

Everaldo Encide de Vasconcelos

**CONFECCÃO DE UM PROTÓTIPO PARA AVALIAÇÃO
DAS FORÇAS MUSCULARES DO OMBRO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia - Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Bioengenharia.

DEDALUS - Acervo - EESC



31100053673

Orientador: Prof. Dr. Nilton Mazzer

SÃO CARLOS
2005





Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia
EESC / FMRP / IQSC

MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DO ALUNO EVERALDO ENCIDE DE VASCONCELOS, APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO INTERUNIDADES EM BIOENGENHARIA EESC / FMRP / IQSC – USP NO DIA 06 DE SETEMBRO DE 2005.

PROF. DR. NILTON MAZZER (orientador)
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP

PROFA. DRA. MARISA DE CÁSSIA REGISTRO FONSECA
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP

PROF. DR. JOSÉ ANTONIO GALBIATTI
Faculdade de Medicina de Marília

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, *Francisco e Clarice*, por todo amor, dedicação e incentivo em todos os momentos da minha vida.

A minha esposa *Elaine* por toda compreensão, dedicação e amor.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao *Prof. Dr. Nilton Mazzer* pelo incentivo, confiança e amizade durante a execução deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

A *Deus*, por me conceder a vida e colocar ao meu lado pessoas maravilhosas como meus familiares e amigos verdadeiros.

A minha esposa *Elaine* por toda a atenção, paciência e dedicação durante a realização do trabalho.

Aos engenheiros *Carlos Alberto Moro* e *Antônio Carlos Shimano* pelos ensinamentos e auxílio durante o planejamento do protótipo.

Aos funcionários da Oficina de Precisão da Prefeitura da FMRP – USP, em especial ao *Otávio*, pelas contribuições durante a construção do protótipo.

Ao *Luis Henrique* pela atenção e contribuição para o desenvolvimento do torquímetro.

À Professora *Patrícia Yumi N. Mazzer* pela amizade e colaboração com a construção do sistema de estabilização.

Aos funcionários da Bioengenharia, *Chico*, *Teresinha* e *Janete*, pela atenção concedida durante o período de realização do trabalho.

Ao professor e amigo *Gerson Pomari* pela correção gramatical.

Às coordenadoras *Simone Belluzzo* e *Elaine Leonezi* por acreditarem e confiarem no meu trabalho.

Aos colegas do Centro Universitário Barão de Mauá de Ribeirão Preto e Faculdades Integradas FAFIBE de Bebedouro por todo apoio e incentivo.

A todos que de alguma forma colaboraram para realização deste trabalho.

RESUMO

VASCONCELOS, E. E. (2005). *Confeção de um protótipo para avaliação das forças musculares do ombro*. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2005.

A avaliação da força muscular caracteriza um aspecto fundamental dentro do processo de avaliação de um paciente. O déficit de força muscular, muitas vezes, não só é a fonte de processos patológicos, como também, uma consequência bastante comum na presença de uma patologia. A articulação do ombro é altamente dependente de uma função muscular preservada, pois os músculos do ombro, principalmente os do manguito rotador, são os responsáveis pelo mecanismo de estabilização articular, mecanismo este fundamental para que a articulação se mantenha saudável. Portanto, a quantificação da força dos músculos do ombro se traduz como fundamental para os processos de diagnóstico e reabilitação. De uma maneira geral é praticado o teste de função muscular manual, com a finalidade de se avaliar a função muscular. No entanto, há pouca precisão com este procedimento. Desta forma, o presente estudo tem por objetivo a construção de um protótipo, de baixo custo, que possibilita a avaliação objetiva e quantitativa do torque isométrico dos músculos do ombro. Após extensa pesquisa, foi confeccionado um protótipo inicial com materiais de fácil obtenção e preço acessível, capaz de quantificar o torque dos músculos do ombro, levando em consideração os aspectos biomecânicos dentro do processo de avaliação. Tal protótipo foi elaborado possibilitando ajustes para atender às variações antropométricas individuais. Como instrumento de medida foi utilizado um torquímetro devidamente calibrado, em que foi acoplado um braço de resistência. O protótipo foi submetido a teste de adaptabilidade e eficiência, avaliando-se os músculos rotadores do ombro de 20 indivíduos saudáveis de ambos os sexos. Após o teste foi verificada boa adaptabilidade do protótipo nos indivíduos testados, demonstrando também ser eficiente na avaliação da força muscular do ombro.

Palavras-chave: biomecânica; ombro; força muscular; dinamometria; torque

ABSTRACT

VASCONCELOS, E. E. (2005) **Building a prototype for shoulder muscular strength evaluation**. M.Sc. Dissertation – Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2005.

The evaluation of the muscular strength characterizes a fundamental aspect within the process of a patient's evaluation. The deficit of muscular strength many times is the source of pathological processes, as well as, a quite common consequence in the presence of a pathology. The articulation of the shoulder is highly dependent on a preserved muscular function, therefore the shoulder muscles, mainly the ones of the rotator cuff are the ones responsible for the mechanism of articulate stabilization, this mechanism is fundamental to healthy maintenance of the articulation. Therefore, the strength quantification of the shoulder muscles is told as fundamental to the diagnosis processes and rehabilitation. In a general way the test of manual muscular function is practiced, with the purpose of evaluating the muscular function. However there is little accuracy with this procedure. This way, the present study has as its main objective the construction of a low cost prototype that makes the objective and quantitative evaluation of the isometric strength of the shoulder muscles possible. After an extensive research a prototype was built with easily obtained materials and low price, capable of quantifying the muscles strength of the shoulder muscles taking to account the biomechanics aspects within the evaluation process. The prototype was elaborated making different possible fittings to match the individual anthropometrical variations. As measurement instrument a torquimeter properly calibrated was used, where a resistance arm was coupled. The prototype was submitted to adaptability and efficiency tests, evaluating the shoulders' rotator muscles of 20 healthy individuals of both sexes. After the test the good adaptability of the prototype was observed in the tested individuals and it also demonstrated to be efficient in the evaluation of the shoulder muscular strength.

Key words: biomechanic, shoulder, muscular strength, dynamometry, torque

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 01 – Articulação glenoumeral.....	13
FIGURA 02 – Músculos do manguito rotador.....	15
FIGURA 03 – Articulação subacromial ou supra-umeral.....	16
FIGURA 04A e B – Plano da escápula.....	17
FIGURA 05 – Músculos do complexo articular do ombro.....	19
FIGURA 06 – Cálculo do torque.....	22
FIGURA 07 – Decomposição de uma força muscular.....	23
FIGURA 08 – Protótipo desenvolvido.....	36
FIGURA 09 – Base do protótipo.....	37
FIGURA 10 – Coluna de ajuste do assento.....	39
FIGURA 11 – Coluna de ajuste do torquímetro.....	40
FIGURA 12 – Sistema de posicionamento do torquímetro.....	41
FIGURA 13 – Desenho esquemático do sistema de posicionamento do torquímetro....	42
FIGURA 14 – Torquímetro utilizado nos testes.....	44
FIGURA 15 – Características do torquímetro.....	44
FIGURA 16 – Braço de resistência do torquímetro.....	45
FIGURA 17 – Manípulo.....	46
FIGURA 18 – Sistema de estabilização utilizado nos testes.....	47
FIGURA 19 – Fixação do sistema de estabilização no torquímetro.....	48
FIGURA 20 – Ponte de extensometria.....	49
FIGURA 21 – Demonstrativo Torque/Indicador da calibração do torquímetro.....	50
FIGURA 22 – Posicionamento do voluntário no protótipo.....	52
FIGURA 23 – Posicionamento do membro superior durante os testes.....	53
FIGURA 24 – Alinhamentos dos eixos mecânico e anatômico	54
FIGURA 25 – Estabilização do membro superior durante os teste.....	54

LISTA DE TABELAS

TABELA 01 – Músculos do complexo articular do ombro agrupados de acordo com a ação na articulação glenoumeral.....	20
TABELA 02 – Músculos do complexo articular do ombro agrupados de acordo com ação na articulação escapulotorácica.....	20
TABELA 03 – Sistema de graduação numérica e qualitativa da função muscular, com a descrição para cada grau.....	24
TABELA 04 – Distribuição dos voluntários do sexo masculino conforme a idade, peso, altura e dominância.....	33
TABELA 05 – Distribuição dos voluntários do sexo feminino conforme a idade, peso, altura e dominância.....	34
TABELA 06 – Medidas utilizadas no dimensionamento do protótipo.....	35
TABELA 07 – Valores obtidos para força dos rotadores do ombro no grupo dos homens.....	58
TABELA 08 – Valores obtidos para força dos rotadores do ombro no grupo das mulheres.....	58

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	11
1.1 Anatomia e biomecânica do complexo articular do ombro.....	11
1.1.1 Articulação escapulotorácica.....	12
1.1.2 Articulação glenoumeral.....	12
1.1.3 Articulação acromioclavicular.....	15
1.1.4 Articulação esternoclavicular.....	15
1.1.5 Articulação subacromial.....	16
1.1.6 Plano escapular.....	17
1.1.7 Ritmo escapuloumeral.....	18
1.1.8 Os músculos e suas funções no complexo do ombro.....	19
1.2 Aspectos biomecânicos relacionados à força muscular.....	21
1.2.1 Torque.....	22
1.2.2 Força total e força mensurável.....	23
1.3 Avaliação da força muscular.....	23
1.3.1 Avaliação instrumental da força muscular do ombro.....	25
1.3.2 Comparação entre os métodos.....	30
2 OBJETIVOS.....	32
3 MATERIAL E MÉTODOS.....	33
3.1 Amostra.....	33
3.1.1 Critérios de inclusão.....	34
3.2 Materiais.....	34
3.2.1 Planejamento do protótipo.....	34
3.2.1.1 Dimensionamento do protótipo.....	35
3.2.2 Protótipo desenvolvido.....	36
3.2.3 Calibração do torquímetro.....	49
3.3 Métodos.....	51
3.3.1 Teste de adaptabilidade e eficiência do protótipo em ombros normais.....	51

4 RESULTADOS.....	56
4.1 Adaptação do protótipo às variações antropométricas dos indivíduos.....	56
4.2 Nível de tolerância dos indivíduos durante os testes.....	57
4.3 Eficácia do protótipo na avaliação do torque muscular isométrico para os rotadores do ombro.....	57
4.4 Custo aproximado para construção do protótipo.....	59
5 DISCUSSÃO.....	60
6 CONCLUSÕES.....	65
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	66
APÊNDICE.....	72

1 INTRODUÇÃO

Embora a essência do processo de reabilitação seja restaurar a função do paciente, nos últimos anos houve uma crescente busca pelo aprimoramento do processo de avaliação, com o foco na objetividade dos dados relacionados às deficiências do paciente. Uma deficiência específica relacionada com a perda funcional é a fraqueza muscular (BOHANNON, 1997).

A avaliação da força muscular é essencial, tanto para o clínico, como para o terapeuta no tratamento de pacientes com doenças neuromusculares ou musculoesqueléticas. Para o clínico, a avaliação da força muscular fornece informações para a realização de um diagnóstico, bem como para a verificação da progressão do tratamento. Já para o terapeuta, os dados referentes à força são necessários para verificar a efetividade de um procedimento terapêutico (AITKENS et al., 1989).

De acordo com Palmer e Epler (2002), a avaliação da força muscular é indicada para determinar um diagnóstico, estabelecer uma base para a reeducação muscular, determinar o grau de funcionalidade de um determinado paciente e estabelecer o seu prognóstico.

O exame da força muscular tem por finalidade a quantificação objetiva da força produzida pelo sistema musculoesquelético, sendo que alguns métodos têm sido utilizados para a avaliação da mesma. Os profissionais que trabalham na reabilitação do paciente lançam mão, freqüentemente, de testes como o exame manual da força muscular, exercícios máximos de 10 repetições (RMs), dinamômetros manuais, tensiômetros de cabos, dinamômetros de molas e dinamômetros isocinéticos (DAVIES, WILK, ELLENBECKER, 2000).

1.1 Anatomia e biomecânica do complexo articular do ombro

O complexo articular do ombro funcionalmente deve conciliar a ampla mobilidade, que favorece a colocação do membro no espaço nas mais diversas

atividades desenvolvidas no dia-a-dia, e a manutenção de sua estabilidade, que é sacrificada em decorrência ao favorecimento da mobilidade. A articulação do ombro apresenta a maior liberdade de movimento entre todas do corpo humano, em decorrência disto, é também a que está mais suscetível a quadros de instabilidade (LECH, 2003).

Anatomicamente, o complexo articular do ombro é formado pela escápula, clavícula e úmero, sendo estes três segmentos controlados por quatro ligações interdependentes: uma articulação funcional conhecida como escapulotorácica, e três anatômicas, a glenoumeral, a acromioclavicular e a esternoclavicular. Uma quinta articulação funcional é comumente descrita como parte do complexo articular do ombro, sendo formada pelo arco coracoacromial e a cabeça do úmero e denominada supra-umeral (NORKIN e LEVANGIE, 2001).

1.1.1 Articulação escapulotorácica

Como citada anteriormente, a articulação escapulotorácica é considerada uma articulação somente do ponto de vista fisiológico, já que não apresenta superfícies articulares recobertas por cartilagem, nem a presença de cápsula articular e ligamentos. A articulação é formada pela fossa subescapular da escápula, onde se encontra o músculo subescapular, e pelo gradil costal, com a presença do músculo serrátil anterior. Entre os músculos citados existem bursas que facilitam o deslizamento entre eles, favorecendo a movimentação da escápula. Os movimentos escapulares são: elevação e depressão, abdução e adução e rotação superior e inferior. O controle e estabilidade da articulação escapulotorácica depende quase que exclusivamente dos músculos escapulotorácicos (WILK, et al., 2000).

1.1.2 Articulação glenoumeral

Considerada a principal articulação dentro do complexo articular, é classificada como uma articulação sinovial do tipo esferóide, podendo realizar movimentação em 3 planos diferentes: os movimentos de flexão e extensão são realizados no plano sagital em torno do eixo látero-lateral; os movimentos de abdução e adução são executados no plano frontal em torno do eixo ântero-posterior; e, por fim, os movimentos de rotação medial e lateral que são realizados no plano transversal em torno do eixo longitudinal ou

vertical. A somatória dos movimentos citados possibilita a circundação. A articulação é formada pela esférica cabeça umeral e pela rasa cavidade glenóide da escápula (FIGURA 1) (NORKIN e LEVANGIE, 2001). A articulação glenoumeral apresenta pouco contato ósseo, sendo que a cavidade glenóide recobre somente um terço da cabeça umeral, além de apresentar uma cápsula articular bastante frouxa (FIGURA 1) para permitir a grande mobilidade articular (PAGNANI, WAEEN, TENN, 1994).

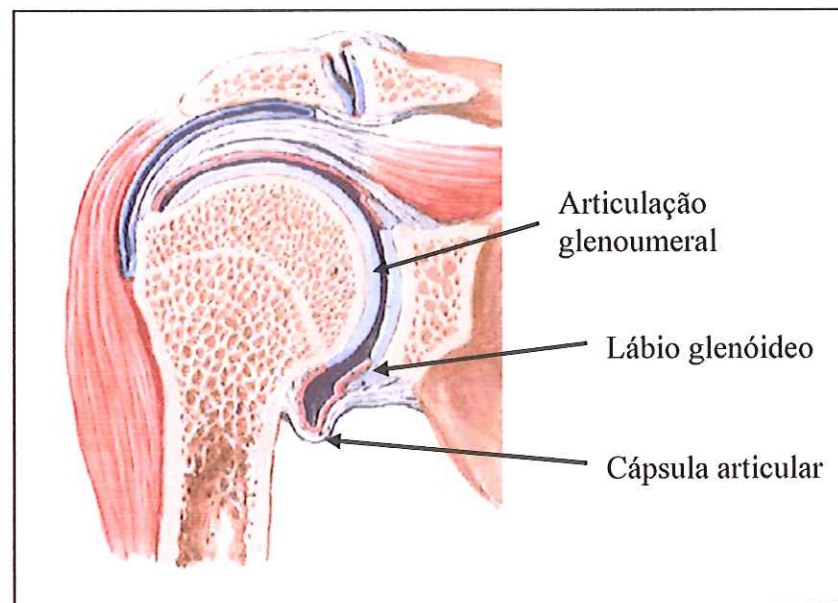


Figura 1. Corte frontal da articulação glenoumeral, mostrando a cápsula articular e o lábio glenóideo (Fonte: Netter, 1996)

Desta forma, a articulação se torna altamente dependente de dois mecanismos de estabilização articular, o primeiro denominado mecanismo de estabilização estática e o segundo denominado mecanismo de estabilização dinâmica (WILK, et al., 2000).

O mecanismo de estabilização estática é promovido principalmente pelos ligamentos glenoumerais que são faixas espessas da cápsula articular. Na região anterior da articulação encontram-se os ligamentos glenoumeral superior, glenoumeral médio e glenoumeral inferior, sendo este último dividido em duas bandas, uma ântero-inferior e outra pósterio-inferior. O ligamento glenoumeral inferior é o que sofre maior solicitação quando o ombro é abduzido e rodado lateralmente, contribuindo de maneira significativa para a estabilidade do ombro nas atividades que envolvem lançamentos (SOUZA, 1994).

Superiormente à cabeça umeral, observa-se o ligamento coracoumeral, que tem a função de impedir a translação inferior do úmero quando o membro está aduzido ao lado do corpo (NORKIN e LEVANGIE, 2001).

Fator importante a ser lembrado é que os ligamentos somente atuam na estabilização articular quando são submetidos à tensão, bloqueando então a movimentação excessiva da cabeça umeral. Desta forma, a ação ligamentar está presente somente nos extremos dos movimentos.

Outra estrutura que contribui estaticamente para o mecanismo de estabilização do ombro é o lábio glenóide (FIGURA 1), formado por um anel fibrocartilaginoso inserido na borda da cavidade glenóide. O lábio glenóide favorece a estabilidade articular por aprofundar a cavidade glenóide em até 50%, aumentando a área de contato entre as superfícies articulares, favorecendo assim a congruência articular. O lábio também favorece a inserção dos ligamentos glenoumerais na cavidade glenóide. É bastante freqüente a lesão do lábio glenóide em situações de trauma que levam à luxação da articulação glenoumeral, sendo o lábio desinserido do rebordo glenóide, com conseqüente perda de sua capacidade de estabilização articular (WILK et al., 2000).

O mecanismo de estabilização dinâmica é promovido pelos músculos relacionados à articulação glenoumeral, principalmente pelos músculos do manguito rotador (FIGURA 2) (INMAN, SAUNDERS, ABBOTT, 1944).

O manguito rotador é formado por quatro músculos: o subescapular, o supra-espinhoso, o infra-espinhoso e o redondo menor. A atuação em conjunto destes músculos favorece a compressão e a centralização da cabeça umeral na cavidade glenóide, impedindo a translação excessiva da cabeça umeral durante a movimentação do ombro. A deficiência de força nestes músculos acarreta uma instabilidade articular, causando sobrecarga sobre os elementos de estabilização estática, favorecendo o aparecimento de patologias (WILK et al., 2000).

