4. MODELAMENTO DE MEMBROS SUPERIORES	35
4 RECURSOS METODOLÓGICOS.....	40
4.1. DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS	40
4.1.1. <i>Parâmetros Cinéticos</i>	40
4.1.2. <i>Parâmetros Cinemáticos</i>	41
4.2. AMOSTRA	41
4.3. CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA	41
4.4. INSTRUMENTOS DE PESQUISA	41
4.5. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS	42
4.5.1. <i>Parâmetros Cinemáticos</i>	43
4.5.2. <i>Parâmetros Antropométricos</i>	60
4.5.3. <i>Eletrogoniometria e Eletromiografia</i>	60
4.5.4. <i>Etapas da Coleta</i>	61
4.5.5. <i>Estrutura do Modelo de Segmentos Articulados</i>	64
4.6. PROCESSAMENTO DOS DADOS.....	72
4.6.1. <i>Cinemetria</i>	72
4.6.2. <i>Eletrogoniometria e Eletromiografia</i>	73
4.6.3. <i>Integração dos dados de eletromiografia, eletrogoniometria e cinemetria</i>	74
4.7. AVALIAÇÃO DO MODELO PROPOSTO	76
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	80
5.1. DESCRIÇÃO CINEMÁTICA	80
5.1.1. <i>Centro de rotação do ombro</i>	80
5.2. FORÇA DE REAÇÃO PROXIMAL	85
5.3. MOMENTO PROXIMAL.....	91
5.4. AVALIAÇÃO DO MODELO	97
5.4.1. <i>Acurácia</i>	97
5.4.2. <i>Cinemetria e Eletrogoniometria</i>	99
5.4.3. <i>Cálculo da propagação do erro</i>	103
5.4.4. <i>Momento Proximal e Eletromiografia</i>	112
6 CONCLUSÕES	118
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	119
8 APÊNDICES	129
8.1. APÊNDICE - A	129
8.2. APÊNDICE - B	131

1 INTRODUÇÃO

As pesquisas na área da Biomecânica têm focalizado parte de seu interesse na avaliação das forças internas do corpo humano (BASSET et al, 1990; VEEGER et al, 1991; VAN DER HELM et al, 1992; HAPPEE e VAN DER HELM, 1993; WITTEN et al, 1996; FELTNER e TAYLOR, 1997; RODGERS, TUMMARAKOTA e LIEH, 1998; PRAAGMAN et al, 2000; LOSS, 2000; CHANG et al, 2000; BÜCLHER et al, 2002; CAÑEIRO, 2004). A preocupação em quantificar as forças articulares volta-se, justamente, para a melhor compreensão dos mecanismos de lesão articular (BÜCHLER et al, 2002). O termo forças internas refere-se tanto às forças articulares, bem como, às forças musculares (PRAAGMAN et al, 2000; CHANG et al, 2000). 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 e TAYLOR, 1997; SOGAARD et al, 2001; LAURSEN, SOGAARD e SJOGAARD 2003). A partir disso, a elaboração de estratégias preventivas das lesões músculo-esqueléticas e articulares torna-se uma tarefa mais objetiva (ANDREWS, HARRELSON E WILK, 2002; WINTER, 2005). Não obstante, a quantificação das forças articulares é útil para a elaboração de próteses articulares (MURRAY e JOHNSON, 2004).

Existem diferentes maneiras de se obter informações sobre a magnitude das forças articulares. A mensuração destas forças pode ser realizada direta ou indiretamente. A mensuração direta envolve, geralmente, o uso de sensores que são implantados na articulação a ser estudada. Parte dos estudos, realizados com mensuração direta, é aplicado em animais. A mensuração direta, em humanos, torna-se difícil devido a questões éticas e tecnológicas. Desta forma, uma alternativa é a mensuração indireta destas forças. A mensuração indireta envolve, na maior parte das vezes, modelos biomecânicos que visam representar, matematicamente, a estrutura corporal desejada. Esta representação tende a ser mais simples que o objeto de estudo. Em outras palavras, os modelos biomecânicos apresentam simplificações da realidade (WINTER, 2005). Existem diferentes tipos de modelos biomecânicos, cada um adaptado e estruturado para a análise a que se

propõe. Os modelos biomecânicos também apresentam limitações e restrições, no entanto, isso não reduz sua relevância para a compreensão do movimento humano (NIGG e HERZOG, 1999).

O modelo de *segmentos articulados* é bastante aplicado para análise de gestos esportivos e, até mesmo, ocupacionais (FELTNER e TAYLOR, 1997; SOGAARD et al, 2001). Geralmente, o uso deste modelo está associado a equações de movimento de *Newton-Euler* (ZATSIORSKY, 2002).

A solução destas equações pode ocorrer de duas maneiras. Na chamada *solução direta*, a incógnita, na equação, é a aceleração linear ou angular. Já na *solução inversa (indireta)*, a incógnita é uma das variáveis de força (normalmente a força de reação proximal do segmento). Portanto, para aplicação da *solução inversa* são necessárias informações cinemáticas, cinéticas e antropométricas. Estas informações, geralmente, são obtidas pelo uso de sistemas de vídeo e células de carga, respectivamente. A maior parte dos modelos biomecânicos encontrados na literatura operam com a *solução inversa* (VAN DER HELM, 1994 A; HAPPEE e VAN DER HELM, 1995; WINTER, 2005).

Os modelos de *segmentos articulados* associados à *solução inversa* apresentam limitações e simplificações. Por exemplo, os resultados de força de reação proximal e momento proximal obtidos através deste modelo são resultados líquidos. Além disso, não é possível discriminar quanto de força cada músculo gera durante a execução de um gesto, pois se trata de um problema indeterminado (WINTER, 2005). A elaboração de modelos *músculo-esqueléticos* busca contornar estas limitações, permitindo a estimativa da força e momento muscular exercida por cada músculo e a estimativa da força articular (BASSET et al, 1990; HAPPEE e VAN DER HELM, 1995, PRAAGMAN et al, 2000). A solução para o problema de indeterminação pode ser feita através do *método de redução* ou pelo *método de otimização*. Estes métodos são obtidos, geralmente, através de maiores custos computacionais (AN, KAUFMAN e CHAO, 1995; RIBEIRO et al, 2005; FAVRE et al, 2005).

O modelo *músculo-esquelético*, além de modelar os segmentos e as articulações, modela as estruturas musculares e, por vezes, articulares destes segmentos (KARLSSON e PETTERSON, 1992; VAN DER HELM, 1994 b; PRAAGMAN et al, 2000; BÜCLHER et al, 2002). Assim como o modelo de *segmentos articulados*, ele também pode operar com a *solução inversa*. Entretanto, apesar de mais completo, os modelos *músculo-esqueléticos* ainda apresentam certos problemas. Para tornar possível a quantificação da força gerada por cada músculo, este

modelo necessita de um maior número de variáveis independentes (como distância perpendicular de cada músculos, área de secção transversa dos mesmos). Estas variáveis, na maior parte das vezes, são retiradas da literatura ou de análises anatômicas realizadas em cadáveres (VEEGER et al, 1991; VAN DER HELM et al, 1992; FAVRE et al, 2005). A implementação de dados da literatura ou de estudos baseados em cadáveres apresenta a conveniência de otimizar o tempo despendido para o modelamento, no entanto, presume que estes dados utilizados como variáveis de entrada no modelo sejam iguais ao indivíduo analisado (ZATSIORSKY, 2002). Isto aumenta a probabilidade de propagação de erro nos cálculos do modelo (ALLARD, BLANCHI e AÏSSAOUI 1995).

A estrutura dos modelos biomecânicos depende da natureza do gesto a ser analisado. Gestos que ocorrem, predominantemente, em um plano podem ser modelados em duas dimensões sem perda de informações importantes. A maior parte dos movimentos de membro inferior ocorrem em um plano, desta forma, a análise biomecânica, em duas dimensões, não fica prejudicada nestes casos (WITTEN et al, 1996). Entretanto, durante a análise cinemática e cinética da marcha, apesar da mesma ocorrer predominantemente no plano sagital, a análise tridimensional pode ser fundamental para melhor compreensão desta atividade (VAUGHAN, DAVIS e O'CONNOR, 1999). O mesmo não ocorre para os membros superiores, visto que, os movimentos ocorrem em mais de um plano, simultaneamente (VAN DER HELM, 1994 a). Portanto, os estudos realizados em duas dimensões para análise do complexo do ombro são limitados, por não proporcionarem informação suficiente para análise do gesto motor. Por outro lado, a elaboração de um modelo em três dimensões é extremamente complexa (VAN DER HELM e VEEGER, 1996). Além disso, a complexidade biomecânica dos membros superiores torna ainda mais desafiador este modelamento (MESKERS et al, 1998).

Os modelos de *segmentos articulados* associados à *técnica da solução inversa* já foram aplicados para análise de forças de reação proximal e momentos proximais em gestos motores esportivos ou ocupacionais (VAN DER HELM e VEEGER, 1996; WITTEN et al, 1996). A caracterização do comportamento das forças articulares pode auxiliar na elaboração de estratégias preventivas, tanto no esporte como em atividades ocupacionais (VAN DER HELM e VEEGER, 1996; SOGAARD et al, 2001; LAURSEN, SOGAARD e SJOGAARD 2003; WINTER, 2005).

A estruturação de um modelo de membros superiores pode seguir diferentes princípios, dependendo do objetivo desejado. Para tornar possível a implementação de um modelo para

análise das cargas no membro superior, durante diferentes gestos do membro superior, pretende-se implementar um modelo de *segmentos articulados* associado à *solução inversa*. A escolha por este modelo deveu-se à maior simplicidade deste tipo de modelo em relação ao modelo *músculo-esquelético*, bem como à aplicabilidade dos modelos de *segmentos articulados* (VAN DER HELM, 1994; AN, KAUFMAN e CHAO, 1995; HASE et al, 2002).

2 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste trabalho é implementar um modelo, 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.

2.1. *Objetivos específicos*

- Calcular as forças de reação proximais resultantes e momentos proximais líquidos.
- Avaliar o modelo proposto através do (a):
 - Acurácia do sistema de cinemetria;
 - Comparação dos resultados de ângulo articular do cotovelo medido pelo eletrogoniômetro e a cinemetria;
 - Comparação dos resultados de momento proximal resultante com o sinal eletromiográfico de músculos agonistas do movimento;
 - Propagação do erro no cálculo das forças de reação proximais resultantes e dos momentos proximais líquidos.

2.2. *Estrutura do texto*

O restante do texto está estruturado da seguinte ordem: revisão bibliográfica, recursos metodológicos, resultados e discussão, conclusões, referências bibliografias e apêndices.

O capítulo 3 apresenta revisão bibliográfica referente à cinemática e modelos de membros superiores, com especial atenção para centro de rotação da articulação gleno-umeral. O capítulo 4, Recursos Metodológicos, descreve os procedimentos metodológicos utilizados nos experimentos deste trabalho, bem como, o processamento dos dados de cinemetria, eletromiografia, a estrutura do modelo implementado e a forma de avaliação adotada para este modelo. No capítulo 5, Resultados e Discussões, em um primeiro momento são apresentados alguns resultados cinemáticos, considerados por nós, críticos. Posteriormente, os resultados de força de reação proximal e momento proximal são apresentados e discutidos. A seguir,

apresentamos os resultados da avaliação do modelo. O capítulo 6 apresenta as conclusões do trabalho em tópicos. O apêndice A apresenta uma tabela contendo as frequências de corte utilizadas para filtrar os dados cinemáticos. O apêndice B apresenta o termo de consentimento informado utilizado no presente estudo.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O conhecimento do comportamento das cargas impostas às articulações do corpo humano permite maior controle sobre as mesmas, otimizando a elaboração de próteses e de planos preventivos de lesão (PRAAGMAN et AL, 2000; MURRAY e JOHNSON, 2004). Além disso, a quantificação das forças e momentos associados a gestos esportivos ou às atividades de vida diária, permite melhor compreensão dos mecanismos envolvidos nos eventos lesivos (SOGAARD, LAURSEN e SJOGAARD, 2001; HONG, CHEUNG e ROBERTS, 2001). Existem diferentes formas de se quantificar as cargas impostas às articulações do corpo humano. A mensuração direta, através de sensores, é feita geralmente, em animais. 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 e HERZOG, 1999; LOSS, 2000; WINTER, 2005).

O modelamento do corpo humano é feito, na maior parte das vezes, através da representação dos segmentos corporais como segmentos rígidos e interconectados (HÖGFORS, SIGHOLM, HERBERTS, 1987; KARLSSON e PETERSON, 1992; VAN DER HELM et al, 1992; LOSS, 2000; WINTER, 2005). A movimentação destes segmentos segue as leis de movimento de Newton. Este tipo de modelamento do corpo humano é denominado de *Segmentos Articulados* (VAN DER HELM, 1994 a; AN, KAUFMAN e CHAO, 1995; WINTER, 2005). Com base neste modelo e na aplicação das equações de movimento de *Newton-Euler*, é possível quantificar as forças de reação proximal e momentos proximais (WITTEN et al, 1996; FELTNER e TAYLOR, 1997; WINTER, 2005). As equações de *Newton-Euler* são descritas abaixo:

$$\sum \mathbf{F} = m \mathbf{a}_{cm} \quad (3.1)$$

$$\sum \mathbf{M} = \dot{\mathbf{H}} \quad (3.2)$$

Em que:

$\Sigma \mathbf{F}$ = somatório das forças

$\Sigma \mathbf{M}$ = somatório dos momentos

m = massa

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

$\dot{\mathbf{H}}$ = taxa de variação do momento
angular.

A aplicação destas equações no modelo de *Segmentos Articulados* pode ser feita de duas maneiras, pela *solução direta (dinâmica direta)* ou pela *solução inversa (dinâmica inversa)* (NIGG e HERZOG, 1999; AN, KAUFMAN e CHAO, 1995; WINTER, 2005). No caso da *solução direta*, as variáveis de força e massa do segmento são conhecidas, sendo as incógnitas as acelerações (linear e angular) do segmento em questão. Já na *solução inversa*, as acelerações são conhecidas e a incógnita passa a ser uma ou mais forças envolvidas no movimento (Figura 3.1). A aplicação da *solução inversa* necessita de dados cinemáticas e cinéticos (forças externas, como por exemplo, força de reação do solo) para tornar possível a solução das equações de *Newton-Euler*. As informações cinemáticas são, geralmente, obtidas através da filmagem do gesto analisado (VAN DER HELM, 1994 a, FELTNER e TAYLOR, 1997). A partir da dupla derivação do deslocamento de cada segmento analisado são obtidos os valores de aceleração (linear e angular). A informação da força externa é obtida, geralmente, pelo uso de células de carga.

$\mathbf{F} \rightarrow \Sigma \mathbf{F} = m \cdot \mathbf{a} \rightarrow$ Dupla Integral \rightarrow Deslocamento

Deslocamento \rightarrow Dupla Derivada $\rightarrow \Sigma \mathbf{F} = m \cdot \mathbf{a} \rightarrow \mathbf{F}$

Figura 3. 1 Solução direta e inversa.

Sendo \mathbf{F} = força; m = massa; \mathbf{a} = aceleração.

A *solução inversa* apresenta algumas vantagens em relação à *solução direta*. A elaboração do modelo de segmentos articulados com *solução inversa* é mais simples e a quantidade de segmentos a serem modelados é menor. Provavelmente, isso justifique o maior número de modelos estruturados com esta solução (WINTER, 2005). Em vista disso, serão

apresentados e discutidos modelos desenvolvidos para membros superiores através da *solução inversa*.

Como citado anteriormente, para elaboração de qualquer modelo são necessárias algumas simplificações da realidade. Estas simplificações, muitas vezes são responsáveis pelas limitações que o modelo apresenta (AN, KAUFMAN e CHAO, 1995). O modelo de *segmentos articulados* associado à técnica da *solução inversa* não é diferente dos outros e apresenta algumas simplificações em sua estrutura e algumas limitações em seus resultados, conforme listado abaixo:

- os segmentos corporais são considerados corpos rígidos interconectados por articulações;
- em alguns casos, as articulações são consideradas como dobradiças;
- 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 permite distinguir situações de co-contração muscular;
- desta forma, os resultados fornecidos de força de reação e momento proximal são resultados líquidos. Estes resultados de força de reação não se referem às forças de contato entre as superfícies cartilaginosas (AN, KAUFMAN e CHAO, 1995; WINTER, 2005).

Na busca de contornar estas limitações, alguns autores sugerem maneiras de melhorar a estrutura do modelo (BASSETT et al, 1990; KAUFMAN et al, 1991). Através de modelos *Músculo-Esqueléticos* ou de modelos de *Elementos Finitos* é possível operar com situações de co-contração, que consiste na contração simultânea de músculos agonistas e antagonistas (VAN DER HELM, 1994 a; PRAAGMAN et al, 2000; BÜCLHER et al, 2002). Ao considerar situações de co-contração, os modelos *Músculo-Esqueléticos* permitem uma estimativa das forças intra-articulares (forças de contato). Os resultados de força de reação obtidos por modelos *Músculo-Esqueléticos* são diferentes, tanto em magnitude como comportamento, daqueles obtidos por modelos de *Segmentos Articulados*. Nos modelos *Músculo-Esqueléticos*, como o próprio nome diz, as estruturas musculares são modeladas (PRAAGMAN et al, 2000; WINTER, 2005). Nos modelos de *Elementos Finitos*, estruturas articulares e ligamentares são, também, modeladas.

Estes dois modelos fornecem resultados de força de reação e momento muscular que não são líquidos. Obviamente, este aperfeiçoamento do modelo é feito através de maiores custos computacionais (AN, KAUFMAN e CHAO, 1995; CHANG et al, 2000; WINTER, 2005). Quando as estruturas musculares são também modeladas, considerando as equações 3.1 e 3.2, o número de variáveis desconhecidas é maior que o número de equações possíveis. Isto devido à redundância do sistema músculo-esquelético (AN, KAUFMAN e CHAO, 1995). Existem muitos músculos sinergistas para executar uma mesma função. Este problema é denominado *problema de distribuição de forças*. Existem basicamente duas formas de resolução através do método de *distribuição de forças*. Uma delas é aumentar o número de equações de restrição (*método da otimização*) e a outra é diminuir o número de variáveis desconhecidas (*método da redução*) (AN, KAUFMAN e CHAO, 1995). O *método da otimização* busca não simplificar a sinergia muscular. Este método procura uma solução ótima que maximiza ou minimiza algumas ações musculares. Assume-se que a distribuição das forças musculares respeita certas regras e estratégias de recrutamento motor que são governados por critérios fisiológicos e eficiência motora (DUL et al, 1984; KAUFMAN et al, 1991; VAN DER HELM, 1994 a; AN, KAUFMAN e CHAO, 1995). No *método da redução* músculos de mesma função são ‘agrupados’ e a eletromiografia é utilizada para verificar músculos que se encontram desativados e excluir os mesmos da equação. Desta forma, é possível reduzir em parte o número de variáveis desconhecidas. A desvantagem deste método é a impossibilidade de quantificar a força gerada individualmente pelos músculos em questão (AN, KAUFMAN e CHAO, 1995).

Existem restrições para a elaboração de modelos biomecânicos que quantifiquem as cargas impostas ao membro superior. Estas restrições devem-se basicamente a questões operacionais da análise do movimento humano no espaço e, mais especificamente, à complexidade biomecânica da articulação do ombro (VAN DER HELM e VEEGER, 1996; KELKAR et al, 2001). No entanto, não parece ser esta a razão pela qual os trabalhos voltados para análise das cargas no membro superior sejam mais escassos que aqueles voltados para análise do membro inferior (VEEGER e PASCOAL, 2006). Além disso, alguns trabalhos que se dedicaram à análise do membro superior muitas vezes são aplicados em situações estáticas ou quase-estáticas (SOGAARD et al, 2001, PASCOAL, 2001). Um aspecto importante na elaboração de modelos de *Segmentos Articulados* que utilizam dados obtidos pela cinemetria como variáveis independentes é a forma como são descritos estes parâmetros cinemáticos. Existe

um esforço da International Society of Biomechanics (ISB) para padronizar a descrição cinemática do corpo humano. O principal objetivo é de encorajar a comunicação e troca de informações entre pesquisadores e clínicos (WU et al, 2005). Três artigos foram publicados pela ISB para padronizar esta descrição cinemática. Nestes documentos, são especificadas as convenções dos sistemas de coordenadas local (SCL) e global (SCG), bem como, as convenções para quantificação dos ângulos articulares (WU e CAVANAGH, 1995; WU et al, 2002; WU et al, 2005).

3.1. Sistemas de Coordenadas Global, Local e Articular

Em estudos de movimento tridimensional, um segmento rígido apresenta seis graus de liberdade, assim, são necessárias seis coordenadas independentes para descrever sua posição e orientação espacial. Destas seis, três são coordenadas cartesianas e três são ângulos de rotação. Para descrição destas coordenadas são necessários diferentes sistemas de coordenadas (ZATSIORSKY, 1998; VAUGHAN, DAVIS e O'CONNOR, 1999).

A seguir, são apresentadas as convenções sugeridas pela ISB em relação à orientação dos SCG e SCL. A orientação dos eixos x, y e z é a mesma para os dois tipos de sistemas de coordenadas (global e local). O eixo x tem direção pósterio-anterior, o eixo y orientação vertical (para o SCG) e longitudinal ao segmento (para o SCL) e o eixo z orientação médio-lateral (Figura 3.2).

A padronização do sistema de coordenadas articular (SCA) baseia-se na definição proposta de Grood e Suntay (1983) para a articulação do joelho. As vantagens na utilização do sistema de coordenadas articulares proposta por estes autores são: (1) conceitual, na medida que facilita a comunicação entre clínicos e pesquisadores, visto que utiliza eixos engastados nos segmentos proximal e distal e (2) inclusão dos cálculos para translações articulares clinicamente relevantes. Este método, denominado de *Joint Rotation Convention (JRC)*, utiliza para identificar a atitude relativa entre dois segmentos corporais, três eixos espaciais, os quais formam um sistema de coordenadas não ortogonal (ZATSIORSKY, 1998). O SCA é estruturado com um eixo fixo no segmento proximal, outro no distal e um eixo flutuante. O primeiro eixo engastado no segmento proximal é perpendicular ao plano sagital. O segundo eixo é o eixo flutuante (definido como o produto vetorial entre o primeiro e terceiro eixo). O terceiro eixo é alinhado ao eixo longitudinal do segmento distal (GROOD e SUNTAY, 1983; ZATSIORSKY, 1998). A Figura 3.3 ilustra a convenção do SCA.

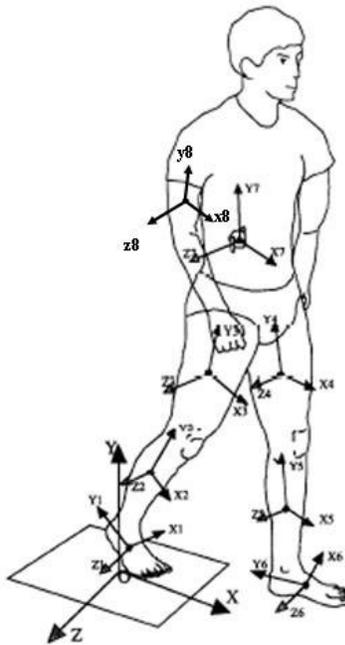


Figura 3. 2 Orientação dos sistemas de coordenadas global e local.

Sendo $s = 1, 2, 3, \dots, 8$; Sistema de coordenadas global: X, Y, Z . Sistema de coordenadas local: x_s, y_s, z_s (adaptado de WU e CAVANAGH, 1995).

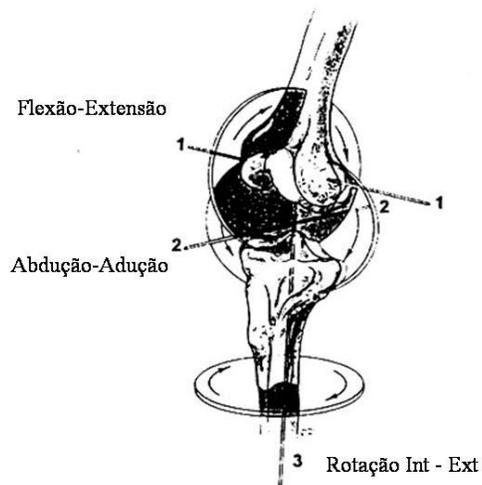


Figura 3. 3 Sistema de Coordenadas Articular (SCA).

O eixo 1 é fixado no segmento proximal, o eixo 3 fixado no distal e o eixo 2 é o produto vetorial entre o eixo 1 e o eixo 3. As rotações em torno do eixo 1 descrevem a flexo-extensão,

rotações em torno do eixo 2 descrevem a abdução e em torno do eixo 3 a rotação interna e externa (ZATSIORSKY, 1998).

Considerando um sistema de coordenadas local definido por x,y,z e seus respectivos vetores unitários i,j,k, o eixo flutuante é dados por:

$$\mathbf{f} = \mathbf{j}_d \times \mathbf{k}_p \quad (3.3)$$

em que:

\mathbf{f} = eixo flutuante;

\mathbf{j}_d = vetor unitário \mathbf{j} do sistema de coordenada local do segmento distal;

\mathbf{k}_p = vetor unitário \mathbf{k} do sistema de coordenada local do segmento proximal;

Assim, os ângulos articulares são calculados através das equações a seguir:

$$\alpha = \text{sen}^{-1}(\mathbf{f} \cdot \mathbf{j}_p) \quad (3.4)$$

$$\beta = \text{sen}^{-1}(\mathbf{k}_p \cdot \mathbf{j}_d) \quad (3.5)$$

$$\gamma = \text{sen}^{-1}(\mathbf{f} \cdot \mathbf{k}_d) \quad (3.6)$$

em que:

sen^{-1} = arco seno;

α = ângulo de flexão-extensão;

β = ângulo de abdução-adução;

γ = ângulo de rotação interna-externa;

A descrição cinemática utilizando os ângulos de *Euler* ou de *Cardan* é preconizada pela ISB (WU e CAVANAGH, 1995; WU et al, 2005). Esta convenção admite que a orientação de um segmento no espaço pode ser dada por três rotações consecutivas em torno de eixos de coordenadas. Existem seis diferentes possíveis seqüências de rotações para os ângulos de *Euler* e seis para os ângulos de *Cardan*. São considerados como ângulos de *Euler* aquelas seqüências em que a última rotação ocorre em torno do mesmo eixo que a primeira (por exemplo, Y x' y''). As seqüências de rotação que utilizam três eixos distintos são denominadas de ângulos de *Cardan* (por exemplo, Z x' y'') (ZATSIORSKY, 1998; WU et al, 2005).

Caso a seqüência de rotações adotadas seja $Z \times y$, os resultados são os mesmos daqueles obtidos pelo método *JRC* (WU et al, 2005). Isto, pois, a primeira rotação ocorre em torno do eixo médio lateral do segmento proximal e descreve a flexo-extensão articular. A segunda rotação ocorre em torno do eixo x' (já rodado) do segmento distal e refere-se à abdução-adução. A última rotação ocorre em torno do eixo y'' (rodado em torno de Z e x) do segmento distal e descreve a rotação articular interna e externa (ZATSIORSKY, 1998; WU et al, 2005). A segunda rotação ocorre no eixo x , o qual é perpendicular ao primeiro e terceiro eixo de rotação. Isso é equivalente à rotação em torno do eixo flutuante pelo método *JRC* (WU et al, 2005).

Articulações que possuem três graus de liberdade têm a possibilidade de, conforme a seqüência de rotação adotada, ter um dos ângulos de *Euler/Cardan* indefinidos matematicamente (ZATSIORSKY, 1998). Esta situação é denominada de *gimbal lock*. Assim, para o ombro, a ISB não adota a seqüência $Z \times y$. Isto foi feito na tentativa de evitar as posições de indeterminação matemática (WU et al, 2005). A seqüência sugerida para o ombro é a $Y \times x \times y$. A primeira rotação ocorre em torno do eixo y do segmento proximal, no caso o tronco. Esta rotação determina o *plano de elevação* do braço, o qual descreve a orientação deste segmento no plano transversal, em relação ao tronco. O valor zero está vinculado à posição do braço no plano coronal, 90° refere-se à posição do braço no plano sagital e valores negativos referem-se à extensão horizontal do ombro. Portanto, a primeira rotação refere-se à localização do braço no plano transversal. A segunda rotação, em torno do eixo x do SCL do braço, refere-se ao *ângulo de elevação do braço*. O valor zero refere-se à posição anatômica. Qualquer movimento do braço em relação ao tórax é determinado por este ângulo, o qual é sempre negativo para movimentos como flexão, extensão e abdução de ombro (WU et al, 2005). O segundo ângulo de *Euler*, nesta seqüência, só tem significado anatômico, quando informado o primeiro ângulo de *Euler* (ângulo que descreve o plano de elevação) (DOORENBOSCH, HARLAAR e VEEGER, 2003; WU et al, 2005). A terceira rotação ocorre em torno do eixo y do SCL do braço. Este ângulo refere-se à rotação interna e externa do ombro. Valores positivos referem-se à rotação interna, e negativos à rotação externa (WU et al, 2005). Apesar de sugerido pela ISB, Sênk e Chèze (2006) questionam esta seqüência Yxy e sugerem que para a abdução a seqüência Xzy . Para os gestos de flexão e flexão horizontal de ombro, os autores não encontraram nenhuma seqüência que promovesse resultados satisfatórios.

3.2. Biomecânica do Membro Superior

Dentre as principais articulações do membro superior, o complexo articular do ombro se destaca por sua complexidade, principalmente, quando o intuito é elaborar um modelo biomecânico do mesmo (VAN DER HELM e VEEGER, 1996). O complexo articular do ombro é composto pela articulação esternoclavicular, acrômio-clavicular, escapulo-torácica e glenoumeral (GU) (KAPANDJI, 2000).

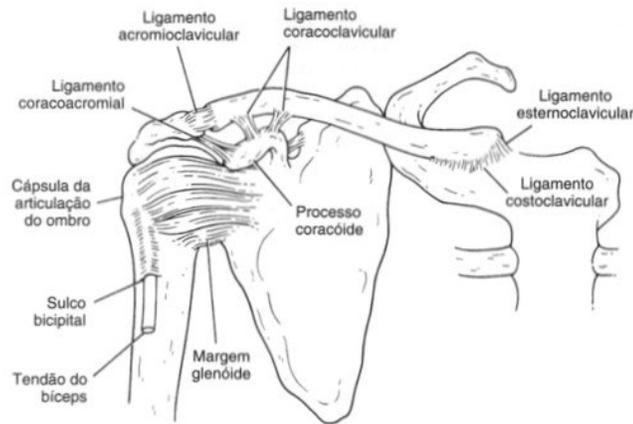


Figura 3. 4 Complexo articular do ombro.

(Extraído de Andrews, Harrelson e Wilk, 2000).

A articulação GU apresenta grande amplitude de movimento, em detrimento de uma maior instabilidade articular (KAPANDJI, 2000). As características anatômicas da GU conduzem, por vezes, à suposição de que esta articulação apresenta altas magnitudes de translações da cabeça do úmero em relação à glenóide (KELKAR et al, 2001). No entanto, a presença de atividade muscular reduz consideravelmente estas translações (GRAICHEN et al, 2000). De fato, maiores translações são presentes em articulações com menor congruência. Visto que a articulação GU é considerada congruente, as translações desta articulação são reduzidas (GRAICHEN et al, 2000; KELKAR et al, 2001).

