

PAULO JOSÉ OLIVEIRA CORTEZ

DISPOSITIVO PARA AVALIAR A FORÇA MUSCULAR DOS MEMBROS
SUPERIORES

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini

Guaratinguetá
2008

DADOS CURRICULARES

PAULO JOSÉ OLIVEIRA CORTEZ

NASCIMENTO	27.12.1978 – DELFIM MOREIRA / MG
FILIAÇÃO	Maria Aparecida de Oliveira Cortez Mozart Vieira Cortez
1999/2003	Curso de Graduação em Fisioterapia Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP
2003/2004	Curso de Pós-Graduação Fisioterapia Traumatológico-Ortopédica, nível Especialização, na Universidade Gama Filho – UGF – São Paulo – SP.
2006/2008	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível Mestrado, na Universidade Estadual Paulista – UNESP do Campus de Guaratinguetá.

Dedico este trabalho aos meus pais Mozart Vieira Cortez
e Maria Aparecida de Oliveira Cortez,
meus mestres sempre presentes.

À memória de minha avó Juraci Arantes de Oliveira
por todo apoio no início do programa de mestrado,
e às pessoas mais próximas que sempre me apoiaram.

Muito Obrigado!

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. José Elias Tomazini, que sempre foi um exemplo de conduta, dedicação e compromisso com a educação.

Aos Professores Doutores do Departamento de Mecânica da FEG: Araildo Lima Silva, João Alberto de Oliveira, José Geraldo Trani Brandão, Luiz Fernando Costa Nascimento, Tamotsu Hirata e Mauro Hugo Mathias.

Aos Professores Doutores Celso Pinto Morais Pereira e Dr. João Zangrandi Filho, pela participação no exame de qualificação.

Aos demais professores, técnicos do laboratório e funcionários do DME-FEG, em especial aos técnicos e amigos Urbano Gonçalves de Oliveira, Walter Luiz Tupinambá e Pedro Antônio dos Santos, pela colaboração fundamental na confecção deste trabalho.

À secretária do Departamento de Mecânica, Rosiléa Ribeiro de Matos, pela atenção e carinho.

Às funcionárias da Biblioteca e da seção de Pós-graduação da FEG/UNESP pela atenção no atendimento.

Aos amigos do curso de mestrado e doutorado da FEG: Paula Soares, Jairo Varella, Felipe Lemos, Claudia Lio.

À Escola de Especialistas de Aeronáutica (EEAR), especialmente ao Suboficial Geraldo Cota, por toda a atenção dispensada.

Aos professores do Centro Universitário de Itajubá por todo apoio, especialmente ao Prof. Dr. Jorge Henrique de Oliveira Sales, Prof. MSc. Daniel Vilela Nogueira e Prof. MSc. Sidney Benedito Silva.

Aos amigos André Luiz da Silva, Marcelo Antonio Mota da Silva e Fernando Machado Pinto, pelo apoio incondicional.

A toda a minha família e amigos que sempre contribuíram para meu crescimento pessoal e profissional.

CORTEZ, P.J.O. **Dispositivo para avaliar a Força Muscular dos Membros Superiores**. 2008.118f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2008.

RESUMO

Os objetivos do presente trabalho foram o desenvolvimento de um dispositivo capaz de mensurar a força muscular gerada pelos músculos do membro superior e, a verificação do funcionamento e adaptabilidade desse dispositivo, através de um estudo comparativo da força muscular em sujeitos saudáveis. Foi idealizada uma Estação de Medição de Força para avaliar a força muscular dos membros superiores a partir de contrações isométricas na direção vertical (flexão) e horizontal (rotação) contendo transdutores, condicionador de sinais e placa de aquisição de dados e, por fim, um computador. Após a construção e calibração do dispositivo, foi realizado um estudo comparativo da força muscular. Participaram do estudo 22 sujeitos do sexo masculino, com idade de 18 e 19 anos, militares, massa corpórea entre 57,7 e 93 kg ($71,8 \pm 9,45$ kg) e com estatura entre 1,67 e 1,90 m ($1,75 \pm 0,06$ m), saudáveis e sem história clínica de patologia ortopédica ou qualquer tipo de lesão no sistema músculo-esquelético. Foram aplicados 3 testes de força: Flexão (sentido vertical), Rotação Interna e Rotação Externa (sentido horizontal). Para cada tipo de esforço foram solicitadas 3 (três) contrações voluntárias máximas por 10 segundos, com intervalo de 30 segundos entre cada contração. Através da análise comparativa dos dados, foi observada semelhança estatística entre as forças geradas pelo membro superior direito e esquerdo. Conclui-se que o dispositivo construído e testado apresenta inúmeras possibilidades para a análise biomecânica.

PALAVRAS-CHAVE: Dinamômetro, Força Muscular, Teste Muscular.

CORTEZ, P.J.O. 2008.118f. **A device to evaluate muscle strength of the upper limbs**. Dissertation (Masters in Mechanical Engineering) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2008.

ABSTRACT

The aim of this study were the development of a device capable of measuring the muscle strength generated by the muscles of the upper limb and verification of efficiency and adaptability of this device through a comparative study of muscle strength in healthy subjects. It was an idealized Measurement of Force Station, to measure the muscular strength of senior members from isometric contractions in vertical direction (flexion) and horizontal (rotation) containing transducers, signal conditioning and data acquisition card and, finally, a computer. After the construction and calibration of the device it was made a comparative study of muscle strength. Twenty two male people participated in this study, were male, aged 18 and 19 years, military, body mass between 57.7 and 93 kg (71.8 ± 9.45 kg) and height between 1.67 and 1.90 m (1.75 ± 0.06 m), and healthy with no history of clinical orthopedic pathology or any kind of damage to the musculo-skeletal system. It was applied 3 tests of strength: Flexion (vertical direction), internal rotation and lateral rotation (horizontal direction). For each type of effort were required three (3) maximum voluntary contractions for 10 seconds, with an interval of 30 seconds between each contraction. Through analysis of comparative data, was observed statistical similarity between the forces generated by the upper right and left limbs. It was concluded that the device built and tested presents many possibilities for biomechanical analysis.

KEYWORDS: Dynamometer, Muscle Strength, Muscle Test.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	– Demonstração esquemática das estruturas anatômicas do ombro (DELLA VALLE et al., 2003)	22
FIGURA 2	– Movimentos na articulação do ombro (LIPPERT, 2008)	23
FIGURA 3	– (A) Flexão do úmero no plano sagital. (B), Extensão. O úmero está no plano sagital. (C) Abdução. O úmero está no plano frontal. (D), Rotação ao redor do eixo longitudinal do úmero. A Rotação Medial é mostrada com o braço por trás das costas, que é uma forma funcionalmente importante desse movimento (DELLA VALLE et al., 2003)	24
FIGURA 4	– Vista anterior dos músculos do ombro (NETTER, 1999)	26
FIGURA 5	– Vista posterior dos músculos do ombro (NETTER, 1999)	26
FIGURA 6	– Vista anterior dos músculos do manguito rotador (NETTER, 1999)	27
FIGURA 7	– Vista posterior dos músculos do manguito rotador (NETTER, 1999)	28
FIGURA 8	– Vista lateral e medial dos ossos do cotovelo em 90° de flexão (NETTER, 1999)	29
FIGURA 9	– (A) Movimento de flexão, (B) movimento de extensão, (C) movimento de pronação e (D) movimento de supinação (LIPPERT, 2008)	30
FIGURA 10	– Vista anterior da camada superficial dos músculos do braço direito (NETTER, 1999)	31
FIGURA 11	– Vista posterior da camada superficial dos músculos do braço (NETTER, 1999)	32
FIGURA 12	– Vista anterior esquemática das articulações do punho esquerdo (LIPPERT, 2008)	34
FIGURA 13	– Os movimentos articulares do punho (LIPPERT, 2008)	35
FIGURA 14	– Vista Anterior do antebraço direito demonstrando os músculos flexores do punho (NETTER, 1999)	36

FIGURA 15	– Vista posterior do antebraço apresentando os músculos extensores do punho e dos dedos (NETTER, 1999)	37
FIGURA 16	– Organização básica do músculo esquelético (GUYTON; HALL, 1998)	39
FIGURA 17	– Representação esquemática da Teoria do Filamento Deslizante mostrando um sarcômero relaxado (acima) com filamentos grossos e finos. Abaixo, sarcômero é representado em estado contraído, com superposição dos filamentos grossos e finos (WHITING, ZERNICKE, 2001) .	41
FIGURA 18	– Tipos de contração muscular (A) Isométrica, (B) Isotônica concêntrica e (C) Isotônica excêntrica (LIPPERT, 2008)	43
FIGURA 19	– Teste de força muscular manual dos músculos flexores do cotovelo (Fonte: Dados do autor)	48
FIGURA 20	– Teste de força com dinamômetro manual da marca Kratos [®] (PAVAN et al., 2006)	49
FIGURA 21	– (a) Teste de força de preensão palmar com o dinamômetro JAMAR [®] ; (b) teste de força dos dedos com o dinamômetro JAMAR [®] (PEOLSSON; HEDLUND; OBERG, 2001)	50
FIGURA 22	– Dinamômetro isocinético, modelo System 4 Pro, da marca Biodex [®]	52
FIGURA 23	– Esquema do dispositivo para medir esforços no cotovelo (Adaptado de MEMBERG et al., 2001)	54
FIGURA 24	– Dispositivo para medir a força muscular isométrica dos membros superiores (Adaptado de ERICSON et al., 2002) ..	55
FIGURA 25	– Dinamômetro isocinético e isométrico construído para a realização de estudos envolvendo o sistema musculoesquelético (MORSE et al., 2006).....	56
FIGURA 26	– Aparato desenvolvido para avaliar a força muscular dos membros superiores (Adaptado de GARNER; SHIM, 2008).	57
FIGURA 27	– Representação esquemática da estação de medição de força.	60

FIGURA 28	– Desenho esquemático com detalhes do Dispositivo de Medição de Esforços.....	61
FIGURA 29	– Disposição dos extensômetros no tubo.....	62
FIGURA 30	– Vista anterior e superior da base de sustentação.....	67
FIGURA 31	– Vista lateral da base de sustentação coberta com placa de madeira.....	67
FIGURA 32	– Vista anterior e superior da base de sustentação coberta com a placa compensada de madeira e com placas antiderrapantes.....	67
FIGURA 33	– Detalhe dos elementos do Dispositivo de Medição de Esforços.....	69
FIGURA 34	– (A) Manete 1 - suporte para esforços verticais, (B) Manete para suporte para esforços horizontais.....	69
FIGURA 35	– Vista superior do apoio para o antebraço.....	70
FIGURA 36	– Vista lateral do apoio para o antebraço.....	70
FIGURA 37	– Detalhe da cantoneira fixada na base da EMF.....	71
FIGURA 38	– Dispositivo de medição de esforços com detalhe do tubo base.....	71
FIGURA 39	– Vista anterior e lateral do tubo fixo do DME.....	72
FIGURA 40	– Vista posterior e lateral esquerda apresentando: (A) tubo do DME fixado na cantoneira lateral, (B) haste de ferro chato e (C) cantoneira central esquerda.....	73
FIGURA 41	– Vista posterior e lateral esquerda com detalhes das cantoneiras centrais.....	73
FIGURA 42	– Sistema de garra com guia vertical circulado na figura e seta indicando a direção do deslocamento da cadeira.....	74
FIGURA 43	– Sistema de aquisição: (A) computador, (B) sistema de aquisição e condicionamento de sinais modelo SPIDER 8, (C) estação de medição de esforços.....	77
FIGURA 44	– (A) Vista anterior da posição de teste para flexão do punho e do cotovelo esquerdos; (B) Vista lateral esquerda da	

	posição de teste para flexão do punho e do cotovelo esquerdos. As setas indicam a direção e o sentido do esforço.....	79
FIGURA 45	– (A) Vista anterior da posição de teste para rotação medial do ombro esquerdo; a seta indica a direção e o sentido do esforço realizado. (B) Vista lateral esquerda da posição de teste para rotação medial do ombro	80
FIGURA 46	– (A) Vista anterior da posição de teste para rotação lateral do ombro esquerdo; a seta indica a direção e o sentido do esforço. (B) Vista lateral esquerda da posição de teste para rotação lateral do ombro esquerdo	81
FIGURA 47	– Vista lateral da EMF Pronta.....	85
FIGURA 48	– Vista anterior da EMF Pronta	85
FIGURA 49	– Calibração do dispositivo de medição para esforços no sentido vertical	86
FIGURA 50	– Calibração do dispositivo para esforços no sentido horizontal	86
FIGURA 51	– Teste de Normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos obtidos no teste de flexão no membro superior direito.....	88
FIGURA 52	– Teste de Normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos obtidos no teste de flexão no membro superior esquerdo.....	89
FIGURA 53	– Teste de Normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos obtidos no teste de Rotação Interna no membro superior direito	90
FIGURA 54	– Teste de Normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos obtidos no teste de Rotação Interna no membro superior esquerdo	91
FIGURA 55	– Teste de Normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos obtidos no	

	teste de Rotação Externa no membro superior direito	92
FIGURA 56	- Teste de Normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos obtidos no teste de Rotação Externa no membro superior esquerdo	93
FIGURA 57	Diagrama de caixas (boxplot) com os dados obtidos nos testes de flexão no membro superior esquerdo (F MSE) e no membro superior direito (F MSD)	95
FIGURA 58	- Diagrama de caixas (boxplot) com os dados obtidos nos testes de Rotação Interna no membro superior esquerdo (RI MSE) e no membro superior direito (RI MSD)	96
FIGURA 59	- Diagrama de caixas (boxplot) com os dados obtidos nos testes de Rotação Externa no membro superior esquerdo (RE MSE) e no membro superior direito (RE MSD)	97
FIGURA 60	- Posições descritivas em Anatomia Humana: (A) posição anatômica de referência; (B) posição fundamental.....	114
FIGURA 61	- Terminologia usada para descrever a localização de uma estrutura do corpo humano e sua posição em relação às outras estruturas do corpo	114
FIGURA 62	- Planos do corpo humano: (A) plano sagital, (B) plano frontal e (C) plano transversal. CM indica a localização do centro de massa	115

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1	– Resumo das ações dos músculos do complexo do ombro (LIPPERT, 2008)	28
QUADRO 2	– Resumo das ações dos músculos agonistas do cotovelo e antebraço (LIPPERT, 2008)	33
QUADRO 3	– Resumo das ações dos músculos do complexo do punho (LIPPERT, 2008)	38

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	– Protocolos de avaliação da força muscular isométrica considerando o número de contrações (NC), o tempo de cada contração muscular (TC) e o intervalo entre cada contração (IC)	58
TABELA 2	Resultados obtidos dos testes: flexão no membro superior direito (F MSD), flexão no membro superior esquerdo (F MSE), Rotação Interna no membro superior direito (RI MSD), Rotação Interna no membro superior esquerdo (RI MSE), Rotação Externa no membro superior direito (RE MSD) e Rotação Externa no membro superior esquerdo (RE MSE)	94
TABELA 3	– Resultados obtidos das variáveis comparando-se os testes de flexão (F), Rotação Interna (RI) e Rotação Externa (RE) entre membro superior direito (MSD) e membro superior esquerdo (MSE)	98
TABELA 4	– Valores obtidos nos três testes de força (N) durante a flexão das articulações do punho e do cotovelo no membro superior direito (F MSD)	111
TABELA 5	– Valores obtidos nos três testes de força (N) durante a flexão das articulações do punho e do cotovelo no membro superior esquerdo (F MSE)	111
TABELA 6	– Valores obtidos nos três testes de força (N) durante a Rotação Interna no membro superior direito (RI MSD)	112
TABELA 7	– Valores obtidos nos três testes de força (N) durante a Rotação Interna no membro superior esquerdo (RI MSE)	112
TABELA 8	– Valores obtidos nos três testes de força (N) durante a Rotação Externa no membro superior direito (RE MSD)	113
TABELA 9	– Valores obtidos nos três testes de força (N) durante a Rotação Externa no membro superior esquerdo (RE MSE)	113

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	-	Amplitude de Movimento
ASEP	-	Sociedade Americana de Fisiologia do Exercício
AVC	-	Acidente vascular cerebral
BINFA	-	Batalhão de Infantaria da Aeronáutica
CH0	-	Canal 0
CH1	-	Canal 1
cm	-	Centímetro
CMC	-	Articulações carpometacarpais
CNS	-	Conselho Nacional de Saúde
CVM	-	Contração Voluntária Máxima
DME	-	Dispositivo de Medição de Esforços
dp	-	Desvio padrão
EEAR	-	Escola de Especialistas da Aeronáutica
EMF	-	Estação de Medição de Força
et al.	-	E colaboradores
FEG	-	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
Hz	-	Hertz
IC	-	Intervalo entre cada contração muscular
kg	-	Quilograma
m ²	-	Metros quadrados
mm ²	-	Milímetros quadrados
MS	-	Ministério da Saúde
mV	-	Milivolts
N	-	Newtons
NC	-	Número de contrações musculares
NS	-	Não significativa
RE	-	Rotação Externa
RI	-	Rotação Interna
RM	-	Repetição máxima
TC	-	Tempo de cada contração muscular
UNAMOS	-	Serviço médico, social e de enfermagem
UNESP	-	Universidade Estadual Paulista
UNIVERSITAS	-	Centro Universitário de Itajubá
V	-	Volts
MSD	-	Membro superior direito
MSE	-	Membro superior esquerdo
F MSD	-	Flexão no membro superior direito
F MSE	-	Flexão no membro superior esquerdo
RI MSD	-	Rotação Interna no membro superior direito
RI MSE	-	Rotação Interna no membro superior esquerdo
RE MSD	-	Rotação Externa no membro superior direito
RE MSE	-	Rotação Externa no membro superior esquerdo

LISTA DE SÍMBOLOS

ε	-	Deformação específica	[1]
σ	-	Tensão normal	Pa
$(\Delta E/V)_{\text{máx}}$	-	Relação entre tensão de saída e entrada na ponte de Wheatstone.	mV/V
ΔE	-	Tensão de saída da ponte	mV
d_1	-	Diâmetro interno do tubo	mm
d_2	-	Diâmetro externo do tubo	mm
t	-	Espessura do tubo	mm
l_1	-	Comprimento total do tubo	mm
Rd	-	Coefficiente de projeto do tubo	m^{-3}
E	-	Módulo de elasticidade do material do tubo de aço	Pa
I	-	Momento de Inércia	m^4
K	-	Fator do extensômetro	[1]
l	-	Distância entre ponto de aplicação da força até a localização dos extensômetros	mm
M	-	Momento fletor	N.m
$P_{\text{max.}}$	-	Carga máxima aplicada na extremidade do tubo.	N
I_x	-	Momento de inércia da área circular do tubo em relação à linha neutra	m^4
J	-	Momento polar de inércia	m^4
σ_x	-	Tensão normal no engaste	MPa
τ_{xy}	-	Tensão de cisalhamento no engaste	MPa
$\sigma_{\text{máx}}$	-	Tensão normal máxima	MPa
$\tau_{\text{máx}}$	-	Tensão de cisalhamento máxima	MPa
V	-	Tensão de excitação da ponte	V
\emptyset	-	Diâmetro	mm

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	OBJETIVOS	20
1.2	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	20
2	ESTRUTURA E FUNÇÃO DO MEMBRO SUPERIOR	22
2.1	COMPLEXO DO OMBRO	22
2.1.1	Movimentos do complexo do ombro	23
2.1.2	Músculos envolvidos nos movimentos do complexo do ombro	25
2.2	COMPLEXO DO COTOVELO	29
2.2.1	Movimentos do complexo do cotovelo	30
2.2.2	Músculos envolvidos nos movimentos do complexo do cotovelo	31
2.3	COMPLEXO PUNHO/MÃO	33
2.3.1	Movimentos do complexo punho/mão	34
2.3.2	Músculos envolvidos nos movimentos do complexo punho/mão	36
2.4	SISTEMA MUSCULAR	38
2.4.1	Sistema músculo-esquelético	38
2.4.1.1	A fibra muscular esquelética.....	40
2.4.1.2	Miofibrilas	40
2.4.1.3	Miofilamentos	41
2.4.2	Tipos de contração muscular	42
2.4.2.1	Contração isométrica.....	42
2.4.2.2	Contração isotônica	42
2.4.2.3	Contração isocinética	43
2.5	FORÇA MUSCULAR	44
2.5.1	Avaliação da força muscular	44
2.6	MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR.....	46
2.6.1	Avaliação Manual	46
2.6.2	Avaliação Instrumental	49
2.6.2.1	Dinamômetros manuais.....	49
2.6.2.2	Dinamômetros isocinéticos computadorizados.....	51
2.6.2.3	Dispositivos fabricados em laboratórios	54
2.6.3	Protocolos de avaliação da força muscular	58
3	MATERIAIS E MÉTODOS	59
3.1	DEFINIÇÃO DO MODELO	59
3.2	PROJETO DO DISPOSITIVO PARA MENSURAR A FORÇA MUSCULAR DOS MEMBROS SUPERIORES	59
3.2.1	Estação de Medição de Força (EMF)	59
3.2.2	Dispositivo de Medição de Esforços (DME)	60
3.2.3	Cálculos para a construção do dispositivo de medida de esforços	61
3.3	CONSTRUÇÃO DO DISPOSITIVO	66
3.3.1	Base de Sustentação	66
3.3.2	Construção do Dispositivo de Medição de Esforços (DME)	68
3.3.3	Mobilidade do Dispositivo de Medição de Esforços (DME)	70
3.3.4	Estabilidade do Dispositivo de Medição de Esforços (DME)	72
3.3.5	Mobilidade da Cadeira	74

3.4	CALIBRAÇÃO DO DISPOSITIVO	75
3.5	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	75
3.5.1	Seleção dos Sujeitos da Pesquisa.....	75
3.5.2	Protocolo da Coleta de Dados	76
3.6	MÉTODOS PARA A ANÁLISE DOS DADOS.....	82
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	83
4.1	VERSÃO FINAL DO DISPOSITIVO	83
4.2	RESULTADOS DA CALIBRAÇÃO DO DISPOSITIVO	85
4.3	ANÁLISE DO PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	87
5	CONCLUSÕES	101
	REFERÊNCIAS	102
	APÊNDICE A – VALORES DE FORÇA (N) OBTIDOS NOS TESTES EXPERIMENTAIS	111
	APÊNDICE B – TERMINOLOGIA DESCRITIVA EM ANATOMIA	114
	APÊNDICE C - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	116
	ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO DE PARTICIPAÇÃO DE UM ESTUDO EXPERIMENTAL.....	117
	ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	118

1 INTRODUÇÃO

Os movimentos humanos dependem dos movimentos das articulações, que por sua vez, só são possíveis através da contração dos músculos esqueléticos. A função do músculo esquelético de gerar força e trabalho é a determinante no desempenho articular (KAWAKAMI; FUKUNAGA, 2006).

De acordo com Da Matta (2005) os mecanismos que envolvem o fenômeno da contração muscular ainda constituem importante matéria de estudo nas áreas de Fisiologia e Biomecânica. Já para Martin (2007) a capacidade de desenvolver esforço é uma característica comportamental específica do tecido muscular e está bem compreendida.

A força desenvolvida pelo músculo exerce tração sobre os ossos articulados criando um torque nas articulações atravessadas pelo músculo, permitindo o movimento das bioalavancas (HALL, 2005).

Segundo Martin (2007) essa capacidade de exercer esforço ou força contra uma resistência, envolvendo fatores mecânicos e fisiológicos, é denominada força muscular.

A perda da capacidade de gerar força e conseqüente eficiência no sistema músculo-esquelético pode criar uma variedade de problemas, desde a inabilidade para atividades aparentemente mais simples, como pentear o cabelo e escovar os dentes, até subir escadas ou ainda praticar esportes (HAMILL; KNUTZEN, 1999). Os músculos responsáveis pela movimentação dos segmentos corporais e pela estabilidade corporal são freqüentemente avaliados a fim de zelar pela integridade do sistema músculo-esquelético, prevenindo e identificando possíveis disfunções (KENDALL et al., 1995).

Segundo Perrin (1993) a avaliação precisa do desempenho do sistema muscular humano tem sido objetivo dos cientistas e dos profissionais de medicina física e reabilitação, há muitas décadas.

A avaliação da Força Muscular é uma conduta corriqueira realizada pelos profissionais da área de saúde e por pesquisadores. Poucos profissionais da área clínica possuem instrumentos de medidas precisos, e quase em sua totalidade, os testes de força muscular são realizados manualmente por Médicos, Fisioterapeutas, Educadores

Físicos, entre outros. A preocupação acerca da falta de dados quantitativos baseados em testes de força muscular realizados manualmente resultou na elaboração de formas instrumentais de testes musculares, como o dinamômetro manual (Jamar[®], Kratos[®]) e o dinamômetro computadorizado isocinético (Biodex[®]). De acordo com Reese (2000) esses instrumentos vêm obtendo ampla aceitação clínica e em pesquisas de investigação da força muscular.

Segundo Winter (1979) com a evolução tecnológica torna-se cada vez mais possível quantificar o desempenho do ser humano. Deste modo, qualquer avaliação de técnica desportiva, desempenho, capacidade funcional, entre outras, deve ser precedida de medição, descrição e análise.

O conhecimento preciso do nível de força muscular de um indivíduo é importante tanto para a avaliação da capacidade funcional ocupacional como para uma apropriada prescrição de exercícios atléticos e de reabilitação (BROWN; WEIR, 2001).

Rabin e Post (1990) compararam a avaliação por métodos manuais e a avaliação instrumental isocinética do momento fletor e rotador externo do ombro antes e após procedimento cirúrgico. Foi constatado que com o método manual, o momento avaliado foi maior, porém, este aumento não foi evidente com a avaliação instrumental.

Segundo Hsu, Tang e Jan (2000) através da compreensão de que os ganhos de força muscular melhoram a funcionalidade do paciente, é importante que os métodos de mensuração da força muscular sejam precisos e fidedignos. Daí a necessidade de equipamentos que venham a auxiliar na avaliação precisa da força muscular e que uma análise experimental de engenharia seja possível. Tal análise refere-se às aplicações onde a medição fornecida por algum instrumento tem uso destinado a uma análise pós-medição, para determinação de algum parâmetro, modelo e/ou validação do mesmo (DOEBLIN, 1990).

De acordo com Weinstein e Buckwalter (2000) os aparelhos de medição ampliam as possibilidades do exame físico, particularmente no caso de problemas musculoesqueléticos complexos e durante a reabilitação de pacientes com astenia muscular ou restrição da amplitude de movimentos.

A dinamometria refere-se a qualquer processo que busque a medição de forças; desta forma, o dinamômetro é um tipo de equipamento que mensura o comportamento da carga e tensão por deformação das estruturas (AMADIO, 1996).

A utilização de dinamômetros para medir a força muscular vem crescendo nas últimas décadas e vários tipos desses instrumentos vêm sendo disponibilizados e melhorados por pesquisadores (VAN WILGEN et al., 2003).

Em um estudo de revisão realizado por Jaric (2002) sobre testes de força muscular percebe-se que a maioria dos estudos envolvendo avaliação de força ou de torque, são realizados nos membros inferiores, o que sugere novos estudos envolvendo os membros superiores. Segundo Dvir (2002) há escassez de informação sobre as conexões funcionais da cintura escapular bem como os fatores envolvidos na força muscular dessa região.

Diante da necessidade da obtenção de dados quantitativos em Biomecânica, percebe-se a necessidade de projetos e desenvolvimentos de equipamentos para medir as forças que interagem com o sistema locomotor.

1.1 OBJETIVOS

Os objetivos do presente trabalho são:

- a) Desenvolver um dispositivo capaz de mensurar a força gerada pelos músculos do membro superior.
- b) Verificar o funcionamento e adaptabilidade do dispositivo através de estudo comparativo da força muscular dos membros superiores em sujeitos saudáveis.

1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

O Capítulo 1 do presente trabalho consta de um texto introdutório com a colocação do problema a ser estudado, as justificativas do estudo e seus principais objetivos. Nesse texto é apresentada a necessidade de se avaliar de forma precisa a força muscular em seres humanos e os diversos problemas encontrados em determinados métodos de avaliação ou testes de força.

No Capítulo 2 é apresentada uma revisão bibliográfica sobre aspectos envolvendo a anatomia (estrutura) e fisiologia (função) do membro superior, conhecimentos sobre o sistema musculoesquelético e sua capacidade de movimentar as bioalavancas, os métodos de avaliação da força muscular, e por fim, estudos envolvendo testes de força muscular. É importante ressaltar que no presente estudo, especificamente no capítulo 2, não serão apresentados detalhes anatômicos e/ou fisiológicos dos sistemas orgânicos, tais como, inervação, vasos sanguíneos, vasos linfáticos, entre outros tecidos biológicos.

As informações referentes aos materiais e métodos do presente trabalho estão detalhadas no Capítulo 3 com a descrição do projeto e construção do dispositivo para avaliar a força muscular dos membros superiores. A etapa de projeto envolveu a definição do sistema de aquisição e do modelo para o dispositivo que foi denominado de estação de medição de força (EMF). Ao término do projeto, iniciou-se a fase de construção do dispositivo, calibração e em seguida testes experimentais envolvendo adultos saudáveis para verificar o funcionamento do aparelho.

No Capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos e as discussões dos aspectos mais importantes do estudo realizado, bem como confrontos técnicos com a literatura existente.

No Capítulo 5 são descritas as conclusões obtidas neste trabalho.

A finalização do trabalho é composta de: apresentação das referências bibliográficas, apêndices e anexos.

2 ESTRUTURA E FUNÇÃO DOS MEMBROS SUPERIORES

O membro superior é formado pela união das articulações do ombro, cotovelo e do complexo punho/mão (FORNALSKI; GUPTA; LEE, 2003).

O propósito do membro superior é permitir que a mão seja colocada em diversas posições para realizar o grande número de tarefas de que é capaz (LIPPERT, 2008).

2.1 COMPLEXO DO OMBRO

O complexo do ombro é um termo usado para incluir todas as estruturas anatômicas envolvidas com o movimento do ombro (LIPPERT, 2008).

O ombro, articulação proximal do membro superior, é a articulação mais móvel do corpo humano possuindo três graus de liberdade (KAPANDJI, 2000).