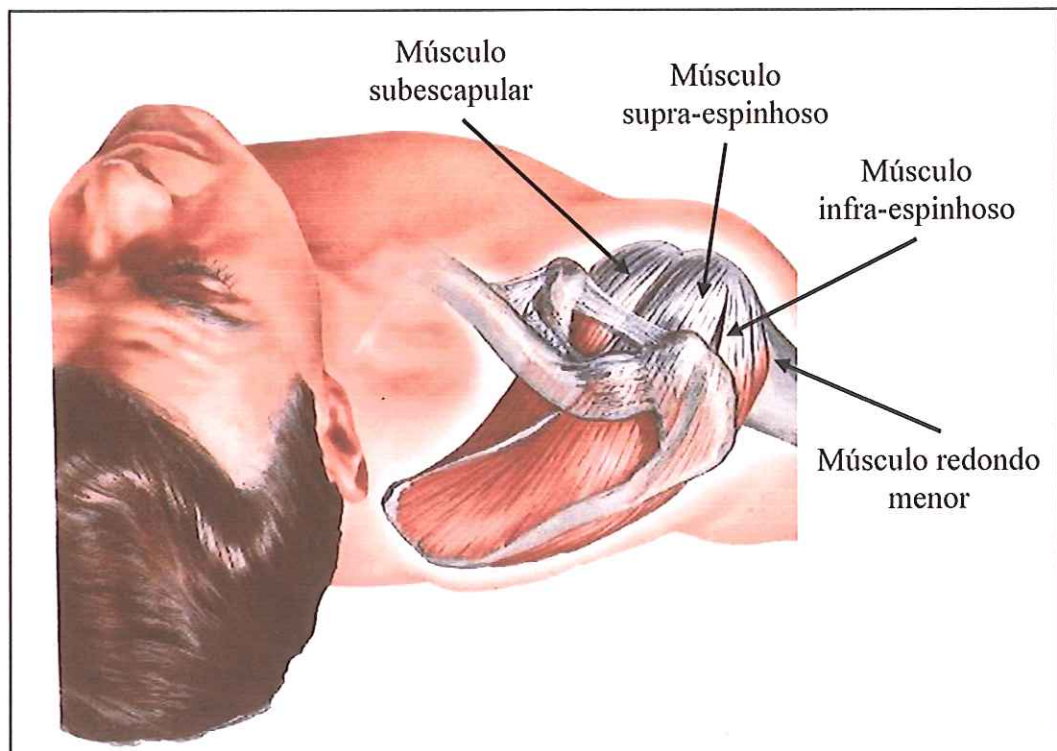


Figura 2. Músculos do manguito rotador (Fonte: Netter, 1996)

1.1.3 Articulação acromioclavicular

A articulação acromioclavicular é considerada uma articulação sinovial do tipo plana, formada pela superfície articular da extremidade lateral da clavícula e pela superfície articular do acrômio. Esta articulação apresenta três graus de liberdade de movimento pelo pequeno deslizamento das superfícies articulares durante a movimentação da articulação escapulotorácica. Sua estabilidade é dada pelos ligamentos acromioclaviculares, que impedem a translação no plano horizontal, e pelos ligamentos coracoclaviculares, que limitam a translação da clavícula no plano vertical em relação ao acrômio (NORKIN e LEVANGIE, 2001).

1.1.4 Articulação esternoclavicular

A articulação esternoclavicular, é classificada como sinovial do tipo selar, sendo a única ligação óssea da cintura escapular com o esqueleto axial. A articulação é formada pela região lateral do manúbrio esternal e pela extremidade medial da clavícula. Apresenta liberdade para movimentar-se em três planos, sendo possíveis os

movimentos de elevação e depressão, protusão e retração, rotação posterior e anterior, movimentos estes que acontecem somente em associação com a movimentação da cintura escapular. A estabilização articular é promovida, principalmente, pelos ligamentos esternoclavicular, interclavicular e costoclavicular, que impedem a translação excessiva da clavícula sobre o manúbrio esternal (JOBE, 2002).

1.1.5 Articulação subacromial ou supra-umeral

A articulação subacromial (FIGURA 3) é formada por um espaço delimitado superiormente pelo arco coracoacromial e inferiormente pela cabeça umeral. O arco coracoacromial é composto pelo acrômio, ligamento coracoacromial e processo coracóide. Estão contidos no espaço supra-umeral os tendões do manguito rotador, o cabo longo do músculo bíceps braquial e a bursa subacromial (NORKIN e LEVANGIE, 2001). Em ombros normais, o espaço supra-umeral é de aproximadamente 5 a 10 mm, ficando reduzido quando o braço é elevado acima da cabeça, com conseqüente compressão das estruturas dentro do espaço.

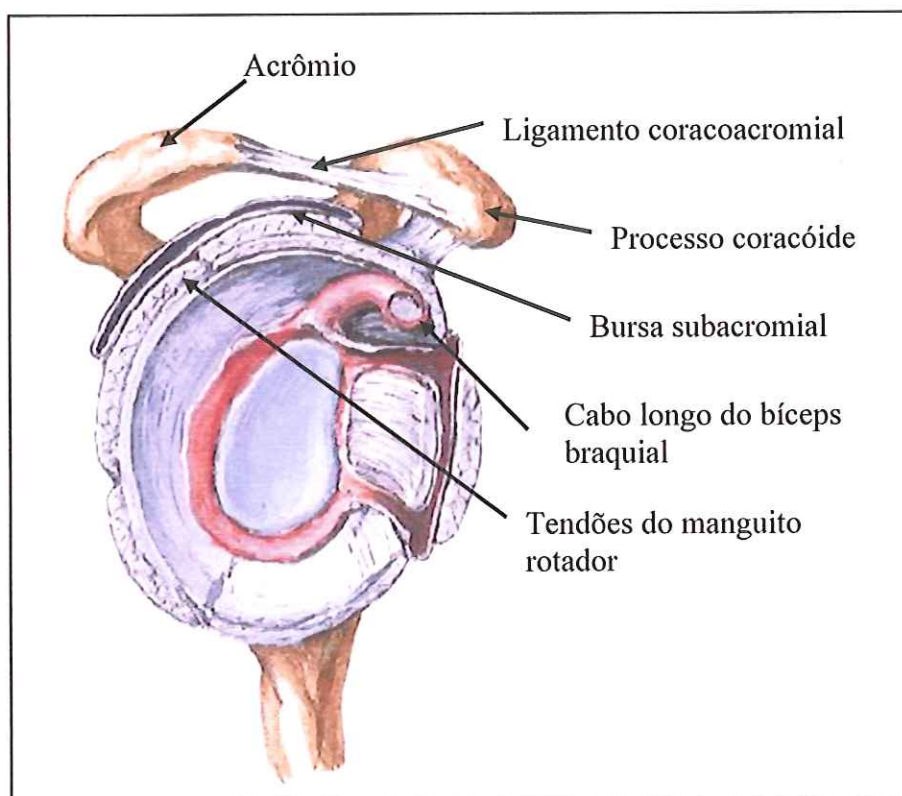


Figura 3. Articulação subacromial ou supra-umeral (Fonte: Netter, 1996)

1.1.6 Plano escapular

A escápula, diferente do que se imagina, não está posicionada paralela ao plano frontal (FIGURA 4A), mas sim inclinada anteriormente ao plano frontal em aproximadamente 30° (FIGURA 4B). A maioria das atividades diárias são executadas neste plano e não no plano frontal e sagital, em que ocorrem os movimentos de abdução e flexão do ombro, respectivamente (POPPEN e WALKER, 1976).

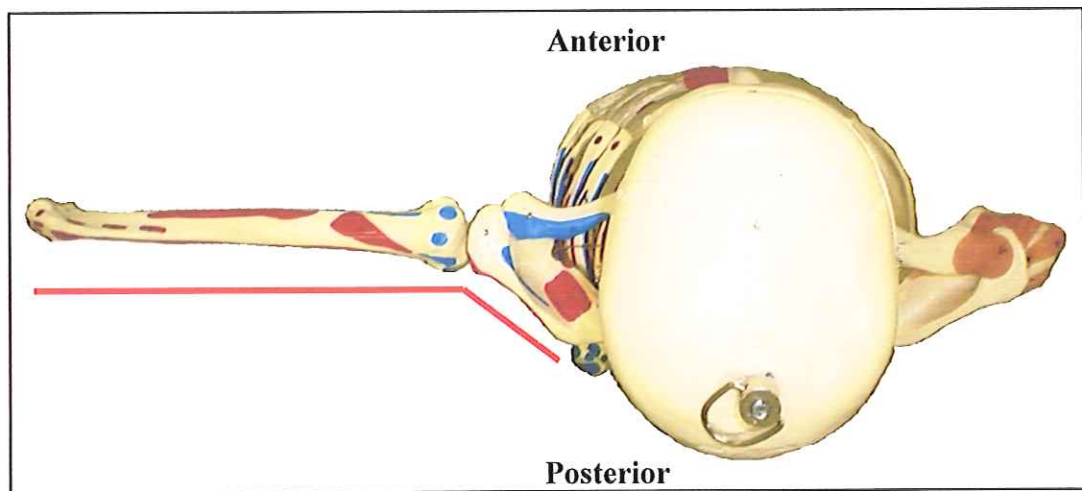


Figura 4A. Utilizando um modelo anômico, é possível perceber que o alinhamento do úmero no plano frontal não coincide com o plano da escápula.

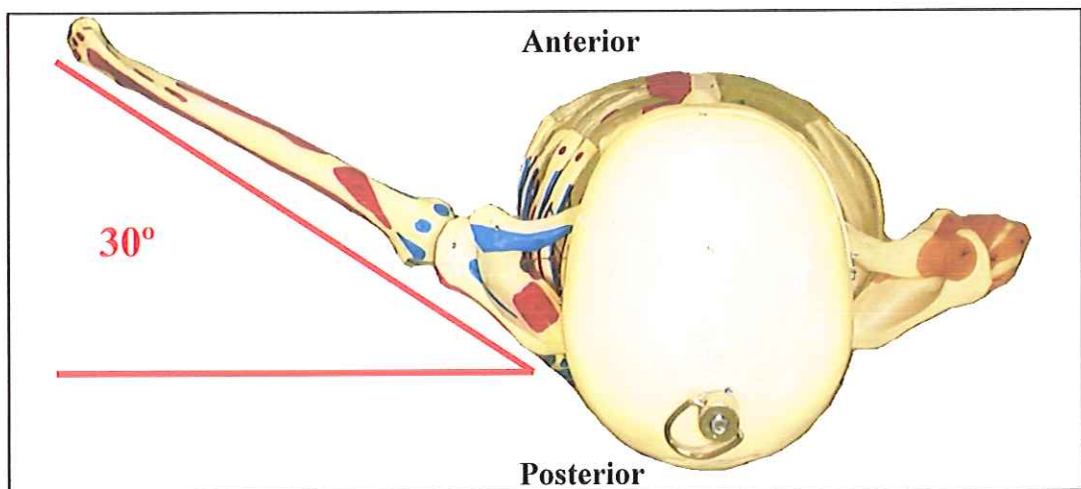


Figura 4B. Quando o úmero é elevado em um plano 30° anterior ao plano frontal, ocorre o alinhamento com a escápula.

Quando o braço é elevado no plano da escápula, é colocada menor tensão nas estruturas capsular e ligamentar da articulação glenoumeral, e os músculos do manguito rotador ficam melhor alinhados para realizar a elevação do braço (SAHA, 1971; GREENFIELD et al., 1990). Indivíduos que apresentam problemas no ombro toleram melhor os exercícios quando realizados no plano da escápula.

1.1.7 Ritmo escapuloumeral

O ritmo escapuloumeral é designado para descrever a movimentação conjunta que acontece entre as articulações do complexo articular do ombro. Estudos realizados em relação à movimentação do complexo articular do ombro descrevem, que durante a elevação do braço, ocorre, um grau de movimento na articulação escapulotorácica para cada dois graus de movimento na articulação glenoumeral (LIPPERT, 2003). A elevação do braço acarreta movimentos nas articulações esternoclavicular e acromioclavicular. Levando em consideração estas informações, pode-se dizer que, durante a elevação do braço, a qual é de aproximadamente 180 graus, ocorrem 120 graus de movimento na articulação glenoumeral e 60 graus na escapulotorácica. Kapandji (1990) relata que os últimos graus de elevação do braço dependem da movimentação da coluna vertebral.

1.1.8 Os músculos e suas funções no complexo do ombro

A FIGURA 5 mostra os vários músculos envolvidos na mecânica do complexo articular do ombro: No entanto, podemos separá-los pela atuação direta sobre uma articulação (TABELAS 1 e 2).

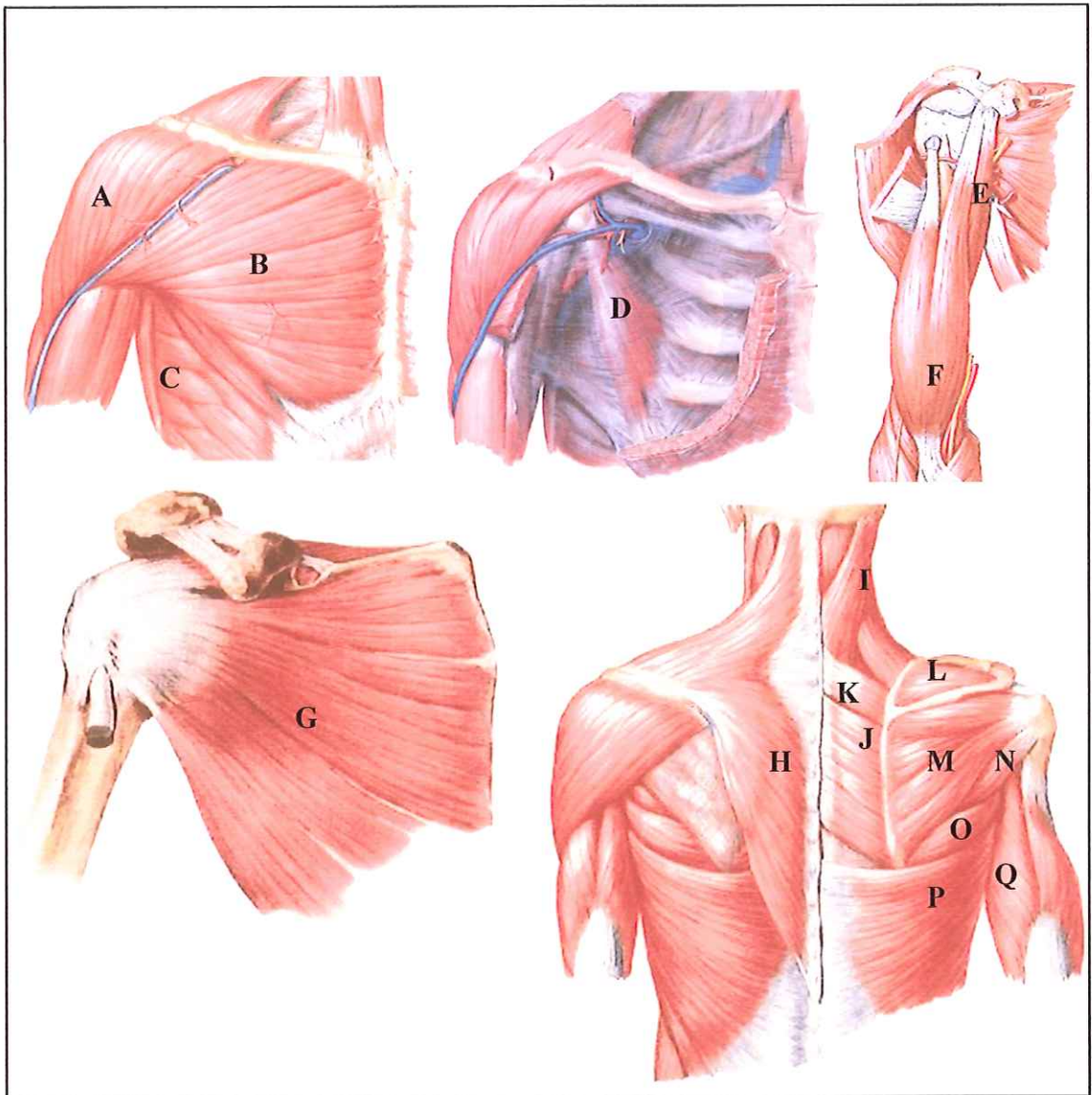


Figura 5. Músculos do complexo articular do ombro: A) Deltóide; B) Peitoral maior; C) Serrátil anterior; D) Peitoral menor; E) Coracobraquial; F) Bíceps braquial; G) Subescapular; H) Trapézio; I) Elevador da escápula; J) Rombóide maior; K) Rombóide menor; L) Supra-espinhoso; M) Infra-espinhoso; N) Redondo menor; O) Redondo maior; P) Grande dorsal; Q) Tríceps braquial cabeça longa (Fonte: Netter, 1996)

Tabela 1. Músculos do complexo articular do ombro agrupados de acordo com a ação na articulação glenoumeral

Ação	Músculos
Flexão	Deltóide (anterior), coracobraquial, peitoral maior (superior) e bíceps braquial (cabeça longa)
Extensão	Deltóide (posterior), grande dorsal, redondo maior e tríceps braquial (cabeça longa)
Abdução	Deltóide (médio), supra-espinhoso e bíceps braquial (cabeça longa)
Adução	Grande dorsal, redondo maior, peitoral maior (inferior), tríceps braquial (cabeça curta) e bíceps braquial (cabeça curta)
Rotação Medial	Deltóide (anterior), grande dorsal, redondo maior, peitoral maior e subescapular
Rotação Lateral	Deltóide (posterior), infra-espinhoso e redondo menor

Fonte: KENDALL, McCREARY, PROVANCE (1995)

Tabela 2. Músculos do complexo articular do ombro agrupados de acordo com ação na articulação escapulotorácica

Ação	Músculos
Elevação escapular	Trapézio (superior), rombóides e levantador da escápula
Depressão escapular	Trapézio (inferior) e serrátil anterior (superior)
Abdução escapular	Serrátil anterior
Adução escapular	Trapézio e rombóides
Rotação para cima da escápula	Trapézio e serrátil anterior
Rotação para baixo da escápula	Levantador da escápula e rombóides
Inclinação anterior da escápula	Peitoral menor

Fonte: KENDALL, McCREARY, PROVANCE (1995)

Entre os músculos citados anteriormente, destacam-se os músculos do manguito rotador, que apresentam duas funções importantes no complexo articular do ombro. A primeira é a de contribuir para a estabilidade da cabeça umeral na cavidade glenóide, tanto em condições estáticas quanto dinâmicas. A segunda é a de atuar na

movimentação da articulação glenoumeral em praticamente todos os movimentos do ombro (INMAN, SAUNDERS e ABBOTT, 1944).

1.2 Aspectos biomecânicos relacionados à força muscular

Palmer e Epler (2002) relacionam alguns fatores que contribuem para a eficiência da contração muscular, como o comprimento do músculo no momento da contração, o tipo de contração, a velocidade do encurtamento muscular e ângulo de inserção do músculo.

Um dos fatores que afeta diretamente a capacidade de um músculo desenvolver tensão é o seu comprimento no momento da contração (relação comprimento x tensão) (McGINNIS, 2002). De uma forma geral, os músculos conseguem gerar maior tensão quando são colocados em uma posição de leve alongamento.