A congruência da articulação é determinada pela diferença entre os raios de curvatura das superfícies articulares em questão. Quanto mais próximo de zero a diferença, mais congruente a articulação. Os valores do raio da cabeça do úmero e glenóide encontram-se muito próximos, sendo 25,5 mm e 27,2 mm, respectivamente. Entretanto, esta relação de proximidade existe se as superfícies cartilaginosas estiverem preservadas. A presença de artrose articular torna mais discrepantes os valores de raio de curvatura da cabeça umeral e glenóide. A instabilidade da GU

se deve à pequena área de contato entre a superfície da cabeça do úmero e a glenóide (KELKAR et al, 2001).

Graichen et al (2000), através do uso de ressonância magnética aberta, compararam a quantidade de translação do úmero em relação à glenóide durante a elevação passiva e ativa do braço. Durante a elevação passiva do úmero, encontraram picos de translações de 2 e 2,5 mm, na direção crânio-caudal e antero-posterior, respectivamente. Já durante a elevação ativa do braço, as translações reduziram significativamente, atingindo picos de 1mm (crânio-caudal) e 2 mm (antero-posterior). Durante a elevação ativa, houve trechos angulares em que a translação no sentido súpero-inferior foi igual a zero. A translação médio-lateral da cabeça do úmero é reduzida em virtude da restrição óssea que a glenóide impõe ao úmero (KELKAR et al, 2001).

A magnitude de translação na GU é dependente do gesto analisado e da condição neuromuscular do indivíduo (GRAICHEN et al 2000). Maiores translações são observadas em extremos de amplitude de movimento (ADM) (KELKAR et al, 2001). Em indivíduos com ausência de lesões musculotendíneas ou disfunções neuromusculares do manguito rotador, espera-se que a magnitude de translação GU seja pequena (GRAICHEN et al 2000, KELKAR et al, 2001).

Considerando estes resultados, a determinação do centro de rotação da articulação GU passa a ser crítica, visto que a mesma é necessária para estruturação do modelo de *Segmentos Articulados* associado à *solução inversa*. Diferentes formas de quantificar o centro de rotação da GU podem conduzir a diferentes magnitudes de forças de reação proximal e momento proximal.

3.3. Centro de Rotação do Ombro

Para a elaboração de modelos matemáticos que descrevam a cinemática dos segmentos e os momentos articulares associados, faz-se necessária a identificação dos centros ou eixos de rotação de cada segmento corporal, assim como, algumas simplificações (HOLZREITER, 1991). Considerar os segmentos como corpos rígidos e as articulações como modelos de dobradiça ou ‘bola-soquete’ são simplificações comumente feitas e que permitem a implementação de um modelo matemático (HALVORSEN, LESSER e LUNDBERG, 1999).

O termo Centro de Rotação (CR) é utilizado para descrição de articulações do tipo ‘bola-soquete’ e o termo eixo de rotação (ER) para articulações do tipo ‘dobradiça’ (GAMAGE e LASENBY, 2002). No caso do membro superior, um exemplo de articulação do tipo ‘dobradiça’ é a articulação do cotovelo e um exemplo do tipo ‘bola-soquete’ a articulação GU. O centro de

rotação pode ser definido como o ponto que apresenta velocidade angular zero (GAMAGE e LASENBY, 2002) e sobre o qual um segmento tende a rodar (McGINNIS, 2002).

Considerando uma articulação do tipo ‘bola-soquete’, o segmento que se move descreverá uma esfera em torno do CR. Por outro lado, em uma articulação do tipo ‘dobradiça’, o movimento de um segmento em relação ao ER descreverá um círculo em torno do ER (HALVORSEN, LESSER e LUNDBERG, 1999).

Devido à complexidade da articulação GU, alguns trabalhos mais antigos buscaram descrever o CR, apenas, em movimentos bi-dimensional, isto reflete a dificuldade de estimar o CR da GU (CR_{GU}) em três dimensões (POPPEN e WALKER, 1976; JACKSON et al, 1977). Um problema comum para a estimativa do CR em 3D é a necessidade de três pontos anatômicos não colineares (STOKDIJK et al, 2000). A principal dificuldade encontra-se, justamente, na delimitação destes pontos no braço. Apenas os epicôndilos medial e lateral são de fácil identificação. O terceiro ponto seria o CR_{GU} propriamente dito (STOKDIJK et al, 2000). Para estimar a localização do CR_{GU} no espaço, existem diferentes formas descritas na literatura. De maneira didática, apesar de diferenças operacionais, podemos dividir os métodos em dois grupos. O primeiro deles admite o centro geométrico da cabeça umeral como sendo igual ao CR e, além disso, assume que o mesmo seja fixo (VAN DER HELM, 1992; MESKERS et al, 1998). O segundo admite o centro cinemático sendo igual ao CR e o mesmo é considerado móvel (HALVORSEN, LESSER e LUNDBERG, 1999; GAMAGE e LASENBY, 2002; CEREATTI et al, 2004). As subdivisões destes dois grupos são descritas abaixo:

– Centro Geométrico

- *Método de Regressão Linear (MRL)*
- *Método do “Sphere-Fitting” (MSF)*

– Centro Cinemático

- *Método dos Eixos Instantâneos (MEI)*
- *Método do Centro de Rotação Médio (MCRM)*

Com exceção do MSF, todos os outros necessitam a identificação da posição de pontos anatômicos de referência no espaço (MESKERS et al, 1998; HALVORSEN, LESSER e LUNDBERG, 1999; VEEGER 2000; GAMAGE e LASENBY, 2002). Os pontos de referência podem, por vezes, deslocar-se em relação ao referencial anatômico, devido a movimentos da pele (CAPOZZO et al, 1996). Se significativos estes deslocamentos promovem erros nos resultados

obtidos (CAPOZZO et al, 1996; HALVORSEN, LESSER e LUNDBERG, 1999). O uso de marcadores técnicos é uma alternativa para redução destes erros (SCHMIDT et al, 1999). O marcador técnico (MT) consiste de uma faixa ou manguito que é fixado no segmento. Neste MT são adicionados marcadores reflexivos adicionais para estimar a orientação do segmento no espaço. Para isso, são necessários 3 pontos não colineares (SCHMIDT et al, 1999).

O MEI consiste em identificar o eixo instantâneo de rotação, ou, também chamado de 'ponto de pivô ótimo' entre dois instantes de tempo (WOLTRING, 1990). A localização do CR no espaço é definida por um vetor em relação ao SCL da escápula (STOKDJIK et al, 2000). O cálculo do CR_{GU} , a partir deste método, apresenta grande sensibilidade a pequenos deslocamentos angulares, com maiores níveis de erros associados nestas situações (VEEGER, 2000). Trechos angulares em que a velocidade angular encontra-se abaixo de 0,25 rad/seg tornam impreciso este método (VEEGER, 2000; STOKDJIK et al, 2000).

O MCRM é uma adaptação do MEI. Ao contrário do MEI, que calcula a cada dois instantes o CR, o MCRM considera um determinado intervalo de tempo. A estimativa do CR é feita a partir do cálculo da média de vetores de posição em um determinado intervalo de tempo (HALVORSEN, LESSER e LUNDBERG, 1999, GAMAGE e LASENBY, 2002). Halvorsen, Lesser e Lundberg (1999) sugerem a aplicação de uma função de mínimos quadrados, na diferença dos vetores traçados pelos pontos de referência, para identificação do CR médio. Este método apresenta a inconveniente necessidade de encontrar um intervalo de deslocamento ótimo para determinação do CR médio. Os autores compararam o MEI com o proposto (método dos mínimos quadrados). Os resultados sugerem que o método proposto é menos sensível a presença de erros na posição dos pontos de referência, devido à movimentação da pele. A estimativa do CR pelo método dos mínimos quadrados apresenta boa performance em casos de erros gaussianos (GAMAGE e LASENBY, 2002). No entanto, da mesma forma que o MEI, o MCRM proposto por Halvorsen, Lesser e Lundberg (1999) apresenta o problema inerente ao Método de Releaux, quando existe translação pura do segmento. Neste caso, os deslocamentos entre duas posições do segmento rígido serão paralelos e o problema será insolúvel (HALVORSEN, LESSER e LUNDBERG, 1999).

Em uma tentativa de otimizar a estimativa do CR, Gamage e Lasenby (2002) propõem um novo método dos mínimos quadrados para estimar o CR. O método proposto por estes autores admite que os segmentos traçam uma esfera em torno do CR e, estes segmentos, não

necessariamente devem ser considerados como rígidos. Os resultados obtidos foram comparados com os resultados de Halvorsen, Lesser e Lundberg (1999) e de Silaghi et al (1998). As desvantagens do método de Silaghi et al (1998) consistem na necessidade de calcular uma média ponderada e seus cálculos não resultam em uma solução fechada. Uma das desvantagens do método de Halvorsen, Lesser e Lundberg (1999) encontra-se, como citado anteriormente, na necessidade de encontrar o intervalo ideal para o cálculo do CR.

Cereatti et al (2004) na busca de um critério para determinar o intervalo de deslocamento ideal para o método proposto por Halvorsen, Lesser e Lundberg (1999), sugerem uma adaptação do mesmo. A partir desta adaptação, comparam o método proposto por Halvorsen, Lesser e Lundberg (1999) e por Gamage e Lasenby (2002). Seus resultados demonstram que estes métodos conduzem a uma solução idêntica. A diferença, entre eles, encontra-se no custo computacional. O método adaptado de Halvorsen, Lesser e Lundberg (1999) opera com equações quadráticas, enquanto que o método de Gamage e Lasenby (2002) opera com equações lineares (CEREATTI et al, 2004). No entanto, Halvorsen (2003) demonstrou que o método proposto por Gamage e Lasenby (2002) contém distorções em seus resultados e, obviamente, isto gera alterações na resposta do centro de rotação. Halvorsen (2003) propõe, então, uma forma de compensar estas distorções, método denominado de BCLS (*'Bias compensated least square method'*). Os resultados demonstraram que o BCLS apresenta maior acurácia (HALVORSEN, 2003).

O MRL foi baseado em métodos realizados para determinar o centro de rotação da articulação coxo-femoral. Alguns autores investigaram a relação entre aspectos geométricos da pelve e o CR da articulação coxo-femoral (BELL et al, 1989; SEIDEL et al., 1995). Meskers et al (1998), em uma analogia a estes estudos, desenvolveram o MRL. Este método baseia-se na predição do CR a partir de pontos de referência da escápula. Desta forma, os autores propõem uma equação de regressão que expressa a relação entre a posição dos pontos anatômicos escapulares e o CR_{GU} (MESKERS et al, 1998).

No MSF, admite-se a cabeça umeral como sendo uma esfera perfeita e descreve-se o CR_{GU} como sendo equivalente ao centro geométrico de uma esfera ajustada à cavidade glenóide, utilizando o raio da cabeça umeral (VAN DER HELM et al. 1992). Breteler et al (1999), utilizando este método, propõem inúmeros parâmetros para o modelamento do ombro (dentre eles, o CR).

Veeger (2000) comparou os resultados da localização do CR_{GU} no espaço, obtidos através do MEI e do MSF. Seus resultados indicam que ambos métodos conduzem ao mesmo resultado. O autor não encontrou movimentos sistemáticos do CR_{GU} . Visto que este estudo foi aplicado em cadáveres, não havia presença de atividade muscular, o que reduziria ainda mais os níveis de translação da cabeça umeral (GRAICHEN et al, 2000). Portanto, em indivíduos saudáveis, possivelmente, a aplicação do MEI resulte em pequenas variações do CR_{GU} .

Stokdijk, Nagels e Rozing (2000) compararam os resultados obtidos com o MSF, MEI e o MRL em uma análise *in vivo*. Visto que o MSF havia sido aplicado apenas em cadáveres, o uso de um dispositivo eletromagnético (denominado de *Flock of Birdstm*) e um modelo artificial de membro superior tornaram possível uma extrapolação da coleta e, conseqüentemente, a análise do CR_{GU} através do MSF. Os resultados são apresentados em relação ao SCL da escápula e os métodos conduziram a diferentes resultados. Os autores concluíram que o MRL não é adequado, pois apresenta restrições para mensuração em pacientes e, além disso, não é fidedigno e seu valor no eixo X parece ser incorreto. Ao contrário, os outros dois métodos testados pareceram ser fidedignos. Os autores sugerem o uso do MEI por apresentar menores custos computacionais. Além disso, o uso do MSF exige o uso do *Flock of Birdstm*, bem como, de um modelo artificial de membro superior.

Wu et al (2005) também sugerem o uso do MEI ou do MRL para determinação do CR_{GU} .

3.4. Modelamento de Membros Superiores

A partir de uma descrição cinemática e cinética completa, bem como mensurações antropométricas acuradas, podemos calcular as forças de reação proximal resultantes e momentos proximais líquidos (WINTER, 2005). Isso é feito através da solução inversa das equações de movimento de *Newton-Euler* ou *Lagrange* (AN, KAUFMAN e CHAO, 1995; ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005).

As equações de movimento lineares são, geralmente, calculadas em relação ao SCG. Com o objetivo de prover resultados com algum significado anatômico, bem como, aplicabilidade clínica, é comum apresentar os resultados de força em relação a um sistema de coordenada fixado ao segmento (sistema de coordenada local) (ZATSIORSKY, 2002; VAUGHAN, DAVIS E O'CONNOR, 1999; WINTER, 2005).

O cálculo da equação de movimento angular, ao contrário da equação de movimento linear, é, preferencialmente, feito em relação ao SCL do segmento analisado (PRAAGMAN et al,

2000; WINTER, 2005). A vantagem de calcular o momento proximal, em relação a um SCL engastado no segmento é, justamente, a simplificação do cálculo do momento e produto de inércia (ZATSIORSKY, 2002).

Expressar e analisar os resultados dos momentos articulares em relação ao SCL do segmento ou em relação ao SCA é mais vantajoso que operar com esses dados expressos no SCG. Quando expressos no SCL do segmento analisado, os momentos apresentam algum significado anatômico (VAUGHAN, DAVIS e O'CONNOR, 1999; PRAAGMAN et al, 2000; ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005). Vaughan, Davis e O'Connor (1999) apresentam os dados de momento em relação a um SCA, o qual é estabelecido através do método *JRC* para calcular os momentos articulares. A vantagem deste método encontra-se na fácil interpretação e associação clínica e anatômica dos resultados (VAUGHAN, DAVIS e O'CONNOR, 1999).

A seqüência de cálculo é feita do segmento distal para proximal. Na medida em que as equações de momento são feitas em relação ao SCL de cada segmento, é necessário expressar o momento proximal do segmento distal para o SCG, para depois, re-expressá-lo no SCL do segmento proximal. Esta é a inconveniência de calcular os momentos articulares no SCL. No entanto, este cálculo feito em relação ao SCG é ainda mais trabalhoso (ZATSIORSKY, 2002).

O modelamento de membros superiores tem sido feito utilizando diferentes tipos de modelos: *segmentos articulados*, *neuromusculares* e *músculo-esquelético* (KAUFMAN et al, 1991; RUNCINAM e NICOL, 1993; SUZIKI, YAMAZAKI, MATSUNAMI, 2000; PRAAGMAN et al, 2000; CHANG et al, 2000). O tipo de modelo depende, claramente, do objetivo da pesquisa. Nos casos em que o interesse é 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-esqueléticos* (HÖGFORS, SIGHOLM, HERBERTS, 1987; BASSETT et al, 1990; KARLSSON e PETERSON, 1992; CHANG et al, 2000).

A caracterização do comportamento das forças de reação proximal e momentos proximais 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).

Feltner e Taylor (1997) aplicaram o modelo de *segmentos articulados* com *solução inversa* em 3 dimensões (3D) para quantificar as forças de reação proximal e momentos proximais no membro superior durante o arremesso de pólo aquático. Os autores comparam estes parâmetros cinéticos entre dois tipos de arremesso do pólo-aquático. 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 de forças de reação proximal e momentos destes trabalhos são resultados líquidos e expressos no SCL.

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). O gesto de arremesso envolve a movimentação ambos membros superiores e a relação entre estes, pode interferir na qualidade do arremesso (HONG, CHEUNG e ROBERTS, 2001). A relevância deste modelo foi de, justamente, elaborar um modelo que permitisse a análise bilateral dos segmentos superiores.

Sogaard et al (2001) preocuparam-se com atividades ocupacionais. Através 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 estabelecer diferenças no comportamento das forças de reação proximal, para então, elaborar estratégias de prevenção para distúrbios ocupacionais. No entanto, seus resultados sugerem não haver diferenças entre as forças de reação proximal, nas duas técnicas de limpeza. Com base neste modelo, Laursen, Sogaard e Sjogaard (2003) elaboraram outro modelo de otimização para prever o nível de atividade muscular durante o gesto de limpeza de chão. O nível de atividade muscular era baseado nos dados cinéticos obtidos pelo modelo de *segmentos articulados*. No entanto, este tipo de relação deve ser analisado com cautela, visto que a correlação entre o sinal eletromiográfico e força desenvolvida pelo músculo varia conforme a porção muscular analisada (CORREIA, SANTOS e VELOSO, 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, 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, 1994 b, 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.

Haze e Yamazaki (1997) elaboraram modelo *músculo-esquelético* para análise do movimento de todo o corpo. A relevância do modelo encontra-se, justamente, na representação do corpo humano através de 19 segmentos rígidos conectados por articulações do tipo bola-soquete e 156 músculos. Além disso, o modelamento das estruturas músculo-tendíneas é extremamente complexo. Este modelo *músculo-esquelético* foi então aplicado para análise do remo (HASE et al, 2002 a, HASE et al, 2002 b). Os autores em seus resultados afirmam que, em virtude da estrutura do modelo, não foi possível calcular com boa acurácia a carga imposta à articulação do ombro.

Murray e Johnson (2004) utilizaram um modelo de *segmentos articulados* para quantificar forças de reação proximal resultantes e momentos articulares líquidos do membro superior durante atividades de vida diária.

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 permitem uma análise detalhada das forças e momentos envolvidos em determinadas tarefas. Isso auxilia a elaboração de próteses, na medida 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. Ao contrário, existe uma variedade muito grande de gestos possíveis para o membro superior. Existe a necessidade de um maior conhecimento das cargas, comumente, impostas às articulações do membro superior (MURRAY e JOHNSON, 2004). Com isso, os modelos biomecânicos podem prever a carga mecânica em

situações ocupacionais, no sentido de prevenir sobrecarga e lesões articulares (PRAAGMAN et al, 2000).

Apesar de permitir a análise da contribuição de cada músculo no torque resultante, bem como, analisar as co-contrações musculares, modelos *músculo-esqueléticos* apresentam algumas desvantagens. Além do custo computacional, citado anteriormente, o modelo utiliza-se de parâmetros adicionais que servirão como variáveis independentes do modelo. Então, além dos parâmetros inerciais inerentes à aplicação de *modelos articulados* associado à *solução inversa*, são necessários outros parâmetros geométricos, e fisiológicos. Estes parâmetros referem-se às estruturas articulares, ósseas e músculo-tendíneas (VEEGER et al, 1991; VAN DER HELM et al, 1992). Na medida que se aumenta o número de parâmetros estimados dentro do modelo, como variáveis independentes, a propagação de erro dentro dos resultados fornecidos pelo modelo tende a aumentar (ALLARD, BLANCHI e AÏSSAOUI, 1995; CAÑEIRO, 2004). Portanto, apesar de otimizado, este tipo de modelo também apresenta restrições.

A estruturação de um modelo de *Segmentos Articulados* é o primeiro passo para elaboração de modelos mais complexos (ZATSIORSKY, 2002). Considerando a necessidade de um maior conhecimento das cargas a que o membro superior está exposto (MURRAY e JOHNSON, 2004), o menor número de publicações vinculadas ao membro superior (VEEGER e PASCOAL, 2006), parece razoável investir na estruturação de um modelo biomecânico, de *segmentos articulados*, para o membro superior.

4 RECURSOS METODOLÓGICOS

4.1. Definição Operacional das Variáveis

4.1.1. Parâmetros Cinéticos

– **Força de reação (proximal e distal) resultante**

Resultado líquido dos esforços musculares e articulares sobre a articulação. Estas forças serão avaliadas indiretamente, a partir das equações de movimento de *Newton-Euler* (ZATSIORSKY, 2002). A força de reação proximal é a incógnita da equação de movimento linear.

– **Força intra-articular (Força de contato “osso-osso”)**

Força Intra-articular (também denominada de força de contato “osso-osso”) são as forças de contato entre as superfícies cartilaginosas. Estas forças dependem da força muscular produzida e no presente trabalho não serão mensuradas ou estimadas (WINTER, 2005).

– **Momento proximal líquido**

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* (ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005). O momento proximal é a incógnita da equação de movimento angular.

Para gestos realizados em velocidade angular lenta e em amplitudes de movimento que não atingem o extremo da amplitude articular, o momento proximal líquido pode ser compreendido como representante do momento muscular (WINTER, 2005).

– **Momento muscular (Momento músculo-tendíneo)**

É o momento articular ativo produzido pelas estruturas músculo-tendíneas (ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005). Esta variável não será calculada ou estimada. No entanto, para os gestos com velocidade angular lenta e, realizados em amplitudes de movimento que não atingem o extremo da amplitude articular, o momento muscular será considerado como equivalente ao momento proximal líquido.

4.1.2. Parâmetros Cinemáticos

– Deslocamento

Variação linear ou angular da posição de um determinado segmento. O deslocamento será obtido através da cinemetria ou eletrogoniometria.

– Velocidade

Variação da posição de um determinado segmento em um intervalo de tempo. É uma grandeza vetorial, sendo matematicamente calculada a partir da primeira derivação da posição.

– Aceleração

Mudança de velocidade em um intervalo de tempo. É uma grandeza vetorial, sendo matematicamente calculada a partir da segunda derivação da posição.

4.2. Amostra

Com a finalidade de implementar o modelo proposto, foram analisados diferentes gestos motores que são utilizados como variáveis independentes do modelo. Portanto, a amostra deste trabalho é composta por gestos motores do membro superior. Optou-se por gestos motores que envolvessem diferentes movimentações articulares da escápula, braço e antebraço, na tentativa verificar se o modelo é genérico para estes diferentes gestos. Os gestos analisados foram: flexão, extensão, abdução e flexão horizontal de ombro; e flexão de cotovelo.

A execução destes gestos foi realizada sem nenhuma carga externa. Os gestos analisados foram realizados por um indivíduo do sexo masculino, de idade de 25 anos, 1,79 metros de altura e 80 kg.

4.3. Caracterização da pesquisa

Este estudo caracteriza-se por ser do tipo ex-post-facto, descritivo e com delineamento semi-experimental.

Antes de qualquer envolvimento com este trabalho, o indivíduo assinou o Termo de Consentimento Informado (Apêndice B), consentindo formalmente a participação desta pesquisa.

4.4. Instrumentos de Pesquisa

- Microcomputador Pentium R III 900 MHz;
- Conversor A/D (16 bits, Computer Boards);

- Eletromiógrafo Bortec (Bortec Eletronics Inc. Calgary Canadá). O EMG possui um amplificador que permite o uso selecionável de ganhos de x1, 100, 200, 500, 1k, 2k e 5k e dotado de pré-amplificadores distantes dez centímetros dos eletrodos. Possui oito canais, destes, seis foram utilizados.
- Eletrodos de superfície, descartáveis, da marca Kendall (Meditrace – 100; Ag/AgCl; diâmetro de 2,2 cm com adesivo de fixação, na configuração bipolar). A distância entre os eletrodos foi de 2,5 cm;
- Eletrogoniômetro - Biometrics Ltda (Cwmfelinfach, Reino Unido), modelo XM 180;
- Balança Filizola, modelo 31, com resolução de 0,1 kg;
- Metrônomo eletrônico;
- Cinco Câmeras de vídeo (modelo JVC GR-DVL9800);
- Cinco Fitas de vídeo mini DV (marca Panasonic, modelo DVM60);
- Calibrador Tridimensional, da marca Peak Performance®;
- Marcadores reflexivos em formato de esfera com 15 mm de diâmetro;
- Paquímetro Mytutoio (com resolução de 0,05 mm);
- *Software* Matlab® 7.0;
- *Software* Windaq® (Dataq Instruments, Inc. Akorn, USA);
- *Software* Adobe Premier ® 6.0;
- *Software* SAD32 (Sistema de Aquisição de Dados 32, desenvolvido pela Escola de Engenharia – UFRGS);
- *Software* Dvideow – ‘Digital Vídeo for Biomechanics for Windows 32 bits’ (desenvolvido pelo laboratório de Instrumentação para Biomecânica – Faculdade de Educação Física – UNICAMP).

4.5. Procedimentos Metodológicos

A partir dos modelos apresentados, optou-se pela implementação do modelo de *segmentos articulados*. Como apresentado anteriormente, existem formas de aperfeiçoar este modelo. Entretanto, a implementação destes aperfeiçoamentos é obtida em troca de maiores custos computacionais. Assim, propõe-se o modelo de *segmentos articulados*, associado à *solução inversa*, o qual permite a análise das forças e dos momentos resultantes que causam variações na velocidade do segmento, no caso, os segmentos do membro superior (ZATSIORSKY, 2002).

A estrutura de um modelo de *segmentos articulados* envolve a representação de um corpo como uma cadeia cinemática de múltiplos segmentos. Cada segmento corporal apresenta características inerciais próprias e estas são, na maior parte dos estudos, estimadas através de equações de regressão. Com relação à descrição cinemática dos segmentos, posição e orientação dos mesmos são determinadas através da cinemetria (ENGIN, 1980; WITTEN et al, 1996; FLETNER e TAYLOR, 1997; RODGERS, TUMMARAKOTA e LIEH, 1998; VAN DER HELM, 1994 a; PRAAGMAN et al, 2000). A seguir, são descritas as etapas da coleta, bem como, os critérios metodológicos adotados referentes à cinemetria, cinética e variáveis antropométricas para a aplicação do modelo proposto.

4.5.1. Parâmetros Cinemáticos

Para aquisição das variáveis cinemáticas, foram utilizadas cinco câmeras de vídeo digitais (JVC GR-DVL9800), o tempo de abertura das câmeras (*shutter*) foi ajustado em 1/250, com frequência de amostragem de 50 campos por segundo. 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. Para captura das imagens foi utilizado o *software Adobe Premier 6.0* ®. A digitalização dos pontos de interesse foi feita através do *software Dvideow*. A reconstrução espacial dos pontos e, conseqüentemente, dos segmentos corporais, foi feita neste mesmo *software*. A reconstrução espacial dos segmentos foi feita através da localização espacial de pontos anatômicos de interesse. Para isso, marcadores reflexivos 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 àquela proposta por Wu et al (2005). A Figura 4.1 apresenta estes pontos de maneira esquemática.

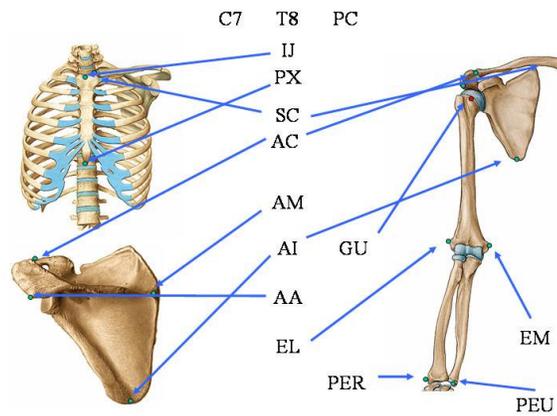


Figura 4. 1 Ilustração dos pontos anatômicos de referência.

Para identificação dos pontos anatômicos de referência foram utilizados marcadores reflexivos passivos. Estes pontos são descritos na Tabela 4.1 e encontram-se discriminados para cada segmento corporal.

Tabela 4. 1 Pontos Anatômicos de Referência

Tórax	Clavícula	Escápula	Úmero	Antebraço	Mão
IJ: incisura jugular	SC: ponto mais ventral da articulação esternoclavicular	AC: ponto mais ventral da articulação acrômioclavicular	GU(*): centro de rotação da gleno-umeral	PER: processo estilóide do rádio	2° metacarpo
PX: processo xifóide	AC: ponto mais ventral da articulação acrômioclavicular	AM: ângulo medial da escápula.	EM: epicôndilo medial	PEU: processo estilóide da ulna	5° metacarpo
C7: processo espinhoso da sétima vértebra cervical		AI: ângulo inferior da escápula	- EL: epicôndilo lateral		
T8: processo espinhoso da oitava vértebra torácica		AA: ângulo acromial, ponto mais dorso-lateral do acrômio			
		PC: processo coracóide, ponto mais ventral do processo coracóide			

(*) Obtido através de equações de regressão (Meskers et al, 1998 – utilizado para velocidades angulares do braço próximas de zero) ou pelo método cinemático (Halvorsen, Lesser e Lundberg, 1999 – utilizado para velocidades angulares maiores que 0,25 rad/seg).

Os marcadores anatômicos (MA) do EM e EL não foram utilizados durante a coleta dos gestos, em virtude da interferência da movimentação da pele em relação aos marcadores reflexivos. Para reduzir essa interferência, foi utilizado um marcador técnico (MT), o qual foi posicionado no braço do indivíduo (SCHMIDT et al, 1999). O MT consiste de uma faixa (tecido

com velcro) com duas hastes rígidas ortogonais fixadas a ela (figura 4.2). As hastes estão dispostas em formato de ‘T’ e, na extremidade de cada uma, é fixado um marcador reflexivo totalizando três marcadores reflexivos não colineares.

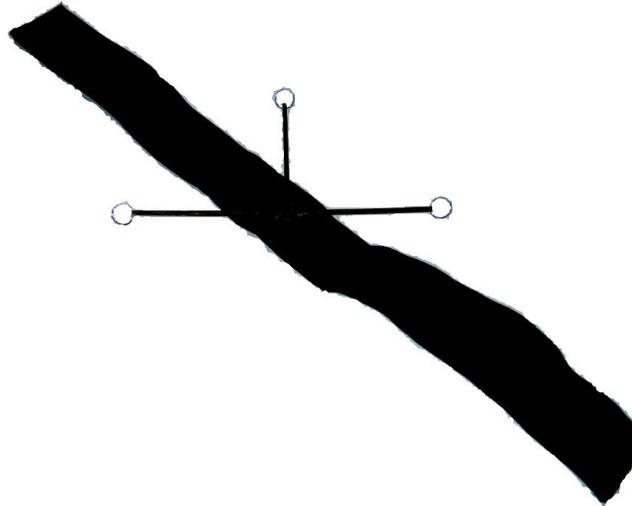


Figura 4. 2 Marcador Técnico

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 se realizará a coleta (Figura 4.2). 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, 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.