De acordo com Della Valle et al. (2003) existem quatro articulações ou juntas que permitem o funcionamento normal do complexo do ombro, conforme ilustra a Figura 1. Kapandji (2000) afirma que estas articulações estão unidas mecanicamente, isto é, elas atuam necessariamente ao mesmo tempo.

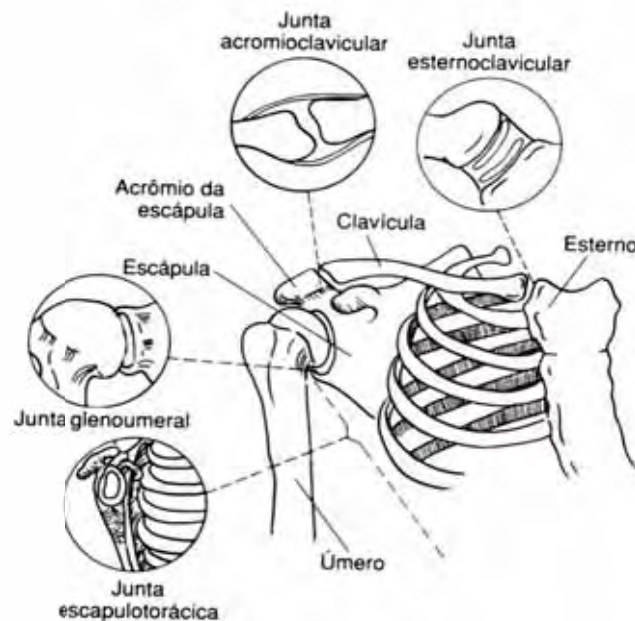


Figura 1 – Demonstração esquemática das estruturas anatômicas do ombro (DELLA VALLE et al., 2003).

2.1.1 Movimentos do Complexo do Ombro

Segundo Lippert (2008) existem quatro grupos de movimento possíveis na articulação do ombro (Figura 2): flexão, extensão e hiperextensão; abdução e adução; rotação medial e lateral e abdução e adução horizontais.

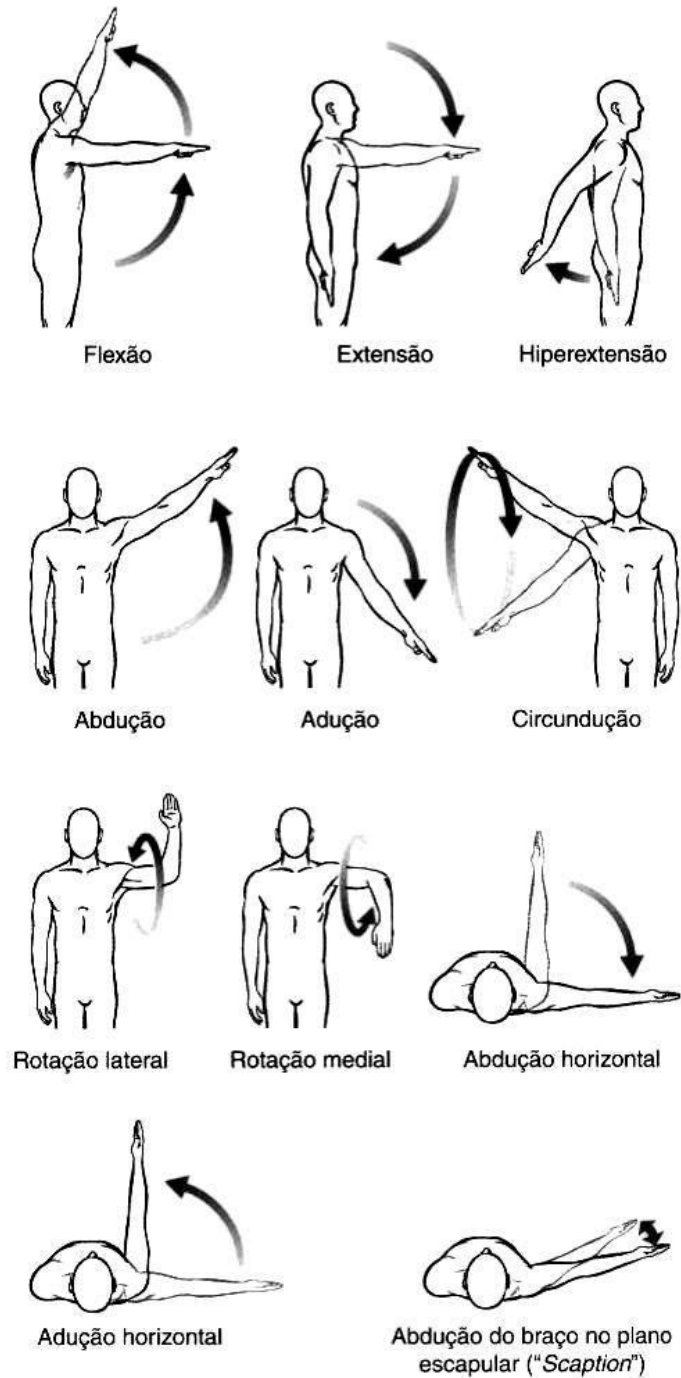


Figura 2 – Movimentos na articulação do ombro (LIPPERT, 2008).

A flexão vai de 0 a 180° e a extensão é o retorno à posição anatômica. É possível uma variação de aproximadamente 45° de hiperextensão a partir da posição anatômica. Os movimentos de Abdução e Adução ocorrem no plano frontal em torno do eixo ântero-posterior com amplitude em torno de 180°. As rotações mediais e laterais ocorrem no plano transversal em torno do eixo vertical ou longitudinal e, a partir de uma posição neutra, é possível mover 90° em cada direção. Adução horizontal e abdução horizontal também ocorrem no plano transversal e em torno do eixo vertical ou longitudinal. A posição inicial para estes movimentos é a 90° da abdução do ombro. É possível aproximadamente 30° de abdução horizontal e a aproximadamente 120° de adução horizontal.

Para Della Valle et al. (2003) os movimentos do ombro são flexão e extensão (elevação ou movimento do úmero, afastando-se do lado do tórax no plano sagital), abdução (elevação no plano frontal) e Rotação Medial-Lateral (rotação axial do úmero com o braço mantido em uma posição aduzida) (Figura 3).

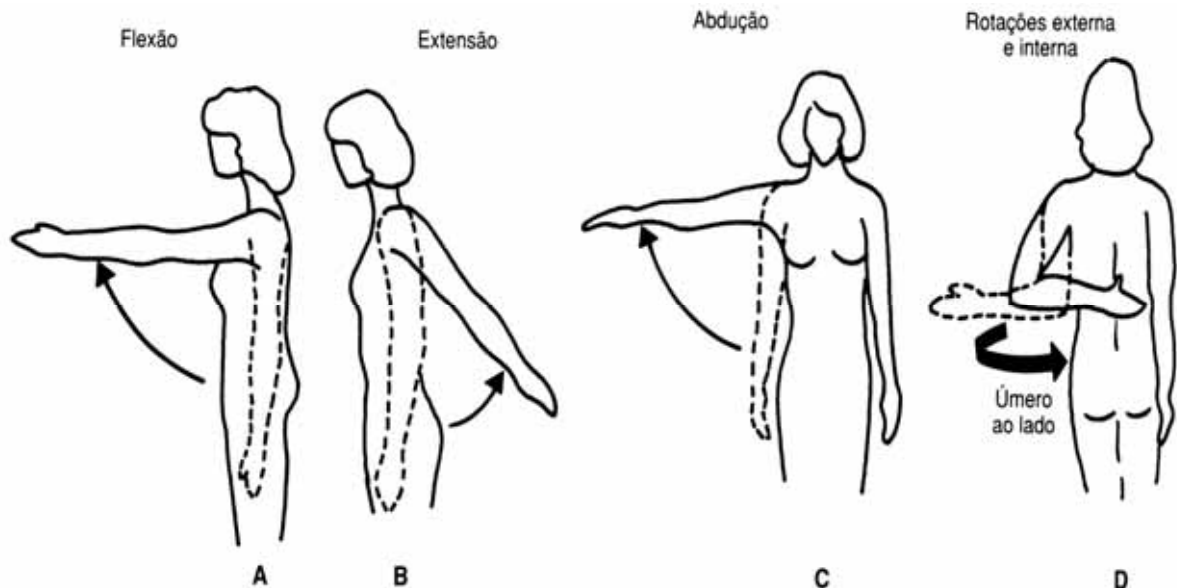


Figura 3 – (A) Flexão do úmero no plano sagital. (B), Extensão. O úmero está no plano sagital. (C) Abdução. O úmero está no plano frontal. (D), Rotação ao redor do eixo longitudinal do úmero. A Rotação Medial é mostrada com o braço por trás das costas, que é uma forma funcionalmente importante desse movimento (DELLA VALLE et al., 2003).

2.1.2 Músculos envolvidos nos movimentos do complexo do ombro

Músculos Flexores

Os músculos flexores primários são: deltóide (feixe anterior) e peitoral maior (porção clavicular). Os músculos considerados secundários durante o movimento de flexão são: coracobraquial e bíceps braquial (porção curta) (HALL, 2005).

Músculos Extensores

Os músculos posteriores da articulação glenoumeral são extensores do ombro, particularmente a porção esternal do peitoral maior, o grande dorsal (latíssimo do dorso) e o redondo maior. Os feixes posteriores do músculo deltóide e a porção longa do tríceps braquial são músculos auxiliares (HALL, 2005).

Músculos Abdutores

De acordo com Hall (2005) os feixes médios do deltóide e o supra-espinhal são os principais abdutores do úmero. Para Kapandji (2000) os músculos serrátil anterior e trapézio também participam do movimento de abdução do ombro.

Músculos Adutores

Os adutores primários são o grande dorsal (latíssimo do dorso), o redondo maior e a porção esternocostal do músculo peitoral maior, que estão localizados na parte inferior da articulação (HALL, 2003). Além destes músculos, Kapandji (2000) considera a participação do músculo rombóide no movimento de adução do ombro.

As Figuras 4 e 5, a seguir, ilustram os músculos envolvidos nos movimentos do ombro:

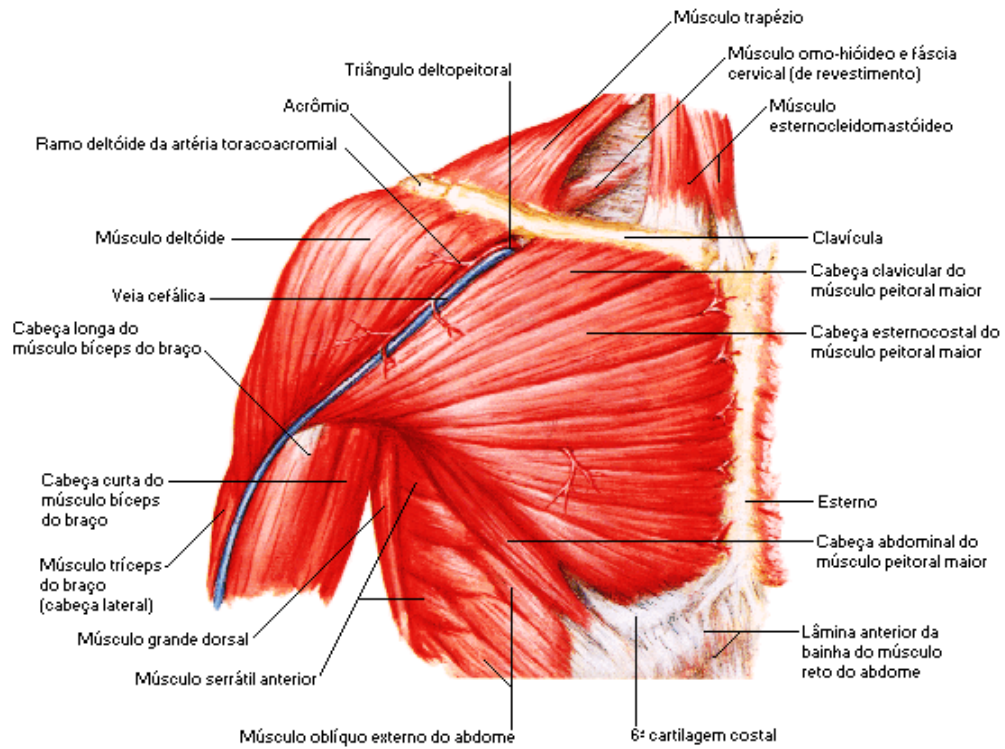


Figura 4 – Vista anterior dos músculos do ombro (NETTER, 1999).

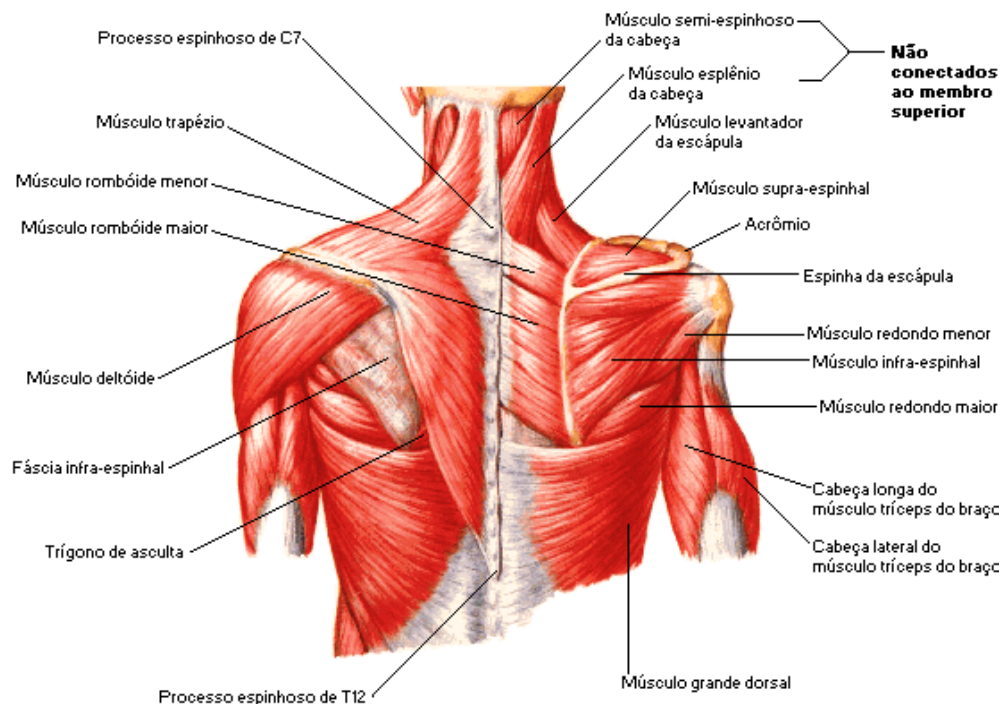


Figura 5 – Vista posterior dos músculos do ombro (NETTER, 1999).

Músculos Rotadores

Os músculos responsáveis pelos movimentos de rotação medial são: grande dorsal, redondo maior, subescapular e peitoral maior. Os músculos rotadores laterais são: infra-espinhoso e redondo menor (KAPANDJI, 2000).

Um grupo de quatro músculos especiais (subescapular, supra-espinhal, infra-espinhal e redondo menor) forma o manguito rotador (Figuras 6 e 7). A ação conjunta desses músculos promove a abdução e a rotação da articulação do ombro e atuam como importantes estabilizadores articulares (DELLA VALLE et al., 2003; WHITING; ZERNICKE, 2001).

A ruptura das unidades músculo-tendíneas do manguito rotador causa condições de dor, instabilidade ou ainda a combinação desses sintomas (TENNENT; BEACH; MEYERS, 2003).

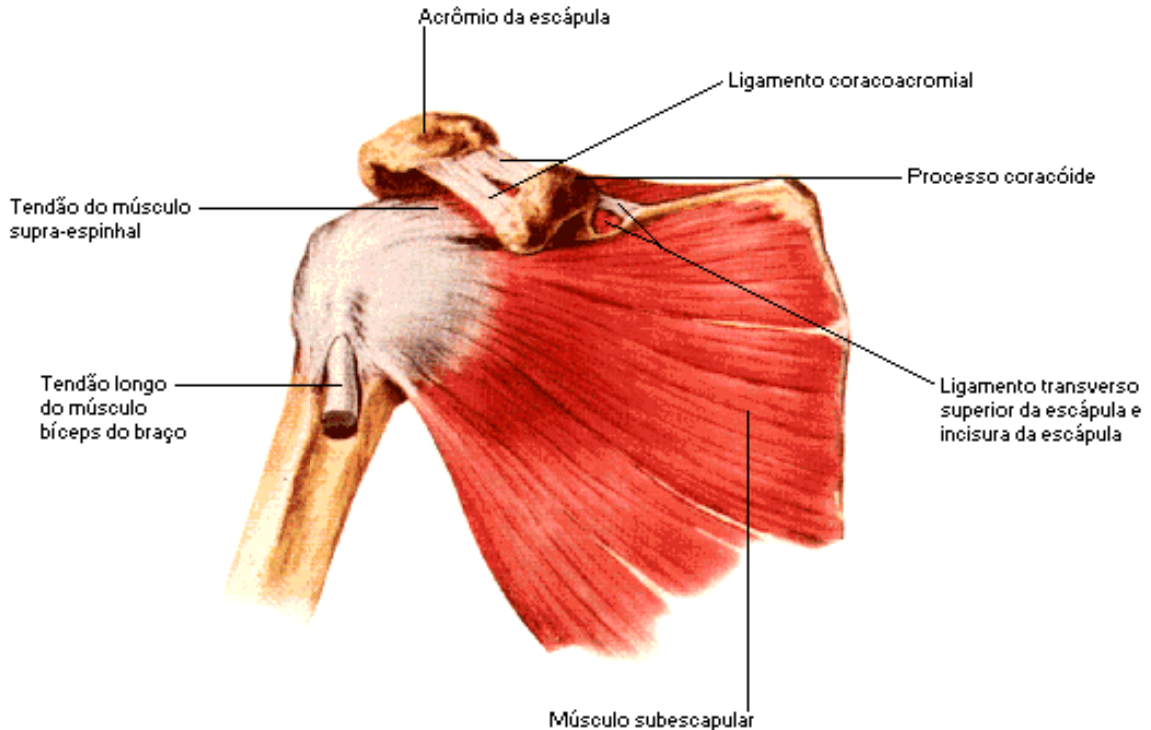


Figura 6 – Vista anterior dos músculos do manguito rotador (NETTER, 1999).

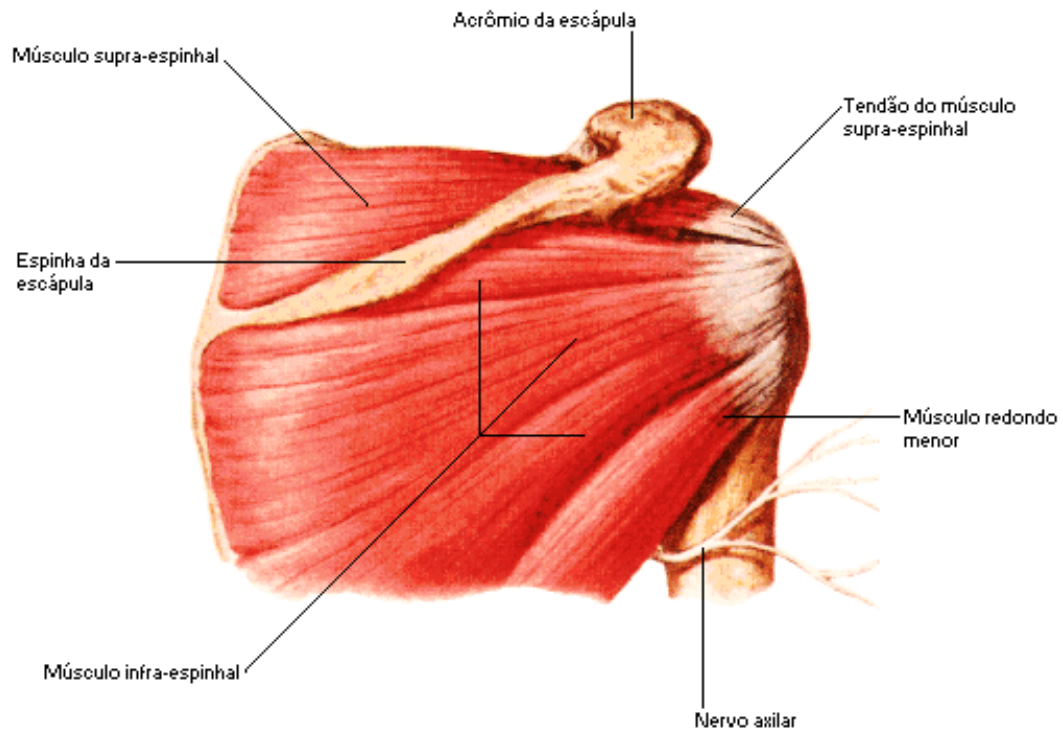


Figura 7 – Vista posterior dos músculos do manguito rotador (NETTER, 1999).

O Quadro1, a seguir, apresenta um resumo das ações dos músculos envolvidos nos movimentos do complexo do ombro.

Quadro 1 - Resumo das ações dos músculos do complexo do ombro (LIPPERT, 2008).

Movimentos	Músculos Envolvidos
Flexão Extensão	Parte clavicular do músculo deltóide, peitoral maior; Parte espinhal do músculo deltóide, latíssimo do dorso, redondo maior, peitoral maior (parte esternal);
Hiperextensão Abdução	Latíssimo do dorso, parte espinhal do músculo deltóide; Deltóide, supra-espinhal, peitoral maior, latíssimo do dorso;
Abdução Horizontal	Parte espinhal do músculo deltóide, infra-espinhoso, redondo menor;
Adução Horizontal	Peitoral maior, parte espinhal do músculo deltóide;
Rotação Lateral	Infra-espinhal, redondo menor, parte espinhal do músculo deltóide.
Rotação Medial	Latíssimo do dorso, redondo maior, subescapular, peitoral maior, parte clavicular do músculo deltóide.

2.2 COMPLEXO DO COTOVELO

As funções primárias da articulação do cotovelo são posicionar as mãos no espaço, atuar como eixo de movimento para o antebraço e garantir os movimentos finos do complexo punho/mão. O cotovelo é uma articulação complexa do membro superior e o mau funcionamento desta articulação é um fator limitante para as atividades de vida diária (FORNALSKI; GUPTA; LEE, 2003).

O complexo do cotovelo é formado por três ossos (úmero, rádio e ulna), três ligamentos, duas articulações e uma cápsula articular. A Figura 8 ilustra os ossos da articulação do cotovelo em 90° de flexão.

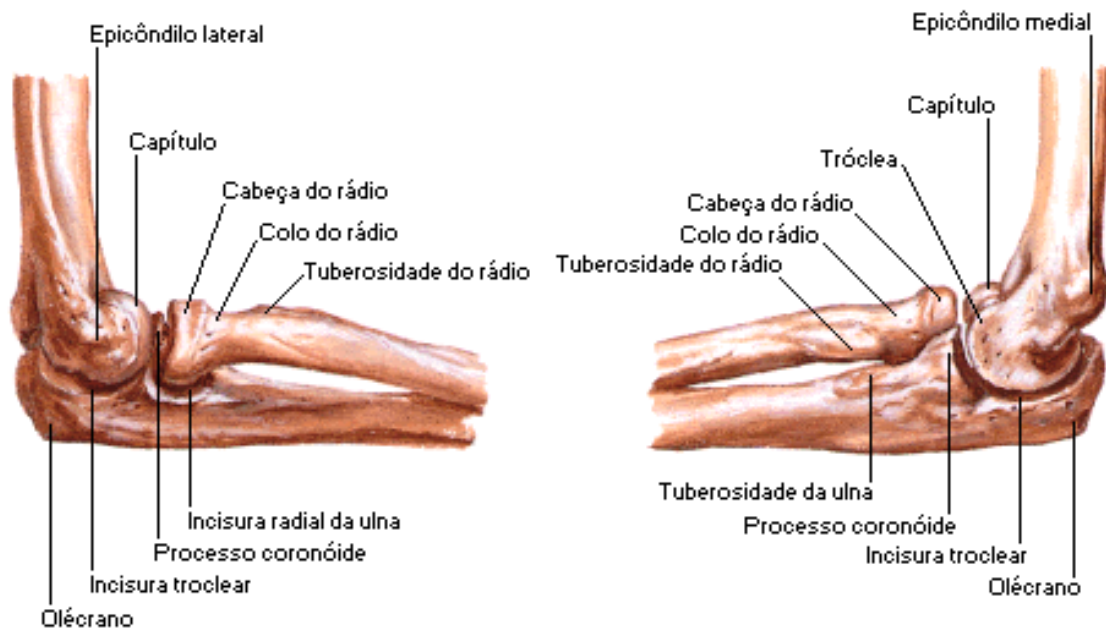


Figura 8 – Vista lateral e medial dos ossos do cotovelo em 90° de flexão (NETTER, 1999).

2.2.1 Movimentos do complexo do cotovelo

Trata-se de uma articulação em dobradiça, uniaxial, que permite apenas movimentos de flexão e extensão (Figura 9. A e 9.B). Os movimentos de pronação e supinação (Figura 9. C e 9.D) são classificados como movimentos do antebraço (LIPPERT, 2008).

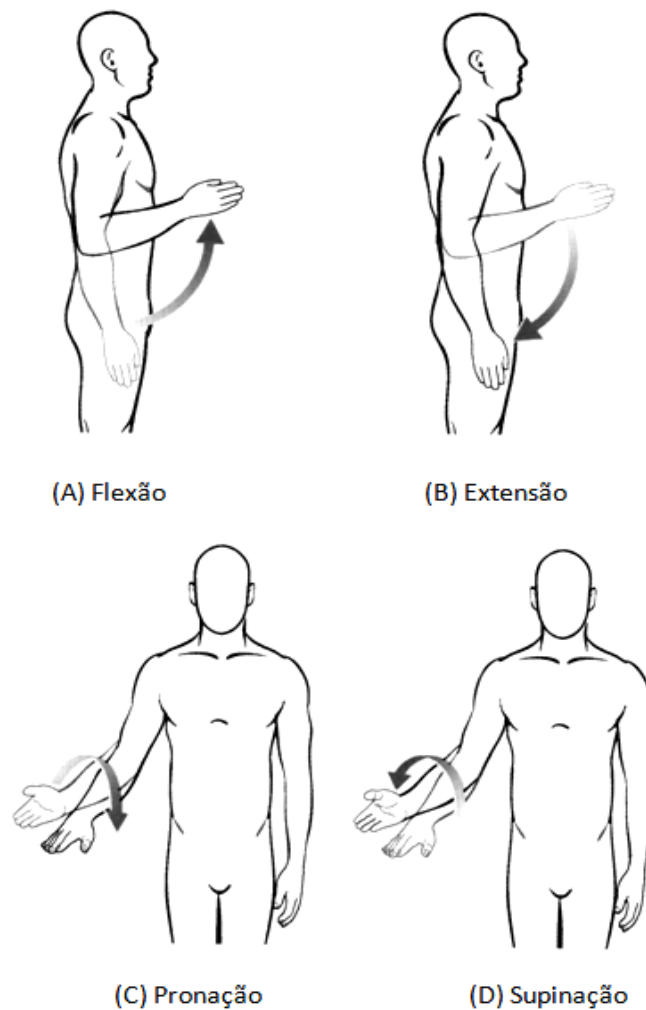


Figura 9 – (A) Movimento de flexão, (B) movimento de extensão, (C) movimento de pronação e (D) movimento de supinação (LIPPERT, 2008).

2.2.2 Músculos envolvidos nos movimentos do complexo do cotovelo

Músculos Flexores

Os músculos que atravessam a face anterior do cotovelo são seus flexores. Dentre eles podemos citar o braquial, o bíceps braquial e braquiorradial (HALL, 2005). Estes músculos estão ilustrados na Figura 10, a seguir:

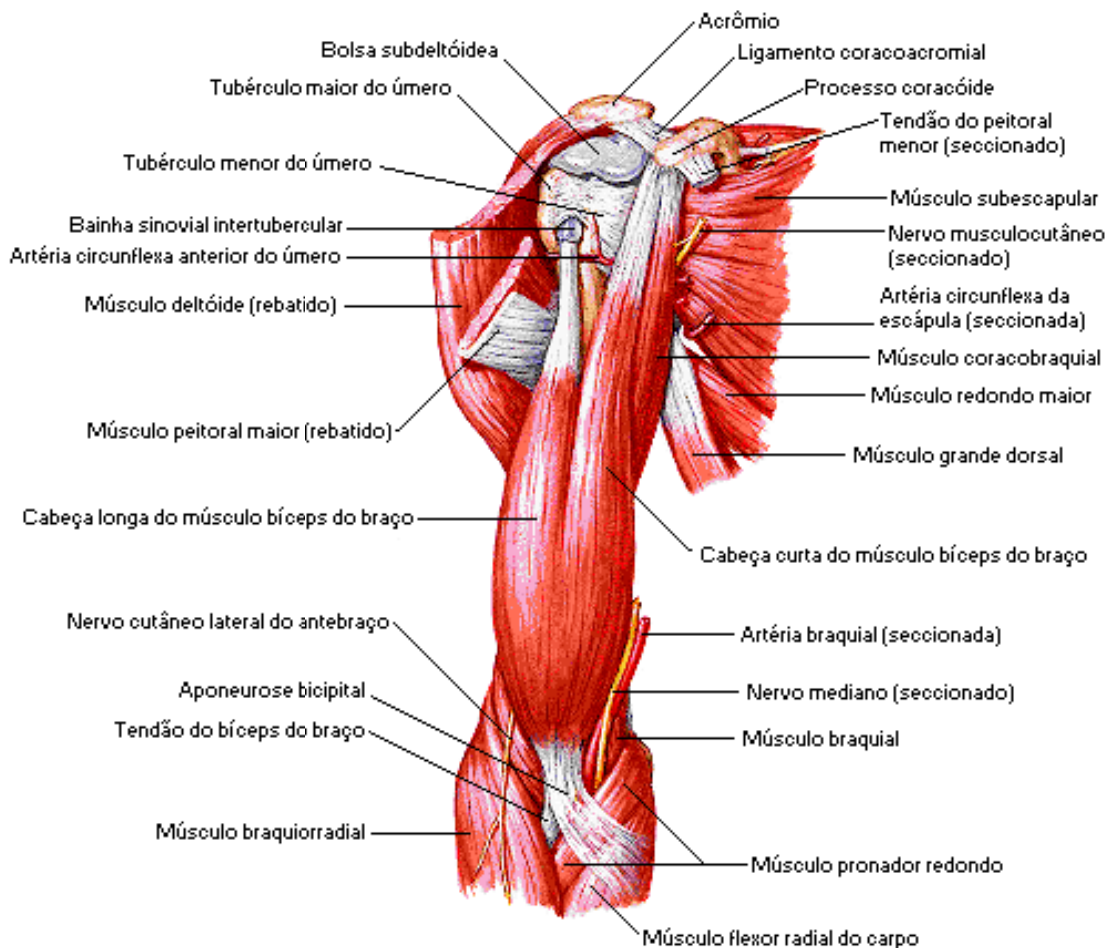


Figura 10 – Vista anterior da camada superficial dos músculos do braço direito (NETTER, 1999).