Músculos que são solicitados em posições encurtadas, isto é, com sua origem e inserção próximas, perdem a capacidade de gerar grandes tensões, pois entram em um estado de insuficiência ativa, ficando suscetíveis a quadros de dores e câimbras (PALMER e EPLER, 2002).

De acordo com Whiting e Zernicke (2001), o tipo de contração muscular é outro fator que afeta a tensão gerada por um músculo. Músculos solicitados excentricamente são capazes de gerar maiores tensões do que se solicitados de maneira isométrica ou concêntrica. A força isométrica máxima para qualquer ângulo articular é sempre maior que a força de uma contração concêntrica dinâmica com o mesmo ângulo.

Segundo Zatsiorsky (2004), a velocidade com que é executada uma contração muscular interfere diretamente na quantidade de tensão gerada pelo músculo. Quanto maior a velocidade de contração do músculo, menor a capacidade de ser gerada uma tensão muscular.

Outro fator que influencia a força muscular é o ângulo de inserção do músculo. O músculo supre uma certa quantidade de tensão que é transferida ao osso através do tendão ou aponeurose. Nem toda tensão produzida pelo músculo será utilizada para gerar a rotação do segmento, pois parte da força será direcionada ao longo do osso em direção à articulação gerando uma compressão articular ou será direcionada para longe dela ocasionando uma separação da articulação. Como descrito por Hamill e Knutzen (1999), a maior força rotacional será produzida por um músculo quando sua linha de ação estiver perpendicular ao osso ou próxima disto.

1.2.1 Torque

As técnicas empregadas para avaliar “força” muscular são baseadas em um método diferente. Em vez de força, que basicamente é uma entidade linear, o termo apropriado é torque, que é definido por Smith, Weiss e Lehmkuhl (1997) como o efeito rotacional da força gerada por um único músculo ou por um grupo muscular.

Tomando como exemplo a FIGURA 6, o torque (T) é quantificado multiplicando-se a força (F) exercida em um instrumento de medida (torquímetro), pelo comprimento do braço de resistência (Br), caracterizado pela distância perpendicular (d^\perp) entre o eixo de rotação do torquímetro e a linha de ação da força (DVIR, 2000).

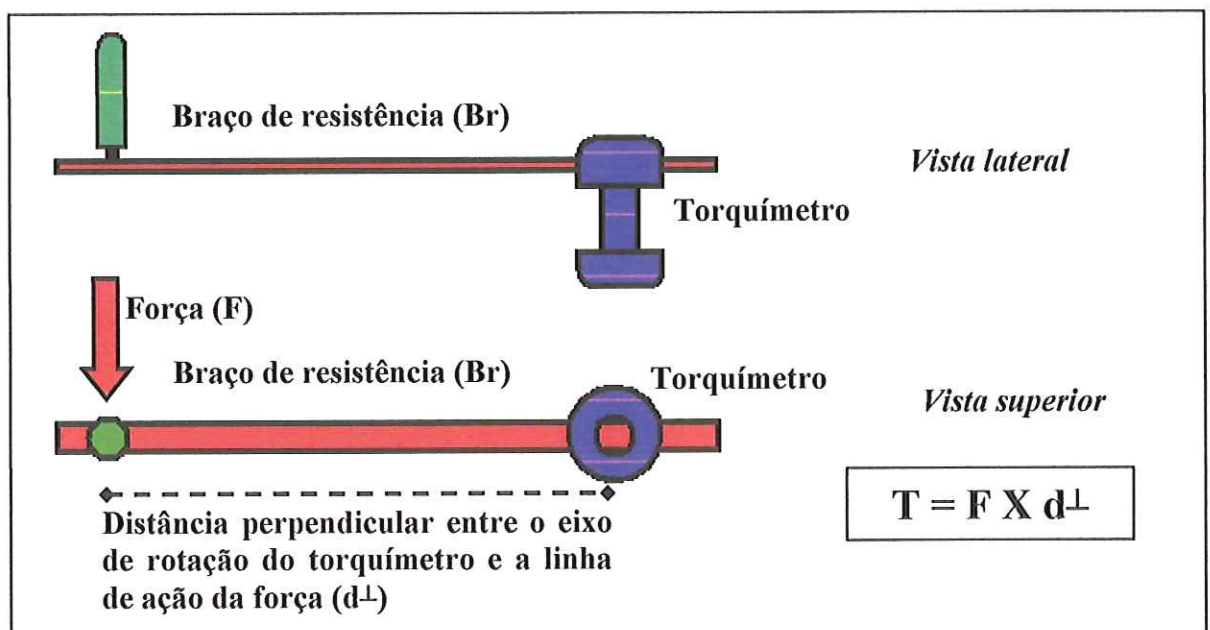


Figura 6. Esquema demonstrando o cálculo do torque ($T = F \times d^\perp$) gerado por uma força em um braço de resistência acoplado a um instrumento de medida (torquímetro).

Dvir (2000) destaca a importância do posicionamento do membro durante o processo de avaliação da força muscular, uma vez que o comprimento dos segmentos do corpo é geralmente pequeno, um desvio de até mesmo 1cm no comprimento original do braço de alavanca pode, na repetição do teste, apresentar erros de aproximadamente 2,5-5% com um efeito correspondente na reprodutibilidade das descobertas dos testes.

1.2.2 Força total e força mensurável

Nos métodos indiretos apenas uma fração da força do músculo é mensurável. A FIGURA 7 representa um diagrama da articulação do ombro, onde a força (F_d), desenvolvida pelo músculo deltóide, representa a força abduzora total. A força abduzora é decomposta em duas componentes ortogonais, uma translatória (F_{dt}) e uma rotatória (F_{dr}). A componente F_{dt} produz uma força de translação do úmero em direção à articulação, não contribuindo para gerar torque sobre a articulação do ombro. Já a componente F_{dr} é a responsável em produzir o torque gerado pelo músculo deltóide. Portanto, em condições dinâmicas, a função de abduzir a articulação do ombro é realizada pela componente F_{dr} do músculo deltóide (ENOKA, 2000).

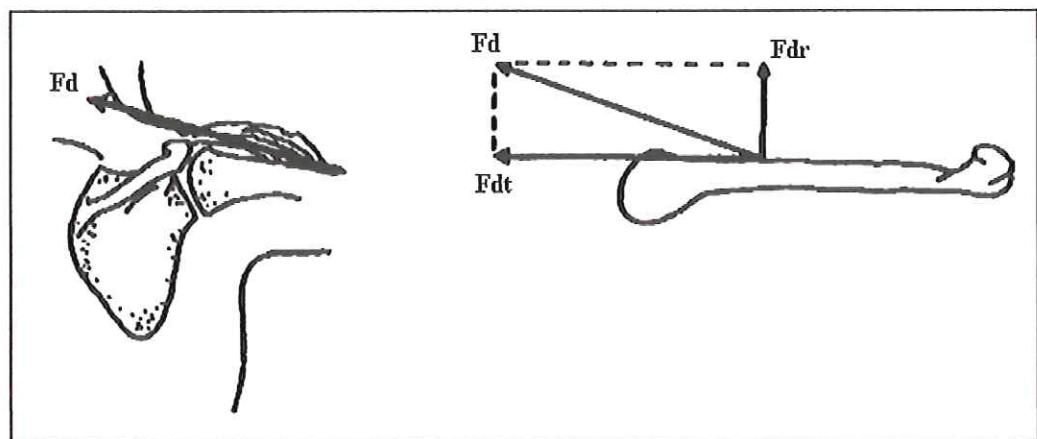


Figura 7. Decomposição da força abduzora do músculo deltóide (F_d) em suas componentes, translatória (F_{dt}) e rotatória (F_{dr}) (Fonte: Enoka, 2000)

1.3 Avaliação da força muscular

As primeiras descrições da avaliação da força muscular com finalidades clínicas foram publicadas em 1912, por Wilhelmina Wright, com base nos trabalhos realizados conjuntamente com Robert W. Lovett. O método descrito para avaliação da força muscular era baseado na resistência representada pela ação da gravidade e os músculos testados eram graduados segundo uma escala de 0 a 6 (HISLOP e MONTGOMERY, 1996).

Posteriormente, em 1927, o médico Charles L. Lowman aperfeiçoou o método englobando o efeito da gravidade e da amplitude plena de movimento sobre todas as

articulações, sendo que tal método teve grande representatividade na avaliação de pacientes com fraqueza muscular extrema (HISLOP e MONTGOMERY, 1996).

Atualmente os sistemas utilizados tomam como base as descrições realizadas por Lovett e Wright, sendo o método denominado *Provas Manuais de Função Muscular* (HISLOP e MONTGOMERY, 1996).

As provas manuais de função muscular inicialmente receberam uma graduação qualitativa que variava de normal a nenhuma atividade (DANIELS e WORTHINGHAM, 1987). Posteriormente, Hislop e Montgomery (1996) adicionaram uma escala numérica para as provas manuais de função muscular. A TABELA 3 representa e relaciona os sistemas de graduação, numérica e qualitativa, e a descrição para cada grau.

Tabela 3. Sistema de graduação numérica e qualitativa da função muscular, com a descrição para cada grau.

Graduação Numérica	Graduação Qualitativa	
5	Normal	O músculo avaliado deve ser capaz de completar a amplitude plena de movimento contra a força da gravidade e mantê-la no plano terminal contra resistência máxima imposta pelo examinador
4	Bom	O músculo avaliado deve ser capaz de completar a amplitude plena de movimento contra a força da gravidade e ceder apenas um pouco no final de sua amplitude, contra resistência máxima imposta pelo examinador.
3	Regular	A musculatura deve ser capaz de completar a amplitude plena de movimento, vencendo apenas a força da gravidade.
2	Precário	O músculo avaliado consegue apenas completar a amplitude plena de movimento, minimizando a ação da força da gravidade.
1	Atividade Traço	O músculo é incapaz de realizar qualquer movimentação articular, mas o examinador é capaz de detectar visualmente ou por palpação alguma atividade contrátil.
0	Zero – Nenhuma atividade	O músculo apresenta-se completamente sem atividade contrátil

Fonte: HISLOP e MONTGOMERY (1996).

De acordo com Kendall, McCreary e Provance (1995), por mais específico que se procure fazer as graduações, todas as provas manuais de função muscular constituem um procedimento que depende do conhecimento, experiência e perícia do examinador, o qual precisa de treinamento para realizar os testes adequadamente.

Outro fator importante a ser considerado é a falta de objetividade das graduações “normal” e “bom”, que são altamente dependentes da interpretação subjetiva do avaliador (KENDALL, McCREARY, PROVANCE, 1995).

Segundo Palmer e Epler (2002), as provas manuais de função muscular não são tão confiáveis, válidas e objetivas quando comparadas com outros procedimentos e testes fisioterapêuticos.

Para suprir esta falta de objetividade, pesquisadores passaram a utilizar instrumentos de medida construídos especificamente para a avaliação da força muscular ou dispositivos improvisados e utilizados para esta finalidade.

Dentre os dispositivos utilizados para a avaliação da força muscular, encontram-se os dinamômetros de molas com escala, dinamômetros utilizando células de carga e torquímetro, dinamômetros manuais e dinamômetros isocinéticos.

1.3.1 Avaliação instrumental da força muscular do ombro

A avaliação instrumental da força muscular foi introduzida com os dinamômetros confeccionados por Graham-Desagulier e Regnier, já no século XVII, que caracterizavam o método de avaliação como quantitativo, pois os equipamentos atribuíam um valor numérico ao teste (PEARN, 1978). A dinamometria caracteriza um processo que tem por finalidade a quantificação de forças (AMADIO, 1996).

Dinamômetro de mola com escala

Souza (2001) destaca em sua obra “Reabilitação do complexo do ombro” a utilização do dinamômetro de mola com escala para a avaliação da força muscular do ombro, pois este método fornece valores numéricos a respeito da força isométrica dos músculos para posterior análise e comparações.

Gore et al. (1986) utilizaram dinamômetro de mola com escala para avaliar a força isométrica dos músculos abdutores e rotadores do ombro de pacientes submetidos a reparo cirúrgico do manguito rotador. Para a avaliação dos músculos abdutores, os pacientes foram posicionados sentados com os ombros mantidos em abdução de 45°, já

para a avaliação dos rotadores, os ombros foram mantidos aduzidos com os braços ao longo do corpo e cotovelos flexionados a 90°.

Godinho, Santos e Freitas (1994) avaliaram a força dos músculos abdutores do ombro de pacientes submetidos à cirurgia para reparo do manguito rotador utilizando um dinamômetro de mola com escala e, segundo os autores, este método representa uma maneira simples de avaliação da força muscular isométrica.

Dinamometria utilizando célula de carga

O princípio de funcionamento das células de carga baseia-se na variação da resistência ôhmica de um sensor, denominado extensômetro, quando submetido a uma deformação. A variação da resistência ôhmica é proporcional à força que a provoca. É através da medição desta variação da resistência que se obtém o valor da força aplicada.

Em um trabalho desenvolvido por Andrade, Silva e Vieira (1996), foi realizada a avaliação do pico de força muscular isométrica de rotação lateral e medial do ombro de 48 atletas de voleibol com a utilização de uma célula de carga interligada ao um indicador digital (*Jackson Evaluation System Model 32528*) da *Lafayette Instrument Company*. Comparou-se o membro dominante e o não dominante e os indivíduos foram avaliados em ortostatismo, com o braço ao lado do tronco e cotovelo flexionado a 90°, sendo obtida a média de três medidas mantidas por sete segundos, com intervalo de três segundos entre cada medida. De acordo com os resultados obtidos, encontrou-se uma diferença significativa para valores de rotação medial, sendo maiores no membro dominante. Não houve diferença significativa para valores de rotação lateral entre membro dominante e não dominante.

Também utilizando célula de carga, Falla, Hess e Richardson (2003) compararam a força dos músculos rotadores mediais do ombro em jogadores de beisebol com e sem sinais físicos de instabilidade da articulação glenoumeral. Os indivíduos foram avaliados em decúbito ventral com o ombro abduzido no plano frontal a 90° e cotovelo flexionado a 90°. Os sujeitos realizaram duas contrações voluntárias máximas, sustentadas por 5 segundos, com intervalo de 5 minutos entre cada contração máxima. Os resultados indicaram que os sujeitos com instabilidade da articulação glenoumeral não apresentavam déficit de força dos músculos rotadores mediais do ombro, quando comparado com indivíduos sem sinais de instabilidade.

Hyvonen et al. (2000) avaliaram a força isométrica dos músculos flexores, abdutores e rotadores laterais do ombro de 48 pacientes com diagnóstico de síndrome

do impacto grau II submetidos a procedimento cirúrgico para realização de acromioplastia. Para tal avaliação foi utilizado equipamento composto de célula de carga e indicador digital. Os pacientes foram avaliados em ortostatismo para todos os movimentos, mantendo o braço ao lado do tronco com o cotovelo flexionado a 90°. Os pacientes tiveram seus troncos estabilizados para evitar movimentos compensatórios no momento do teste.

Dinamometria utilizando torquímetro

No ano de 2003 foi desenvolvido no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP um protótipo específico para avaliar a força isométrica dos músculos rotadores mediais e laterais do ombro no plano da escápula em diferentes graus de rotação. Para testar a eficiência do protótipo, foram avaliados 10 voluntários de ambos os sexos, e o protocolo de avaliação consistia de um processo de adaptação com 2 contrações isométricas submáximas e, para o registro do torque, uma contração máxima (SOUZA, 2003).

Dinamômetro manual

Os dinamômetros manuais incorporam uma célula de carga e um mostrador digital, sendo a força mesurada em Newtons (BOHANNON, 1997).

O dinamômetro manual é utilizado durante as provas manuais de função muscular colocando-o entre a mão do examinador e o segmento corporal do paciente a ser testado.

Em 1997, Richard Bohannon realizou estudo com o objetivo de obter valores de referência para força muscular utilizando dinamometria manual, para tal estudo foi utilizado um *Ametek digital hand-held dynamometer*, aplicado a uma amostra de 231 voluntários (106 homens e 125 mulheres), sendo testados, entre outros, os movimentos de extensão, abdução e rotação lateral do ombro. De acordo com o pesquisador, a utilização do dinamômetro manual por um avaliador com força e habilidade adequada suprime a falta de objetividade das provas manuais de função muscular, promovendo à avaliação valores objetivos.

McCabe et al. (2005) avaliaram o efeito do tamanho da ruptura do manguito rotador na força muscular e na amplitude de movimento articular do ombro. Foi avaliada a força dos músculos envolvidos nos movimentos de elevação no plano da escápula, abdução e rotação lateral de 61 pacientes (46 homens e 15 mulheres). Para a

avaliação foi utilizado um *hand-held dynamometer* (*Lafayette Instruments, Lafayette, IN*). De acordo com os pesquisadores, um déficit de força maior que 50% em relação ao membro contra-lateral para a abdução do ombro (na posição de 10° de abdução) é indicativo de uma grande lesão (de 3 a 5cm) ou de uma lesão maciça (maior que 5cm) do manguito rotador.

Dinamômetro isocinético

Na busca pela normatização dos valores dos torques para os músculos rotadores mediais e laterais do ombro de indivíduos normais, Ivey, Calhoun e Rusche (1985) mediram os torques isocinéticos em velocidades de 60 e 180°/s. Os autores encontraram uma relação de 3:2 entre os rotadores mediais e laterais e nenhuma diferença significativa entre os membros dominante e não dominante.

Cahalan, Jonson e Chao (1989) realizaram avaliação isocinética utilizando um dinamômetro *Cybex II* em 50 sujeitos (26 homens e 24 mulheres) com idade variando entre 21 e 40 anos. Foram testados os torques isocinéticos de flexão, extensão, abdução, adução, rotação medial e lateral. Os autores identificaram que a velocidade do teste é inversamente proporcional ao torque gerado pelos músculos testados, que os rotadores mediais são mais fortes que os laterais e que os homens são significativamente mais fortes que as mulheres em todos os movimentos testados.

Mattiello-Rosa et al. (2002) avaliaram a diferença entre o pico de torque isocinético dos músculos rotadores mediais e laterais do ombro em jogadores de pólo aquático. No estudo foi utilizado um dinamômetro isocinético, modelo *Biodex Multi Joint System*. Os voluntários foram avaliados na postura sentada com o ombro abduzido a 60° no plano escapular e 90° de flexão do cotovelo. Foram realizadas cinco repetições para obtenção das medidas. Concluiu-se que o pico de torque dos rotadores mediais do ombro foi significativamente maior do que os rotadores laterais. A média do pico de torque dos rotadores laterais foi de 70% da média dos rotadores mediais.

O fator idade relacionado ao torque muscular isométrico do ombro foi investigado por Hughes, Johnson e O'Driscoll (1999) utilizando um dinamômetro isocinético (*Cybex II*). Foram avaliados os torques isométricos para os movimentos de flexão, extensão, abdução, adução, rotação medial e lateral do ombro de 120 indivíduos (60 homens e 60 mulheres) com idade variando entre 20 e 78 anos. De acordo com os autores, ocorre um declínio do torque muscular com o aumento da idade.

