

**unesp**  **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**  
**“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”**  
**CAMPUS DE GUARATINGUETÁ**

**PAULO JOSÉ OLIVEIRA CORTEZ**

**ATIVIDADE ELÉTRICA MUSCULAR E MEDIDA DA FORÇA  
EXTERNA NOS MEMBROS SUPERIORES DE INDIVÍDUOS  
SAUDÁVEIS**

**Guaratinguetá**  
**2013**

**UNESP**

**Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá**

**Guaratinguetá  
2013**

CORTEZ, PAULO JOSÉ OLIVEIRA

TD  
2013

PAULO JOSÉ OLIVEIRA CORTEZ

**ATIVIDADE ELÉTRICA MUSCULAR E MEDIDA DA FORÇA  
EXTERNA NOS MEMBROS SUPERIORES DE INDIVÍDUOS  
SAUDÁVEIS**

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

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini

Guaratinguetá  
2013

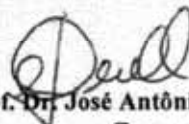
C828a	<p>Cortez, Paulo José Oliveira</p> <p>Atividade elétrica muscular e medida da força externa nos membros superiores de indivíduos saudáveis / Paulo José Oliveira Cortez - Guaratinguetá : [s.n.], 2013.</p> <p>101 f. : il.</p> <p>Bibliografia: f. 84-95</p> <p>Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2013.</p> <p>Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini</p> <p>1. Biomecânica 2. Eletromiografia I. Título</p> <p>CDU 612.766(043)</p>
-------	---

*PAULO JOSÉ OLIVEIRA CORTEZ*

ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
"DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA"

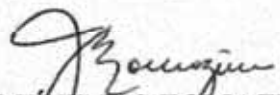
PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA  
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO



Prof. Dr. José Antônio Perrella Balestieri  
Coordenador

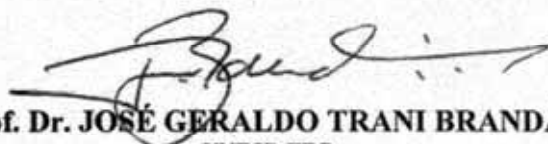
**BANCA EXAMINADORA:**



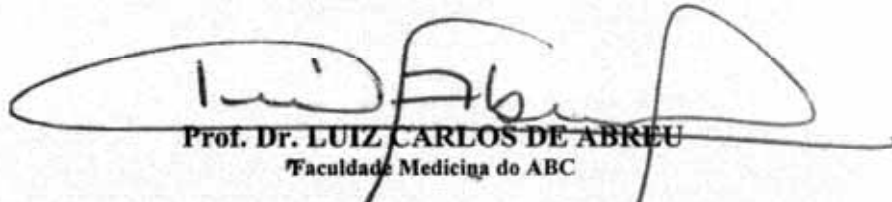
Prof. Dr. JOSÉ ELÍAS TOMAZINI  
Orientador / UNESP-FEG



Prof. Dr. MARCELO SAMPAIO MARTINS  
UNESP-FEG



Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO  
UNESP-FEG



Prof. Dr. LUIZ CARLOS DE ABREU  
Faculdade Medicina do ABC



Prof. Dr. RUBENS CORREA ARAÚJO  
UNITAU/Departamento de Fisioterapia

## **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 Traumatologia-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.
2008/2013	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível Doutorado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.

Dedico este trabalho aos meus pais Mozart Vieira Cortez  
e Maria Aparecida de Oliveira Cortez, aos familiares  
mais próximos, pelo amor e apoio incondicional  
e aos amigos, por toda consideração.

Muito Obrigado!



## **AGRADECIMENTOS**

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

*Ao meu orientador, Prof. Dr. José Elias Tomazini, que sempre foi e continua sendo um exemplo de conduta, dedicação e compromisso com a educação, formando mestres e doutores, engajados no desenvolvimento, aprimoramento do conhecimento e na disseminação de conteúdos úteis para o bem comum.*

*Aos Professores Doutores do Departamento de Mecânica da FEG: João Alberto de Oliveira (in memoriam), José Geraldo Trani Brandão, Luiz Fernando Costa Nascimento, Mauro Hugo Mathias e Mauro Pedro Peres.*

*Aos docentes do Departamento de Materiais da FEG: Profa. Dra. Ana Paula Rosifini Alves Claro e Prof. Dr. Marcelo dos Santos Pereira.*

*Aos Professores Doutores Marcelo Sampaio Martins e Luiz Carlos de Abreu, pela participação no exame de qualificação.*

*Aos demais professores, técnicos do laboratório e funcionários do DME-FEG, em especial ao técnico Urbano Gonçalves de Oliveira, pela colaboração fundamental na confecção deste trabalho.*

*A todos os colaboradores (as) da FEG/UNESP, especialmente às funcionárias da Biblioteca, da seção de Pós-graduação, seção técnica e de transportes.*

*A empresa EMG System do Brasil, especialmente aos Srs. José Romero Neto e Tiago de Carvalho Ferreira Villalta pelo auxílio técnico.*

*Ao Prof. Me. Sidney Benedito Silva, Prof. Dr. Ivo Marcelo Chiaradia e ao Prof. Me. Fábio Luis Figueiredo, pelo apoio.*

*À Força Aérea Brasileira, Escola de Especialistas de Aeronáutica (EEAR), sob o comando do Exmo. Sr. Brig Ar Jeferson Domingues de Freitas.*

Este trabalho contou com o apoio da seguinte entidade:

- CAPES – através do PROGRAMA INSTITUCIONAL DE CAPACITACAO DE DOCENTES – PICD.

“Ninguém ignora tudo. Ninguém sabe tudo. Todos nós sabemos alguma coisa. Todos nós ignoramos alguma coisa. Por isso aprendemos sempre”.

Paulo Freire

CORTEZ, P.J.O. Atividade elétrica muscular e medida da força externa nos membros superiores de indivíduos saudáveis. 2013. 101f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2013.

## RESUMO

O objetivo do estudo foi analisar a atividade elétrica muscular e a força isométrica nos membros superiores, a partir de um dispositivo de baixo custo. Para testar o dispositivo foram realizados testes em dois músculos rotadores do ombro: infraespinhoso e peitoral maior, comparando a força produzida pelo membro dominante e não-dominante e correlacionando a força isométrica com o sinal eletromiográfico. Participaram do estudo 20 (vinte) sujeitos do sexo masculino, saudáveis, com idade entre 18 e 21 anos, massa corpórea entre 55 e 90 kg ( $69,75 \pm 10,46$  kg) e com estatura entre 1,65 e 1,93 m ( $1,75 \pm 0,05$  m). Foram aplicados testes de esforço musculoesqueléticos em diferentes posições. Para comparar as médias das variáveis analisadas foi utilizada a análise de variância simples (One-Way ANOVA) e o teste de Kruskal-Wallis. O teste *t* de Student com significância estatística  $\alpha = 5\%$  ( $p < 0,05$ ) e com  $\alpha = 1\%$  ( $p < 0,01$ ) foi aplicado para comparar os valores de força média entre o membro superior direito e o membro superior esquerdo. Para verificar a correlação entre a EMG-Força, aplicou-se o teste de correlação de Pearson. O membro dominante gerou mais força que o não-dominante. Os valores normalizados de RMS e de Força apresentaram correlação significativa com 95% de confiança apenas no teste de rotação externa no membro superior esquerdo na posição de rotação externa. Na correlação entre os valores de RMS normalizados - Força Média, houve correlação significativa nos testes de rotação interna e externa no membro superior esquerdo, na posição de rotação externa. O sistema de aquisição se mostrou eficiente e novos estudos devem ser realizados, envolvendo a relação EMG-Força.

**PALAVRAS-CHAVE:** Biomecânica, Eletromiografia, Dinamômetro de Força Muscular.

CORTEZ, P.J.O. Muscle electrical activity and measure the upper limbs external strength in healthy subjects. 2013. 101f. Thesis (Doctorate in Mechanical Engineering) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2013.

### **ABSTRACT**

The aim of this study was to evaluate the muscle electrical activity and isometric strength in the upper limbs from a low-cost device. Tests were performed on two of the shoulder rotator muscles: infraspinatus and pectoralis major, comparing the strength produced by the dominant and non-dominant and isometric strength correlated with electromyographic signal. The study included twenty (20) male subjects, healthy and aged between 18 and 21 years, body mass index between 55 and 90 kg ( $69.75 \pm 10.46$  kg) and height between 1.65 and 1.93 m ( $1.75 \pm 0.05$  m). We applied musculoskeletal stress tests in different positions. To compare the means of the variables we used the simple analysis of variance (One-Way ANOVA) and the Kruskal-Wallis test. The Student's t- test with statistical significance  $\alpha = 5\%$  ( $p < 0.05$ ) and  $\alpha = 1\%$  ( $p < 0.01$ ) was used to compare the values of mean force between the right upper limb and left upper limb to verify the correlation between the EMG-Force, we applied the Pearson correlation Test. The dominant member generated more force than the non-dominant. The normalized values of RMS and Power were significantly correlated with 95% confidence test only in external rotation in the left arm in external rotation position. In the correlation between RMS values normalized – mean strength significant correlation tests of internal and external rotation in the left arm in external rotation position. The acquisition system is efficient and further studies should be conducted involving the relationship EMG-Strength.

**KEYWORDS:** Biomechanics, Electromyography, Muscle Strength Dynamometer.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1	- Vista posterior dos músculos do ombro (NETTER, 1999).....	33
Figura 2	- Localização dos eletrodos nos músculos infraespinhoso, supraespinhoso, trapézio e deltóide (PELTONEN et al., 2012).....	34
Figura 3	- Posicionamento dos eletrodos de superfície: A: peitoral maior e B: Deltóide e Infraespinhoso (BITTER et al., 2007).....	35
Figura 4	- Vista do músculo peitoral maior (NETTER, 1999).....	36
Figura 5	- Posição de teste de força e de atividade elétrica muscular durante os esforços com o ombro (BROOKHAM, WONG, DICKERSON, 2010).....	37
Figura 6	- Sistema de aquisição: (A) computador, (B) sistema de aquisição e condicionamento de sinais modelo SPIDER 8 e (C) estação de medição de força (CORTEZ, 2008).....	39
Figura 7	- Esquema do Dinamômetro Biomédico com as variações de posição para os testes de esforço musculoesquelético: PN – Posição Neutra; PRI – Posição de Rotação Interna e PRE – Posição de Rotação Externa.....	40
Figura 8	- Bancada com o eletromiógrafo, bateria, sachês de álcool isopropílico e os eletrodos.....	41
Figura 9	- Representação gráfica gerada pelo software – EMG Lab v.1.2.....	42
Figura 10	- Posicionamento dos eletrodos fixados no músculo peitoral maior.....	44
Figura 11	- Posicionamento dos eletrodos no músculo infraespinhoso e o eletrodo de referência fixado no processo espinhoso da sétima vértebra cervical.....	45
Figura 12	- Vista esquemática superior do Dinamômetro Biomédico com variação angular.....	47
Figura 13	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Interna em Posição Neutra no Membro Superior Direito.....	59
Figura 14	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Externa em Posição Neutra no Membro Superior Direito.....	60
Figura 15	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Interna em Posição Neutra no Membro Superior	

	Esquerdo.....	60
Figura 16	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Externa em Posição Neutra no Membro Superior Esquerdo.....	61
Figura 17	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Interna em Posição de Rotação Interna no Membro Superior Direito.....	62
Figura 18	- Teste de Correlação entre os valores Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Externa em Posição de Rotação Interna no Membro Superior Direito.....	62
Figura 19	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Interna em Posição de Rotação Interna no Membro Superior Esquerdo.....	63
Figura 20	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Externa em Posição de Rotação Interna no Membro Superior Esquerdo.....	64
Figura 21	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Interna em Posição de Rotação Externa no Membro Superior Direito.....	64
Figura 22	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Externa em Posição de Rotação Externa no Membro Superior Direito.....	65
Figura 23	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Interna em Posição de Rotação Externa no Membro Superior Esquerdo.....	65
Figura 24	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Externa em Posição de Rotação Externa no Membro Superior Esquerdo.....	66
Figura 25	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Interna em Posição Neutra no Membro Superior Direito.....	67
Figura 26	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Externa em Posição Neutra no Membro Superior	

	Direito.....	67
Figura 27	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Interna em Posição Neutra no Membro Superior Esquerdo.....	68
Figura 28	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Externa em Posição Neutra no Membro Superior Esquerdo.....	69
Figura 29	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Interna em Posição de Rotação Interna no Membro Superior Direito.....	69
Figura 30	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Externa em Posição de Rotação Interna no Membro Superior Direito.....	70
Figura 31	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Interna em Posição de Rotação Interna no Membro Superior Esquerdo.....	71
Figura 32	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Externa em Posição de Rotação Interna no Membro Superior Esquerdo.....	71
Figura 33	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Interna em Posição de Rotação Externa no Membro Superior Direito.....	72
Figura 34	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Externa em Posição de Rotação Externa no Membro Superior Direito.....	72
Figura 35	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Interna em Posição de Rotação Externa no Membro Superior Esquerdo.....	73
Figura 36	- Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Externa em Posição de Rotação Externa no Membro Superior Esquerdo.....	73



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Análise descritiva a partir dos valores médios de força (N), obtidos nos testes da função muscular no membro superior direito (MSD) em indivíduos saudáveis.....	51
Tabela 2	- Análise descritiva a partir dos valores médios de força (N) obtidos nos testes da função muscular no membro superior esquerdo em indivíduos saudáveis.....	52
Tabela 3	- Valores de força (N) obtidos nos testes comparativos entre: PRI RE MSD x PN RE MSD x PRE RE MSD.....	53
Tabela 4	- Valores de Força (N) obtidos nos testes comparativos entre: PRI RI MSD x PN RI MSD x PRE RI MSD.....	54
Tabela 5	- Valores de força (N) obtidos nos testes comparativos entre: PRI RI MSE x PN RI MSE x PRE RI MSE.....	55
Tabela 6	- Valores de Força (N) obtidos nos testes comparativos entre: PRI RE MSE x PN RE MSE x PRE RE MSE.....	56
Tabela 7	- Valores de força (N) obtidos na comparação entre os testes de rotação interna (RI) e rotação externa (RE) entre membro superior direito (MSD) e membro superior esquerdo (MSE) de indivíduos saudáveis.....	57
Tabela 8	- Valores de força (N) obtidos na comparação entre os testes de Rotação Interna (RI) e Rotação Externa (RE) na posição neutra (PN), posição de rotação interna (PRI) e em posição de rotação externa (PRE).....	58

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	-	Amplitude de Movimento
ASEP	-	Sociedade Americana de Fisiologia do Exercício
BINFA	-	Batalhão de Infantaria da Aeronáutica
CEP	-	Comitê de Ética em Pesquisa
CH1	-	Canal 1
CH3	-	Canal 3
CH5	-	Canal 5
CIVM	-	Contração Isométrica Voluntária Máxima
CNS	-	Conselho Nacional de Saúde
DB	-	Dinamômetro Biomédico
DME	-	Dispositivo de Medição de Esforços
EEAR	-	Escola de Especialistas de Aeronáutica
EMF	-	Estação de Medição de Força
EMG	-	Eletromiografia
FEG	-	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
FM	-	Função Musculoesquelética
FRS	-	Força de Reação do Solo
IC	-	Intervalo entre cada contração muscular
MD	-	Membro dominante
MMG	-	Mecanomiografia
MS	-	Ministério da Saúde
MSD	-	Membro superior direito
MSE	-	Membro superior esquerdo
NC	-	Número de contrações musculares
ND	-	Não-dominante
NS	-	Não significativa
PN	-	Posição Neutra
PRE	-	Posição de Rotação Externa
PRI	-	Posição de Rotação Interna
RE	-	Rotação Externa
RE MSD	-	Rotação Externa no membro superior direito
RE MSE	-	Rotação Externa no membro superior esquerdo
RI	-	Rotação Interna
RI MSD	-	Rotação Interna no membro superior direito
RI MSE	-	Rotação Interna no membro superior esquerdo
RM	-	Repetição máxima
RMS	-	Root Mean Square
SENIAM	-	Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles
UNESP	-	Universidade Estadual Paulista

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	18
1.1	Justificativa.....	20
1.2	Objetivos.....	21
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	22
2.1	Sistema musculoesquelético .....	22
2.2	Avaliação da função musculoesquelética.....	24
2.3	Instrumentação na avaliação musculoesquelética.....	26
2.3.1	Dinamometria.....	27
2.3.2	Eletromiografia.....	29
2.3.3	Mecanomiografia.....	31
2.4	Segmento anatômico estudado.....	32
3	MÉTODO.....	38
3.1	Procedimentos experimentais.....	38
3.1.1	Aspectos éticos e legais.....	38
3.1.2	Sujeitos da pesquisa .....	38
3.1.3	Protocolo da coleta de dados.....	38
3.2	Instrumentação.....	39
3.2.1	Modificações no dinamômetro biomédico .....	40
3.2.2	Calibração do dinamômetro biomédico.....	43
3.3	Testes da função muscular.....	43
3.3.1	Testes em Posição Neutra (PN).....	46
3.3.2	Testes em Posição de Rotação Interna (PRI).....	47
3.3.3	Testes em Posição de Rotação Externa (PRE).....	47
3.4	Métodos para análise dos dados.....	48
4	RESULTADOS .....	50
4.1	Análise descritiva.....	51
4.2	Resultados da comparação entre as diferentes posições de teste musculoesquelético.....	53
4.3	Resultados da comparação entre o membro dominante e o não-dominante.....	57
4.4	Resultados da comparação entre a rotação interna e rotação externa.....	58
4.5	Resultados da correlação entre Razão RMS - Razão Força.....	59
4.6	Resultados da correlação entre Razão RMS - Força Média.....	66
5	DISCUSSÃO.....	68
5.1	Sistema de aquisição.....	68
5.2	Comparação entre as diferentes posições de teste musculoesquelético.....	69
5.3	Comparação entre membro dominante e não-dominante.....	71
5.4	Correlação entre Razão RMS – Razão Força.....	73
5.4.1	Correlação entre Razão RMS – Razão Força em Posição Neutra.....	79
5.4.2	Correlação entre Razão RMS – Razão Força em Posição de Rotação Interna.....	79
5.4.3	Correlação entre Razão RMS – Razão Força em Posição de Rotação Externa.....	80
5.5	Correlação entre Razão RMS – Razão Força Média.....	80
5.5.1	Correlação entre Razão RMS - Força Média em Posição Neutra.....	80
5.5.2	Correlação entre Razão RMS – Força Média em Posição de Rotação Interna.....	80

5.5.3	Correlação entre a Razão RMS – Força Média em Posição de Rotação Externa.....	81
6	CONCLUSÃO .....	83
	REFERÊNCIAS .....	84
	APÊNDICE A - CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA.....	96
	APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO..	97
	ANEXO A - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	99
	ANEXO B - RELATÓRIO DE CALIBRAÇÃO DO DISPOSITIVO.....	100
	ANEXO C - TABELA DE CORRELAÇÃO.....	101

## 1 INTRODUÇÃO

Diversos métodos de aquisição vêm sendo utilizados para registrar e processar dados oriundos dos sistemas biológicos. Os equipamentos variam desde dispositivos sofisticados de alto custo, disponíveis no mercado, até sistemas de aquisição mais simples, fabricados em departamentos acadêmicos de engenharia, pelo mundo todo.

Atualmente, percebe-se um grande impulso para a pesquisa científica multiprofissional e interdisciplinar destinada a colaborar com as áreas de ciências da saúde como a Medicina, Fisioterapia, Odontologia, Educação Física, dentre outras. Engenheiros Mecânicos, Elétricos, de Materiais, bem como profissionais das áreas de Automação e Controle, Matemática e Física têm como objetivo relacionar os conceitos fundamentais das ciências exatas com os da saúde, para analisar, interpretar e aperfeiçoar, desde o movimento humano, os materiais utilizados em próteses até a síntese de órgãos artificiais (ATESHIAN; MORTON, 2009; BRONZINO, 2000).