Músculos Extensores

O principal músculo extensor da articulação do cotovelo é o tríceps braquial que atravessa a face posterior desta articulação. O músculo ancôneo, relativamente pequeno, também auxilia na extensão (HALL, 2005). A Figura 11 ilustra a camada superficial dos músculos posteriores do braço.

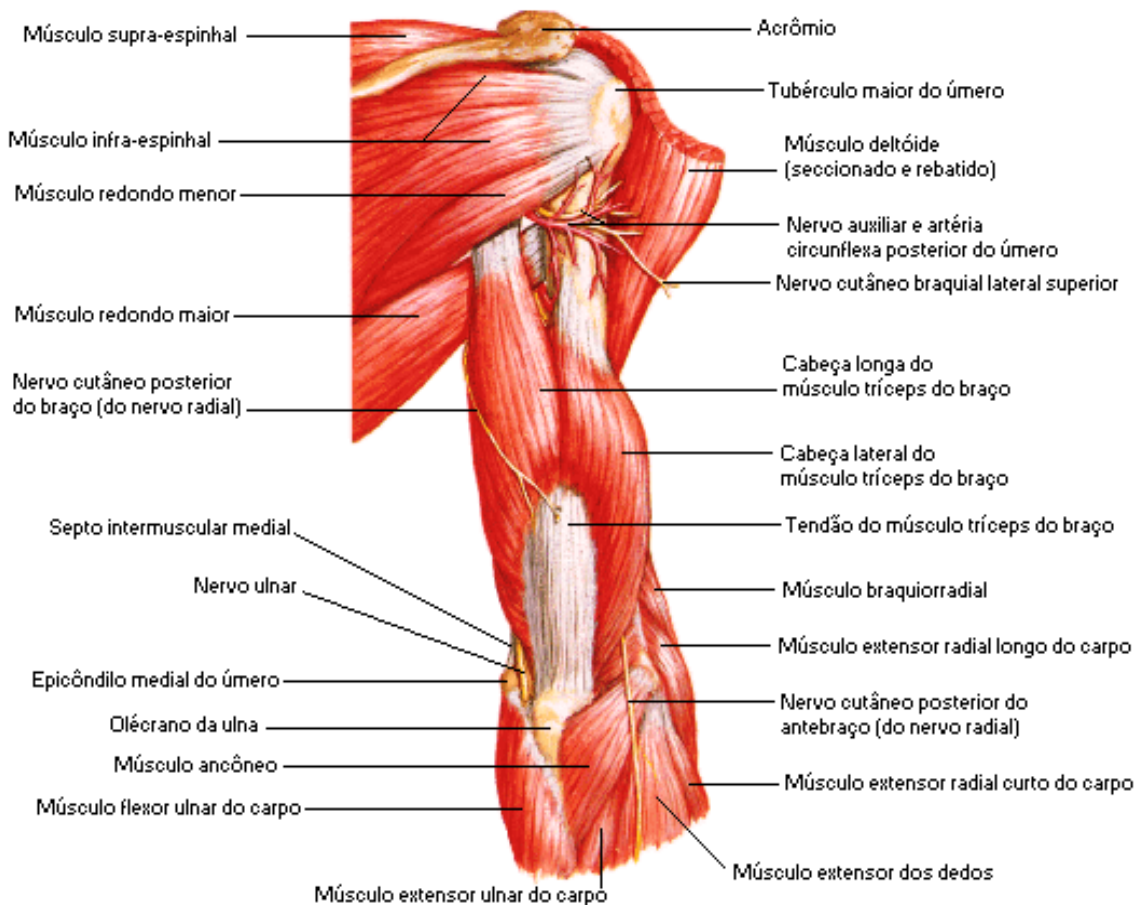


Figura 11 – Vista posterior da camada superficial dos músculos do braço (NETTER, 1999).

Músculos Pronadores e Supinadores

O principal músculo envolvido no movimento de pronação é o pronador quadrado, que se insere na parte distal da ulna e do rádio. O músculo pronador redondo auxilia este movimento (HALL, 2005).

Os músculos envolvidos no movimento de supinação são: o supinador e o bíceps braquial (HALL, 2005).

O Quadro 2, a seguir, resume as ações dos músculos agonistas da articulação do cotovelo e antebraço:

Quadro 2 - Resumo das ações dos músculos agonistas do cotovelo e antebraço (LIPPERT, 2008).

Movimentos	Músculos envolvidos
Flexão	Bíceps braquial e braquiorradial
Extensão	Tríceps braquial
Pronação	Pronador redondo e pronador quadrado
Supinação	Bíceps braquial e supinador.

2.3 COMPLEXO PUNHO/MÃO

O punho ou carpo é uma coleção de ossos e estruturas de tecidos moles que conecta de forma funcional a mão ao antebraço. Este complexo articular é capaz de uma gama importante de movimento que aumenta a função da mão e dos dedos (BARR; BEAR LEHMAN, 2003).

O punho é constituído pelas articulações radiocárpicas e intercárpicas (HALL, 2005). Para Lippert (2008) a articulação radiocarpal ou radiocárpica, na realidade, é formada por duas articulações: a articulação radiocarpal e a articulação mediocarpal, conforme ilustra a Figura 12.

A articulação radiocarpal é biaxial, permitindo desta maneira, movimentos de flexão e extensão e movimentos de desvios ulnar e radial. A combinação de todos esses quatro movimentos é denominada circundução (LIPPERT, 2008).

As articulações mediocarpal ou intercarpal (Figura 13) ocorrem entre as duas fileiras de ossos carpais e contribuem para o movimento do pulso. Trata-se de articulações planas que permitem movimentos de deslizamento e contribuem para o movimento da articulação radiocarpal.

As articulações carpometacarpais (CMC) ocorrem entre as fileiras distais dos ossos do carpo e a extremidade proximal dos ossos metacarpais (Figura 12).

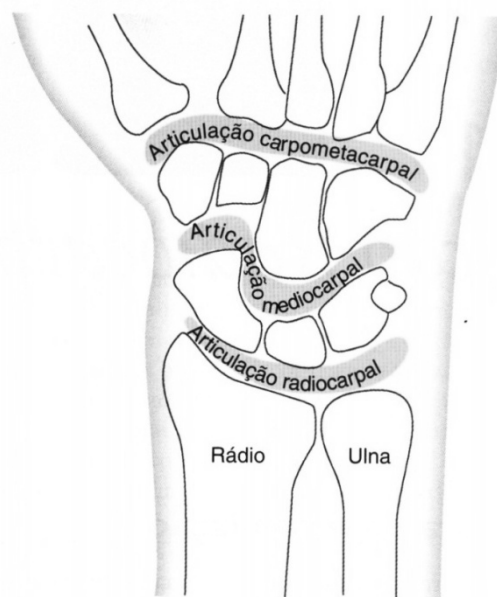


Figura 12 – Vista anterior esquemática das articulações do punho esquerdo (LIPPERT, 2008).

2.3.1 Movimentos do complexo punho/mão

A seguir, serão descritos os movimentos do punho apenas; os movimentos dos dedos serão desconsiderados no presente trabalho.

Segundo Lippert (2008) o ato de alinhar a mão com o antebraço é chamado de *posição neutra*. Esta é a posição da articulação radiocarpal na posição anatômica.

A flexão do punho é o deslocamento da superfície palmar da mão na direção do antebraço anterior. A extensão representa o retorno da mão à posição anatômica e, em hiperextensão, a superfície dorsal da mão se aproxima do antebraço posterior. O movimento da mão para o lado do polegar do braço é denominado desvio radial; o movimento na direção oposta é chamado de desvio ulnar. O movimento rotacional da mão através de todas as quatro direções resulta em um movimento denominado circundução (HALL, 2005).

Para Lippert (2008) os termos flexão do punho e flexão palmar são sinônimos, como o são os termos extensão, hiperextensão e dorsi-flexão do punho.

Os movimentos do punho estão ilustrados na Figura 13:

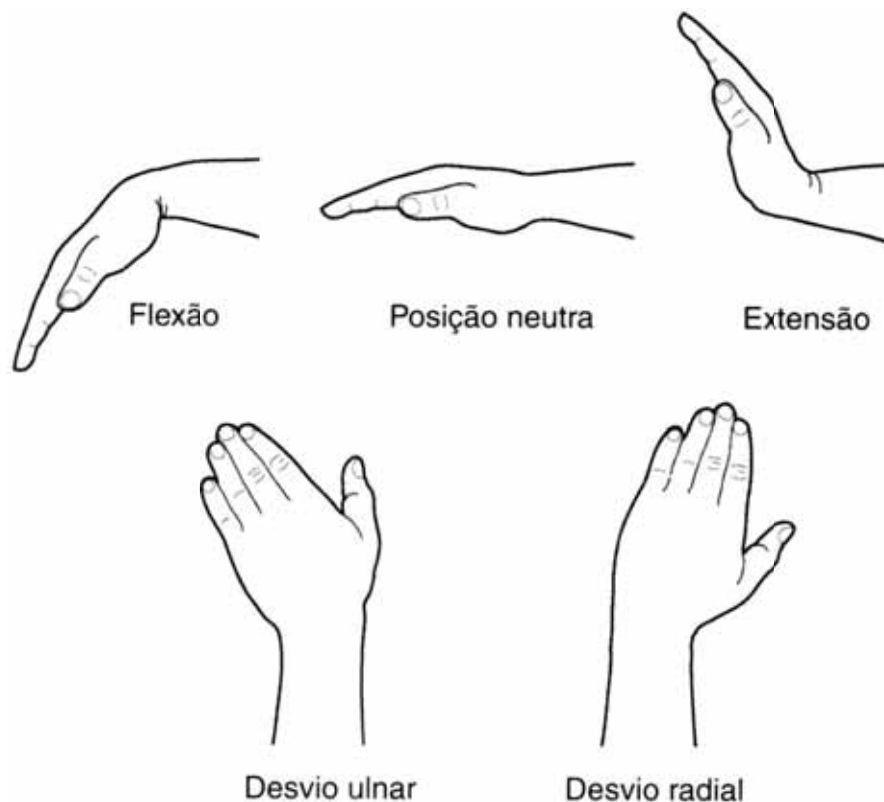


Figura 13 – Os movimentos articulares do punho (LIPPERT, 2008).

2.3.2 Músculos envolvidos nos movimentos do complexo punho/mão

Músculos Flexores

Os músculos responsáveis pelo movimento de flexão da articulação do punho, ilustrados na Figura 14, são o flexor radial do carpo e o flexor ulnar do carpo. Outros músculos auxiliam este movimento. São eles: o flexor superficial dos dedos e o flexor profundo dos dedos (HALL, 2005).

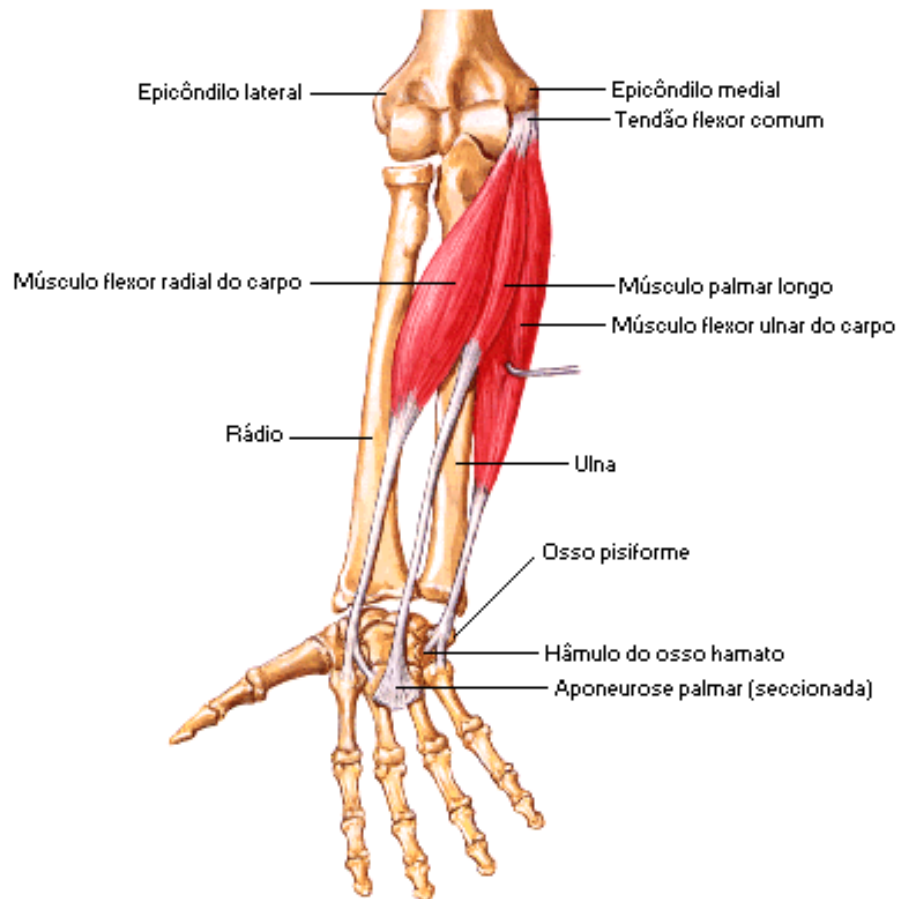


Figura 14 – Vista Anterior do antebraço direito demonstrando os músculos flexores do punho (NETTER, 1999).

Músculos Extensores

O movimento de extensão no punho ocorre através da contração do extensor longo radial do carpo, extensor curto radial do carpo e extensor ulnar do carpo. Outros músculos que se situam na porção posterior do antebraço também podem auxiliar na extensão. São eles: o extensor longo do polegar, o extensor do indicador, o extensor do dedo mínimo e o extensor dos dedos (HALL, 2005). A Figura 15 ilustra os músculos extensores do punho e dos dedos.

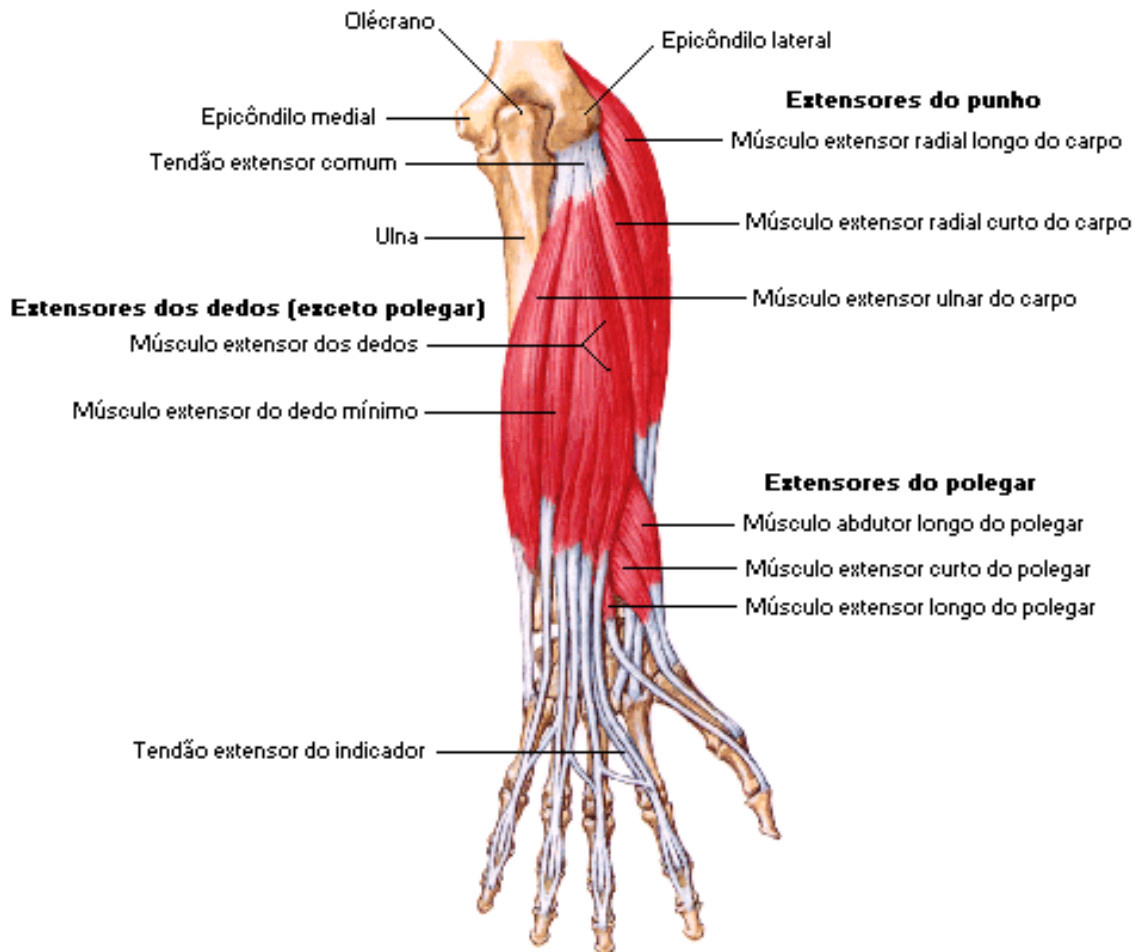


Figura 15 – Vista posterior do antebraço apresentando os músculos extensores do punho e dos dedos (NETTER, 1999).

Músculos nos Desvios Ulnar e Radial

O desvio lateral da mão em relação ao punho ocorre graças à ação cooperativa dos músculos flexores e extensores unilaterais. O flexor radial do carpo e os extensores longo e curto radiais do carpo se contraem para produzir o desvio radial, e o flexor ulnar do carpo e o extensor ulnar do carpo causam desvio ulnar.

O Quadro 3, a seguir, resume as ações dos músculos agonistas do punho:

Quadro 3 - Resumo das ações dos músculos do complexo do punho (LIPPERT, 2008).

Movimentos	Músculos envolvidos
Flexão	Flexor radial do carpo, flexor ulnar do carpo;
Extensão	Extensores radiais curto e longo do carpo, extensor ulnar do carpo;
Desvio Radial	Flexor radial do carpo, extensor radial longo do carpo;
Desvio Ulnar	Flexor Ulnar do carpo, extensor ulnar do carpo.

2.4 SISTEMA MUSCULAR

Histologicamente, o sistema muscular consiste em três tipos de músculos: o músculo cardíaco, o músculo liso (não estriado ou involuntário), e o músculo esquelético (estriado ou voluntário) (NORDIN; FRANKEL, 2003).

De acordo com Enoka (2000) os músculos podem ser considerados máquinas moleculares capazes de transformar energia química em energia mecânica. Somente o músculo esquelético é considerado no sistema articular elementar na análise do movimento humano.

2.4.1 Sistema músculo – esquelético

Aproximadamente 40% a 45% da massa corpórea é formada por músculos esqueléticos e quase outros 10% correspondem ao músculo liso e cardíaco. O Corpo humano apresenta aproximadamente 430 músculos esqueléticos, que estão agrupados em pares nos lados direito e esquerdo do corpo (GUYTON; HALL, 1998, NORDIN; FRANKEL, 2003).

Com exceção de alguns músculos da face, os músculos esqueléticos atuam através das articulações para produzir rotações dos segmentos corporais. Sendo assim, estes músculos apresentam como característica própria a capacidade de gerar movimento (ENOKA, 2000).

Os músculos esqueléticos são os executores primários (motores primários) do sistema nervoso. As proteínas contráteis e uma rede de tecido conjuntivo são os dois elementos básicos dos músculos. A estrutura básica do músculo esquelético é apresentada na Figura 16.

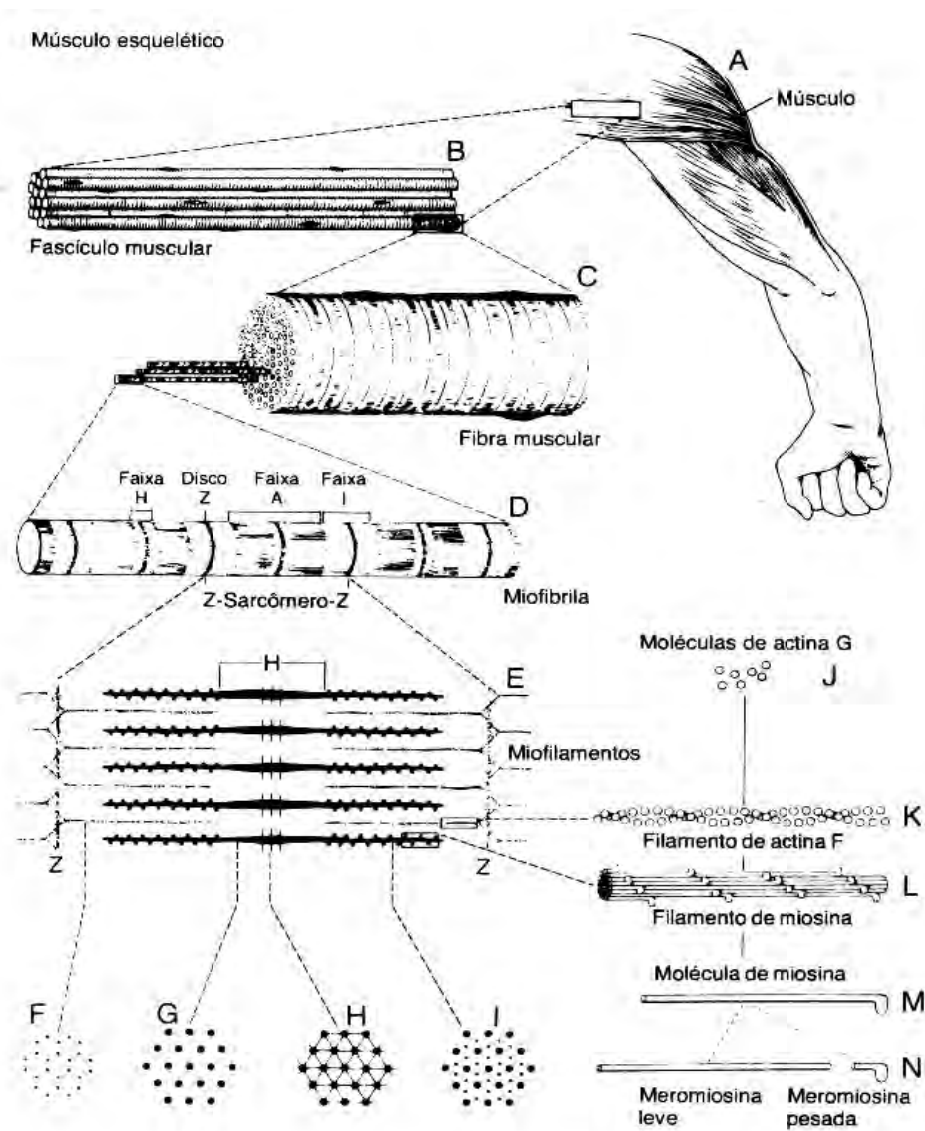


Figura 16 – Organização básica do músculo esquelético (GUYTON, HALL, 1998).

De forma geral, as fibras musculares individuais (células musculares) são subdivididas em miofibrilas, sarcômeros e finalmente, actina e miosina (WHITING; ZERNICKE, 2001). Além das proteínas bastante conhecidas como a *actina* e a *miosina*, Stromer et al. (1998) faz menção à *titina*, que é considerada um filamento elástico e à *nebulina*, filamento não elástico.

2.4.1.1 A fibra muscular esquelética

A Figura 16 ilustra a constituição do músculo esquelético, mostrando que todo ele é formado por numerosas fibras, com seus diâmetros variando entre 10 e 80 μm (GUYTON; HALL, 1998). De acordo com Nordin e Frankel (2003) as fibras musculares variam em espessura de aproximadamente 10 a 100 μm e em comprimento de 1 a 300 mm. Segundo Enoka (2000) as fibras musculares variam de 1 a 400 mm no comprimento e de 10 a 60 μm no diâmetro.

Uma fibra muscular esquelética é composta por proteínas contráteis denominadas miofibrilas. A miofibrila é a unidade contrátil do músculo, com centenas de miofibrilas combinando-se para formar uma única fibra muscular. A miofibrila possui um aspecto estriado com faixas transversais de unidades repetidas denominadas sarcômeros (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1999).

2.4.1.2 Miofibrilas

Uma miofibrila é uma série de sarcômeros somados de ponta a ponta. O sarcômero é a unidade contrátil básica do músculo e compreende um conjunto entrelaçado de proteínas contráteis grossas e finas. Cada miofibrila é composta de feixes de miofilamentos (proteínas contráteis grossas e finas) e tem um diâmetro de cerca de 1 μm . Esses filamentos podem ser vistos, representados, de forma esquemática, na Figura 16 (de E a N). Nesses esquemas, os filamentos grossos são de *miosina* e os finos, de *actina* (GUYTON; HALL, 1998).

2.4.1.3 Miofilamentos

O miofilamento contém filamentos grossos e finos, ambos compostos de várias proteínas (Figura 16.E). A estrutura do filamento fino é denominada por actina, mas também inclui as proteínas reguladoras tropomiosina e troponina. Cada filamento fino é composto de dois cordões de actina fibrosa (actina F) em forma de hélice (Figura 16.K). Cada cordão de actina F é um polímero (união química de duas ou mais moléculas) de cerca de 200 moléculas de actina globular (actina G) (Figura 16.L).

A teoria mais amplamente sustentada da contração muscular é a teoria do deslizamento de filamento, proposta simultaneamente por A.F. Huxley e H.E. Huxley em 1964 e subsequente refinada (HUXLEY, 1974).

Na teoria do deslizamento de filamento com contração muscular, o músculo se encurta quando a estrutura da miosina se modifica. As interações nos ciclos de pontes cruzadas entre os filamentos de actina e de miosina tornam possível um aumento na superposição entre as fibras e uma redução no comprimento do sarcômero. A Figura 17 representa a teoria do filamento deslizante da contração muscular e mostra uma representação esquemática de um sarcômero relaxado e contraído.

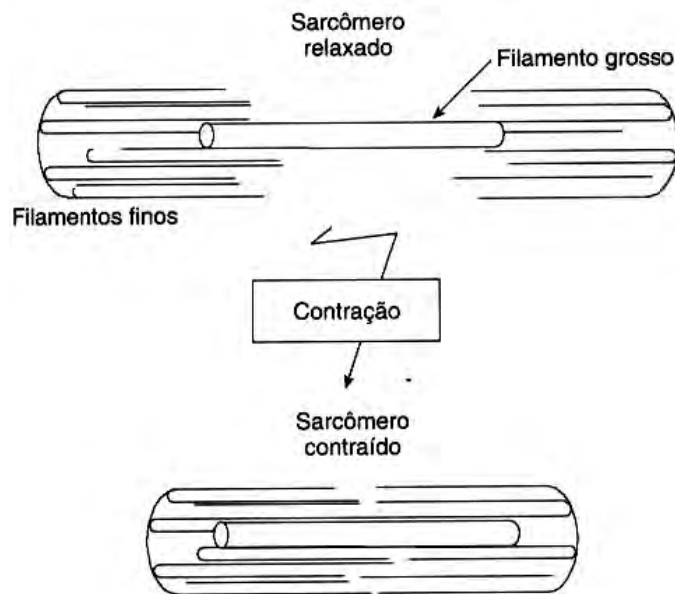


Figura 17 – Representação esquemática da Teoria do Filamento Deslizante mostrando um sarcômero relaxado (acima) com filamentos grossos e finos. Abaixo, sarcômero é representado em estado contraído, com superposição dos filamentos grossos e finos (WHITING; ZERNICKE, 2001).

2.4.2 Tipos de contração muscular

Existem três tipos básicos de contração muscular: isométrica, isotônica, e isocinética (LIPPERT, 2008; HALL, 2005).

2.4.2.1 Contração Isométrica

Uma contração isométrica (*iso* = constante, *metric* = comprimento) é definida como uma condição em que um torque devido à carga se iguala a um torque de mesmo módulo, mas com sentido oposto ao do músculo. Embora não haja mudança no comprimento total do músculo com uma contração isométrica, as fibras musculares se encurtam. Segundo Enoka (2000) este tipo de contração pode ser descrita como uma contração estática, pois o sistema está em equilíbrio, ou seja, os torques do músculo e da carga se equilibram.

A contração muscular é considerada isométrica quando a tensão muscular se desenvolve, porém, não ocorre qualquer movimento na articulação (HALL, 2005; LIPPERT, 2008). A Figura 18. A ilustra a contração muscular do tipo isométrica.

Para Enoka (2000) neste tipo de contração nenhum trabalho físico é executado. Entretanto, num sentido estrito, as contrações isométricas podem resultar em pequenas mudanças no tamanho da fibra muscular e no alongamento dos componentes elásticos do músculo (BROWN; WEIR, 2003).

2.4.2.2 Contração Isotônica

Neste tipo de contração, o músculo se contrai, o comprimento muscular é alterado e existe movimento articular. Ela pode ser subdividida em contrações concêntricas e excêntricas. Uma contração concêntrica ocorre quando há movimento articular, o comprimento muscular diminui de modo que as fixações musculares se movem em direção uma da outra (LIPPERT, 2008). Segundo Hall (2005) quando um músculo se encurta, a contração é concêntrica e o movimento articular resultante

processa-se na mesma direção do torque efetivo gerado pelos músculos. A Figura 18. B ilustra uma contração concêntrica dos músculos flexores do cotovelo.