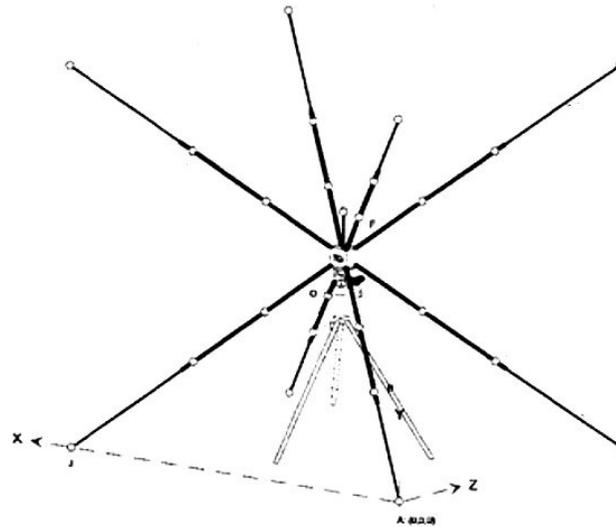


Figura 4. 3 Calibrador Tridimensional e Sistema de Coordenada Global.

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 (FELTNER e NELSON, 1996). Desta forma, as variações angulares adquirem um sentido, se aproximando às definições anatômicas e cinesiológicas (KOH, GRABINER e BREMS, 1998; WU et al, 2005).

A vantagem da utilização de um MT é a de reduzir a interferência da movimentação da pele e músculos no posicionamento do marcador reflexivo. Visto que o segmento é considerado rígido, não existem variações na posição relativa entre duas regiões do mesmo segmento. Assim, a posição entre os pontos anatômicos de referência do EM e EL em relação a um sistema de coordenada local fixado no MT se mantém sempre a mesma. Para cálculo da posição dos EM e EL em relação ao SCL do MT foi utilizada a seguinte equação:

$$[\mathbf{MA}]^{MT} = [\mathbf{R}]^T \left([\mathbf{MA}]^G - \mathbf{O}_{MT} \right) \quad (4.1)$$

Em que:

$[\mathbf{MA}]^{MT}$ = coordenadas (x, y, z) dos marcadores anatômicos (EM ou EL) no SCL do MT.

$[\mathbf{R}]^T$ = transposta da matriz de rotação, determinada pela relação de orientação espacial entre o SCL do MT e o SCG.

$[\mathbf{MA}]^G$ = coordenadas (X, Y, Z) dos marcadores anatômicos (EM ou EL) no SCG.

\mathbf{O}_{MT} = Origem do SCL do MT em relação ao SCG.

As coordenadas espaciais do $[\mathbf{MA}]^G$ são obtidas a partir da reconstrução espacial da filmagem estática. Portanto, a partir do MT, é possível obter as coordenadas espaciais dos MA's através da mudança de base entre o SCL do MT e o SCG, conforme a equação abaixo:

$$[\mathbf{MA}]^G = [\mathbf{R}][\mathbf{MA}]^{MT} + \mathbf{O}_{MT} \quad (4.2)$$

Em que:

$[\mathbf{MA}]^G$ = coordenadas (X, Y, Z) dos marcadores anatômicos (EM ou EL) no SCG.

$[\mathbf{R}]$ = matriz de rotação determinada pela relação de orientação espacial entre o SCL do MT e o SCG.

$[\mathbf{MA}]^{MT}$ = coordenadas (x, y, z) dos marcadores anatômicos (EM ou EL) no SCL do MT.

\mathbf{O}_{MT} = Origem do SCL do MT em relação ao SCG.

Este cálculo é realizado para cada instante de tempo analisado.

Centro de Rotação Gleno-umeral e Eixo de Rotação do Cotovelo e Punho

O centro de rotação gleno-umeral (CR_{GU}) foi estimado através do Método *Cinemático* (HALVORSEN, LESSER e LUNDBERG, 1999), quando a velocidade angular de movimento do ombro for maior que 0,25 rad/seg (STOKDIJK, NAGELS e ROZING, 2000; VEEGER, 2000; WU et al, 2005). Para os gestos em que a articulação do ombro apresenta uma velocidade angular menor que o valor citado anteriormente, bem como situações em que a articulação do ombro permanece estática, o CR_{GU} foi estimado através do *Método de Regressão Linear* (MRL) (MESKERS et al, 1998). As equações de regressão utilizadas foram:

$$CR_x^{GU} = PC_x 0,2434 + AI_x 0,2341 + (AI - AA)0,1590 + PC_y 0,0558 + 18,9743 \quad (4.3)$$

$$CR_y^{GU} = -(AC - AA)0,394 + PC_y 0,1732 + AI_x 0,1205 - (AC - PC)0,1002 - 3,8791 \quad (4.4)$$

$$CR_z^{GU} = PC_z 1,0255 - PC_y 0,2403 + (TS - PC)0,1720 - 9,2629 \quad (4.5)$$

Em que:

x, y, z (subscrito) = referente ao eixo de coordenada do SCL da escápula;

GU (sobrescrito) = gleno-umeral;

CR = centro de rotação.

As equações do método *Cinemático* estão descritas abaixo:

$$\Delta \mathbf{p}_n = \mathbf{p}_n - \mathbf{p}'_n \quad (4.6)$$

$$\mathbf{b} = \left(\Delta \mathbf{p}_n^T \left(\frac{\mathbf{p}_n + \mathbf{p}'_n}{2} \right) \right) \quad (4.7)$$

$$\Delta \mathbf{P} = \Delta \mathbf{p}_n^T \quad (4.8)$$

$$\mathbf{CR}_{GU} = (\Delta \mathbf{P}^T \Delta \mathbf{P})^{-1} \Delta \mathbf{P}^T \mathbf{b} \quad (4.9)$$

Em que:

n (subscrito) = número do quadro;

\mathbf{p} = posição inicial do segmento;

\mathbf{p}' = posição final do segmento;

\mathbf{b} = vetor coluna do produto escalar;

$\Delta \mathbf{p}$ = deslocamento do segmento;

$\Delta \mathbf{P}$ = matriz contendo os deslocamentos;

\mathbf{CR}_{GU} = centro de rotação da gleno-umeral;

O eixo de rotação do cotovelo foi estabelecido pelo ponto médio entre o EL e o EM e o eixo de rotação do punho foi determinado pelo ponto médio entre os PER e PEU (WU et al, 2005).

Definição dos Sistemas de Coordenadas Local

O SCL para cada segmento foi definido, conforme descrito por Wu et al (2005) e encontram-se definidos a seguir. As Figuras 4.4, 4.5, 4.6, 4.7 e 4.8 apresentam esquematicamente a definição do SCL para os segmentos tórax, escápula, braço, antebraço e mão respectivamente.

Tórax

O_t = origem do sistema de coordenada, coincidente com a IJ.

Y_t = linha que conecta o ponto médio entre PX e T8 com o ponto médio entre IJ e C7, direcionada para cima.

Z_t = linha perpendicular ao plano formado entre IJ, C7 e o ponto médio de PX e T8, direcionada para direita.

X_t = linha perpendicular comum aos eixos Z_t e Y_t , direcionada para frente.

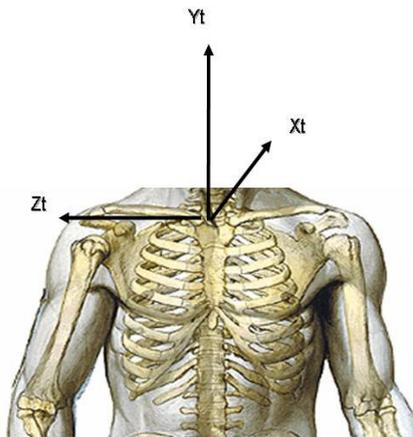


Figura 4. 4 Sistema de coordenadas local do tórax.

As equações utilizadas, para definir o SCL do tórax, foram:

$$\mathbf{j}_t = \frac{\frac{(\mathbf{IJ} + \mathbf{C7})}{2} - \frac{(\mathbf{PX} + \mathbf{T8})}{2}}{\left\| \frac{(\mathbf{IJ} + \mathbf{C7})}{2} - \frac{(\mathbf{PX} + \mathbf{T8})}{2} \right\|} \quad (4.10)$$

$$\mathbf{k}_t = \frac{(\mathbf{C7} - \mathbf{IJ}) \times (\mathbf{T8} - \mathbf{PX})}{\|(\mathbf{C7} - \mathbf{IJ}) \times (\mathbf{T8} - \mathbf{PX})\|} \quad (4.11)$$

$$\mathbf{i}_t = \frac{\mathbf{j}_t \times \mathbf{k}_t}{\|\mathbf{j}_t \times \mathbf{k}_t\|} \quad (4.12)$$

Em que:

t (subscrito) = sistema de coordenadas do tórax;

\mathbf{i} , \mathbf{j} , \mathbf{k} = vetores unitários do SCL;

Escápula

O_e = origem do sistema de coordenada, coincidente com a AA.

Z_e = linha que conecta os pontos AA e AM, direcionada para o AA.

X_e = linha perpendicular ao plano formado por AI, AA e Z_e , apontando para frente.

Y_e = linha comum perpendicular aos eixos X_t e Z_t .

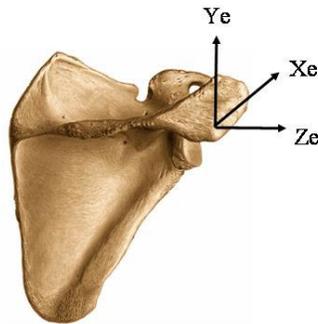


Figura 4. 5 Sistema de coordenadas local da escápula (vista posterior).

As equações utilizadas, para definir o SCL da escápula, foram:

$$\mathbf{Vae} = \mathbf{AA} - \mathbf{AI} \quad (4.13)$$

$$\mathbf{k}_e = \frac{\mathbf{Va}_e \times \mathbf{K}_e}{\|(\mathbf{Va}_e \times \mathbf{K}_e)\|} \quad (4.14)$$

$$\mathbf{i}_e = \frac{(AA - AI)}{\|(AA - AI)\|} \quad (4.15)$$

$$\mathbf{j}_e = \frac{(\mathbf{k}_e \times \mathbf{i}_e)}{\|(\mathbf{k}_e \times \mathbf{i}_e)\|} \quad (4.16)$$

Em que:

e (subscrito) = sistema de coordenadas da escápula;

$\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ = vetores unitários do SCL;

Braço

O_b = origem do sistema de coordenada, coincidente com o centro de massa do braço.

Y_b = linha que conecta o ponto GU e o ponto médio entre EL e EM, direcionada para o ponto GU.

X_b = linha perpendicular ao plano formado por EL, EM e Y_b , direcionada para frente.

Z_b = linha comum perpendicular aos eixos X_b e Y_b .

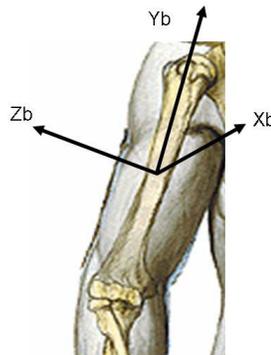


Figura 4. 6 Sistema de coordenadas local do braço.

As equações utilizadas, para definir o SCL do úmero, foram:

$$\mathbf{j}_b = \frac{\left(\mathbf{CR}_{GU} - \left(\frac{\mathbf{EL} + \mathbf{EM}}{2} \right) \right)}{\left\| \left(\mathbf{CR}_{GU} - \left(\frac{\mathbf{EL} + \mathbf{EM}}{2} \right) \right) \right\|} \quad (4.17)$$

$$\mathbf{Vau1} = \frac{(\mathbf{EL} - \mathbf{CR}_{GU})}{\|(\mathbf{EL} - \mathbf{CR}_{GU})\|} \quad (4.18)$$

$$\mathbf{Vau2} = \frac{(\mathbf{EM} - \mathbf{CR}_{GU})}{\|(\mathbf{EM} - \mathbf{CR}_{GU})\|} \quad (4.19)$$

$$\mathbf{i}_b = \frac{(\mathbf{Vau1} \times \mathbf{Vau2})}{\|(\mathbf{Vau1} \times \mathbf{Vau2})\|} \quad (4.20)$$

$$\mathbf{k}_b = \frac{(\mathbf{i}_b \times \mathbf{j}_b)}{\|(\mathbf{i}_b \times \mathbf{j}_b)\|} \quad (4.21)$$

Em que:

$\mathbf{Vau1}$ = vetor auxiliar 1 do braço;

$\mathbf{Vau2}$ = vetor auxiliar 2 do braço;

b (subscrito) = sistema de coordenadas do braço;

$\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ = vetores unitários do SCL;

Antebraço

O_a = origem do sistema de coordenada, coincidente com o centro de massa do antebraço.

Y_a = linha que conecta o ponto médio entre PER e PEU, com o ponto médio entre EL e EM.

X_a = perpendicular ao plano PER, PEU e ponto médio entre EM e EL, direcionada anteriormente.

Z_a = linha comum perpendicular aos eixos X_a e Y_a , direcionada lateralmente.

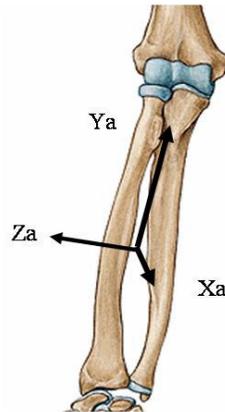


Figura 4. 7 Sistema coordenada local antebraço.

As equações utilizadas, para definir o SCL do antebraço, foram:

$$\mathbf{j}_a = \frac{\left(\left(\frac{\mathbf{EL} + \mathbf{EM}}{2} \right) - \left(\frac{\mathbf{PER} + \mathbf{PEU}}{2} \right) \right)}{\left\| \left(\left(\frac{\mathbf{EL} + \mathbf{EM}}{2} \right) - \left(\frac{\mathbf{PER} + \mathbf{PEU}}{2} \right) \right) \right\|} \quad (4.22)$$

$$\mathbf{Vaant1} = \frac{\left(\left(\frac{\mathbf{EL} + \mathbf{EM}}{2} \right) - \mathbf{PER} \right)}{\left\| \left(\left(\frac{\mathbf{EL} + \mathbf{EM}}{2} \right) - \mathbf{PER} \right) \right\|} \quad (4.23)$$

$$\mathbf{Vaant2} = \frac{\left(\left(\frac{\mathbf{EL} + \mathbf{EM}}{2} \right) - \mathbf{PEU} \right)}{\left\| \left(\left(\frac{\mathbf{EL} + \mathbf{EM}}{2} \right) - \mathbf{PEU} \right) \right\|} \quad (4.24)$$

$$\mathbf{i}_a = \frac{(\mathbf{Vaant1} \times \mathbf{Vaant2})}{\|(\mathbf{Vaant1} \times \mathbf{Vaant2})\|} \quad (4.25)$$

$$\mathbf{k}_a = \frac{(\mathbf{i}_a \times \mathbf{j}_a)}{\|(\mathbf{i}_a \times \mathbf{j}_a)\|} \quad (4.26)$$

Em que:

V_{ant1} = vetor auxiliar 1 do antebraço;

V_{ant2} = vetor auxiliar 2 do antebraço;

a (subscrito) = sistema de coordenadas do antebraço;

i, j, k = vetores unitários do SCL;

Mão

O_m = origem do sistema de coordenada, coincidente com o centro de massa da mão.

Y_m = linha que conecta o ponto médio entre o segundo e quinto metacarpo com o ponto médio entre PER e PEU.

X_m = perpendicular ao plano PER, PEU e ponto médio entre o segundo e quinto metacarpo, direcionada anteriormente.

Z_m = linha comum perpendicular aos eixos X_m e Y_m, direcionada lateralmente.

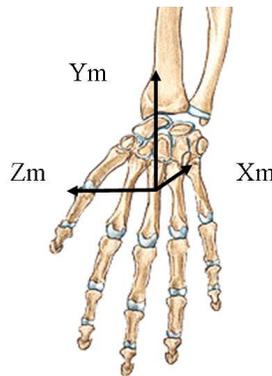


Figura 4. 8 Sistema coordenada local mão.

As equações utilizadas, para definir o SCL da mão, foram:

$$\mathbf{V}_{am1} = \frac{\left(2^{\circ}\text{MC} - \left(\frac{\text{PER} + \text{PEU}}{2} \right) \right)}{\left\| \left(2^{\circ}\text{MC} - \left(\frac{\text{PER} + \text{PEU}}{2} \right) \right) \right\|} \quad (4.27)$$

$$\mathbf{Vam2} = \frac{\left(5^\circ \text{MC} - \left(\frac{\text{PER} + \text{PEU}}{2}\right)\right)}{\left\|\left(5^\circ \text{MC} - \left(\frac{\text{PER} + \text{PEU}}{2}\right)\right)\right\|} \quad (4.28)$$

$$\mathbf{i}_m = \frac{(\mathbf{Vam1} \times \mathbf{Vam2})}{\|(\mathbf{Vam1} \times \mathbf{Vam2})\|} \quad (4.29)$$

$$\mathbf{j}_m = \frac{\left(\left(\frac{\text{PER} + \text{PEU}}{2}\right) - \left(\frac{2^\circ \text{MC} + 5^\circ \text{MC}}{2}\right)\right)}{\left\|\left(\left(\frac{\text{PER} + \text{PEU}}{2}\right) - \left(\frac{2^\circ \text{MC} + 5^\circ \text{MC}}{2}\right)\right)\right\|} \quad (4.30)$$

$$\mathbf{k}_m = \frac{(\mathbf{i}_m \times \mathbf{j}_m)}{\|(\mathbf{i}_m \times \mathbf{j}_m)\|} \quad (4.31)$$

Em que:

Vam1 = vetor auxiliar 1 da mão;

Vam2 = vetor auxiliar 2 da mão;

m (subscrito) = sistema de coordenadas da mão;

i, **j**, **k** = vetores unitários do SCL;

Os movimentos anatômicos serão definidos através da rotação do SCL distal em relação ao SCL proximal. As rotações dos SCL foram descritas utilizando-se os ângulos de *Euler/Cardan*. A seqüência de rotações aplicada aos SCL foram as sugeridas por Wu et al (2005). De maneira geral, as seqüências respeitam as seguintes premissas:

- considerando que os SCL proximal e distal encontram-se alinhados, a primeira rotação ocorre em torno de um eixo do SCL proximal;
- a segunda rotação ocorre em torno de um dos eixos do SCL distal em movimento;

- a terceira rotação ocorre em torno de um dos eixos rodados do SCL distal em movimento. Na medida do possível, o último eixo de rotação deve encontrar-se alinhado ao eixo longitudinal do segmento em movimento (WU et al, 2005).

No entanto, nem sempre a seqüência geral descrita acima é adequada para alguns segmentos corporais. Isso, pois esta seqüência de rotações pode induzir à situação de *gimbal lock*, a qual se caracteriza pela indefinição matemática do valor da rotação em um determinado eixo (ZATSIORSKY, 1998). Uma seqüência específica é determinada para cada segmento. A seqüência de rotação para os segmentos do braço e tronco é a seguinte: Yxy. Sendo que ‘Y’ refere-se ao SCL proximal (para o braço) ou SCG (para o tronco), ‘x’ refere-se ao SCL local (braço ou tronco) e ‘y’ refere-se ao SCL local (braço ou tronco) (WU et al, 2005). A seqüência de rotação utilizada para cada segmento corporal é discriminada na Tabela 4.2.

Tabela 4. 2 Seqüência de Rotação adotada para cada segmento corporal

	Tronco	Escápula	Braço	Antebraço	Mão
Sistema de Coordenada Referência	SCG	Tronco	Tronco	Braço	Antebraço
Seqüência de Rotação	Y x y	Y x z	Y x y	Z x y	Z x y

SCG = Sistema de Coordenada Global, SCL = Sistema de Coordenada Local. X,Y,Z (maiúsculas) referem-se aos eixos do SCG. X,y,z (minúsculas) referem-se aos eixos do SCL.

A posição anatômica foi adotada como posição referência (zero graus). A seguir é descrita a convenção adotada para os movimentos articulares, conforme sugerido por Wu et al (2005). O movimento de prono-supinação é descrito como o movimento do rádio em relação à ulna. Com a finalidade de aplicar o modelo de segmentos articulados, o antebraço foi considerado como um único segmento. Desta forma, o movimento de prono-supinação é considerado como a rotação em torno do eixo longitudinal do antebraço (BIRYUKOVA, 2000).

Especificamente em relação aos movimentos do ombro, o ângulo de elevação refere-se à elevação do braço em relação ao tronco. O ângulo de elevação é sempre negativo quando descrever os movimentos de flexão, extensão e abdução de ombro. Apenas para o movimento de adução de ombro, o ângulo de elevação será positivo. Neste tipo de convenção, o ângulo de

elevação só tem algum significado quando o plano de elevação é conhecido (DOORENBOSCH, HARLAAR e VEEGER, 2003). O plano de elevação é a rotação em torno de y do tronco (Tabela 4.3). Este ângulo informa a posição do braço no plano transversal do tronco (WU et al, 2005). A Tabela 4.3 descreve os ângulos de *Euler/Cardan* para as articulações do membro superior e tronco.

Tabela 4. 3 Ordem de decomposição dos ângulos de *Euler/Cardan* e respectiva descrição, de acordo com Wu et al (2005).

	Ordem	Ângulo	Descrição
	y	θ	Plano de elevação. Rotação em torno do eixo y do SCL do tórax 0° é abdução. 90° flexão. Valores negativos referem-se à extensão.
Braço	x	ϕ	Elevação / Depressão do braço. Rotação em torno do eixo x do SCL do braço. 0° refere-se à posição anatômica. Elevação é negativa.
	z	ψ	Rotação Interna e Externa. Rotação em torno do eixo y do SCL do braço. 0° posição anatômica. Rotação interna (+) e externa (-).
	z	ψ	Flexão e extensão de cotovelo. Rotação em torno do eixo z do braço. Flexão (+) e hiperextensão (-).
Antebraço	x	ϕ	Ângulo de carregamento (ângulo entre o eixo longitudinal do antebraço e o plano de flex-ext do cotovelo).
	y	θ	Prono-supinação. Rotação em torno do eixo y do SCL do antebraço. Pronação (+) e supinação (-).
	z	ψ	Flexão e extensão de punho. Rotação em torno do eixo z do antebraço. Flexão(+) e extensão (-).
Mão	x	ϕ	Desvio ulnar e radial. Rotação em torno do eixo x da mão. Desvio ulnar (+) e radial (-).

O cálculo destes ângulos foram feitos através da decomposição da matriz de rotação $[R]$, a qual é determinada pela relação entre os SCL proximal e distal. A matriz $[R]$ é uma matriz 3:3 e varia na medida que a orientação dos SCL alteram-se. Assumindo uma determinada seqüência, por exemplo, $Zx'y''$:

$$[\mathbf{R}] = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi \\ 0 & \sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.32)$$

$$[\mathbf{R}] = \begin{bmatrix} \cos \psi \cos \theta + \sin \psi \sin \theta \sin \phi & -\sin \psi \cos \theta + \cos \psi \sin \theta \sin \phi & \cos \phi \sin \theta \\ \sin \psi \cos \phi & \cos \psi \cos \phi & -\sin \phi \\ -\cos \psi \sin \theta + \sin \psi \sin \theta \sin \phi & \sin \psi \sin \theta + \cos \psi \sin \theta \sin \phi & \cos \theta \cos \phi \end{bmatrix} \quad (4.33)$$

Os elementos combinados da matriz (4.32) representam os co-senos diretores entre dois sistemas de coordenadas. Desta forma, é possível, decompondo a matriz, obter os ângulos de rotação em torno de cada eixo. Assim:

$$\phi = \sin^{-1}(-\mathbf{R}(2,3)) \quad (4.34)$$

$$\theta = \cos^{-1}\left(\frac{\mathbf{R}(3,2)}{\cos \phi}\right) \quad (4.35)$$

$$\psi = \cos^{-1}\left(\frac{\mathbf{R}(2,2)}{\cos \phi}\right) \quad (4.36)$$

Os três ângulos articulares ψ , ϕ , θ referem-se aos movimentos de flexão, abdução (ângulo de carregamento, no caso do cotovelo) e rotação interna e externa (prono-supinação para o cotovelo). Para a seqüência $Yx'y''$, evidentemente, os elementos combinados da matriz $[\mathbf{R}]$ serão outros.

Devido à natureza não vetorial dos deslocamentos angulares finitos, a velocidade angular não pode ser calculada como a derivada dos ângulos de orientação. Assim, a velocidade angular foi calculada através da equação de *Poisson* (ZATSIORSKY, 1998):

$$[\omega] = \left[\dot{\mathbf{R}} \right] [\mathbf{R}]^T \quad (4.37)$$

Em que:

$[\omega]$ = velocidade angular;

$\left[\dot{\mathbf{R}} \right]$ = derivada da matriz $[\mathbf{R}]$;

$[\mathbf{R}]^T$ = transposta da matriz $[\mathbf{R}]$.

Os valores de aceleração angular foram obtidos como a primeira derivada da velocidade angular (WINTER, 2005).

4.5.2. Parâmetros Antropométricos

A mensuração da massa do indivíduo foi feita na balança citada anteriormente. A partir da massa do indivíduo, foram estimadas as massas, momento de inércia e localização do centro de massa para cada segmento (mão, antebraço, braço, escápula e tronco) com base em dados antropométricos da literatura (ZATSIORSKY, 2002). Os coeficientes para localização de centro de massa e valores de massa e momento de inércia para cada segmento estão detalhados abaixo, com seus respectivos desvios padrão (Tabela 4.4).

Tabela 4. 4 Parâmetros antropométricos.

Segmento	CM (%)	m (%)	I_{xx} (kg.cm ²)	I_{yy} (kg.cm ²)	I_{zz} (kg.cm ²)
Mão	63,09	0,614	13,2	8,76	5,37
	(±4,85)	(±0,083)	(±4,2)	(±2,9)	(±2,0)
Antebraço	57,26	1,625	64,7	12,6	60,2
	(±3,26)	(±0,14)	(±14,3)	(±3,8)	(±13,5)
Braço	55,02	2,707	127,3	38,95	114,4
	(±4,19)	(±0,243)	(±33,5)	(±13,9)	(±33,5)

CM = localização do centro de massa ao longo do eixo longitudinal do segmento (percentual do comprimento do segmento) a partir da articulação proximal; m = massa do segmento (percentual do peso corporal); I_{xx} = momento de inércia em torno do eixo pósterio-anterior do segmento; I_{yy} = momento de inércia em torno do eixo longitudinal do segmento; I_{zz} = momento de inércia em torno do eixo médio-lateral do segmento. Valores em parênteses equivalentes ao desvio padrão encontrado (ZATSIORSKY, 2002).

4.5.3. Eletrogoniometria e Eletromiografia

O eletrogoniômetro e o eletromiógrafo foram conectados a um conversor analógico digital. Os dados de eletrogoniometria-cinemetria e eletromiografia-cinemetria foram coletados em dias diferentes. Neste estudo, foram monitorados seis músculos: deltóide anterior (DA), deltóide médio (DM), deltóide posterior (DP), bíceps braquial (BB), tríceps braquial (TB) e peitoral maior (PM) (porção esternal). A frequência de amostragem do sinal eletromiográfico foi de 2000 Hz por canal. Para o registro dos sinais eletromiográficos foram observados os padrões sugeridos por Merletti (1999) (recomendados pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e

Cinesiologia) e as referências de Soderberg e Knutson (2000), (recomendadas pela Sociedade Internacional de Biomecânica e Sociedade Brasileira de Biomecânica). O critério de escolha dos músculos a serem monitorados durante a coleta de dados foi feito com base na literatura que descreve a magnitude e comportamento da distância perpendicular de músculos do membro superior (OTIS et al, 1994; MURRAY, DELP e BUCHANAN, 1995; LIU et al, 1997; KUECLHE et al, 1997; HUGHES et al, 1998). Músculos com maior distância perpendicular para os movimentos descritos anteriormente e com ventres mais superficiais foram escolhidos.

O eletrogoniômetro foi utilizado para registro dos ângulos de flexo-extensão do cotovelo. A disposição do eletrogoniômetro foi aquela sugerida pelo fabricante. A haste móvel foi posicionada no eixo longitudinal do antebraço, enquanto que a haste ‘fixa’, foi posicionada no eixo longitudinal do braço (Figura 4.9). O valor angular ‘zero’ foi considerado como extensão completa. O registro do eletrogoniômetro foi feito a uma frequência de amostragem de 500 Hz.



Figura 4. 9 Eletrogoniômetro

4.5.4. Etapas da Coleta

- Etapa I

A coleta foi realizada em dois dias. No primeiro, foram coletados os dados de eletrogoniometria e cinemetria. Em outro dia, foram coletados os dados de eletromiografia e cinemetria. A coleta, para ambos os dias, seguiu uma determinada ordem, sendo dividida em três etapas. A primeira delas envolveu a preparação do indivíduo, o posicionamento do eletrogoniômetro e marcadores reflexivos (para o primeiro dia de coleta) e eletrodos e marcadores reflexivos (no segundo dia de coleta). Em relação ao posicionamento dos eletrodos, na área determinada para a fixação dos mesmos, foi feita tricotomia e higienizada com algodão embebido em álcool, para redução da impedância da pele e melhor captação do sinal eletromiográfico. Os eletrodos, em configuração bipolar, foram posicionados paralelos às fibras musculares nos ventres dos músculos DA, DM, DP, BB, TB e PM.

A segunda etapa refere-se à *filmagem estática* com o indivíduo portando todos MA's, bem como, o MT. Esta filmagem serviu para estabelecer a relação espacial entre os MA's e MT. Na terceira etapa foram coletados os gestos motores de membro superior (*filmagem dinâmica*). A etapa III envolveu a execução dos gestos sem carga externa.

A ordem de execução do movimento foi a descrita abaixo:

Gesto 1) Flexão de ombro;

Gesto 2) Extensão de ombro;

Gesto 3) Abdução de ombro;

Gesto 4) Flexão horizontal de ombro;

Gesto 5) Flexão de cotovelo;

Durante a coleta de dados de cinemetria e eletrogoniometria, foram feita duas séries de quatro repetições para a flexão-extensão de cotovelo. Pela maior variabilidade do sinal eletromiográfico, durante a coleta de dados de cinemetria e eletromiografia, foram feitas cinco repetições para cada um dos gestos. A velocidade de execução dos gestos foi monitorada através de um metrônomo eletrônico, o qual foi ajustado para uma velocidade angular de $45^\circ/\text{seg}$.

As câmeras foram posicionadas em diferentes localizações no ambiente de coleta. A disposição das câmeras está ilustrada na Figura 4.10. As câmeras foram dispostas de tal maneira que, ao longo de todo o evento, pelo menos duas câmeras deveriam captar cada ponto reflexivo, para ser possível a reconstrução espacial dos segmentos, posteriormente. Após a filmagem do gesto, foram digitalizadas as cenas de interesse. Desta forma, é possível identificar a posição de cada ponto reflexivo em cada quadro filmado. Nos casos em que apenas uma ou nenhuma câmera filmou o marcador reflexivo, as coordenadas dos mesmos foram estimadas a partir de rotinas estruturadas no *software* Matlab®. Isso só aconteceu com os pontos anteriores do tórax, os quais apresentam deslocamentos muito pequenos.