Para obter sucessos acadêmico-profissionais e promover retornos à sociedade é extremamente importante que os profissionais entendam e respeitem o caráter multiprofissional desta ciência que integra a área de exatas com a área da saúde. Ainda não existe consenso sobre a nomenclatura dessa ciência integrada, colaborativa e diversificada; encontram-se termos como Engenharia Biomédica, Bioengenharia, Engenharia Biomecânica, Biomecânica, Biodinâmica, etc. Mas é notória a evolução de profissionais e de equipamentos para prevenir, promover e melhorar a saúde por meio dos sistemas de produção, mensuração e controle (BRONZINO, 2005; WINTER, 2009).

A Biomecânica é uma ciência que cresce e se fortalece com bases sólidas, ganhando respeito e notoriedade pelo trabalho sério e integrado de diferentes profissionais (BRONZINO, 2000; WINTER, 2009). Com escopo de analisar e investigar o movimento humano bem como as condições de equilíbrio do corpo humano, a Biomecânica utiliza vários métodos de investigação, dentre eles: cinemetria, dinamometria, antropometria e da eletromiografia (EMG) (AMADIO et al., 1999). Acresce que se pode considerar também a modelagem matemática (DUGAILLY, 2011; KLODOWSKI, 2011; TOMAZINI; MARTINS; CORTEZ,

2012), e a termografia como novos métodos de investigação na área médica (JIANG; ZHAN; LOEW, 2011). Para Kamen (2004), os princípios biomecânicos podem ser aplicados em análises cinemáticas (duas e três dimensões), estudos antropométricos, modelamento muscular, eletromiografia e a dinamometria.

Apesar do avanço dos métodos de investigação e métodos utilizados no estudo do sinal elétrico produzido pela excitação musculoesquelética e sua possível correlação direta com os esforços produzidos, existe a dificuldade em analisar a força interna produzida por cada músculo e a definição de parâmetros, dados quantitativos e normativos correlacionando esta atividade elétrica muscular com a produção de força. A obtenção do sinal biológico interno através da introdução de sensores/transdutores dentro do corpo humano não é tarefa fácil e barreiras éticas impedem e/ou dificultam a realização de estudos *in vivo* (HOFFREN et al., 2011; KALLIO et al., 2012).

Há décadas, os pesquisadores vêm estudando a atividade elétrica muscular via EMG de superfície e a força através de dinamômetros. Nesse sentido, fica claro que a observação do fenômeno estudado corresponde a medidas indiretas e externas afetadas por uma série de variáveis que influenciam os resultados obtidos. O estudo biomecânico com a integração dos métodos de EMG e Dinamometria pode ser denominado Mecanomiografia (MMG) (HU; TONG; LI, 2007; XIE; GUO; ZHENG, 2010; JIANG; ZHAN; LOEW, 2011).

Com a intenção de validar a eletromiografia (EMG) e a dinamometria aplicadas no entendimento da função musculoesquelética, muitos estudos vêm sendo desenvolvidos. Na relação entre EMG/Dinamometria tenta-se estabelecer valores e/ou índices de correlação. É de consenso que, quanto maior a atividade elétrica muscular, maior é a força produzida pelo sistema musculoesquelético. Mas neste caso, a EMG e a Dinamometria são indicadores da função muscular e não esclarecem ou determinam resultados apreciáveis. Atualmente a integração dos métodos de investigação em Biomecânica é necessária para o melhor entendimento da estrutura e da função do sistema locomotor (KAWAMOTO; YAMAZAKI, 2012).

Apesar da contribuição na busca de quantificar variáveis biológicas, os métodos de investigação em Biomecânica necessitam de validação e, nesse sentido, é essencial

a realização de pesquisas com forte controle do método na busca de resultados reprodutíveis.

### **1.1 Justificativa**

Inúmeras são as possibilidades de análise, a partir da Eletromiografia (EMG) e da Dinamometria, mas no presente trabalho será destacada a instrumentação de baixo custo em Biomecânica e para verificar o funcionamento desse equipamento foram realizados estudos envolvendo temas não consagrados. A tese justifica-se pela nova tecnologia empregada na análise do sistema musculoesquelético e nos dados obtidos principalmente da relação Eletromiografia – Força Isométrica. Com a intenção de verificar a eficiência e a adaptabilidade do instrumento, os estudos trataram da comparação da força externa aplicada contra um dinamômetro, da investigação de dominância entre um segmento anatômico e outro e, ainda, um estudo correlacionando os dados obtidos a partir desses métodos de investigação. Nesta última consideração, busca-se a correlação entre a atividade elétrica muscular e a força externa produzida (Relação EMG/Força). Optou-se por estudar o membro superior de indivíduos saudáveis seguindo o contexto dos estudos de Cortez (2008); Cortez e Tomazini (2009) e Cortez et al. (2011). Sabe-se que os esforços horizontais (rotação interna e rotação externa) envolvidos na mecânica da articulação do ombro, tanto na movimentação quanto na estabilização, são elementos críticos nos processos de reabilitação, no acompanhamento de evolução clínica, em perícias médicas, na análise de desempenho em esportistas bem como na avaliação de diversas patologias.

## 1.2 Objetivos

### a) Objetivo Geral:

Analisar a força isométrica e a atividade elétrica muscular nos membros superiores a partir de um dispositivo de baixo custo.

### b) Objetivos Específicos:

- Comparar a força média em diferentes posições de teste.
- Comparar a força média entre o membro dominante e não-dominante.
- Correlacionar a força isométrica com o sinal eletromiográfico.



## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

### **2.1 Sistema Musculoesquelético**

O sistema musculoesquelético compreende ossos, cartilagem, ligamentos e articulações do corpo. Trata-se de um sistema maleável que poder ser modificado por meio das solicitações mecânicas recebidas. É importante entender como o sistema musculoesquelético responde para que possam ser instituídos programas que promovam a saúde do sistema musculoesquelético e previnam a ocorrência de lesões (HAMMIL; KNUTZEN, 2012).

Os ossos formam o arcabouço do corpo ao sustentar os tecidos moles e ao fornecer pontos de inserção para os músculos esqueléticos. Este arcabouço que integra os músculos constitui um mecanismo essencial para a produção do movimento humano – quando os músculos se contraem, eles exercem esforços sobre os ossos e, desta maneira, produzem movimento (ALBERNETHY et al., 2005; VOLOSHIN, 2004).

A teoria mais amplamente sustentada sobre a contração muscular é a teoria do deslizamento de filamento, proposta simultaneamente por A.F. Huxley e H.E. Huxley, na década de 60 e posteriormente refinada (HUXLEY, 1964).

Na teoria do deslizamento de filamento com contração muscular, o músculo se encurta quando a estrutura da proteína miosina se modifica. As interações nos ciclos de pontes cruzadas entre os filamentos das proteínas de actina e de miosina tornam possível um aumento na superposição entre as fibras e uma redução no comprimento do sarcômero. Nesse fenômeno há uma transformação de energia química em energia mecânica (ZATSIORSKY, 2004; ALBERNETHY et al., 2005).

Os músculos são máquinas moleculares que convertem energia química, inicialmente derivada do alimento, em energia cinética. Existem três tipos de músculo: cardíaco, liso e esquelético. Somente o músculo esquelético é considerado no sistema articular elementar na análise do movimento humano. O músculo esquelético compreende células fundidas nas quais as estriações são bem definidas. Tais músculos atuam através das articulações para produzir rotação dos segmentos corporais.

Portanto, o papel do músculo no sistema articular elementar é exercer uma força que interaja com as forças impostas pelos arredores de modo a produzir deslocamentos ou a manutenção das posições (ENOKA, 2000).

O músculo esquelético está organizado em grupos funcionais chamados unidades motoras. Uma unidade motora consiste em um grupo de fibras musculares que são inervadas pelo mesmo motoneurônio. Unidades motoras podem conter apenas algumas fibras musculares (por exemplo, os músculos ópticos) ou podem ter até 2.000 fibras musculares (por exemplo, o gastrocnêmio). O sinal para a contração muscular, que é transmitido desde o motoneurônio, até o músculo é chamado de potencial de ação. Quando um motoneurônio é estimulado o suficiente para promover contração, todas as fibras musculares inervadas por aquele motoneurônio se contraem (HAMILL; KNUTZEN, 2012).

O sistema musculoesquelético realiza diversas funções diferentes, sendo todas importantes para o desempenho eficiente do corpo humano. As três funções especificamente relacionadas ao movimento humano são: a) contribuição para a produção do movimento do esqueleto; b) auxílio na estabilidade articular e c) manutenção da postura e do posicionamento do corpo (HAMILL; KNUTZEN, 2008).

Segundo Enoka (2000), essas funções não são realizadas apenas pelos músculos e sim por um sistema integrado de tecidos biológicos altamente especializados. A ativação do músculo é controlada (neurônios) e monitorada (receptores sensoriais) pelo sistema nervoso. Cinco elementos (elo rígido, articulação sinovial, músculo, neurônio e receptor sensorial) constituem o aparato básico para a produção do movimento humano e, desse modo, formam um modelo biológico que é denominado de sistema articular elementar.

A força total que um músculo pode produzir é influenciada por suas propriedades mecânicas, as quais podem ser descritas examinando-se as relações musculares de comprimento-tensão, carga-velocidade e força-tempo e a arquitetura musculoesquelética. Outros fatores na produção de força são a temperatura, a fadiga muscular e o pré-alongamento (LORENZ; CAMPELLO, 2001; HAMILL; KNUTSEN, 2012).

## 2.2 Avaliação da função musculoesquelética

A função musculoesquelética (FM) é avaliada por meio da análise de diversas variáveis, tais como: Força Externa, Potência, Trabalho, EMG, Torque, ADM, Variação de Velocidade etc. (BRUNO GARZA et al., 2012). A dificuldade em se obter medidas diretas e precisas, é consenso entre os pesquisadores (HALL, 2009; HAMILL; KNUTZEN, 2012; ENOKA, 2000). Apesar das dificuldades encontradas, pesquisadores buscam o entendimento das forças e outras variáveis dentro do corpo humano. Eroglu et al. (2012); Taylor et al. (2013) investigaram *in vivo* as forças oriundas da interação das estruturas do aparelho locomotor (forças internas).

Mesmo com a evolução tecnológica, muitos pesquisadores e clínicos avaliam a função musculoesquelética (FM) de forma qualitativa, com resistência manual, através de escalas descritas por Daniels e Northingham (1986) e Kendall, McCreary e Provance (1995). A avaliação manual permite uma avaliação subjetiva, onde o examinador posiciona os segmentos corpóreos a serem testados, em uma posição média de todo o arco de movimento da articulação; solicita-se esforço muscular por parte do paciente e uma resistência é imposta a esta contração. O registro desses esforços é feito a partir de escalas graduadas de força (CIBULKA et al., 2012; CUTHBERT; ROSNER; MC DOWALL, 2011; SHAHGOLI et al., 2012).

Os movimentos e a manutenção de posições articulares dependem de forças que atuam tanto dentro do corpo, que são as forças internas (por exemplo, as forças oriundas da contração muscular) como sobre o corpo, que são denominadas forças externas (por exemplo, gravidade, força de reação do solo, as demais interações entre as estruturas do aparelho locomotor e o meio externo) (ZATSIORSKY, 2004). Portanto, sabe-se que essa força não é oriunda apenas dos músculos e sim de um conjunto de estruturas que compõem o sistema musculoesquelético. Segundo Gordon e Robertson (2004), 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 seja possível uma análise experimental de engenharia. 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 (WOO; THOMAS; CHAN SAW, 2004; DOEBLIN, 1990).

De acordo com Zhang et al. (2005), os aparelhos de medição ampliam as possibilidades do exame físico, particularmente no caso de problemas musculoesqueléticos complexos, durante a reabilitação de pacientes com distúrbios cinético-motores, no desenvolvimento motor e na área desportiva.

Rassier, Lee e Herzog (2005) afirmam que o tecido muscular gera força através do deslizamento de proteínas mio-contráteis (“Teoria do Deslizamento”) e ocorre uma transmissão da força pelos tecidos fibrosos, como tendões, aponeuroses, fâscias etc. Diante de tal afirmação, percebe-se que os testes realizados por médicos, fisioterapeutas, profissionais de educação física, entre outros, não mensuram de forma direta a força muscular.

O sistema musculoesquelético é complexo, necessitando de muitos esclarecimentos, com auxílio dos modelamentos matemáticos e instrumentos eletromecânicos, para melhor entendimento de eventos biomecânicos (EPSTEIN; HERZOG, 2003).

O conhecimento preciso do nível da função musculoesquelética (FM) de um indivíduo é importante, tanto para a avaliação da capacidade funcional-ocupacional como para uma apropriada prescrição de exercícios atléticos e de reabilitação (DUBOIS; THIEL; JAMES, 2012).

A avaliação quantitativa da função musculoesquelética (FM) implica na utilização de um dispositivo de medição ou sensor. Ela pode ser realizada por dinamômetros portáteis, medidores de esforços, ou dinamômetros isocinéticos. Medidores de esforços têm sido frequentemente utilizados em ensaios clínicos sobre várias desordens ortopédicas, reumatológicas, neuromusculares, dentre outras (BAERT et al., 2013; CARLSEN et al., 2011; GÓES et al., (2012).

Medições de força são realizadas em condições isométricas, isotônicas e isocinéticas para avaliar a contração isométrica voluntária máxima (CIVM), em determinada posição de teste. A força gerada em torno das articulações deve ser medida como torque (Nm) porque os graus de liberdade de articulações são

principalmente rotacionais. Quando são feitas estimativas de força a partir do torque, o momento articular deve ser cuidadosamente medido (HOGREL et al., 2007). Caso contrário, a reprodutibilidade nas medições não pode ser avaliada, mesmo quando as referências anatômicas são metodicamente respeitadas. Para Hill, Pramanik e McGregor (2005), quando se utiliza de um dinamômetro isocinético nos testes, envolvendo a articulação do ombro, há erros de medida inevitáveis, devido a marcos anatômicos parcialmente discerníveis, de modo que é impossível alinhar o centro da articulação com o eixo do dinamômetro. De acordo com Dvir (2002), o alinhamento perfeito do eixo instantâneo de rotação da articulação com o braço de alavanca do dinamômetro não pode ser alcançado.

As medições para estimar a função musculoesquelética (FM) também são realizadas em Newton (N), medindo a força externa aplicada contra um dispositivo contendo sensores e interligados a um sistema de aquisição, amplificação do sinal e um software para registro e interpretações (CORTEZ et al. 2011; VISSER et al., 2003).

### **2.3 Instrumentação na avaliação musculoesquelética**

No âmbito acadêmico, clínico, esportivo e ocupacional tem-se buscado sistematicamente meios que possibilitem a melhora do desempenho e, conseqüentemente, a busca pela perfeição do gesto motor ou a manutenção de posturas. Tem-se a preocupação com a prevenção de lesões e com o conhecimento dos métodos que geram a melhor e mais rápida reabilitação de pacientes e/ou atletas (FONG et al. 2012). Neste prisma, torna-se ultrapassada a idéia de abordar tais temáticas de forma empírica, apenas com a experiência prática de profissionais que trabalham com a análise, interpretação e melhora do desempenho motor.

Winter (1979) já afirmava que, com a evolução tecnológica, torna-se possível, cada vez mais, 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. Desta forma, percebe-se a necessidade

de projetos e desenvolvimentos de equipamentos para medir as forças que interagem com o sistema locomotor bem como o sinal eletromiográfico.

Respeitando a temática do presente estudo, serão apresentados, a seguir, conteúdos envolvendo métodos de medição em biomecânica: Dinamometria, Eletromiografia e a integração destes métodos, denominada Mecanomiografia.

### **2.3.1 Dinamometria**

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 o esforço por deformação das estruturas (AMADIO, 1996).

A dinamometria é utilizada para medir os parâmetros cinéticos do movimento, medindo a ação deformadora da força sobre os corpos. Na dinamometria os sistemas de medição objetivam a obtenção das forças de reação do solo (FRS) e das pressões estáticas e dinâmicas exercidas por partes do aparelho locomotor na sua interação com o meio externo. Os principais sistemas usados são: a) avaliação das FRS – plataformas de forças, células de cargas ou ainda através de atenuadores e transdutores de carga a partir das relações força/deformação, b) avaliação da distribuição da pressão plantar (BENNETTS et al., 2013) e c) dinamometria computadorizada – sistemas isométricos (ANDERSON; NUSSBAUM; MADIGAN, 2010; CORTEZ et al., 2011) e isocinéticos (BATALHA et al., 2012; EBERT et al., 2012).

Entre os principais objetivos que indicam a utilização deste procedimento pode-se indicar: (a) análise da técnica de movimento; (b) análise da condição física; (c) controle da sobrecarga; (d) influência de fatores externos; (e) influência de fatores internos; (f) monitoramento dos atletas; (g) indicadores para detecção de talentos esportivos (AMADIO et al., 1999).

Utiliza-se da dinamometria para a identificação das forças internas, por meio de modelos simplificados do corpo humano e que podem gerar informações importantes de como nosso sistema locomotor se comporta diante de determinado gesto esportivo. Desta forma têm-se informações relacionadas às forças internas recebidas no aparelho locomotor e estimar, por exemplo, as sobrecargas lesivas comumente vistas no gesto

esportivo realizado erroneamente. Para este processo de mensuração das forças internas, se fazem necessários cálculos a partir de um modelo mecânico. Tal processo depende da aquisição total e descritiva da cinemática, da acurácia das mensurações antropométricas e das forças externas. Indiretamente, com tais dados pode-se realizar o procedimento da dinâmica inversa, que fornece as resultantes dos momentos articulares (WINTER, 2009).

O exame da força muscular instrumental tem sido extensamente realizado por pesquisadores a partir de equipamentos disponíveis comercialmente, como os dinamômetros isocinéticos computadorizados (BATALHA et al., 2012; EBERT et al., 2012; ZANCA et al., 2011), dinamômetros manuais (HEBERT et al. 2011; RIEMANN et al., 2010; ROY et al., 2009) e dispositivos projetados e fabricados em laboratórios de pesquisa (CARLSEN et al., 2011; CORTEZ; TOMAZINI, 2009; MORSE et al., 2006; SMITH et al., 2006).

Cortez (2008) projetou e construiu um equipamento para medir a força externa exercida em um dispositivo de medição de esforços (DME). Este dispositivo de medição de esforços (DME) foi formado por um tubo de aço instrumentado com 8 (oito) extensômetros, marca Kyowa 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 plano vertical (flexão da articulação do cotovelo e do punho). Para medir os esforços realizados no plano horizontal (rotação interna e externa da articulação do ombro) foram colados 2 (dois) extensômetros em cada porção lateral do tubo de aço. Vale ressaltar que na presente tese de doutorado, os testes envolvendo esforços dos membros superiores foram apenas no plano horizontal (rotação interna e externa do ombro).

Os extensômetros foram adaptados a 200 mm de distância do ponto de aplicação da força pelo sujeito, respeitando os cálculos realizados. O 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 maciço de aço. Na outra extremidade foi adaptado um conector do tipo cotovelo de ½ polegada com

rosca. Para abrigar os elementos do sensor foi utilizada uma barra de metalon quadrado 50 X 50 mm. Este sistema denominado de dispositivo de medição de esforços (DME) compôs a versão final da Estação de Medição de Força (EMF), possibilitando uma avaliação dos esforços musculoesqueléticos dos membros superiores. Maiores detalhes do dispositivo são encontrados na dissertação de mestrado de Cortez (2008).

### **2.3.2 Eletromiografia**

A eletromiografia (EMG) de superfície é uma das ferramentas disponíveis para pesquisadores e clínicos avaliarem a função musculoesquelética e padrões durante diferentes tarefas funcionais. É utilizada para investigar as ações musculares, refletindo as unidades motoras, o recrutamento e a velocidade de condução da fibra muscular durante a contração muscular (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

A EMG registra a atividade elétrica associada à contração muscular oriunda dos potenciais de ação deflagrados pelas unidades motoras. Por proporcionar um método de avaliação que possibilita a caracterização da atividade elétrica muscular de forma direta, a EMG surgiu como mais um método para avaliar e entender o movimento humano, por meio da captação dos sinais elétricos musculares com eletrodos posicionados nos músculos (HAMILL; KNUTZEN, 2012).