Na contração excêntrica, existe movimento articular, porém, o músculo parece se alongar, isto é, as inserções musculares se separam (LIPPERT, 2008). De acordo com Hall (2005) quando um músculo se alonga ao ser estimulado para desenvolver esforço, a contração é excêntrica e a direção do movimento articular é oposta à do torque muscular efetivo. A Figura 18. C ilustra uma contração excêntrica dos músculos flexores do cotovelo.

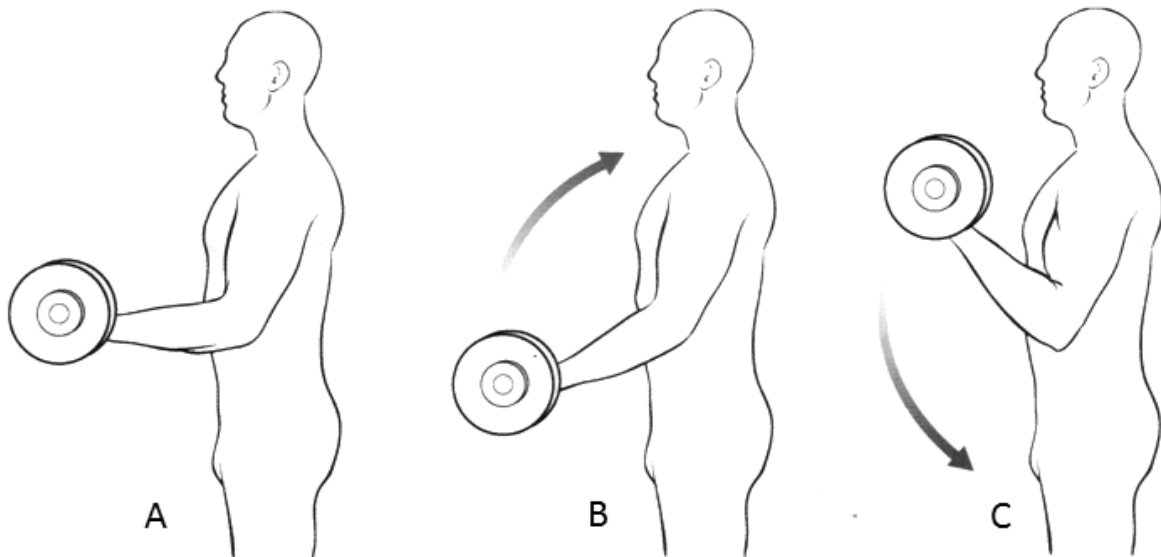


Figura 18 – Tipos de contração muscular (A) Isométrica, (B) Isotônica concêntrica e (C) Isotônica excêntrica (LIPPERT, 2008).

2.4.2.3 Contração Isocinética

Na contração Isocinética a resistência das partes envolvidas no movimento são variáveis, porém, a velocidade permanece a mesma. Trata-se do tipo menos comum de contração muscular e só pode ser realizada com equipamentos especiais, denominados Dinamômetros Isocinéticos Computadorizados (LIPPERT, 2008).

De acordo com Enoka (2000) o termo isocinética refere-se a contrações que produzem uma velocidade angular constante do membro e essa restrição é imposta por um dispositivo externo (Dinamômetro Isocinético).

2.5 FORÇA MUSCULAR

A força muscular é definida como a capacidade do músculo desenvolver esforço contra uma resistência. O grau de esforço gerado por um músculo varia de acordo com inúmeros fatores, incluindo o número e o ritmo de acionamento das unidades motoras ativadas, o comprimento do músculo devido à contração, à área transversal, à composição muscular em tipos de fibras, o ponto de aplicação da resistência, às técnicas de estabilização e o estado de motivação do indivíduo (REESE, 2000).

A quantidade de força desenvolvida está relacionada ao número de pontes cruzadas entre os filamentos de actina e miosina das fibras, o que por sua vez está relacionado ao seu grau de sobreposição (GORDON et al., 1966).

2.5.1 Avaliação da força muscular

Em 1915, o cirurgião ortopédico Robert W. Lovett¹ introduziu o método de avaliação e graduação da força muscular, utilizando a gravidade como resistência (Lovett, 1915 apud REESE, 2000). Inicialmente, o sistema para graduar a força muscular utilizado por Lovett baseava-se em três classificações possíveis: normal, parcialmente paralisado ou completamente paralisado. A seguir, esse sistema de graduação foi modificado de forma a incluir os graus de normal, bom, regular, precário, traço e totalmente paralisado. A partir daí, vários profissionais, entre eles, os Kendalls (Henry O. e Florence P.) contribuíram para difundir e modificar os métodos dos testes musculares.

A avaliação da força muscular é parte integral do exame físico, proporcionando informações relevantes ao diagnóstico, prognóstico e tratamento de distúrbios

¹ LOVETT, R.W. **The treatment of infantile paralysis: preliminary report**. Philadelphia: JAMA, 1916 apud REESE, N.B. Fundamentos dos Testes Manuais de Função Muscular. In:____. **Testes de Função Muscular e Sensorial**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. p. 2-7.

neuromusculares e musculoesqueléticos (KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995).

Os testes de força muscular são extensivamente empregados no esporte, em realibitação física, ergonomia e na prática clínica (JARIC, 2002).

Em esporte, os testes são utilizados para investigar desempenho atlético, evolução do condicionamento físico, efeitos do treinamento físico, entre outras variáveis (MURPHY; SPINKS, 2000).

Segundo Mathiassen e Ahsberg (1999), testes de força muscular são utilizados em estudos ergonômicos e como parte do processo de seleção para trabalhos específicos.

No campo da medicina, a força muscular tem sido testada a fim de avaliar a função muscular, fornecer valores normativos para populações saudáveis, avaliar resultados de procedimentos cirúrgicos ou terapêuticos, ou ainda, para estimar o risco de lesões ou problemas de saúde (VAN WILGEN et al., 2003).

De acordo com Li et al. (2006) os testes de força muscular são componentes essenciais no exame neurológico e ortopédico.

A popularidade dos testes de força é baseada em sua óbvia validade para as funções de avaliação muscular e relativa simplicidade. No entanto, os métodos utilizados, bem como a confiabilidade e a validade dos testes de força são freqüentemente questionados. Uma série de fatores afeta o resultado dos testes de força, por exemplo, as diferenças de sexo, idade, atividade física e composição corporal. Outros fatores estão predominantemente relacionados a aspectos metodológicos, tais como o tipo de contração muscular, a posição de teste, a estabilização e a seqüência dos testes (JARIC, 2002).

A capacidade do sistema muscular de produzir força pode ser avaliada de maneira estática (isométrica) ou dinâmica (isotônica). Uma avaliação isométrica ou estática revela a quantidade de força que um músculo pode gerar contra uma resistência de modo que não seja observado movimento na articulação. Em uma avaliação a partir de contração isotônica, a força pode ser verificada em diferentes graus de movimento articular, através das contrações concêntricas (encurtamento do

músculo) ou por meio de contrações excêntricas (alongamento do músculo) (PERRIN, 1993).

De acordo com Jaric (2002) a força muscular também pode ser registrada em diferentes tipos de contração muscular, sendo que a maior parte dos testes são realizados de forma isométrica; porém, muitos estudos avaliam a força muscular por meio de contrações concêntricas e excêntricas.

Alguns aspectos dos testes que se propõem a avaliar a força e potência muscular são genéricos, e são encontrados na literatura modelos de avaliação com medidas isométricas, isotônicas e isocinéticas. Dentro desses aspectos estão: o planejamento, a segurança, o aquecimento, a familiarização com o equipamento de medida e a especificidade do teste (BROWN; WEIR, 2001).

2.6 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR

2.6.1 Avaliação Manual

O exame manual da força muscular é um método freqüentemente utilizado na prática clínica acompanhado de escalas subjetivas de acordo com Kendall, McCreary e Provance (1995) como também por pesquisadores nos estudos científicos de Kim, Emg e Whittaker (2004); Reuters et al. (2006).

Segundo Bohannon (2005) o teste muscular manual continua sendo o método mais comumente usado para avaliar a força muscular.

A avaliação manual permite uma avaliação isométrica, onde o examinador posiciona os segmentos corpóreos a serem testados, em uma posição média de todo arco de movimento da articulação, solicita esforço muscular por parte do paciente e resiste a esta contração. O registro desses esforços é feito a partir de escalas graduadas de força (DANIELS; NORTHINGHAM, 1980; KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995).

O teste realizado a partir de contrações isométricas mede o potencial máximo dos músculos para produzir força estática e a principal vantagem da avaliação isométrica é que ela pode ser usada para avaliar um grupo de músculos em torno de uma

articulação com limitação na amplitude de movimento (ADM) quer por patologia ou órtese (PERRIN, 1993). Isto implica em dizer que é possível avaliar a força muscular mesmo em situações onde o movimento articular esteja restrito ou está contra-indicado. Outra vantagem do teste isométrico segundo Brown e Weir (2001) é que com os equipamentos próprios, ele é relativamente rápido e de fácil execução, o que se aplica ao testar grandes grupos de indivíduos. Uma variedade de instrumentos tem sido utilizada para medir a força isométrica. Dentre eles os tensiômetros de cabo, aferidores de pressão e os dinamômetros isocinéticos (com a velocidade ajustada em zero).

A principal desvantagem do teste isométrico refere-se à especificidade dos valores de força registrados em determinada zona de movimento, nos quais a contração isométrica ocorreu, e os valores de força em uma posição podem estar mal relacionados a valores de força em outras posições da articulação (MURPHY et al., 1995).

Uma variedade de fatores deve ser considerada junto ao teste isométrico. Isto inclui o ângulo da articulação ao se executar o teste, o intervalo de descanso entre as repetições consecutivas, o número de repetições executadas, a duração da contração, e o intervalo de tempo durante o qual a força ou o torque é calculado. Não existem diretrizes específicas para estes fatores, e poucos dados existem que avaliam diferentes procedimentos (BROWN; WEIR, 2001).

A Figura 19 apresenta um teste de força muscular manual para os músculos que realizam a flexão da articulação do cotovelo.



Figura 19 – Teste de força muscular manual dos músculos flexores do cotovelo (Fonte: Dados do autor)

Kim, Eng e Whittaker (2004) estudaram as capacidades funcionais de pacientes com lesão medular incompleta e as possíveis relações com a força muscular. Para avaliar a força muscular os autores utilizaram testes manuais e escalas graduadas de 0 (ausência de contração muscular) a 5 (força muscular normal).

Smith et al. (2004) analisaram a atividade eletromiográfica no músculo Rombóide. Os autores analisaram a força dos músculos escapulares através de três contrações voluntárias máximas em oito posições diferentes. Aplicaram os testes de força ou as provas de função muscular a partir da metodologia proposta por Kendall e consideraram válida a mensuração da força muscular por meio de testes manuais.

Reuters et al. (2006) realizaram avaliação da função muscular em pacientes com hipotireoidismo subclínico. Entre diferentes métodos de avaliação, os autores utilizaram teste muscular manual segundo a metodologia proposta por Kendall et al. (1995) observando alterações na força muscular dos pacientes.

Giesser et al. (2007) estudaram os benefícios de um dispositivo de auxílio à marcha em pacientes com Esclerose Múltipla. Foram avaliadas diversas variáveis dentre as quais: equilíbrio, espasticidade, velocidade da marcha, resistência à fadiga e força muscular. Os autores utilizaram testes manuais para avaliar a força muscular.

2.6.2 Avaliação Instrumental

A medida da força muscular instrumental é mais rigorosa e fidedigna quando comparada à avaliação manual e toda descrição e análise biomecânica devem ser caracterizadas por alto grau de objetividade, confiabilidade e validade (DURWARD, BAER; ROWE, 2001).

2.6.2.1 Dinamômetros Manuais

Pavan et al. (2006) avaliaram a fadiga muscular em pacientes com Esclerose Múltipla. Um dos sintomas mais frequentes dessa patologia são a fadiga e a diminuição da força muscular. Para quantificar a força gerada pelos músculos, os autores, utilizaram um Dinamômetro Manual da marca Kratos[®] (Figura 20).

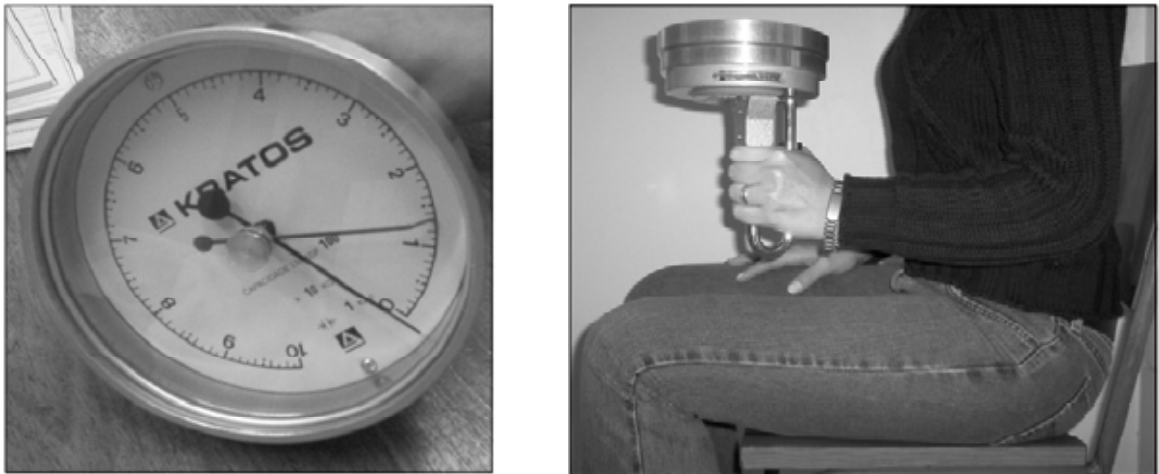


Figura 20 – Teste de força com dinamômetro manual da marca Kratos[®] (PAVAN et al., 2006).

Fleming e McGregor (2005) utilizaram um dinamômetro hidráulico (Saehan Corporation[®], Japão) para avaliar a força muscular em jogadores de tênis e em indivíduos sedentários.

Bohannon (2004) estudou a força muscular dos membros superiores em pacientes após Acidente Vascular Encefálico (AVE). Como instrumento de medida, o

autor utilizou um dinamômetro Jamar[®] e constatou que este procedimento foi adequado na medida de força muscular desses pacientes.

O dinamômetro Jamar[®] é um instrumento que possui duas alças verticais e paralelas, sendo uma fixa e outra móvel que pode ser ajustada em cinco posições diferentes, propiciando um ajuste ao tamanho da mão do paciente. Este aparelho contém um sistema hidráulico fechado que mede a quantidade de força produzida por uma contração isométrica aplicada sobre as alças. A força de prensão palmar, ou força de aperto, registrada no aparelho pode ser estabelecida em quilogramas-força ou em libras-polegadas (DURWARD; BAER; ROWE, 2001).

A Figura 21 ilustra a realização de testes de força no estudo de Peolsson, Hedlund e Oberg (2001) a partir do dinamômetro Jamar[®].

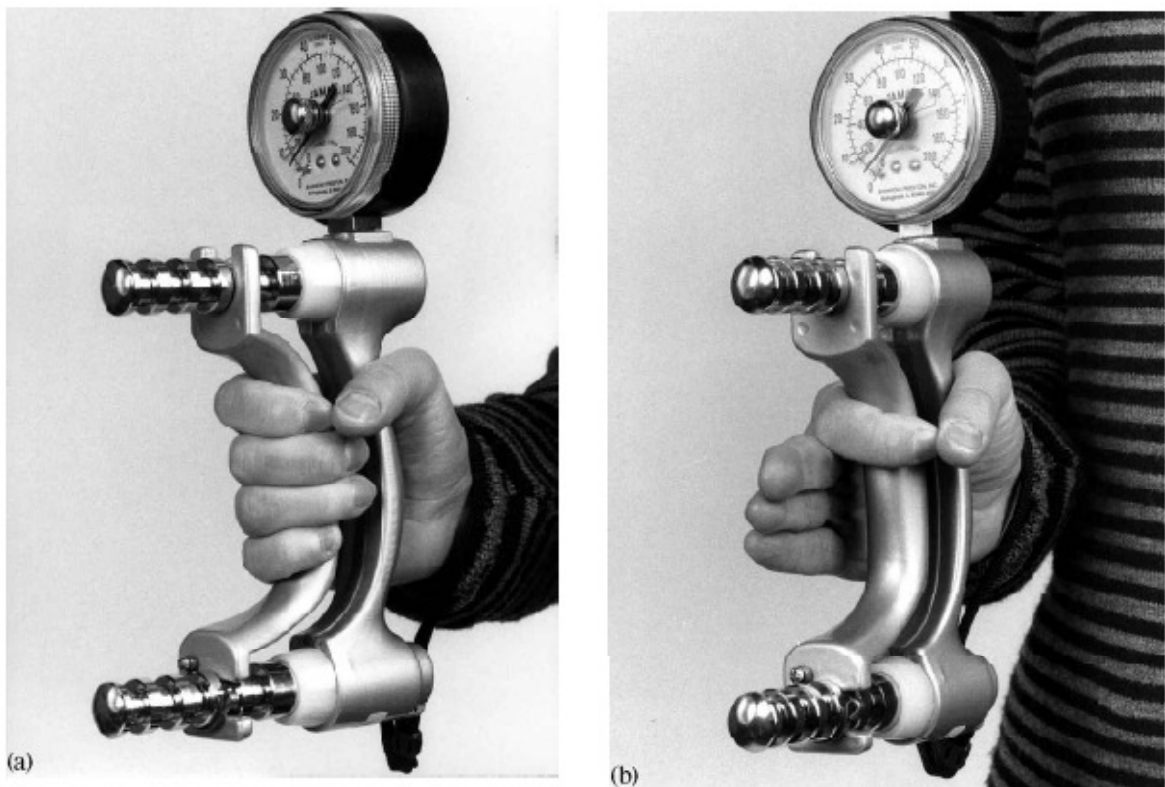


Figura 21 – (a) Teste de força de prensão palmar com o dinamômetro JAMAR[®]; (b) teste de força dos dedos com o dinamômetro JAMAR[®] (PEOLSSON; HEDLUND; OBERG, 2001).

Eek, Kroksmark e Beckung (2006) com o objetivo de estabelecer valores de referência de força muscular em crianças de 5 a 15 anos, estudaram a força isométrica em crianças saudáveis. Para mensurar a força muscular, os autores utilizaram um dinamômetro portátil e consideraram este método de medida eficaz.

2.6.2.2 Dinamômetros Isocinéticos Computadorizados

O teste isocinético é, por definição, de velocidade constante e representa uma combinação entre a velocidade mecanicamente imposta e o movimento do indivíduo (DVIR, 2002).

A confiabilidade do teste isocinético foi medida repetidamente e mostrou ser alta (BROWN et al., 1993; CALLAGHAN et al., 2000). Entretanto, uma variedade de fatores precisa ser controlada ou explicada a fim de gerar dados válidos e confiáveis. Isto inclui fatores como a escolha da variável medida (pico de torque, trabalho ou potência), o próprio posicionamento e estabilização dos sujeitos durante os testes (BROW; WEIR, 2001).

A avaliação isocinética possibilita aplicar a carga máxima em vários ângulos ao longo de todo arco de movimento (BROWN; KOHRT; DELITTO, 1991). Este tipo de avaliação pode ser usado para analisar movimentos musculares isolados, fornecendo informações importantes acerca das características da curva de força/velocidade e da força desenvolvida em todos os ângulos do movimento (KOVALESKI; HEITMAN, 2000).

Os testes isocinéticos são realizados por meio dos dinamômetros isocinéticos computadorizados. Este tipo de teste muscular vem sendo amplamente utilizado por pesquisadores (LEE et al, 2003; WILKIN; HADDOCK, 2006). A Figura 22 ilustra um dinamômetro isocinético computadorizado, modelo System 4 Pro, da marca Biodex®.



Figura 22 – Dinamômetro isocinético, modelo System 4 Pro, da marca Biodex[®].

Para Hill, Pramanik e McGregor (2005) quando usamos um dinamômetro isocinético nos testes envolvendo a articulação do ombro, há erros de medida inevitáveis, devido a marcos anatômicos pobremente discerníveis, de modo que é impossível alinhar o centro da articulação com o eixo do dinamômetro.

De acordo Shklar e Dvir (1995) o alinhamento perfeito do eixo instantâneo de rotação da articulação com o braço de alavanca do dinamômetro não pode ser alcançado.

Kasprisin e Grabiner (2000) analisaram a influência dos ângulos da articulação do cotovelo e o tipo de contração nos níveis de ativação dos músculos bíceps braquial e braquiorradial. Os testes foram realizados durante a contração isométrica voluntária máxima e por meio da contração isocinética. Um dinamômetro isocinético *Chattanooga, TN, USA*, foi utilizado para quantificar a atividade muscular durante as contrações.

Salles e Filho (2002) estudaram 18 pacientes submetidos ao tratamento cirúrgico por luxação da articulação acromioclavicular aguda, todos do sexo masculino com

idade média de 36 anos, que foram avaliados sob o ponto de vista isocinético com tempo de evolução variando de 24 até 127 meses. A avaliação isocinética foi realizada através de um dinamômetro computadorizado marca CYBEX[®] modelo 6000.

Carvalho et al. (2003) avaliaram o efeito de um programa complementar de atividade física na força muscular de idosos. A força máxima isocinética dos músculos extensores e flexores da articulação do joelho foi avaliada, em ambos os membros, através de um Dinamômetro Isocinético (Biodex System 2, USA), em duas velocidades distintas: 60°/s e 180°/s. Os autores ainda discutiram a precisão da avaliação muscular por testes de Repetição Máxima (RM) e testes Isocinéticos.

Schneider, Benetti e Meyer et al. (2004) descreveram e compararam as forças musculares, isométrica e isocinética, de meninos e meninas, atletas de voleibol, em diferentes graus maturacionais. Para medir a força isocinética de flexão do cotovelo e de extensão de joelho nas velocidades de 60 e 90°. s⁻¹, os autores utilizaram um dinamômetro computadorizado (Cybex Norm[®]).

Schneider e Meyer (2005) avaliaram a força muscular isométrica e isocinética de meninos e meninas pré-púberes e púberes atletas de natação. Para tanto, utilizaram um dinamômetro computadorizado (Cybex Norm[®]) para medir as forças isocinética (60 e 90°.s⁻¹) e isométrica (45 e 60°) de extensão de joelho e isocinética (60 e 90°.s⁻¹) e isométrica (60 e 90°) de flexão do cotovelo.

Andrade, Fleury e Da Silva (2005) utilizaram um Dinamômetro Isocinético *Cybex 6000* para avaliar a força muscular dos membros inferiores em atletas, portadores de Paralisia Cerebral, da seleção paraolímpica brasileira de futebol. Para análise da força muscular foi medido o pico de torque (N.m) a 60°/s, que foi utilizado para analisar a deficiência contralateral, a relação entre músculos flexores e extensores do joelho e a fraqueza muscular comparando com valores previstos para indivíduos normais.

Wilkin e Haddock (2006) avaliaram a força muscular isocinética em atletas jogadores de Baseball. Os autores acompanharam os atletas durante uma temporada e realizaram estudos de força utilizando um dinamômetro isocinético modelo System 3 da Biodex[®].

2.6.2.3 Dispositivos fabricados em laboratórios

Memberg et al. (2001) projetaram e construíram um transdutor para medir de forma eficaz o momento fletor da articulação do cotovelo produzido por indivíduos com tetraplegia. O dispositivo constituído apresentava duas estruturas com 4 barras formando um paralelogramo, interligadas por um pivô. Extensômetros elétricos foram “colados” em pontos estratégicos do paralelogramo. A Figura 23 ilustra de forma esquemática o dispositivo construído por Memberg et al. (2001) para mensurar o momento na articulação do cotovelo.

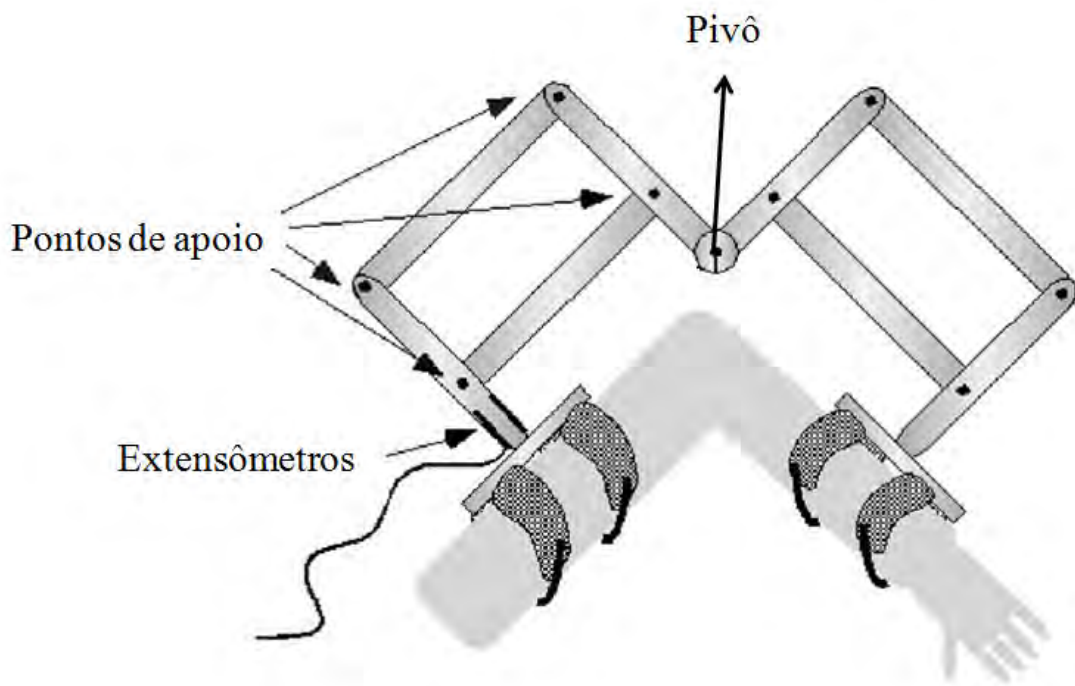


Figura 23 – Esquema do dispositivo para medir esforços no cotovelo (Adaptado de MEMBERG et al., 2001).

Ericson et al. (2002) analisaram a força voluntária produzida pela contração muscular isométrica dos músculos do ombro. Para tanto, construíram um dispositivo a partir de uma alavanca instrumentada com extensômetros elétricos e um sistema de

aquisição e condicionamento de sinais. A Figura 24 ilustra o dispositivo construído por Ericson et al. (2002) para avaliar as forças musculares nos membros superiores em diferentes solicitações. Os sujeitos dos estudos foram instruídos para realizar esforços de diferentes tipos nos pegadores do dispositivo.

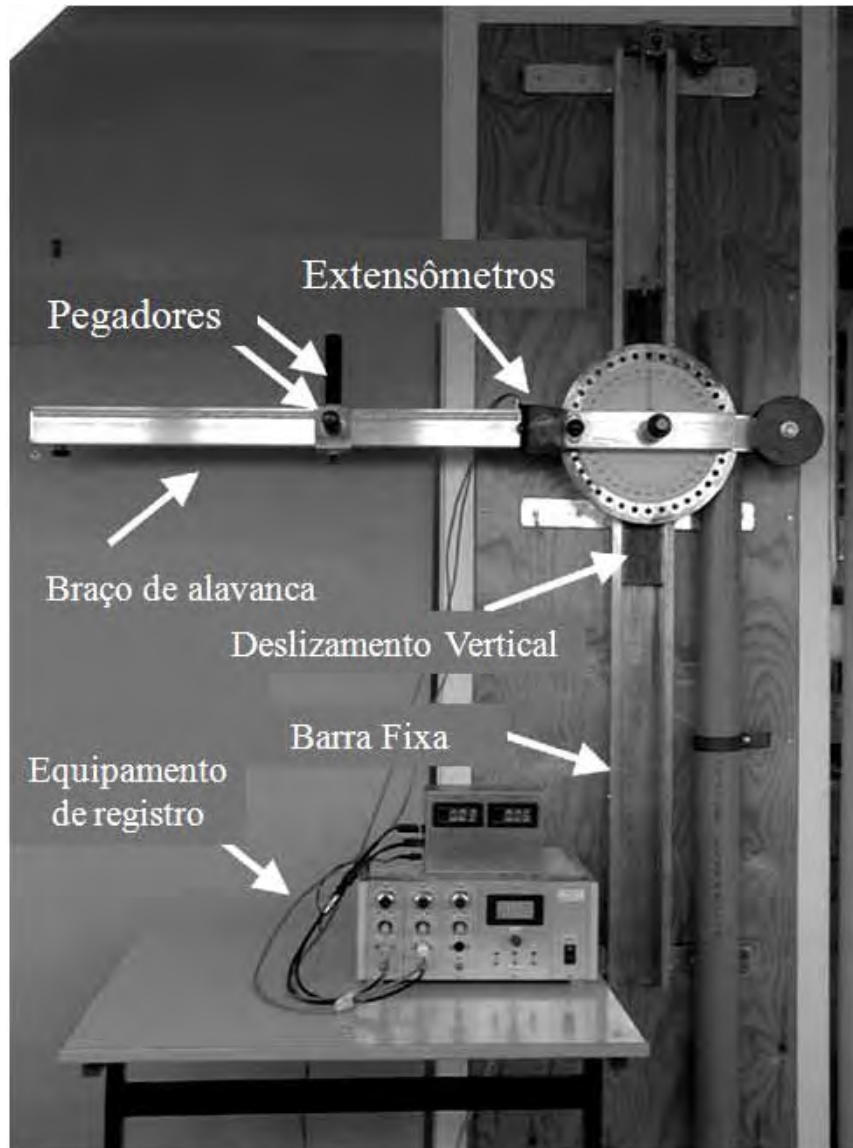


Figura 24 – Dispositivo para medir a força muscular isométrica dos membros superiores (Adaptado de ERICSON et al., 2002).

Morse et al. (2006) construíram um dispositivo com o objetivo de analisar os efeitos do sexo, da direção dos esforços, da velocidade angular e do torque isométrico e isocinético em diferentes posições na articulação do punho. A Figura 25 ilustra o aparato eletromecânico utilizado pelos autores.



Figura 25 – Dinamômetro isocinético e isométrico construído para a realização de estudos envolvendo o sistema musculoesquelético (MORSE et al., 2006).