Greenfield et al. (1990) realizaram um estudo comparando o torque isocinético dos músculos rotadores do ombro realizados no plano frontal e no plano da escápula, utilizando o dinamômetro isocinético Merac® (*Universal Gym Equipament, Inc., Cedar Rapids, IA*). Foram avaliados 20 voluntários com idade entre 16 e 32 anos. O posicionamento utilizado para os testes foi com o ombro a 45° de abdução, no plano da escápula e no plano frontal. Durante a avaliação foram realizadas três contrações recíprocas máximas a 60°/s, com período de 2 minutos de repouso entre cada posicionamento. De acordo com os autores, o torque isocinético dos músculos rotadores laterais do ombro foi significativamente maior no plano da escápula do que no plano frontal, porém para os rotadores mediais não houve diferença significativa.

Utilizando dinamômetro isocinético (*Lido 2.0*) Kuhlman et al. (1992) compararam os resultados do teste isocinético em diferentes velocidades com o teste isométrico em diferentes ângulos para os movimentos de abdução e rotação lateral. Foram avaliados três grupos de voluntários, sendo o primeiro formado por 21 homens com idade variando entre 19 e 30 anos (média de 24 anos), o segundo formado por 9 homens com idade variando entre 51 e 65 anos (média de 58 anos) e por último um grupo formado por 9 mulheres com idade variando entre 50 e 65 anos (média de 56 anos). O movimento de rotação lateral foi avaliado com o ombro abduzido a 45° no plano da escápula e o movimento de abdução foi realizado no plano da escápula. De acordo com os autores, os torques isométricos para os rotadores laterais nas posições de 60° e 30° de rotação interna foram semelhantes aos torques isocinéticos na confiabilidade. Os testes isométricos para os músculos rotadores laterais nestes ângulos normalmente rendem valores de pico de torque maiores que aqueles obtidos com o teste isocinético em baixas velocidades, e comparações diretas entre os valores dos dois modos de teste podem ser realizadas cautelosamente. Segundo os pesquisadores, a avaliação do torque isométrico realizado nos ângulos a acima referidos evitam posições extremas de movimento do ombro podendo ser preferidos aos testes isocinéticos para pacientes que apresentam lesões do manguito rotador.

Kramer e Linda (1996) examinaram a confiabilidade do pico de torque e da relação entre os rotadores laterais e mediais nos testes isométrico, isocinético concêntrico e isocinético excêntrico no membro dominante de indivíduos saudáveis com idade variando entre 45 e 75 anos, de ambos os sexos. Durante o teste o membro avaliado foi posicionado com o ombro abduzido a 45° no plano da escápula e em rotação neutra. De acordo com os autores, a relação entre os rotadores laterais e mediais

no teste isométrico foi de 0,75 para os homens e 0,85 para as mulheres. O pico de torque isométrico para os músculos rotadores mediais e laterais para o grupo dos homens foi de 58 e 42Nm, respectivamente, e, para o grupo das mulheres, foi de 27 e 22Nm.

Criscuolo et al. (2000) realizaram a avaliação do torque isocinético para musculatura rotadora do ombro de pacientes no pós-operatório pela técnica Bristow. Para a obtenção dos dados, foi utilizado dinamômetro isocinético (*Cybex Norm*), sendo os pacientes avaliados na postura sentada, com o membro abduzido a 45° no plano da escápula e cotovelo flexionado a 90°. Foram realizadas quatro repetições com velocidade de 60°/s durante os testes. De acordo com os autores, houve uma diferença significativa entre o pico de torque para os músculos rotadores do ombro quando comparados os membros cirúrgico e não cirúrgico, com déficit considerável do torque dos rotadores no membro submetido à cirurgia.

Kirschenbaum et al. (1993) avaliaram o torque isocinético dos músculos rotadores laterais, abdutores e flexores do ombro de 25 pacientes submetidos a reparo do manguito rotador. Para a avaliação foi utilizado um dinamômetro isocinético (*Cybex II*). Os rotadores laterais foram avaliados com o braço ao lado do tronco. Os resultados do estudo demonstraram que reparo do manguito rotador produz melhoras significativas da força dos músculos do ombro e que os pacientes somente conseguiram realizar os testes após aplicação de anestésico no espaço subacromial.

1.3.2 Comparações entre os métodos

O exame muscular manual refere-se a um método barato, rápido e sempre disponível, sendo um exame extensamente utilizado para avaliação clínica da função muscular. Porém, este método apresenta algumas limitações importantes, como a interpretação subjetiva do teste pelo examinador, a baixa confiabilidade na mão do examinador inexperiente e as numerosas variáveis não controladas, ligadas ao posicionamento, à estabilização, à pressão exercida pelo examinador, ao esforço, à motivação e ao sexo do paciente (DAVIES, WILK e ELLENBECKER, 2000).

De acordo com Daniels e Worthingham (1987), nos casos em que o grupo muscular é graduado clinicamente como “bom” e “normal”, o teste é essencialmente uma avaliação subjetiva, sendo de questionável confiabilidade quando realizado por diferentes indivíduos que podem usar diferentes técnicas.

Beasley (1961) encontrou variações significativas entre o exame muscular manual e o teste de força isométrico quantitativo. De acordo com o autor, músculos com força 50% menor que o normal para o teste de força isométrico quantitativo foram considerados como “normais” pelo exame muscular manual.

Aitkens et al. (1989) avaliaram a relação entre o exame muscular manual e o teste de força isométrico quantitativo. Para o teste de força isométrico quantitativo foi utilizada célula de carga interligada a um indicador digital (*Linear Model 156*). De acordo com os autores, músculos graduados como “normais” no exame muscular manual apresentaram extensa variação no teste de força isométrico quantitativo.

A confiabilidade do exame muscular manual, do exame com dinamômetro manual e dinamômetro de molas com escala para músculos do ombro foi estudada por Hayes et al. (2002). Neste estudo foram feitos testes para os movimentos de elevação, rotação lateral e rotação medial. Os resultados obtidos mostraram que o exame muscular manual foi menos confiável quando comparado com os testes utilizando dinamometria.

De acordo com Sapega (1990), o teste muscular manual apresenta grande variabilidade inter-observadores, sendo pouco sensível.

Magnusson et al. (1990) estudaram e compararam a reprodutibilidade dos dinamômetros manual e isocinético na avaliação da força dos músculos abdutores do ombro em indivíduos saudáveis. De acordo com os resultados obtidos, o dinamômetro manual apresentou reprodutibilidade similar ao teste isocinético para a avaliação dos músculos abdutores do ombro.

Estudos mostram que, durante os testes de força muscular, pacientes que apresentam algum tipo de comprometimento no ombro toleram melhor os testes quando realizados de forma isométrica, sendo o teste isocinético pouco tolerado por estes pacientes (ELSNER et al., 1983; HUGUES et al., 1999; RABIN e POST, 1990).

Segundo MacDermid et al. (2004), não existe uma relação de superioridade do teste isocinético em relação ao teste isométrico para a articulação do ombro. Além disso, o teste isocinético não demonstrou qualquer vantagem sobre os testes isométricos com respeito à confiabilidade.

2 OBJETIVOS

Após extensa pesquisa visando identificar as formas de se quantificar a força muscular do ombro descritas na literatura, gerou-se um consenso com relação à necessidade de se elaborar algo que até então não havia sido encontrado disponível e acessível no mercado, isto é, um equipamento que atendesse a todas as exigências biomecânicas para o processo de avaliação da força muscular do ombro e que tivesse principalmente um custo acessível.

2.1 Objetivos específicos

Desenvolver um protótipo com a finalidade de quantificar os torques musculares isométricos do ombro, obtendo valores precisos e objetivos.

2.2 Objetivos gerais

Verificar a adaptabilidade do protótipo desenvolvido em um grupo de voluntários com características antropométricas variadas.

Verificar a tolerância dos voluntários testados ao protótipo.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Amostra

Para a verificação da adaptabilidade dos voluntários ao protótipo, foi utilizada uma amostra por conveniência composta por 20 indivíduos sendo 10 do sexo masculino e 10 do sexo feminino. As características gerais quanto a idade, peso, altura e membro dominante estão agrupadas na TABELA 4 e 5.

Tabela 4. Distribuição dos voluntários do sexo masculino conforme a idade, peso, altura e dominância, com os valores médios e desvio padrão.

Voluntário	Idade (anos)	Peso (Kg)	Altura (m)	Membro Dominante
1	29	82	1,86	Direito
2	31	82	1,81	Direito
3	34	87	1,85	Direito
4	22	63	1,70	Direito
5	22	72	1,72	Direito
6	40	72	1,73	Direito
7	24	87	1,92	Direito
8	25	98	1,82	Direito
9	23	74	1,73	Direito
10	27	105	1,82	Direito
X=27,7± 5,8		X=82,2±12,7	X=1,79±0,07	100% Destros

Tabela 5. Distribuição dos voluntários do sexo feminino conforme a idade, peso, altura e dominância, com os valores médios e desvio padrão.

Voluntário	Idade (anos)	Peso (Kg)	Altura (m)	Membro Dominante
1	29	50	1,58	Direito
2	20	61	1,76	Direito
3	21	60	1,75	Esquerdo
4	23	73	1,73	Direito
5	21	51	1,53	Direito
6	21	52	1,69	Direito
7	21	52	1,64	Direito
8	23	61	1,69	Direito
9	23	55	1,71	Direito
10	35	50	1,60	Direito
$X=23,7\pm 4,7$		$X=56,5\pm 7,3$	$X=1,66\pm 0,07$	90% Destros

3.1.1 Critérios de inclusão

Foram incluídos no trabalho, indivíduos saudáveis; sem patologias diagnosticadas nos membros superiores; sedentários ou ativos, mas que não participem de competições.

3.2 Material

O protótipo foi desenvolvido no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e confeccionado na Oficina Mecânica de Precisão da Prefeitura do Campus de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo.

3.2.1 Planejamento do protótipo

O modelo do protótipo foi determinado de acordo à necessidade de possibilitar-se os ajustes para a avaliação dos movimentos de elevação do braço em diferentes planos, como também os movimentos de rotação medial e lateral da articulação do ombro.

Outro aspecto determinante para a definição do modelo do protótipo foi a escolha do posicionamento que permitisse a maior estabilização possível do indivíduo a ser avaliado, desta maneira o protótipo foi confeccionado de forma a permitir a realização da avaliação dos indivíduos na postura sentada.

3.2.1.1 Dimensionamento do protótipo

Os componentes do protótipo foram dimensionados levando em consideração as variações antropométricas estabelecidas em estudo, determinando que os limites de estatura para a análise ficassem entre 1,40m (valor mínimo) a 2,10m (valor máximo).

As medidas necessárias para ajuste do protótipo foram obtidas através de uma fração da altura corporal total, como representado na TABELA 6.

Tabela 6 – Medidas utilizadas no dimensionamento do protótipo, tomando como referência para o cálculo a fração da altura, para obtenção dos valores para a estatura mínima e máxima.

Medidas	Fração da Altura	Estatura mínima (1,40m)	Estatura máxima (2,10m)
Comprimento do braço (do acrômio ao epicôndilo lateral do úmero)	0,186	26,04cm	39,06cm
Comprimento do antebraço (do olécrano ao processo estilóide da ulna)	0,146	20,44cm	30,66cm
Comprimento da mão (da prega do punho à falange distal do dedo médio)	0,108	15,12cm	22,68cm
Largura da cintura escapular (distância entre a articulação glenoumeral direita e esquerda)	0,259	36,26cm	54,39cm
Distância do cotovelo ao solo (indivíduo sentado, cotovelo fletido a 90°)	0,430	60,20cm	90,30cm

Fonte: WINTER (1990)

3.2.2 Protótipo desenvolvido

O protótipo desenvolvido (FIGURA 8) é constituído por 8 partes principais: A – Base do protótipo; B – Coluna de ajuste do assento; C – Coluna de ajuste do torquímetro; D – Sistema de posicionamento do torquímetro; E – Torquímetro; F – Braço de resistência do torquímetro; G – Manipulo; H – Sistema de estabilização.

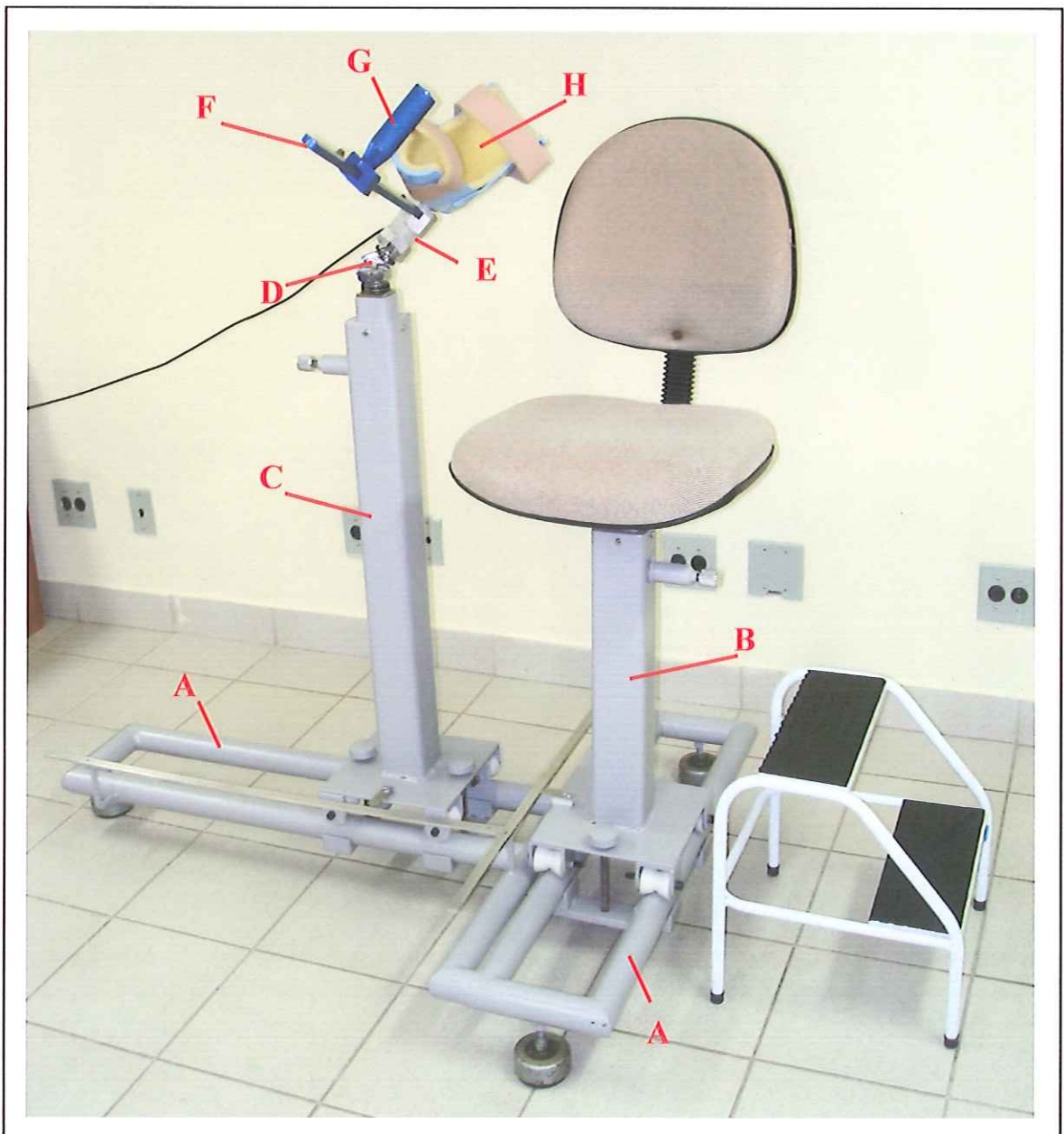


Figura 8. Protótipo desenvolvido. A) Base do protótipo; B) Coluna de ajuste do assento; C) Coluna de ajuste do torquímetro; D) Sistema de posicionamento do torquímetro; E) Torquímetro; F) Braço de resistência do torquímetro; G) Manipulo; H) Sistema de estabilização.

A – Base do protótipo:

A base do protótipo foi construída utilizando tubos de aço, permitindo a sustentação do torquímetro e do assento, com três pés de sustentação com ajuste de altura para possibilitar o nivelamento adequado da base (FIGURA 9).

Visando o ajuste das variações antropométricas individuais, os tubos utilizados para construção da base funcionou como trilhos permitindo o deslizamento tanto da coluna de ajuste do torquímetro quanto do assento.

Foi fixada uma escala com intervalos de 0,5cm para cada trilha, possibilitando a identificação do posicionamento do torquímetro e do assento no momento da avaliação e reavaliação.

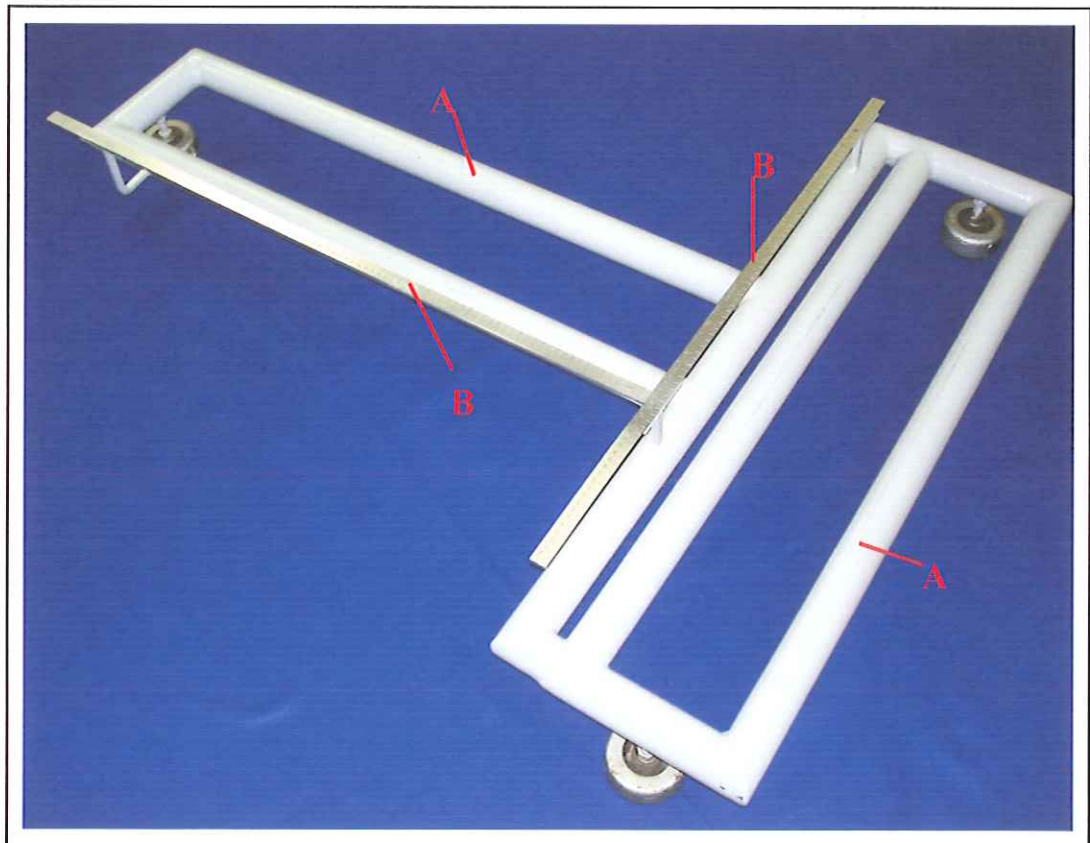


Figura 9. Base do protótipo: A) Trilhos; B) Escalas.