Existem diferentes tipos de eletrodos, os quais podem ser utilizados por meio de técnicas invasivas ou não invasivas. Para os métodos invasivos, destaca-se a utilização de eletrodos do tipo agulha e fio, os quais são colocados internamente no ventre muscular (CHAPMAN et al., 2010). O método para a identificação do sinal elétrico muscular de forma não invasiva é baseado na utilização de eletrodos de superfície, os quais são fixados na pele da região na qual se encontra o músculo. Por não gerarem desconforto ao sujeito avaliado, esse é o método mais utilizado atualmente no campo da investigação da locomoção humana (DE LUCA et al., 2012; SODERBERG; KNUTSON, 2000).



Para diminuição da variabilidade do traçado da EMG, há várias metodologias de normalização, dentre as quais se destacam as realizadas pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM), pela média do sinal em uma determinada janela de coleta e pelo pico do sinal eletromiográfico. Esse processamento matemático deve estar de acordo com o objetivo específico do trabalho, para aumentar a fidedignidade e reprodutibilidade do sinal coletado (SODERBERG; KNUTSON, 2000; AMADIO; BARBANTI, 2000). Após esses procedimentos, o próximo passo da análise é a descrição da atividade eletromiográfica por meio de valores numéricos que tragam relação da forma do pulso com a taxa de disparo das unidades motoras. Isso pode ser realizado por meio de expressões matemáticas que advêm de um modelo estocástico dos trens de potenciais de ação das unidades motoras obtidos de resultados empíricos. (DE LUCA, 1979). Dentre as expressões matemáticas mais usadas, destacam-se a média do valor retificado, a média da integral do valor retificado, o RMS e o espectro da densidade de potência (DE LUCA, 1979; DE LUCA; ROY; ERIM, 1993).

Todos esses parâmetros são descritos em função do tempo de contração, considerando o desenvolvimento constante de força durante uma contração. Em relação ao parâmetro matemático escolhido para análise, quando se tem como objetivo representar de forma numérica um pulso resultado do registro mioelétrico, deve-se considerar uma vantagem da escolha do RMS sobre a média e a integral do valor retificado. Para realização da média ou da integral do sinal, anteriormente realiza-se a sua retificação. Contudo, quando o sinal é retificado, uma porção do sinal é cancelada, fato que pode diminuir a média ou a integral. A realização da média quadrada do sinal pode resolver tal problema, pois assim, não se tem o cancelamento do sinal positivo, fato que ocorre durante a retificação.

Nota-se, portanto, que o desenvolvimento da equação do RMS apresenta uma vantagem sobre o cálculo da média do valor retificado e da integral. O RMS segue então três passos: inicialmente o sinal é elevado ao quadrado, logo após é realizada a média, e finalmente a raiz da média (DE LUCA, 1979; DE LUCA; ROY; ERIM, 1993; SODERBERG; KNUTSON, 2000).

Illyés e Kiss (2005) investigaram a atividade elétrica muscular dos músculos do ombro, dentre eles, o peitoral maior e o infraespinhoso, a partir de EMG de superfície.

Os autores buscaram definir uma sequência detalhada de padrões de ativação elétrica nos músculos da cintura escapular durante diferentes gestos motores: puxar, empurrar, e, ainda, o gesto esportivo durante sobrecargas articulares em atletas profissionais atiradores de dardo. Uma melhor compreensão dos padrões de atividade muscular durante os diferentes movimentos pode beneficiar muitos aspectos do treinamento atlético, prevenir lesões, e até mesmo a reabilitação após a lesão. Nas recomendações do SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) encontra-se o músculo peitoral maior como local anatômico para a análise por eletromiografia de superfície; já para o músculo infraespinhoso, conforme as recomendações, a investigação deve ocorrer a partir da eletromiografia invasiva (HERMENS, 1999).

Para Backus et al. (2011) não é possível capturar o sinal eletromiográfico do músculo infraespinhoso a partir de eletrodos de superfície. Já para o músculo peitoral maior os autores consideram que a superficialidade do tecido auxilia na captação do sinal. Neste estudo, os autores utilizaram-se da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) para a normalização dos dados obtidos com a eletromiografia (EMG) e também analisaram o comportamento mioelétrico durante as contrações em vários níveis de intensidade.

Waite, Brookham e Dickerson (2010) também defendem a utilização da EMG de superfície como método para investigação da atividade elétrica do músculo infraespinhoso. No entanto, os autores sugerem novos estudos, a partir da EMG de superfície, para melhor compreensão da atividade elétrica de músculos mais profundos e análise da influência de outros grupos musculares circundantes.

### **2.3.3 Mecanomiografia**

Mecanomiografia (MMG) é a medição de pequenas vibrações na superfície da pele causada pela contração do músculo. A eletromiografia (EMG) mede a soma espacial e temporal das unidades motoras. Em contraste com a EMG, que detecta a atividade elétrica em um músculo, MMG tem sido considerada como um método que

mais se aproxima das propriedades reais contráteis como o número de unidades motoras recrutadas e suas taxas de disparo (AKATAKI et al., 2001).

Kawamoto e Yamazaki (2012) utilizaram a Mecanomiografia (MMG) a partir de um aparato eletromecânico contendo acelerômetros, transdutores de força e sistema de aquisição e amplificação do sinal para estudar o pulso da artéria braquial e as contrações do músculo bíceps braquial. Os resultados mostraram que a MMG no domínio de baixa frequência (<30 Hz) inclui um fluxo maior, dependendo das características de deformação mecânica do corpo de cada sujeito, para uma ampla gama de intensidades de contração muscular.

De forma geral entende-se que a MMG é a integração da eletromiografia com a dinamometria ou, ainda, a acelerometria com a dinamometria (GATTI et al., 2008).

## **2.4 Segmento anatômico estudado**

A biomecânica da articulação do ombro tem sido objeto de estudo há muitos anos. A capacidade do ombro para múltiplos graus de movimento é baseada na interação de múltiplas estruturas que reagem a estímulos mecânicos para se ajustarem em conformidade com a funcionalidade da articulação. A estabilidade inerente óssea do ombro não é significativa, como há uma incompatibilidade entre as superfícies de articulação da úmero proximal e da glenóide. A adição do lábio fibrocartilaginoso, bem como a presença de uma cápsula e ligamentos glenoumerais aumentam a estabilidade do ombro. Mas estas estruturas consideradas estabilizadores estáticos dependem do sistema muscular ao redor da cintura escapular, proporcionando estabilidade dinâmica. Os músculos rotadores não atuam apenas como estabilizadores dinâmicos, mas também contribuem para a estabilidade passiva do ombro devido a sua localização e orientação em torno da articulação glenoumeral. Os estabilizadores estáticos e dinâmicos devem reagir às forças aplicadas através da articulação glenoumeral para proporcionar estabilidade em diferentes posições durante um arco de movimento. A articulação escapulotorácica também fornece ao ombro graus adicionais de movimento e contribui para a estabilidade da articulação. A combinação destes fatores produz, biocanicamente, um sistema complexo que se adaptou para responder

às necessidades da extremidade superior (LUGO; KUNG; BENJAMIN MA, 2008; VEEGERA; VAN DER HELM, 2007).

### Músculo Infraespinhoso

O músculo infraespinho é considerado um importante rotador externo da articulação do ombro além de participar do processo de estabilização da articulação gleno-umeral (OPSHA et al. 2008). A rotação externa do úmero - articulação glenoumeral - é parte integrante de qualquer reabilitação do ombro, por exemplo, na ruptura total ou parcial do músculos do manguito rotador e também na reabilitação pós cirúrgica, por laceração da cápsula articular. De forma cirúrgica e através de uma cuidadosa reabilitação é possível melhorar e restabelecer a função do infraespinhoso, assim como a articulação glenoumeral (PELTONEN et al., 2012). A Figura 1 ilustra a localização anatômica do músculo infraespinhoso ou infra-espinhal.

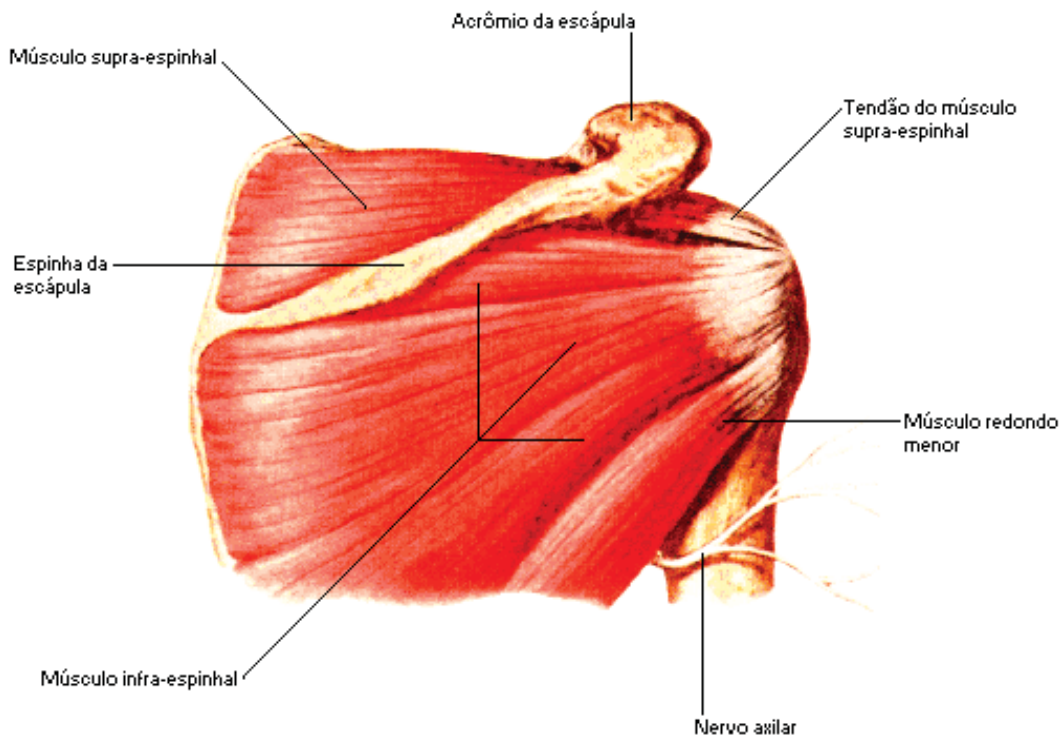


Figura 1 – Vista posterior dos músculos do ombro (NETTER, 1999).

Peltonen et al. (2012) estudaram a atividade elétrica muscular de músculos da cintura escapular, dentre estes o infraespinhoso, a partir da Eletromiografia Invasiva com eletrodos intramusculares. O objetivo do estudo foi a verificação da ativação do músculo infraespinhoso durante esforços estáticos e dinâmicos. No mesmo estudo, os autores avaliaram a ação dos músculos circundantes durante a rotação externa, percebendo a ativação importante de outros músculos, como o supraespinhoso, as fibras superiores do trapézio e o deltóide, durante o trabalho executado. A Figura 2, a seguir, ilustra marcos anatômicos utilizados para a identificação e a fixação dos eletrodos intramusculares; foi guiada por ultrassonografia diagnóstica.

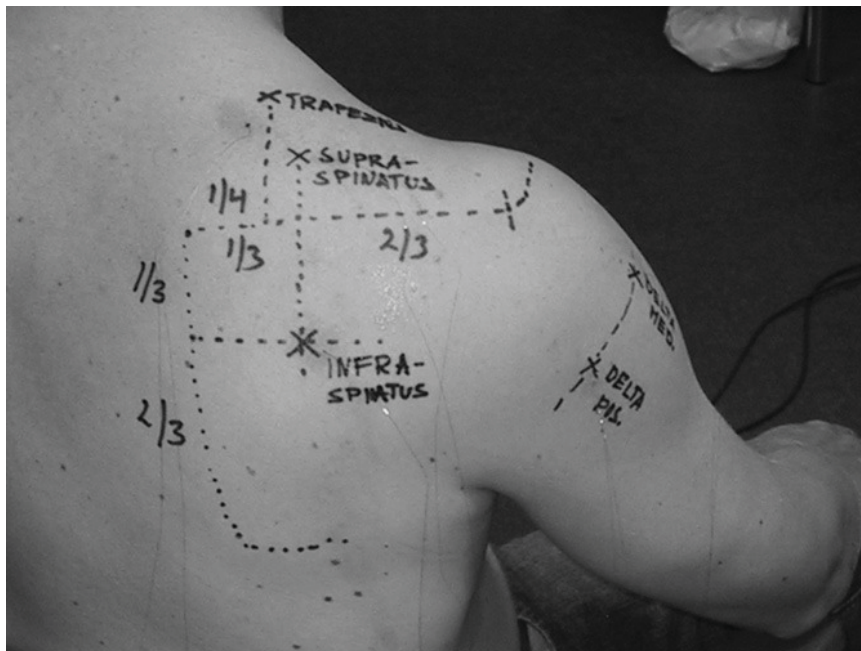


Figura 2 – Localização dos eletrodos nos músculos infraespinhoso, supraespinhoso, trapézio e deltóide (PELTONEN et al., 2012).

Bitter et al. (2007) estudaram a contribuição dos músculos infraespinhoso, deltóide e peitoral maior na mecânica do ombro. Os autores utilizaram como métodos de mensuração a dinamometria e a eletromiografia de superfície. A Figura 3 ilustra a fixação dos eletrodos de superfície na região anatômica estudada. Os autores concluíram que a atividade conjunta com a relação de auxílio entre as estruturas do

sistema musculoesquelético e neural garantem o bom funcionamento da articulação do ombro.

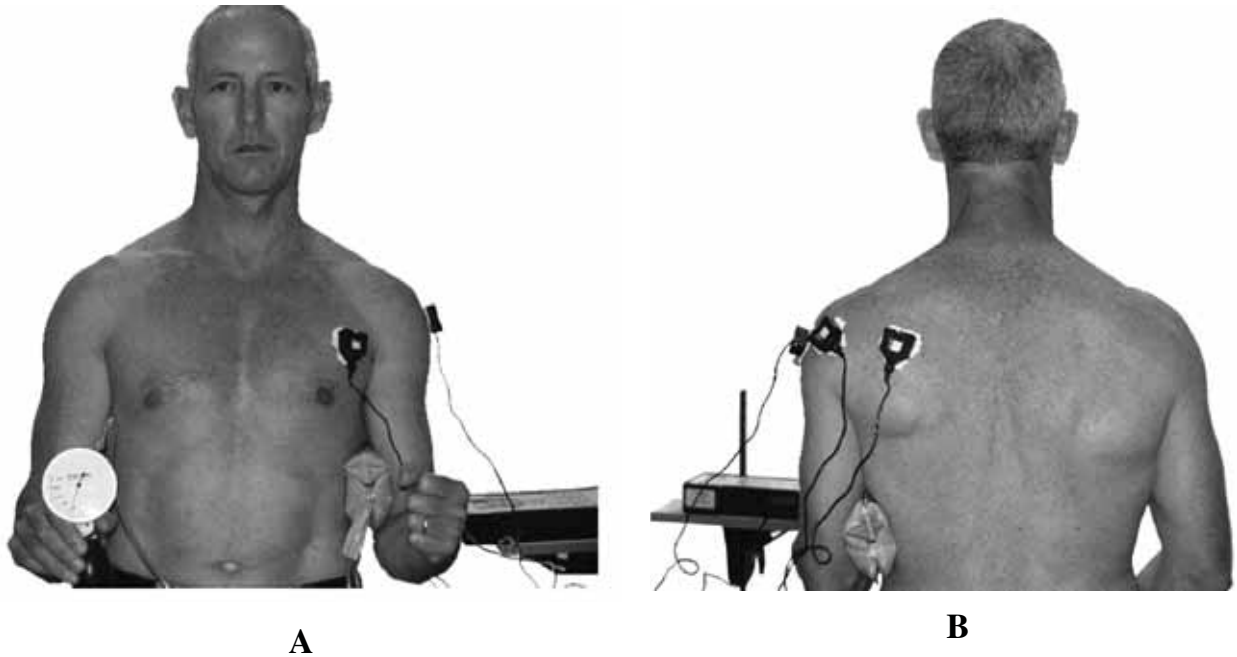


Figura 3 - Posicionamento dos eletrodos de superfície: A: peitoral maior e B: Deltóide e Infraespinhoso (BITTER et al., 2007).

### Músculo Peitoral Maior

O músculo Peitoral Maior é importante para os movimentos do membro superior bem como para a estabilidade da articulação do ombro. Como os demais músculos esqueléticos, o peitoral maior não trabalha de forma isolada e outros músculos, como o grande dorsal, o serrátil anterior e o deltóide contribuem para a mecânica do membro superior. Estes músculos são dotados de grande capacidade de gerar torque devido a sua estrutura (anatomia) seccional e distância do centro da articulação de rotação (eixo de movimento) (TERRY, CHOPP, 2000). A Figura 4 mostra os músculos do ombro e observa-se que o peitoral maior é um músculo de destaque.



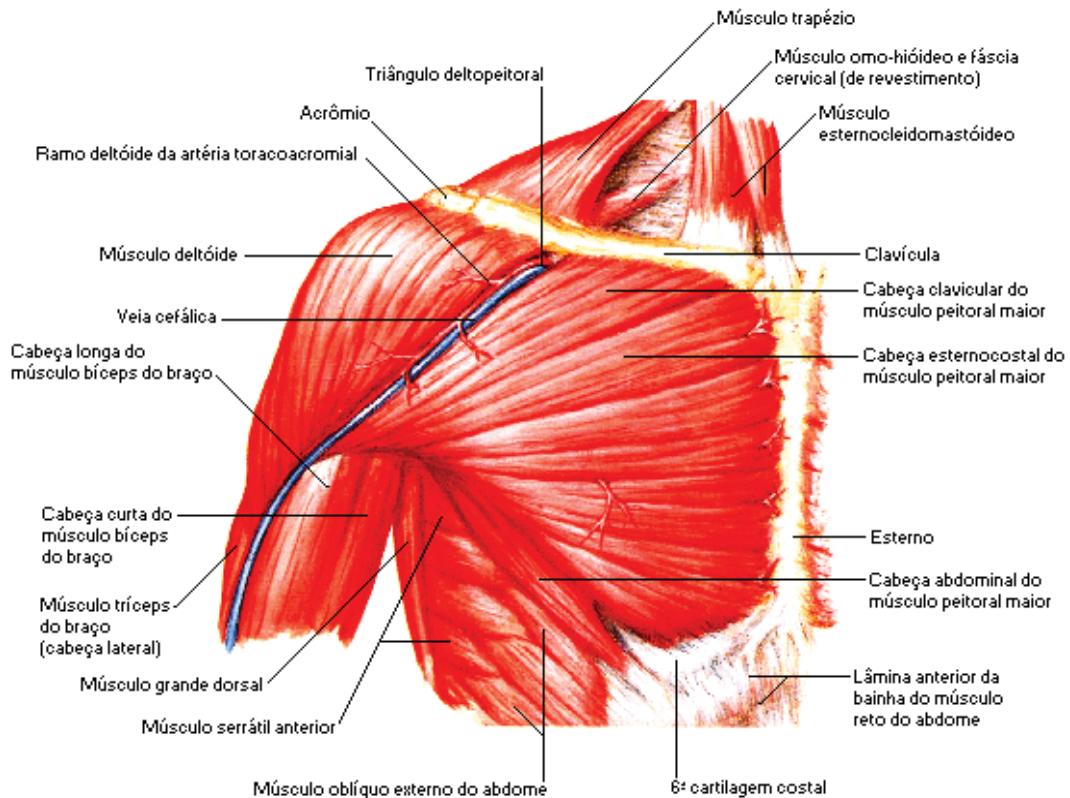


Figura 4 - Vista do músculo peitoral maior (NETTER, 1999).

Brookham, Wong e Dickerson (2010) estudaram a atividade elétrica e a força isométrica dos músculos do ombro considerando a posição do úmero na execução de tarefas ocupacionais. Os resultados mostraram que as tarefas executadas em rotação externa e com menor flexão do ombro reduzem o risco de lesões. A análise da atividade elétrica dos músculos foi feita a partir da Eletromiografia de Superfície e a força isométrica através de um dinamômetro de manual ligado a um software (LabVIEW, National Instruments Corporation, Austin, TX) para aquisição e processamento do sinal.