No estudo realizado por De Groot et al (2004) com o objetivo de elucidar os modelos para simulação mecânica no ombro, os pesquisadores analisaram o sinal eletromiográfico e a atividade muscular em torno da articulação do ombro. Para analisar a força gerada pelos músculos, os autores construíram um dispositivo equipado com transdutores de força (AMTI-300, Advanced Mechanical Technology, Inc., Wavertown MA, USA). Estes transdutores foram montados em linha com o úmero para medir as forças perpendiculares.

Madeleine et al. (2006) projetaram e desenvolveram um dispositivo para gerar uma força descendente vertical sobre uma gama de movimentos do ombro e estudaram implicações biomecânicas. O sistema era composto de uma célula de carga, uma unidade de controle, um apoio para o ombro, um assento ajustável fixado em uma armação de aço. O sistema operava em condições isométricas ou em condições excêntricas.

Garner e Shim (2008) avaliaram a força isométrica máxima gerada pelos músculos envolvidos nos movimentos do ombro. Estudaram o comportamento da força desses músculos com o membro superior em diferentes posições. Para atingir os objetivos do estudo, os autores construíram um dispositivo capaz de realizar medidas objetivas dessas forças. A Figura 26 ilustra o aparato desenvolvido e utilizado no estudo.

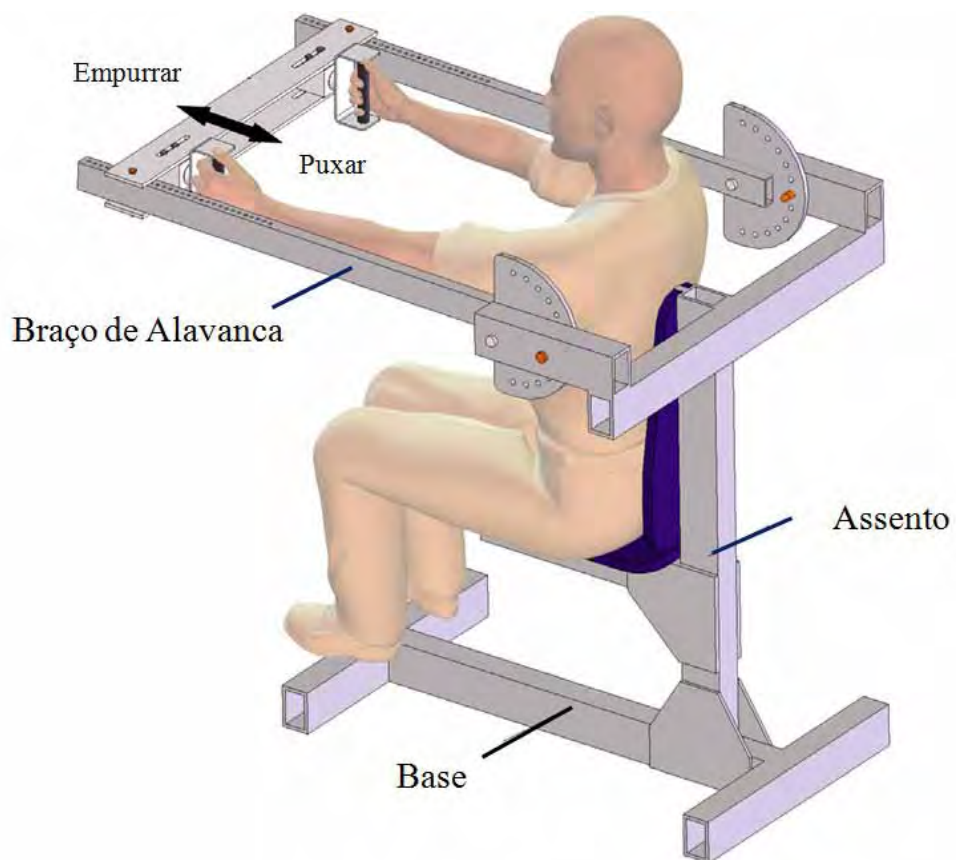


Figura 26 – Aparato desenvolvido para avaliar a força muscular dos membros superiores (Adaptado de GARNER; SHIM, 2008)

2.6.3 Protocolos de avaliação da força muscular

Na Tabela 1, a seguir, estão apresentados estudos científicos envolvendo avaliação da força muscular. A revisão da literatura sobre protocolos de testes de força possibilitou considerações sobre o número de contrações musculares, o tempo das contrações e o intervalo de repouso entre as contrações.

Tabela 1 - Protocolos de avaliação da força muscular isométrica considerando o número de contrações musculares (NC), o tempo de cada contração muscular (TC) e o intervalo entre cada contração muscular (IC).

ESTUDO	NC	TC (s)	IC (s)
NIMS (1996)	2	3-4	5-8
Bohannon (1997)	NI	4-5	60
Callaghan et al. (2000)	3	10	120
Peolsson et al. (2001)	5	NI	NI
Brown e Weir (2001)	3	5	120
Ericson et al. (2002)	3	5	3
Poulis et al. (2003)	2	NI	NI
Bizzini e Mannion (2003)	NI	3-5	60-120
Carvalho et al (2003)	NI	NI	60
Beck et al. (2004)	2	6	120
Schneider et al. (2004)	3	5	90
Fleming e McGregor (2005)	NI	3	30
Li et al (2006)	5	3	10-20
Reuters et al. (2006)	3	NI	NI
Madeleine et al. (2006)	3	5	3

NI: Não informado;

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Inicialmente, foi idealizada uma Estação de Medição de Força (EMF) para medir a força gerada pelos membros superiores a partir de contrações isométricas na direção vertical (flexão) e horizontal (rotação) contendo transdutores, condicionador de sinais e placa de aquisição de dados e, por fim, um computador. Em seguida, o projeto foi desenvolvido em etapas distintas conforme os itens a seguir: definição do modelo, projeto da estação de medição, construção, calibração do dispositivo e estudo experimental.

3.1 DEFINIÇÃO DO MODELO

A definição do modelo da Estação de Medição de Força (EMF) foi baseada no posicionamento desejado para a realização dos testes de força a partir de contração isométrica dos músculos do membro superior bilateralmente. O posicionamento definido deveria permitir a avaliação da força muscular com o sujeito em posição sentada, com o membro superior próximo ao tronco, pés bem apoiados na base da Estação de Medição de Força (EMF) e com o tronco estabilizado no encosto vertical da cadeira.

3.2 PROJETO DO DISPOSITIVO PARA MENSURAR A FORÇA MUSCULAR DOS MEMBROS SUPERIORES

3.2.1 Estação de Medição de Força (EMF)

A EMF é formada por uma cadeira comercial do tipo *presidente* com base giratória a gás sem “estrela”, espuma injetada, em tecido e sem braço. A EMF deveria apresentar uma estrutura que abrigasse o elemento sensor e ao mesmo tempo servisse de apoio para o antebraço durante os testes de força. Tal estrutura foi chamada de Dispositivo de Medição de Esforços (DME) que permitia conexão com dois acessórios para colocação do conjunto punho/mão e sensores elétricos. As dimensões básicas da

EMF como tamanho, altura e largura do assento, tamanho dos pegadores, foram definidos através de análise antropométrica, considerando um adulto jovem do gênero masculino. Para fornecer suporte à EMF foi construída uma base de sustentação. Desenhos esquemáticos foram realizados para que, de forma progressiva, o dispositivo fosse construído. A Figura 27 ilustra uma vista geral da EMF.

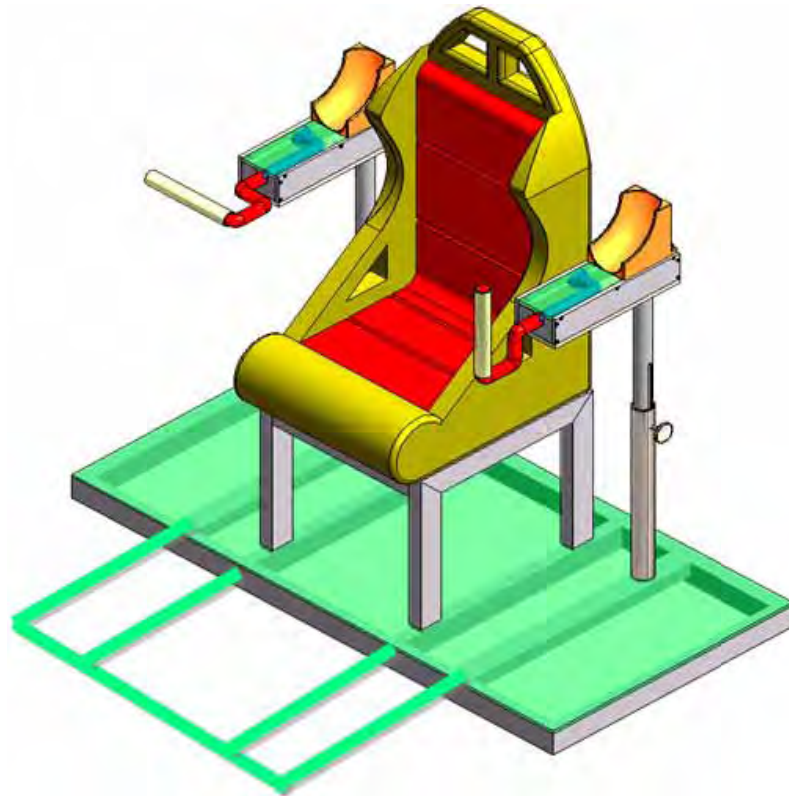


Figura 27 - Representação esquemática da estação de medição de força.

3.2.2 Dispositivo de Medição de Esforços (DME)

O DME é formado por uma estrutura regulável de apoio para o antebraço, acessório (manetes) para colocação do complexo punho/mão e transdutores.

Como sensores para medir os esforços, foram escolhidos extensômetros elétricos de resistência (*strain gauges*) devidamente colados em um tubo de aço e interligados

em um circuito elétrico formando uma ponte completa de “*Wheatstone*”. A Figura 28 ilustra o DME.

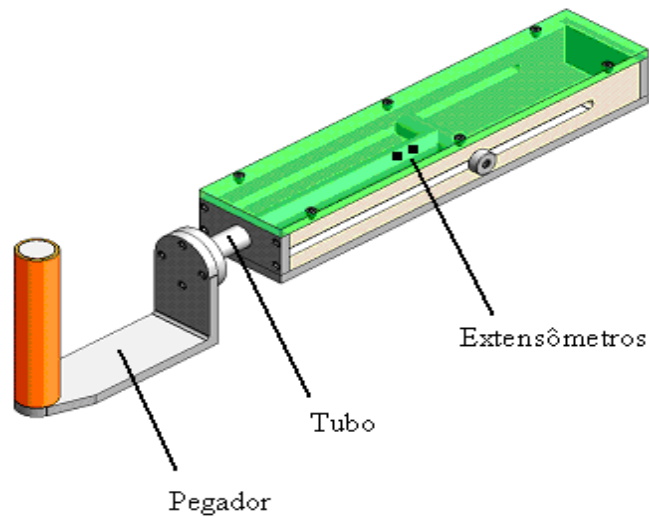


Figura 28 - Desenho esquemático com detalhes do Dispositivo de Medição de Esforços.

3.2.3 Cálculos para a construção do dispositivo de medida de esforços

Para a realização da medição das forças aplicadas no tubo do DME foram utilizados dois circuitos em ponte completa de “*Wheatstone*”.

Os extensômetros denotados por E1, E2, E3 e E4 foram unidos em uma ponte de Wheatstone para medir o esforço vertical (flexão das articulações do punho e do cotovelo).

Os extensômetros denotados por E5, E6, E7 e E8 foram unidos em uma ponte de Wheatstone para medir o esforço horizontal (Rotação Medial e Lateral do ombro).

A Figura 29 ilustra o tubo de aço instrumentado e a disposição dos extensômetros no tubo, onde: P é a carga aplicada na extremidade do tubo, l é a distância entre ponto de aplicação da força até a localização dos extensômetros e l_1 é o comprimento total do tubo, d_1 é a diâmetro interno do tubo e d_2 é o diâmetro externo do tubo.

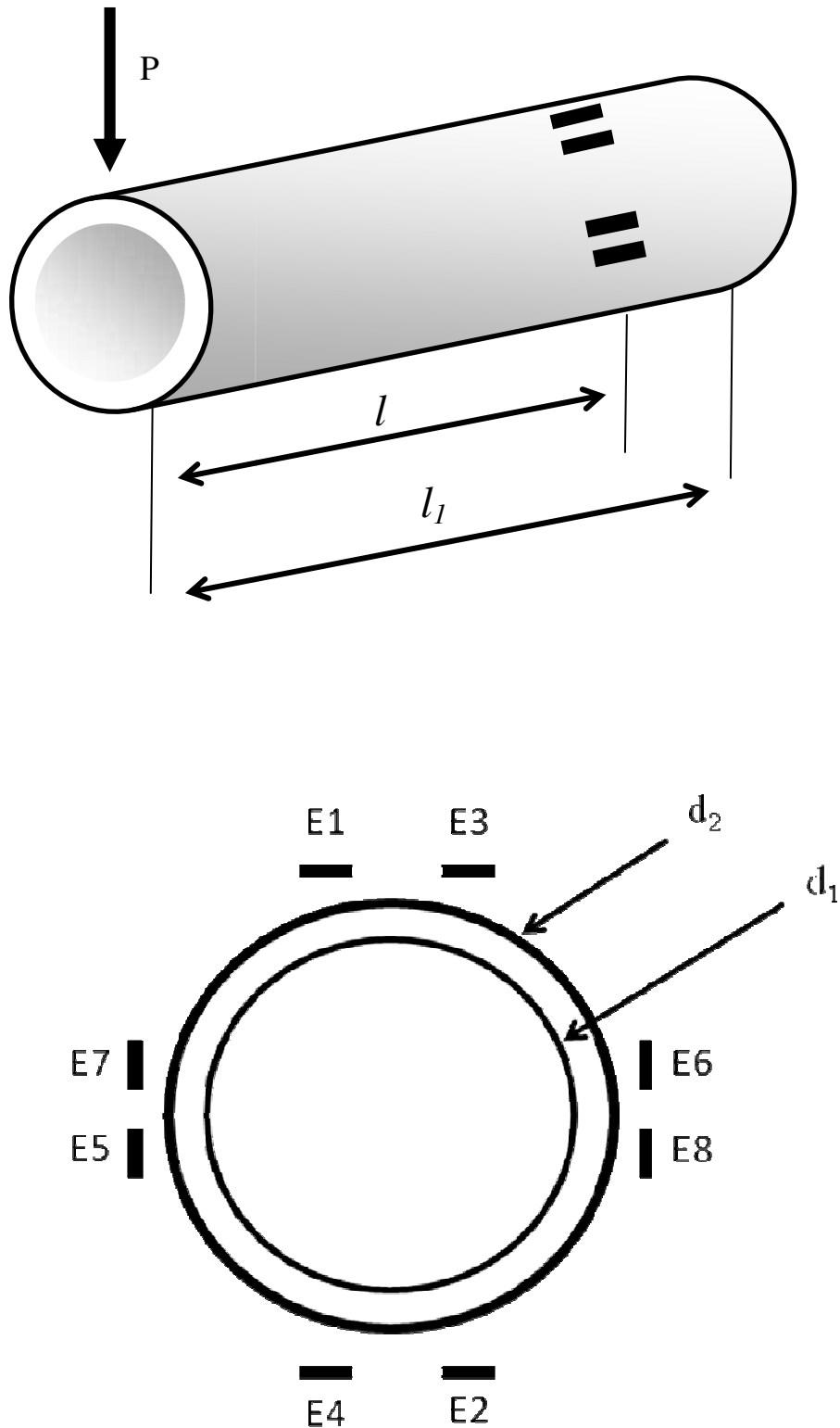


Figura 29 - Disposição dos extensômetros no tubo.

Para uma ponte completa tem-se:

$$\frac{\Delta E}{V} = \frac{k}{4}(E_1 - E_2 + E_3 - E_4) \quad (1)$$

Em função da localização dos pontos onde estão colados os extensômetros tem-se:

$$E_1 = E_3 = E \quad (2)$$

$$E_2 = E_4 = -E \quad (3)$$

Substituindo na equação (1) obtém-se:

$$\frac{\Delta E}{V} = \frac{K}{4}(4E) = KE \quad (4)$$

$$\frac{\Delta E}{V} = KE \quad (5)$$

Considerando a relação entre tensão e deformação específica:

$$\sigma = E\varepsilon \text{ (Lei de Hooke)} \quad (6)$$

Vem:

$$\frac{\Delta E}{V} = K \frac{\sigma}{E} \quad (7)$$

A tensão de flexão no tubo de aço é dada por:

$$\sigma = \frac{Mc}{I} \quad (8)$$

Substituindo em (7):

$$\frac{\Delta E}{V} = \frac{K}{E} \frac{Mc}{I} \quad (9)$$

Considerando que:

$$M = Pl \quad c = \frac{d_2}{2} \quad I = \frac{\pi}{64} (d_2^4 - d_1^4)$$

A equação torna-se:

$$\frac{\Delta E}{V} = \frac{k Pl d_2}{2E \frac{\pi}{64} [d_2^4 - d_1^4]} = \frac{32k Pl d_2}{E\pi [d_2^4 - d_1^4]} \quad (10)$$

Nesta expressão ΔE é a tensão de saída da ponte, V é a tensão de entrada, k é o fator do extensômetro fornecido pelo fabricante ($k \cong 2$), P é a carga aplicada na extremidade do tubo, d_1 é o diâmetro interno do tubo, d_2 é o diâmetro externo do tubo, l é distância entre ponto de aplicação da força até a localização dos extensômetros, E é o módulo de elasticidade do material do tubo, no caso o aço.

Chamando:

$$rd = \frac{d_2}{d_2^4 - d_1^4} \quad (11)$$

- rd é o coeficiente de projeto do tubo.

Adotando $k \cong 2$ e $E = 200 \times 10^9$ [Pa] (aço) tem-se:

$$\frac{\Delta E}{V} = 1,0186 \times 10^{-10} \frac{Pld_2}{d_2^4 - d_1^4} \quad (12)$$

Para $P = P_{\max}$ tem-se: $(\Delta E/V)_{\max}$

Considerando que para transdutores comuns, a faixa de $(\Delta E/V)_{\max}$ mais conveniente é:

$$0,001 \leq \left(\frac{\Delta E}{V}\right)_{\max} \leq 0,003 \quad (13)$$

Considerando $(\Delta E/V)_{\max} = 0,002$ e $P_{\max} = 500$ N, valores numéricos de d_1 e d_2 foram obtidos por meio de tentativas para que fosse atingido um valor geométrico do tubo de aço que respeitasse os valores obtidos através das equações e que fosse disponível comercialmente. Os parâmetros foram analisados por meio do Microsoft Office Excel 2007.

3.3 CONSTRUÇÃO DO DISPOSITIVO

Após a conclusão do projeto, uma nova etapa surgiu envolvendo a aquisição dos materiais e a construção da Estação Medição de Força (EMF), que foi realizada na oficina do Departamento de Mecânica na Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – SP. Para tanto foi realizado um levantamento dos materiais que foram utilizados na construção da EMF e os demais equipamentos ou componentes necessários pertenciam ao Departamento de Mecânica da FEG/UNESP.

3.3.1 Base de Sustentação

Para fornecer suporte à Estação de Medição de Força (EMF) foi construída uma base de sustentação em metalon retangular medindo 50x30 mm com 1040 mm de comprimento e 700 mm de largura. Sobre a base de metalon foi acoplada uma placa de compensado com espessura de 150 mm e uma placa de borracha antiderrapante foi colada sobre esta placa de madeira. Na parte posterior da base foi soldada outra barra de metalon vertical de 1100 mm de altura com a função de permitir deslocamentos verticais da cadeira e servir como ponto de fixação para quatro pontos do cinto de estabilidade do tronco. Ainda foram instalados na base de sustentação 4 (quatro) rodízios com trava para permitir mobilidade a toda EMF. As Figuras 30, 31 e 31 ilustram as fases iniciais de construção da EMF.



Figura 30 - Vista anterior e superior da base de sustentação.



Figura 31 - Vista lateral da base de sustentação coberta com placa de madeira.



Figura 32 - Vista anterior e superior da base de sustentação coberta com a placa compensada de madeira e com placas antiderrapantes.

3.3.2 Construção do Dispositivo de Medição de Esforços (DME)

O Dispositivo de Medição de Esforços (DME) é formado por um tubo de aço instrumentado com 8 (oito) extensômetros, marca Kiowa modelo KFG-3-120-c1-11, sendo 2 (dois) na parte superior e 2 (dois) na parte inferior do tubo para medir os esforços realizados no sentido vertical (flexão da articulação do cotovelo e do punho). Para medir os esforços realizados no sentido horizontal (Rotação Medial e Lateral da articulação do ombro) foram colados 2 (dois) extensômetros em cada porção lateral do tubo de aço.

Os extensômetros foram colados a 200 mm de distância do ponto de aplicação da força pelo sujeito, respeitando os cálculos realizados anteriormente.

O Dispositivo de Medição de Esforços (DME) foi dimensionado para suportar uma carga máxima de 500 N com $(\Delta E/V)_{\text{máx}} = 0,002$. O tubo de aço apresenta diâmetro externo $d_2 = 21,34$ mm, diâmetro interno $d_1 = 16,11$ mm e espessura $t = 2,74$ mm.

Uma das extremidades do tubo foi engastada em um bloco inteiriço de aço. Na outra extremidade foi colado um conector do tipo cotovelo de ½ polegada com rosca. Este conector possibilitou a utilização do DME para mensurar esforços em diferentes direções, através de dispositivos para suporte do complexo punho/mão que serão descritos adiante.

Para abrigar os elementos do sensor foi utilizada uma barra de metalon quadrado 50 X 50 mm. A Figura 33 ilustra os elementos do DME.

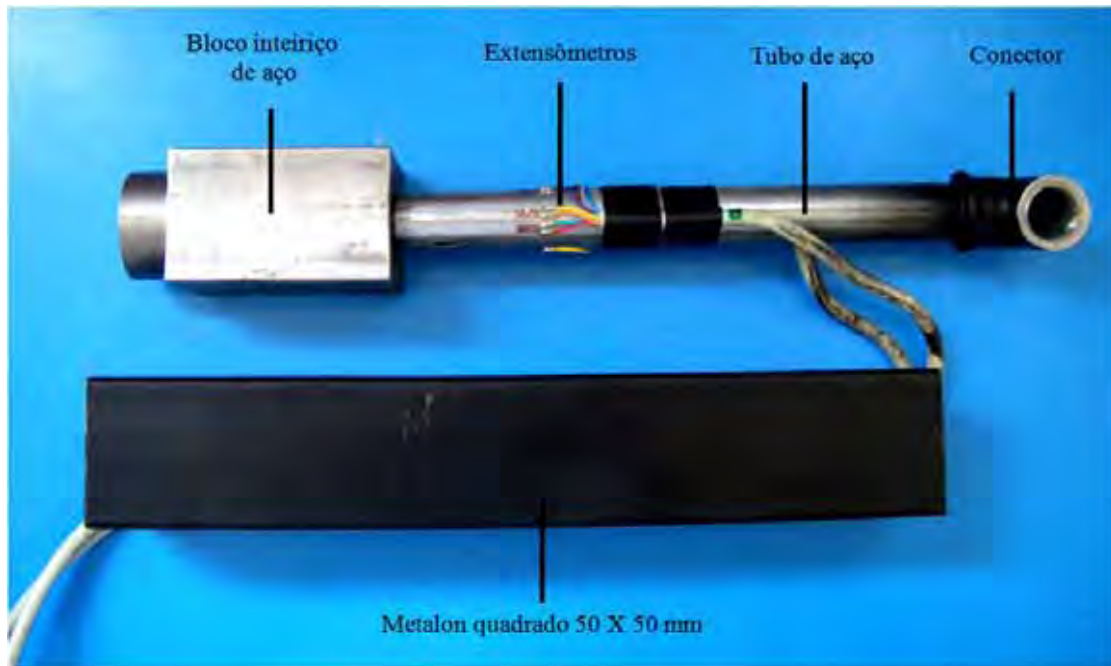


Figura 33 - Detalhe dos elementos do Dispositivo de Medição de Esforços.

Dois acessórios (manetes) foram construídos para fornecer apoio ao complexo punho e mão dos indivíduos que seriam submetidos aos testes de força muscular. A forma dos manetes respeita a conformação anatômica das mãos e a direção do esforço aplicado. O manete 1 (Figura - 34. A) foi utilizado para esforços no sentido vertical (flexão do punho e do cotovelo) e o manete 2 (Figura - 34. B) para esforços no sentido horizontal (Rotação Medial e Lateral do ombro).

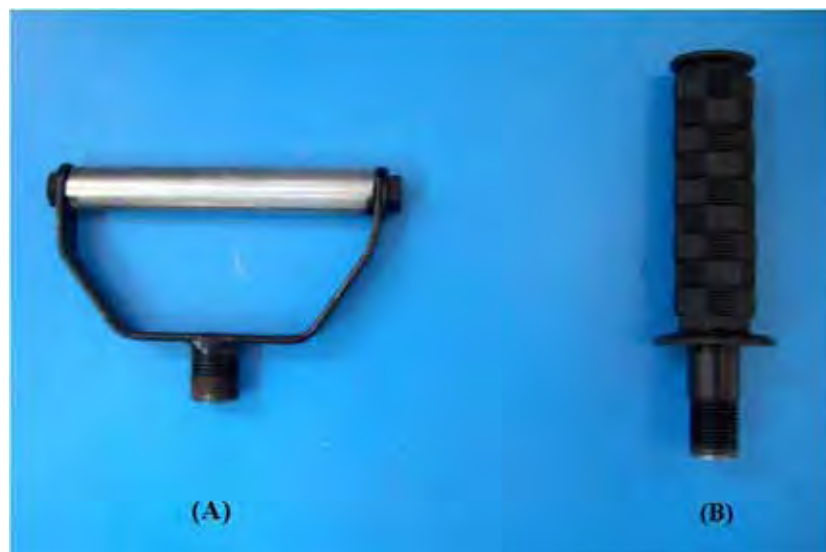


Figura 34 - (A) Manete 1 - suporte para esforços verticais, (B) Manete 2 - suporte para esforços horizontais.

Um dispositivo de apoio com contornos anatômicos para o antebraço foi colocado sobre a estrutura que abriga o tubo de aço. Tal dispositivo fazia parte de um apoio para antebraço de uma cadeira comercial. Em sua parte posterior foi fixada uma calha que permitiu o deslocamento horizontal. Esta calha foi furada em sua lateral e um parafuso foi utilizado para fixar o apoio. Este poderia ser utilizado na avaliação da força muscular tanto do membro superior esquerdo quanto do membro superior direito. As Figuras 35 e 36 ilustram o apoio para o antebraço dos sujeitos.



Figura 35 - Vista superior do apoio para o antebraço.

Figura 36 - Vista lateral do apoio para o antebraço.

3.3.3 Mobilidade do Dispositivo de Medição de Esforços (DME)

Para permitir um deslocamento horizontal do DME, um sistema com cantoneira de abas iguais de duas polegadas foi fixado lateralmente na base de sustentação da Estação de Medição de Força (EMF). A Figura 37 ilustra detalhe da cantoneira fixada na base da EMF.



Figura 37 - Detalhe da cantoneira fixada na base da EMF.

Ajustes na posição vertical foram possíveis graças a um sistema tubular telescópico. O tubo fixado na cantoneira lateral (tubo fixo) apresenta diâmetro externo = 44 mm e diâmetro interno = 38,5 mm enquanto que o tubo base do DME (tubo móvel) apresenta um diâmetro externo = 38 mm. A Figura 38 ilustra o DME e o tubo base e a Figura 39 ilustra uma vista anterior e lateral do tubo fixo do DME.

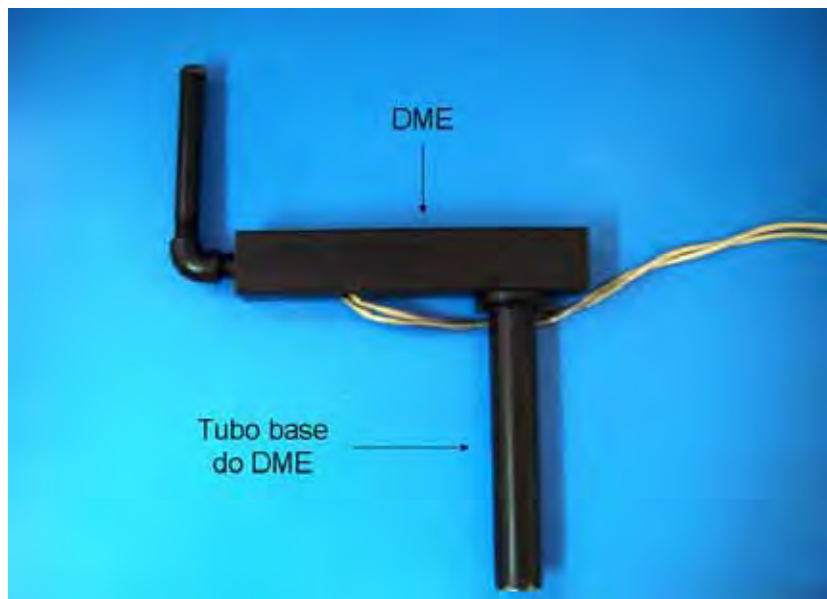


Figura 38 - Dispositivo de medição de esforços com detalhe do tubo base.



Figura 39: Vista anterior e lateral do tubo fixo do DME.

3.3.4 Estabilidade do Dispositivo de Medição de Esforços

Para garantir a estabilidade do DME foi instalado um reforço do tipo *mão francesa* que impediu deslocamentos indesejáveis. O mecanismo envolvia uma haste de ferro chato de uma polegada que interligava o tubo fixo do DME com uma cantoneira de abas iguais de uma polegada fixada próxima a região central da EMF. A cantoneira foi furada em toda sua extensão para permitir o deslocamento horizontal de todo DME. A Figura 40 ilustra o sistema de estabilização do DME e a Figura 41 ilustra detalhes das cantoneiras centrais.



Figura 40 - Vista posterior e lateral esquerda apresentando: (A) tubo do DME fixado na cantoneira lateral, (B) haste de ferro chato e (C) cantoneira central esquerda.