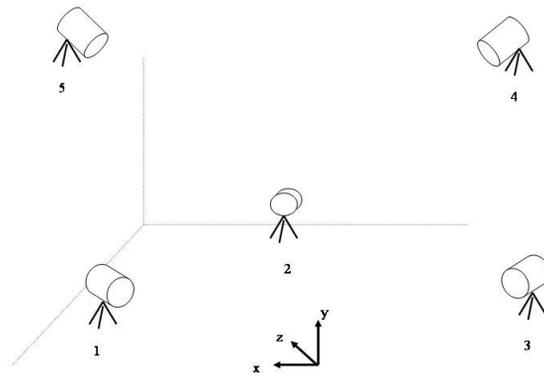


Figura 4. 10 Disposição das Câmeras 1, 2, 3, 4 e 5 e a orientação do sistema de coordenada global.

- Etapa II

Primeiramente, foi filmado o indivíduo em sedestração com o ombro em abdução. Esta posição foi adotada para que todos os pontos reflexivos fossem mais facilmente identificados pelas cinco câmeras. O indivíduo portava tanto o MT como os MA's. A *filmagem estática* teve duração de cinco segundos (figura 4.11).

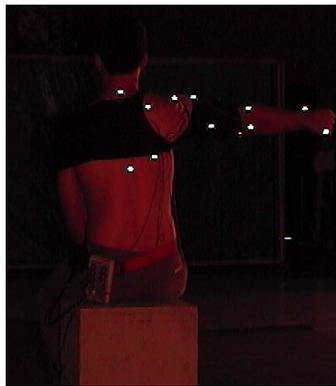


Figura 4. 11 *Filmagem estática* de uma das cinco câmeras.

A imagem acima foi editada, não representando o enquadramento real desta câmera durante a filmagem.

- Etapa III

Esta etapa consistiu da *filmagem dinâmica*, nela, o indivíduo realizou os gestos motores descritos. Durante essa etapa, foram utilizados todos MA's, com exceção daqueles do cotovelo, mais o MT (Figura 4.12).



Figura 4. 12 *Filmagem dinâmica de uma das cinco câmeras.*

A imagem acima foi editada, não representando o enquadramento real desta câmera durante a filmagem.

4.5.5. Estrutura do Modelo de Segmentos Articulados

O modelo de *segmentos articulados* apresenta a vantagem de estimar as forças de reação proximal resultantes e momentos articulares líquidos de maneira indireta e baixos custos computacionais (HAPPEE e VAN DER HELM, 1995; WINTER, 2005). 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. Para tornar possível a resolução das equações de movimento de *Newton-Euler*, os modelos de *segmentos articulados* exigem algumas simplificações (FELTNER e TAYLOR, 1997; RODGERS, TUMMARAKOTA e LIEH, 1998; ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005). As simplificações “exigidas” para aplicação de modelos de segmentos rígidos são:

- a) os segmentos corporais são considerados corpos rígidos interconectados por articulações;
- b) as articulações são consideradas do tipo dobradiças;
- c) a massa do segmento é fixa e é localizada em seu centro de massa;
- d) a localização do centro de massa dos segmentos é fixa ao longo do movimento;
- e) o momento de inércia do segmento é fixo ao longo de toda amplitude de movimento;
- f) o comprimento de cada segmento permanece constante ao longo de todo o movimento;
- g) o modelo não prevê situações de co-contração muscular;
- h) os resultados fornecidos de força de reação são resultantes e os resultados de momento proximal são líquidos (AN, KAUFMAN e CHAO, 1995; WINTER, 2005).

No entanto, para aplicação deste modelo para os membros superiores e, conseqüentemente, implementação do MOSA-MS são necessárias algumas modificações nestas condições descritas. Na medida em que, gestos com movimentos amplos do braço permitem uma movimentação relativa da escápula e os marcadores reflexivos, a aplicação das equações de regressão propostas por Meskers et al (1998) torna-se contra-indicada. Desta forma, o método utilizado para estimar o CR_{GU} é aquele proposto por Halvorsen, Lesser e Lundberg (1999). A aplicação deste método, interfere, especificamente, nos itens “b” e “f”. Apesar de ser razoável modelar o CR_{GU} como uma articulação do tipo bola-soquete (VEEGER et al, 1997), o método cinemático (proposto por HALVORSEN, LESSER e LUNDBERG, 1999) contabiliza translações articulares. Desta forma, a articulação do ombro não é mais uma articulação do tipo bola-soquete e o comprimento do segmento do braço pode não ser constante (visto que é o mesmo é considerado como a distância entre o centro de rotação proximal, ombro, e distal, cotovelo).

Em virtude das possíveis imprecisões nas medidas cinemáticas da escápula, nos gestos mais amplos de braço, a mesma é utilizada apenas para estimar o CR_{GU} nos gestos de baixa ou nenhuma velocidade angular do braço. Desta forma, podemos dizer que o membro superior foi considerado como possuindo sete graus de liberdade. Os três graus de liberdade do ombro são atribuídos à abdução-adução, flexão-extensão e rotação interna e externa do úmero em relação ao tronco. Dois graus de liberdade do cotovelo correspondem à flexão-extensão e pronosupinação, enquanto que o punho apresenta dois graus de liberdade referentes aos desvios ulnar-radial e flexão-extensão (BIRYUKOVA, 2000). As convenções adotadas para o momento proximal (M_p) do ombro, cotovelo e punho estão descritas na Tabela 4.5.

Tabela 4. 5 Convenção adotada para o momentos proximal quando expressos em relação ao sistema de coordenadas articular (SCA).

	Ombro	Cotovelo	Punho
Flexão	+	+	+
Extensão	-	-	-
Adução	+	+	
Abdução	-	-	
Rot Int	+		
Rot Ext	-		
Flex Horiz	+		
Ext Horiz	-		
Pronação		+	
Supinação		-	
Desvio Ulnar			+
Desvio Radial			-

Rot Int: rotação interna. Rot Ext: rotação externa. Flex Horiz: flexão horizontal. Ext Horiz: extensão horizontal.

As equações de movimento utilizadas no modelo foram as de *Newton-Euler* (AN, KAUFMAN e CHAO, 1995; ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005). Optamos pelo uso destas equações em virtude das mesmas serem as mais comumente utilizadas (FELTNER e TAYLOR, 1997; RODGERS, TUMMARAKOTA e LIEH, 1998; WINTER, 2005). A equação de movimento linear e de movimento angular são aquelas citadas anteriormente (equação 3.1 e 3.2) e encontram-se descritas abaixo:

$$\sum \mathbf{F} = m \mathbf{a}_{cm}$$

$$\sum \mathbf{M} = \dot{\mathbf{H}}$$

Dentro do MOSA-MS, os dados cinemáticos, cinéticos e antropométricos são utilizados como variáveis independentes do modelo. As variáveis dependentes são as forças de reação proximal e os momentos proximais líquidos envolvidos. A Figura 4.13 apresenta, esquematicamente, as relações entre as variáveis dependentes e independentes.

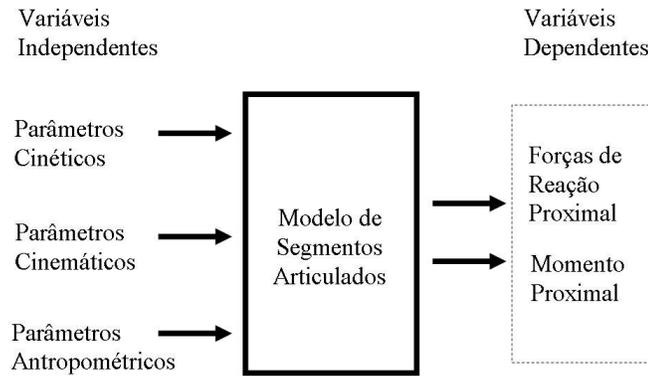


Figura 4. 13 Representação esquemática do modelo e sua relação com as variáveis dependentes e independentes.

Considerando as equações de movimento apresentadas anteriormente, a identificação das forças presentes no segmento corporal analisado, permite a resolução das equações de movimento linear e angular. A análise de um Diagrama de Corpo Livre (DCL) permite melhor discriminação e análise de todas as forças e momentos que atuam em um determinado segmento corporal. A Figura 4.14 apresenta o DCL de um determinado segmento corporal e as forças e momentos que atuam no mesmo.

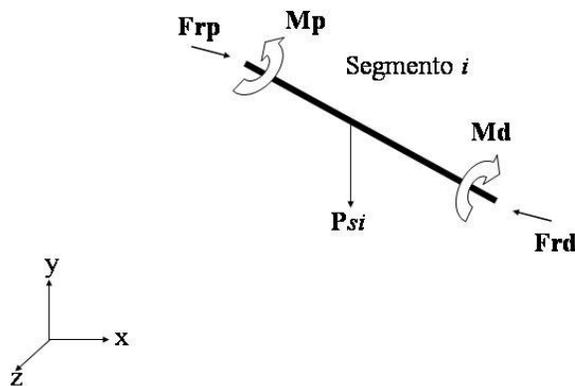


Figura 4. 14 Diagrama de corpo livre de um segmento corporal.

Frp = força de reação proximal. **Mp** = momento proximal. P_{si} = peso do segmento i . **Md** = momento distal. **Frd** = força de reação distal.

A partir do DCL apresentado, podemos re-escrever a equação (3.1) em relação a cada eixo de coordenada, conforme abaixo:

$$Frp_x + Frd_x = m_s a_x \quad (4.38)$$

$$Frp_y + Frd_y + \mathbf{P}_{si} = m_s a_y \quad (4.39)$$

$$Frp_z + Frd_z = m_s a_z \quad (4.40)$$

Em que:

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

Frp = Força de reação proximal;

Frd = Força de reação distal;

\mathbf{P}_{si} = Força peso do segmento i

m_s = massa do segmento i

a = aceleração

Com base na equação 3.1, se conhecidas as acelerações lineares, a força peso do segmento e a força distal que atua sobre o mesmo, a variável força proximal (força de reação) passa a ser a única incógnita. As equações 4.38, 4.39, 4.40 são aplicadas para análise das forças que envolvem um único segmento. Conforme o número de segmentos aumenta, dentro da cadeia cinética, a complexidade das equações de movimento se torna proibitiva. Desta forma, o procedimento adotado é a repetição da aplicação destas equações para cada segmento, um por vez (ZATSIORSKY, 2002). O cálculo destas equações, dentro da *solução inversa*, respeita a ordem *distal – proximal*.

A partir de agora, com a finalidade de evitar confusões de nomenclatura, o segmento proximal será denominado de segmento i e o segmento distal de segmento $i+1$ (Figura 4.15). Assim, dado um segmento $i+1$, a força externa é considerada como força distal e a força proximal é a única incógnita na equação (Figura 4.15). Quando analisado o segmento adjacente i , a força distal do mesmo é a força de reação da força proximal do segmento $i+1$. A força de reação distal (**Frd**) do segmento i , apresenta a mesma magnitude que a força de reação proximal (**Frp**) do segmento $i+1$, porém, com sentido contrário. Desta maneira, é possível o cálculo das forças de reação proximal resultantes das articulações proximais (AN, KAUFMAN e CHAO, 1995; ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005).

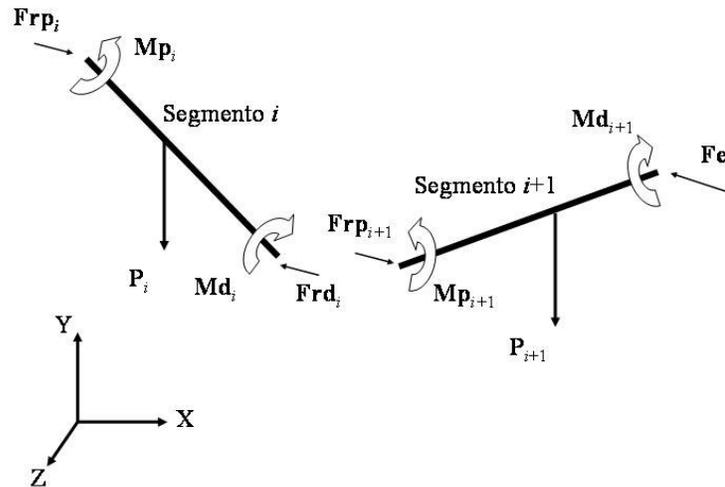


Figura 4. 15 Diagrama cinético representando a lei de “ação e reação” para as forças e momentos.

P_i : peso segmento i , P_{i+1} : peso segmento $i+1$, Md_i : momento distal segmento $i+1$, Mp_i : momento proximal segmento i , Frd_i : força de reação distal segmento i , Frp_i : força de reação proximal segmento i , Fe : força externa.

As equações de movimento lineares foram calculadas em relação ao SCG. Entretanto, para que os resultados de força tenham algum significado anatômico, bem como, aplicabilidade clínica, os mesmos são analisados em relação a um sistema de coordenada fixado ao segmento (sistema de coordenada local) (VAUGHAN, DAVIS E O’CONNOR, 1999; ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005). Para isso, utiliza-se a mudança de base de um sistema de coordenada global para outro local, conforme a equação abaixo:

$$[\mathbf{Fr}]^L = [\mathbf{R}]^T [\mathbf{Fr}]^G \quad (4.41)$$

Em que:

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

$[\mathbf{R}]^T$ = 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.

O mesmo procedimento é realizado para o cálculo de momento proximal (**Mp**) (Figura 4.15). A equação 3.2 refere-se aos momentos envolvidos no gesto analisado. Esta equação refere-se ao efeito rotacional que as forças aplicadas ao segmento impõe ao mesmo. A solução das equações de movimento angular respeita também a ordem *distal-proximal*. A discriminação das forças que geram momentos torna o **Mp** a única incógnita na equação 3.2. Este momento líquido pode ser interpretado como o torque produzido pelos músculos, ligamentos, cápsula nesta articulação, desde que os movimentos sejam realizados em baixas velocidades e as amplitudes não sejam extremas. A resolução da equação de movimento angular é descrita em relação ao SCL (PRAAGMAN et al, 2000; ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005). As equações para cálculo do momento proximal utilizada foi a descrita abaixo:

$$\sum M_x = I_x \alpha_x - (I_y - I_z) \omega_y \omega_z \quad (4.42)$$

$$\sum M_y = I_y \alpha_y - (I_z - I_x) \omega_z \omega_x \quad (4.43)$$

$$\sum M_z = I_z \alpha_z - (I_x - I_y) \omega_x \omega_y \quad (4.44)$$

Em que:

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

M = momento expresso no SCL;

I = momento de inércia do segmento *i*;

α = aceleração angular do segmento *i*;

ω = velocidade angular do segmento *i*;

Como citado, a seqüência de cálculo é feita do segmento *i+1* para o segmento *i*. O termo $\sum M$ refere-se a todos momentos envolvidos em um determinado segmento, nomeadamente: **Mp**, momento distal (**Md**), momento gerado pela força de reação distal (**Mfrd**), momento gerado pela força de reação proximal (**Mfrp**). Visto que o centro de rotação, para fins de cálculo, é o centro de massa do segmento, a força peso do mesmo não gera momento algum. Na medida em que as equações de momento são feitas em relação ao SCL de cada segmento, é necessário expressar o momento proximal do segmento *i+1* para o SCG, para depois, re-

expressá-lo, rodado, no SCL do segmento i (ZATSIORSKY, 2002). Para isso, utilizamos a equação descrita abaixo:

$$[\mathbf{Mp}]^G = [\mathbf{R}][\mathbf{Mp}]^L \quad (4.45)$$

Em que:

$[\mathbf{Mp}]^G$ = momento proximal (X, Y, Z) no sistema de coordenadas global.

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

$[\mathbf{Mp}]^L$ = momento proximal (x, y, z) no sistema de coordenadas local.

O \mathbf{Mp}^G do segmento $i+1$ é o \mathbf{Md}^G do segmento i com sentido contrário (Figura 4.15). Para tornar possível o cálculo do \mathbf{Mp}^G do segmento i , o \mathbf{Md}^G deve estar expresso no SCL deste segmento. Para isso, a equação abaixo é utilizada:

$$[\mathbf{Md}]^L = [\mathbf{R}]^T [\mathbf{Md}]^G \quad (4.46)$$

Em que:

$[\mathbf{Md}]^L$ = momento distal (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.

$[\mathbf{Md}]^G$ = momento distal (X, Y, Z) no sistema de coordenadas global.

Os momentos articulares foram expressos em relação ao SCA, conforme descrito por (VAUGHAN, DAVIS e O'CONNOR, 1999). Para isso, as seguintes equações foram utilizadas:

$$\mathbf{M}_{flex-ext} = \mathbf{M}_p^G \cdot \mathbf{k}_p \quad (4.47)$$

$$\mathbf{M}_{abdu-adu} = \mathbf{M}_p^G \cdot \mathbf{f} \quad (4.48)$$

$$\mathbf{M}_{RotInt-Ext} = \mathbf{M}_p^G \cdot \mathbf{j}_d \quad (4.49)$$

Em que:

- $\mathbf{M}_{flex-ext}$ = momento flexor / extensor;
- $\mathbf{M}_{abdu-adut}$ = momento abductor / adutor;
- $\mathbf{M}_{RotInt-Ext}$ = momento rotação interna / externa;
- \mathbf{M}_p^G = momento proximal expresso no SCG;
- \mathbf{k}_p = vetor unitário \mathbf{k} do segmento proximal;
- \mathbf{f} = eixo flutuante;
- \mathbf{j}_d = vetor unitário \mathbf{j} do segmento distal;

4.6. Processamento dos dados

Para processamento dos dados de eletromiografia, eletrogoniometria e cinemetria foram utilizados os *softwares* *SAD32*, *Matlab*®7.0 e *Dvideow*. Para elaboração, aplicação e processamento estatístico do modelo proposto foi utilizado o *software* *Matlab*® 7.0.

4.6.1. Cinemetria

O processamento dos dados cinemáticos foi feito através do *software* *Dvideow*. A digitalização das imagens foi semi-automática. Para digitalização das imagens, foram adotados os mesmos algoritmos utilizados por Araújo (2002) e Andrade (2002). Os algoritmos 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 este *software* encontra-se descrito na literatura (FIGUEROA, LEITE e BARROS, 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) (FIGUEROA, LEITE e BARROS, 2003).

Os dados de posição obtidos pela reconstrução espacial foram utilizados como variáveis de entrada do modelo proposto. A filtragem dos dados cinemáticos foi feita através do filtro digital passa-baixa *Butterworth*, ordem 3. A determinação da frequência de corte utilizada foi feita através do método da *Análise Residual*, proposto por Winter (2005). Através deste método, determinamos um valor de frequência de corte para cada coordenada espacial global (X,Y,Z) de

cada referência anatômica. As frequências de corte utilizadas para cada referência anatômica estão detalhadas na (Tabela A.1).

Pelo fato das coletas envolverem diferentes instrumentos de medida, foram necessários dois tipos de sincronismo: o sincronismo entre cada uma das câmeras e o sincronismo entre a filmagem e o eletrogoniômetro/eletromiógrafo. O sincronismo entre as câmeras foi feito através do canal de áudio. Um estímulo sonoro foi produzido previamente à execução de cada gesto. Este estímulo é de fácil identificação no *software Dvideow* (Figura 4.16), permitindo assim, a sincronização das câmeras.

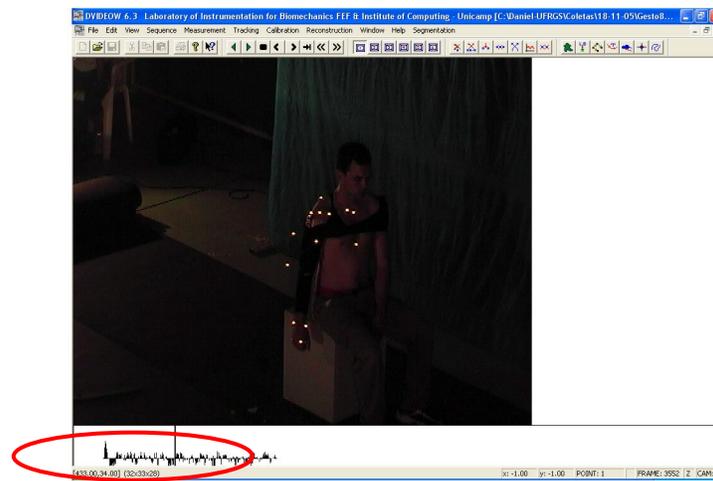


Figura 4. 16 Sincronismo pelo canal de áudio do *software Dvideow*.

O sincronismo entre a cinemetria e eletromiografia/eletrogoniometria foi feito através de um sincronismo eletrônico, conectado no mesmo conversor A/D do eletrogoniômetro/eletromiógrafo (LOSS et al, 1997). Este sincronismo emite uma luz a qual era registrada em uma das câmeras utilizadas para a cinemetria, simultaneamente uma variação de tensão elétrica é enviada ao conversor analógico-digital. Desta forma, foi possível a sincronização entre todos instrumentos de medida utilizados.

4.6.2. Eletrogoniometria e Eletromiografia

Os dados obtidos através da eletrogoniometria foram processados com o *software Matlab*® 7.0. O filtro utilizado foi *Butterworth*, passa-baixa, ordem 3. A frequência de corte foi determinada pelo método da *Análise Residual* (WINTER, 2005).

Os dados de eletromiografia foram processados no *software* SAD32. Os dados de eletromiografia foram filtrados com filtro digital passa banda, *Butterworth*, com frequência de corte entre 20 e 600Hz, ordem 3. O sinal eletromiográfico foi quantificado através do valor RMS, em intervalos de 500 milisegundos, com janelamento *Hamming*. Este processamento será nomeado, no presente trabalho, como “envelope RMS” pela aparência envoltória que assume o sinal após o processamento. O sinal eletromiográfico, já suavizado, foi normalizado pela contração voluntária máxima (CVM) de cada porção muscular (DA, DM, DP, BB, TB, PM).

4.6.3. Integração dos dados de eletromiografia, eletrogoniometria e cinemetria

Para contornar as diferenças de frequência de amostragem utilizadas para cada instrumento de medida (eletrogoniômetro, eletromiógrafo e cinemetria) foi necessário subamostrar os dados de eletromiografia e eletrogoniometria. Desta forma, foi possível uma análise integrada entre eletrogoniometro-cinemetria e eletromiografia-cinemetria. Para isso, os dados de eletromiografia (já processados) e eletrogoniometria foram sub-amostrados para 50 Hz. A opção de subamostrar os dados de eletromiografia e eletrogoniometria para o valor de 50 Hz se deve, única e exclusivamente, à otimização do processamento computacional dos dados. Os dados eletromiográficos só foram subamostrados após os procedimentos de filtro e envelope RMS (Figura 4.17), de forma que não houve comprometimento com relação as componentes de frequências, pois estas já haviam sido eliminadas por ocasião do processamento prévio.

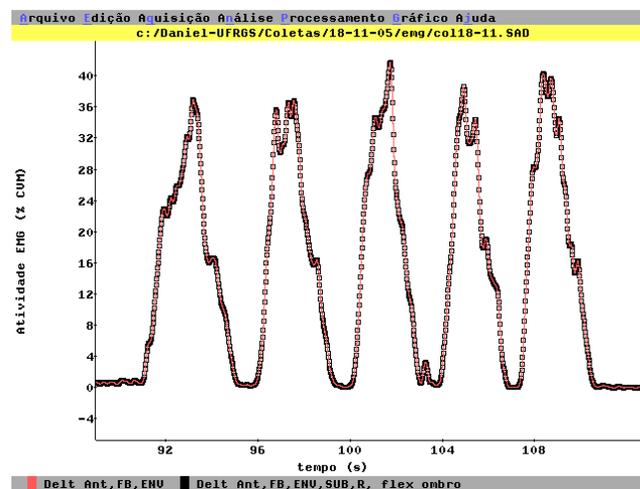


Figura 4. 17 Envelope RMS do sinal eletromiográfico do músculo deltóide anterior durante a flexão de ombro.

Em vermelho envelope RMS com frequência de amostragem de 2000 Hz, em preto o mesmo sinal, porém subamostrado para 50 Hz.

Na medida em que o processamento adotado do sinal eletromiográfico, através do envelope RMS, elimina variações bruscas dos valores de amplitude do sinal, o sinal suavizado apresenta, conseqüentemente, componentes de frequência de baixa magnitude (LOSS et al, 1998). Assim, a subamostragem do mesmo não representa nenhuma perda na característica do sinal, não comprometendo, portanto, a análise dos dados (os maiores componentes de frequência não chegaram a 10 Hz, para todos os envelopes RMS). A Figura 4.18 apresenta o envelope RMS de todos músculos (DA, DM, DP, BB, TB, PM) no domínio da frequência. Visto que todos os gestos analisados foram coletados em um mesmo arquivo, estas figuras referem-se ao envelope RMS de todos os gestos analisados.

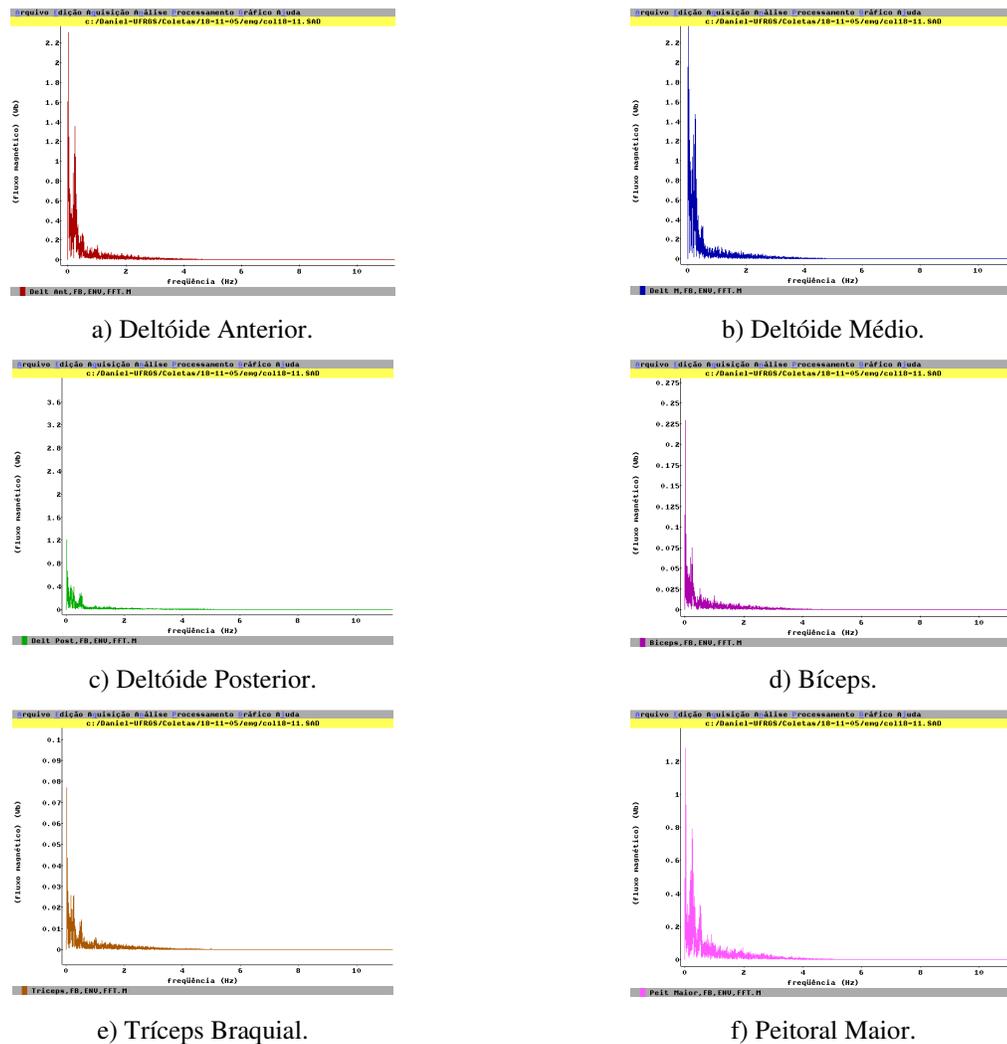


Figura 4. 18 Envelope RMS do sinal eletromiográfico dos músculos deltóide anterior (a), deltóide médio (b), deltóide posterior (c), bíceps (d), tríceps (e) e peitoral maior (f) no domínio da frequência.

4.7. Avaliação do Modelo Proposto

A *validação* de um modelo biomecânico é um processo por vezes inviável, por restrições éticas e tecnológicas. Isto se torna ainda mais crítico quando se trata de modelos que visam estimar as forças de reação proximal ou articulares dos segmentos corporais (NIGG e HERZOG, 1999). Desta forma, nos propusemos a realizar uma *avaliação* do modelo proposto, através da comparação quantitativa de resultados parciais que o modelo oferece, juntamente aos resultados obtidos com outros instrumentos não invasivos, conforme propõem Nigg e Herzog (1999). O processo de avaliação do modelo foi feito de quatro formas. Uma delas avalia o erro associado à reconstrução espacial através da estimativa da acurácia da medida tridimensional obtida pela cinemetria, outras duas voltaram-se para uma comparação quantitativa e qualitativa dos resultados parciais oferecidos pelo modelo implementado com resultados obtidos por instrumentos de mensuração direta (eletrogoniômetro e eletromiografia). Por último, foi calculado a propagação do erro nos valores de força de reação resultante e momento proximal líquido.

A acurácia do sistema de vídeo foi medida através da seguinte equação (ANDRADE, ARAÚJO e BARROS, 2004):

$$a^2 = b^2 + p^2 \quad (4.50)$$

Em que:

a = acurácia da medida;

b = bias das medidas. É o desvio entre o valor médio do conjunto das medidas experimentais (cinemetria) e o valor esperado;

p = é a precisão da medida, é a medida da dispersão de um conjunto de dados em relação ao seu valor médio, calculado pelo desvio padrão das medidas experimentais (cinemetria).

A medição do comprimento de uma das hastes do marcador técnico foi feita com um paquímetro (resolução de 0,05 mm) e pela cinemetria. A medida do paquímetro foi utilizada como medida de referência para a aplicação da equação 4.50. A haste é composta por uma estrutura em madeira e duas esferas reflexivas em cada extremidade. Cada esfera reflexiva apresentava um diâmetro de 15 mm. O comprimento da haste do ponto mais distal de uma esfera reflexiva até o ponto mais distal da outra esfera foi de 246,50 mm. O comprimento da haste (L_h),

do centro de uma esfera ao centro da outra esfera reflexiva, foi de 231,50 mm (Figura 4.19). Esta medição foi feita apenas uma vez.

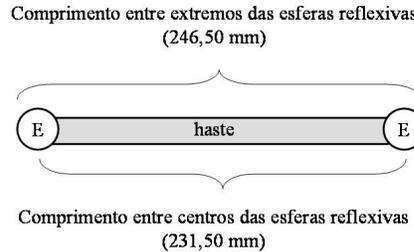


Figura 4. 19 Comprimento da haste.

E: esfera reflexiva.