A Figura 5 ilustra a posição de teste, o tipo de teste e os músculos onde foram fixados os eletrodos de superfície.



Figura 5 – Posição de teste de força e de atividade elétrica muscular durante os esforços com o ombro (BROOKHAM; WONG; DICKERSON, 2010).



## **3 MÉTODO**

### **3.1 Procedimentos iniciais**

#### **3.1.1 Aspectos éticos e legais**

O projeto de pesquisa foi encaminhado ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Fundação de Ensino e Pesquisa de Itajubá (FEPI) - Centro Universitário de Itajubá – MG, via Plataforma Brasil. O CEP, segundo o uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 196/96, considerou o trabalho aprovado, de acordo com o parecer consubstanciado n°. 130.626 (ANEXO A).

#### **3.1.2 Sujeitos da pesquisa**

Para a realização dos procedimentos experimentais foram selecionados 20 (vinte) sujeitos do sexo masculino, com idade entre 18 e 21 anos, massa corpórea entre 55 e 90 kg ( $69,75 \pm 10,46$  kg) e com estatura entre 1,65 e 1,93 m ( $1,75 \pm 0,05$  m), saudáveis e sem história clínica de patologia ortopédica ou qualquer tipo de lesão no sistema musculoesquelético. 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 de Aeronáutica (EEAR) de Guaratinguetá-SP.

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.

#### **3.1.3 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 sala disponibilizada pelo BINFA, para conhecimento da pesquisa, através de carta de

informação (APÊNDICE A) e aplicação de um termo de consentimento, conforme determina a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS) - (APÊNDICE B).

b) Coleta dos dados antropométricos.

As medidas de massa corpórea (kg) e altura (m) dos sujeitos do presente estudo foram realizadas em sala disponibilizada pelo comando do BINFA, nas dependências da EEAR. Para a realização das medidas foi utilizada uma balança com estadiômetro da marca WELMY®.

### 3.2 Instrumentação

A Estação de Medição de Força (EMF) (Figura 6) projetada e construída por Cortez (2008) foi modificada para permitir testes com variações de posicionamento do membro superior. O termo Dinamômetro Biomédico (DB) foi utilizada no presente estudo para designar a EMF modificada.



Figura 6 - Sistema de aquisição: (A) computador, (B) sistema de aquisição e condicionamento de sinais modelo SPIDER 8 e (C) estação de medição de força (CORTEZ, 2008).

### 3.2.1 Modificações no dinamômetro biomédico

Com a intenção de aumentar as possibilidades de testes, o Dinamômetro Biomédico (DB) sofreu alterações em sua estrutura, possibilitando rotação do elemento sensor/dispositivo de medição de esforços (DME). Desta forma, o sujeito do estudo poderia apoiar o antebraço sobre o elemento sensor, realizar uma preensão na extremidade do dispositivo (manete) e realizar esforços com os membros superiores em posição neutra (PN), posicionado em rotação interna (PRI) e posicionado em rotação externa (PRE). A Figura 7 ilustra o DB com as variações de posição.

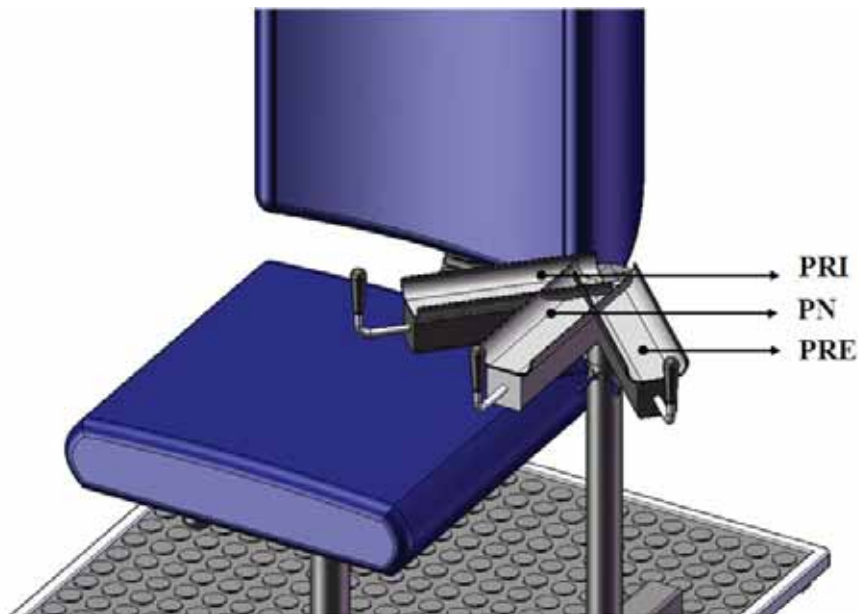


Figura 7 – Esquema do Dinamômetro Biomédico com as variações de posição para os testes de esforço musculoesquelético: PN – Posição Neutra; PRI – Posição de Rotação Interna e PRE – Posição de Rotação Externa.

No estudo de Cortez (2008), o DB operava com um sistema de aquisição e condicionamento de sinais da HBM, modelo SPIDER 8 que, por sua vez, era interligado a um computador, como ilustrado na figura anterior (Figura 6). Foi utilizado o software *Catman* (programa fornecido pela HBM) para o registro dos testes de força muscular. No presente estudo, o sistema de aquisição foi substituído e foram realizadas adaptações para permitir a integração de métodos de medição em

Biomecânica (Dinamometria + Eletromiografia). Para tanto, foi utilizado um eletromiógrafo EMG System, modelo 800 C com condicionadores de sinais para transdutores diversos. O eletromiógrafo operava com bateria LI-ION, +12V/-12V- 2,2 A/h. A Figura 8 ilustra o eletromiógrafo, a bateria, os sachês de álcool isopropílico e os eletrodos utilizados.



Figura 8 – Bancada com o eletromiógrafo, bateria, sachês de álcool isopropílico e os eletrodos.

Para a obtenção simultânea dos sinais de força e eletromiográfico, o Dinamômetro Biomédico (DB) e o EMG foram interligados. O elemento sensor, formado por extensômetros elétricos de resistência montados em um circuito elétrico formando uma ponte completa de “Wheatstone”, utilizado por Cortez (2008), Cortez e Tomazini (2009) e Cortez et al. (2011) foi levado até a empresa *EMG System do Brasil*<sup>®</sup> - São José dos Campos – SP, onde os ajustes técnicos foram realizados. Os conectores do sensor de força foram conectados de maneira a ajustar os filtros e ganhos para esse tipo de sensor. Nos conectores são feitos *jump's* que ligam internamente os canais, do mesmo modo que as células de carga e foi acrescentado um circuito para regular o equilíbrio da ponte. O sinal do Dinamômetro Biomédico (DB) foi amplificado com o ganho de 600x e filtrado com filtro passa-baixa de 23, taxa de

amostragem de 2000 Hz, conversor A/D de 16 bits. O sinal eletromiográfico é amplificado com o ganho de 2000x e filtrado com passa-banda de 23 a 500 Hz. Todo o sistema foi conectado a um Notebook Sony Vaio VPCSB, operando na bateria em plano equilibrado para maximizar o desempenho do computador e com isso buscar o isolamento da interferência que é conduzida pela rede de energia (alternada).

A Figura 9 ilustra a tela com a representação gráfica gerada pelo software do Eletromiógrafo. Foram utilizados 3 canais: Canal 1 (CH1 / EMG 1) – canal referente ao sinal elétrico, oriundo do músculo Peitoral Maior; Canal 3 (CH3 / EMG 3) – canal referente ao músculo Infraespinhoso e o Canal 5 (CH5 / Força Horizontal) – canal referente à aquisição do sinal de força.

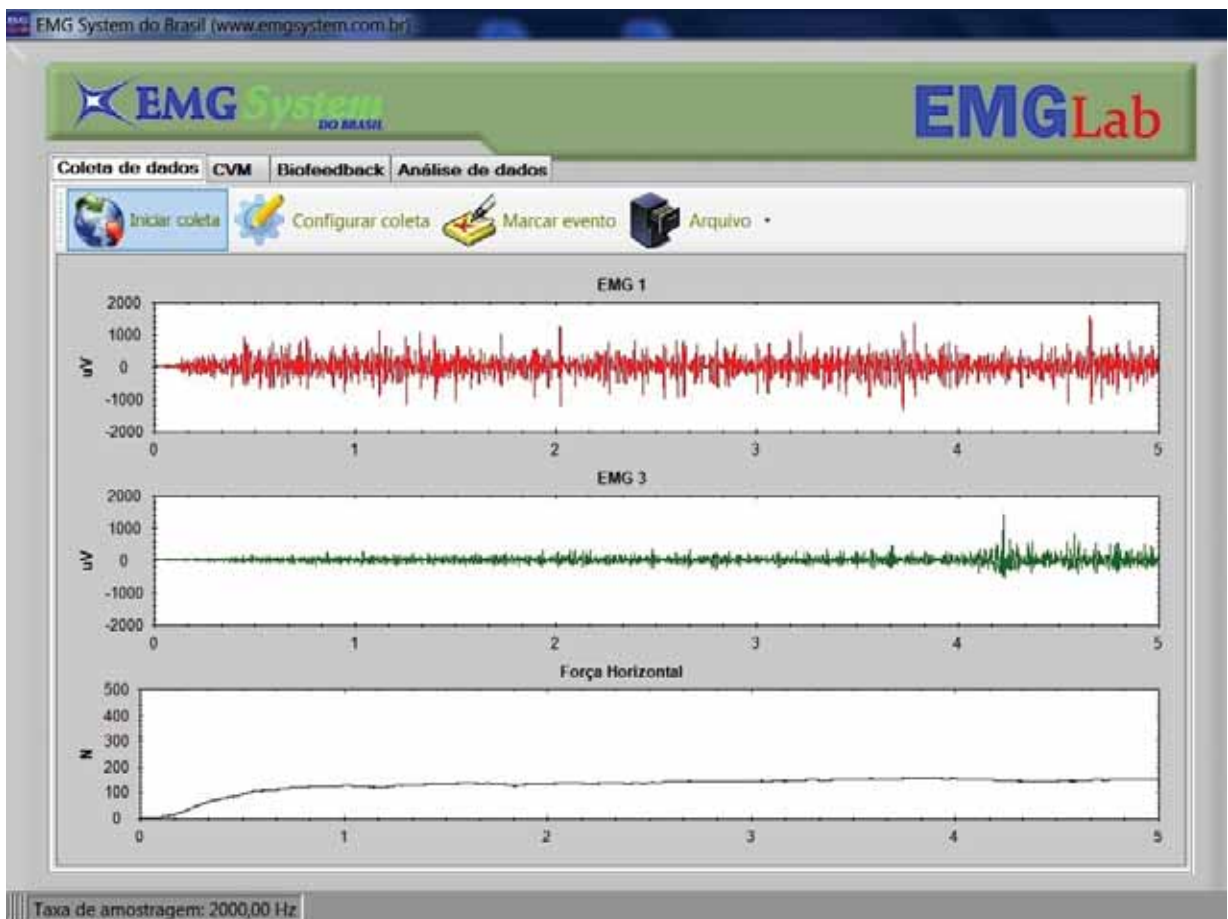


Figura 9 - Representação gráfica gerada pelo software – EMG Lab v.1.2.

### 3.2.2 Calibração do dinamômetro biomédico

Os sinais elétricos provenientes do circuito em ponte, de “*Wheatstone*”, formados pelos extensômetros, foram transmitidos para um sistema de condicionamento de sinais, modelo EMG 800 C (EMG System, São José dos Campos - SP, Brasil) e processado por software próprio – EMG Lab v.1.2.

A calibração foi efetuada de maneira estática, através de cargas pré-definidas aplicadas na extremidade do sensor de força, respeitando o plano do esforço horizontal. Os valores de calibração foram inseridos no programa *EMG Lab* de forma que os resultados dos testes foram convertidos automaticamente em Força (N). A calibração foi realizada com massa padrão de 10 kg, sendo aplicadas cargas de 0 a 500 N. Um relatório técnico da calibração do Dinamômetro Biomédico (DB) foi emitido pelo técnico responsável, conforme ANEXO B.

### 3.3 Testes da função muscular

A função muscular, através das variáveis: Força + Sinal Eletromiográfico, foi testada simultaneamente com os instrumentos citados anteriormente no item 3.2.

Os testes de força 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 do Dinamômetro Biomédico (DB), com os quadris igualmente rodados, mantendo o 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 à 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 gerada pelo sistema musculoesquelético é afetada pelo tamanho do músculo e a produção de torque é afetada pela força muscular e pela 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 a captação dos sinais eletromiográficos foram utilizados eletrodos de superfície descartáveis Medi-Trace™ Infantil - Ag/AgCl - Gel Sólido (hidrogel) adesivo e condutor. Foram realizadas tricotomia, limpeza da pele com álcool isopropílico, identificação de estruturas anatômicas e, por fim, os eletrodos foram fixados nos músculos: peitoral maior (rotador interno) e infraespinhoso (rotador externo) e o eletrodo de referência foi fixado no processo espinhoso da sétima vértebra da coluna cervical – C7 conforme as recomendações do SENIAM– sigla para *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (HERMENS et al., 1999; HERMENS et al. 2000).

### ***Músculo Peitoral Maior (fibras esternocostais)***

Utilizou-se como referência o mamilo. Partindo desta estrutura, foi traçada uma linha a partir de um gabarito de 50 mm, em direção à clavícula do paciente para obtenção de um novo ponto de referência. Neste ponto (50 mm acima do mamilo) foi fixado um adesivo e com outro gabarito de 20 mm buscou-se uma distância padronizada entre os polos dos eletrodos. Os eletrodos foram fixados no ventre muscular das fibras esternocostais do músculo peitoral maior (Fig. 10).



Figura 10 – Posicionamento dos eletrodos fixados no músculo peitoral maior.



### *Músculo Infraespinhoso*

Para localização deste músculo foram utilizadas as técnicas de anatomia palpatória descritas por Tixa (2000) e marcos anatômicos (TIXA, 2000; HOPPENFELD, 1998). Partindo de um ponto médio da espinha da escápula foi utilizado o gabarito de 20 mm para localizar o músculo. Além das técnicas de anatomia palpatória foi utilizada a prova de função muscular (TIXA, 2000; KENDALL et al. 1995) para visualizar os abalos musculares. Os eletrodos foram fixados aproximadamente 30 mm abaixo e posterior à espinha da escápula. A Figura 11 ilustra o posicionamento dos eletrodos sobre a área do músculo infraespinhoso e o eletrodo de referência fixado no processo espinhoso da sétima vértebra cervical.



Figura 11 – Posicionamento dos eletrodos no músculo infraespinhoso e o eletrodo de referência fixado no processo espinhoso da sétima vértebra cervical.

Para cada tipo de teste foram solicitadas 3 (três) contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) por 05 segundos, com intervalo de 30 segundos entre cada CIVM.



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 DB;
- Realização de CIVM máxima em cada teste isolado, devendo realizar esforço máximo durante os 05 segundos da coleta. Iniciando ao comando verbal “Já” e terminando ao comando “Ok”.

Os testes de função musculoesquelética (FM) foram aplicados no membro superior direito (MSD) e em seguida, os testes eram realizados no membro superior esquerdo (MSE), sempre nesta ordem. Tentou-se minimizar os fatores intervenientes no processo de avaliação da função muscular discutidos por Brow 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 musculoesquelético / cardiorrespiratório e os sujeitos do estudo não eram familiarizados com o Dinamômetro Biomédico (DB).

Os testes da FM, envolvendo esforços no sentido da rotação interna (RI) e da rotação externa (RE) da articulação do ombro, foram realizados em três posições, a saber: posição neutra (PN), posição com o ombro em rotação interna (PRI) e com a articulação do ombro em posição de rotação externa (PRE).

### **3.3.1 Testes em posição neutra (PN)**

Os testes da função musculoesquelética 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 (PN), estando o mais próximo possível do tronco, cotovelo flexionado aproximadamente em 90° e antebraço em posição neutra em relação à pronação e supinação.

O sujeito recebeu instruções para realizar uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM) em busca da realização do movimento de rotação interna e externa do ombro.

### 3.3.2 Testes em posição de rotação interna (PRI)

Os testes em PRI foram realizados conforme descrição anterior respeitando o mesmo método. A mudança ocorreu na angulação do braço (contendo o elemento sensor) do Dinamômetro Biomédico (DB), sendo fixado a  $15^\circ$  a partir da posição neutra. O sujeito recebeu instruções para realizar uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM) em busca da realização do movimento de rotação interna (RI) e depois rotação externa (RE) do ombro.

### 3.3.3 Testes em posição de rotação externa (PRE)

Para a realização dos testes em PRE o braço do DB foi posicionado a  $-15^\circ$  a partir da posição neutra (PN) e assim o sujeito recebeu as mesmas orientações dos testes anteriores: realizar 3 (três) CIVM nas rotações interna e externa por 5 (cinco) segundos e repousar por 30 segundos entre cada esforço.

A Figura 12 ilustra de forma esquemática do DB nas diferentes posições de teste.

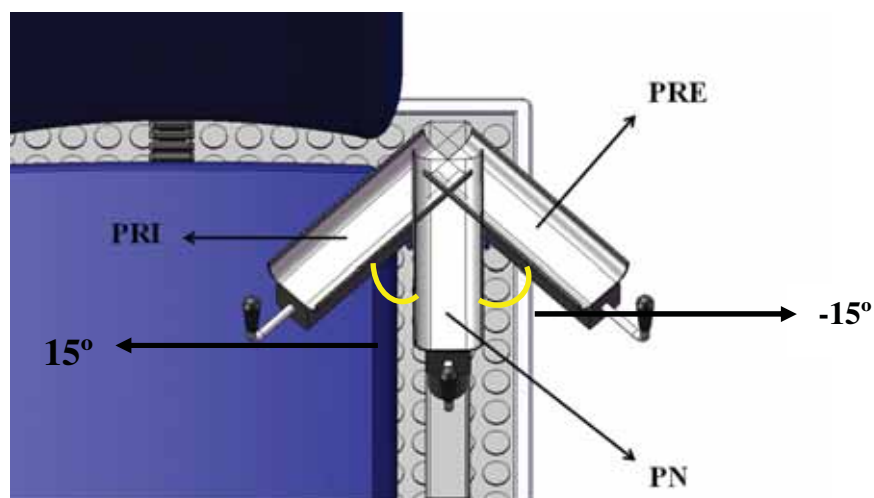


Figura 12 – Vista esquemática superior do Dinamômetro Biomédico (DB) com variação angular.

### 3.4 Métodos para a análise dos dados

Os dados obtidos nos testes de força a partir da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) - (Dinamometria) e dos sinais mioelétricos (Eletromiografia) foram inicialmente transferidos do EMG Lab. V.1.2 para o software Microsoft Office Excel 2007 e, em seguida, alocados em planilhas contendo os valores máximos de força e os valores RMS dos testes nas 3 (três) posições testadas (PN, PRI e PRE). Foram obtidas as médias aritméticas das três CIVM em cada teste e nas diferentes posições. A normalização dos dados eletromiográficos foi realizada a partir da razão entre o valor máximo da RMS estabelecido no trecho dos picos de força (foi considerado o trecho entre o 2º e o 4º segundo de cada teste dividido pelo RMS médio nos 5 segundos de teste. Desta forma, foram descartados os valores obtidos no primeiro e no último segundo de cada teste. O mesmo procedimento foi utilizado para obter normalização da força (valores de força máxima no trecho entre o 2º e 4º segundo de coleta dividido pela força média nos 5 segundos de coleta). Na apresentação gráfica dos testes de correlação de Pearson, a normalização dos valores de RMS e de força, são apresentados como Razão RMS e Razão Força.

As médias aritméticas foram transferidas para o software MINITAB<sup>®</sup> 16.1.1, 2010 Minitab<sup>®</sup> Inc. e em seguida foi realizada uma análise descritiva e determinação da variância. Em seguida, foi aplicado o teste de normalidade de D'Agostino para verificar se os dados apresentavam distribuição normal. Outros testes de normalidade (Anderson-Darling, Kolmogorov-Smirnov e Ryan-Joiner) foram aplicados para garantir a condição de distribuição normal.