Figura 41 - Vista posterior e lateral esquerda com detalhes das cantoneiras centrais.

3.3.5 Mobilidade da Cadeira

Para permitir deslocamentos verticais da cadeira, utilizando o mecanismo a gás que já era próprio desta, foi utilizada uma barra de metalon retangular 50 x 30 mm soldada ao assento. Na outra extremidade dessa barra foi desenvolvido um “sistema de garfo” com garra de guia vertical que garantiu o deslocamento nesta direção. Este sistema, além de proporcionar mobilidade da cadeira no sentido vertical, impossibilitou qualquer deslocamento rotacional da cadeira. A Figura 42 ilustra esse sistema de garra com guia vertical.



Figura 42 - Sistema de garra com guia vertical circulado na figura e seta indicando a direção do deslocamento da cadeira.

3.4 CALIBRAÇÃO DO DISPOSITIVO

Os sinais elétricos provenientes do circuito em ponte de “*Wheatstone*” formados pelos extensômetros foram transmitidos para um sistema de condicionamento de sinais, modelo Spider 8 (HBM, Darmstadt, Alemanha) e processado por software - *Catman* (versão 3.1, release 3, 1997-2000).

A calibração foi efetuada de maneira estática através de cargas pré-definidas aplicadas no pegador do DME, respeitando a direção dos esforços (vertical e horizontal). Os valores de calibração foram inseridos no programa *Catman* de forma que os resultados dos testes foram convertidos automaticamente em Força (N). Na extremidade livre do tubo de aço do DME, foram aplicadas as massas de 1,98 [kg], 9,59 [kg], 17,22 [kg], 24,85 [kg], 32,45 [kg], 40,07 [kg], 47,68 [kg] e 55,31 [kg] as quais foram medidas em uma balança com precisão de cargas, correspondendo respectivamente às forças de 19,42 [N], 94,08 [N], 168,93 [N], 243,78 [N], 318, 38 [N], 393,09 [N], 467,74 [N] e 542,59[N].

3.5 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Após a construção do dispositivo foi realizado um estudo com o objetivo de comparar a capacidade de gerar força dos músculos do membro superior bilateralmente, através de esforço isométrico nas direções vertical (flexão) e horizontal (rotação). Para tanto, um projeto foi encaminhado ao Comitê de Ética em Pesquisa do Centro Universitário de Itajubá – MG (UNIVERSITAS), o qual segundo o uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 196/96, considerou o trabalho aprovado, de acordo com o registro n°. 045.

3.5.1 Seleção dos Sujeitos da Pesquisa

Para a realização dos procedimentos experimentais foram selecionados 22 (vinte e dois) sujeitos do sexo masculino, com idade de 18 e 19 anos, massa corpórea entre

57,7 e 93 kg ($71,8 \pm 9,45$ kg) e com estatura entre 1,67 e 1,90 m ($1,75 \pm 0,06$ m), saudáveis e sem história clínica de patologia ortopédica ou qualquer tipo de lesão no sistema músculo-esquelético. Todos os sujeitos do estudo eram soldados do Batalhão de Infantaria da Aeronáutica (BINFA), fisicamente ativos e em atividade militar regular na Escola de Especialistas da Aeronáutica (EEAR) de Guaratinguetá-SP e de acordo com sua participação no estudo.

3.5.2 Protocolo da Coleta de Dados

A coleta de dados constou das seguintes etapas:

a) Informação sobre a pesquisa

Inicialmente, os sujeitos participantes do estudo foram encaminhados à unidade de serviço médico, social e de enfermagem (UNAMOS) do Campus da FEG-UNESP para conhecimento da pesquisa, através de carta de informação (ANEXO A), e aplicação de um termo de consentimento, conforme determina a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS) - (ANEXO B).

b) Coleta dos dados antropométricos

As medidas de massa corpórea (kg) e altura (m) dos sujeitos do presente estudo foram realizadas na UNAMOS. Para a realização das medidas foi utilizada uma balança com estadiômetro da marca WELMY[®].

c) Testes de força muscular

Após a coleta de dados antropométricos os sujeitos do estudo foram encaminhados ao Departamento de Mecânica da FEG/UNESP. Os testes de força muscular foram realizados no Laboratório de Resistência dos Materiais. A Estação de Medição de Força (EMF) encontrava-se montada com o Dispositivo de Medição de

Esforços (DME). Os cabos do DME foram conectados aos canais 0 e 1 (CH0 e CH1) do sistema de condicionamento de sinais (SPIDER 8) que, por sua vez, estava interligado a um computador. Este sistema de aquisição está ilustrado na Figura 43:



Figura 43 - Sistema de aquisição: (A) computador, (B) sistema de aquisição e condicionamento de sinais modelo SPIDER 8 e (C) estação de medição de força.

Com o sistema de aquisição ligado, o próximo passo foi a utilização do software *catman* para o registro dos testes de força muscular. A frequência de aquisição de dados utilizada foi de 100 Hz, valor utilizado por Ericson et al. (2002) e pelos dinamômetros isocinéticos fabricados pela Biodex[®]. O tempo total de coleta foi de 10 (dez) segundos para cada teste.

O posicionamento do sujeito, de forma geral (*postura geral*), respeitou as recomendações da AMERICAN SOCIETY OF HAND THERAPISTS (FESS; MORAN, 1981). Os testes de força muscular foram realizados com o sujeito em postura sentada, coluna vertebral apoiada no encosto da cadeira, joelhos fletidos em aproximadamente 90°, pés apoiados na base de sustentação da EMF com os quadris

igualmente rodados, mantendo olhar em direção ao horizonte. Este posicionamento sofreu alterações em relação ao posicionamento do membro superior, respeitando o tipo de esforço testado. Após os indivíduos estarem confortavelmente sentados, procedeu-se à colocação dos cintos bem ajustados e cruzados a altura do tórax, de modo a estabilizar este segmento corpóreo na tentativa de impedir possíveis compensações de outros segmentos. Segundo Brown e Weir (2001) a força muscular é afetada pelo tamanho do músculo e a produção de torque é afetada pela força muscular e alavanca do momento. Portanto, mudanças no posicionamento podem resultar em mudanças nas medidas isométricas, independentemente das reais diferenças na força muscular. A estabilização própria e o posicionamento consistente são críticos para resultados confiáveis e válidos.

Para cada tipo de esforço foram solicitadas 3 (três) contrações voluntárias máximas (CVM) por 10 segundos, com intervalo de 30 segundos entre cada CVM.

De acordo com as recomendações THE AMERICAN SOCIETY OF EXERCISE PHYSIOLOGISTS (ASEP) (BROWN; WEIR 2001) foram dadas instruções padronizadas aos sujeitos em busca de reduzir a margem de erro durante os testes:

- Movimentos ou posturas compensatórias deveriam ser evitados durante os testes;
- O antebraço deveria permanecer apoiado no DME;
- Realização de CVM máxima em cada teste isolado, devendo realizar a força máxima durante os 10 segundos da coleta. Iniciando ao comando verbal “Já” e terminando ao comando “Ok”.

Os testes de força muscular foram aplicados no membro superior direito e em seguida, os testes eram realizados no membro superior esquerdo, sempre nesta ordem. Tentou-se minimizar os fatores intervenientes no processo de avaliação da força discutidos por Brown e Weir (2001) a partir dos seguintes procedimentos: o sujeito não sofreu qualquer incentivo ou encorajamento verbal, o *feedback* visual não foi permitido, estando o sujeito de costas para o monitor, nenhum sujeito passou por aquecimento muscular e os sujeitos do estudo não eram familiarizados com o dispositivo de avaliação de força.

Foram analisados três tipos de esforços, constituindo 3 (três) testes:

(1) Flexão das articulações do Punho e Cotovelo:

Os testes de força muscular, envolvendo a flexão do punho e cotovelo, foram realizados com o sujeito na *postura geral* descrita anteriormente. A posição do membro superior para este teste respeitou as orientações de Bohannon (1997) onde a articulação do ombro permanecia em posição neutra, cotovelo flexionado aproximadamente em 90° e antebraço supinado.

O sujeito recebeu instruções para realizar uma contração voluntária máxima em busca da realização dos movimentos de flexão das articulações do punho e do cotovelo (esforço vertical). A Figura 44 ilustra o teste de flexão do punho e do cotovelo esquerdos.



(A)



(B)

Figura 44 - (A) Vista anterior da posição de teste para flexão do punho e do cotovelo esquerdos; (B) Vista lateral esquerda da posição de teste para flexão do punho e do cotovelo esquerdos. As setas indicam a direção e o sentido do esforço.

(2) Rotação Medial (interna) da articulação do ombro:

Os testes de força muscular, envolvendo a Rotação medial do ombro, foram realizados com o sujeito na *postura geral* descrita anteriormente. A posição do membro superior para este teste respeitou as orientações de Bohannon (1997) onde a articulação do ombro permanecia em posição neutra, estando o mais próximo do tronco quanto possível, cotovelo flexionado aproximadamente em 90° e antebraço em posição neutra.

O sujeito recebeu instruções para realizar uma contração voluntária máxima em busca da realização do movimento de Rotação Medial ou medial do ombro, conforme ilustra a Figura 45.



(A)



(B)

Figura 45 - (A) Vista anterior da posição de teste para rotação medial do ombro esquerdo; a seta indica a direção e o sentido do esforço realizado. (B) Vista lateral esquerda da posição de teste para rotação medial do ombro.

(3) Rotação Lateral (externa) da articulação do ombro:

O sujeito permaneceu na mesma posição descrita para o teste de rotação medial do ombro. No entanto, recebeu orientações para realizar o esforço a partir de contração muscular máxima no sentido do movimento de Rotação Lateral ou externa do ombro (esforço horizontal). A Figura 46 ilustra o teste de Rotação lateral do ombro esquerdo.



(A)



(B)

Figura 46 - (A) Vista anterior da posição de teste para rotação lateral do ombro esquerdo; a seta indica a direção e o sentido do esforço. (B) Vista lateral esquerda da posição de teste para rotação lateral do ombro esquerdo.

3.6 MÉTODOS PARA A ANÁLISE DOS DADOS

Os dados obtidos nos testes de força muscular foram inicialmente transferidos para o software Microsoft Office Excel 2007, e em seguida, alocados em três planilhas contendo os valores máximos de força dos três testes (flexão, Rotação Medial e Rotação Lateral). A partir daí foram obtidas as médias aritméticas das três contrações voluntárias máximas em cada teste.

As médias aritméticas foram transferidas para o software MINITAB[®] 15.1.1.0., 2007 Minitab[®] Inc. e em seguida foi aplicado o Teste de Normalidade de Anderson-Darling para verificar se os dados apresentavam distribuição normal. Em seguida, gráficos do tipo “boxplot” ou gráfico-caixa, foram construídos para verificação de simetria entre os dados de força entre o membro superior direito (MSD) e o membro superior esquerdo (MSE).

Para comparar as médias das variáveis analisadas (forças máximas dos testes de Flexão, Rotação Medial e Rotação Lateral) foi utilizado o teste *t* de Student com significância estatística $\alpha = 5\%$ ($p < 0,05$) através do software Microcal Origin 6.0 (Microcal^{MR}Origin^{MR} Version 6.0, Microcal Software, Inc. Northampton, MA 010060 USA, 1991-2000).

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados do presente trabalho serão apresentados e discutidos em 3 etapas a partir dos itens: Versão Final do Dispositivo, Resultados da Calibração do Dispositivo e Análise do Procedimento Experimental.

4.1 VERSÃO FINAL DO DISPOSITIVO

A obtenção de dados quantitativos em Biomecânica tornou-se necessidade no âmbito científico - acadêmico e por que não dizer, clínico. A partir daí, é clara a necessidade de projetos e desenvolvimentos de instrumentos para medir as forças que interagem com o sistema locomotor.

Como apresentado no Capítulo 2, existem diversas formas de avaliar a força muscular e os métodos de avaliação vêm sendo estudados por diversos pesquisadores, seja de forma manual ou instrumental.

O exame da Força Muscular Instrumental tem sido extensamente realizado por pesquisadores a partir de equipamentos disponíveis comercialmente, como os dinamômetros isocinéticos computadorizados (WILKIN; HADDOCK, 2006; SALLES; FILHO, 2002; HUGHES et al., 1999, KASPRISIN; GRABINER, 2000), dinamômetros manuais (PAVAN et al., 2006, GIESSER et al. 2007) e dispositivos fabricados em laboratórios de pesquisa (MEMBERG et al., 2001; MADELEINE et al., 2006; DE GROOT et al. 2004; ERICSON et al., 2002; MORSE et al., 2006).

De acordo com a revisão de literatura realizada é possível afirmar que não há consenso entre os métodos de avaliação da força muscular e, que é notável a necessidade de novos estudos envolvendo o fenômeno da geração de força pelo sistema musculoesquelético.

O objetivo inicial do presente trabalho foi projetar e construir um dispositivo que permitisse a avaliação da força muscular dos membros superiores bilateralmente.

A versão final da Estação de Medição de Força (EMF) possibilitou uma avaliação da força muscular dos membros superiores bilateralmente, com o sujeito na posição sentada, tronco estabilizado e com os pés apoiados. A conformação do

dispositivo buscou diminuir os fatores, discutidos por Brown e Weir (2001), que prejudicam os testes de força muscular, como a falta de estabilização da coluna vertebral e a falta de apoio para os membros inferiores e superiores.

A questão referente à estabilização do tronco e da coluna vertebral foi solucionada a partir da instalação de cintos de segurança fixados por 4 (quatro) pontos. Essa disposição permitiu que os cintos fossem cruzados ao nível do tórax do sujeito e desta forma, a ocorrência de movimentos compensatórios indesejados foi minimizada.

A base de sustentação da EMF supriu a necessidade de apoio para os membros inferiores. Já o membro superior em teste teve como ponto de apoio uma estrutura com contornos anatômicos, como se apresenta no item 3.3.2 do presente estudo. No entanto, esse apoio não garantiu grande estabilidade e esse aspecto pode ser melhorado em futuros ajuste do dispositivo com a utilização de tecidos com velcro, na região do antebraço do sujeito.

No presente trabalho, extensômetros elétricos de resistência, foram utilizados como elemento sensor para medir os esforços realizados pelos músculos do membro superior. Em busca de maior sensibilidade, os extensômetros foram interligados em um circuito elétrico formando uma ponte completa de “*Wheatstone*”.

A utilização de extensômetros elétricos de resistência como instrumento de medida em Biomecânica vem sendo descrita na literatura por Memberg et al. (2001); Faria e Carvalho (2002); Oliveira, Loss e Petersen (2005); Madeleine, Nie e Arendt-Nielsen (2006).

A EMF pode ser utilizada em indivíduos com variações antropométricas, graças ao sistema de mobilidade vertical e horizontal descrito no Capítulo 3. A Figura 47 ilustra uma vista lateral esquerda da versão final da EMF.

A Figura 48 ilustra a Estação de Medição de Força (EMF) em vista anterior. Observa-se que o Dispositivo de Medição de Esforços (DME) está o mais próximo possível da cadeira, respeitando a posição de teste definida no presente estudo.



Figura 47 - Vista lateral da EMF pronta.



Figura 48 - Vista anterior da EMF pronta.

4.2 RESULTADOS DA CALIBRAÇÃO DO DISPOSITIVO

De acordo com Duward, Baer e Rowe (2001) o processo chamado de calibração permite a análise sistemática de como os valores medidos pelo instrumento relacionam-se aos valores de entrada de referência aplicados ao sistema. O processo de calibração do dispositivo de mensuração da força muscular do presente estudo está descrito no item 3.4 do Capítulo 3 e os resultados deste processo estão ilustrados nas figuras 49 e 50 a seguir.

A Figura 49 ilustra o resultado da calibração para esforços verticais, a equação da calibração e o valor R-quadrado. Observa-se boa linearidade entre o sinal elétrico e as cargas aplicadas.

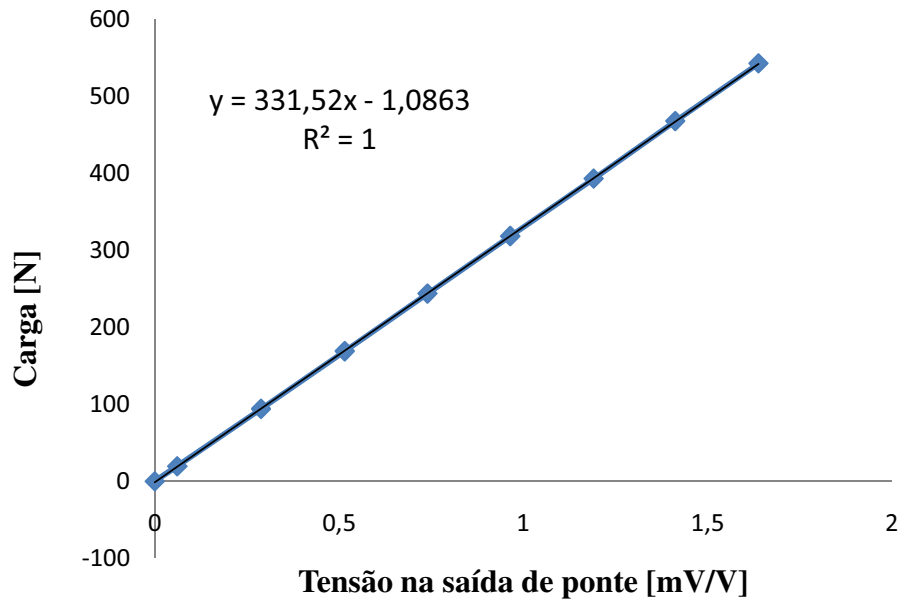


Figura 49 - Calibração do dispositivo de medição para esforços no sentido vertical.

A Figura 50 ilustra o resultado da calibração para esforços horizontais, a equação da calibração e o valor R-quadrado. Observa-se excelente linearidade entre o sinal elétrico e as cargas aplicadas. Os valores negativos indicam alteração no sentido do esforço (Rotação Medial e Rotação Lateral da articulação do ombro).

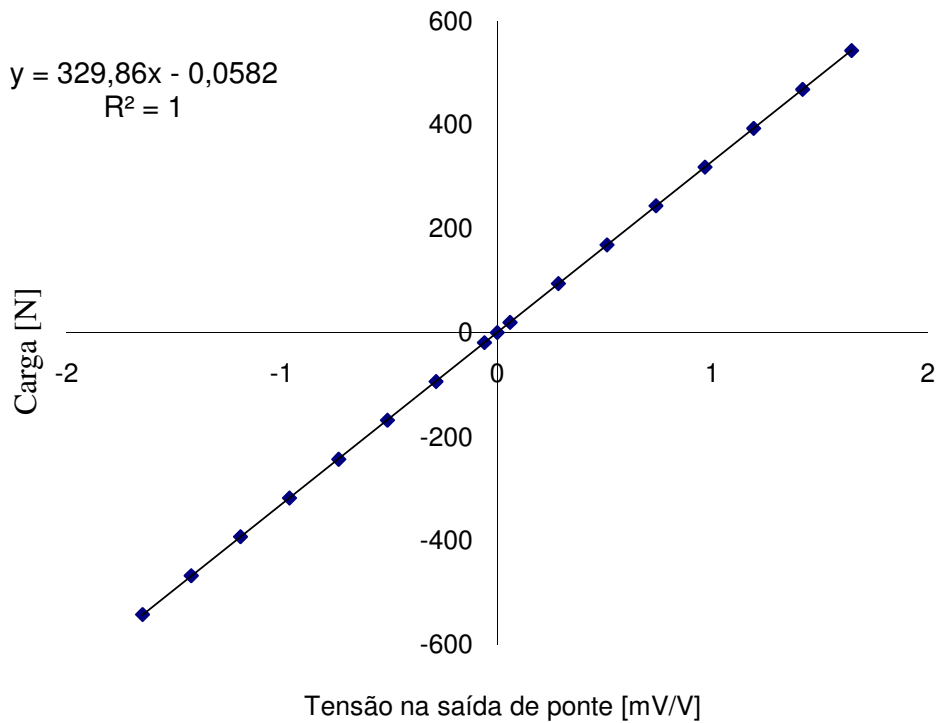


Figura 50 - Calibração do dispositivo para esforços no sentido horizontal.

4.3 ANÁLISE DO PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

O segundo objetivo do presente estudo foi verificar o funcionamento e a adaptabilidade do dispositivo, através de estudo comparativo da força muscular dos membros superiores em sujeitos saudáveis.

A análise de dados tomou como ponto de partida a comparação de valores máximos obtidos nos testes de força muscular no membro superior direito com os valores obtidos no membro superior esquerdo.

De acordo com Arango (2005) os testes baseados na comparação de valores podem ser divididos em dois grandes grupos: testes paramétricos e testes não-paramétricos. Os testes paramétricos se baseiam na hipótese de que as variáveis que representam os grupos que estão sendo comparados apresentam uma distribuição mais ou menos bem comportada, por exemplo, a distribuição normal. Já o teste não-paramétrico, tem o objetivo de evitar a utilização de parâmetros (média, desvio padrão) na comparação de valores e são utilizados quando os testes paramétricos falham.

Diante do exposto, fica claro que, antes de decidir entre testes paramétricos ou não-paramétricos, deve ser investigada a distribuição das variáveis que estão sendo comparadas. A partir destas considerações, optou-se pela realização de um Teste de Normalidade. A literatura corrente apresenta vários procedimentos para determinar se os dados têm distribuição normal, desde a análise de histogramas, *outliers*, até procedimentos mais avançados, como o teste de Anderson-Darling, o teste de Kolmogorov-Smirnov, entre outros (TRIOLA, 2005; ARANGO, 2005).

No estudo de Callaghan et al. (2000) e de Oliveira, Loss e Petersen (2005) antes de qualquer análise, foi aplicados testes de normalidade para os dados referentes a valores de Torque (N.m).

Os dados obtidos nos testes de força muscular foram inicialmente transferidos para o software Microsoft Office Excel 2007 e em seguida alocados em três planilhas contendo os valores máximos de força dos três testes (Flexão, Rotação Medial e Rotação Lateral). A partir daí, foram obtidas as médias aritméticas das três contrações voluntárias máximas em cada teste.

As médias aritméticas foram transferidas para o software MINITAB[®] 15.1.1.0., 2007 Minitab[®] Inc., e em seguida, foi aplicado o teste de normalidade de Anderson-Darling. De acordo com Triola (2005) para determinar se os dados têm distribuição normal é necessário que o gráfico dos quantis normais seja examinado. Se os pontos não se aproximam de uma reta ou se os pontos exibem um padrão sistemático que não seja um padrão linear, então os dados parecem vir de uma população que não tem distribuição normal. Se o padrão dos pontos é razoavelmente próximo de uma reta, então os dados parecem vir de uma população que tem uma distribuição normal.

O gráfico a seguir (Figura - 51) ilustra os resultados obtidos no teste de normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos de Força (N) obtidos no teste de flexão no membro superior direito (F MSD). Observa-se que os pontos experimentais se aproximam da linha de tendência.

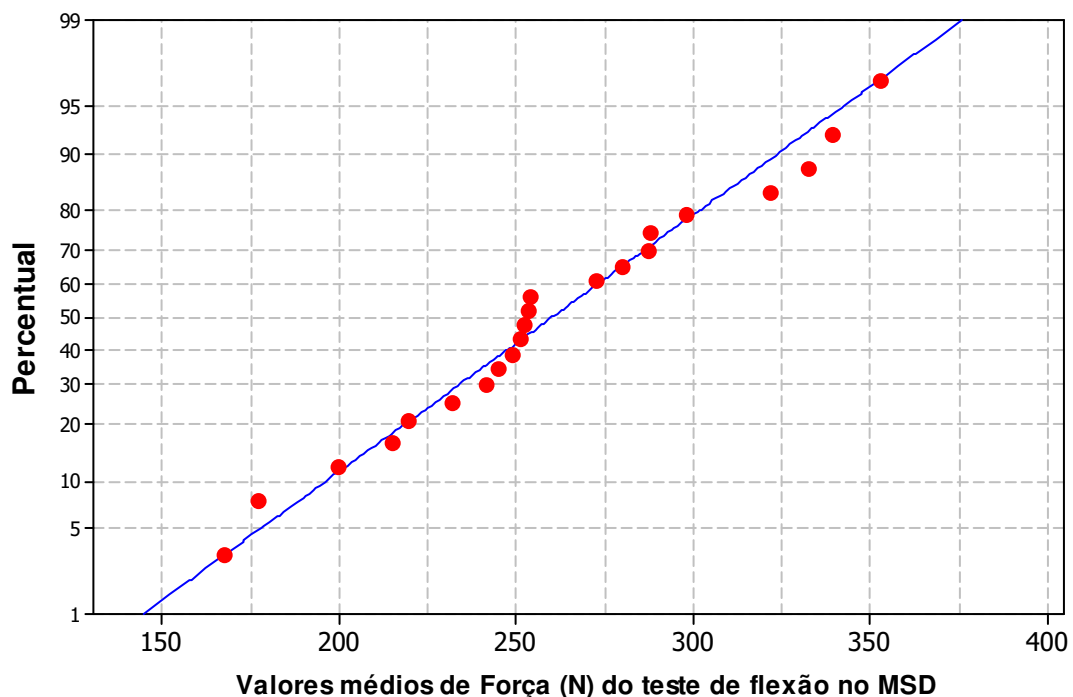


Figura 51 - Teste de Normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos obtidos no teste de flexão no membro superior direito.

O gráfico a seguir (Figura - 52) ilustra os resultados obtidos no teste de normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos de Força (N) obtidos no teste de flexão no membro superior esquerdo (F MSE). Observa-se que os pontos experimentais se aproximam da linha de tendência.

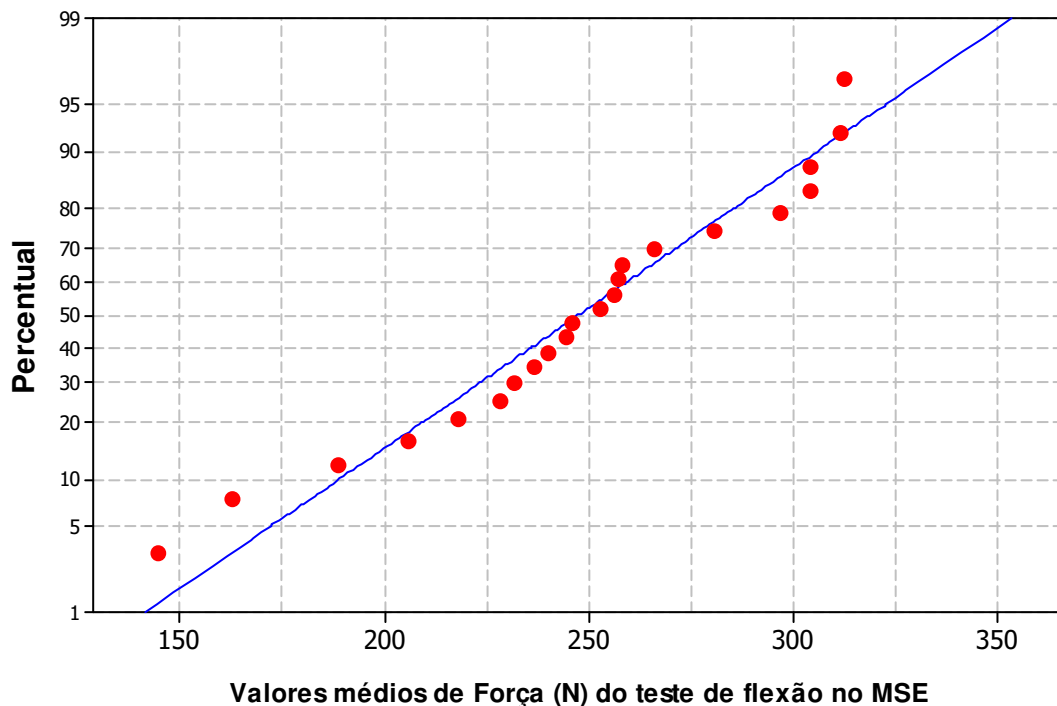


Figura 52 - Teste de Normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos obtidos no teste de flexão no membro superior esquerdo.

O gráfico a seguir (Figura - 53) ilustra os resultados obtidos no teste de normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos de Força (N) obtidos no teste de Rotação Interna no membro superior direito (RI MSD). Observa-se que a maioria dos pontos experimentais se aproxima da reta de tendência e percebe-se a presença de 2 (dois) *outliers*. Os dois valores máximos de força obtidos neste teste sugerem alguma compensação por movimentos indesejados durante os testes.

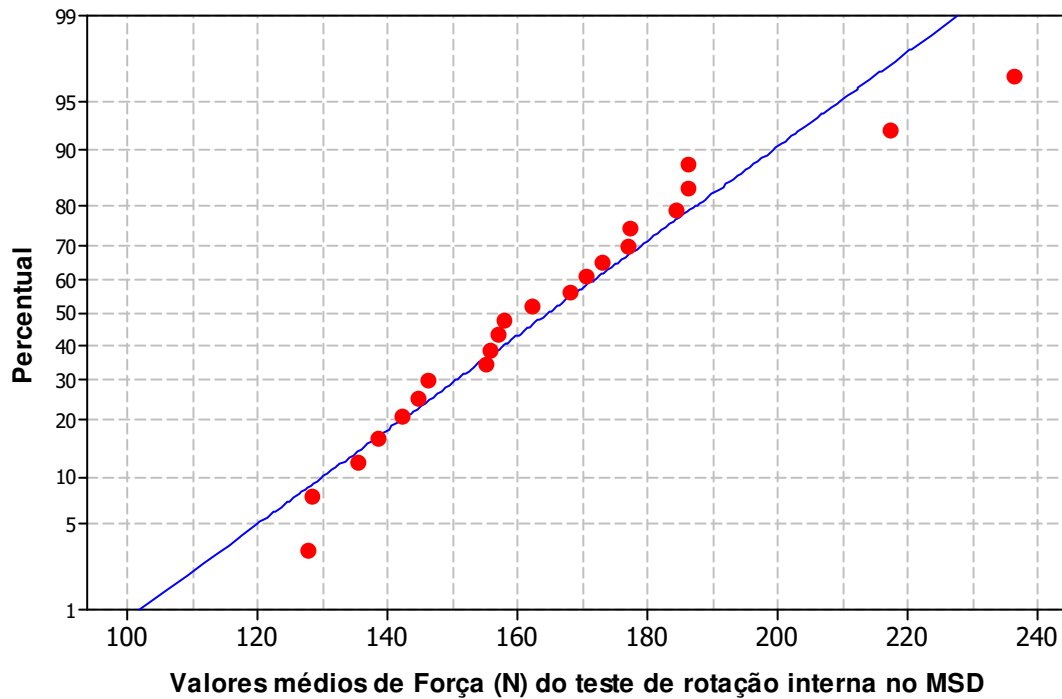


Figura 53 - Teste de Normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos obtidos no teste de Rotação Interna no membro superior direito.