O valor médio medido pela cinemetria foi feito pela diferença entre os vetores que definem cada um dos marcadores reflexivos, distal e proximal, da haste conforme equação 4.51. Considerando que o tempo de coleta para todos gestos foi, aproximadamente 20 segundos, temos um cálculo médio do comprimento da haste de, pelo menos, 1000 quadros.

$$L_h = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\mathbf{p}_p^i - \mathbf{p}_d^i)^2}{n}} \quad (4.51)$$

Em que:

i = cada de quadro;

n = o número total de quadros;

L_h = comprimento médio da haste

\mathbf{p}_p = ponto proximal

\mathbf{p}_d = ponto distal

Foi feita a comparação quantitativa dos resultados obtidos através do modelo e pelo instrumento de mensuração direta (eletrogoniômetro). O eletrogoniômetro foi utilizado para mensurar o ângulo articular do cotovelo durante o gesto de flexo-extensão desta articulação. Os dados obtidos por esta mensuração direta foram comparados quantitativamente com os valores de

ângulo articular medido pela cinemetria. Esta comparação foi feita conforme proposto por Bland e Altman (1995), em que se calcula o coeficiente de correlação entre a diferença das medidas dos dois instrumentos utilizados e a média das medidas dos dois instrumentos. A equação utilizada foi a descrita abaixo:

$$\text{Corr}[E - C, (E + C)/2] = \frac{\sigma_E^2 - \sigma_C^2}{\sqrt{(\sigma_E^2 + \sigma_C^2)^2 - 4\rho^2\sigma_E^2\sigma_C^2}} \quad (4.52)$$

Em que:

Corr = correlação entre a diferença e a média de medidas realizadas por diferentes instrumentos;

E = dados obtidos pela eletrogoniometria;

C = dados obtidos pela cinemetria;

σ_E^2 = variância dos dados de eletrogoniometria;

σ_C^2 = variância dos dados de eletrogoniometria;

ρ = correlação entre as medidas feitas pelo eletrogoniômetro e a cinemetria.

Na medida em que o MOSA-MS e a eletromiografia não medem o mesmo evento (a EMG mede ativação elétrica enquanto o MOSA-MS mede o momento proximal) não é possível aplicar o método proposto por Bland e Altman (1995). Assim, foi feita uma avaliação qualitativa dos resultados de momento proximal líquido e sinal eletromiográfico. Espera-se que exista uma sincronia entre a atividade eletromiográfica de músculos motores primários e o início do momento proximal calculado pelo modelo.

Para estimar a propagação do erro nos cálculos de força de reação resultante e momento proximal líquido, foi utilizado o método das derivadas parciais proposto por Kleine e McClintock (KLEINE, 1985 – *apud* PRIEB, 2002). Considerando y uma função de n variáveis independentes (equação 4.53) e considerando que o erro de y apresenta um comportamento Gaussiano, este erro pode ser calculado como:

$$y = f(x_1, x_2, x_3, \dots, x_n) \quad (4.53)$$

$$e_y = \pm \sqrt{\left(\frac{\partial y}{\partial x_1} \cdot \Delta x_1\right)^2 + \left(\frac{\partial y}{\partial x_2} \cdot \Delta x_2\right)^2 + \dots + \left(\frac{\partial y}{\partial x_n} \cdot \Delta x_n\right)^2} \quad (4.54)$$

Em que:

y = função de n variáveis independentes;

x_n = n -ésima variável independente;

Δx_n = erro da n -ésima variável independente;

e_y = erro de y ;

Estes cálculos foram feitos para as variáveis de força de reação proximal e momento proximal de cada articulação do membro superior (ombro, cotovelo e punho).

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados serão apresentados na seguinte ordem: primeiramente, apresentamos resultados críticos vinculados à descrição cinemática. Após, apresentamos os resultados de força de reação resultante e resultados de momento proximal líquido obtidos através do modelo.

É importante destacar que existem, por vezes diferenças metodológicas entre o presente estudo e outros encontrados na literatura, o que compromete certas comparações de resultados de força e momento proximal. Posteriormente, são apresentados os resultados obtidos na avaliação do modelo.

Apenas os resultados de força de reação resultante proximal e momento proximal líquido de cada segmento são apresentados. Desta forma, a força de reação líquida se refere à força de reação proximal (**F_{rp}**) e o momento proximal líquido se refere ao momento proximal (**M_p**) do segmento.

5.1. Descrição Cinemática

5.1.1. Centro de rotação do ombro

O modelo de segmentos articulados para o membro superior (MOSA-MS) pode estimar o centro de rotação da gleno-umeral (CR_{GU}) através de dois métodos. Quando o gesto analisado envolveu velocidades angulares do braço menores que 0.25 rad/seg, o método utilizado foi o *Método de Regressão Linear* (MRL), proposto por Meskers et al (1998). Nos gestos em que a velocidade angular o braço foi maior que 0.25 rad/seg, o método utilizado foi o *Método do Centro de Rotação Médio* (MCRM), proposto por Halvorsen, Lesser e Lundberg (1999). A Figura 5.1 apresenta as coordenadas espaciais do CR_{GU} estimadas através do *Método de Regressão Linear* e do ponto de referência do acrômio (AA) no SCG durante o gesto de flexo-extensão de cotovelo. Podemos perceber que existe um comportamento similar entre o CR_{GU} e o AA. Além disso, a diferença nas coordenadas espaciais é pequena, sugerindo que o CR_{GU} encontra-

se nos limites anatômicos do complexo articular do ombro. O CR_{GU} fica abaixo, um pouco mais à frente e mais medial que o AA, em relação à origem do SCG.

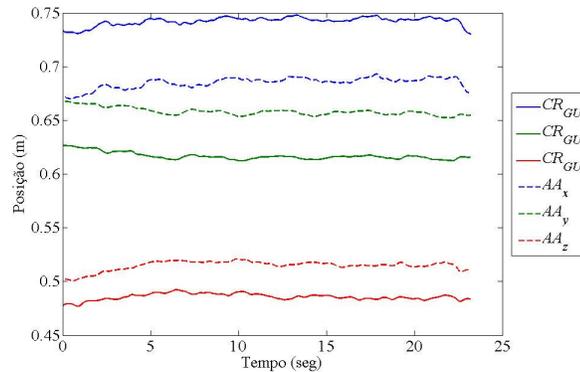


Figura 5. 1 Coordenadas espaciais do centro de rotação da gleno-umeral (CR_{GU}), estimado através do *Método de Regressão Linear* e do ponto de referência do acrômio (AA) no sistema de coordenadas global durante o gesto de flexo-extensão do cotovelo. Subscrito refere-se ao eixo de coordenada global (X, Y, Z).

Ao contrário, quando estimado através do método MCRM (HALVORSEN, LESSER e LUNDBERG, 1999), as coordenadas do CR_{GU} não acompanham o comportamento das coordenadas do AA (Figura 5.2). Não obstante, as coordenadas do CR_{GU} sugerem que o mesmo se encontra por vezes próximo à região articular do ombro e, por outras, muito distante do mesmo. Na medida que um dos princípios dos modelos que utilizam *solução inversa* é, justamente, assumir que as articulações são do tipo dobradiça ou bola soquete, métodos cinemáticos para estimar o centro de rotação de uma articulação podem ser críticos para a implementação do modelo.

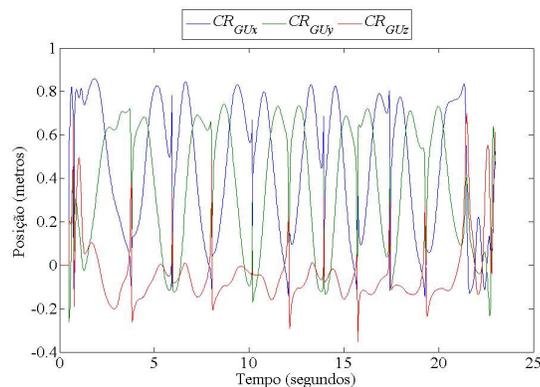


Figura 5. 2 Coordenadas espaciais do centro de rotação da gleno-umeral (CR_{GU}), estimado através do método MCRM (Halvorsen, Lesser e Lundberg, 1999) em relação ao Sistema de Coordenadas Global (SCG) durante o gesto de flexão do ombro. Subscrito refere-se ao eixo de coordenada global (X, Y, Z).

A principal limitação dos métodos cinemáticos para estimar o CR_{GU} está vinculada ao paralelismo do segmento em dois instantes de tempo subseqüentes. Esta condição está presente quando existe apenas translação do segmento. Nestas situações, a tendência é de as coordenadas espaciais do centro de rotação encontrarem-se distantes da articulação anatômica (HALVORSEN, LESSER e LUNDBERG, 1999; GAMAGE e LASENBY, 2001). Apesar de alguns trabalhos sugerirem que a articulação do ombro pode ser considerada como uma articulação do tipo bola-soquete (VEEGER et al, 1997), outros trabalhos encontraram pequenas magnitudes de translação da cabeça do úmero em relação à glenóide (GRAICHEN et al, 2000; KELKAR et al, 2001). Kapandji (2000) apresenta duas regiões, denominadas de centros de dispersão, nas quais se concentram os eixos de rotação instantâneos do ombro, durante a abdução. Segundo este autor, entre 0 e 50° de abdução o centro de rotação do ombro se concentra em uma determinada região (C1 – Figura 5.3) e entre 50 e 90° de abdução em outra região (C2 – Figura 5.3 - b). Existem, como ilustrado, uma descontinuidade na região 3-4 (Figura 5.3 - a), a qual provavelmente está vinculada à translação pura do úmero em relação à glenóide. De qualquer forma, a atividade muscular reduz, consideravelmente, a magnitude destas translações (GRAICHEN et al, 2000).

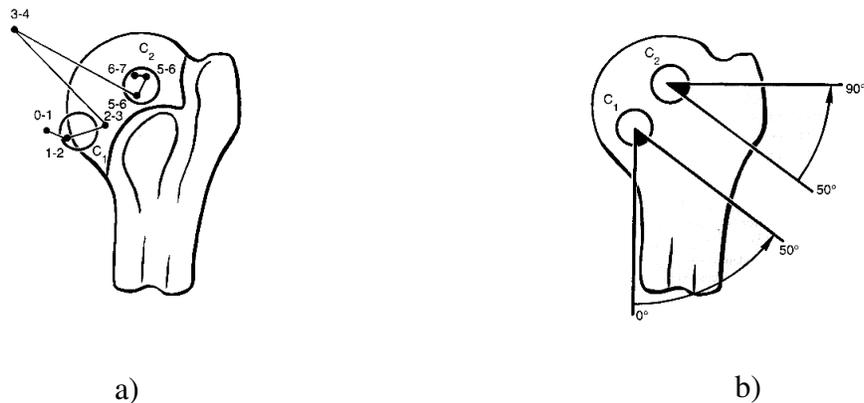


Figura 5. 3 Centro instantâneo de rotação do ombro durante a abdução de ombro (a e b). Existem dois centros de dispersão (C1 e C2) nos quais se concentram a localização do centro de rotação do ombro (Adaptado de Kapandji, 2000).

Portanto, a solução encontrada foi adotar o MRL para estimar o CR_{GU} , mesmo em gestos com movimentação da escápula. Sabemos que podem existir erros associados à movimentação dos pontos da escápula em relação ao marcador reflexivo. No entanto, estes possíveis erros de

medida acarretam em menores erros de estimativa do CR_{GU} , se comparados com o método MCRM.

Existem estudos que apresentam medidas geométricas e antropométricas para serem utilizadas em modelos biomecânicos para o membro superior (VEEGER et al, 1991; VAN DER HERLM et al, 1991; VEEGER et al, 1997; BRETELER, SPOOR e VAN DER HELM, 1999). Outros trabalhos comparam métodos de estimativa do CR_{GU} (MESKERS et al, 1998; STOKDIJK, NAGELS e ROZING, 2000; VEEGER, 2000). Breteler, Spoor e Van der Helm (1999) apresentam a localização do CR_{GU} em relação ao SCL do tórax, enquanto outros estudos apresentam as coordenadas do CR_{GU} do ombro em relação à escápula (MESKERS et al, 1998; STOKDIJK, NAGELS e ROZING, 2000; VEEGER, 2000). Visto que a orientação do SCL da escápula é prejudicada pela movimentação relativa dos marcadores reflexivos e referências anatômicas, qualquer comparação entre as coordenadas do CR_{GU} no SCL da escápula estimadas em nosso estudo com outros perde o sentido.

A Tabela 5.1 apresenta a média da localização do CR_{GU} para cada um dos gestos analisados em nosso estudo. O CR_{GU} encontra-se expresso em relação ao SCL do tórax. Nesta mesma tabela, apresentamos as coordenadas do CR_{GU} obtidas por Breteler, Spoor e Van der Helm (1999).

A origem do SCL do tórax é a incisura jugular, os eixos x, y e z do SCL do tórax se referem ao eixo pósterio-anterior, caudal-cranial e médio-lateral. Assim, é de se esperar que os maiores valores de coordenadas espaciais estejam associados ao eixo z . Os resultados, apesar de diferirem um pouco, são, de certa forma, similares. Nossos resultados foram estimados a partir das equações de regressão propostas por Meskers et al (1998). Sênk e Chèze (2006) também analisaram situações dinâmicas do membro superior utilizando marcadores reflexivos na escápula. O CR_{GU} foi estimado através de marcadores reflexivos da escápula e úmero, porém não é especificado como este procedimento foi feito. Assim como estes autores, verificamos que os marcadores reflexivos fixados na AC e AA acompanhavam a movimentação destas estruturas ósseas. Com o intuito de minimizar possíveis deslocamentos dos marcadores reflexivos em relação à referência óssea, Senk e Chèze (2006) utilizaram um marcador reflexivo extra, em relação ao número de marcadores sugeridos pela ISB (Figura 5.4). Segundo os autores, o marcador reflexivo extra, posicionado entre o TS e o AA apresenta uma trajetória estável.

Tabela 5. 1 Média e desvios-padrão das coordenadas espaciais do centro de rotação da gleno-umeral em relação ao sistema de coordenada local do tórax para cada gesto analisado.

	x (cm)	y (cm)	z (cm)
Flexão Ombro	-0,89 (0,75)	-0,35 (1,31)	18,47 (1,02)
Extensão Ombro	-1,89 (0,23)	-2,39 (0,37)	19,5 (0,21)
Abdução Ombro	-4,58 (0,81)	-0,36 (1,66)	18,86 (0,6)
Flexão Cotovelo	-3,59 (0,55)	-2,07 (0,35)	19,58 (0,11)
Flex Horizontal	-4,01 (1,32)	2,71 (1,33)	17,29 (0,9)
Breteler, Spoor e Van der Helm (1999)*	-8,11	-1,79	16,37

* Os estudo de Breteler, Spoor e Van der Helm (1999) utiliza outra convenção para o sistema de coordenadas do tórax. Portanto, seus resultados foram adaptados para o mesmo sistema de coordenadas utilizado por nosso estudo.

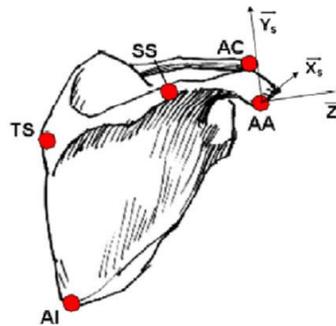


Figura 5. 4 Sistema de coordenadas local da escápula e marcadores reflexivos extra da escápula. Extraído de Sênk e Chêze, 2006.

AI = ângulo inferior da escápula; TS = ângulo medial da escápula; SS = marcador reflexivo extra; AA = ângulo acromial; AC = acrômio-clavicular. O sistema de coordenadas local da escápula apresenta as mesmas convenções adotadas pela ISB, no entanto, o uso do marcador SS é uma sugestão dos autores para recalcular a trajetória dos marcadores TS e AI.

Durante nosso experimento, as referências anatômicas que podem se movimentar em relação às referências anatômicas e desta forma, causar erros na estimativa do CR_{GU} , são TS, AI e PC. Portanto, as variações na localização do CR_{GU} em relação à origem do SCL do tórax estão vinculadas à movimentação dos pontos da AC e AA. Na medida que, durante os gestos

analisados, a escápula se movimenta em relação ao tórax, variações antero-posteriores e médio-laterais da localização do CR_{GU} são esperadas. Elas representam o acompanhamento do CR_{GU} junto à escápula. A Figura 5.5 ilustra o resultado obtido pelo *Método de Regressão Linear* para estimar o CR_{GU} durante gestos com movimentação associada da escápula. Esta figura representa as coordenadas espaciais do CR_{GU} e do AA em função do tempo durante a flexão de ombro. Como podemos observar, o CR_{GU} tem um comportamento bastante similar ao AA.

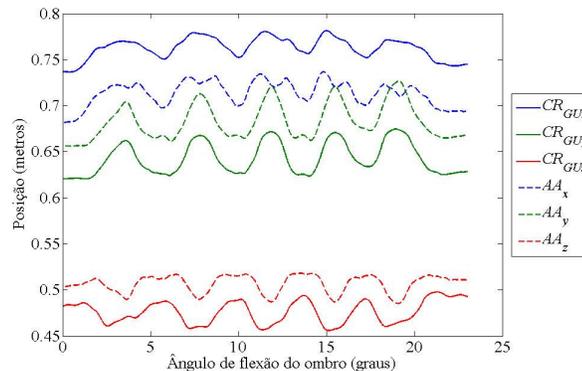


Figura 5. 5 Coordenadas espaciais do centro de rotação da gleno-umeral (CR_{GU}), estimado através do *Método de Regressão Linear* (Meskers et al, 1998) em relação ao sistema de coordenadas global e do ponto de referência do acrômio (AA) durante o gesto de flexão do ombro. Subscrito refere-se ao eixo de coordenada global (X, Y, Z).

Wu et al (2005) afirmam que para a maior parte dos movimentos do membro superior, o CR_{GU} é uma estimativa grosseira, visto que apenas a articulação gleno-umeral aproxima-se de uma articulação tipo bola-soquete. Apesar dos possíveis erros de estimativa do CR_{GU} através do *Método de Regressão Linear*, nossos resultados são, de certa forma, similares àqueles encontrados por Breteler, Spoor e Van der Helm (1999). Além disso, estimar o CR_{GU} através deste método tornou possível a resolução das equações de movimento de *Newton – Euler*.

5.2. Força de reação proximal

O MOSA-MS estima a magnitude da força de reação resultante para cada articulação do membro superior (punho, cotovelo, ombro). No entanto, com a finalidade de não tornar muito extensa a apresentação dos resultados obtidos neste trabalho, decidimos apresentar apenas os dados de força de reação resultante da articulação envolvida no gesto analisado (por exemplo, para o gesto de flexão de ombro apresentamos os resultados da articulação do ombro, para o

gesto flexo-extensão de cotovelo, apresentamos os dados de força da articulação do cotovelo). Todos resultados de força que serão apresentados a seguir estão expressos no SCL.

A Figura 5.6 mostra a descrição do movimento de flexão de ombro através dos ângulos de *Euler*. O aumento da magnitude do plano de elevação junto ao ângulo de elevação mostra que o gesto ocorre próximo ao plano sagital do tronco. Isso representa, portanto, o movimento de flexão de ombro. Além disso, o terceiro ângulo de *Euler* descreve a rotação externa que ocorre ao longo da flexão. O indivíduo parte com o ombro levemente rodado interno e roda externo ao longo da execução do gesto. Na fase excêntrica, o indivíduo realizou uma leve extensão e isto está representado através dos valores negativos que o plano de elevação adota entre as execuções do movimento.

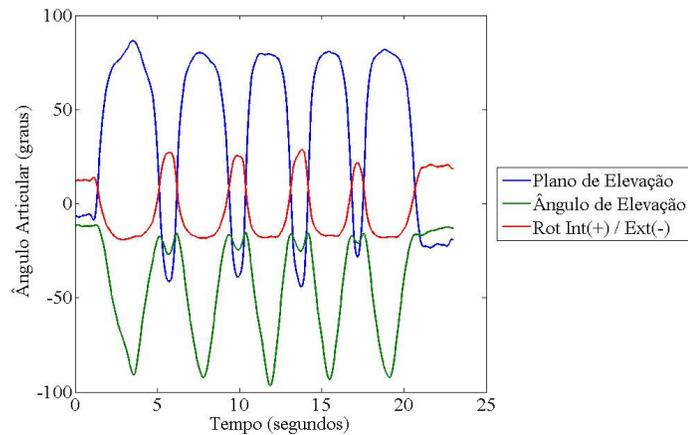


Figura 5. 6 Ângulos de *Euler* durante o gesto de flexão de ombro.

Rot Int: rotação interna. Rot Ext: rotação externa.

A Figura 5.7 apresenta os valores de força de reação resultante para a articulação do ombro, durante o gesto de flexão ombro. Quando o ombro se encontra próximo da posição neutra, o maior componente de força de reação é o y_b (longitudinal) e sua magnitude é próxima ao peso do segmento de todo membro superior (aproximadamente 38 N). Quando o indivíduo realiza a flexão de ombro, próximo aos 90° de flexão, o maior componente de força de reação é o x_b e z_b , com magnitudes muito próximas. Isso se justifica em virtude da leve rotação externa do ombro (Figura 5.6).

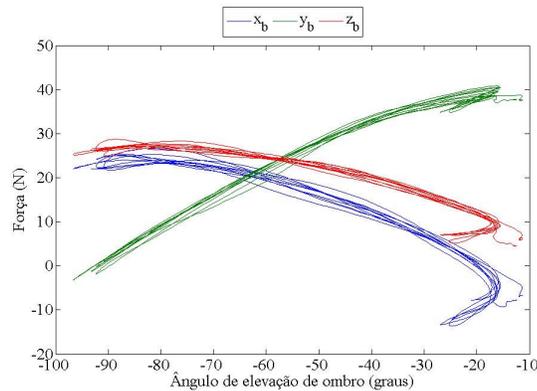


Figura 5. 7 Força de reação proximal (Frp) do braço durante o gesto de flexão de ombro. Valores de força expressos no sistema de coordenada local do braço.

x_b , y_b , z_b : Sistema cartesiano do segmento do braço.

A Figura 5.8 apresenta os valores de força de reação resultante para a articulação do ombro, durante o gesto de extensão do ombro. Da mesma forma que durante o gesto de flexão de ombro, próximo à posição neutra de ombro, a maior componente de força de reação é o y_b com valores próximos ao peso do membro superior. Ao realizar a extensão, existe um aumento do componente x_b da **Frp**. As magnitudes da **Frp** da componente z_b são pequenas, permanecendo abaixo de 10 N.

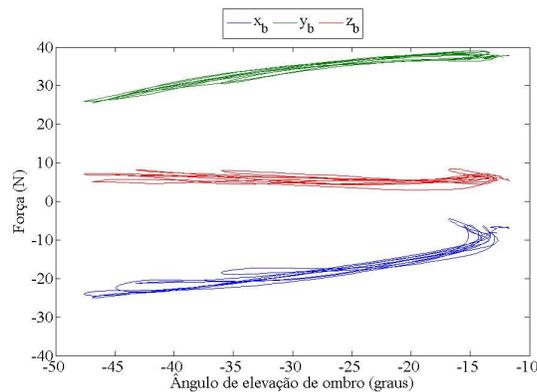


Figura 5. 8 Força de reação proximal (Frp) do braço durante o gesto de extensão de ombro. Valores de força expressos no sistema de coordenada local do braço.

x_b , y_b , z_b : Sistema cartesiano do segmento do braço.

Ao longo da abdução do ombro, o eixo z_b orienta-se verticalmente. Conseqüentemente, na amplitude de abdução máxima, o peso do membro superior age, predominantemente, sobre ele (Figura 5.9).

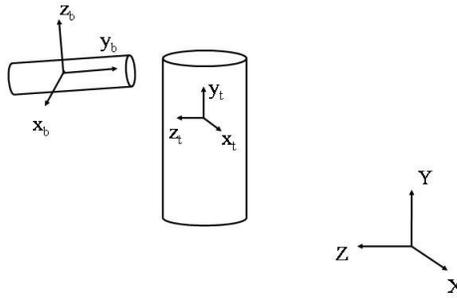


Figura 5.9 Orientação do sistema de coordenada local do braço, durante a abdução de ombro.

x_b, y_b, z_b : Sistema cartesiano do segmento do braço. x_t, y_t, z_t : Sistema cartesiano do segmento do tronco. X, Y, Z = Sistema de Coordenadas Global.

O comportamento da componente y_b da **Frp**, durante a abdução de ombro, se mantém assim como nos casos de flexão e extensão desta articulação (Figura 5.10). A magnitude do componente z_b aumenta, nos maiores graus de abdução em virtude da orientação do SCL do braço (Figura 5.9).

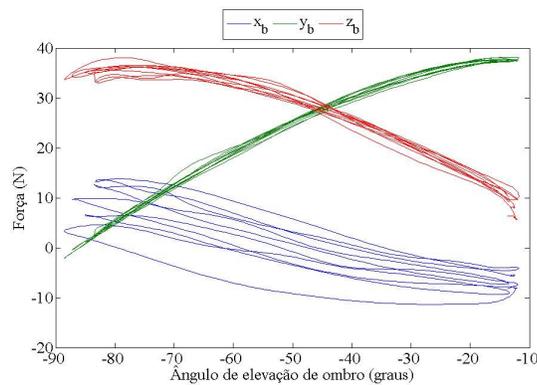


Figura 5.10 Força de reação proximal (Frp) do braço durante o gesto de abdução de ombro. Valores de força expressos no sistema de coordenada local do braço.

x_b, y_b, z_b : Sistema cartesiano do segmento do braço.

Ao longo da flexão horizontal de ombro, as magnitudes das componentes da **Frp** não apresentam grandes variações (Figura 5.11). A maior magnitude de **Frp** encontrada foi no eixo z (médio-lateral), com valor de 35N aproximadamente.

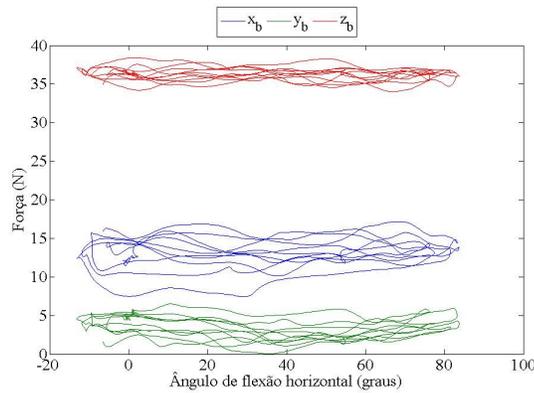


Figura 5. 11 Força de reação proximal (Frp) do braço durante o gesto de flexão horizontal de ombro. Valores de força expressos no sistema de coordenada local do braço.

x_b , y_b , z_b : Sistema cartesiano do segmento do braço.

A Figura 5.11 apresenta os valores de força de reação resultante para a articulação do cotovelo, durante o gesto de flexo-extensão do cotovelo. A maior componente da **Frp** quando o cotovelo está próximo à extensão completa é o y_a , com valor próximo de 17 N. Esta é a força de reação à força peso dos segmentos da mão e antebraço, que somadas atingem o valor aproximado de 17,5 N. Conforme o indivíduo realiza a flexão de cotovelo, a orientação do eixo x_a fica mais vertical e a força peso age predominante sobre este eixo. A força no eixo z_a é muito baixa, ficando em torno de 5 N.

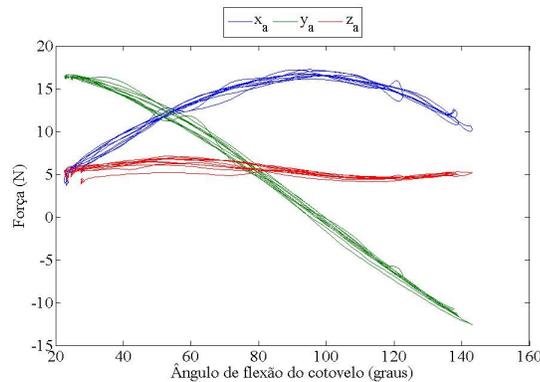


Figura 5. 12 Força de reação proximal (Frp) do braço durante o gesto de flexão de cotovelo. Valores de força expressos no sistema de coordenada local do antebraço.

x_a , y_a , z_a : Sistema cartesiano do segmento do antebraço.

É importante destacar que os resultados de **Frp**, apresentados neste trabalho, 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, o qual não é levado em consideração no presente modelo (VAN DER HELM et al, 1994a; ZATSIORSKY, 2002; FAVRE et al, 2005). Não obstante, o gesto analisado no presente estudo é realizado em cadeia cinética aberta (CCA). Desta forma, a **F_{rp}**, 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 **F_{rp}** depende não apenas da aceleração linear e da inércia do segmento, mas também da força de reação do solo. Esta força, por ter maior magnitude que o componente inercial, provoca forças compressivas na articulação (VAUGHAN, DAVIS e O’CONNOR, 1999; WINTER, 2005). Para o membro superior, visto que grande parte dos gestos são realizados em CCA, as forças de reação proximal são dependentes da força inercial e gravitacional (MURRAY e JOHNSON, 2004). É muito provável que as forças articulares de contato sejam muito maiores que aquelas estimadas em modelos de *segmentos articulados* associados à *solução inversa* (ZATSIORSKY, 2002). Além disso, espera-se que o comportamento destas forças seja diferente, em virtude do acréscimo da força muscular na equação de movimento linear (LOSS et al, 2006). Loss et al (2006) compararam os resultados de obtidos através de um modelo de *segmentos articulados* associado à *solução inversa* com resultados obtidos com um modelo *músculo-esquelético*. O gesto analisado foi a flexo-extensão de joelho em CCA. Ao considerar a atividade muscular, os autores encontraram forças até 4 vezes maiores que àquelas encontradas pelo modelo de *segmentos articulados* associado à *solução inversa*. Fora isso, as forças articulares foram compressivas para o modelo *músculo-esquelético*, enquanto que o outro modelo encontrou forças de tração no joelho.

O estudo de Murray e Johnson (2004) assemelha-se muito ao nosso trabalho. Estes autores avaliaram as forças externas e momentos na articulação do ombro e cotovelo durante dez atividades de vida diária. Para isso, os autores utilizaram um modelo de *segmentos articulados* com *solução inversa*. A maior magnitude de força de reação resultante (no eixo longitudinal do braço) foi de 51,5 N e esteve vinculada ao gesto de erguer uma carga externa de 5 N na altura da cabeça. Em nosso estudo, a maior magnitude de **F_{rp}**, no eixo longitudinal do braço foi de,

aproximadamente, 35 N, durante o gesto de abdução do ombro. Outro gesto analisado por Murray e Johnson (2004) foi erguer uma carga na altura do ombro, o qual é muito similar ao gesto de flexão do ombro realizado em nosso estudo. Seria interessante, comparar os resultados de força destes gestos, no entanto, os autores informam apenas a magnitude do momento proximal do ombro encontrada para esta atividade.

Rodgers, Tummarakota e Lieh (1998) avaliaram as forças e momentos envolvidos na propulsão da cadeira de rodas através de um modelo de *segmentos articulados e solução inversa*. Os autores encontraram valores de forças no eixo pósterio-anterior (eixo 'x' do SCL do braço) que variaram de -25 à, aproximadamente, 60 N. As forças nos eixos 'y' e 'z' apresentaram variações em torno de -25 à 25 N.

5.3. Momento proximal

Os resultados de momento proximal apresentados estão expressos em relação ao sistema de coordenadas articular (SCA) visto que o momento proximal expresso no SCL não apresenta vínculo direto com a nomenclatura anatômica (GROOD e SUNTAY, 1983; VAUGHAN, DAVIS e O'CONNOR, 1999).