Para comparar as médias das variáveis analisadas (forças máximas dos testes de rotação interna e rotação externa nas diferentes posições) foi utilizada a análise de variância simples (One-Way ANOVA) quando da igualdade nas variâncias ou o teste de Kruskal-Wallis onde não foi verificada a igualdade nas variâncias. O teste *t* de Student com significância estatística  $\alpha = 5\%$  ( $p < 0,05$ ) e também com  $\alpha = 1\%$  ( $p < 0,01$ ) foi aplicado para comparar os valores de força média entre o membro superior direito (MSD) e o membro superior esquerdo (MSE) bem como os dados comparativos em relação ao sentido do esforço (RI e RE).

Com a intenção de verificar a correlação entre os valores normalizados de Força e RMS, e entre valores médios de Força e RMS Normalizada aplicou-se o Teste de Correlação de Pearson.

## 4 RESULTADOS

As modificações e adaptações realizadas no Dinamômetro Biomédico (DB), descritas com detalhes no Capítulo 3 do presente estudo, foram etapas concluídas a contento considerando os procedimentos de calibração e os testes da função musculoesquelética (FM) realizados. A seguir, são apresentados os resultados dos testes da função musculoesquelética na seguinte ordem: a) estatística descritiva; b) comparação da força média em diferentes posições através do teste Kruskal-Wallis e dos testes de variância simples ANOVA– **One Way**; c) comparação da força média entre o membro dominante (MD) e o não-dominante (ND); d) comparação entre a força média gerada durante os testes de rotação interna (RI) e rotação externa (RE) e, e) testes de correlação entre o sinal eletromiográfico e os valores de força.

#### 4.1 Análise descritiva

A Tabela 1 apresenta o estudo descritivo a partir dos valores médios de força (N) obtidos dos testes da função muscular no membro superior direito (MSD).

Tabela 1 – Análise descritiva a partir dos valores médios de força (N) obtidos nos testes da função muscular no membro superior direito (MSD) em indivíduos saudáveis.

Teste	PRI RE	PRI RI	PN RE	PN RI	PRE RE	PRE RI
	MSD	MSD	MSD	MSD	MSD	MSD
Amostra	20	20	20	20	20	20
Mínimo	95,00	122,19	78,59	117,40	69,10	104,75
Máximo	141,43	214,33	99,34	181,81	81,65	127,38
Amplitude Total	46,43	92,14	20,75	64,41	12,55	22,63
Mediana	115,38	172,14	88,01	143,31	76,08	116,02
Primeiro Quartil (25%)	111,96	152,42	81,75	126,01	71,70	114,20
Terceiro Quartil (75%)	131,53	185,35	92,49	158,95	78,49	124,82
Desvio Interquartílico	19,57	32,93	10,74	32,93	6,78	10,61
Média Aritmética	119,72	170,62	87,44	145,20	75,27	118,24
Variância	197,01	857,47	38,33	393,56	15,63	49,99
Desvio Padrão	14,03	29,28	6,19	19,83	3,95	7,07
Erro Padrão	3,13	6,54	1,38	4,43	0,88	1,58
Coefficiente de Variação	11,72%	17,16%	7,08%	13,66%	5,25%	5,98%

A Tabela 2 apresenta o estudo descritivo a partir dos valores médios de força (N) obtidos dos testes da função muscular no membro superior esquerdo (MSE).

Tabela 2 – Análise descritiva a partir dos valores médios de força (N) obtidos nos testes da função muscular no membro superior esquerdo em indivíduos saudáveis.

Teste	PRI RE	PRI RI	PN RE	PN RI	PRE RE	PRE RI
	MSE	MSE	MSE	MSE	MSE	MSE
Amostra	20	20	20	19	20	20
Mínimo	72,88	120,84	56,99	115,67	56,40	102,28
Máximo	100,49	193,98	89,27	154,45	69,18	121,47
Amplitude Total	27,61	73,14	32,28	38,78	12,78	19,19
Mediana	87,89	144,77	65,90	130,42	59,37	107,35
Primeiro Quartil (25%)	80,94	135,22	61,18	122,59	58,23	104,45
Terceiro Quartil (75%)	93,15	166,47	70,95	140,54	64,74	113,00
Desvio	12,21	31,25	9,76	17,95	6,51	8,54
Interquartílico						
Média	87,12	150,22	68,31	132,13	61,48	108,58
Aritmética						
Variância	59,36	472,93	83,75	142,34	20,92	26,72
Desvio Padrão	7,70	21,74	9,15	11,93	4,57	5,17
Erro Padrão	1,72	4,86	2,04	2,73	1,02	1,15
Coefficiente de Variação	8,84%	14,48%	13,40%	9,03%	7,44%	4,76%

## 4.2 Resultados da Comparação entre as diferentes posições de teste musculoesquelético

### 4.2.1 Comparação a partir dos valores de força (N) entre: PRI RE MSD x PN RE MSD x PRE RE MSD

A normalidade das amostras foi verificada e a igualdade nas variâncias não foi verificada. A variância do teste PRI RE MSD (197), do teste PN RE MSD (38) e variância do PRE RE MSD (16) são consideradas diferentes estatisticamente. Desta forma, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis, para averiguar a existência de diferença significativa entre as medianas. Pode-se afirmar que as três posições se diferenciam significativamente uma das outras com 99% de confiança. Em relação ao teste PRI RE MSD tem-se que, nestas condições, tem-se uma força média maior 119,72 (N) em relação à ao teste de rotação externa em posição neutra: PN RE MSD 87,44 (N) de forma significativa; o teste de rotação externa na posição de rotação externa, com esforços do membro superior direito - PRE RE MSD - apresentou valores de força média menor 75,27 (N), de forma significativa em relação à posição neutra. A Tabela 3 apresenta os valores obtidos na comparação entre os testes rotação externa (RE), no membro superior direito (MSD) nas 3 (três) diferentes posições (PRI, PN e PRE).

Tabela 3 – Valores de força (N) obtidos nos testes comparativos entre: PRI RE MSD x PN RE MSD x PRE RE MSD

	Resultados
(p) Kruskal-Wallis	0,00
PRI RE MSD (Força média)	119,72
PN RE MSD (Força média)	87,44
PRE RE MSD (Força Média)	75,27
<b>Comparações Student-Newman-Keuls</b>	p-valor
Grupos (PRI e PN)	0,00
Grupos (PRI e PRE)	< 0,00
Grupos (PN e PRE)	0,00

\*Significância estatística =  $p < 0,01$



#### 4.2.2 Comparação a partir dos valores de força (N) entre: PRI PI MSD x PN RI MSD x PRE RI MSD

Comparando-se os testes de rotação interna (RI) nas três posições pré-estabelecidas no membro superior direito (MSD), pode-se constatar que as três posições se diferenciam significativamente uma das outras com 99% de confiança. Em relação à posição/teste PRI RI MSD tem-se que esta possui uma força média maior 170,62 (N) em relação à posição neutra PN RI MSD 145,20 (N) de forma significativa, e no teste PRE RI MSD possui uma força média menor 118,24 (N) de forma significativa em relação à posição neutra (PN). A normalidade das amostras foi verificada e a igualdade nas variâncias não pôde ser verificada. A variância do PRI RI MSD (857), a variância do PN RI MSD (394) e a variância do PRE RI MSD (50) são consideradas diferentes estatisticamente. Considerando a diferença nas variâncias foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis para averiguar a existência de diferença significativa entre as medianas. A Tabela 4 apresenta os valores de força (N) obtidos nos testes de comparação de rotação interna (RI) no membro superior direito (MSD), nas 3 (três) posições de teste (PRI, PN e PRE).

Tabela 4 – Valores de força (N) obtidos nos testes comparativos entre: PRI RI MSD x PN RI MSD x PRE RI MSD

	Resultados
(p) Kruskal-Wallis =	0,00
PRI RI MSD (Força média)	170,62
PN RI MSD (Força média)	145,20
PRE RI MSD (Força média)	118,24
<b>Comparações Student-Newman-Keuls</b>	p-valor
Grupos (PRI e PN) =	0,04
Grupos (PRI e PRE) =	< 0.00
Grupos (PN e PRE) =	0,00

\*Significância estatística =  $p < 0,01$

### 4.2.3 Comparação a partir dos valores de força (N) entre: PRI RI MSE x PN RI MSE x PRE RI MSE

Ao comparar a rotação interna (RI) nas três posições e no membro superior esquerdo (MSE), pode-se afirmar com 99% de confiança que o teste PRE RI MSE possui uma força média menor 108,58 (N) que a PN RI MSE 132,13 (N) de forma significativa. Mas não se verifica diferença significativa entre PRI RI MSE onde a força foi de 150,22 (N) e a PN RI MSE de 132,13 (N); assim, se aceita a hipótese de nulidade em relação a estas duas características. Em relação à PRI e PRE, verifica-se que existe diferença significativa entre estas amostras. Foi verificada a normalidade das amostras e não se verificou a igualdade nas variâncias onde: Variância do PRI RI MSE (473), variância do PN RI MSE (142) e variância do PRE RI MSE (27) são consideradas desiguais, estatisticamente, onde, segundo Triola (1999), uma pode ser até 9 vezes maior que a outra. Foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis, para averiguar se existe diferença significativa entre as medianas.

A Tabela 5 apresenta os valores de força (N) obtidos nos testes de comparação da rotação interna (RI), no membro superior esquerdo (MSE), na posição de rotação interna (PRI), na posição neutra (PN) e na posição de rotação externa (PRE).

Tabela 5 – Valores de força (N) obtidos nos testes comparativos entre: PRI RI MSE x PN RI MSE x PRE RI MSE

	Resultados
(p) Kruskal-Wallis =	0,00
PRI RI MSE (Força média)	150,22
PN RI MSE (Força média)	132,13
PRE RI MSE (Força média)	108,57
<b>Comparações Student-Newman-Keuls</b>	p-valor
Grupos (PRI e PN) =	0,06
Grupos (PRI e PRE) =	< 0,00
Grupos (PN e PRE) =	< 0,00

\*Significância estatística =  $p < 0,01$

#### 4.2.4 Comparação a partir dos valores de força (N) entre: PRI RE MSE x PN RE MSE x PRE RE MSE

Na comparação entre a Rotação Externa (RE) no Membro Superior Esquerdo (MSE) foi verificada a normalidade dos dados e a igualdade nas variâncias onde: Variância do PRI RE MSE (59), variância do PN RE MSE (84) e variância do PRE RE MSE (21), são consideradas iguais estatisticamente. Desta forma, utilizou-se o teste ANOVA One-Way para averiguar a existência de diferença significativa entre as médias. Pode-se afirmar que as três posições se diferenciam significativamente uma das outras, com 99% de confiança. Em relação à posição PRI RE MSE tem-se que esta possui uma força média maior 87,12 (N), em relação à posição neutra PN RE MSE 68,31 (N), de forma significativa, e a posição PRE RE MSE possui uma força média menor 61,48 (N), de forma significativa, em relação à posição neutra 68,31 (N).

Na Tabela 6 estão apresentados os valores de Força (N) obtidos nos testes de comparação de Rotação Externa (RE) no Membro Superior Esquerdo (MSE), nas diferentes posições de teste (PRI, PN e PRE).

Tabela 6 – Valores de Força (N) obtidos nos testes comparativos entre: PRI RE MSE x PN RE MSE x PRE RE MSE

	Resultados
<b>ANOVA One Way</b>	
(p) =	< 0,00
Média (PRI RE MSE)	87,13
Média (PN RE MSE)	68,31
Média (PRE RE MSE)	61,48
Teste t:	(p)
Médias (PRI e PN)	< 0,00
Médias (PRI e PRE)	< 0,00
Médias (PN e PRE)	0,00

\*Significância estatística =  $p < 0,01$

### 4.3 Resultados da comparação entre o membro dominante e o não-dominante

Na comparação da Rotação Interna (RI) no Membro Superior Direito (MSD) na Posição Neutra não houve significância estatística. A média da força de Rotação Interna (RI), em PN no (MSD) 145,20 (N), foi maior que a média da força no MSE 132,13 (N). Na comparação das médias notou-se semelhança estatística ( $p = 0,07$ ).

Na comparação entre PRI RI MSD x PRI RI MSE nota-se significância estatística para 95% com  $p = 0,0167$ . A média da força de Rotação Interna (RI) em Posição de Rotação Interna (PRI) no MSD 170,72 (N) foi maior que a RI na mesma posição de teste, porém, no MSE, a força média foi de 150,22 (N). Nas demais comparações houve significância para 99% de confiança com os **valores de p** sempre menores que 0,01. Desta forma o membro dominante (MD) apresentou valores médios de força maiores que o membro não-dominante (ND).

A Tabela 7 apresenta valores de Força (N) obtidos na comparação entre os testes de Rotação Interna (RI) e Rotação Externa (RE) entre membro superior direito (MSD) e membro superior esquerdo (MSE).

Tabela 7 – Valores de força (N) obtidos na comparação entre os testes de rotação interna (RI) e rotação externa (RE) entre membro superior direito (MSD) e membro superior esquerdo (MSE) de indivíduos saudáveis.

Variável	Média	Dp	Mínimo	Máximo	p-Value
PN RI MSD	145,20	19,83	117,14	181,81	0,0780
PN RI MSE	132,13	11,93	115,67	154,43	
PN RE MSD	87,44	6,19	78,59	99,34	< 0,0001
PN RE MSE	68,31	9,15	56,99	89,27	
PRI RI MSD	179,62	29,28	122,19	214,33	0,0167*
PRI RI MSE	150,22	21,74	120,84	193,98	
PRI RE MSD	119,72	14,03	95,00	141,43	< 0.0001
PRI RE MSE	87,12	7,70	72,88	100,49	
PRE RI MSD	118,24	7,07	104,75	127,38	< 0.0001
PRE RI MSE	108,58	5,17	102,28	121,47	
PRE RE MSD	75,27	3,95	69,10	81,65	< 0.0001
PRE RE MSE	61,48	4,57	56,40	69,18	

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

#### 4.4 Resultados da comparação entre a rotação interna e rotação externa

Os valores de Força (N) obtidos entre os testes comparativos de rotação interna (RI) e rotação externa (RE) nas 3 (três) diferentes posições de teste: posição neutra (PN), posição de rotação interna (PRI) e posição de rotação externa (PRE) são apresentados na Tabela 8.

Tabela 8 – Valores de força (N) obtidos na comparação entre os testes de rotação interna (RI) e rotação externa (RE) na posição neutra (PN), posição de rotação interna (PRI) e em posição de rotação externa (PRE).

<b>Variável</b>	<b>Média</b>	<b>Dp</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Máximo</b>	<b>p-Value</b>
PN RI MSD	145,20	19,83	117,40	181,81	<0, 0001
PN RE MSD	87,44	6,19	78,59	99,34	
PN RI MSE	132,13	11,93	115,67	154,45	<0, 0001
PN RE MSE	68,31	9,15	56,99	89,27	
PRI RI MSD	170,62	29,28	122,19	214,33	<0, 0001
PRI RE MSD	119,72	14,03	95,00	141,43	
PRI RI MSE	150,22	21,74	120,84	193,98	<0, 0001
PRI RE MSE	87,12	7,70	72,88	100,49	
PRE RI MSD	118,24	7,07	104,75	127,38	<0, 0001
PRE RE MSD	75,27	3,95	69,10	81,65	
PRE RI MSE	108,58	5,17	102,28	121,47	<0, 0001
PRE RE MSE	61,48	4,75	56,40	69,18	

Significância estatística =  $p < 0,01$ ; dp = desvio padrão;

#### 4.5 Resultados da correlação entre Razão RMS - Razão Força

O gráfico a seguir (Fig. 13) ilustra os resultados obtidos nos testes de correlação de Pearson a partir da Razão RMS – Razão Força (Unidade Arbitrária) no teste de Rotação Interna no Membro Superior Direito, realizado na posição neutra (PN). Não se constatou correlação significativa, considerando-se o valor  $r^2$  na tabela de correlação ANEXO C.

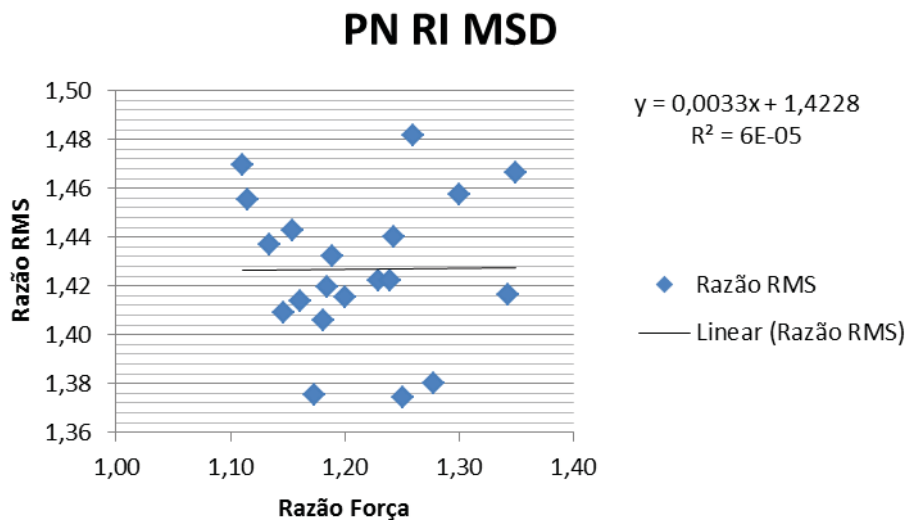


Figura 13 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Interna em Posição Neutra no Membro Superior Direito.

No teste de correlação de Pearson, a partir dos dados obtidos no teste de Rotação Externa (RE), Membro Superior Direito (MSD) na Posição Neutra (PN), não houve correlação significativa ( $r^2 = 0,0001$ ) – Figura 14. Segundo a tabela A6 – ANEXO C - (TRIOLA, 1999) tem-se que o valor  $r$  crítico para 95% de confiança é de  $r = 0,444$  (ou  $r^2 = 0,197$ ) e o valor crítico para 99% de confiança é  $r = 0,561$  (ou  $r^2 = 0,315$ ).

O gráfico a seguir (Fig. 14) ilustra os resultados do teste de correlação entre Razão RMS – Razão Força no teste de Rotação Externa realizado no Membro Superior Direito (MSD) em posição neutra.

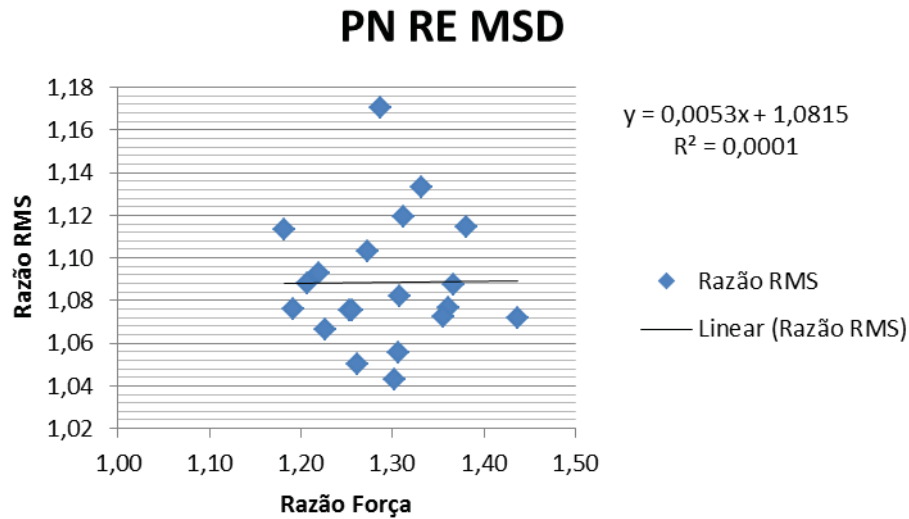


Figura 14 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Externa em Posição Neutra no Membro Superior Direito.

O gráfico a seguir (Fig. 15) ilustra os resultados do Teste de Correlação de Pearson na análise, durante a Rotação Interna (RI) no Membro Superior Esquerdo (MSE), em Posição Neutra (PN). Ao analisar o valor  $r^2$  não se observa correlação significativa.