O gráfico a seguir (Figura - 54) ilustra os resultados obtidos no teste de normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos de Força (N) obtidos no teste de Rotação Interna no membro superior esquerdo (RI MSE). Observa-se que a maioria dos pontos experimentais se aproxima da reta de tendência e percebe-se a presença de *outliers*. Os dois valores extremos de força obtidos neste teste sugerem alguma compensação por movimentos indesejados durante os testes.

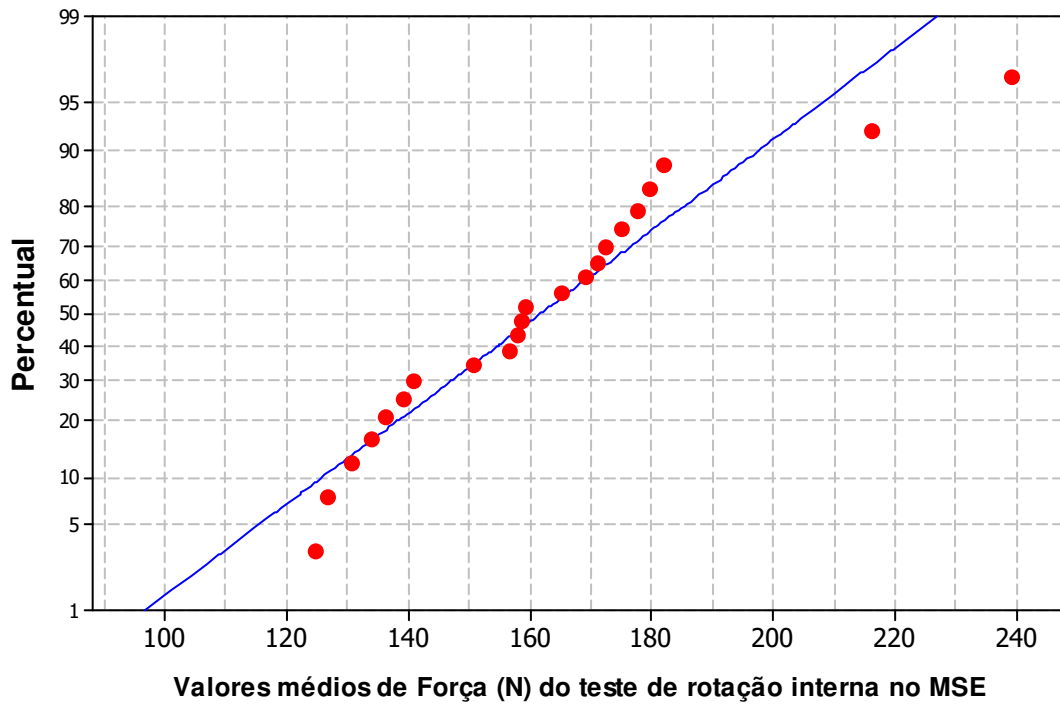


Figura 54 - Teste de Normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos obtidos no teste de Rotação Interna no membro superior esquerdo.

O gráfico seguinte (Figura - 55) ilustra os resultados obtidos no teste de normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos de Força (N) obtidos no teste de Rotação Externa no membro superior direito (RE MSD). Observa-se que os pontos experimentais se aproximam da linha de tendência.

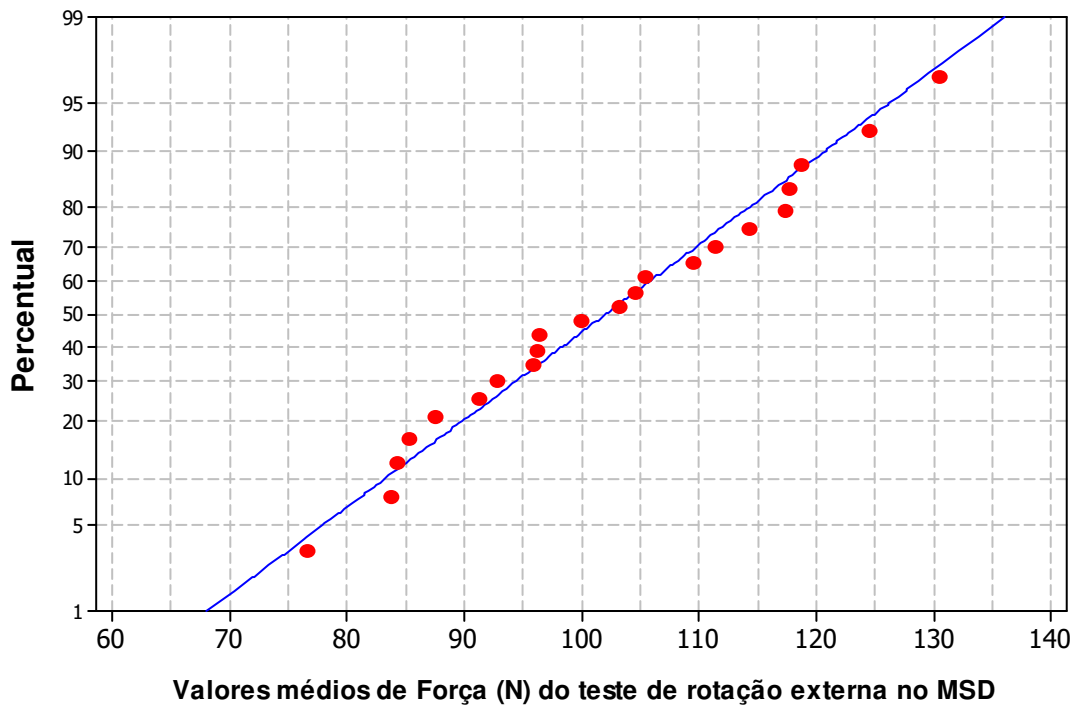


Figura 55 - Teste de Normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos obtidos no teste de Rotação Externa no membro superior direito.

O gráfico a seguir (Figura - 56) ilustra os resultados obtidos no teste de normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos de Força (N) obtidos no teste de Rotação Externa no membro superior esquerdo (RE MSE). Observa-se que os pontos experimentais se aproximam da linha de tendência.

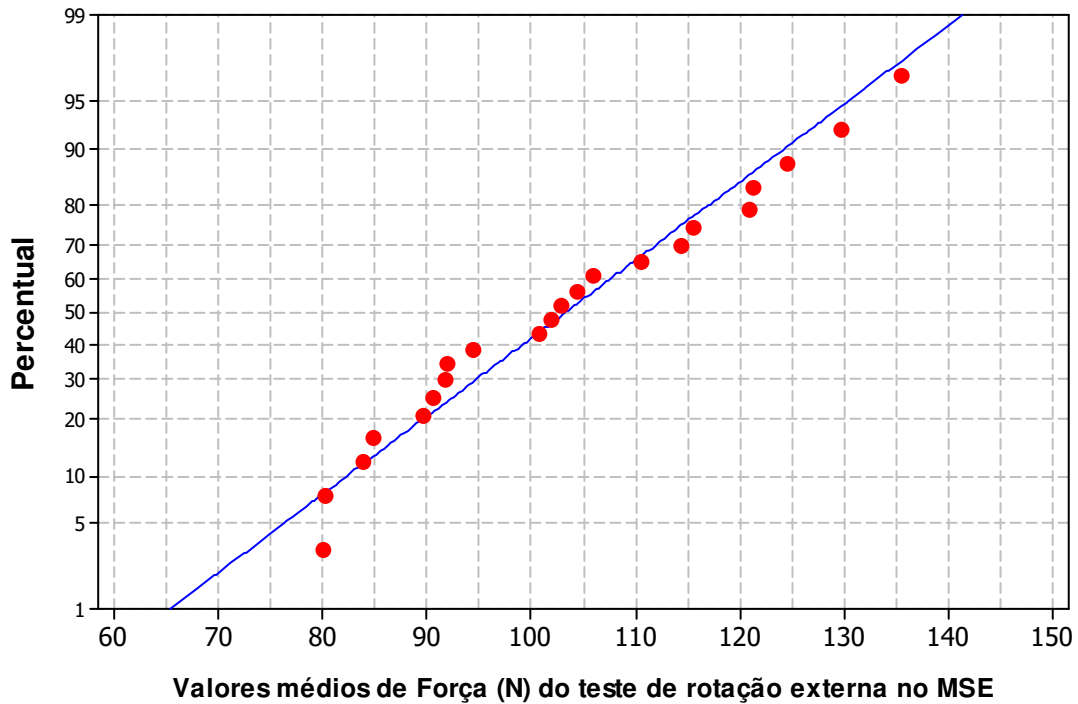


Figura 56 - Teste de Normalidade de Anderson-Darling para os dados referentes às médias dos três valores máximos obtidos no teste de Rotação Externa no membro superior esquerdo.

Na primeira tentativa de comparar os valores obtidos dos testes no membro superior direito com os dados obtidos a partir dos esforços musculares no membro superior esquerdo, foi utilizado o conceito de *quartil*, como medida de assimetria. O princípio deste conceito, segundo Arango (2001), é semelhante ao da mediana. Enquanto a mediana é o valor que divide uma distribuição ordenada ao meio, deixando 50% dos valores de cada lado, o quartil divide a distribuição em quatro partes, cada uma contendo 25% dos dados. Assim, o primeiro quartil, Q_1 , limita os 25% menores valores da distribuição; o segundo quartil, Q_2 , 50%; o terceiro, Q_3 , 75%; e o quarto corresponde ao último valor. O segundo quartil, Q_2 , é exatamente igual à mediana.

A Tabela 2 mostra os dados obtidos nos testes de força realizados no membro superior direito e no membro superior esquerdo, os valores do primeiro quartil (Q_1) e terceiro quartil (Q_3).

Tabela 2 - Resultados obtidos dos testes: flexão no membro superior direito (F MSD), flexão no membro superior esquerdo (F MSE), Rotação Interna no membro superior direito (RI MSD), Rotação Interna no membro superior esquerdo (RI MSE), Rotação Externa no membro superior direito (RE MSD) e Rotação Externa no membro superior esquerdo (RE MSE).

Variável	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Q₁	Q₃
F MSD	260,15	252,44	167,25	352,80	228,34	290,04
F MSE	247,37	249,26	144,48	312,35	225,51	284,43
RI MSD	164,84	160,02	127,74	236,16	144,07	179,00
RI MSE	161,88	158,85	124,56	239,12	138,85	175,57
RE MSD	102,09	101,54	76,53	130,51	90,30	114,92
RE MSE	103,36	102,30	80,02	135,33	90,27	116,78

Q₁ = primeiro quartil; Q₃ = terceiro quartil.

A Figura 57 ilustra os “boxplot” obtidos com os dados das variáveis: Flexão no membro superior direito (F MSD) e Flexão no membro superior esquerdo (F MSE). Observa-se que os valores (média, mediana, primeiro quartil e terceiro quartil) obtidos no teste de flexão no membro superior direito são maiores que os valores do membro superior esquerdo. Há pequena diferença entre os valores obtidos nos testes.

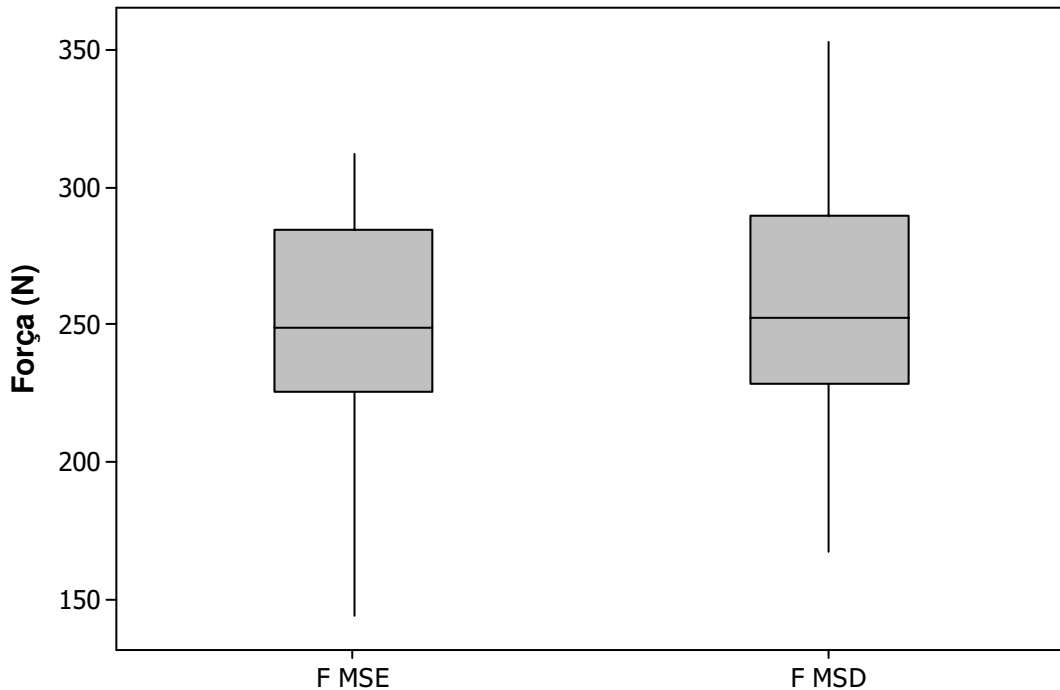


Figura 57 – Diagrama de caixas (boxplot) com os dados obtidos nos testes de flexão no membro superior esquerdo (F MSE) e no membro superior direito (F MSD).

A Figura 58 ilustra os “boxplot” obtidos com os dados das variáveis: Rotação Interna no membro superior direito (RI MSD) e Rotação Interna no membro superior esquerdo (RI MSE). Observa-se que os valores (média, mediana, primeiro quartil e terceiro quartil) obtidos no teste de Rotação Interna no membro superior direito são maiores que os valores do membro superior esquerdo. Há pequena diferença entre os valores obtidos nos testes. No gráfico percebe-se a presença de dois *outliers* que representam valores de 236,18 [N] no MSD e 239,12 [N] no MSE.

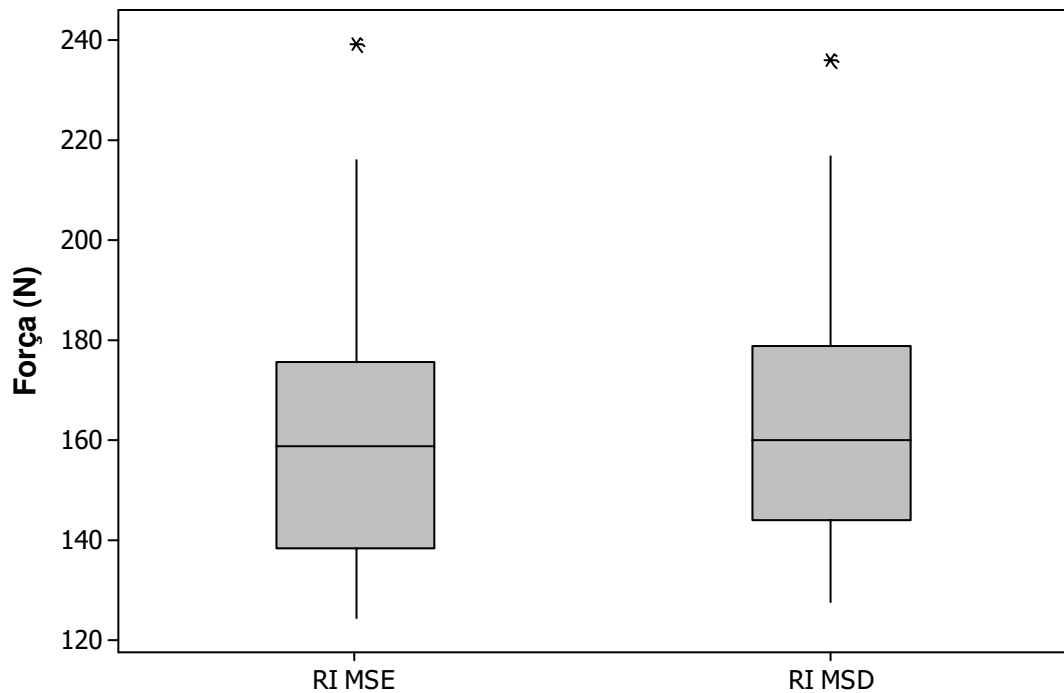


Figura 58 - Diagrama de caixas (boxplot) com os dados obtidos nos testes de Rotação Interna no membro superior esquerdo (RI MSE) e no membro superior direito (RI MSD).

A Figura 59 ilustra os “boxplot” obtidos com os dados das variáveis: Rotação Externa no membro superior direito (RE MSD) e Rotação Externa no membro superior esquerdo (RE MSE). Observa-se que os valores (média, mediana, primeiro quartil e terceiro quartil) obtidos no teste de Rotação Externa no membro superior direito são menores que os valores do membro superior esquerdo. Há pequena diferença entre os valores obtidos nos testes.

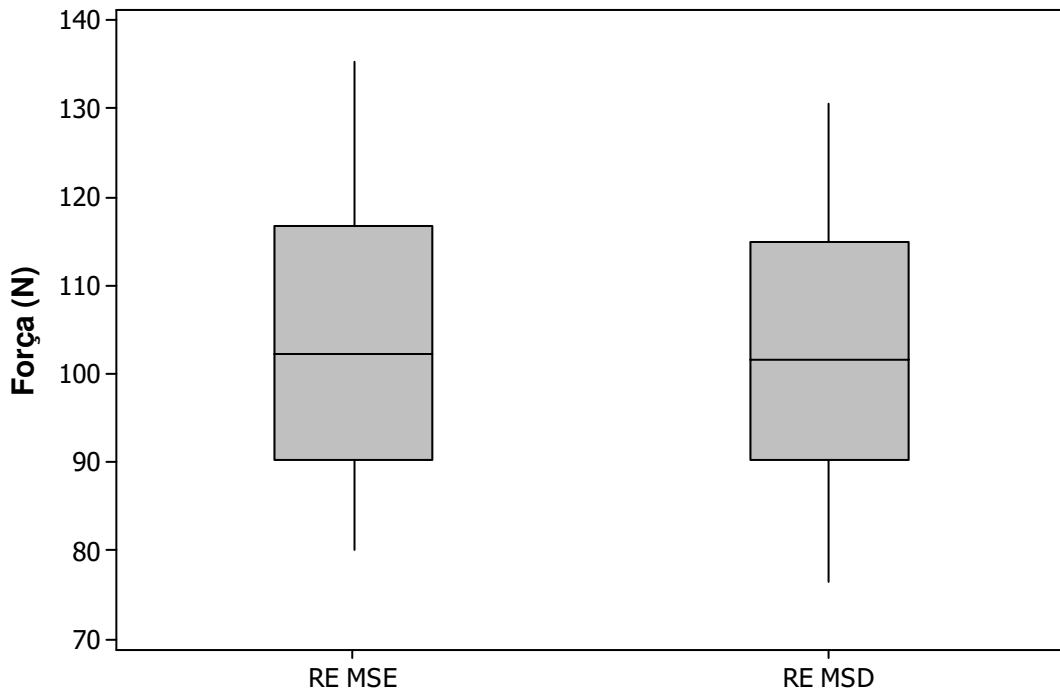


Figura 59 - Diagrama de caixas (boxplot) com os dados obtidos nos testes de Rotação Externa no membro superior esquerdo (RE MSE) e no membro superior direito (RE MSD).

Em relação aos dados apresentados anteriormente, observa-se que há diferença nos dados obtidos. Porém, é necessária a verificação através de testes estatísticos específicos.

Verificada a normalidade dos dados, a partir do teste de Anderson-Darling, o teste t de Student foi aplicado para comparar a força muscular entre o MSD e o MSE com os valores obtidos nos três testes aplicados. O teste t de Student é amplamente utilizado por pesquisadores (SIMÃO; MONTEIRO; ARAÚJO, 2001; FLEMING; MCGREGOR, 2005; BOHANNON, 1998) na investigação de diferenças na geração de força entre os membros dominantes e não-dominantes.

Os valores médios de força (N), os desvios padrões, os valores mínimos (N) e valores máximos (N) das variáveis: média das forças máximas de flexão no membro superior direito (F MSD), média das forças máximas da flexão no membro superior esquerdo (F MSE), média das forças máximas na Rotação Interna no membro superior

direito (RI MSD), média das forças máximas na Rotação Interna no membro superior esquerdo (RI MSE), média das forças máximas da Rotação Externa no membro superior direito (RE MSD), média das forças máximas na Rotação Externa no membro superior esquerdo (RE MSE) e os valores obtidos (*p*-Value) para as comparações das médias de força entre os testes de força para o MSD e o MSE através do teste *t* de Student (considerando $p < 0,05$) estão ilustrados na Tabela 6.

Tabela 3 - Resultados obtidos das variáveis comparando-se os testes de flexão (F), Rotação Interna (RI) e Rotação Externa (RE) entre membro superior direito (MSD) e membro superior esquerdo (MSE).

Variável	Média	dp	Mínimo	Máximo	<i>p</i> -Value
F MSD	260,15	49,76	167,25	352,80	0,379
F MSE	247,37	45,52	144,48	312,35	
RI MSD	164,84	27,02	127,74	236,16	0,723
RI MSE	161,88	28,03	124,56	239,12	
RE MSD	102,09	14,61	76,53	130,51	0,788
RE MSE	103,36	16,36	80,02	135,33	

Significância estatística = $p < 0,05$; dp = desvio padrão;

Pode-se notar que a média da força de flexão no MSD foi maior que a média da força de flexão no MSE. Porém, não houve significância estatística quando comparadas às médias do MSD com as médias do MSE ($p = 0,379$).

A média da força de Rotação Interna ou Medial no MSD também foi maior que a média da força de Rotação Interna ou Medial no MSE. Na comparação das médias notou-se semelhança estatística entre os valores ($p = 0,723$).

Já para o teste de Rotação Externa ou Lateral, a média da força de Rotação Lateral no MSD foi menor que a média da força de Rotação Lateral no MSE. Porém, ao comparar os valores, foi constatado que não houve diferença estatística entre as médias de força neste teste.

Com a observação do *p*-Value, pode-se concluir que não houve diferença estatística na comparação dos valores de força de todos os testes realizados no presente estudo. O *p*-Value sempre foi maior que 0,05.

Estudos comparativos envolvendo força muscular bem como considerações sobre a relação de dominância e não-dominância tem sido objeto de estudo de muitos pesquisadores McGarvey et al. (1984); MacKinnon (1998); Ertem et al. (2005); Fleming e McGregor, 2005).

Coincidentemente, todos os sujeitos do presente estudo relataram dominância direita, ou seja, eram destros e utilizavam preferencialmente o membro superior direito (MSD) nas atividades diárias. É importante ressaltar que esta relação de dominância e não-dominância ainda não está bem compreendida.

A população estudada, por conveniência, foi escolhida na tentativa de homogeneizar a amostra no que se refere aos dados antropométricos, idade, frequência e intensidade da atividade física, alimentação e períodos de repouso. Os valores de Força Máxima (N) obtidos nos 3 (três) testes de força e as médias aritméticas estão ilustradas nas tabelas do APÊNDICE A.

Os dados do presente estudo concordam com os resultados encontrados por Shklar e Dvir (1995) onde a força muscular do membro dominante nos testes de flexão e Rotação Medial foi maior que o lado não dominante. Porém, estatisticamente não houve diferença.

Bohannon (1997) procurou estabelecer valores de referência para força muscular nos membros superiores em uma população adulta com idade variando entre 20 a 79 anos, de ambos os sexos. Para mensurar a força muscular, este pesquisador utilizou um dinamômetro manual e obteve valores médios de força na flexão do cotovelo de 285 [N] para o lado dominante e 278.5 [N] para o não dominante. Estes valores de força são de uma população de homens com idade variando de 20 a 29 anos. No exame da Rotação Externa do ombro, o mesmo autor encontrou valores de 206,8 [N] para o membro dominante e 205 [N] para o não dominante. Ao examinar os dados do estudo de Bohannon (1997) não foram encontrados valores de força a respeito dos músculos rotadores internos.

No seu estudo, MacKinnon (1998), construiu um dispositivo para análise de força muscular isométrica no membro superior em diferentes posições, utilizando uma célula de carga (Load Cell Service, Pretoria, South Africa). Participaram do estudo 8 sujeitos (5 homens e 3 mulheres) com idade variando entre 20 a 43 anos. Informações

como atividade ocupacional e atividade física bem como o estado geral de saúde dos sujeitos não foram informadas. Os valores médios de força (N) encontrados por este autor variam de acordo com a posição do sujeito durante os testes. Por exemplo, na posição sentada, as médias para esforços no plano sagital (flexão) variavam entre 75 a 204 [N]. Quando os sujeitos foram testados na posição em pé, as médias variavam entre 99 a 241 [N]. No estudo citado, não houve diferença estatística entre as forças produzidas pela contração do membro dominante quando comparadas com as forças produzidas pelo membro não dominante.

Os valores de força para flexão mensurados no presente estudo se aproximam dos valores apresentados no estudo de MacKinnon (1998) para os esforços verticais, ou seja, sentido da flexão das articulações do membro superior. É importante notar que o autor citado anteriormente não faz menção à flexão desta ou daquela articulação e considera o movimento do membro superior como um todo.

No estudo de Poulis et al. (2003) foi observada semelhança estatística entre os punhos dominantes e os não-dominantes, a partir da análise do pico de torque fletor e extensor gerado nesta articulação.

Já no estudo de Fleming e McGregor (2005) constatou-se que a força muscular no membro dominante foi significativamente maior quando comparada com o membro não dominante. Estes autores comprovaram a diferença estatística entre o membro dominante e o não-dominante em jogadores profissionais de tênis.

Ertem et al. (2005) investigaram a relação de dominância, massa corpórea e idade como fatores determinantes no processo de avaliação funcional das mãos. Com relação à avaliação de força entre o membro dominante e o não-dominante, os autores constataram que o lado dominante gerou maior força do que o membro não-dominante.

Respeitando os estudos apresentados anteriormente, é possível afirmar que não existe consenso entre os pesquisadores acerca da relação de dominância e que novos estudos são essenciais para melhor compreensão dos fenômenos envolvidos na geração de força muscular.

5 CONCLUSÕES

O projeto e a construção do dispositivo foram etapas concluídas a contento, satisfazendo a expectativa do pesquisador. Em sua versão final e com a interface criada com o sistema de aquisição e condicionamento de sinais e um computador, o dispositivo construído e testado, possibilita inúmeras outras investigações para os pesquisadores do Departamento de Mecânica da FEG/UNESP. Dentre as diversas opções de futuros estudos, estão à análise do comportamento da força em relação ao tempo (aspecto temporal), fadiga do sistema musculoesquelético, relação de dominância e não-dominância, correlação da força com o sinal eletromiográfico, obtenção de valores normativos para diferentes populações, parâmetros de evolução clínica em desordens ortopédicas e neurológicas, entre outras.

Em relação ao procedimento experimental, conclui-se que o dispositivo foi eficiente para a medida da força muscular e, para a amostra estudada e metodologia utilizada na avaliação da força muscular, não houve diferença estatística na comparação da força gerada entre o membro superior direito e o membro superior esquerdo.

O dispositivo para avaliar a força muscular dos membros superiores é uma ferramenta que vem contribuir para o complexo estudo da força muscular e seus fatores intervenientes. Portanto, sua disponibilidade se faz necessária para atender aos interesses de outros pesquisadores que se dedicam a esta forma de análise biomecânica.

REFERÊNCIAS

AMADIO, A.C. **Fundamentos Biomecânicos para a Análise do Movimento Humano**. Universidade de São Paulo / USP. São Paulo: Estação Liberdade, 1996, 86p.

ANDRADE, M.S.; FLEURY, A.M.; DA SILVA, A.C. Força muscular isocinética de jogadores de futebol da seleção paraolímpica brasileira de portadores de paralisia cerebral. **Rev Bras Med Esporte**, São Paulo, v.11, n. 5, pp. 281-285, set/out, 2005.

ARANGO, H.G. Testes de Normalidade. In:____. **Bioestatística – Teórica e Computacional**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.p. 167-170.

BARR, A.E; BEAR-LEHMAN, J. Biomecânica do Punho e da Mão. In: Nordin, M; Frankel, VH. **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético**. 3ª Edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003, cap. 12, p. 279-280.

BECK, T.W. et al. Mechanomyographic amplitude and mean power frequency versus torque relationships during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v.14, p. 555–564, 2004.

BIZZINI, M.; MANNION, A.F. Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness. **Clinical Biomechanics** 18 459–461. (2003).

BOHANNON, R.W. Alternatives for measuring knee extension strength of the elderly at home. **Clin Rehabil**, v. 12, p. 434-440, 1998.

BOHANNON, R.W. Manual muscle testing: does it meet the standards of an adequate screening test? **Clin Rehabil**, v. 19, p. 662-667, 2005.

BOHANNON, R.W. Reference Values for Extremity Muscle Strength Obtained by Hand-Held dynamometry From Adults Aged 20 to 79 Years. **Arch Phys Med Rehabil**, Philadelphia, v. 78, p. 26-32 jan. 1997.

BROWN L.E, et al. Reliability of the Biodex system 2 isokinetic dynamometer concentric mode. **Isokinetics and Exercise Science**, Amsterdam, v. 3, n.3, p.160-63, 1993.

BROWN, L.E.; WEIR, J.P. ASEP procedures recommendations I: accurate assessment of muscle strength and power. **Journal of Exercise Physiologyonline**, v.4, p.1-21, 2001.

BROWN, M.; KOHRT, W.M.; DELITTO, A. Peak torque/body weight ratios in older adults: a reexamination. **Physiotherapy Canadian**, Toronto, v.43, p.7-11, 1991.

CALLAGHAN, M.J. et al. The reproducibility of multi-joint isokinetic and isometric assessments in a healthy and patient population. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.15, p. 678-683, 2000.