B – Coluna de ajuste do assento

Em um dos trilhos da base do protótipo foi posicionada uma coluna de ajuste telescópica para a adequação da altura do assento (FIGURA 10). A coluna de ajuste do assento foi construída utilizando chapas em aço, sendo composta por duas partes, uma externa e outra interna. O deslizamento da parte interna da coluna permite o posicionamento do assento a cada 10mm.

Na base da coluna foi adaptado um sistema com rodas que facilita o deslizamento da coluna sobre a base. Para a estabilização da coluna de ajustes sobre os trilhos foi empregado um sistema de travamento, formado por dois parafusos e uma chapa em aço.

Para a construção do assento foi adaptada uma cadeira. O assento pode ser girado e ajustado a cada 90°, permitindo ficar com ambos os lados voltados para o torquímetro, possibilitando a avaliação de ambos os membros superiores.



Figura 10. Coluna de ajuste do assento: A) Assento; B) Coluna de ajuste; C) Pino de travamento da coluna de ajuste; D) Rodas; E) Suportes para as rodas; F) Ponteiro da escala.

C – Coluna de ajuste do torquímetro

Para o ajuste da altura do torquímetro foi construída uma coluna de ajuste telescópica, com as mesmas características daquela utilizada para o assento (FIGURA 11).

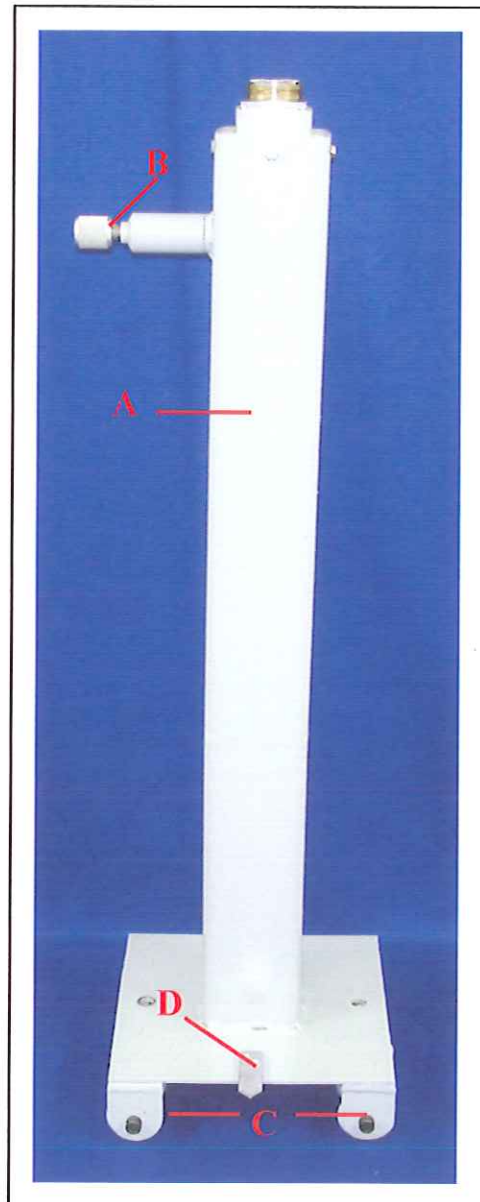


Figura 11. Coluna de ajuste do torquímetro: A) Coluna de ajuste; B) Pino de travamento da coluna; C) Suporte para as rodas; D) Ponteiro da escala.

D – Sistema de posicionamento do torquímetro

Para o ajuste do torquímetro ao membro superior do voluntário foram construídos três conjuntos de cremalheiras circulares (FIGURA 12 e 13), que além de possibilitar o posicionamento do torquímetro em diferentes planos, também possibilita o travamento do dispositivo.

As cremalheiras foram construídas em latão com 72 dentes, permitindo o travamento a cada 5° , totalizando 360° de liberdade de movimento. O travamento do dispositivo é realizado com a fixação de um parafuso central (FIGURA 12A) em cada conjunto de cremalheiras, sendo o destravamento realizado por molas interpostas entre as cremalheiras.

Escalas com intervalos de 5° (FIGURA 12B) foram posicionadas em cada conjunto de cremalheiras de maneira que o avaliador pudesse identificar o posicionamento exato do torquímetro no momento da avaliação.

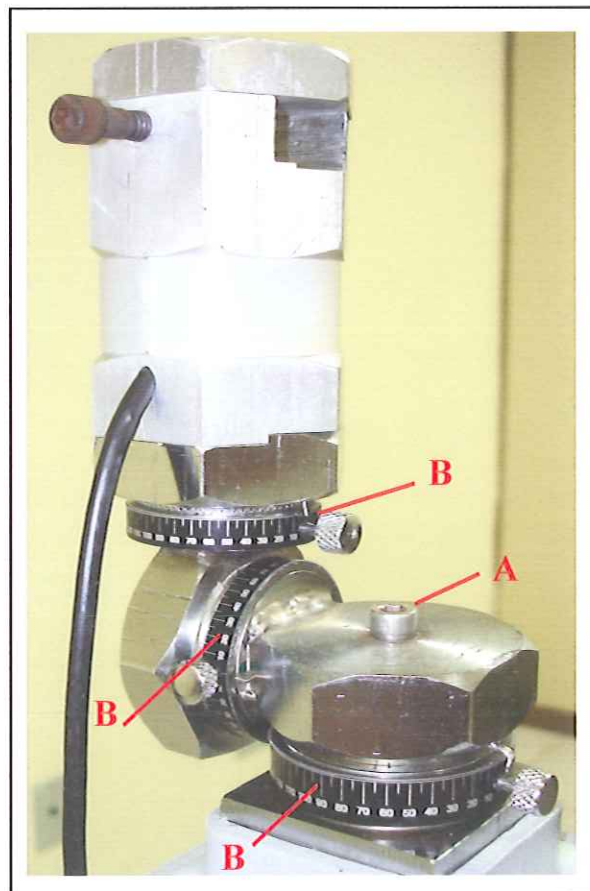


Figura 12. Sistema de posicionamento do torquímetro: A) Parafuso de travamento da cremalheira; B) Escalas.

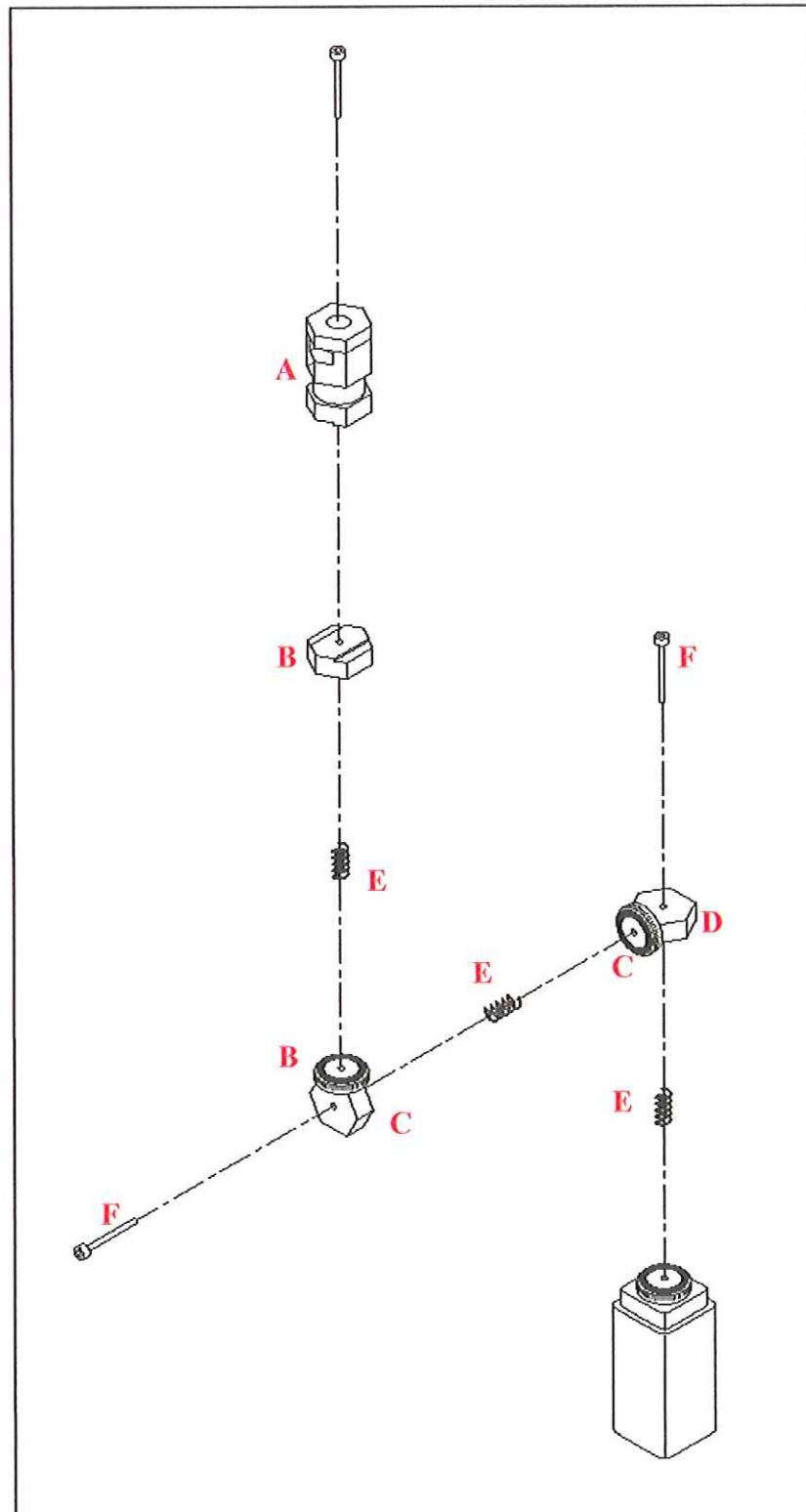


Figura 13. Desenho esquemático do sistema de posicionamento do torquímetro (desmontado): A) Torquímetro; B) Conjunto I de cremalheiras; C) Conjunto II de cremalheiras; D) Conjunto III de cremalheiras; E) Molas de afastamento das cremalheiras; F) Parafusos de travamento das cremalheiras.

E – Torquímetro

Foi utilizado como instrumento de medida um torquímetro (FIGURA 14) desenvolvido especialmente para o protótipo, dimensionado de acordo com a Teoria da Resistência dos Materiais para suportar até 100 Nm. O torquímetro foi confeccionado utilizando uma peça em alumínio.

O princípio de medida deste instrumento baseia-se na deformação mecânica de um eixo equipado com extensômetros elétricos interligados em ponte completa. Os extensômetros elétricos consistem em um conjunto de filamentos metálicos que transformam a energia mecânica (energia de entrada) em um sinal elétrico de saída.

A base do torquímetro possui um sulco para acoplamento e travamento ao sistema de posicionamento (FIGURA 15A). Para a fixação do torquímetro sobre o sistema de posicionamento foi utilizado um parafuso passando por um orifício no centro do torquímetro (FIGURA 15B) e fixado no sistema de posicionamento.

Na região superior do torquímetro foi realizada uma passagem (FIGURA 15C) para o acoplamento do braço de resistência, sendo o mesmo fixado ao torquímetro utilizando-se um parafuso (FIGURA 15D).

Para a adaptação do sistema de estabilização ao torquímetro foi perfurado um orifício central no topo do torquímetro, para acoplamento do pino de fixação do sistema de estabilização (FIGURA 15E).

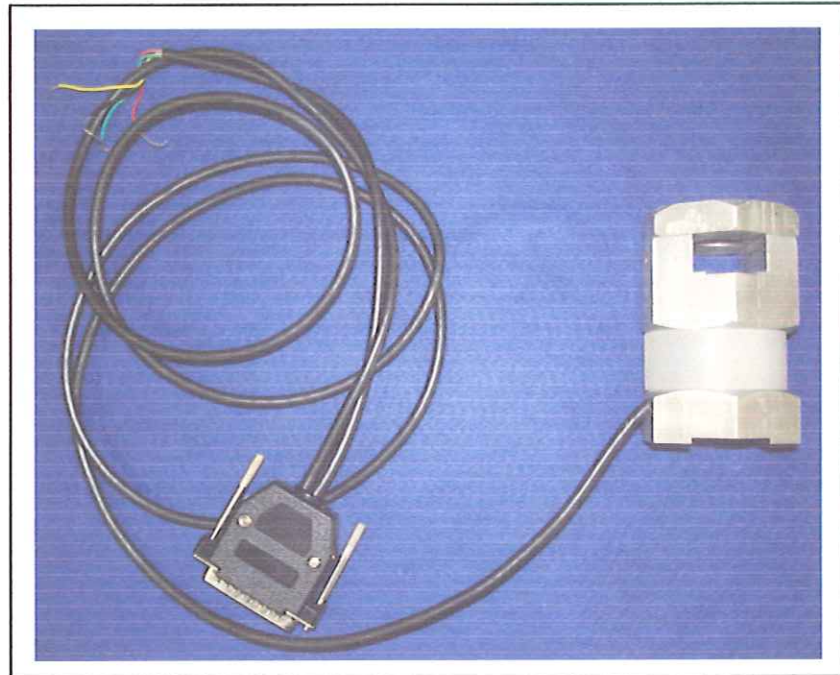


Figura 14. Torquímetro construído especialmente para aplicação no protótipo.

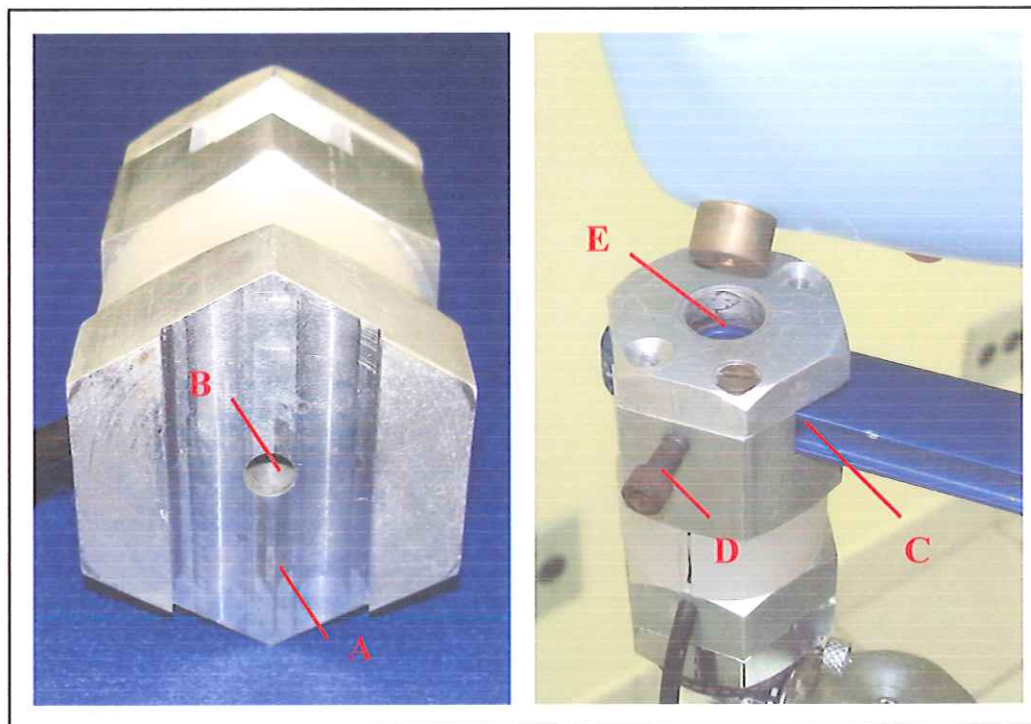


Figura 15. Características do torquímetro: A) Sulco na base do torquímetro para acoplamento e travamento do sistema de posicionamento; B) Orifício para passagem do parafuso de fixação do torquímetro ao sistema de posicionamento; C) Abertura no torquímetro para acoplamento do braço de resistência; D) Parafuso de fixação do braço de resistência ao torquímetro; E) Orifício para acoplamento do sistema de estabilização.

F – Braço de resistência do torquímetro

O protótipo possui dois braços de resistência, um mais curto para a avaliação dos movimentos de rotação medial e lateral do ombro (FIGURA 16A) e outro mais longo para a avaliação dos movimentos de elevação do braço. Os braços de resistência são acoplados na parte superior do torquímetro e fixados utilizando um parafuso (FIGURA 16B).

Na parte superior dos braços de resistência foram posicionadas escalas com intervalos em milímetros (FIGURA 16C) para a identificação do posicionamento do manípulo no momento da avaliação.

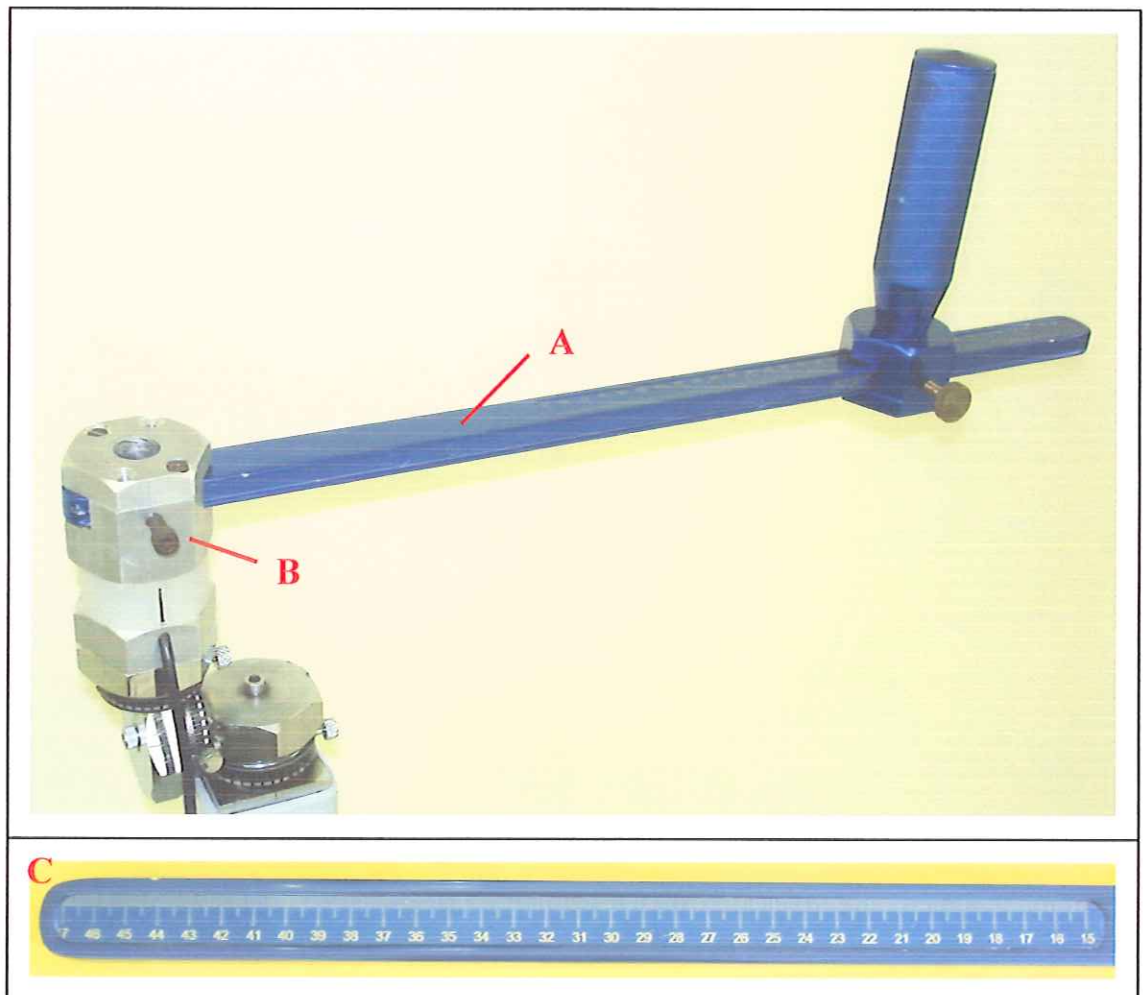


Figura 16. A) Braço de resistência acoplado ao torquímetro; B) Parafuso de fixação do braço de resistência ao torquímetro; C) Escala posicionada sobre o braço de resistência.