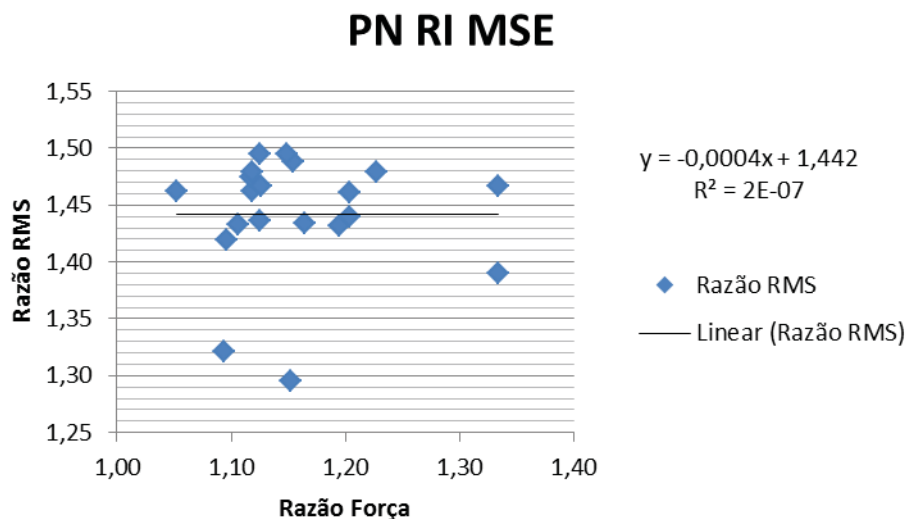


Figura 15 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Interna em Posição Neutra no Membro Superior Esquerdo.

Considerando a Tabela A6 – ANEXO C - (TRIOLA, 1999) onde o valor  $r$  crítico para 95% de confiança é de  $r = 0,444$  (ou  $r^2 = 0,197$ ) e o valor crítico para 99% de confiança é  $r = 0,561$  (ou  $r^2 = 0,315$ ), pode-se afirmar que na Posição Neutra tem-se que a Rotação Externa (RE) no Membro Superior Esquerdo (Figura 16) apresenta uma correlação significativa com 95% de confiança –  $r^2 = 0,2777$ .

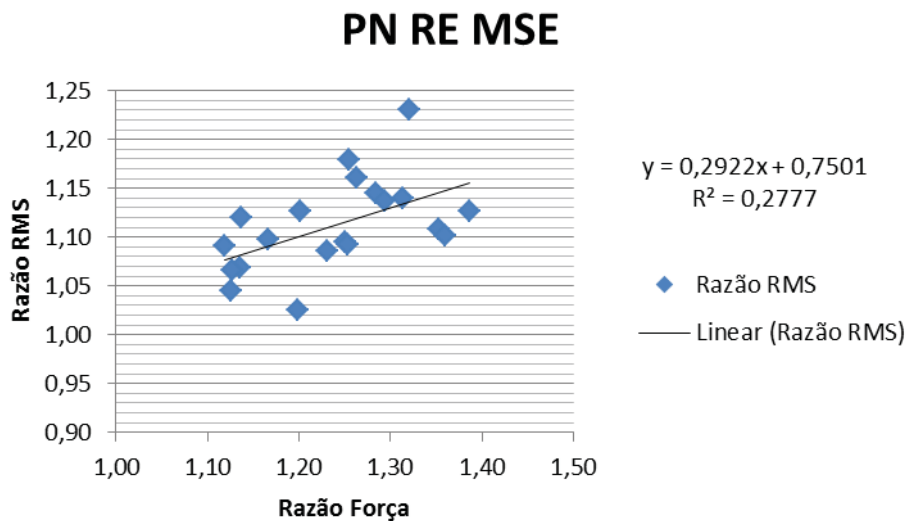


Figura 16 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Externa em Posição Neutra no Membro Superior Esquerdo.

No teste de correlação de Pearson, a partir dos dados obtidos no teste de Rotação Interna (RI), Membro Superior Direito (MSD) na Posição de Rotação Interna (PRI) não houve correlação significativa ( $r^2 = 0,0555$ ) – Figura 17.

O gráfico a seguir (Fig. 17) ilustra os resultados do teste de correlação entre Razão RMS – Razão Força no teste de Rotação Interna realizado no membro superior direito (MSD), em posição de rotação interna (PRI).



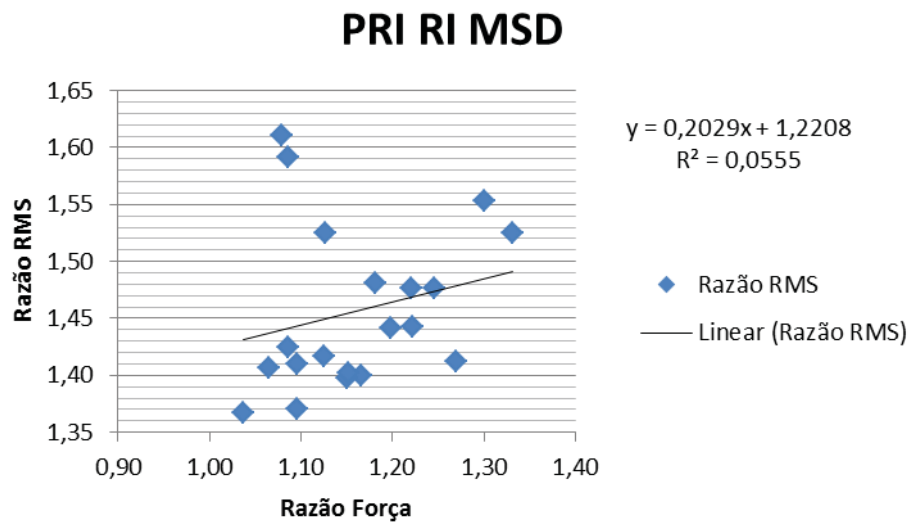


Figura 17 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Interna em Posição de Rotação Interna no Membro Superior Direito.

Na análise da correlação entre Razão RMS – Razão Força no teste de Rotação Externa, no Membro Superior Direito (MSD) em Posição de Rotação Interna (PRI), não houve correlação significativa, considerando-se o valor de  $r^2 = 0,0799$ . O gráfico a seguir (Fig. 18) ilustra os resultados.

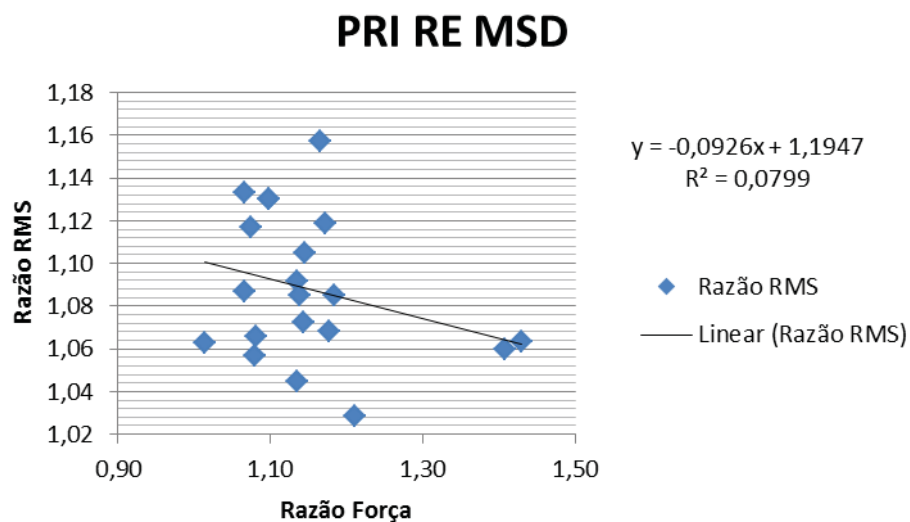


Figura 18 – Teste de Correlação entre os valores Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Externa em Posição de Rotação Interna no Membro Superior Direito.

O valor  $r^2 = 0,1161$  (Fig.19) indica que não houve correlação significativa entre Razão RMS – Razão Força no teste de Rotação Interna (RI), Membro Superior Esquerdo (MSE), na Posição de Rotação Interna (PRI).

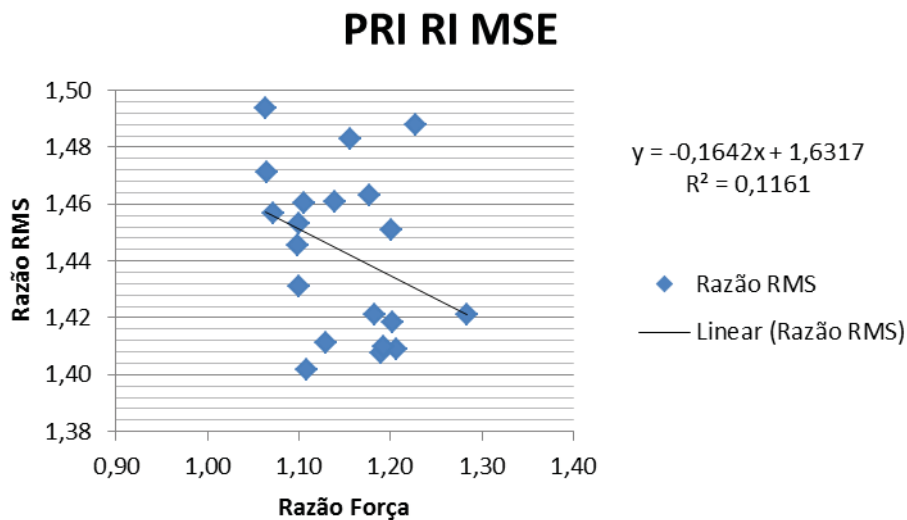


Figura 19 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Interna em Posição de Rotação Interna no Membro Superior Esquerdo.

No teste de correlação de Pearson, a partir dos dados obtidos no teste de Rotação Externa (RE), Membro Superior Esquerdo (MSE), na Posição de Rotação Interna (PRI), não houve correlação significativa ( $r^2 = 0,0042$ ).

O gráfico a seguir (Fig. 20) ilustra os resultados do teste de correlação entre Razão RMS – Razão Força, no teste de Rotação Externa (RE) realizado no Membro Superior Esquerdo (MSE), em Posição de Rotação Interna (PRI).



Os resultados do teste de correlação de Pearson, a partir dos dados obtidos no teste de Rotação Externa (RE) no Membro Superior Direito (MSD), em Posição de Rotação Externa (PRE), são apresentados no gráfico 22 (Fig. 22). O valor  $r^2 = 0,0153$  mostra que não houve correlação significativa.

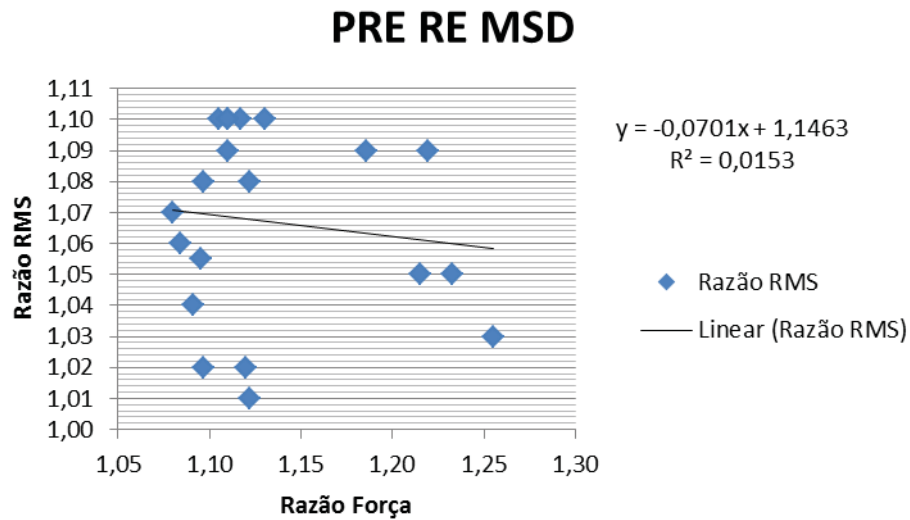


Figura 22 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Externa em Posição de Rotação Externa no Membro Superior Direito.

O gráfico (Fig. 23) apresenta os resultados do teste de correlação a partir do teste de RI no MSE em PRE. O valor  $r^2 = 0,1171$  indica falta de correlação.

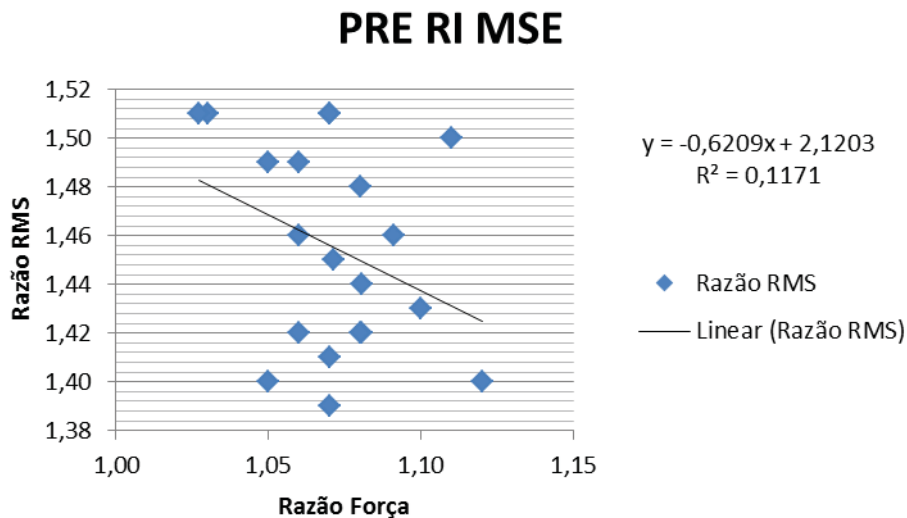


Figura 23 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Interna em Posição de Rotação Externa no Membro Superior Esquerdo.

No teste de correlação de Pearson, a partir dos dados obtidos no teste de Rotação Externa (RE), Membro Superior Esquerdo (MSE), na Posição de Rotação Externa (PRE), não houve correlação significativa ( $r^2 = 0,1061$ ).

O gráfico a seguir (Fig. 24) ilustra os resultados do teste de correlação entre Razão RMS – Razão Força no teste de Rotação Externa (RE), realizado no Membro Superior Esquerdo (MSE), em Posição de Rotação Externa (PRE).

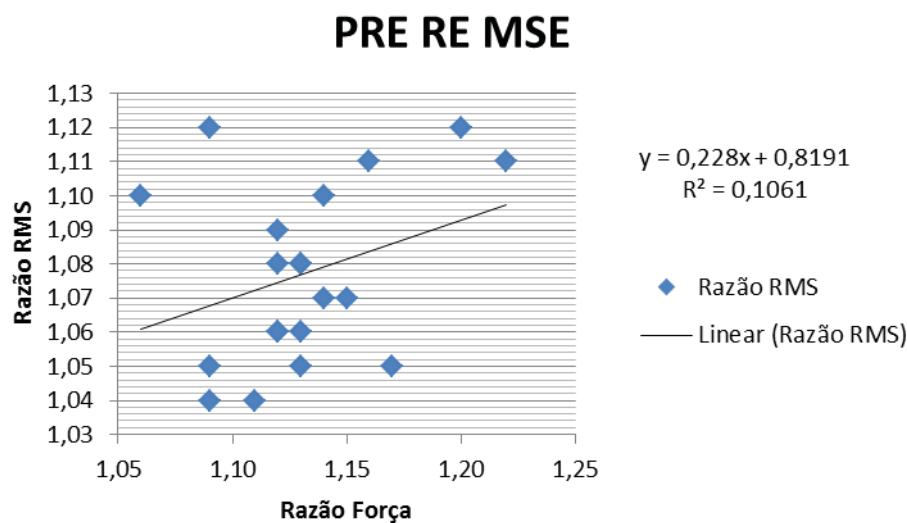


Figura 24 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Razão Força no teste de Rotação Externa em Posição de Rotação Externa no Membro Superior Esquerdo.

#### 4.6 Resultados da correlação entre Razão RMS - Força Média

Segundo o valor ( $r^2 = 0,0003$ ), apresentado na Figura 25, não houve correlação significativa entre a RMS normalizada (Razão RMS) e os valores médios da força isométrica, oriundos do teste de rotação interna (RI), no membro superior direito (MSD), em posição neutra (PN).

O gráfico a seguir (Fig. 25) ilustra os valores obtidos no teste – PN RI MSD.

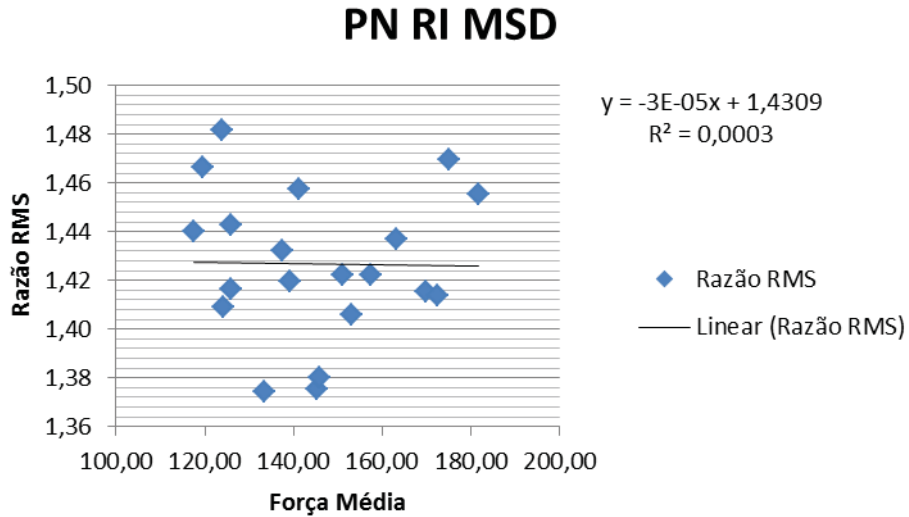


Figura 25 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Interna em Posição Neutra no Membro Superior Direito.

No gráfico seguinte (Fig. 26) estão apresentados os resultados do teste de correlação entre Razão RMS – Força Média, no teste de Rotação Externa no Membro Superior Direito (MSD), realizado em Posição Neutra (PN). Não foi verificado correlação, considerando-se o valor  $r^2 = 0,0045$ .

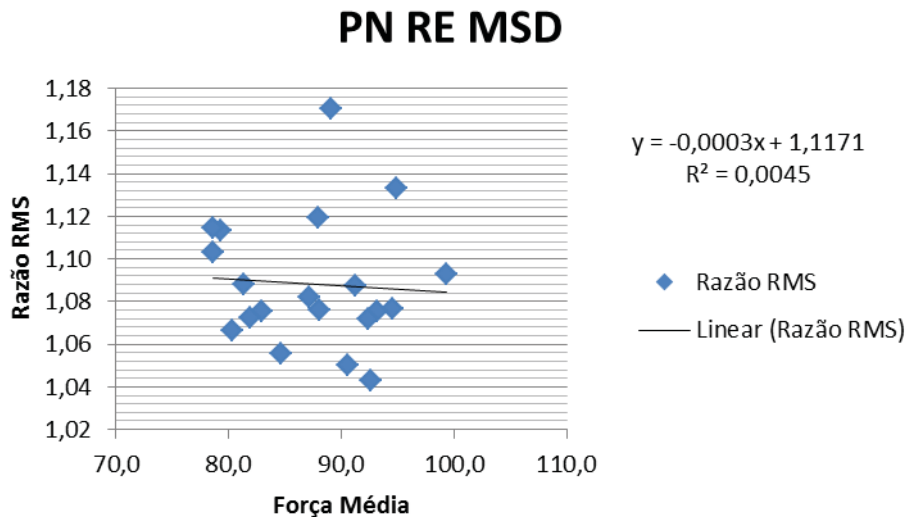


Figura 26 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Externa em Posição Neutra no Membro Superior Direito.

Na Correlação de Pearson, a partir dos dados obtidos no teste de Rotação Interna (RI), no Membro Superior Esquerdo (MSE), realizado em Posição Neutra (PN), não houve correlação significativa ( $r^2 = 0,0067$ ).