A Figura 5.13 apresenta os momentos proximais do ombro durante o gesto de flexão de ombro. O maior momento é o flexor ($M_{p_{flexor}}$), atingindo valores próximos à 9,5 Nm. Além disso, o indivíduo parte de uma leve abdução de ombro (Figura 5.6) e realiza uma adução relativa, expressa pelo momento adutor ($M_{p_{adu}}$) relativo (Figura 5.13). Nos menores ângulos de elevação, existe um momento abdutor pequeno de 3 Nm e este se aproxima de 0 Nm nos maiores ângulos de elevação.

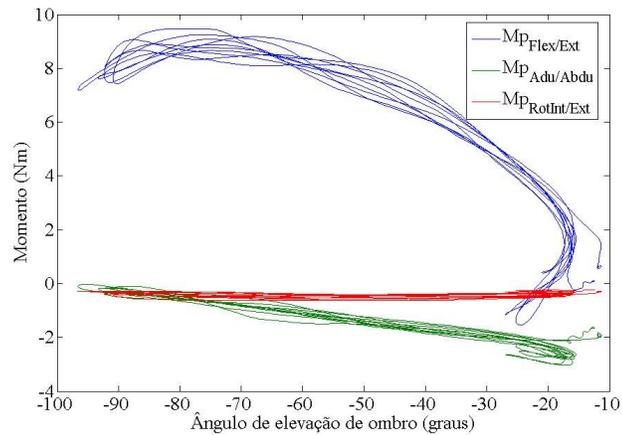


Figura 5. 13 Momento proximal (Mp) do braço durante a flexão de ombro.

$Mp_{flex/ext}$ = momento proximal flexor (+), extensor (-). $Mp_{abdu/adu}$ = momento proximal adutor (+) e abdutor (-).

$Mp_{rotint/ext}$ = momento proximal rotação interna (+) e rotação externa (-).

A Figura 5.14 apresenta os valores de momento proximal durante o gesto de abdução de ombro. A maior magnitude de momento esteve associado ao momento abdutor, atingindo valores próximos de 10 Nm (similar ao Mp_{Flex} durante a flexão de ombro). As magnitudes do Mp_{Flex} e momento de rotação interna/externa ($Mp_{RotInt/Ext}$) são pequenos, mas sugerem atividade flexora e rotadora externa.

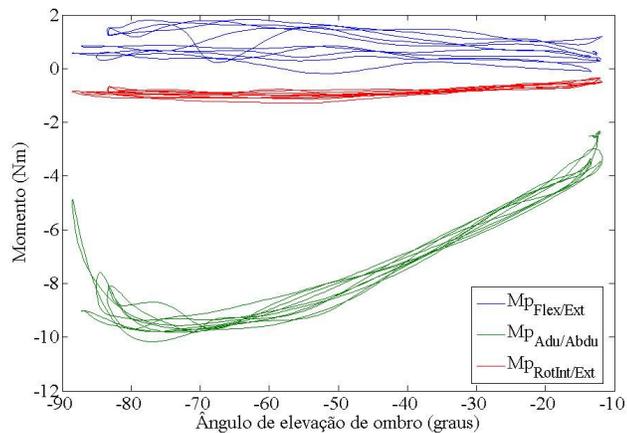


Figura 5. 14 Momento proximal (Mp) do braço durante a abdução de ombro.

$Mp_{flex/ext}$ = momento proximal flexor(+), extensor (-). $Mp_{abdu/adu}$ = momento proximal adutor (+) e abdutor (-). $Mp_{rotint/ext}$ = momento proximal rotação interna (+) e rotação externa (-).

Durante a extensão de ombro (Figura 5.15) existe um predomínio do momento extensor ($M_{p_{ext}}$), atingindo valores em torno de 4,5 Nm. Existe também um momento abdutor ($M_{p_{abdu}}$) associado à leve abdução presente durante este gesto. A magnitude do momento $M_{p_{RotInt/Ext}}$ é baixa, mas permanece negativa ao longo de toda extensão de ombro.

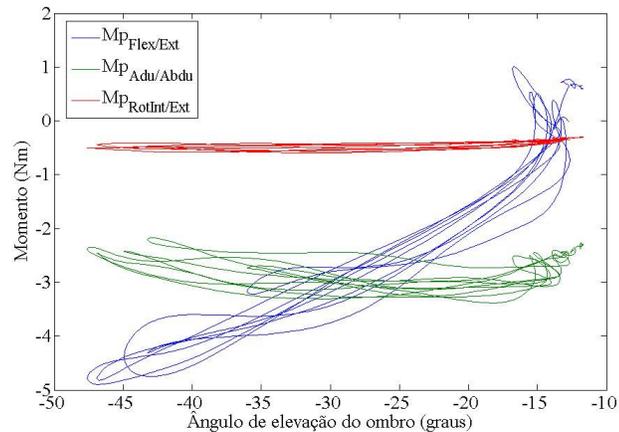


Figura 5. 15 Momento proximal (M_p) do braço durante a extensão de ombro.

$M_{p_{flex/ext}}$ = momento proximal flexor(+), extensor (-). $M_{p_{abdu/adu}}$ = momento proximal adutor (+) e abdutor (-). $M_{p_{rotint/ext}}$ = momento proximal rotação interna (+) e rotação externa (-).

Para o gesto de flexão horizontal, o $M_{p_{Flex}}$ apresenta a maior magnitude, atingindo valores próximos de 10 Nm (Figura 5.16). Este valor está associado justamente ao instante em que o ombro está a 90° de flexão horizontal. O ângulo de 0° de flexão horizontal é equivalente à posição de 90° de abdução de ombro (elevação no plano coronal). Existe um aumento abrupto do $M_{p_{Abdu}}$ causado pelo orientação do braço no plano coronal. Ao longo da flexão horizontal, existe uma transição da magnitude do $M_{p_{Abdu}}$ com a magnitude do $M_{p_{Flex}}$. Esta variação está associada à transição da orientação do braço do plano coronal (em 0° de flexão horizontal) para o plano sagital (90° de flexão horizontal).

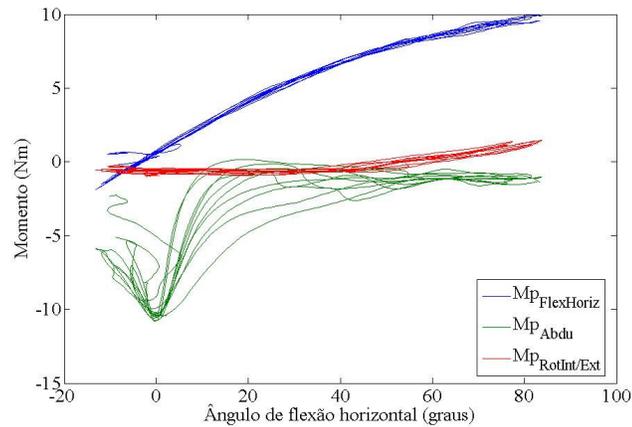


Figura 5. 16 Momento proximal (M_p) do braço durante a flexão horizontal de ombro.

$M_{p_{flex/ext}}$ = momento proximal flexor(+), extensor (-). $M_{p_{abdu/adu}}$ = momento proximal adutor (+) e abductor (-). $M_{p_{rotint/ext}}$ = momento proximal rotação interna (+) e rotação externa (-).

A variação abrupta do $M_{p_{Abdu}}$ está associada à orientação do eixo flutuante do ombro (Figura 5.16). O eixo flutuante do ombro é o produto vetorial do vetor unitário \mathbf{j}_d (longitudinal do segmento distal, no caso o braço) e do vetor unitário \mathbf{k}_p (médio-lateral do segmento proximal, no caso o tronco) (ver equação 3.3). Assim, o $M_{p_{Abdu}}$ depende da orientação do eixo flutuante, o qual depende da orientação de outros dois vetores unitários (\mathbf{j}_d e \mathbf{k}_p). A Figura 5.17 apresenta a orientação do eixo flutuante unitário \mathbf{f} em coordenadas globais. O comportamento do $M_{p_{Abdu}}$ é muito similar ao comportamento do eixo \mathbf{f} . Visto que o eixo \mathbf{f} apresenta uma variação abrupta em sua orientação nos menores ângulos de flexão horizontal, o $M_{p_{Abdu}}$ apresenta um comportamento, também, abrupto.

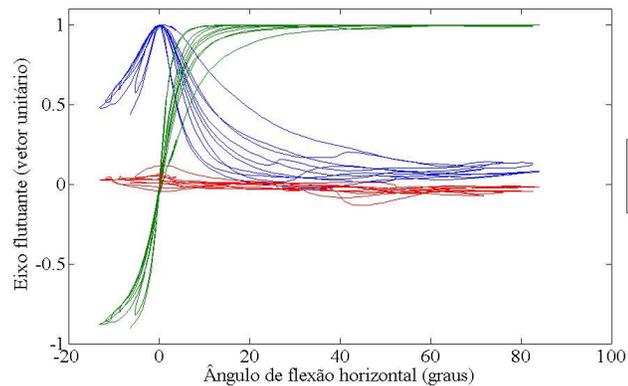


Figura 5. 17 Eixo flutuante do ombro, durante a flexão horizontal de ombro.

X, Y, Z: coordenadas espaciais em relação ao SCG.

Os momentos associados à flexo-extensão de cotovelo estão apresentados na Figura 5.18. O maior $M_{p_{Flex}}$ ocorre quando o cotovelo encontra-se próximo aos 90° de flexão, como esperado. A magnitude deste momento atinge, aproximadamente, 2,5 Nm.

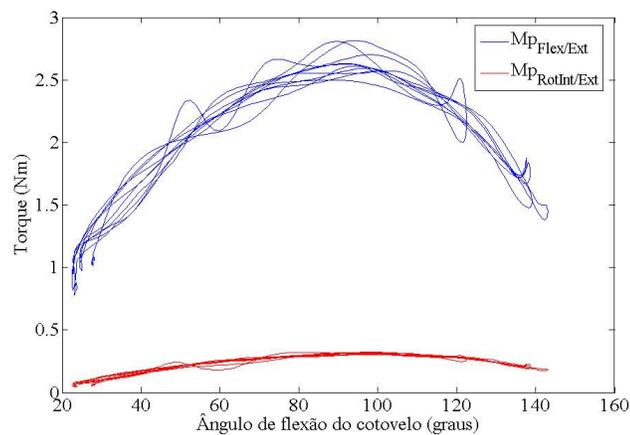


Figura 5. 18 Momento proximal (Mp) do antebraço durante a flexão de cotovelo.

$M_{p_{flex/ext}}$ = momento proximal flexor(+), extensor (-). $M_{p_{rotint/ext}}$ = momento proximal pronação (+) e supinação (-).

No estudo de Murray e Johnson (2004), citado anteriormente, o maior momento líquido (14,3 Nm) ocorreu durante o gesto de erguer uma carga externa (5 N) na altura do ombro. Esta atividade foi realizada com o cotovelo em extensão sendo, portanto, similar ao gesto de flexão de

ombro de nosso estudo. Desta forma, podemos tentar estabelecer algum tipo de comparação entre os resultados. Durante a flexão de ombro, a maior magnitude para o momento flexor foi de 9,47 Nm. A menor magnitude do $M_{p_{Flex}}$, encontrado por nós, está vinculada à ausência da carga externa durante o gesto.

Hong et al (2001) utilizaram um modelo de *segmentos articulados* junto à *solução inversa* para avaliar o movimento do arremesso no beisebol. O objetivo do estudo foi identificar o padrão de comportamento do M_p do tronco, ombro e cotovelo. O momento proximal de abdução no ombro atingiu valores de até 300 Nm. Por terem avaliado um gesto esportivo, é evidente que a magnitude dos resultados de M_p foi muito maior que aqueles por nós encontrados. No entanto, os autores estavam mais preocupados com o padrão de movimento adotado pelos atletas e com a seqüência temporal dos momentos proximais do que com a magnitude dos momentos articulares.

Feltner e Taylor (1997) avaliaram as forças e momentos articulares resultantes durante o arremesso do pólo aquático através de um modelo de *segmentos articulados e solução inversa*. Foram avaliados treze jogadores praticantes deste esporte. Próximos ao instante do arremesso, os momentos de abdução, rotação interna e flexão horizontal atingiram, em média, magnitudes próximas de 60 Nm. Estes valores são mais baixos que àqueles encontrados por Hong et al (2001). No entanto, a velocidade atingida pela bola de beisebol foi, aproximadamente, duas vezes maior que a velocidade da bola de pólo aquático. Feltner e Taylor (1997), da mesma forma que Hong et al (2001), utilizaram o modelo de *segmentos articulados e solução inversa* para avaliar a técnica do arremesso.

A análise da técnica e padrão de movimento foge à proposta de nosso trabalho, que foi implementar um modelo de segmentos articulados. No entanto, estes estudos mostram uma das aplicabilidades deste tipo de modelo.

Da mesma forma que Byriukova et al (2000), parte da inacurácia das medidas cinemáticas, bem como, dos resultados de força de reação resultante e momento proximal líquido podem estar vinculados à seguintes questões:

- o segmento do antebraço não é exatamente um corpo rígido em virtude das rotações do rádio em relação à ulna;
- o segmento da mão não é rígido em virtude dos deslocamentos dos ossos do carpo;
- o centro de rotação do úmero pode deslocar-se em relação à escápula. O centro de rotação da gleno-umeral não é uma referência anatômica que pode ser localizada diretamente

através da cinemetria. Wu et al (2005) afirmam que é o centro de rotação do ombro é apenas uma estimativa grosseira.

Apesar disso, os resultados de **Frp** e **Mp** estão coerentes com o esperado. A seguir apresentamos os resultados vinculados com a avaliação do modelo apresentado.

5.4. Avaliação do modelo

A avaliação do modelo implementado foi feita de quatro formas. A seguir apresentamos os resultados obtidos para: o erro vinculado à reconstrução espacial, comparação entre os resultados obtidos pela cinemetria e eletrogoniômetro, propagação do erro nos cálculos de **Frp** e **Mp** e comparação entre eletromiografia e **Mp**.

5.4.1. Acurácia

A acurácia foi estimada pela reconstrução de uma estrutura rígida (haste do marcador técnico) com marcadores reflexivos fixados na mesma. Para isso, avaliamos o comprimento desta haste (L_h). O L_h foi considerado como a distância entre o centro das duas esferas reflexivas. O L_h de referência foi de 231,50 mm. Em virtude dos gestos analisados ocorrerem em diferentes planos do volume de calibração, calculamos, através da cinemetria, os valores médios do L_h para cada gesto analisado (Tabela 5.2).

Tabela 5. 2 Médias do comprimento da haste (L_h) e desvios padrão (DP) para cada gesto analisado (unidades em mm).

	Média L_h	DP
Flex Ombro	232,00	1,40
Extensão de Ombro	231,80	0,98
Abdu Ombro	232,20	1,00
FE Horiz	232,30	4,70
FE Cotovelo (EMG)	232,00	0,65
FE Cotovelo (eletrog)	232,20	0,68
Todos gestos	232,08	1,56

Posteriormente, calculamos o L_h médio de todos os gestos, bem como os respectivos desvios padrão. O L_h médio obtido através da cinemetria, considerando todos gestos analisados, foi de 232,10 mm com um desvio padrão de 1,69 mm.

A Tabela 5.3 apresenta os valores de acurácia estimada, de *bias* e precisão do sistema, para cada gesto, bem como estes valores médios. Todas estas medidas foram feitas em relação aos dados cinemáticos brutos.

Tabela 5. 3 Acurácia, *bias* e precisão das medidas cinemáticas para cada gesto analisado e média destas mesmas medidas, considerando todos gestos analisados.

	Acurácia (mm)	<i>Bias</i> (mm)	Precisão (mm)
Flex_O	1,49	0,50	1,40
Ext_O	1,03	0,30	0,98
Abdu_O	1,22	0,70	1,00
FEH_O	4,77	0,80	4,70
FE_Cot (EMG)	0,82	0,50	0,65
FE_Cot (eletrog)	0,82	0,50	0,66
Média	1,69	0,55	1,57
DP	1,53	0,18	1,56

Flex_O = Flexão de ombro; Ext_O= Extensão de ombro; Abdu_O = Abdução de ombro; FEH_O = Flexão-extensão horizontal; FE_Cot. = Flexão de cotovelo; DP = desvio padrão.

Como podemos observar, em média a acurácia obtida foi de 1,69 mm, no entanto, o desvio padrão foi muito alto (1,53 mm), indicando uma grande variabilidade da acurácia. Esta maior variabilidade foi causada pela acurácia estimada para o gesto de FEH_O (valor de 4,77 mm). Durante a flexão horizontal, os pontos reflexivos do MT, por vezes, ficavam obstruídos pelo tronco, impedindo as câmeras, que se encontravam posteriormente ao indivíduo, identificar estes pontos. Com um menor número de câmeras identificando os pontos, é de se esperar uma menor acurácia da reconstrução espacial (ALLARD, BLANCHI e AÏSSAOUI, 1995). No caso da acurácia estimada para a FEH_O, apesar de ter sido a pior acurácia encontrada, ainda assim, os erros obtidos pela reconstrução espacial, em média, sempre se encontram dentro da região do marcador reflexivo.

Se considerarmos que a maior dimensão do volume calibrado foi de 1,89 metros, e considerarmos a menor e maior medida de acurácia obtida durante as filmagens, encontramos erros relativos a esta dimensão de no mínimo de 0,04% e máximo de 0,25%. Estes valores são

similares àqueles obtidos por outros estudos que utilizaram sistema de videogrametria para análise do movimento humano. Andrade (2002), em seu trabalho, que envolvia um protocolo de análise de marcha para membros inferiores, superiores, tronco e cabeça, obteve uma acurácia de 5,4 mm. O estudo de Araújo (2002) envolveu a aplicação de um modelo de representação biomecânica dos membros superiores e escápula durante a marcha. Neste estudo, o menor valor de acurácia estimado foi de 1,9 mm e o maior de 4,6 mm.

O *bias* estimado, em média, foi de 0,55 mm, com um desvio padrão de 0,18 mm. Isto evidencia um erro sistemático baixo do sistema *Dvideow*. Em média, as medidas estimadas do L_h foram sempre muito próximas da medida referência.

A precisão estimada no presente trabalho foi, em média, $1,57 \text{ mm} \pm 1,56$. Da mesma forma que a acurácia, o desvio padrão alto da precisão deve-se àquela estimada para o gesto de FEH_O (Tabela 5.3). Pascoal, Van der Helm e Veloso (2001) realizaram um estudo cinemático do membro superior, no qual, também foram utilizados sistemas de videogrametria e a precisão estimada variou de 1mm à, aproximadamente, 4,5 mm. Pascoal e Van der Helm (2001), em documento publicado como adendo ao protocolo de padronização do registro e descrição cinemática do ombro apresentado por Van der Helm (1996), afirmam que uma precisão de até 3 mm é considerada como aceitável. Para a maior parte dos gestos analisados, a precisão encontrada ficou abaixo do “limite” considerado como aceitável por estes autores. Ainda assim, o maior valor de precisão (4,70 mm) encontrado em nosso estudo, apesar de ultrapassar o valor “limite” de 3mm, encontra-se próxima aos valores relatados por outros estudos que envolveram registro cinemático por videogrametria (Pascoal, Van der Helm e Veloso, 2001; Araújo, 2002; Andrade, 2002).

Os valores estimados de acurácia, *bias* e precisão, sugerem que a qualidade da reconstrução espacial está muito boa. Mesmo os piores casos encontrados, o erro estimado da reconstrução encontra-se dentro do diâmetro da esfera reflexiva que é de 15 mm.

5.4.2. Cinemetria e Eletrogoniometria

A Figura 5.19 apresenta os dados de ângulo articular de flexão do cotovelo obtidos através do eletrogoniômetro (*E*) e pela cinemetria (*C*). Estas medidas foram feitas em duas séries de quatro flexo-extensões de cotovelo, totalizando oito repetições do gesto.

Na medida em que estes dois instrumentos, eletrogoniômetro e cinemetria foram utilizados para mensurar o ângulo de flexão do cotovelo, é de se esperar que os resultados

obtidos, por estes instrumentos, sejam muito similares (BLAND e ALTMAN, 1995). Para cada uma dessas medidas de ângulo articular existe um erro associado que torna a medida mais ou menos acurada (ALLARD, BLANCHI e AÏSSAOUI, 1995). A partir do momento que nenhuma das medidas podem ser consideradas como “medida referência”, em virtude de um certo grau de distorção, a comparação dos resultados deve ser feita com mais cautela. A ausência de uma medida “referência” torna difícil classificar um instrumento como mais adequado.

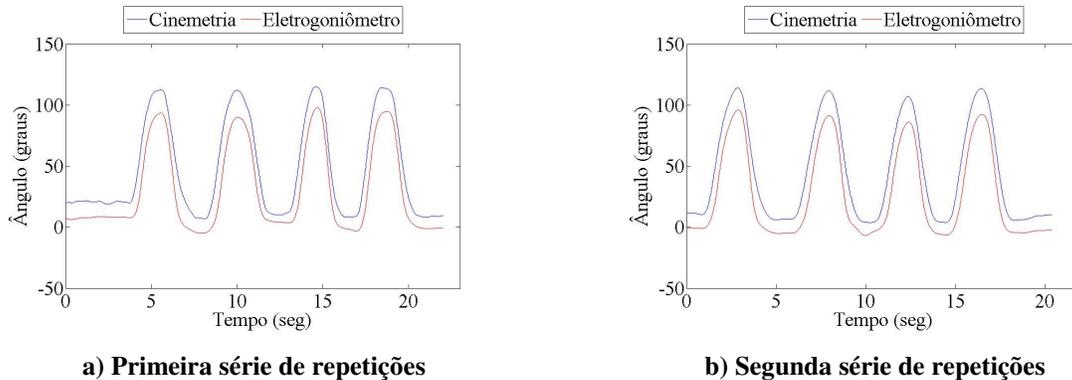


Figura 5. 19 Valores Angulares do Cotovelo medidos por dois diferentes instrumentos (cinemetry e eletrogoniometria) durante.

A utilização da eletrogoniometria junto à cinemetry teve a finalidade de avaliar a concordância dos dois instrumentos. Nestas situações, em que se deseja avaliar a concordância de dois instrumentos, a análise da correlação entre os mesmos é comumente feita. Pelo fato dos dois instrumentos medirem o mesmo fenômeno, espera-se para a maior parte dos casos, um alto coeficiente de correlação (BLAND e ALTMAN, 1995). O coeficiente de correlação entre a cinemetry e a eletrogoniometria ($\text{Corr}[C,E]$) foi de 0,98, evidenciando uma correlação alta, conforme Tabela 5.4. Apesar de evidenciar uma correlação alta entre as medidas, esta análise não deixa evidente o grau de concordância entre as medidas, visto que as diferenças das medidas obtidas por cada instrumento não é evidenciada neste tipo de análise.

Conforme Bland e Altman (1995), a comparação mais adequada entre dois instrumentos de medida é a análise da diferença das medidas em função da média das medidas dos dois instrumentos (Figura 5.20). Este tipo de análise permite avaliar se a diferença entre as medidas dos dois instrumentos altera-se conforme a magnitude do fenômeno avaliado varia.

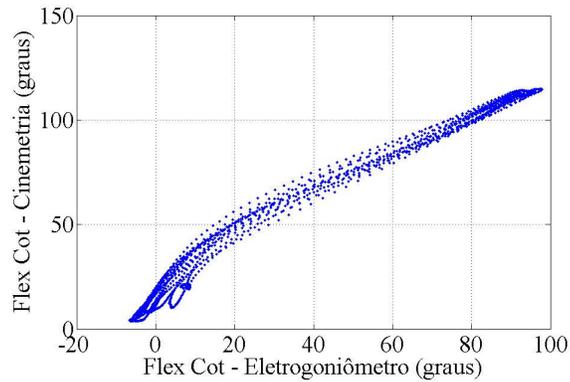


Figura 5. 20 Ângulo de flexão do cotovelo, medidas pela cinemetria, em função das medidas de ângulo articular do cotovelo com eletrogoniômetro.

Flex Cot: flexão de cotovelo.

A Figura 5.21 apresenta a diferença das medidas angulares entre os dois instrumentos ($E - C$) em função da média destas medidas ($(E+C)/2$), conforme sugerido por Bland e Altman (1995). Ao contrário da correlação apresentada anteriormente ($\text{Corr}[C,E]$), o coeficiente de correlação da diferença e da média das medidas ($\text{Corr}[E-C,(E+C)/2]$) foi regular (0,55), conforme Tabela 5.4.

Tabela 5. 4 Coeficiente de correlação entre valores angulares de flexão de cotovelo medidos pela eletrogoniometria (E) e cinemetria (C), ($\text{Corr}[C,E]$), e coeficiente correlação entre diferença dos valores angulares de cotovelo medidos pela E e C , ($\text{Corr}[E-C,(E+C)/2]$).

	$\text{Corr}[E,C]$	$\text{Corr}[E-C,(E+C)/2]$
Coeficiente de Correlação	0,98	0,55

Além disso, através da Figura 5.21, é possível verificar a influência da variação do ângulo de flexão de cotovelo nas diferenças entre as medidas angulares obtidas por cada instrumento. A maior diferença de medida foi de, aproximadamente, $-36,6^\circ$, próximo à 40° de flexão de cotovelo. Esta diferença negativa evidencia que a cinemetria mediu $36,6^\circ$ de flexão a mais que o valor medido pela eletrogoniometria para o mesmo instante do gesto. Importante destacar que a diferença entre as medidas não apresenta grande repetibilidade.

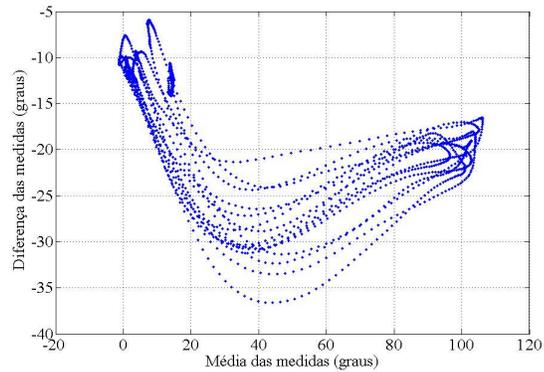


Figura 5. 21 Diferença das medidas de ângulo articular do cotovelo (eletrogoniômetro - cinemetria) em função da média das medidas de ângulo articular do cotovelo $([\text{eletrogoniômetro} + \text{cinemetria}]/2)$.

A análise gráfica da diferença das medidas em função da média das medidas, bem como do coeficiente de correlação da mesma, mostra uma concordância regular. Não obstante, a distribuição da diferença em função da média sugere existir dois trechos de medida. Da amplitude inicial até, aproximadamente, 40° de flexão média, existe uma correlação negativa. Neste trecho, quanto maior a amplitude média de movimento, maior a diferença entre as medidas. Em um segundo momento, próximo a 40° de flexão até o final da amplitude de movimento, existe uma tendência de reduzir a magnitude das diferenças das medidas.

A articulação do cotovelo é considerada como uma articulação do tipo dobradiça, o que favorece o uso do eletrogoniômetro na mesma (LADIN, 1995). O principal foco no erro de medida do eletrogoniômetro está associado a problemas no posicionamento das hastes do instrumento no segmento a ser avaliado e a movimentação relativa entre as hastes e os segmentos durante a execução do gesto (WINTER, 2005). Apesar de ter sido posicionado com cuidado, não podemos garantir a ausência completa deste tipo de erro de medida. Em articulações com grande quantidade de tecidos moles adjacentes, existe interferência da movimentação destes tecidos na medida angular (LADIN, 1995). Uma das hastes do eletrogoniômetro fica fixada no antebraço, o qual apresenta irregularidades geométricas em virtude dos músculos extensores do punho.

Outro problema volta-se para o “cross-talk”, que é a contaminação da medida angular pela rotação do segmento em um eixo perpendicular àquele do eletrogoniômetro (LADIN, 1995). No caso do cotovelo, exemplos, deste possível “cross-talk” são variações angulares de pronosupinação e do ângulo de carregamento do cotovelo. Conforme especificações do fabricante (Biometrics Ltda), o “cross-talk” pode ocorrer em casos de amplitudes de movimento acima de

60° e o mesmo provocaria medidas de até $\pm 3^\circ$ no ângulo mensurado. Assim, podemos excluir a possibilidade do “cross-talk” no presente estudo.

Os possíveis problemas presentes na medição com o eletrogoniômetro seriam, portanto: posicionamento das hastes, movimentos de tecidos moles adjacentes à região de fixação das hastes e imprecisão na calibração do instrumento. O posicionamento das hastes e o movimento relativo das mesmas em relação aos segmentos corporais podem ter influenciado o zero anatômico. A acurácia do aparelho, conforme fabricante, é de 2° para amplitudes de movimento acima de 90° . As propagações de erro associadas à cinemetria estão vinculadas ao instrumento de medida, processo de calibração, identificação de marcadores reflexivos, posicionamento destes marcadores nas referências anatômicas e reconstrução espacial. Cada etapa prévia à reconstrução tridimensional propaga a magnitude do erro associado às coordenadas espaciais (ALLARD, BLANCHI e AÏSSAOUI, 1995).

Como apresentado anteriormente, os erros de medida associados à localização dos marcadores reflexivos parecem ser muito pequenos e, para todos os gestos analisados (com exceção da flexão horizontal), encontra-se dentro dos limites tidos como aceitáveis (PASCOAL e VAN DER HELM, 2001). Andrade, Araújo e Barros (2004) afirmam que o teste de acurácia garante que os resultados de ângulos articulares sejam confiáveis. A acurácia encontrada por estes autores foi de 2,4 mm. Parece assim, que as medidas angulares obtidas por cinemetria são confiáveis.

Lavender e Rajulu (1995) afirmam que o eletrogoniômetro é, geralmente, mais acurado que sistemas de vídeo. Entretanto, o primeiro apresenta restrições quando o objetivo é monitorar articulações com mais de dois graus de liberdade ou múltiplas articulações, simultaneamente. Nestes casos, a análise por sistemas de vídeo é mais vantajosa (LAVENDER e RAJULU, 1995).

Portanto, apesar de não ser possível determinar qual apresenta menor erro associado, o uso de sistema de vídeo é a solução mais prática para a implementação de um modelo de *segmentos articulados*.

5.4.3. Cálculo da propagação do erro

A seguir apresentamos os resultados dos cálculos de propagação de erro para as forças de reação proximal resultantes e momentos articulares líquidos. O objetivo destes cálculos é

verificar a influência de pequenos erros de medida na magnitude do resultado final das forças de reação proximal resultantes e momentos articulares líquidos.

Para as equações de movimento linear (Eq. 4.36) foi calculada a propagação de erro para todas variáveis destas equações. Para as equações de movimento angular, uma simplificação da análise da propagação do erro foi feita. Visto que a contribuição do componente inercial na magnitude do momento proximal é, praticamente, nula, os cálculos de propagação de erro foram feitos apenas para aquelas variáveis que apresentam maior contribuição na magnitude do **M_p**. Em razão de uma baixa velocidade angular, na execução dos gestos, era esperado que o componente inercial fosse muito baixo. Como exemplo, a Figura 5.22 apresenta os momentos das variáveis envolvidas na equação de movimento angular (equações 4.37) durante a flexão de ombro. É importante destacar que estas figuras apresentam os módulos dos momentos escalares expressos no SCL de cada segmento (mão, antebraço, e braço). Portanto, estes momentos não apresentam um significado anatômico ou cinesiológico.