G – Manípulo

Para a fixação da mão do avaliado ao braço de resistência foi construído um manípulo (FIGURA 17) confeccionado a partir de uma peça em alumínio, que se desloca ao longo do braço de resistência para adaptar-se aos comprimentos do antebraço e braço do avaliado.

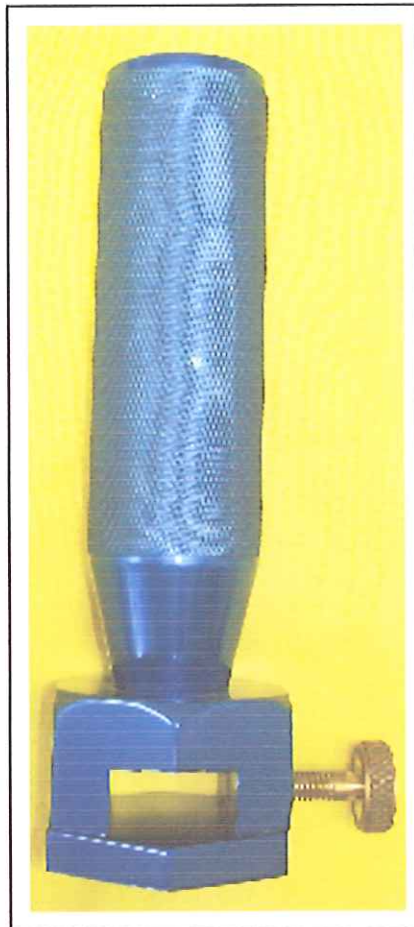


Figura 17. Manípulo utilizado no braço de resistência para fixação da mão do avaliado.

F – Sistema de estabilização

Para a estabilização do braço e antebraço do avaliado durante os movimentos de rotação medial e lateral do ombro, foi confeccionado em material termoplástico um dispositivo que permite a fixação do braço e antebraço mantendo o cotovelo em flexão de 90° (FIGURA 18). O sistema de estabilização é acoplado ao torquímetro mediante ao encaixe do pino de fixação do sistema de estabilização (FIGURA 18A e 19A) no orifício central posicionado no topo do torquímetro.

O sistema de estabilização prende o braço e antebraço do avaliado utilizando duas faixas em velcro (FIGURA 18B e C) impedindo os movimentos do ombro exceto os de rotação medial e lateral.

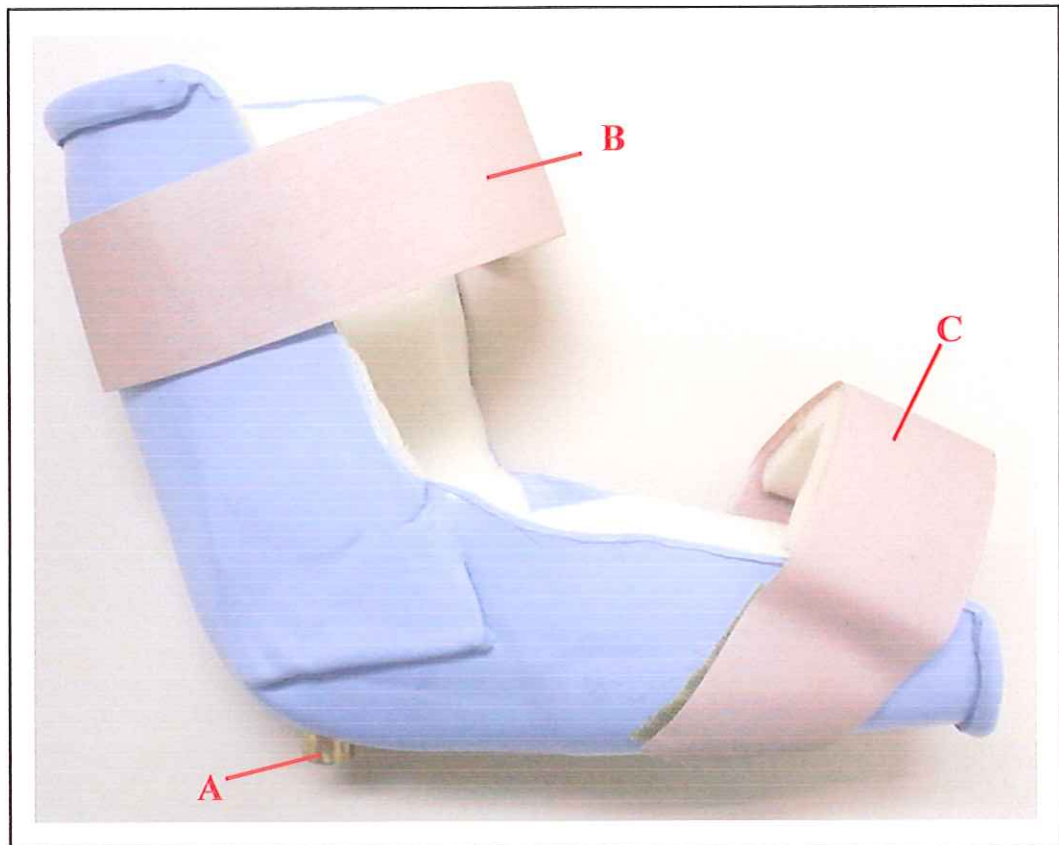


Figura 18. Sistema de estabilização utilizado nos testes: A) Pino de fixação do sistema de estabilização ao torquímetro; B) Faixa em velcro para fixação do braço; C) Faixa em velcro para fixação do antebraço.



Figura 19. Fixação do sistema de estabilização no torquímetro: A) Pino de fixação do sistema de estabilização no torquímetro; B) Sistema de estabilização fixado sobre o torquímetro.

3.2.3 Calibração do torquímetro

Para a aquisição dos dados referentes à leitura do torque, foi utilizada uma ponte de extensometria da marca Sodemex ® (FIGURA 20). A ponte de extensometria permite a medição de parâmetros físicos, como esforços aplicados, por meio dos extensômetros elétricos.

Para a calibração do torquímetro foram utilizados pesos aferidos e a ponte de extensometria.



Figura 20. Ponte de extensometria Sodemex ® utilizada durante o trabalho para calibração do torquímetro e coleta das medidas.

Foram utilizados 20 (vinte) massas aferidas de 1Kg com um braço de resistência de 0,5m e as leituras foram realizadas na ponte de extensometria. O gráfico de calibração do torquímetro (Torque X Indicador) demonstrou que até 100Nm a calibração era linear. A curva foi determinada pelo método dos Mínimos Quadrados com o Coeficiente de Correlação $R^2 = 0,9998$ (FIGURA 21).

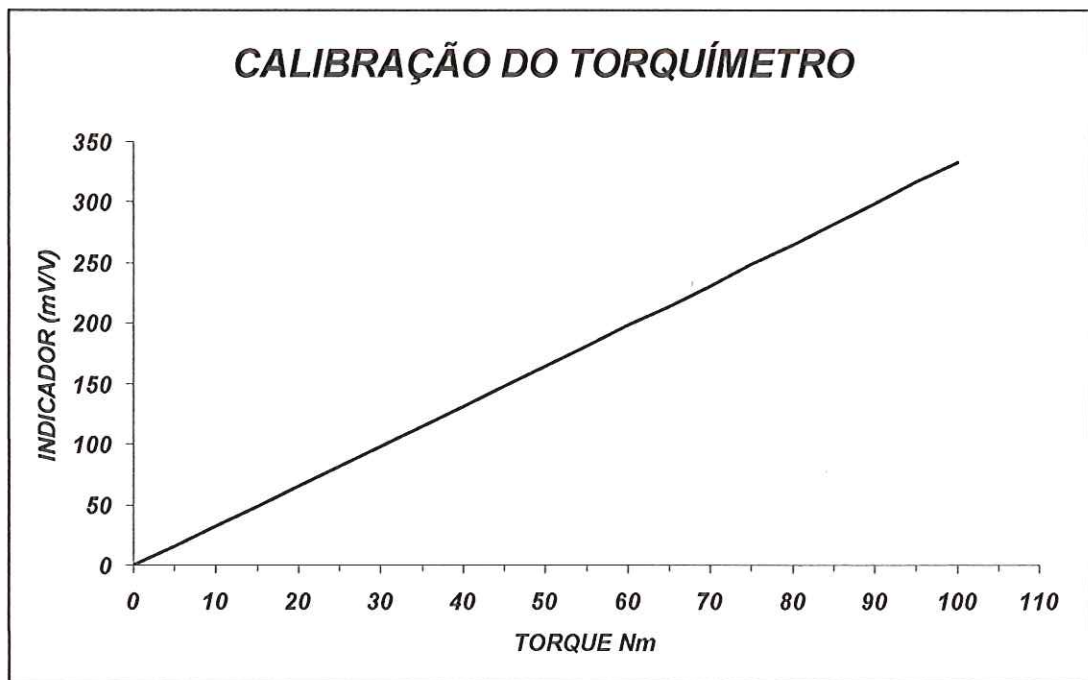


Figura 21. Gráfico demonstrativo Torque/Indicador da calibração do torquímetro.

Durante o processo de calibração do torquímetro foi constatado que a cada massa de 1Kg adicionada ao braço de resistência (0,5m) o indicador registrava 16mV/V.

Com isto é possível dizer que a cada 16mV/V registrado no indicador equivale a um torque de 5Nm.

Então é possível determinar o torque para qualquer medida registrada no indicador utilizando um cálculo matemático simples.

3.3 Métodos

3.3.1 Teste de adaptabilidade e eficiência do protótipo em ombros normais

Para verificar a adaptabilidade e eficiência do protótipo foram avaliados os movimentos de rotação lateral e medial de ambos os ombros de todos os voluntários.

Os movimentos de rotação medial e lateral do ombro foram escolhidos para a verificação da eficiência do protótipo devido ao aspecto biomecânico relacionado ao manguito rotador, que promove a estabilização dinâmica do ombro e também está envolvido, praticamente, em todos os movimentos do ombro.

Os testes foram realizados na Clínica de Fisioterapia do Centro Universitário “Barão de Mauá” da cidade de Ribeirão Preto/SP.

Para a coleta dos dados foi elaborado um protocolo de avaliação (APÊNDICE A) constando de dados de identificação (nome, sexo, dominância, estatura, peso), dados relacionados ao posicionamento do voluntário durante o teste (posição do torquímetro, altura do torquímetro, posição do assento, altura do assento, comprimento do braço de alavanca) e dados referentes aos valores do teste (torque isométrico dos rotadores mediais e laterais de ambos os ombros).

Em um primeiro momento os voluntários receberam explicações de como seria realizada a pesquisa, e após concordar em participar, assinaram um termo de consentimento informado (APÊNDICE B), aprovado pelo comitê de ética da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP (APÊNDICE C).

Em uma primeira etapa todos os voluntários foram identificados e submetidos a uma avaliação físico-funcional. Nesta, o voluntário foi questionado quanto a idade, peso, altura e dominância nos membros superiores.

Na segunda etapa, os voluntários realizaram um aquecimento prévio aos testes, com o objetivo de evitar lesões. O aquecimento foi realizado utilizando movimentos ativos com os membros superiores, seguidos de alongamentos para a musculatura do ombro.

Na etapa final, os voluntários foram posicionados no protótipo, sendo os mesmos orientados a permanecer sentados com as costas apoiadas e o membro superior contra-lateral apoiado sobre o tórax durante todo o teste para evitar movimentos compensatórios do tronco. Os membros inferiores ficaram suspensos para evitar tentativa de compensação durante os testes (FIGURA 22).



Figura 22. Posicionamento do voluntário no protótipo.

O ombro avaliado foi elevado a 45° no plano da escápula e mantido em rotação neutra, com o cotovelo flexionado a 90° , e o antebraço em posição neutra (FIGURA 23). Após o posicionamento foi verificado o alinhamento dos eixos mecânico e anatômico (FIGURA 24). O braço e o antebraço foram fixados ao braço de resistência com o dispositivo de estabilização (FIGURA 25). Os voluntários também foram orientados a segurar firmemente no manípulo durante o teste.

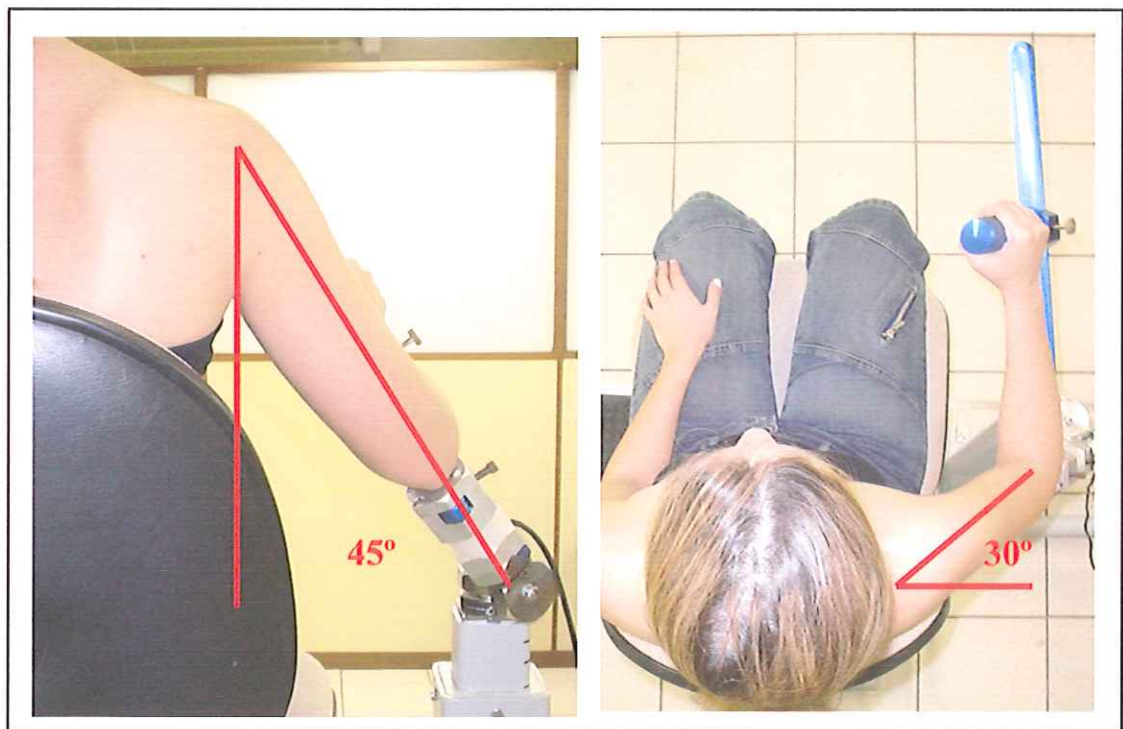


Figura 23. Posicionamento do membro superior durante os testes: A) Elevação de 45° do membro; B) Alinhamento do braço no plano da escápula.

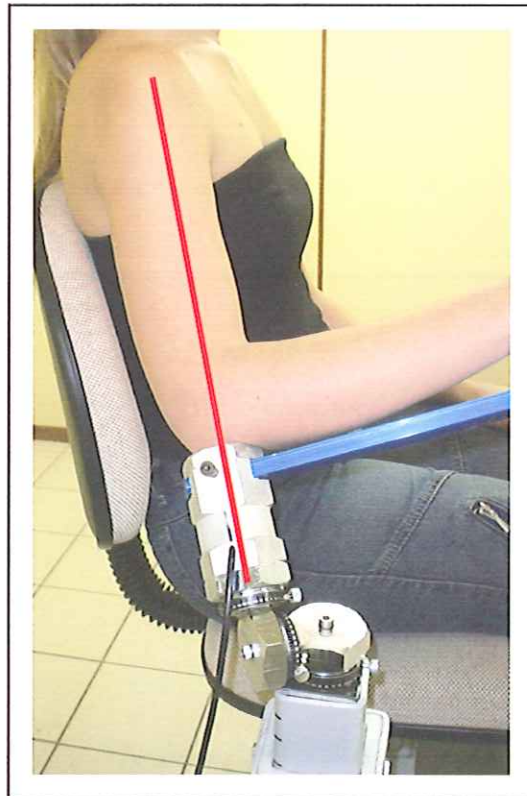


Figura 24. Alinhamento do eixo mecânico do torquímetro com o eixo anatômico do úmero.

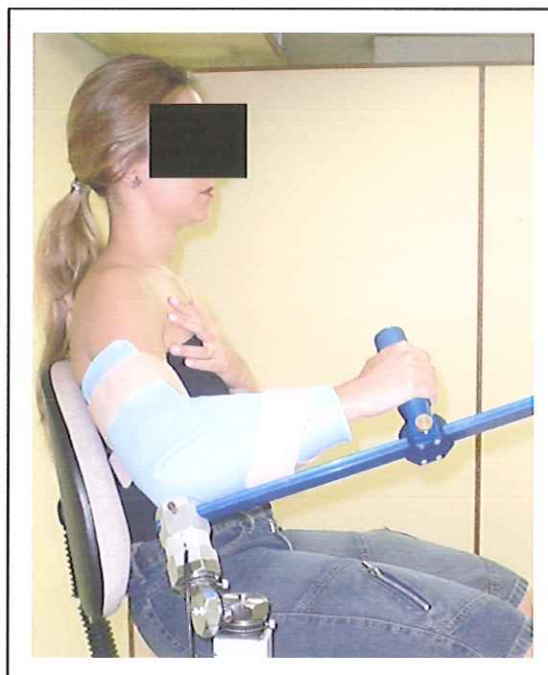


Figura 25. Braço e antebraço fixados ao braço de resistência com o dispositivo de estabilização

Previamente à realização dos testes, os voluntários foram orientados com relação ao esforço que seria executado durante o teste, sendo a direção do esforço demonstrada passivamente pelo avaliador.

Foi também realizado procedimento de familiarização com o teste, solicitando que o voluntário executasse duas contrações isométricas submáximas.

Após esta fase de adaptação, foi determinado o valor de correção da gravidade, pedindo para o paciente relaxar o membro apoiado sobre o braço de resistência, sendo registrado o torque gerado pelo peso do membro. Após o registro do valor para correção da gravidade, a ponte de extensometria foi novamente zerada dando início ao teste. Durante o teste, os voluntários realizaram três esforços isométricos máximos, com duração de 5 segundos, sendo registrado o pico de cada contração. Foi estabelecido um intervalo de 10 segundos entre cada esforço.