O gráfico a seguir (Fig. 27) ilustra os resultados do teste de correlação entre Razão RMS – Força Média, no teste de Rotação Interna (RI), realizado no Membro Superior Esquerdo (MSE), em Posição Neutra (PN).

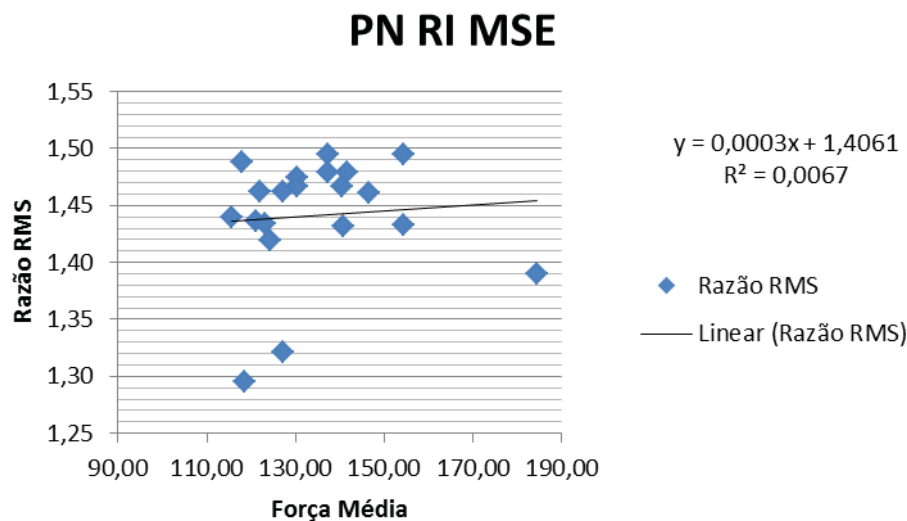


Figura 27 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Interna em Posição Neutra no Membro Superior Esquerdo.

Os resultados do teste de correlação de Pearson, a partir dos dados obtidos no teste de Rotação Externa (RE), no Membro Superior Esquerdo (MSE), em Posição de Neutra (PN), são apresentados no gráfico 28 (Fig. 28). O valor  $r^2 = 0,1436$  mostra que não houve correlação significativa.

O gráfico a seguir (Fig. 28) ilustra os resultados do teste de correlação de Pearson entre Razão RMS – Força Média, no teste de Rotação Externa (RE), realizado no Membro Superior Esquerdo (MSE), em PN.

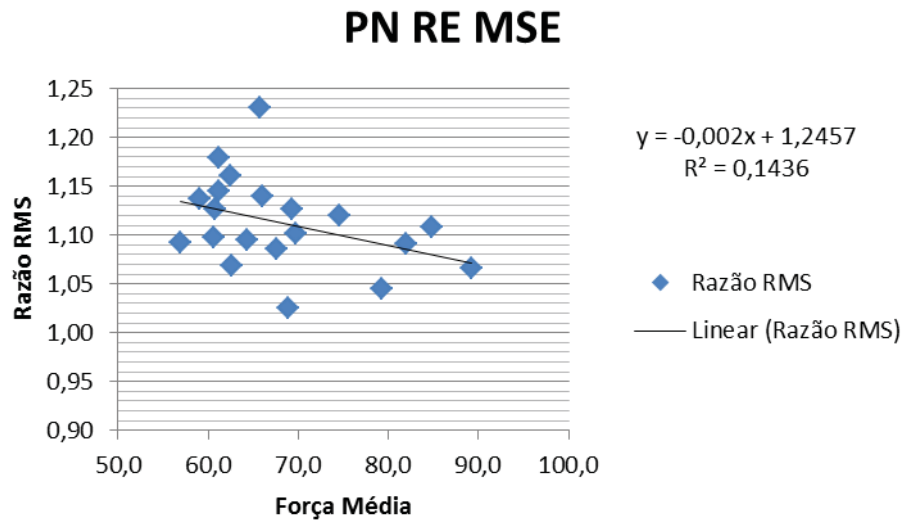


Figura 28 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Externa em Posição Neutra no Membro Superior Esquerdo.

O gráfico a seguir (Fig. 29) ilustra os resultados do teste de correlação de Pearson entre Razão RMS – Força Média, no teste de Rotação Interna (RI), realizado no Membro Superior Direito (MSD), na Posição de Rotação Interna (PRI). Considerando-se o valor  $r^2 = 0,0023$ , verifica-se a inexistência de correlação nessas condições de teste.

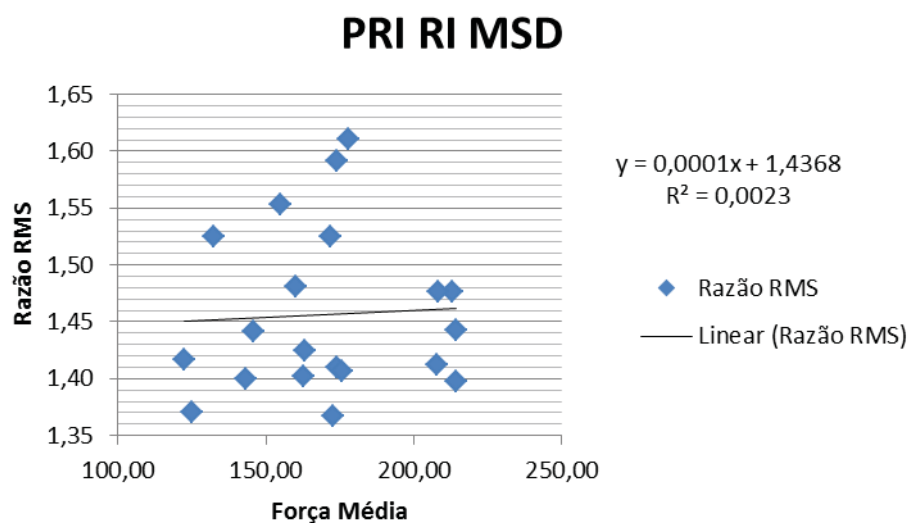


Figura 29 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Interna em Posição de Rotação Interna no Membro Superior Direito.



Na Correlação de Pearson, a partir dos dados obtidos no teste de Rotação Externa (RE), no Membro Superior Direito (MSD), realizado em Posição de Rotação Interna (PRI), não houve correlação significativa ( $r^2 = 0,0028$ ).

O gráfico a seguir (Fig. 30) ilustra os resultados do teste de correlação entre Razão RMS – Força Média, no teste de Rotação Externa (RE), realizado no Membro Superior Direito (MSD), em Posição de Rotação Interna (PRI).

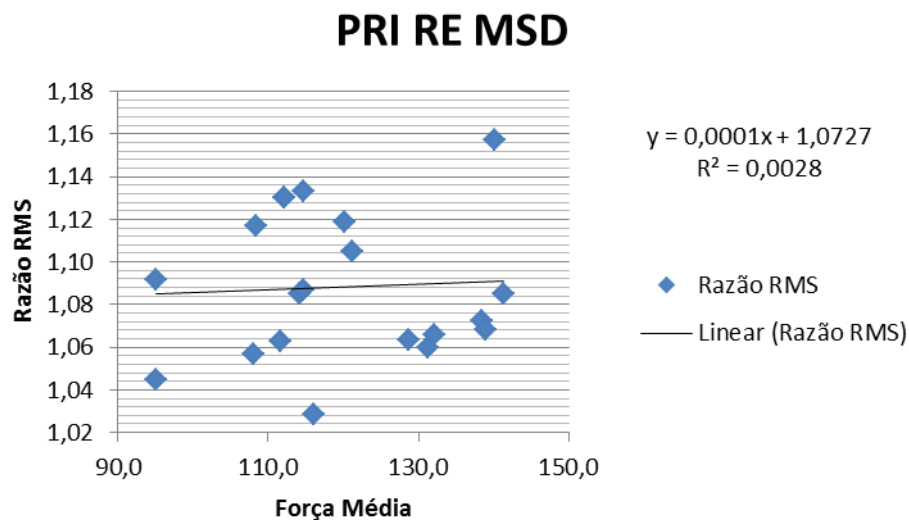


Figura 30 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Externa em Posição de Rotação Interna no Membro Superior Direito.

No gráfico seguinte (Fig. 31) estão apresentados os resultados do teste de correlação entre Razão RMS – Força Média, no teste de Rotação Interna no Membro Superior Esquerdo (MSE), realizado em Posição de Rotação Interna (PRI). Não foi verificada correlação, considerando-se o valor  $r^2 = 0,0454$ .

O gráfico a seguir (Fig. 31) ilustra os resultados do teste de correlação entre Razão RMS – Força Média, no teste de Rotação Interna (RI), realizado no Membro Superior Esquerdo (MSE), em Posição de Rotação Interna (PRI).

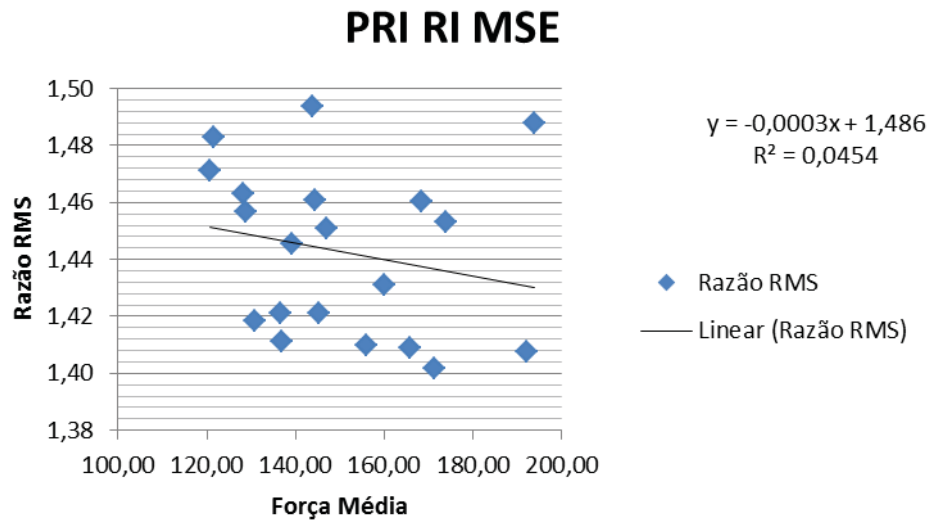


Figura 31 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Interna em Posição de Rotação Interna no Membro Superior Esquerdo.

O valor  $r^2 = 0,0033$  (Fig. 32) mostra que não houve correlação entre Razão RMS – Força Médica, no teste de esforço envolvendo a Rotação Externa (RE, no Membro Superior Esquerdo (MSE), realizado em Posição de Rotação Interna.

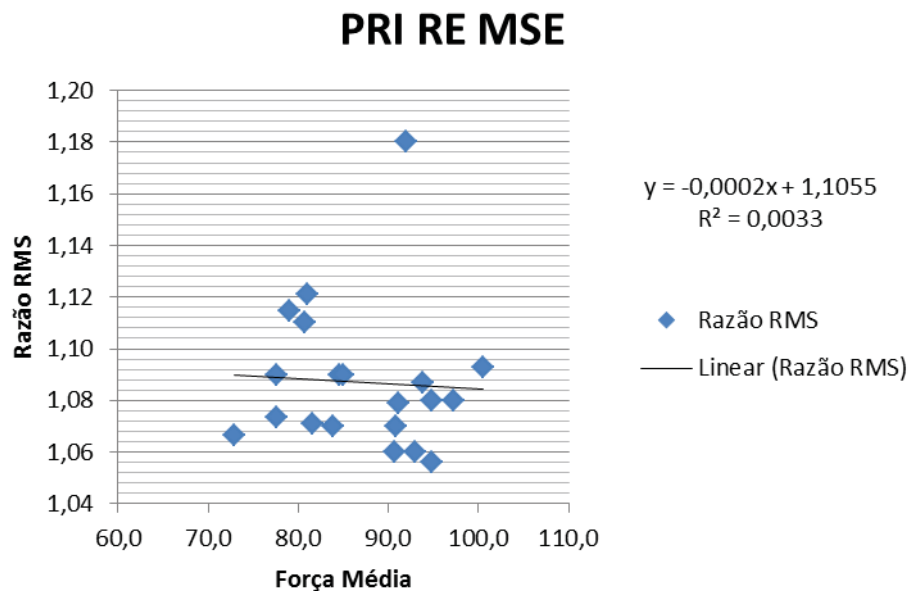


Figura 32 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Externa em Posição de Rotação Interna no Membro Superior Esquerdo.

O gráfico a seguir (Fig. 33) apresenta os resultados obtidos do teste de correlação de Pearson entre Razão RMS – Força Média durante a Rotação Interna (RI) no Membro Superior Direito (MSD) na Posição de Rotação Externa (PRE). Não houve correção significativa –  $r^2 = 0,1065$ .

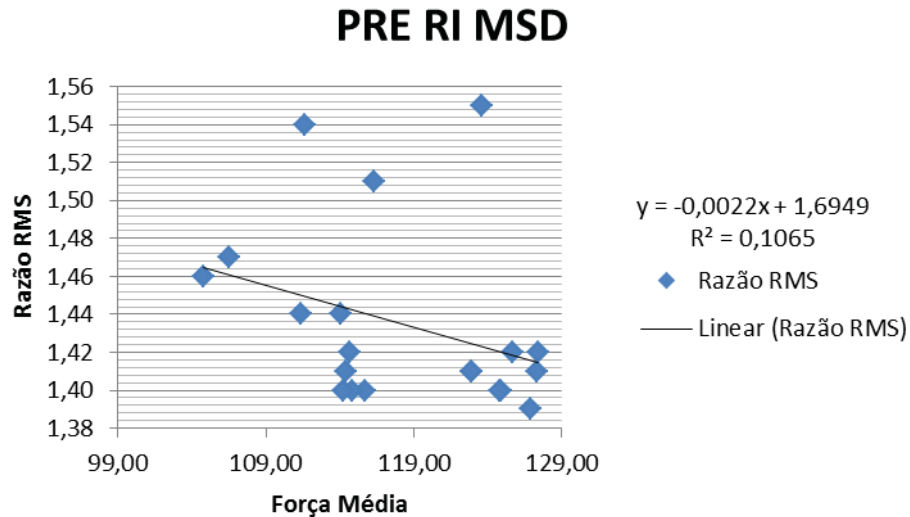


Figura 33 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Interna em Posição de Rotação Externa no Membro Superior Direito.

O valor  $r^2 = 0,0345$  (Fig. 34) indica a inexistência de correlação entre as variáveis: Razão RMS – Força Média no teste de RE no MSD em Posição de Rotação Externa (PRE).

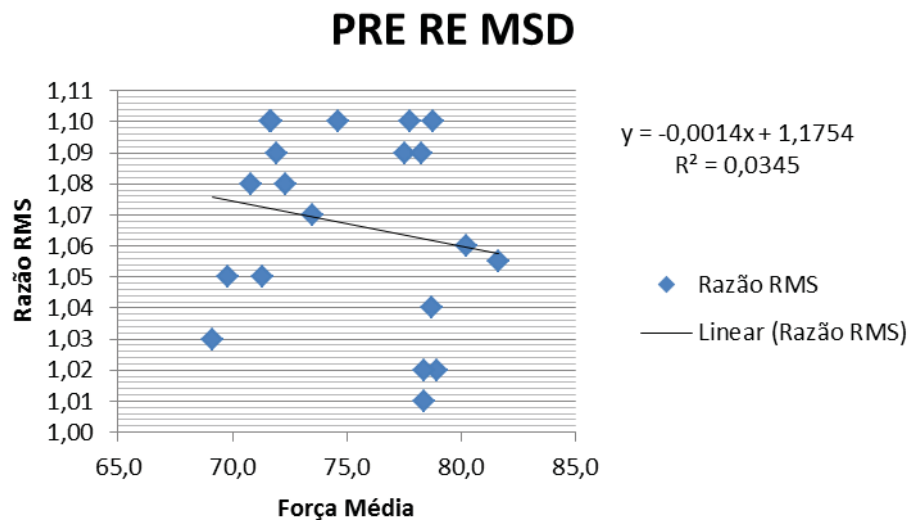


Figura 34 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Externa em Posição de Rotação Externa no Membro Superior Direito.

Na análise da correlação entre Razão RMS – Força Média durante o teste de Rotação Interna (RI) realizado no Membro Superior Esquerdo (MSE) em Posição de Rotação Externa (PRE); constata-se correlação significativa para 95 % de confiança. O valor  $r^2 = 0,02103$  (Fig. 35) é maior do que  $r^2 = 0,197$  indicado na Tabela A6.

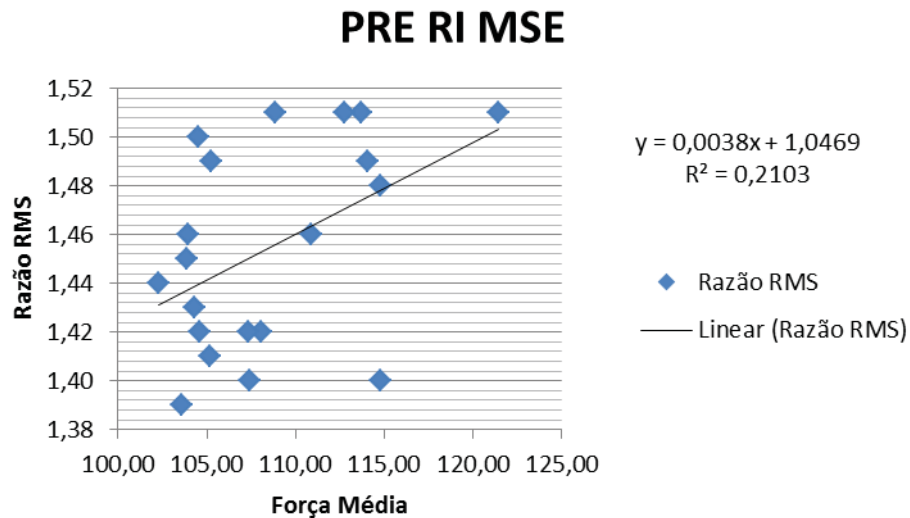


Figura 35 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Interna em Posição de Rotação Externa no Membro Superior Esquerdo.

No próximo gráfico (Fig. 36) também houve correlação significativa para 95% de confiança com  $r^2 = 0,3114$ .

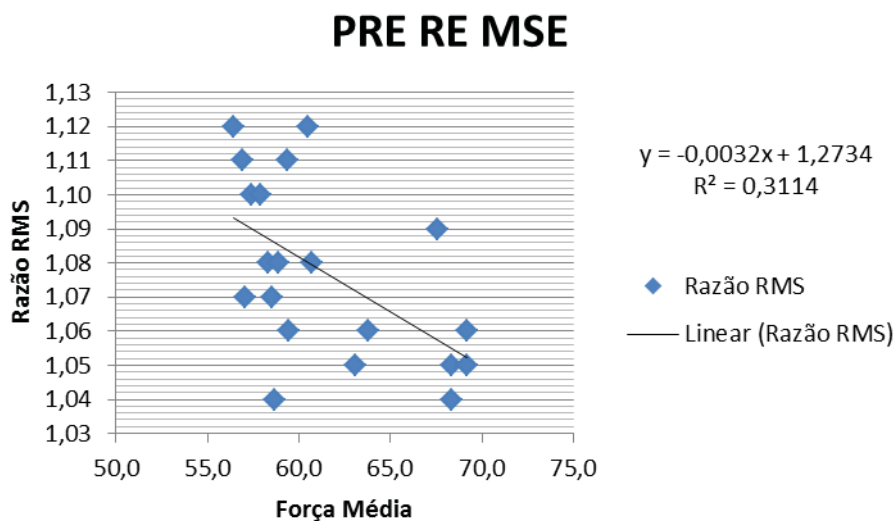


Figura 36 – Teste de Correlação entre os valores da Razão RMS - Força Média no teste de Rotação Externa em Posição de Rotação Externa no Membro Superior Esquerdo.