Através da Figura 5.22 fica claro que o componente inercial, com magnitudes sempre próximas à zero Nm, tem pouca influência na magnitude do **M_p** de cada segmento. Isso se repetiu para todos os gestos analisados. As variáveis que apresentam maiores magnitudes no cálculo do momento proximal, para cada segmento, são:

- **M_d** (com exceção da mão, na qual o mesmo é inexistente);
- **M_{frd}** (momento causado pela força de reação distal);
- **M_{frp}** (momento causado pela força de reação proximal);

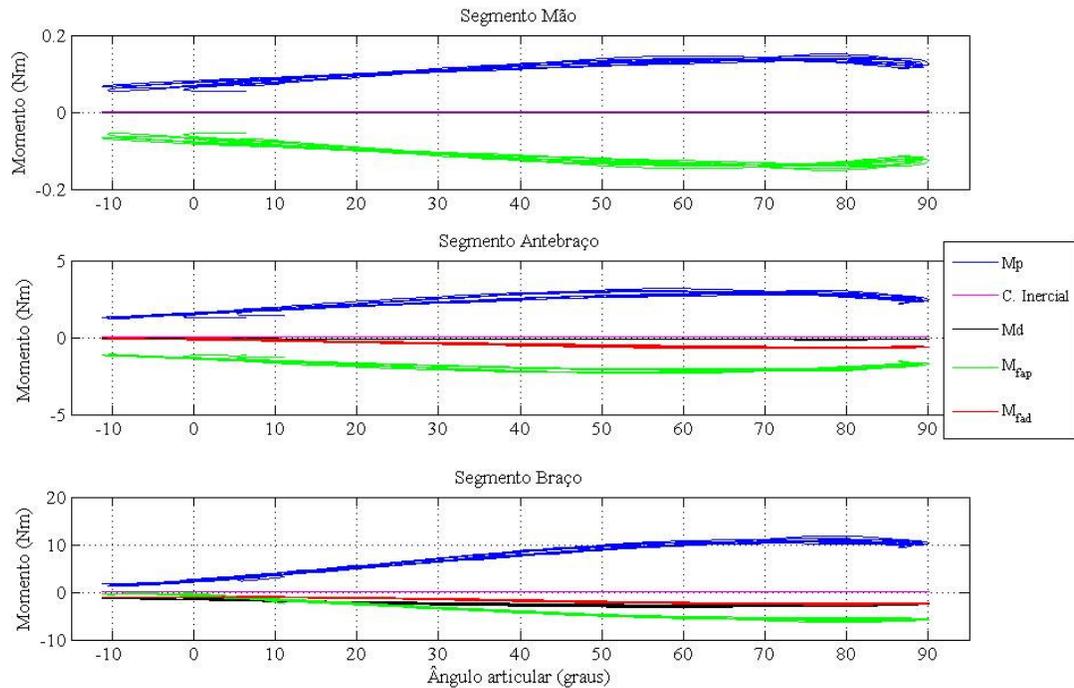


Figura 5. 22 Momentos envolvidos durante a flexão de ombro para os segmento do membro superior (mão, antebraço e braço) expressos no sistema de coordenada local de cada segmento.

M_p = momento proximal; C. Inercial = componente inercial; M_d = momento distal; M_{frp} = momento força de reação proximal; M_{frd} = momento força de reação distal.

Portanto, calculamos a propagação de erro para o cálculo do **M_p** considerando apenas as variáveis descritas acima (**M_d** , **M_{frd}** , **M_{frp}**). Para aplicar a equação de Kleine e McClintock, consideramos que:

- o erro associado à digitalização foi equivalente ao valor da acurácia média de 1,69 mm (Tabela 5.3);

- o erro associado à localização do centro de massa, ao longo do eixo longitudinal do segmento, foi equivalente ao erro padrão desta medida antropométrica (ZATSIORSKY, 2002). Este erro foi determinado para cada um dos segmentos (mão, antebraço e braço);

- o erro associado à magnitude da massa do segmento foi equivalente ao erro padrão desta medida antropométrica (ZATSIORSKY, 2002). Este erro foi determinado para cada um dos segmentos (mão, antebraço e braço);

- Consideramos como 4 microssegundos o erro associado à base temporal de cada câmera (Barros et al, 2006). Apesar destes autores terem utilizado câmeras padrão NTSC, enquanto o

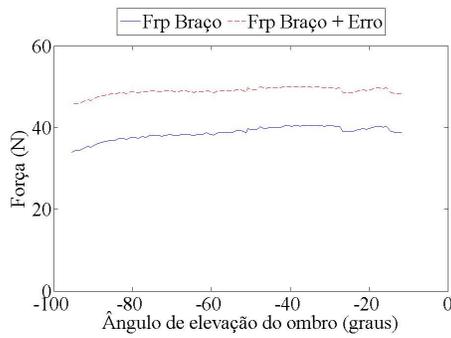
nosso estudo utilizou câmeras padrão PAL (frequência de amostragem de 50 campos por segundo), consideramos que a defasagem temporal entre as câmeras é a mesma.

- o erro associado ao *Método de Regressão Linear*, em módulo, foi considerado como 4,91 mm (MESKERS et al, 1998);

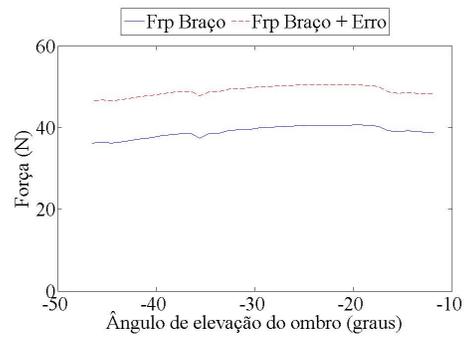
O erro associado às outras variáveis envolvidas nas equações de movimento linear e angular foram todos calculados. Os cálculos de propagação de erro foram feitos com relação ao módulo das medidas escalares resultantes da força e momento proximal. Desta forma, não discriminamos a propagação de erro nos cálculos de força de reação e momento proximal em relação aos componentes X, Y e Z das mesmas. É provável que exista diferentes magnitudes de propagação de erro, conforme a componente analisada.

Com a finalidade de não tornar extensa a apresentação dos dados de propagação de erro, são apresentados apenas os resultados referentes à articulação envolvida no gesto analisado. A seguir apresentamos os valores de erro propagado para a força de reação e momento proximal.

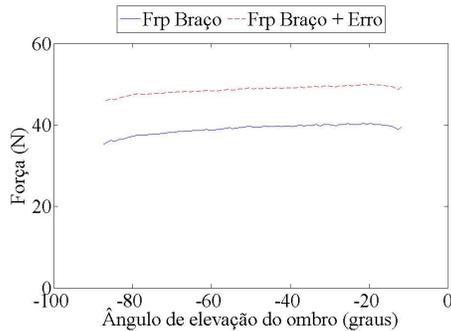
A Figura 5.23 apresenta a propagação do erro no cálculo da **F_{rp}** para o segmento do braço (durante a flexão, extensão, abdução e flexão horizontal de ombro) e para o segmento do antebraço (durante a flexão de cotovelo). Se analisarmos a contribuição das medidas parciais (estimativa da massa do segmento, estimativa do peso do segmento, aceleração do centro de massa e **F_{rd}**) envolvidas no cálculo da **F_{rp}**, podemos identificar qual medida promove maior contribuição no resultado final da **F_{rp}**. Existem pequenas variações na magnitude do erro propagado, mas de certa forma, sua magnitude se mantém constante ao longo de toda amplitude de movimento. O erro propagado é próximo de 25% para estes gestos.



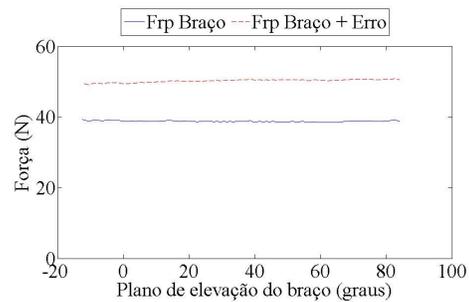
a) Segmento braço. Flexão de ombro.



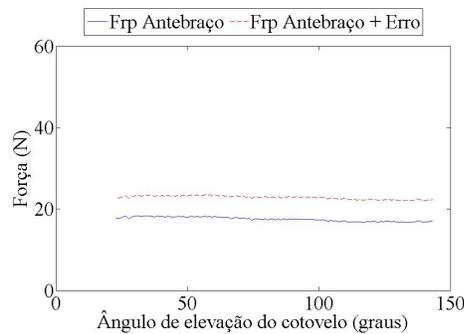
b) Segmento braço. Extensão de ombro.



c) Segmento braço. Abdução de ombro.



d) Segmento braço. Flexão horizontal de ombro.



e) Segmento antebraço. Flexão de cotovelo.

Figura 5.23 Erro propagado no cálculo da força de reação proximal (Frp).

Frp: força de reação proximal. Erro: erro propagado.

Nas Figuras acima, está representado apenas o erro adicionado ao valor de **Frp**.

A Figura 5.24 apresenta a contribuição de cada variável no cálculo da propagação do erro da **Frp**. Para todos os gestos, o erro associado ao cálculo da aceleração do centro de massa é responsável pela maior parcela do erro total propagado. A parcela deste erro fica entre 60 à, aproximadamente, 80% do erro total. O erro associado ao cálculo da **Frd** é responsável pelo restante do erro propagado. A parcela do erro associado ao **Frd** ficou aproximadamente entre 25

e 40% do erro total propagado. O erro associado à estimativa da massa e do peso de cada segmento é, praticamente, nulo. A **Frd** no segmento da mão é zero, pois todos gestos são realizados em CCA. Desta forma, o erro da **Frd** do antebraço é equivalente ao produto da massa e da aceleração do segmento da mão. A contribuição do erro da estimativa da massa e peso é, praticamente, zero. Com isso, o que temos é uma propagação de erro, causada predominantemente, pelo erro associado à dupla derivação da posição do centro de massa dos segmentos. Portanto, uma solução para reduzir o erro propagado nos cálculos de força de reação resultante é melhorar a qualidade do cálculo da aceleração. A dupla diferenciação dos dados de posição durante o cálculo das acelerações lineares do centro de massa é um problema, também, relatado por outros autores (RODGERS, TUMMARAKOTA e LIEH, 1998; HONG et al, 2001). Esse processamento acarreta em amplificação de ruído no sinal, o que gera componentes de maior frequência no mesmo. Durante a seqüência de processamentos do sinal, a amplificação do ruído acaba por interferir no comportamento das forças e momentos proximais (WOLTRING, 1995; RODGERS, TUMMARAKOTA e LIEH, 1998). Uma solução encontrada na literatura é aumentar a frequência de amostragem do sinal coletado (WOLTRING, 1995).

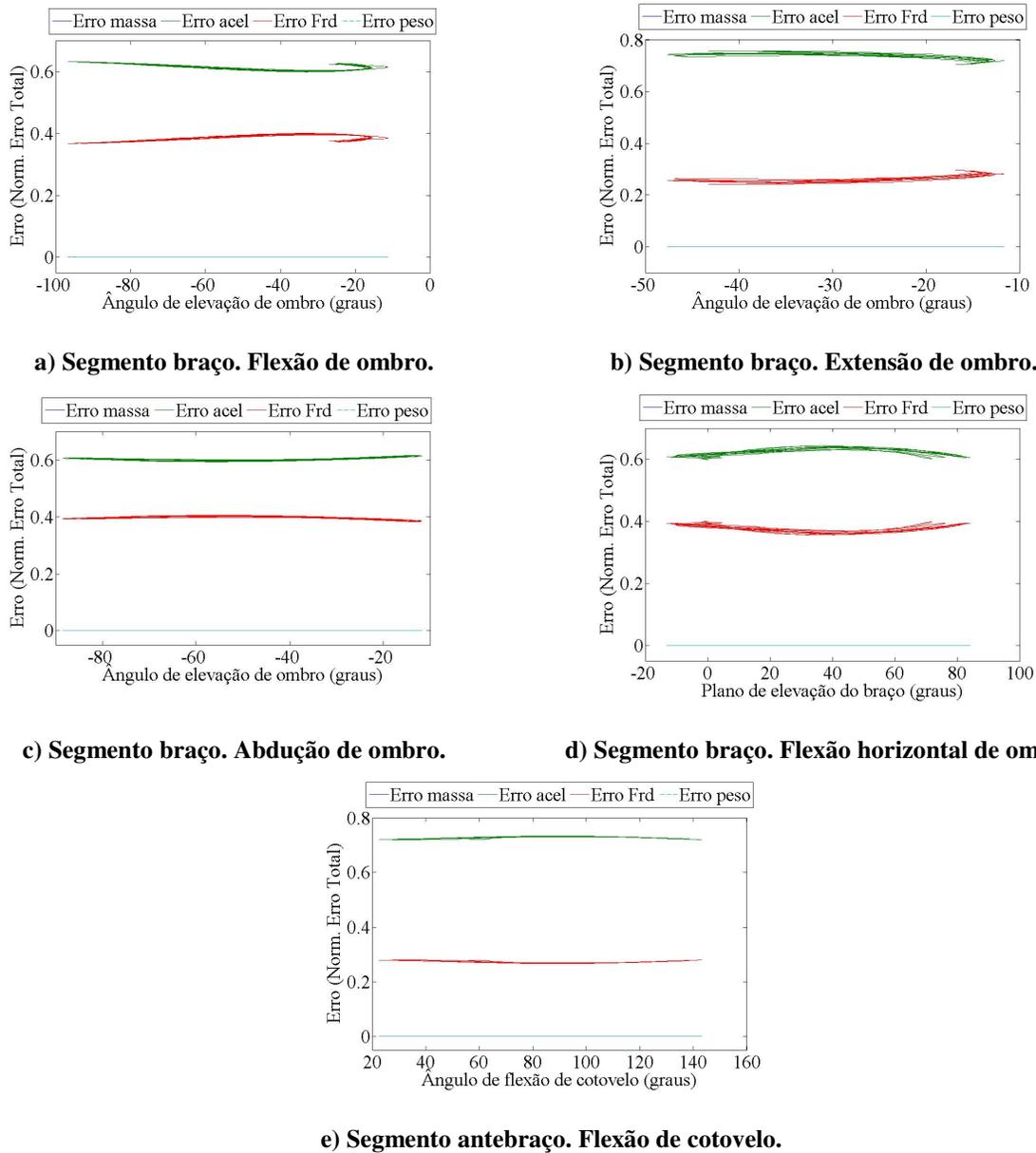
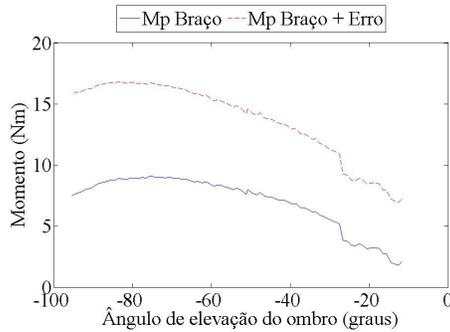


Figura 5. 24 Contribuição de cada medida no erro propagado no cálculo da força de reação proximal (Frp).

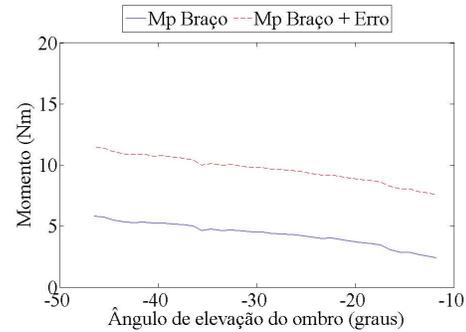
Erro massa: erro associado à estimativa da massa do segmento. Erro acel: erro associado ao cálculo da aceleração do centro de massa. Erro Frd: erro associado ao cálculo da força de reação distal. Erro peso: erro associado à estimativa do peso do segmento. Os valores de Erro massa e Erro peso estão sobrepostos, com valores próximos de zero.

O erro propagado no cálculo do M_p apresenta maiores variações em sua magnitude que o erro propagado no cálculo da força. A Figura 5.25 apresenta o erro propagado para o cálculo do momento para os cinco gestos analisados. Com exceção do erro propagado durante a extensão de ombro, para todos os outros gestos existe um aumento no erro propagado quanto maior é a

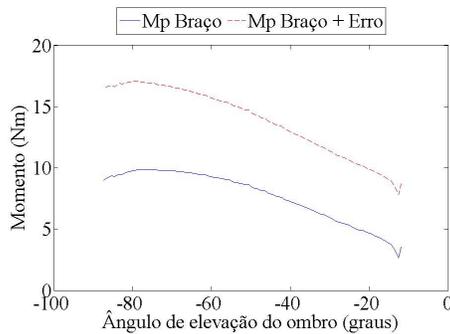
amplitude de movimento. Nos gestos como flexão e abdução de ombro, o erro propagado pode chegar até 50% da magnitude do M_p calculado.



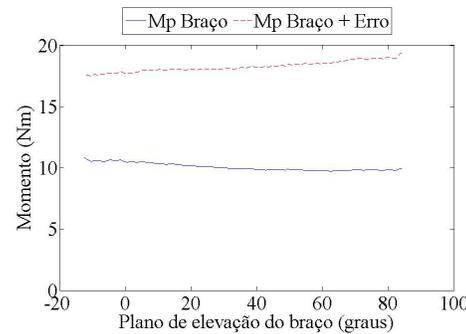
a) Erro propagado no cálculo do momento proximal (M_p) do segmento do braço durante a flexão de ombro.



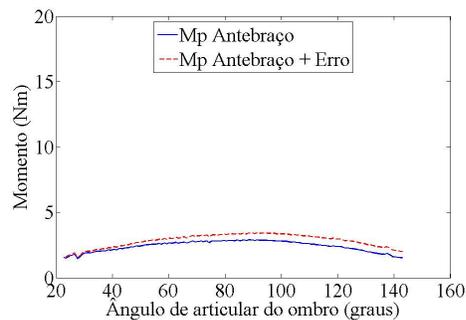
b) Erro propagado no cálculo do momento proximal (M_p) do segmento do braço durante a extensão de ombro.



c) Erro propagado no cálculo do momento proximal (M_p) do segmento do braço durante a abdução de ombro.



d) Erro propagado no cálculo do momento proximal (M_p) do segmento do braço durante a flexão horizontal de ombro.

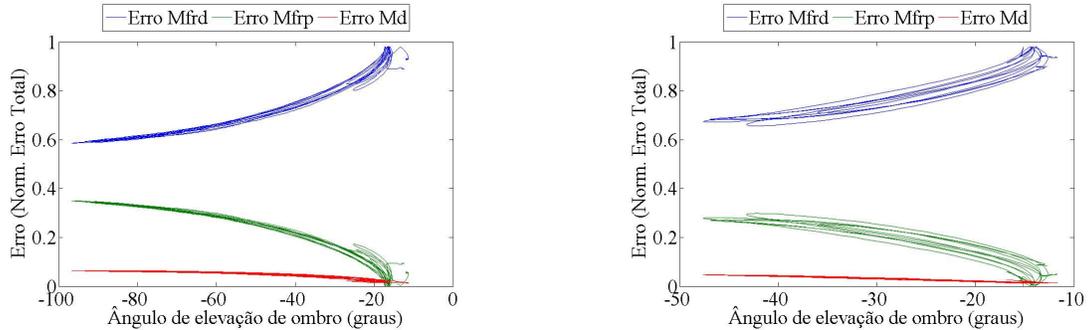


e) Erro propagado no cálculo do momento proximal (M_p) do segmento do braço durante a flexão de cotovelo.

Figura 5. 25 Erro propagado no cálculo do momento proximal (M_p).

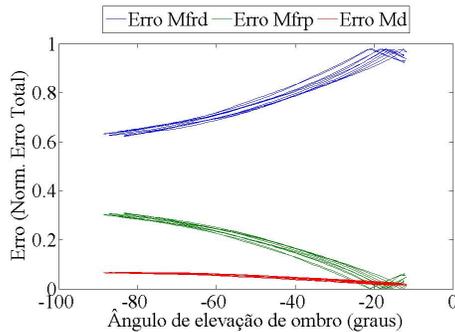
Nas Figuras acima, está representado apenas o erro adicionado ao valor de M_p .

A Figura 5.26 apresenta a contribuição das variáveis **Mfrd**, **Mfrp** e **Md** no erro total propagado. Conforme aumenta a amplitude de movimento, para todos os gestos existe uma redução do erro propagado pelo **Mfrd** e um aumento do erro propagado pelo **Mfrp**. De maneira geral, o **Mfrd** apresenta a maior contribuição no erro total propagado. Apenas no caso da flexão de cotovelo, existe uma inversão na contribuição do erro vinculado ao **Mfrd** e ao **Mfrp**. O erro associado ao **Md** tende a permanecer constante e baixo ao longo da ADM para todos os gestos.

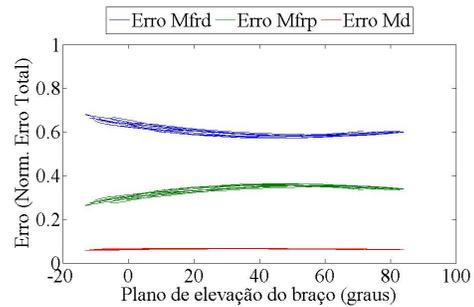


a) Segmento braço. Flexão de ombro.

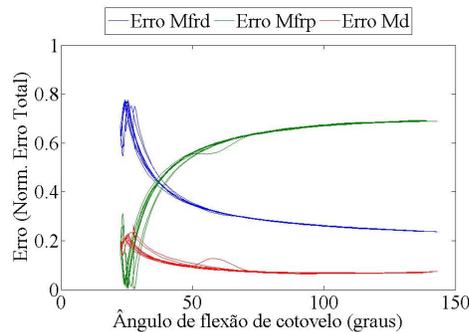
b) Segmento braço. Extensão de ombro.



c) Segmento braço. Abdução de ombro.



d) Segmento braço. Flexão horizontal de ombro.



e) Segmento antebraço. Flexão de cotovelo.

Figura 5. 26 Contribuição de cada medida no erro propagado no cálculo do momento proximal (M_p).

Erro Mfrd: erro associado ao cálculo do momento da força de reação distal. Erro Mfrp: erro associado ao cálculo do momento da força de reação proximal. Erro Md: erro associado ao cálculo do momento distal.

5.4.4. Momento Proximal e Eletromiografia

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, 1994; 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 EMG e força muscular (VAN DER HELM, 1994). Para modelos mais simples, como modelo de *segmentos articulados*, parece existir uma concordância entre o sinal EMG e o **MP** (SOGAARD et al, 2001).

Espera-se que o comportamento do momento proximal e dos músculos agonistas de um determinado movimento seja, temporalmente, coincidente (SOGAARD et al, 2001). As Figuras 5.27, 5.28, 5.30, 5.31, 5.32 e 5.34 apresentam a atividade eletromiográfica dos músculos DA, DM, DP, BB, TB e PM, bem como, do **Mp** para cada gesto. De forma geral, para todos os gestos houve uma sincronia temporal entre o **Mp** e o sinal eletromiográfico. Evidentemente, como a realização dos gestos não envolveu nenhuma carga externa, os níveis de atividade eletromiográfica são baixos. Além disso, como esperado, os gestos de flexão e abdução de ombro envolveram os maiores níveis de atividade eletromiográfica.

Para o gesto de flexão de ombro, os músculos com maior distância perpendicular são DA e DM. O músculo supra-espinhoso também apresenta, no início do movimento, uma boa distância perpendicular para flexão de ombro (KUECHLE et al, 1997). Apesar dos resultados de Kuechle et al (1997) não incluírem o PM como um dos principais músculos com distância perpendicular para flexão de ombro, outros autores encontraram, através da eletromiografia, envolvimento do PM (porção clavicular) no gesto da flexão de ombro (INMAN, SAUNDERS e ABBOTT, 1944; BASMAJIAN, 1974). Kuechle et al (1997) não fizeram distinção entre a porção clavicular e esternal do PM, isso pode ter contribuído nos resultados de distância perpendicular deste músculo. Nossos resultados mostraram uma atividade sincronizada entre os músculos DA, DM e PM e o momento flexor de ombro (Figura 5.27).

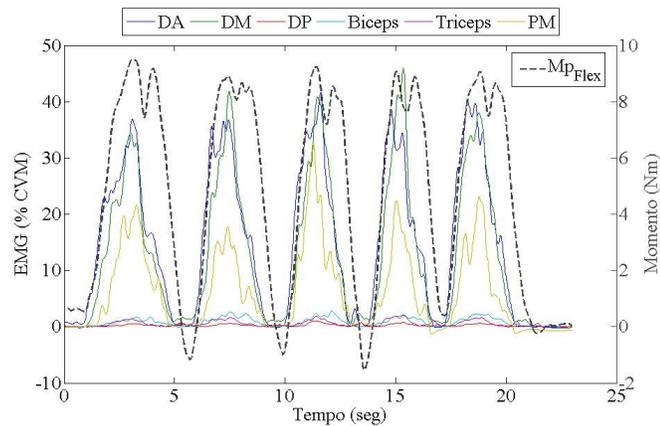


Figura 5. 27 Atividade Eletromiográfica (% da CVM) e momento proximal (expresso no sistema de coordenadas articular) durante o gesto de flexão de ombro.

DA = deltóide anterior; DM = deltóide médio; DP = Deltóide Posterior; Biceps: bíceps braquial; Triceps: tríceps braquial; PM = peitoral maior. $Mp_{flex/ext}$ = momento proximal flexor(+), extensor (-).

Durante a extensão de ombro, os músculos DP e TB apresentam comportamento temporal similar ao Mp_{Ext} , com níveis eletromiográficos baixos, os quais estão, em parte, vinculados ao baixo torque externo causado pelo peso do segmento. Além destes músculos, existe atividade eletromiográfica do DM e por vezes, do DA.

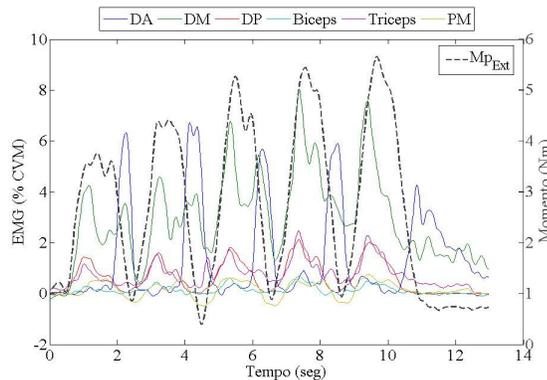


Figura 5. 28 Atividade Eletromiográfica (% da CVM) e momento proximal (expresso no sistema de coordenadas articular) durante o gesto de extensão de ombro.

O Mp_{Ext} encontra-se em valores absolutos para melhor visualização do sincronismo com sinal de EMG. DA = deltóide anterior; DM = deltóide médio; DP = Deltóide Posterior; Biceps: bíceps braquial; Triceps: tríceps braquial; PM = peitoral maior. Mp_{Ext} = momento proximal extensor (-).

A atividade do DM está vinculada ao Mp_{Abdu} presente durante o gesto da extensão e a atividade eletromiográfica do DA vinculada ao Mp_{Flex} (Figura 5.15) devido à pequena flexão de ombro na fase de retorno da extensão de ombro (Figura 5.29).

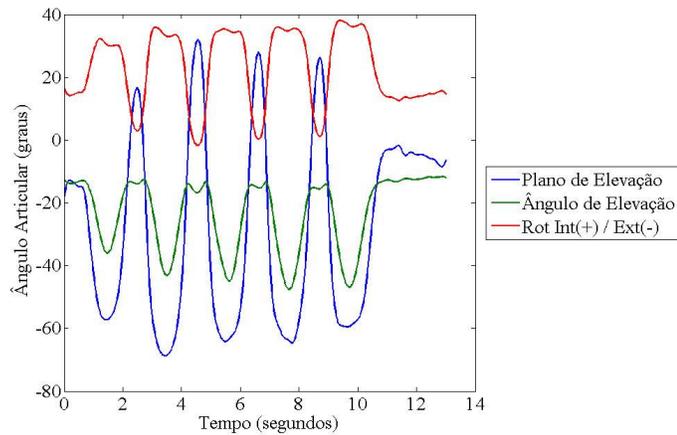


Figura 5. 29 Ângulos de Euler durante o gesto de extensão de ombro.

Rot Int: rotação interna. Rot Ext: rotação externa.

Durante a abdução de ombro, os músculos envolvidos foram o DA e DM (Figura 5.30). Estes músculos são considerados os motores primários da abdução de ombro (BASMAJIAN, 1974) e, junto ao supra-espinhoso, apresentam a maior distância perpendicular dentre os músculos do ombro para este movimento (OTIS et al, 1994; KUECHLE et al, 1997; LIU et al, 1997). O músculo DP apresenta distância perpendicular para adução de ombro, por esta razão não existe atividade eletromiográfica do DP durante a abdução (LIU et al, 1997).

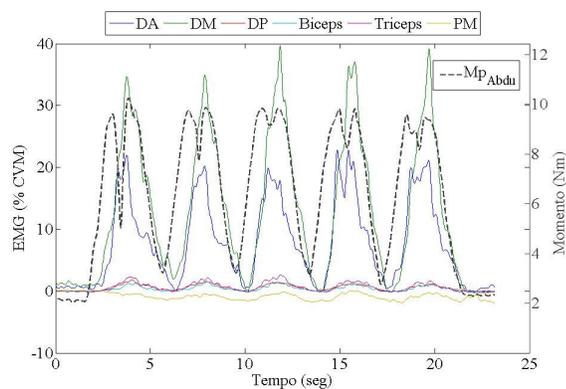


Figura 5. 30 Atividade Eletromiográfica (% da CVM) e momento proximal (expresso no sistema de coordenadas articular) durante o gesto de abdução do ombro.

O Mp_{Abdu} encontra-se em valores absolutos para melhor visualização do sincronismo com sinal de EMG.

DA = deltóide anterior; DM = deltóide médio; DP = Deltóide Posterior; Bíceps: bíceps braquial; Tríceps: tríceps braquial; PM = peitoral maior. Mp_{Abdu} = momento proximal abductor (-).

No gesto de flexão de cotovelo, os maiores níveis de atividade eletromiográfica foram do DA, DM e BB (Figura 5.31). Em virtude do baixo torque externo causado pelo peso dos

segmentos da mão e antebraço, os níveis de atividade eletromiográfica do BB foram baixos. Mesmo assim, é possível perceber a sincronia entre o MP_{Flex} e o sinal eletromiográfico do BB.