Durante o procedimento, os voluntários foram orientados utilizando voz de comando: “atenção”, “contrair”, “força, força, força”, “relaxa”.

4 RESULTADOS

Os parâmetros analisados com a aplicação do protótipo foram:

- 1) adaptação do protótipo às variações antropométricas dos indivíduos;
- 2) nível de tolerância dos indivíduos durante os testes;
- 3) eficácia do protótipo na avaliação do torque muscular isométrico para os rotadores do ombro.

4.1 Adaptação do protótipo às variações antropométricas dos indivíduos.

O protótipo apresentou boa adaptabilidade em todos os indivíduos, permitindo o posicionamento desejado com relativa facilidade, independente das variações antropométricas.

O sistema de posicionamento do torquímetro permitiu o ajuste exato na posição desejada, isto é, elevação do ombro a 45° no plano da escápula, devido às escalas de graduação goniométrica do sistema. O sistema também possibilitou o alinhamento do eixo de rotação do úmero com o eixo de rotação do torquímetro, sendo este fator extremamente importante no processo de avaliação das rotações do ombro, conforme preconizado na literatura.

Em relação à estabilização dos voluntários, o dispositivo de estabilização do braço e antebraço foi suficiente para evitar compensações durante os testes.

Uma constatação no protótipo que deverá sofrer alterações é o sistema de travamento da coluna de ajuste da cadeira e do torquímetro, já que exigiu certa força para realizar o travamento e destravamento.

4.2 Nível de tolerância dos indivíduos durante os testes

Os voluntários testados não relataram qualquer tipo de desconforto ou incômodo durante as avaliações da força isométrica das rotações medial e lateral do ombro.

4.3 Eficácia do protótipo na avaliação do torque muscular isométrico para os rotadores do ombro

O protótipo mostrou-se eficaz na avaliação do torque isométrico dos rotadores mediais e laterais de ambos os ombros, sendo os valores obtidos compatíveis aos apresentados na literatura.

Grupo de Homens

Para os homens, os valores de rotação medial do ombro direito variaram de 40Nm a 94Nm ($64,2 \pm 18,14$ Nm) e os valores de rotação lateral variaram de 30Nm a 58Nm ($43,4 \pm 9,59$ Nm). A proporção do torque isométrico entre os rotadores laterais/mediais do ombro direito variou de 0,60 a 0,87 ($0,69 \pm 0,09$). Já os valores de rotação medial do ombro esquerdo variaram de 35Nm a 95Nm ($61,5 \pm 19,05$ Nm) e os valores de rotação lateral variaram de 25Nm a 52Nm ($39,3 \pm 8,69$ Nm). A proporção do torque isométrico entre os rotadores laterais/mediais do ombro esquerdo variou de 0,55 a 0,85 ($0,66 \pm 0,10$) (TABELA 7).

Grupo de Mulheres

Para as mulheres, os valores de rotação medial do ombro direito variaram de 15Nm a 31Nm ($19,7 \pm 4,85$) e os valores de rotação lateral variaram de 13Nm a 27Nm ($16,8 \pm 4,34$). A proporção do torque isométrico entre os rotadores laterais/mediais do ombro direito variou de 0,66 a 1,0 ($0,85 \pm 0,08$). Já os valores de rotação medial do ombro esquerdo variaram de 14Nm a 28Nm ($18 \pm 4,78$) e os valores de rotação lateral variaram de 11Nm a 24Nm ($16,6 \pm 3,86$). A proporção do torque isométrico entre os rotadores laterais/mediais do ombro esquerdo variou de 0,73 a 1,07 ($0,92 \pm 0,11$) (TABELA 8).

Tabela 7. Valores dos torques obtidos para os músculos rotadores mediais (RM) e rotadores laterais (RL) do ombro, expressos nos valores mínimos, máximos, médios e desvio padrão no grupo dos homens (n=10).

Homens		Valor Mínimo (Nm)	Valor Máximo (Nm)	Média (Nm)	DP
Ombro Direito	RM	40	94	64,2	18,14
	RL	30	58	43,4	9,59
	Proporção RL/RM	0,60	0,87	0,69	0,09
Ombro Esquerdo	RM	35	95	61,5	19,05
	RL	25	52	39,3	8,69
	Proporção RL/RM	0,55	0,85	0,66	0,10

Tabela 8. Valores dos torques obtidos para os músculos rotadores mediais (RM) e rotadores laterais (RL) do ombro, expressos nos valores mínimos, máximos, médios e desvio padrão no grupo das mulheres (n=10).

Mulheres		Valor Mínimo (Nm)	Valor Máximo (Nm)	Média (Nm)	DP
Ombro Direito	RM	15	31	19,7	4,85
	RL	13	27	16,8	4,34
	Proporção RL/RM	0,66	1,0	0,85	0,08
Ombro Esquerdo	RM	14	28	18	4,78
	RL	11	24	16,6	3,86
	Proporção RL/RM	0,73	1,07	0,92	0,11

O tempo utilizado, em média, para realização de cada avaliação, constando de aquecimento, esclarecimentos e execução do teste, foi de aproximadamente 25 minutos.

4.4 Custo aproximado para construção do protótipo

O custo do protótipo foi estimado levando em consideração os gastos com materiais, mão de obra de usinagem e montagem, mão de obra elétrica e o acabamento.

O custo aproximado para a construção do protótipo foi de US\$ 800,00 (oitocentos dólares).

5 DISCUSSÃO

O aspecto primordial desse trabalho relaciona-se a uma forma quantitativa e precisa de se avaliar os torques musculares do ombro. Portanto, surgiu da necessidade de se quantificar objetivamente e padronizar uma avaliação específica de força muscular para esta articulação.

A maneira mais antiga e comumente utilizada de se avaliar função muscular consiste na sua graduação de 0 a 5 por meio da resistência gerada pela gravidade ou manualmente pelo examinador. Apesar de ser válida e facilmente aplicável, essa forma de avaliação da função muscular é muito contestável, já que está presente um importante aspecto subjetivo, além da variação entre avaliadores na obtenção dos valores e a dificuldade de se padronizar um posicionamento (DANIELS e WORTHINGHAM, 1987; SAPEGA, 1990)

Os profissionais envolvidos no processo de reabilitação precisam se apoiar em algo que seja concreto e reprodutível, especialmente quando se refere à avaliação da força muscular, a qual constitui um ponto indispensável no processo de reabilitação. Portanto, é importante que esse caráter empírico e subjetivo de se avaliar a força muscular do ombro seja revisto e acrescido de instrumentos que também tenham essa finalidade, visando com isso a melhora do atendimento como um todo, desde o auxílio com relação a um diagnóstico à verificação dos resultados obtidos com um determinado tratamento.

Vários autores fizeram estudos comparativos entre o desempenho dos testes manuais e instrumentais para avaliar a força muscular e constataram que a medida instrumental é mais precisa e fidedigna (AITKENS et al., 1989; BEASLEY, 1961; HAYES et al., 2002).

Porém, os equipamentos de avaliação mais sofisticados e de alta tecnologia apresentam uma desvantagem que é seu alto custo, o que dificulta ou impossibilita a sua aquisição pelas instituições (DAVIES et al., 2000). É o caso do dinamômetro isocinético, considerado como instrumento de alta precisão e confiabilidade, mas que

normalmente só é adquirido por grandes centros de pesquisa e reabilitação. Somando a esse aspecto, quando se refere à avaliação da força muscular do ombro, os dinamômetros isocinéticos apresentam algumas limitações relacionadas à execução do teste e ao posicionamento padronizado para a avaliação do ombro de indivíduos que apresentam patologia nessa articulação.

Esse fato foi constatado por Elsner et al. (1983) que usando um dinamômetro isocinético verificaram que o posicionamento para o teste é pouco tolerado por indivíduos com algum tipo de comprometimento do ombro.

Rabin e Post (1990) relataram que somente 30% dos pacientes com lesões no manguito rotador podem completar com sucesso o teste isocinético.

Em estudo realizado por Kirschenbaum et al., (1993), os pacientes somente conseguiram realizar a avaliação isocinética de maneira satisfatória após aplicação de anestésico no espaço subacromial.

Hughes et al. (1999) afirmaram que resultados mais confiáveis são obtidos com testes isométricos para a articulação do ombro. De acordo com os autores, pacientes com lesões no manguito rotador apresentam dificuldades para gerar um torque consistente isocineticamente.

De acordo com Kuhlman et al. (1992), a avaliação do torque isométrico evita posições extremas de movimento do ombro podendo ser preferidos aos testes isocinéticos para pacientes que apresentam lesões do manguito rotador. Além disso, os autores destacam que os torques isométricos para os rotadores laterais nas posições de 60° e 30° de rotação interna foram semelhantes aos torques isocinéticos na confiabilidade.

Segundo MacDermid et al. (2004), não existe uma relação de superioridade do teste isocinético em relação ao teste isométrico para a articulação do ombro. Além disso, o teste isocinético não demonstrou qualquer vantagem sobre os testes isométricos com respeito à confiabilidade.

Outro equipamento citado fora do nosso país é o dinamômetro manual, que oferece boa reprodutibilidade e confiabilidade (MAGNUSSON et al., 1990), porém apresenta algumas limitações principalmente em relação aos posicionamentos para realização dos testes e também na avaliação de atletas por indivíduos que não apresentam força suficiente para aplicar resistência.

Métodos improvisados utilizando dinamômetro de mola com escala (GODINHO, SANTOS e FREITAS, 1994) e célula de carga (ANDRADE, SILVA e

VIEIRA, 1996) fornecem valores objetivos, porém são métodos de avaliação sem padronizações e que não foram submetidos a testes de reprodutibilidade e confiabilidade.

Baseado nestas informações é que o protótipo para a avaliação dos torques musculares isométricos do ombro foi desenvolvido. O ombro é uma articulação de importante papel na capacidade e independência funcional de um indivíduo e o seu desempenho está diretamente relacionado à sua integridade muscular.

Durante a confecção do protótipo, procurou-se dar uma atenção especial aos aspectos relacionados ao processo de avaliação, aspectos estes citados na literatura como fundamentais para que ocorra uma avaliação precisa (DVIR, 2002), como por exemplo:

- o posicionamento do voluntário, visando minimizar as possíveis compensações durante os testes que pudessem mascarar os resultados. Foi então adotada a posição sentada, pois é descrita como a mais indicada para avaliar os movimentos do ombro (DVIR, 2002);

- a estabilização do voluntário no momento do teste, que foi alcançada pelo emprego do dispositivo de estabilização do braço e antebraço, como também pela solicitação ao voluntário para manter o tronco apoiado no encosto da cadeira no momento do teste;

- o alinhamento dos eixos do úmero e do torquímetro, que constitui um aspecto facilmente obtido pelo fato da avaliação ser isométrica;

- a correção da gravidade, que muitas vezes constitui uma fonte de erro em testes de força. Foi realizada antes dos testes registrando o valor do torque gerado pelo peso do braço de resistência e do membro superior do voluntário.

Como visto anteriormente, todos os aspectos considerados fundamentais dentro do processo de avaliação foram atingidos pelo protótipo.

Os movimentos adotados para o teste de eficiência e adaptabilidade do protótipo foram os de rotação medial e lateral no plano da escápula.

O plano da escápula foi adotado seguindo as informações descritas por Greenfield et al. (1990), já que nessa posição as estruturas capsular e ligamentar não se encontram sob tensão, como também favorece uma melhor congruência articular. Conclui-se que o plano da escápula é o mais adequado para pacientes com várias disfunções do ombro, tais como impacto, lesões do manguito rotador e luxações crônicas.

MacDermid et al. (2004) reforça esta conclusão aplicando o posicionamento citado na avaliação de pacientes com lesão do manguito rotador, tanto para contrações dinâmicas quanto para contrações estáticas, tendo a posição boa aceitabilidade pelos pacientes.

Outro aspecto importante é que a elevação do ombro a 45° não compromete o suprimento vascular do músculo supra-espinhoso (DVIR, 2002).

As rotações foram adotadas no teste também pelo fato dos outros movimentos do ombro não ocorrerem na sua totalidade se as rotações não estiverem preservadas. Durante a avaliação dos rotadores testa-se os músculos do manguito rotador, que são responsáveis pelo mecanismo de estabilização do ombro, fator importante, pois o ombro é altamente dependente do mecanismo dinâmico de estabilização (WILK et al., 2000). Porém, adaptando-se um braço de resistência de maior comprimento, é possível avaliar os movimentos de elevação do ombro em diferentes planos (APÊNDICE D).

O protótipo confeccionado possibilitou preencher algumas lacunas do equipamento desenvolvido por Souza (2003), no mesmo laboratório em que foi desenvolvido esse protótipo, como por exemplo, o não alinhamento dos eixos biológico e mecânico durante a avaliação dos rotadores do ombro.

A realização dos testes isométricos no protótipo mostrou que o equipamento é eficiente e capaz de fornecer valores objetivos do torque dos músculos rotadores do ombro, sendo os dados obtidos compatíveis com outros trabalhos realizados utilizando metodologia semelhante, porém realizados com dinamômetros isocinéticos (KRAMER e LINDA, 1996; KUHLMAN et al., 1992).

O protótipo teve uma aceitação satisfatória por parte dos voluntários testados e, embora os testes tenham sido realizados em indivíduos com ombros normais, a sua aplicação em indivíduos com disfunção pode ter o mesmo sucesso. Uma outra vantagem do protótipo desenvolvido é o custo relativamente baixo.

Uma dificuldade encontrada com a utilização do protótipo foi o manuseio do sistema de travamento da coluna de ajuste do assento e do dinamômetro, que exigiu certa força para travar e destravar o sistema, que pode ser solucionado com a adaptação de outro sistema.

Um ponto a ser salientado é o nível de motivação e colaboração do indivíduo no momento do teste. É fundamental que ele esteja disposto e concentrado para que as margens de erro dos torques obtidos sejam minimizadas.

Algumas sugestões de trabalhos futuros incluem a avaliação do protótipo em relação à reprodutibilidade, a associação com um estudo eletromiográfico para determinar de modo mais preciso a atividade da musculatura avaliada e, finalmente, a aplicação do protótipo em indivíduos com ombros patológicos.

6 CONCLUSÕES

Diante dos resultados obtidos, constatou-se que o protótipo desenvolvido é capaz de quantificar o torque isométrico dos músculos rotadores do ombro. A versatilidade do protótipo possibilitou os ajustes para a adequação às variações antropométricas e para avaliação de ambos os membros superiores, podendo também ser adaptado para avaliação dos outros movimentos do ombro.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AITKENS, S. et al. (1989). Relationship of manual muscle testing to objective strength measurements. *Muscle & Nerve*, New York, v.12, p.173-177, Mar.

AMADIO, A. (1996). *Fundamentos biomecânicos para análise do movimento humano*. São Paulo: Laboratório de Biomecânica/Eefeusp.

ANDRADE, R.P.; SILVA, E.S.; VIEIRA, J.S. (1996). Avaliação da força dos rotadores externos e internos do ombro em atletas de voleibol. *Revista Brasileira de Ortopedia*, Belo Horizonte, v.31, n.9, p.727-730, set.

BEASLEY, W.C. (1961). Quantitative muscle testing: principles and applications to research and clinical services. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, Chicago, v.42, p.398-425, June.

BOHANNON, R.W. (1997). Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, Chicago, v.78, n.1, p.26-32, Jan.

CAHALAN, T.D.; JONSON, M.E.; CHAO, E.Y.S. (1989). Shoulder strenght analysis using the cybex II isokinetic dynamometer. *Clinical Orthopaedics and Related Research.*, Philadelphia, n.271, p.249-257, Oct.

CRISCUOLO, E. et al. (2000). Torque da musculatura rotadora de ombro na pós-cirurgia de Bristow. *Revista Brasileira de Ortopedia*, Belo Horizonte, v.35, n.11/12, p.452-456, nov./dez.

DANIELS, L.; WORTHINGHAM, C. (1987). *Provas de função muscular: técnicas de exame manual*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

DAVIES, G.J.; WILK, K.; ELLENBECKER, T.S. (2000). Exame da força muscular. In: MALONE, T.M.; McPOIL, T.G.; NITZ, A.J. *Fisioterapia em ortopedia e medicina do esporte*. São Paulo: Santos. p.225-257.

DVIR, Z. (2002). *Isocinética: avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas*. São Paulo: Manole.

ELSNER, R.C.; PEDEGANA, R.L.; LANG, J. (1983). Protocol for strength testing and rehabilitation of the upper extremity. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, Baltimore, n.4, p.229-235.

ENOKA, R.M. (2000). *Bases neuromecânicas da cinesiologia*. 2.ed. São Paulo: Manole.

FALLA, D.L.; HESS, S.; RICHARDSON, C. (2003). Evaluation of shoulder internal rotator muscle strenght in baseball players with physical signs of glenohumeral joint instability. *British Journal Sports Medicine*, London, v.37, n.5, p.430-432, Oct.

GODINHO, G.G.; SANTOS, F.M.L.; FREITAS, J.M.A. (1994). Avaliação da força muscular e da função do ombro após reparo do manguito rotador. *Revista Brasileira de Ortopedia*, Belo Horizonte, v.29, n.9, p.643-46. set.

GORE, D.R. et al. (1986). Shoulder-muscle strength and range of motion following surgical repair of full-thickness rotator-cuff tears. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Boston, v.68-A, n.2, p.266-272.

GREENFIELD, B.H. et al. (1990). Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength between the plane of scapula and the frontal plane. *American Journal of Sports Medicine*, Columbus, v.18, n.2, p.124-127, Mar.

- HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. (1999). *Bases biomecânicas do movimento humano*. São Paulo: Manole.
- HAYES, K. et al. (2002). Reliability of 3 methods for assessing shoulder strength. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Amsterdam, v.11, n.1, p.33-39, Feb.
- HISLOP, H.P.; MONTGOMERY, Y.J. (1996). *Daniels & Worthingham – provas de função muscular*. 6.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- HUGHES, R.E.; JOHNSON, M.E.; O'DRISCOLL, S.W. (1999). Age-related changes in normal isometric shoulder strength. *American Journal of Sports Medicine*, Columbus, v.27, n.5, p.651-657, Sept.
- HYVONEN, P. et al. (2000). Early recovery of isometric shoulder muscle strength after open acromioplasty in stage II impingement syndrome. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, Berlim, v.120, n.5/6, p.290-293, Apr.
- IVEY, F.M.; CALHOUN, J.R.; RUSCHE, K. (1985). Isokinetic testing of shoulder strength: normal values. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, Chicago, v.66, n.6, p.384-386, June.
- INMAN, V.T.; SAUNDERS, J.B.; ABBOTT, L.C. (1944). Observations on the function of the shoulder joint. *Journal Bone Joint Surgery*, Boston, v.26, p.1-31.
- JOBE, C.M. (2002). Anatomia do ombro. In: ROCKWOOD, C.A.; MATSEN, F.A. *Ombro*. 2.ed. Rio de Janeiro: Revinter. Cap.2, p.37-69.
- KAPANDJI, I.A. (1990). *Fisiologia articular*. 5.ed. São Paulo: Manole.
- KENDALL, F.P.; McCREARY, E.K. (1995). *Músculos: provas e funções*. 3.ed. São Paulo: Manole.
-

KIRSCHENBAUM, D. et al. (1993). Shoulder strength with rotator cuff tears – pre- and postoperative analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Philadelphia, n.288, p.174-178, Mar.