CARVALHO, J. et al. Efeito de um programa de treino em idosos: Comparação da avaliação isocinética e isotônica. **Rev. paul. Educ. Fís.**, São Paulo, v.17, n.1, p. 74-84, 2003.

DA MATTA, T.T. et al. Interpretação dos mecanismos de gradação da força muscular através da acelerometria. **Rev Bras Med Esporte**, São Paulo, v. 11, n. 5, p. 306-310, set/out.2005.

DANIELS, L.; WORTHINGHAM, C. **Muscle testing**: Techniques of manual examination. 5. ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1986, 14p.

DAVIES, G.J.; HEIDERSCHEIT, B.; BRINKS, K. Test interpretation. In: BROWN, L.E. **Isokinetics in human performance**. Champaign: Human Kinetics, 2000. p.3-24.

DE GROOT, J.H. et al. Isometric shoulder muscle activation patterns for 3-D planar forces: A methodology for musculo-skeletal model validation. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.19, n.8, p. 790–800, 2004.

DELLA VALLE, C.J. et al. Biomecânica do Ombro. In: NORDIN, M; FRANKEL, V.H. **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. , cap. 12, p. 279-280.

DOEBLIN, E.O. **Measurement Systems**. 4.ed. Kogakusha: McGraw-Hill, 1990, 5p.

DURWARD, B. R. et al. Aspectos da mensuração do movimento funcional. In:____. **Movimento funcional humano: mensuração e análise.** São Paulo, Manole, 2001. p. 1-12.

DVIR, Z. Isocinética dos Músculos do Ombro. In:____. **Isocinética – Avaliações Musculares, Interpretações e Aplicações Clínicas.** São Paulo: Manole, 2002. p.171-191.

ENOKA, R.M. Componentes do sistema articular elementar. In:____. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia.** São Paulo: Manole, 2000. p.119-142.

ERICSON, K et al. Unintentional forces developed during isometric test of the shoulder. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 17, p. 383–389, 2002.

ERTEM, K. et al. An investigation of hand dominance, average versus maximum grip strength, body mass index and ages as determinants for hand evaluation. **Isokinetics and Exercise Science**, Amsterdam, v. 13, pp. 223-227, 2005.

FARIA, U.C.; CARVALHO, A.A. Implementação de transdutores com extensômetros para monitorar forças exercidas pelos membros superiores e inferiores de pacientes. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, Rio de Janeiro, v.18, n.3, p.163-172, set./dez. 2002.

FESS, E.E.; MORAN, C. **Clinical Assessment Recommendations**, Indianapolis, American Society of Hand Therapists, 1981.

FLEMING, J.C.; MCGREGOR, A.H. Forearm muscle profiles in tennis players. **Isokinetics and Exercise Science**, Amsterdam, v. 13, p.147–151, 2005.

FORNALSKI, S; GUPTA, R; LEE, TQ. Anatomy and Biomechanics of the Elbow Joint. **Sports Medicine and Arthroscopy Review**, v. 11, n. 1, p. 1-9, 2003.

GARNER, B.A.; SHIM, J. Isometric shoulder girdle strength of healthy young adults. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 23, n. X, p.30–37, 2008.

GIESSER et al. **Locomotor training using body weight support on a treadmill improves mobility in persons**, v. 13, p. 224-231, jan.2007.

GORDON AM, HUXLEY AF, JULIAN FT. The variations in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers. **Journal of Physiology**, 1984: 170-192, 1966.

GUYTON, A.G; HALL, J.E. Contração do Músculo Esquelético. In:____. **Fisiologia Humana e Mecanismos das Doenças**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. p.53-63.

HALL, S.J. Biomecânica da Extremidade Superior. In:____. **Biomecânica Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. p.179-208.

HALL, S.J. Biomecânica do Músculo Esquelético Humano. In:____. **Biomecânica Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. p.141-166.

HAMILL, J; KNUTZEN, K.M. TÍTULO DO CAPÍTULO. In:____. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HILL, A.M.; PRAMANIK, S.; MCGREGOR, A.H. Isokinetic dynamometry in assessment of lateral and internal axial rotation strength of the shoulder: Comparison of two positions. **Isokinetics and Exercise Science**, Amsterdam, v. 13, p. 187–195, 2005.

HONG, S.L.; LEE, M.H.; NEWELL, K.M. Magnitude and structure of isometric force variability: Mechanical and Neurophysiological influences. **Motor Control**, v. 11, p. 119-135, 2007.

HSU, A.; TANG P.; JAN, M. Test-retest reability of isokinetic muscle strength of the lower extremities in patients with stroke and traumatic brain injury. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 83, p. 483-490, 2000.

HUGHES, R.E., JOHNSON, M.E., O'DRISCOLL, S.W., AN K.N. Age-Related Changes in Normal Isometric Shoulder Strength. **The American Journal of Sports Medicine**, Baltimore, v. 27, n. 5, p. 651-657, 1999.

HUXLEY, A.F. A Discussion on the Physical and Chemical Basis of Muscular Contraction. **Biological Sciences**, London v.160, n.981, p.434-437, oct.1964.

JARIC, S. Muscle Strength Testing - Use of Normalization for Body Size. **Sports Med**, Auckland, v.32, n.10, p. 615-631, 2002.

JUNQUEIRA, L.C; CARNEIRO, J. Tecido Muscular. In: ____. **Histologia Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999. p.159-178.

KASPRISIN, J.E., GRABINER M.D. Joint angle-dependence of elbow flexor activation levels during isometric and isokinetic maximum voluntary contractions. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.15, p. 743-749, 2000.

KAWAKAMI, Y.; FUKUNAGA, T. New insights into in vivo human skeletal muscle function. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 34, n. 1, p. 16-21, jan. 2006.

KEATING J.L; MATYAS T.A. The influence of subject and test design on dynamometric measurements of extremity muscles. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 76, p.866-89, 1996.

KENDALL, F.P., MCCREARY, EK, PROVANCE, PG. **Músculos, Provas e Funções**. 4. ed. São Paulo: Manole, 1995. 179p.

KIM, C.M.; ENG, J.J.; WHITTAKER, M.W. Level walking and ambulatory capacity in persons with incomplete spinal cord injury: relationship with muscle strength. **Spinal Cord**, Avenel, v. 42, p.156-162, 2004.

KOVALESKI, J.E.; HEITMAN, R.J. Testing and training the lower extremity. In: BROWN, L.E. **Isokinetics in human performance**. Champaign: Human Kinetics, 2000, p.171-95.

LANNERSTEN, K. et al. Isometric strength in flexors, abductors, and laterall rotators of the shoulder. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 8, n. 5, p. 235-242, set. 1993.

LEE, H.M. et al. Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.18. p. 843-847, 2003.

LI, R.C. et al. The Development, Validity, and Reliability of a Manual Muscle Testing device With Integrated Limb Position Sensors. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 87, p. 411-7, 2006.

LIPPERT, L.S. Cíngulo do Membro Superior. In:____. **Cinesiologia clínica e anatomia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008. p. 83-147.

MACKINNON, S.N. Isometric pull forces in the sagittal plane. **Applied Ergonomics**, London, v.29, n.5, pp. 319-324, 1998.

MADELEINE, P.; NIE, H; ARENDT-NIELSEN, L. Dynamic shoulder dynamometry: a way to develop delay onset muscle soreness in shoulder muscles. **Journal of Biomechanics**, New York, v.39, p. 184–188, 2006.

MARTIN, J.C. Muscle Power: The Interaction of Cycle Frequency and Shortening Velocity. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 35, n.2, p. 74-81, 2007.

MATHIASSEN, S.E, AHSBERG, E. Prediction of shoulder flexion endurance from personal factors. **Int J Ind Ergon**, v. 24, p.315-29, 1999.

MCGARVEY et al. Reliability of isometric strength testing – temporal factors and strength variations. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, n. 185, pp. 301-305, may. 1984.

MEMBERG, W.D. et al. A transducer to measure isometric elbow moments. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.16, p. 918 – 920, 2001.

MICROCAL^{MR} ORIGIN^{MR}. Version 6.0. Northampton: Microcal Software. 1CD-ROM, 1991-2000.

MORSE, J.L. et al. Maximal dynamic grip force and wrist torque: The effects of gender, exertion direction, angular velocity, and wrist angle. **Applied Ergonomics**, Guildford, v. 37, p.737–742, 2006.

MURPHY A.J, et al. Isometric assessment of muscular function: the effect of joint angle. **Journal of applied biomechanics**, Champaign, v.11, p. 205-15, 1995.

MURPHY, A.J.; SPINKS, W.L. The importance of movement specificity in isokinetic assessment. **Journal of human movement studies**, London, v. 38. p. 167-83, 2000.

NATIONAL ISOMETRIC MUSCLE STRENGTH (NIMS) Database Consortium. Muscular weakness assessment: use of normal isometric strength data. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 77, p.1251-5, 1996.

NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana**. Novartis Medical Education, 1999.

NORDIM, M.; FRANKEL, V.H. **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

OLIVEIRA, M.A.; LOSS, J.F.; PETERSEN, R.D.S. Controle de força e torque isométrico em crianças com DCD. **Rev. bras. Educ. Fís. Esp.**, São Paulo, v.19, n.2, p.89-103, abr./jun. 2005.

PAVAN, K. et al. Avaliação de Fatigabilidade em pacientes com Esclerose Múltipla através do Dinamômetro Manual. **Arq Neuropsiquiatr**, v. 64, n.2-A, p. 283-286, 2006.

PEOLSSON, A.; HEDLUND, R.; OBERG, B. Intra-and-Inter-tester reliability and reference values for hand strength. **J Rehab Med**, v. 33, p. 36–41, 2001.

PERRIN, D.H. Assessment of Human Muscle Performance. In:____. **Isokinetic Exercise and Assessment**. Champaign: Human Kinetics, 1993. p.2-9.

POULIS, S. et al. Force-velocity relationship of the wrist flexors and extensors: The influence of small and large handgrips. **Isokinetics and Exercise Science**, Amsterdam, v. 11, p. 101–108, 2003.

RABIN, S.I; POST, M. A comparative study of clinical muscle testing and Cybex evaluation after shoulder operations. **Clinical Orthopedics and Related Research**, Philadelphia, v. 258, p. 147-156, 1990.

REESE, N.B. Fundamentos dos Testes Manuais de Função Muscular. In:____. **Testes de Função Muscular e Sensorial**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. p. 2-7.

REUTERS, V.S. et al. Avaliação Clínica e da Função Muscular em Pacientes Com Hipotireoidismo Subclínico. **Arq Bras Endocrinol Metab**, São Paulo, v. 50, n. 3, p.523-531, jun. 2006.

SALLES, F.A., FILHO, A.Z. Avaliação isocinética de 18 pacientes do sexo masculino submetidos à correção cirúrgica da luxação acromioclavicular aguda com seguimento mínimo de dois anos. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 10, n. 2, p. 19-24, 2002.

SCHNEIDER, P.; MEYER, F. Avaliação antropométrica e da força muscular em nadadores pré-púberes e púberes. **Rev Bras Med Esporte**, São Paulo, v. 11, n. 4, jul/ago. 2005.

SCHNEIDER, P; BENETTI, B; MEYER, F. Força muscular de atletas de voleibol de 9 a 18 anos através da dinamometria computadorizada. **Rev Bras Med Esporte**, São Paulo, v. 10, n. 2, mar/abr. 2004.

SCHWARTS, S.; COHEN, M.E.; HERBISON, G.J. Relationship between two measures of upper extremity strength: Manual muscle test compared to hand myometry. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 37, p. 1036-1038, 1992.

SHKLAR, A.; DVIR, Z. Isokinetic strength relationships in shoulder muscles. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 10, n. 7, pp. 369-373. 1995.

SIMÃO, R.; MONTEIRO, W.D.; ARAÚJO, C.G.S. Potencia muscular máxima na flexão do cotovelo uni e bilateral. **Rev Bras Med Esporte**, São Paulo, v. 7, n.5, set/out. 2001.

SMITH, J. et al. Rhomboid muscle electromyography activity during 3 different manual muscle tests, **Arch Phys Med Rehabil**, v. 85, p. 987-92, jun., 2004.

STROMER, M.H. The cytoskeleton in skeletal, cardiac, and smooth muscle cells. **Histol Histopathol**, v. 13, n.1, p. 283-291, 1998.

TENNENT, T.C.; BEACH, W.R.; MEYERS, J.F. A review of the special tests associated with shoulder examination. **The American Journal of Sports Medicine**, v.31, n. 1, p. 154-160, 2003.

TRIOLA, MF. Introdução à Estatística. 9ª Edição. Rio de Janeiro: LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., 2005. 175p.

VAN WILGEN, C. P. et al. Muscle strength in patients with chronic pain. **Clinical Rehabilitation**, v. 17, p.885–889, 2003.

WEINSTEIN, S.L.; BUCKWALTER, J.A. **Ortopedia de Turek** – Princípios e sua aplicação. 5 ed. São Paulo: Manole, 2000. 7p.

WHITING, WC; ZERNICKE, R.F. Tecido Biológico: Classificação, Estrutura e Função. In:____. **Biomecânica da Lesão Musculoesquelética**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001. p. 15-39.

WILK, K. Isokinetic testing: setup and positioning. In: BIODEx system II manual: applications/operations. New York: Biodex Medical System, 1991.

WILKIN, L.D., HADDOCK, B.L. Isokinetic strength of collegiate baseball pitchers during a season. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Colorado Springs, v.20, n. 4, p. 829-832, 2006.

WINTER, D.A. Biomechanics as an Interdiscipline. In:____. **Biomechanics of human movement**, New York: John Wiley & Sons, 1979.p. 1-8.

APÊNDICE A – VALORES DE FORÇA (N) OBTIDOS NOS TESTES EXPERIMENTAIS

Tabela 4 – Valores obtidos nos três testes de força (N) durante a flexão das articulações do punho e do cotovelo no membro superior direito (F MSD).

Sujeitos	F MSD1	F MSD2	F MSD3	MÉDIA
S1	207,322	248,369	238,480	231,390
S2	297,852	268,554	273,113	279,840
S3	181,141	162,701	157,896	167,246
S4	368,877	353,457	336,072	352,802
S5	312,412	338,622	313,253	321,429
S6	300,862	284,442	276,078	287,127
S7	313,298	278,424	270,502	287,408
S8	228,507	272,892	232,149	244,516
S9	292,231	275,901	249,196	272,443
S10	219,073	197,763	180,812	199,216
S11	274,883	258,995	221,639	251,839
S12	212,370	174,611	143,933	176,971
S13	308,120	231,900	221,556	253,859
S14	175,884	234,714	233,059	214,552
S15	384,089	334,944	297,852	338,962
S16	331,099	214,770	206,577	250,816
S17	307,588	220,314	196,398	241,434
S18	333,022	174,487	150,093	219,201
S19	283,646	374,979	338,412	332,346
S20	293,382	339,708	260,766	297,952
S21	265,810	225,528	267,802	253,047
S22	296,347	232,314	218,039	248,900

Tabela 5 – Valores obtidos nos três testes de força (N) durante a flexão das articulações do punho e do cotovelo no membro superior esquerdo (F MSE).

Sujeitos	F MSE1	F MSE2	F MSE3	MÉDIA
S1	250,272	253,707	233,390	245,790
S2	247,955	176,212	193,050	205,739
S3	155,515	158,019	173,543	162,359
S4	264,505	247,417	258,552	256,825
S5	324,121	334,108	278,822	312,350
S6	263,509	228,797	201,985	231,430
S7	317,281	320,733	295,772	311,262
S8	256,852	272,493	203,681	244,342
S9	282,274	222,756	204,632	236,554
S10	234,631	253,624	196,191	228,149
S11	316,661	313,519	281,167	303,782
S12	225,197	165,863	174,118	188,393
S13	244,645	247,376	275,724	255,915
S14	257,182	238,231	262,801	252,738
S15	328,007	235,542	233,556	265,701
S16	256,024	148,943	247,831	217,599
S17	304,624	234,508	180,935	240,022
S18	328,424	251,928	193,792	258,048
S19	275,238	275,901	360,018	303,719
S20	316,263	260,013	313,386	296,554
S21	324,664	223,459	293,072	280,398
S22	179,292	127,856	126,310	144,486

Tabela 6 - Valores obtidos nos três testes de força (N) durante a Rotação Interna no membro superior direito (RI MSD).

Sujeitos	RI MSD1	RI MSD2	RI MSD3	MÉDIA
S1	138,685	132,369	135,512	135,522
S2	155,075	157,664	154,059	155,599
S3	138,162	135,173	142,012	138,449
S4	175,306	178,295	176,925	176,842
S5	176,303	185,934	169,370	177,202
S6	151,009	162,811	151,317	155,045
S7	167,585	155,878	149,930	157,798
S8	235,604	200,213	215,241	217,020
S9	171,695	154,736	144,416	156,949
S10	147,095	146,911	140,010	144,672
S11	194,153	190,168	174,434	186,252
S12	188,466	193,157	176,801	186,141
S13	199,840	180,869	172,567	184,425
S14	138,130	121,310	123,775	127,738
S15	195,523	156,086	135,173	162,261
S16	252,994	221,053	234,453	236,167
S17	175,099	159,241	177,092	170,477
S18	164,388	141,982	131,938	146,103
S19	137,977	119,091	128,118	128,396
S20	173,272	167,170	163,891	168,111
S21	143,553	133,726	149,560	142,280
S22	168,000	170,325	180,661	172,995

Tabela 7 – Valores obtidos nos três testes de força (N) durante a Rotação Interna no membro superior esquerdo (RI MSE).

Sujeitos	RI MSE1	RI MSE2	RI MSE3	MÉDIA
S1	165,677	169,614	177,692	170,995
S2	160,017	126,201	122,269	136,162
S3	119,285	124,442	129,964	124,564
S4	139,217	143,828	139,494	140,846
S5	239,016	239,838	238,523	239,126
S6	123,138	124,776	132,148	126,687
S7	135,758	139,702	125,686	133,715
S8	184,296	173,141	181,384	179,607
S9	173,592	147,287	149,228	156,702
S10	174,576	175,233	167,113	172,307
S11	165,923	169,942	141,613	159,160
S12	188,028	187,084	149,531	174,881
S13	183,557	169,532	154,295	169,128
S14	120,559	128,174	143,222	130,652
S15	139,945	149,380	163,011	150,779
S16	199,510	226,905	222,065	216,160
S17	181,466	191,800	172,116	181,794
S18	172,484	160,264	142,888	158,545
S19	172,484	152,839	148,106	157,810
S20	184,131	155,630	155,053	164,938
S21	136,669	153,658	126,991	139,106
S22	190,694	188,355	153,961	177,670

Tabela 8 – Valores obtidos nos três testes de força (N) durante a Rotação Externa no membro superior direito (RE MSD).

Sujeitos	RE MSD1	RE MSD2	RE MSD3	MÉDIA
S1	84,069	85,646	82,907	84,208
S2	125,444	119,800	107,908	117,717
S3	127,143	99,444	107,393	111,326
S4	124,017	102,235	102,144	109,465
S5	78,178	73,282	78,136	76,532
S6	105,815	92,989	74,983	91,262
S7	100,233	96,765	92,243	96,414
S8	130,388	138,580	122,561	130,510
S9	92,989	87,513	81,746	87,416
S10	114,764	93,944	100,718	103,142
S11	89,712	94,483	71,331	85,176
S12	105,906	96,558	85,189	95,884
S13	95,728	93,238	89,131	92,699
S14	89,131	81,953	80,293	83,793
S15	104,813	107,211	101,528	104,517
S16	125,534	111,458	114,704	117,232
S17	122,471	114,825	118,587	118,628
S18	104,813	105,997	77,679	96,163
S19	109,910	102,539	103,721	105,390
S20	121,196	130,691	121,560	124,482
S21	99,838	92,118	107,848	99,935
S22	121,196	111,791	109,485	114,157

Tabela 9 – Valores obtidos nos três testes de força (N) durante a Rotação Externa no membro superior esquerdo (RE MSE).

Sujeitos	RE MSE1	RE MSE2	RE MSE3	MÉDIA
S1	116,873	101,747	94,205	104,275
S2	87,635	81,198	82,841	83,891
S3	114,008	91,054	103,071	102,711
S4	94,731	90,567	97,854	94,384
S5	127,883	122,758	111,896	120,846
S6	85,557	95,982	93,200	91,580
S7	90,450	82,103	81,902	84,818
S8	123,436	111,236	111,606	115,426
S9	83,679	82,606	73,789	80,025
S10	126,393	132,339	130,028	129,587
S11	68,023	68,056	104,304	80,128
S12	97,894	101,932	102,425	100,750
S13	96,050	93,870	81,600	90,507
S14	98,204	88,272	82,204	89,560
S15	116,473	108,186	106,831	110,497
S16	91,725	107,570	118,352	105,882
S17	133,572	146,079	126,332	135,328
S18	125,654	121,341	116,535	121,177
S19	91,826	94,240	89,612	91,893
S20	128,858	123,929	120,385	124,391
S21	110,219	88,808	106,645	101,891
S22	123,159	115,733	104,243	114,378

APÊNDICE B – TERMINOLOGIA DESCRITIVA EM ANATOMIA

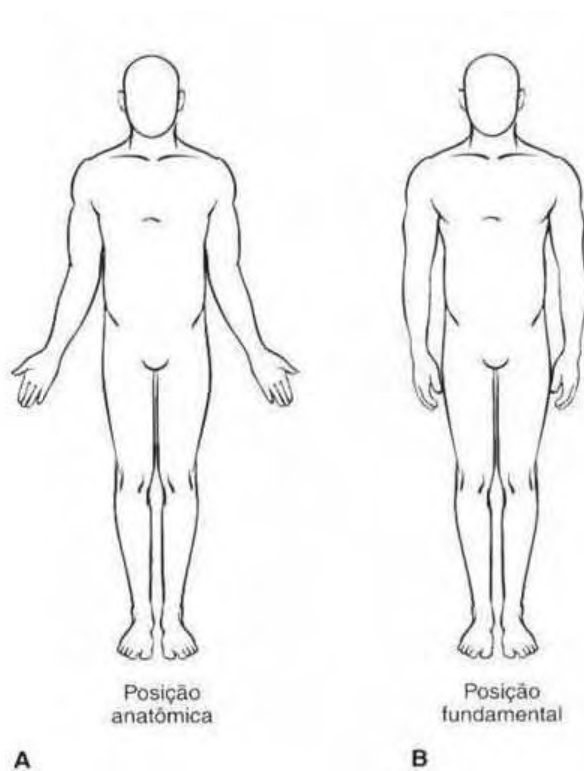


Figura 60 – Posições descritivas em Anatomia Humana: (A) posição anatômica de referência; (B) posição fundamental.

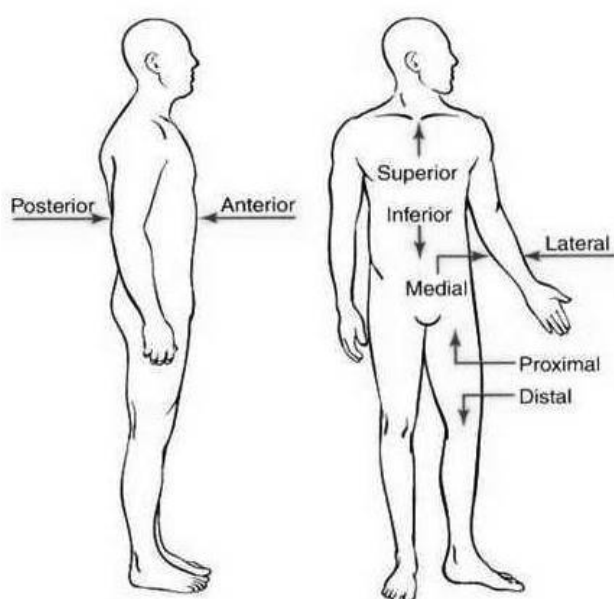


Figura 61: Terminologia usada para descrever a localização de uma estrutura do corpo humano e sua posição em relação às outras estruturas do corpo.

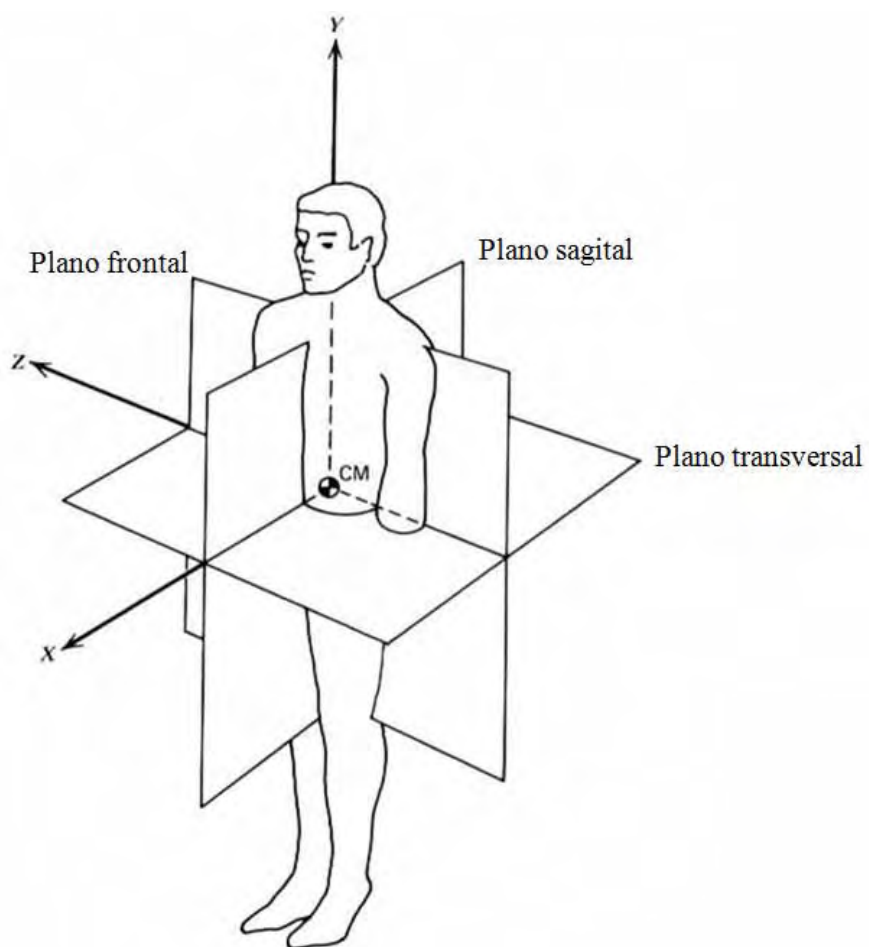


Figura 62: Planos do corpo humano: (A) plano sagital, (B) plano frontal e (C) plano transversal. CM indica a localização do centro de massa.

APÊNDICE C - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



Itajubá, 04 de Julho de 2008.

De: Profª. Luiza Cristina Mauad Ferreira
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa

Para: Prof. Paulo José Oliveira Cortez

Prezado Sr.

Tem a presente a finalidade de encaminhar-lhe o parecer desse Comitê, sobre o projeto de Pesquisa nº-045 intitulado **Dispositivo para medir a força muscular dos membros superiores** sob orientação do professor Doutor José Elias Tomazini, da Universidade Estadual Paulista – Campus de Guaratinguetá.

PARECER: APROVADO

Fica o pesquisador, nessa comunicação, ciente da necessidade de entrega a esse comitê de relatórios trimestrais de andamento da pesquisa até sua conclusão.

Atenciosamente,

Profª. MSc. Luiza Cristina Mauad Ferreira
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa

ANEXO A

TERMO DE CONSENTIMENTO DE PARTICIPAÇÃO DE UM ESTUDO:

Dispositivo para medir a força muscular do membro superior.

Pesquisadores: Paulo José Oliveira Cortez / José Elias Tomazini.

CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA

A presente pesquisa tem por objetivo validação de um dispositivo capaz de mensurar de forma quantitativa a capacidade de gerar esforços dos músculos do membro superior. Você será esclarecido sobre a pesquisa em qualquer aspecto que desejar. Sua participação não é obrigatória e a qualquer momento, você poderá desistir de participar e retirar seu consentimento, sem que isso acarrete qualquer penalidade.

Os procedimentos da pesquisa envolvem uma avaliação onde será realizada uma obtenção de dados de medidas, teste de força muscular realizada no Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá. Serão realizadas 3 (três) contrações voluntárias máximas (CVM) com intervalo de 30 segundos entre cada CVM.

É importante que você saiba que os pesquisadores irão tratar a sua identidade com padrões profissionais de sigilo. Os resultados do exame físico, do tratamento e da pesquisa permanecerão confidenciais e serão enviados para você, se assim o desejar. Você não será identificado em nenhuma publicação que possa resultar deste estudo.

Uma copia deste consentimento será arquivada na diretoria de Pós – Graduação, Pesquisa e Extensão FEG/UNESP e uma segunda cópia será fornecida a você.

A participação no estudo não acarretará custos e não haverá nenhuma forma de compensação financeira adicional.

Caso tenha algum tipo de dúvida, você deve entrar em contato com os pesquisadores responsáveis, pelos telefones: (35) 3624-1161 ou (35) 9137-7474.

ANEXO B

Os dados coletados serão utilizados na dissertação de mestrado do pesquisador Paulo José Oliveira Cortez, pertencente a UNESP – Campus Guaratinguetá.

Paulo José Oliveira Cortez
(pesquisador responsável)

José Elias Tomazini
(Orientador)

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Pelo presente instrumento, que atende às exigências legais, o (a) senhor (a) _____, RG: _____,

CPF: _____, idade: _____ sujeito de pesquisa, após a leitura da CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA (ANEXO A), ciente dos procedimentos aos quais será submetido, não restando quaisquer dúvidas a respeito do lido e explicado, firma seu CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO de concordância voluntária em participar da pesquisa proposta.

Fica claro que o sujeito de pesquisa ou seu representante legal pode, a qualquer momento, retirar seu CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO e deixar de participar do estudo, alvo da pesquisa e fica ciente de que todos os dados coletados tornam-se informações para pesquisa, podendo esses dados ser fonte de divulgação científica.

Esse termo foi impresso e assinado em 2 (duas) vias, ficando uma via com o sujeito da pesquisa e outra com o pesquisador.

Guaratinguetá, _____ de _____ de 2008.

Assinatura do sujeito de pesquisa