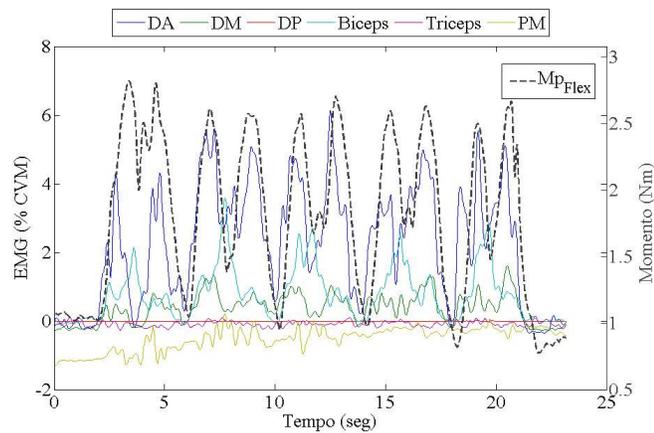


Figura 5. 31 Atividade Eletromiográfica (% da CVM) e momento proximal (expresso no sistema de coordenadas articular) durante o gesto de flexão de cotovelo.

DA = deltóide anterior; DM = deltóide médio; DP = Deltóide Posterior; Bíceps: bíceps braquial; Tríceps: tríceps braquial; PM = peitoral maior. Mp_{Flex} = momento proximal flexor(+).

A Figura 5.33 apresenta o sinal eletromiográfico do BB e do MP_{Flex} , apenas, para melhor visualização do sincronismo entre as curvas.

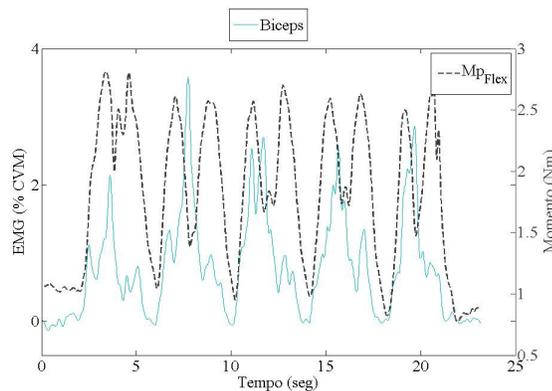


Figura 5. 32 Atividade Eletromiográfica (% da CVM) do bíceps, deltóide anterior (DA) e momento proximal (expresso no sistema de coordenadas articular) durante o gesto de flexão de cotovelo.

A atividade eletromiográfica do DA e DM está vinculada ao Mp_{Abdu} e Mp_{Flex} do ombro presente durante este gesto (Figura 5.33). Apesar de ser um momento baixo, existe a manutenção da abdução ao longo de todo o gesto de flexão de cotovelo.

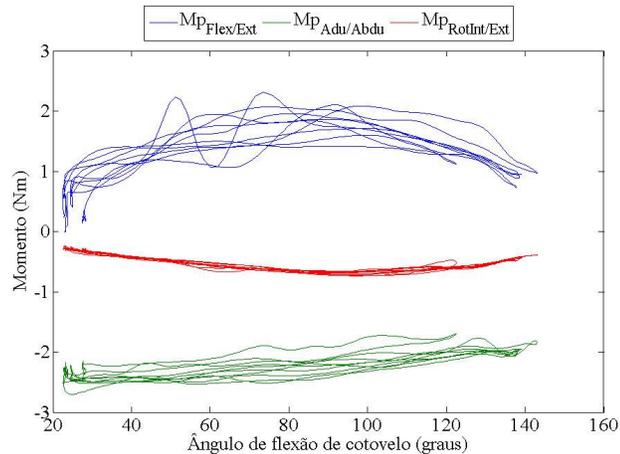


Figura 5. 33 Momento proximal (Mp) do braço durante a flexão de cotovelo.

$Mp_{flex/ext}$ = momento proximal flexor (+), extensor (-) do cotovelo. $Mp_{abdu/adu}$ = momento proximal adutor (+) e abductor (-) do ombro. $Mp_{rotint/ext}$ = momento proximal rotação interna (+) e rotação externa (-) do ombro.

Durante o gesto de flexão horizontal, o sincronismo entre atividade eletromiográfica e o momento proximal, não é tão evidente como nos outros gestos (Figura 5.34). A razão desta diferença é evidente. A direção da carga externa (peso do membro superior) é perpendicular ao movimento da flexão horizontal. Desta forma, não existe uma carga que imponha resistência à flexão horizontal. Existe uma atividade dos músculos DA e DM ao longo de todo o gesto, com pequenas variações em sua amplitude. A atividade do PM encontra-se em fase com o Mp_{Flex} . No entanto, a atividade eletromiográfica do PM apresenta maiores variações em sua amplitude. O nível de ativação do PM é pequeno, na maior parte do tempo. Existem pequenos intervalos de tempo, nos quais a atividade do PM se aproxima dos níveis encontrados para o DA e DM. Não é de se estranhar a ausência de atividade do DP, visto que o mesmo é classificado como adutor de ombro (LIU et al, 1997; WICKHAM e BROWN, 1998). Considerando o DP como adutor, é plausível a ausência de atividade eletromiográfica durante este gesto, mesmo sendo ele um extensor horizontal do ombro (WICKHAM e BROWN, 1998).

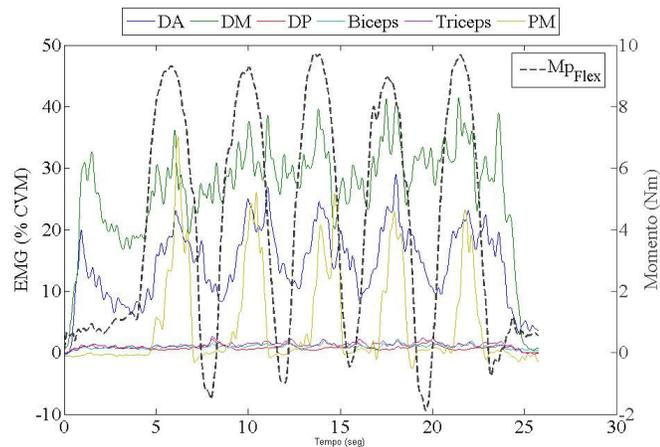


Figura 5. 34 Atividade Eletromiográfica (% da CVM) e momento proximal (expresso no sistema de coordenadas articular) durante o gesto de flexão horizontal.

DA = deltóide anterior; DM = deltóide médio; DP = Deltóide Posterior; Biceps: bíceps braquial; Triceps: tríceps braquial; PM = peitoral maior. Mp_{Flex} = momento proximal flexor(+).

Os resultados apresentados sugerem que existe uma propagação de erro considerável no o MOSA-MS no cálculo das F_{rp} e do M_p . O maior contribuinte para este erro propagado é o erro associado à dupla derivação. Uma forma de minimizar este erro é aumentar a frequência de amostragem (WOLTRING, 1995). Apesar destes erros associados, nossos resultados de F_{rp} e M_p estão coerentes aos resultados encontrados por outros autores (FELTNER e TAYLOR, 1997; RODGERS, TUMMARAKOTA e LIEH, 1998; MURRAY e JOHNSON, 2004).

Uma limitação de nosso modelo é o não monitoramento da escápula. Existem instrumentos que permitem o registro dos pontos de referência da escápula. No entanto, estes instrumentos exigem uma análise estática ou quase-estática do gesto avaliado (VAN DER HELM e VEEGER, 1996). Uma possibilidade, não concretizada em nosso estudo, seria de utilizar equações de regressão presentes na literatura para estimar a orientação da escápula no espaço, em função do ângulo de elevação do braço (PASCOAL 2001). Esta é uma possibilidade a ser considerada, em um futuro próximo, para incrementar a estrutura do presente modelo.

A estruturação de modelos de segmentos articulados é o primeiro passo para avaliação das cargas impostas às articulações, bem como, análises de gestos esportivos e atividades de vida diária. Com base neste tipo de modelo, podem ser estruturados modelos mais elaborados (ZATSIORSKY, 2002).

6 CONCLUSÕES

Os resultados deste trabalho conduzem às seguintes conclusões:

- O modelo é capaz de avaliar as forças de reação proximal resultantes e momentos proximais líquidos nos diferentes gestos. Os resultados oferecidos pelo modelo parecem ser coerentes.
- A acurácia do sistema de videogrametria foi adequada e encontrou-se, na maior parte das situações, dentro do limite considerado aceitável pela literatura, conferindo confiabilidade aos dados cinemáticos.
- As medidas angulares da eletrogoniometria e cinemetria divergiram, na pior situação, em 36,6°, apresentando diferenças que variam ao longo da amplitude articular.
- A atividade eletromiográfica e o momento proximal líquido apresentaram sincronia temporal, o que sugere uma coerência nos dados de momento proximal do modelo.
- A propagação do erro nos cálculos de força de reação proximal resultante atinge magnitudes de até 25%.
- A propagação do erro nos cálculos de momento proximal líquido atinge magnitudes de até 100%.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDEL-AZIZ e KARARA (1971). **Direct linear transformation from comparator coordinates into objects space coordinates in close-range photogrammetry**. Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry (pp1-18). Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry. *apud* ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. **Three-Dimensional Analysis of Human Movement**. *Human Kinetics*, 3-17, 1995.

ALLARD, P.; BLANCHI, J.P.; AÏSSAOUI. **Bases of Three-Dimensional Reconstruction**, in: ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. **Three-Dimensional Analysis of Human Movement**. *Human Kinetics*, 19-40, 1995.

AN, K.N.; KAUFMAN, K.R.; CHAO, E.Y-S. **Estimation of Muscle and Joint Forces**, in: ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. **Three-Dimensional Analysis of Human Movement**. *Human Kinetics*, 201-214, 1995.

ANDRADE, L.M. **Análise de marcha: protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas**. Dissertação de Mestrado. Campinas, SP, 2002.

ANDRADE, L.M.; ARAÚJO, A.G.N.; BARROS, R.M.L. **Análise de marcha: protocolo experimental para posicionamento e orientação dos segmentos do corpo humano baseado em sistemas de marcas técnicas**. *Rev. Brasileira de Biomecânica*, 9, 33-40, 2004.

ANDREWS, J.R.; HARRELSON, G.L.; WILK, K.E. **Reabilitação Física das Lesões Desportivas**, 2ª ed. Guanabara Koogan, 2000.

ARAÚJO, A.G.N. **Proposição e avaliação de um modelo de representação dos membros superiores e escápula durante a marcha humana**. Dissertação de Mestrado. Campinas, SP, 2002.

BARROS, R.M.L. de; RUSSOMANNO, T.G.; BRENZIKOVER, R.; FIGUEROA, P.J. **A method to synchronise video cameras using the audio band**. *Journal of Biomechanics*, 39, 776-780, 2006.

BASSETT, R.W.; BROWNE, A.O.; MORREY, B.F.; AN, K.N. **Glenohumeral muscle force and moment mechanics in a position of shoulder instability.** Journal of Biomechanics, 23, 405-415, 1990.

BIRYUKOVA, E.V.; ROBY-BRAMI, A.; FROLOV, A.A.; MOKHTARI, M. **Kinematics of human arm reconstructed from spatial tracking system recordings.** Journal of Biomechanics, 33, 985-995, 2000.

BLAND, J.M.; ALTMAN, D.G. **Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading.** The Lancet, vol 346, 21, 1085-1087, 1995.

BÜCLHER, P.; RAMANIRAKA, N.A.; RAKOTOMANANA, L.R.; IANNOTTI, J.P. FARRON, A. **A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints.** Clinical Biomechanics, 17, 630-639, 2002.

CAÑEIRO, J.P.T. **Proposta metodológica para o cálculo da força de contato patelofemoral.** Dissertação de Mestrado, PPGCMH – Esef , UFRGS, 2004.

CAPOZZO, A.; CATANI, A.; BENEDETTI, M.G.; DELLA CROCE, U. **Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts.** Clinical Biomechanics, 11, 90-100, 1996.

CEREATTI, A.; CAMMOMMILLA, V.; CAPOZZO, A. **Estimation of the centre of rotation: a methodological contribution.** Journal of Biomechanics, 37, 413-416, 2004.

CHANG, Y; HUGHES, R.E.; SU, F.; ITOI, E.; AN, K.N. **Prediction of muscle force involved in shoulder internal rotation.** J Shoulder and Elbow Surgery, 9, 188-195, 2000.

CORREIA, P.P.; SANTOS, P.M.; VELOSO, A. **ELECTROMIOGRAFIA. Fundamentação Fisiológica. Métodos de Recolha e Processamento. Aplicações Cinesiológicas.** Faculdade de Motricidade Humana, 1993.

DOORENBOSCH, C.A.M.; HARLAAR, J.; VEEGER, H.E.J. **The globe system: an unambiguous description of shoulder positions in daily life movements.** Journal of Rehabilitation Research & Development, 40, 2, 147-156, 2003.

DUL, J.; JOHNSON, G.E.; SHIAMI, R.; TOWNSEND, M.A. **Muscular Synergism – II. A minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscle.** Journal of Biomechanics, 17, 675-684, 1984.

ENGÍN, A. E. **On the biomechanics of the shoulder complex.** Journal of Biomechanics, 13, 575-590, 1980.

FAVRE, P. SHEIKH, R.; FUCENTESE, S.F.; JACOB, H.A.C. **An algorithm for estimation of shoulder muscle forces for clinical use.** Clinical Biomechanics, 20, 822-833, 2005.

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 13, 347-372, 1997.

FIGUEROA, P.J.; LEITE, N.J.; BARROS, R.M.L. **A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis.** Computer Methods and Programs in Biomedicine, 72, 155-165, 2003.

GAMAGE, S.S.H.U.; LASENBY, J. **New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation.** Journal of Biomechanics, 35, 87-93, 2002.

GRAICHEN, H.; STAMMBERGER, T.; BONEL, H.; ENGLMEIER, K.H.; REISER, M.; ECKSTEIN, F. **Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder – a 3D open-MRI study.** Journal of Biomechanics 33, 2000.

GROOD, E.S.; SUNTAY, W.J. **A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee.** Journal of Biomechanical Engineering, 105, 136-144, 1983.

HALVORSEN, K. **Bias compensated least squares estimate of the center of rotation.** Journal of Biomechanics, 36, 999-1008, 2003.

HALVORSEN, K.; LESSER, M.; LUNDBERG, A. **A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation.** Journal of Biomechanics, 32, 1221-1227, 1999.

HAPPEE, R.; VAN DER HELM, F.C.T. **Inverse dynamic optimization of shoulder muscle activity during fast, goal, directed arm movements.** XIV ISB Congress of Biomechanics, 1993.

HAPPEE, R.; VAN DER HELM, F.C.T. **The control of shoulder muscles during goal directed movements an inverse dynamic analysis.** Journal of Biomechanics 28, 1179-1191, 1995.

HASE, K.; ANDREWS, B.J.; ZAVATSKY, A.B.; HALLIDAY, S. **Biomechanics of Rowing (II. A Control Model for the Simulation Study of Rowing and Other Human Movement.** JSME International Journal, 45, 1082-1091, 2002 a.

HASE, K.; KAYA, M.; YAMAZAKI, N.; ANDREWS, B.J.; ZAVATSKY, A.B.; HALLIDAY, S. **Biomechanics of Rowing (I. A Model Analysis of Musculo-Skeletal Loads in Rowing for Fitness).** JSME International Journal, 45, 1073-1081, 2002 b.

HASE, K.; YAMAZAKI, N. **Development of Three-Dimensional Whole-Body Musculoskeletal Model for Various Motion Analyses.** JSME International Journal, 40, 25-32, 1997.

HÖGFORS, C.; SIGHOLM, G.; HERBERTS, P. **Biomechanical model of the human shoulder – I Elements.** Journal Biomechanics, 20, 157-166, 1987.

HOLZREITER, ST. **Calculation of the instantaneous centre of rotation for a rigid body.** Journal of Biomechanics, 24, 643-647, 1991.

HONG, D.A.; CHEUNG, T.K.; ROBERTS, E.M. **A three-dimensional, six-segment chain analysis of forceful overarm throwing.** Journal of Electromyography and Kinesiology, 11, 95-112, 2001.

HUGHES, R.E.; NIEBUR, G.; LIU, J.; NAN-AN, K. **Comparison of two methods for computing abduction moment arms of the rotator cuff.** Journal of Biomechanics, 31, 157-160, 1998.

KAPANDJI, A.I. **Fisiologia articular, volume 2: esquemas comentados de mecânica humana,** Panamericana, 2000.

KARLSSON, D.; PETERSON, B. **Towards a model for force predictions in the human shoulder.** Journal Biomechanics, 25, 189-199, 1992.

KAUFMAN, K.R.; AN, K.N.; LITCHY, W.J.; CHAO, Y.S. **Physiological prediction of muscle forces – I. Theoretical Formulation.** Neuroscience, 40, 781-792, 1991.

KELKAR ET AL. **Glenohumeral mechanics: A study of articular geometry, contact, and kinematics.** J Shoulder Elbow Surg, 2001; 10:73-84.

KLEINE, S.J., 1985. **The purposes of uncertainty analysis,** Journal of Fluids Engineering, vol 107/153, EEUU. *apud* Prieb, C.W.M. **Desenvolvimento de um sistema de ensaio de módulos fotovoltaicos.** Dissertação de Mestrado, PROMEC, UFRGS, 2002.

KUECHLE, D. K.; NEWMAN, S.R.; ITOI, E.; MORREY, B.F.; NAN-AN, K. **Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation.** Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 429-439, 1997.

LADIN, Z. **Three-Dimensional Instrumentation,** in: Allard, P.; Stokes, I.A.F.; Blanche, J.P. **Three-Dimensional Analysis of Human Movement.** Human Kinetics, 3-17, 1995.

LAURSEN, B.; SOGAARD, K.; SJOGAARD, G. **Biomechanical model predicting eletromyographic activity in three shoulder muscles from 3D kinematics and external forces during cleaning work.** Clinical Biomechanics, 18, 287-295, 2003.

LAVENDER, S.A.; RAJULU, S.L. **Applications in Ergonomics.** in: ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. **Three-Dimensional Analysis of Human Movement.** Human Kinetics, 311-326, 1995.

LIU, J.; HUGHES, R.E.; SMUTZ, W.P.; NIEBUR, G.; NAN-AN, K. **Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation.** Clinical Biomechanics, 12, 32-38, 1997.

LOSS, J.; SOARES, D.; CAÑEIRO, J.P.; ALDABE, D.; RIBEIRO, D.C.; GANDOLFI, L. **O uso da dinâmica inversa em situações envolvendo cadeia cinética aberta.** Revista Brasileira de Biomecânica, in press, 2006.

LOSS, J.F. **Avaliação dos parâmetros inerciais massa, centro de massa e momento de inércia do membro inferior em humanos.** Tese de Doutorado, PROMEC, UFRGS, 2000.

LOSS, J.F.; ZARO, M.; GODOLPHIM, B.H.; GODOLPHIM, B.; MICHEL, C. **Sugestão de método para correlacionar força muscular e eletromiografia.** Movimento, 8, 33-40, 1998.

LOSS, J.F.; SILVA, L.M.R.; ZARO, M.; GUIMARÃES, A.C.S. **Sincronismo entre eletromiografia e cinemetria.** VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Campinas, 453-456, 1997.

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

MESKERS, C.G.M.; VAN DER HELM, F.C.T.; ROZENDALL, L.A.; ROZING, P.M. **In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression.** Journal of Biomechanics 31, 93-96, 1998.

MESKERS, C.G.M.; VERMEULEN H.M.; GROOT, J.H.; VAN DER HELM, F.C.T.; ROZING, P.M. **3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electromagnetic device.** Clinical Biomechanics 13, 1998

MURRAY, I.A., JOHNSON, G.R. **A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks.** Clinical Biomechanics, 19, 586-594, 2004.

MURRAY, W.M.; DELP, S.L.; BUCHANAN, T.S. **Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position.** Journal of Biomechanics, 28, 513-525, 1995.

NIGG, B.M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the Musculo-Skeletal System.** John Wiley & Sons Ltda, 1999.

OTIS, J.C. et al. **Changes in the moment arms of the rotator cuff and deltoid muscle with abduction and rotation.** Journal of Bone and Joint Surgery, 76-A, 5, 667-676, 1994.

PASCOAL, A.G.; VAN DER HELM, F. **Protocolo de utilização de sistemas de vídeo no registro cinemático tridimensional do ombro.** Apêndice C, 329-338 in PASCOAL, A.G. **Ombro e elevação do braço, Análise cinemática e electromiográfica sobre a influência da carga externa e velocidade do braço no ritmo escapulo-umeral tridimensional.** Gráfica 2000 Ltda, 2001.

PASCOAL, A.G.; VAN DER HELM, F.; LOURA, L.C.de; CARITA, I.; CORREIA, P.P. **Modelo de regressão linear do ritmo escapulo-umeral tridimensional na elevação do braço.** Capítulo IV, 119-159, in PASCOAL, A.G. **Ombro e elevação do braço, Análise cinemática e electromiográfica sobre a influência da carga externa e velocidade do braço no ritmo escapulo-umeral tridimensional.** Gráfica 2000 Ltda, 2001.

PASCOAL, A.G.; VAN DER HELM, F; VELOSO, A. **Calibração do sistema de análise de imagem “Arietal Performance Analysis System”.** Apêndice B, 317-327 in PASCOAL, A.G. **Ombro e elevação do braço, Análise cinemática e electromiográfica sobre a influência da carga externa e velocidade do braço no ritmo escapulo-umeral tridimensional.** Gráfica 2000 Ltda, 2001.

PRAAGMAN, M.; STOKDIJK, M.; VEEGER, H.E.J.; VISSER, B. **Predicting mechanical load of the glenohumeral joint, using net joint moments.** Clinical Biomechanics, 15, 315-321, 2000

RIBEIRO, D.C.; DE TOLEDO, J.M; KRUG, R.C.; LOSS, J.F. **Modelo para estimativa da força dos músculos rotadores internos do ombro.** Anais do XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2005.

RODGERS, M.M.; TUMMARAKOTA, S.; LIEH, J. **Three-Dimensional Dynamic Analysis of Wheelchair Propulsion.** Journal of Applied Biomechanics 14, 80-92, 1998.

RUNCIMAN, R.J.; NICOL, A. C. **Shoulder muscle and joint forces, modeled for real life activities.** XIV ISB Congress of Biomechanics, 1993

SCHMIDT R.; DISSELHORST-KLUG, C.; SILNY, J.; RAU, G. **A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions.** Journal of Biomechanics, 32, 615-621, 1999.

SÊNK, M.; CHÈZE, L. **Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics.** Clinical Biomechanics, 21, S3-S8, 2006.

SODERBERG, G.L.; KNUTSON,L.M. **A guide for use and interpretation of kinesiologic eletromyographic data.** Physical Therapy: 8, 485-498, 2000.

SOGAARD, K.; LAURSEN, B.; JENSEN, B.R.; SJOGAARD, G. **Dynamic loads on the upper extremities during two different floor cleaning methods.** *Clinical Biomechanics*, 16, 866-879, 2001.

STOKDIJK, M.; NAGELS, J.; ROZING, P.M. **The glenohumeral joint rotation centre in vivo.** *Journal of Biomechanics* 33, 1629-1636, 2000.

SUZUKI, M.; YAMAZAKI, Y.; MATSUNAMI, K. **Simplified dynamics model of two planar two-joint arm movements.** *Journal of Biomechanics*, 33, 925-931, 2000.

VAN DER HELM, F.C.T. **A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism.** *Journal of Biomechanics*, 27, 551-569, 1994 (a).

VAN DER HELM, F.C.T. **Analysis of kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism.** *Journal of Biomechanics*, 27, 527-550, 1994 (b).

VAN DER HELM, F.C.T.; VEEGER, H.E.J. **Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion.** *Journal of Biomechanics*, 29, 39-52, 1996.

VAN DER HELM, F.C.T.; VEEGERT, H.E.J. **Quasi-Static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion.** *Journal of Biomechanics* 29, 39-52, 1996.

VAN DER HELM, F.C.T.; VEEGER, H.E.J.; PRONK, G.M.; VAN DER WOUDE, L.H.V.; ROZENDAL, R.H. **Geometry parameters for musculoskeletal modeling of the shoulder system.** *Journal of Biomechanics*, 25, 129-144, 1992.

VAUGHAN, C.L.; DAVIS, B.L.; O'CONNOR, J.C. **Dynamics of Human Gait.** Kobo Publishers, South Africa, 1999.

VEEGER, D.J.; PASCOAL, A.G. **Upper extremity biomechanics: Are we closing the gap?**, Proceedings of the 5th meeting of the International Shoulder Group. *Clinical Biomechanics*, 21, S1-S2, 2006.

VEEGER, H.E.J. **The position of the rotation center of the glenohumeral joint.** *Journal of Biomechanics* 33, 2000.

VEEGER, H.E.J.; YU, B.; AN, K.N.; ROZENDAL, R.H. **Parameters for modeling the upper extremity.** Journal of Biomechanics, 30, 647-652, 1997.

VEGGER, H.E.J.; Van der Helm, F.C.T.; Van der Woude, L.H.V.; Pronk, G.M.; Rozendal, R.H. **Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modeling of the shoulder mechanism.** Journal of Biomechanics 24, 615-629, 1991.

WICKHAM, J.B.; BROWN, J.M.M. **Muscles within muscles: the neurmotor control of intra-muscular segments.** Eur J Appl Physiol, 78, 219-225.

WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control of human movement.** Wiley, New York, 2005.

WITTEN, W.A.; BROWN, E.W.; WITTEN, C.X.; WELLS, R. **Kinematic and kinetic analysis of the overgrip giant swing on the uneven parallel bars.** Journal of Applied Biomechanics 12, 1996.

WOLTRING, H. J. **Smoothing and differentiation techniques applied to 3-D data.** in ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. **Three-Dimensional Analysis of Human Movement.** Human Kinetics, 79-99, 1995.

WOLTRING, H.J. In: CAPOZZO, A., BERME, P. (Eds.), **Biomechanics of Human Movement, Applications in Rehabilitation, Sport and Ergonomic.** Berlec Corporation, Washington, OH, 203-237, 1990 apud VEEGER, H.E.J. **The position of the rotation center of the glenouhumeral joint.** Journal of Biomechanics 33, 2000.

WU G. et al. **ISB Recommendation on Definitions of Joint Coordinate System of Various Joints for the Reporting of Human Joint Motion – Part II: Shoulder, Elbow, Hand and Wrist.** Journal of Biomechanics, 38, 981-992, 2005.

WU G. et al. **ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion – part I: ankle, hip, and spine.** Journal of Biomechanics, 35, 4, 543-548, 2002.

WU, G.; CAVANAGH, P.R. **Recommendations for standardization in the reporting of kinematic data.** Journal of Biomechanics, 28, 10, 1257-1260, 1995.

ZATSIORSKY, V.M. **Kinematics of Human Motion.** Human Kinetics, 1998.

ZATSIORSKY, V.M. **Kinetics of Human Motion.** Human Kinetics, 2002.

8 APÊNDICES

8.1. APÊNDICE - A

Tabela A. 1 Frequência de corte do filtro digital *butterworth*, para cada coordenada dos pontos de referência cinemáticos, para os diferentes gestos. A frequência de corte foi determinada através do método da *Análise Residual* (Winter, 2005).

		Flex Ombro	Ext Ombro	Abdu Ombro	Flex Horiz	Flex Cot
5° MC	x	2,5	2,7	2,1	0,8	4,2
	y	2,6	2,1	2,3	1,1	2,7
	z	1,9	2,1	1,9	2,2	2,5
2° MC	x	2,4	2,7	2,0	2,2	2,4
	y	2,7	2,2	2,3	2,9	2,7
	z	2,0	2,1	2,4	2,5	2,0
PER	x	2,0	2,3	1,7	1,1	2,2
	y	2,5	2,1	2,6	1,7	2,8
	z	1,6	2,0	1,9	1,7	1,7
PEU	x	2,4	2,4	1,7	2,1	2,2
	y	2,4	2,3	2,2	2,7	2,6
	z	1,9	2,0	2,7	1,8	1,6
MTD	x	2,0	2,5	0,9	1,7	2,3
	y	2,3	2,5	1,6	2,6	2,6
	z	2,0	2,9	1,6	1,5	2,5
MTM	x	1,8	2,0	2,6	1,8	2,2
	y	2,4	2,2	2,3	3,0	2,9
	z	1,6	2,5	2,1	2,4	2,8
MTP	x	1,9	1,8	1,9	1,4	2,2
	y	2,1	2,1	1,4	2,2	2,2
	z	1,4	1,4	1,3	2,5	2,0
AA	x	2,5	2,2	2,5	2,7	2,2
	y	1,6	2,4	0,8	3,1	1,7
	z	2,3	2,3	0,7	2,7	1,8

Continua na página seguinte.

Tabela A.1 (continuação)

		Flex Ombro	Ext Ombro	Abdu Ombro	Flex Horiz	Flex Cot
AC	x	1,2	2,1	1,1	2,9	1,9
	y	1,8	2,2	1,7	3,7	2,0
	z	1,1	1,3	1,0	3,7	1,2
PC	x	1,2	2,2	1,0	1,5	2,1
	y	1,9	2,0	1,4	3,4	2,2
	z	1,2	2,4	1,5	2,5	1,7
SC	x	2,1	1,7	2,0	2,1	2,1
	y	1,9	1,4	3,2	2,0	2,1
	z	2,2	1,6	2,0	1,8	2,4
AI	x	2,1	2,9	2,4	2,2	1,5
	y	2,4	1,8	2,0	1,6	1,7
	z	2,7	1,9	2,4	1,7	2,0
TS	x	1,9	2,0	2,5	2,7	1,5
	y	2,3	2,2	3,2	2,3	1,8
	z	2,0	2,4	2,2	1,8	2,0
T8	x	1,9	1,0	0,4	4,6	1,1
	y	1,7	2,3	0,6	1,0	2,5
	z	2,3	2,2	2,9	1,0	1,8
C7	x	1,5	1,5	0,5	2,7	1,5
	y	1,3	1,4	3,0	1,6	2,0
	z	2,6	3,0	2,8	2,4	2,6
PX	x	1,9	2,5	1,0	3,1	2,9
	y	2,7	2,2	1,6	2,1	3,6
	z	1,6	2,4	1,2	2,9	4,9
IJ	x	0,7	1,0	2,1	2,5	1,4
	y	0,5	1,5	2,7	2,3	1,7
	z	0,6	0,9	2,3	2,5	1,3

8.2. APÊNDICE - B

TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Você está sendo convidado a participar de um estudo sobre avaliação das cargas articulares do ombro e cotovelo, o qual pretende investigar as magnitudes das cargas articulares durante atividades dos membros superiores. Neste sentido, pedimos que você leia este documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir com sua assinatura.

Objetivo do Estudo:

Estabelecer um modelo matemático que permita quantificar as cargas articulares do punho, cotovelo, ombro.

Procedimentos:

Participar de uma coleta de dados em que será solicitado ao sujeito realizar movimentos com o membro superior (mão, antebraço e braço).

Riscos e Benefícios do Estudo:

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

Segundo: Este estudo poderá contribuir no entendimento científico do comportamento das cargas articulares, permitindo uma maior compreensão de gestos motores dos membros superiores e a elaboração de programas de prevenções de lesões destas articulações.

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.

Novas informações:

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

Responsável:

Jefferson Fagundes Loss

Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano.

Rua Felizardo, 750 – Bairro Jardim Botânico / POA – RS

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 _____