KRAMER, J.F.; LINDA, R. (1996). Static and dynamic strength of the shoulder rotators in healthy, 45- to 75-year-old men and women. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, Baltimore, v.24, n.1, p.11-18.

KUHLMAN, J.R. et al. (1992). Isokinetic and isometric measurement of strength of external rotation and abduction of the shoulder. *Journal of Bone Joint Surgery*, Boston, v.74-A, n.9, p.1320-1333.

LECH, O. (2003). Traumatismo do ombro. In: HEBERT, S. et al. *Ortopedia e traumatologia: princípios e prática*. 3.ed. Porto Alegre: Artmed. Cap.47, p.981-1022.

LIPPERT, L. S. (2003). *Cinesiologia clínica para fisioterapeutas*. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

MacDERMID, J.C. et al. (2004). The impact of rotator cuff pathology on isometric and isokinetic strength, function, and quality of life. *Journal Shoulder Elbow Surgery*, Amsterdam, v.13, n.6, p.593-598, Nov./Dec.

MAGNUSSON, P.S.; GLEIM, G.W.; NICHOLAS, J.A. (1990). Subject variability of shoulder abduction strength testing. *American Journal of Sports Medicine*, Columbus, v.18, n.4, p.349-353, July.

MATTIELLO-ROSA, S.M. et al. (2002). Avaliação da diferença entre o pico de torque dos rotadores internos e externos do ombro nas contrações concêntricas e excêntricas em jogadores de pólo aquático. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 10., 2003, Ouro Preto. *Anais...* Belo Horizonte: Sociedade Brasileira de biomecânica. p.254-256.

- McCABE, R.A. et al. (2005). The effect of rotator cuff tear size on shoulder strength and range of motion. *Journal of Orthopaedic & Sport Physical Therapy*, Baltimore, v.35, n.3, p.130-135.
- McGINNIS, P.M. (2002). *Biomecânica do esporte e exercício*. Porto Alegre: Artmed.
- NETTER, F.H. (1996). *Atlas of human anatomy*. Los Angeles: Icon Learning Systems.
- NORKIN, C.C.; LEVANGIE, P.K. (2001). *Articulações estrutura e função: uma abordagem prática e abrangente*. 2.ed. Rio de Janeiro: Revinter.
- PAGNANI, M.J.; WARREN, R.F.; TENN, N. (1994). Stabilizers of the glenohumeral joint. *Journal Shoulder Elbow Surgery*, Amsterdam, v.3, n.3, p.173-190.
- PALMER, M.L.; EPLER, M.E. (2002). *Fundamentos das técnicas de avaliação musculoesquelética*. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- PEARN, J. (1978). Two early dynamometers: an historical account of the earliest measurements to study human muscular strength. *Journal of Neurological Sciences*, Amsterdam, v.37, n.1/2, p.127-131, June.
- POPPEN, N.K.; WALKER, P. (1976). Normal and abnormal motion of the shoulder. *Journal Bone Joint Surgery*, Boston, v.58, n.2, p.195-201, Mar.
- RABIN, S.I.; POST, M.A. (1990). Comparative study of clinical muscle testing and cybex evaluation after shoulder operations. *Clinical Orthopaedics*, Philadelphia, n.258, p.147-156, Sept.
- SAHA, A.K. (1971). Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Copenhagen, v.42, n.6, p.491-505.
- SAPEGA, A.A. (1990). Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *Journal Bone Joint Surgery*, Boston, v.72, n.10, p.1562-1574, Dec.
-

SMITH, L.K.; WEISS, E.L.; LEHMKUHL, L.D. (1997). *Cinesiologia clínica de Brunnstrom*. 5thed. São Paulo: Manole.

SOUZA, M.Z. (2001). *Reabilitação do complexo do ombro*. Barueri: Manole.

SOUZA, P.M. (2003). *Projeto e desenvolvimento de um aparelho para avaliar a força muscular isométrica dos rotadores do ombro*. 71p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos/Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/Instituto de Química de São Carlos, Ribeirão Preto, 2003.

SOUZA, T.A. (1994). General biomechanics. In: _____. *Sports injuries of the shoulder: conservative management*. New York: Churchill Livingstone. Cap.2, p.37-69.

WHITING, W.C.; ZERNICKE, R.F. (2001). *Biomecânica da lesão musculoesquelética*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

WILK, K.E. et al. (2000). Reabilitação do ombro. In: ANDREWS, J.R.; HARRELSON, G.L.; WILK, K.E. *Reabilitação física das lesões desportivas*. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. Cap.13, p.350-403.

WINTER, D.A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd.ed. New York: Wiley.

ZATSIORSKY, V.M. (2004). *Biomecânica no esporte: performance do desempenho e prevenção de lesão*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

APÊNDICE**APÊNDICE A – Protocolo de Avaliação****PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO**

TESTE: Avaliação do rotadores mediais e laterais do ombro no plano escapular com 45 graus de abdução

AVALIADOR:

Data: / /		Número:	
Nome:		Idade:	Sexo:
Membro Dominante:		Altura:	Peso:
Membro Direito			
Posição da Cadeira:		Posição do Dinamômetro:	
Altura da Cadeira:		Altura do Dinamômetro:	
Braço de Alavanca:			
Rotadores Mediais			
Valor de correção da gravidade:			
1ª Medida	2ª Medida	3ª Medida	Média
Rotadores Laterais			
1ª Medida	2ª Medida	3ª Medida	Média
Membro Esquerdo			
Posição da Cadeira:		Posição do Dinamômetro:	
Altura da Cadeira:		Altura do Dinamômetro:	
Braço de Alavanca:			
Rotadores Mediais			
Valor de correção da gravidade:			
1ª Medida	2ª Medida	3ª Medida	Média
Rotadores Laterais			
1ª Medida	2ª Medida	3ª Medida	Média

APÊNDICE B – Termo de Consentimento

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIMENTO

Eu, _____,
RG n° _____, abaixo assinada, tendo recebido as informações acima, e ciente dos meus direitos abaixo relacionados, concordo em participar.

1. A garantia de receber a resposta a qualquer pergunta ou esclarecimento a qualquer dúvida acerca dos procedimentos, riscos, benefícios e outras questões relacionadas com a pesquisa que serei submetido;
2. A liberdade de retirar meu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo;
3. A segurança de que serei identificado e que será mantido o caráter confidencial da informação relacionada com a minha privacidade;
4. O compromisso de me proporcionar informação atualizada durante o estudo, ainda que esta possa afetar minha vontade de continuar participando;
5. A disponibilidade de tratamento e a indenização que legalmente teria direito, por parte da Instituição de Saúde, em caso de danos que a justifiquem, diretamente causados pela pesquisa e;
6. Que se existirem gastos adicionais, estes serão absorvidos pelo orçamento da pesquisa.
7. Com relação às formas de ressarcimento e indenização, não haverá recompensa financeira para os voluntários que participarem do estudo. Na eventualidade do voluntário necessitar de quaisquer tratamentos e ou medicação durante ou após a realização do estudo, e a este relacionado, estes serão fornecidos gratuitamente, sob nossa responsabilidade. Caso ocorram despesas relativas a transporte e alimentação, estas serão pagas pelo pesquisador responsável.

Quanto à indenização, esclarecemos que se trata de um projeto sem financiamento externo e que será desenvolvido com recursos próprios da Instituição. Assim sendo, não há uma previsão de seguro para cobertura de indenização. Neste sentido, este projeto não se diferencia dos outros que não contam com financiamento externo, e que ainda assim, são regularmente desenvolvidos sob responsabilidade do pesquisador e da Instituição correspondente. Entretanto, em nenhum momento desconsidera-se o direito do voluntário obter indenização por eventuais danos relacionados com a pesquisa.

Tenho ciência do exposto acima e desejo participar do projeto de pesquisa.

Ribeirão Preto, ____ de _____ de _____.

Assinatura do Voluntário

APÊNDICE C – Aprovação do comitê de ética.



CEP. 14048-900
RIBEIRÃO PRETO - S.P.
BRASIL

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

CAMPUS UNIVERSITÁRIO - MONTE ALEGRE
FONE: 602-1000 - FAX (016) 633-1144

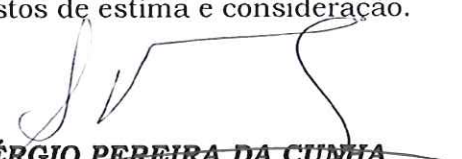
Ribeirão Preto, 24 de novembro de 2004

Ofício nº 3190/2004
CEP/SPC

Prezado Senhor:

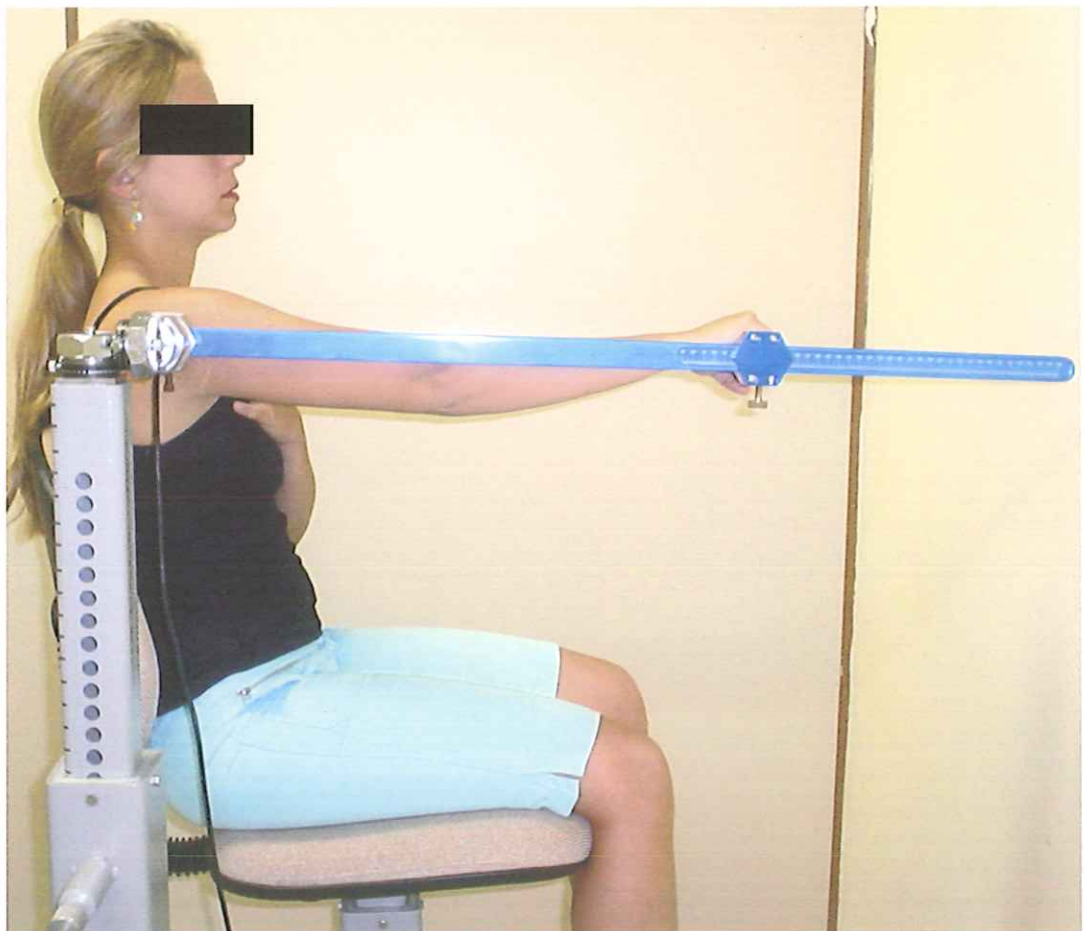
O trabalho intitulado
**“CONFECÇÃO DE UM PROTÓTIPO PARA AVALIAÇÃO DAS
FORÇAS MUSCULARES DO OMBRO”** foi analisado pelo Comitê de
Ética em Pesquisa em sua 193ª Reunião Ordinária realizada em
22.11.2004, e enquadrado na categoria: **APROVADO**, de acordo com
o Processo HCRP nº 12217/2004.

Aproveito a oportunidade para
apresentar a Vossa Senhoria protestos de estima e consideração.

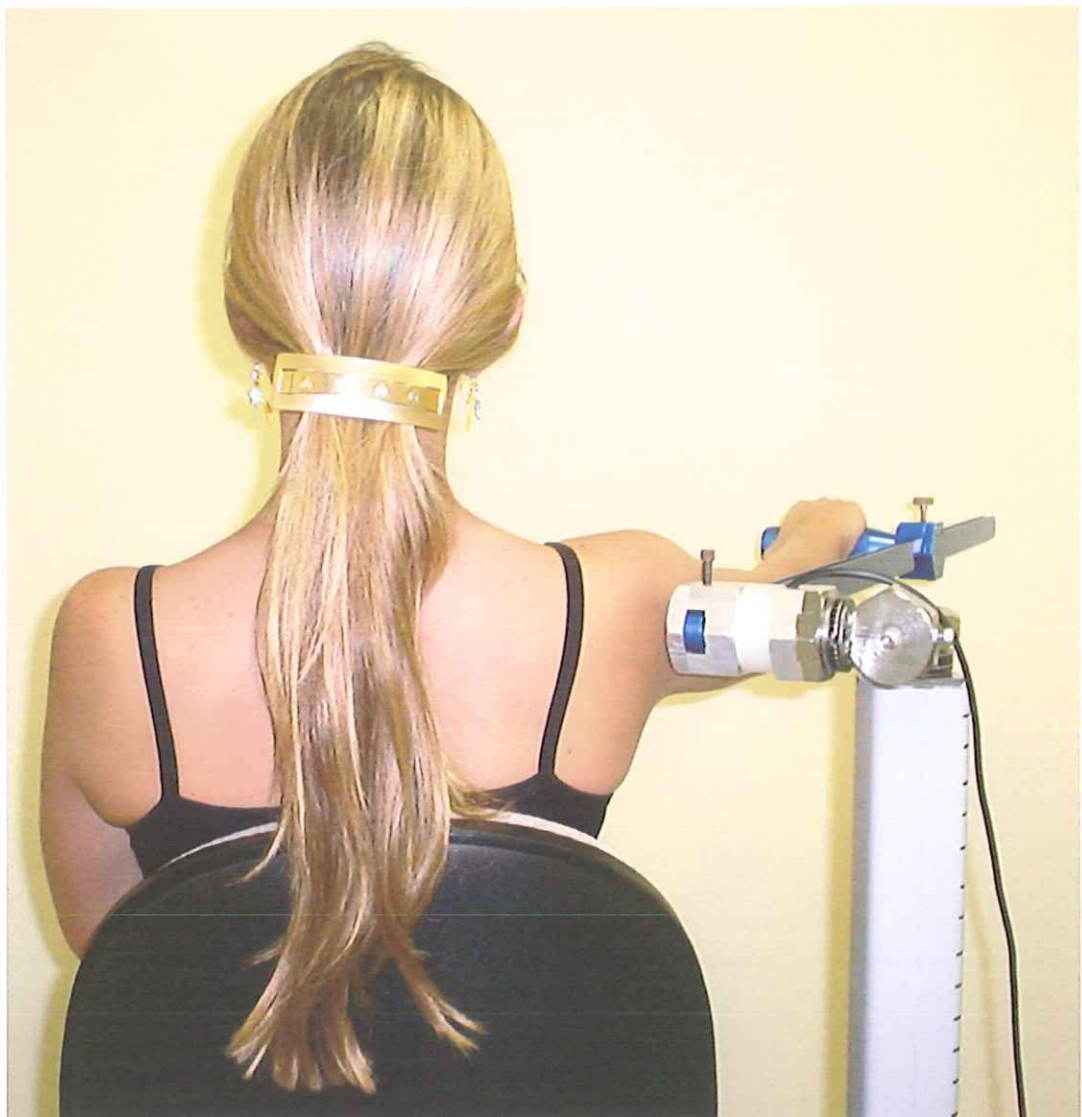

PROF. DR. SÉRGIO PEREIRA DA CUNHA
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssimo Senhor
EVERALDO ENCIDE DE VASCONCELOS
PROF. DR. NILTON MAZZER (Orientador)
Depto. de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor
Em mãos

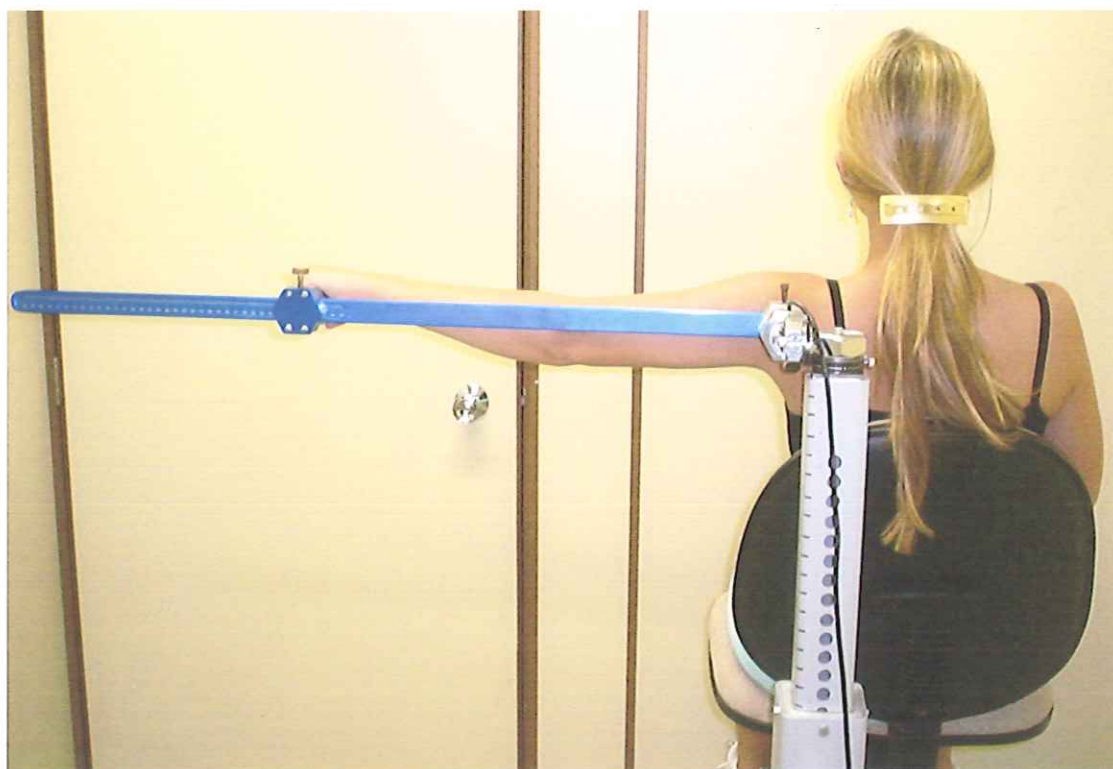
APÊNDICE D – Posicionamentos para avaliação dos movimentos de elevação.



Elevação do braço no plano sagital



Elevação do braço no plano da escápula



Elevação do braço no plano frontal