## 5 DISCUSSÃO

### 5.1 Sistema de Aquisição

O sistema de aquisição utilizado a partir do Dinamômetro Biomédico (DB), associado ao Eletromiógrafo possibilitou testes de função musculoesquelética e seu funcionamento foi testado durante a realização dos testes em indivíduos saudáveis. A intenção de baixar o custo do sistema foi alcançada. Duchêne e Goubel (1982) propuseram sistema de aquisição e processamento de sinais eletromiográficos de baixo custo e pesquisadores buscam instrumentos confiáveis, precisos e adaptáveis. Memberg et al. (2001) projetaram e construíram um transdutor para medir de forma eficaz o momento flexor da articulação do cotovelo, produzido por indivíduos com tetraplegia. O dispositivo constituído apresentava duas estruturas com 4 (quatro) barras formando um paralelogramo, interligadas por um pivô, e extensômetros elétricos foram adaptados em pontos estratégicos do paralelogramo.

A Estação de Medição de Força (EMF), projetada e construída por Cortez (2008) foi utilizada para analisar a produção de força externa pelos músculos flexores do punho e cotovelo e, ainda, dos músculos rotadores da articulação do ombro (CORTEZ, et al, 2011) e citada em outros trabalhos (SILVA et al., 2012; DE SOUZA ALMEIDA et al. 2012). O dinamômetro foi modificado e adaptado para ampliar as posições de testes e possibilitar novas inferências sobre a avaliação musculoesquelética. Na adaptação foi utilizado um sistema de aquisição e amplificação de sinal da *EMG System*, que vem sendo testado e utilizado, em diversos estudos (SUDA et al., 2009; BOTELHO et al., 2010; CARVALHO et al., 2010; QUEIROZ et al., 2010; HAZINE et al., 2012).

Os valores médios de força (N) obtidos nos testes de rotação do presente estudo se aproximam de outras pesquisas (CHANG et al. 2000; WIKHOLM; BOHANNON, 1991; MACKINNON, 1998). A maioria dos estudos envolvendo testes musculares considera o pico de torque, medido em (N.m), como parâmetro na avaliação da função musculoesquelética (ANDERSONA; BIALOCERKOWSKIB; BENNELLA, 2006; ZANCA et al., 2011; DAY; TAYLOR; GREEN, 2012).

O sinal eletromiográfico foi obtido através de eletrodos de superfície nos músculos peitoral maior e infraespinhoso. De acordo com a revisão de literatura sobre a EMG, percebe-se que pesquisadores utilizam a EMG invasiva (KAMAVUARO; YOSHIDA; JENSEN, 2009; PELTONEN et al., 2012) e a EMG de superfície (CHRISTODOULOU et al. 2012; FRAHM et al. 2012).

O novo sistema de aquisição permitiu a avaliação da função musculoesquelética pela aquisição simultânea dos sinais eletromiográficos e de força. A intenção de baixar o custo em relação aos equipamentos disponíveis no mercado foi alcançada e tem-se conhecimento tecnológico para aplicar novos instrumentos para avaliar a força externa em outros segmentos anatômicos, como por exemplo, o membro inferior.

## **5.2 Comparação entre as diferentes posições de teste musculoesquelético**

Os testes realizados no membro superior direito (MSD) com esforços na direção da rotação externa nas diferentes posições de teste da função muscular: (PRI RE MSD x PN RE MSD x PRE RE MSD) foram comparados, através de um teste estatístico, não-paramétrico. A normalidade das amostras foi verificada e a igualdade nas variâncias não foi verificada. A variância do teste PRI RE MSD (197), do teste PN RE MSD (38) e a variância do PRE RE MSD (16) são consideradas diferentes estatisticamente. Desta forma foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis, para averiguar a existência de diferença significativa entre as medianas (Tabela 3). Pode-se afirmar que as três posições se diferenciam significativamente uma das outras, com 99% de confiança. Em relação à posição PRI RE MSD tem-se que esta possui uma força média maior 119,72 (N) em relação à posição neutra PN RE MSD 87,44 (N), de forma significativa e a posição PRE RE MSD possui uma força média menor 75,27 (N), de forma significativa em relação à posição neutra.

Comparando-se os testes de rotação interna nas três posições pré-estabelecidas no membro superior direito, pode-se constatar que as três posições se diferenciam significativamente uma das outras, com 99% de confiança. Em relação à posição PRI RI MSD tem-se que esta possui uma força média maior 170,63 (N) em relação à posição neutra PN RI MSD 145,20 (N), de forma significativa e a posição PRE RI

MSD possui uma força média menor 118,24 (N) de forma significativa em relação à posição neutra. A normalidade das amostras foi verificada e a igualdade nas variâncias não pode ser verificada. A variância do PRI RI MSD (857), variância do PN RI MSD (394) e variância do PRE RI MSD (50), são consideradas diferentes estatisticamente. Considerando a diferença nas variâncias foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis, para averiguar a existência de diferença significativa entre as medianas (Tabela 4).

Ao comparar a rotação interna, nas três posições e no membro superior esquerdo pode-se afirmar com 99% de confiança que a PRE RI MSE possui uma Força média menor 108,58 (N) que a PN RI MSE 132,13 (N) de forma significativa. No entanto, não se verifica diferença significativa entre PRI RI MSE 150,22 (N) e a PN RI MSE 132,13 (N); assim, se aceita a hipótese de nulidade em relação a estas duas características (Tabela 5). Em relação a PRI e PRE, verifica-se que existe uma diferença significativa entre estas amostras. Foi verificada a normalidade das amostras e não se verificou a igualdade nas variâncias onde: Variância do PRI RI MSE (473), variância do PN RI MSE (142) e variância do PRE RI MSE (27) são consideradas desiguais estatisticamente, onde uma pode ser até 9 vezes maior que a outra (TRIOLA, 1998). Foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis, para averiguar se existe diferença significativa entre as medianas, conforme Tabela 5.

Na comparação entre a rotação externa no membro superior esquerdo foi verificada a normalidade dos dados e a igualdade nas variâncias onde: Variância do PRI RE MSE (59), variância do PN RE MSE (84) e variância do PRE RE MSE (21) são consideradas iguais estatisticamente, onde uma pode ser até 9 vezes maior que a outra (TRIOLA, 1998). Desta forma, utilizou-se o teste ANOVA One-Way (Tabela 6) para averiguar a existência de diferença significativa entre as médias. Pode-se afirmar que as três posições se diferenciam significativamente umas das outras, com 99% de confiança. Em relação à posição PRI RE MSE tem-se que esta possui uma força média maior 87,12 (N), em relação à posição neutra PN RE MSE 68,31 (N), de forma significativa e a posição PRE RE MSE possui uma força média menor 61,48 (N) de forma significativa, em relação à posição neutra 68,31 (N).

### 5.3 Comparação entre membro dominante e não-dominante

Estudos de lateralidade, examinando a assimetria das habilidades manuais bem como a preferência de um dos membros superiores para a realização de determinadas tarefas são realizados em busca de esclarecimentos sobre a relação de dominância. Em diferentes culturas, cerca de 90% da população prefere a mão direita para a realização de tarefas motoras (DIRNBERGER, 2008).

Na comparação PN RI MSD x PN RI MSE não houve significância estatística. A média da força de Rotação Interna em posição neutra no MSD 145,20 (N) foi maior que a média da força no MSE 132,13 (N). O valor médio de força no membro dominante foi maior que o membro não-dominante. No entanto, na comparação das médias obtidas nos testes de esforço (Tabela 7) notou-se semelhança estatística entre os valores ( $p = 0,07$ ).

A comparação entre PRI RI MSD x PRI RI MSE foi estatisticamente significativa para 95%, com ( $p = 0,0167$ ). A média da força de Rotação Interna em posição de rotação interna no MSD foi de 179,62 (N) foi maior que a Rotação Interna na mesma posição de teste. No MSE a força média foi de 150,22 (N). Considerando-se 99% ( $p = 0,01$ ) de confiança não houve diferença significativa, mas com 95% ( $p = 0,05$ ) foi constatada significância conforme apresentado na Tabela 7.

Nas demais comparações houve significância para 99% de confiança com os valores de  $p$  sempre menores que 0,01. Desta forma, o membro dominante (MSD) apresentou valores médios de força maiores que o membro não-dominante (MSE) (Tabela 7).

Os dados do presente estudo concordam com os valores obtidos por Malliou et al. (2004), onde os rotadores externos do lado dominante apresentaram-se mais fracos em relação aos músculos do lado não-dominante. Os autores testaram a força dos rotadores do ombro a partir de 90° de abdução.

Estudos comparativos envolvendo força muscular bem como considerações sobre a relação de dominância e não-dominância tem sido objeto de estudo de muitos pesquisadores Coley et al. (2008); Chan, Newton e Nosaka (2012); Niederbracht e Shim, (2008).



Os testes envolvendo a Rotação Interna (RI) apresentaram mais força média em relação à Rotação Externa de forma significativa com 99% de confiança (Tabela 8). Os esforços no sentido da RI apresentaram valores médios de força maiores quando comparados às solicitações para RE em todas as posições de teste (PN, PRI e PRE). Os resultados concordam com a literatura corrente, mas é importante salientar que a amostra estudada foi de jovens saudáveis e sem histórico de lesões.

Em uma revisão da literatura sobre a força isocinética medida no ombro, Codine et al. (2005) apresentaram um resumo dos resultados de força do ombro em 10 diferentes estudos. Embora os valores relatados fossem naturalmente dependentes da idade, sexo, nível de atividade, e demais variáveis, os autores concluíram que os m. rotadores externos eram mais fracos que os m. rotadores internos e os m. abdutores.

Niederbracht e Shim (2008) estudaram a função musculoesquelética a partir da análise do pico de torque durante a rotação interna e rotação externa em jogadoras profissionais de tênis. Os resultados demonstraram que os valores máximos de torque durante a rotação externa foi menor quando comparados com os valores no teste de rotação interna. Na comparação do membro dominante e não-dominante os autores encontraram diferenças onde o lado dominante gerou maior pico de torque mas os valores obtidos não foram estatisticamente significativos. Os autores ainda concluíram que o desequilíbrio na geração de torque entre os rotadores do ombro é determinante em lesões esportivas e que testes quantitativos sejam realizados no processo de reabilitação.

A fadiga dos músculos rotadores externos pode contribuir para lesões no ombro em atletas. Pesquisadores têm examinado o efeito da fadiga, da mecânica escapular e da ativação dos músculos rotadores externos durante um movimento funcional (EBAUGH; MCCLURE; KARDUNA, 2006; THIGPEN et al. 2010). Joshi et al (2011) examinaram os efeitos da fadiga nos músculos trapézio superior, trapézio inferior, serrátil anterior e infraespinhoso durante movimentos de rotação externa em tarefas diagonais. Os resultados do estudo mostram que a diminuição na capacidade de gerar força dos músculos rotadores do ombro altera a mecânica escapular aumentando significativamente o risco de lesão.

A partir dos estudos anteriores é possível afirmar que os músculos rotadores internos são capazes de gerar mais força que os rotadores externos e, em condições de desequilíbrio muscular, a fadiga dos rotadores externos provoca uma inativação dos músculos da região como o infraespinhoso e as fibras superiores e inferiores do músculo trapézio.

#### **5.4 Correlação entre Razão RMS - Razão Força Média**

A relação entre atividade EMG-Força vem sendo investigada há anos e estudos sinalizam que, em condições isométricas, o sinal eletromiográfico aumenta com a maior produção de força (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; ILLYÉS; KISS, 2005).

##### **5.4.1 Correlação entre Razão RMS – Razão Força em Posição Neutra**

Segundo a tabela A6 – ANEXO C - (TRIOLA, 1999) tem-se que o valor  $r$  crítico para 95% de confiança é de  $r = 0,444$  (ou  $r^2 = 0,197$ ) e o valor crítico para 99% de confiança é  $r = 0,561$  (ou  $r^2 = 0,315$ ). E na posição neutra tem-se que apenas na rotação externa no membro superior esquerdo (Figura 16) houve uma correlação significativa com 95% de confiança.

##### **5.4.2 Correlação entre Razão RMS – Razão Força em Posição de Rotação Interna**

Nos testes realizados em Posição de Rotação Interna (Figuras 16-20) não foi verificada correlação significativa entre a Razão EMG/Razão Força. Segundo a tabela A6 (TRIOLA, 1998), tem-se que o valor  $r$  crítico para 95% de confiança é de  $r = 0,444$  (ou  $r^2 = 0,197$ ), e o valor crítico para 99% de confiança é  $r = 0,561$  (ou  $r^2 = 0,315$ ). Segundo estes valores nenhum dado apresentou correlação significativa.

### **5.4.3 Correlação entre Razão RMS – Razão Força em Posição de Rotação Externa**

A análise de correlação envolvendo os testes de rotação em posição de rotação externa (Figuras 21-24) não apontou significância. Segundo a tabela A6 – ANEXO C - (TRIOLA, 1999), tem-se que o valor  $r$  crítico para 95% de confiança é de  $r = 0,444$  (ou  $r^2 = 0,197$ ) e o valor crítico para 99% de confiança é  $r = 0,561$  (ou  $r^2 = 0,315$ ). Segundo estes valores nenhum dado apresentou correlação significativa.

## **5.5 Correlação entre Razão RMS - Força Média**

### **5.5.1 Correlação entre Razão RMS - Força Média em Posição Neutra**

Na correlação entre os valores obtidos nos testes com o MSD e MSE na posição neutra não foi encontrada correlação significativa (Figuras 25 – 29). Segundo a tabela A6 – ANEXO C - (TRIOLA, 1999), tem-se que o valor  $r$  crítico para 95% de confiança é de  $r = 0,444$  (ou  $r^2 = 0,197$ ) e o valor crítico para 99% de confiança é  $r = 0,561$  (ou  $r^2 = 0,315$ ). Segundo os valores apresentados nas Figuras 25, Figura 26, Figura 27 e Figura 28 não houve correlação significativa entre a RMS normalizada (Razão RMS) e os valores médios da força isométrica (Força Média).

### **5.5.2 Correlação entre Razão RMS – Força Média em Posição de Rotação Interna**

Segundo a tabela A6 (TRIOLA, 1999) tem-se que o valor  $r$  crítico para 95% de confiança é de  $r = 0,444$  (ou  $r^2 = 0,197$ ) e o valor crítico para 99% de confiança é  $r = 0,561$  (ou  $r^2 = 0,315$ ). Segundo estes valores (Figura 29, Figura 30, Figura 31 e Figura 32) nenhum dado apresentou correlação significativa

### 5.5.3 Correlação entre a Razão RMS – Força Média em Posição de Rotação Externa

De acordo com os valores apresentados na Figura 35 e Figura 36 para os testes de Rotação Interna e Rotação Externa no MSE, respectivamente, percebe-se correlação significativa com 95% de confiança.

Segundo a tabela A6 – ANEXO C - (TRIOLA, 1999), tem-se que o valor  $r$  crítico para 95% de confiança é de  $r = 0,444$  (ou  $r^2 = 0,197$ ) e o valor crítico para 99% de confiança é  $r = 0,561$  (ou  $r^2 = 0,315$ ). Segundo estes valores os testes PRE RI MSE (Figura 35) e PRE RE MSE (Figura 36) apresentaram correlação significativa com 95% de confiança.

Loss et al. (1998) apresentaram um método de estimar qualitativamente a força muscular, a partir do sinal eletromiográfico de superfície, durante contrações isométricas. Para alcançar tal objetivo, uma série de processos matemáticos foi efetuada sobre o sinal eletromiográfico, incluindo técnicas com filtros de janela móvel ponderada, transformando o eletromiograma em uma curva simples, similar ao sinal de força. Para testar o modelo proposto, os autores realizaram 216 situações de medida de força durante a mordida humana e Eletromiografia (EMG) sobre os músculos masseter e m. temporal, distribuídas em um projeto de experimento. O parâmetro escolhido para medir a eficiência do método foi o coeficiente entre duas curvas e concluíram que o método mostrou-se mais eficiente quanto maior era a força empregada.

Hashemi et al. (2012) afirmam que a utilização de modelos matemáticos e testes estatísticos paramétricos e não-paramétricos, desde que respeitados os pré-requisitos da análise descritiva, são úteis para aplicação dos testes específicos envolvendo funções polinomiais e elementos finitos utilizados no entendimento da relação EMG-Força.

Pesquisadores têm sugerido com frequência a utilização de modelamentos matemáticos para o entendimento dos fenômenos biomecânicos e as relações entre sinais eletromiográficos e dinamométricos (CURTIS et al., 2010; MENEGALDO; OLIVEIRA, 2012; ROSS; PATEL, 2003).

Para identificar padrões de ativação de vários músculos que agem sobre a articulação do ombro durante testes isocinéticos de rotação interna e externa do ombro, David et al. (2000) combinaram testes com eletromiografia e dinamometria isocinética em indivíduos saudáveis. Neste estudo, os autores utilizaram os valores de RMS normalizados e a magnitude percentual da atividade muscular considerando: baixa ( $0 \pm 20\%$  da contração isométrica voluntária máxima - CIVM), moderada ( $20 \pm 40\%$ ), elevada ( $40 \pm 60\%$ ) e muito alta (maior em seguida,  $60\%$ ). A correlação entre EMG com valores normalizados (RMS) e a força desenvolvida durante a atividade dos músculos da cintura escapular, foi obtida, por análise de regressão e coeficientes de determinação ( $r^2$  Pearson) com significância de 95%. Os autores identificaram forte associação entre a atividade elétrica muscular e o torque produzido durante a rotação externa do ombro.

## 6 CONCLUSÃO

O novo sistema de aquisição permitiu a avaliação da função musculoesquelética pela aquisição simultânea dos sinais eletromiográficos e de força. A intenção de baixar o custo em relação aos equipamentos disponíveis no mercado foi alcançada.

Na comparação entre o membro dominante (MD) e não-dominante (ND) verificou-se diferença estatística na comparação entre a força média, exceto no teste de rotação interna (RI) realizada em Posição Neutra (PN). Comparando-se a força média nos testes de rotação interna e externa constatou-se que os rotadores internos são mais fortes que os rotadores externos.

Nos testes de correlação entre Razão RMS - Razão Força houve uma correlação significativa com 95% de confiança na Posição Neutra (PN) apenas no teste de Rotação Externa no Membro Superior Esquerdo.

Houve correlação significativa entre Razão RMS - Força média apenas nos testes de esforço envolvendo as rotações interna e externa na Posição de Rotação Externa e no membro superior esquerdo.

Conclui-se que novos estudos deverão ser realizados para o aperfeiçoamento e ampliação das possibilidades de teste do Dinamômetro Biomédico e que a relação EMG-Força seja objeto de pesquisa na intenção do entendimento da possível correlação entre estas grandezas.

## REFERÊNCIAS

AKATAKI, K. et al. Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle. **Eur J Appl Physiol**, v. 84, n. (1–2), p. 19–25, Jan-feb. 2001.

ALBERNETHY, B. et al. Basic Concepts of Energetics. In:\_\_\_\_. **The Biophysical Foundations of Human Movement**. Champaign: Human Kinetics, 2005. p. 81-92.

ALBERNETHY, B. et al. Basic Concepts of the Musculoskeletal System. In:\_\_\_\_. **The Biophysical Foundations of Human Movement**. Champaign: Human Kinetics, 2005. p. 16-32.

DE SOUZA ALMEIDA, F. et al. Muscle lesion treatment in Brazilian soccer players: Theory vs. Practice. **HEALTHMED**, v. 6, n. 1, 2012. p. 107-112.

AMADIO, A.C, BARBANTI, V.J. A **Biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Ed. Estação Liberdade: Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, 2000:269p.

AMADIO, A.C. et al. Introdução à análise do movimento humano – descrição e aplicação dos métodos de medição. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v.2, n.3, p. 41-54, 1999.

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

ANDERSON, D.E.; NUSSBAUM, M.A.; MADIGAN, M.L. A new method for gravity correction of dynamometer data and determining passive elastic moments at the joint. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 43, n. 6, p. 1220-1223, apr, 2010.

ANDERSONA, V.B.; BIALOCERKOWSKIB, A.E.; BENNELLA, K.L. Test–retest reliability of glenohumeral internal and external rotation strength in chronic rotator cuff pathology. **Physical Therapy in Sport**, London, v. 7, n. 3, p. 115-121, aug. 2006.

ATESHIAN, G.A.; MORTON, A. F. Integrative biomechanics: A paradigm for clinical applications of fundamental mechanics. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 42, n. 10, p. 1444–1451, july. 2009.

BACKUS, S.I. et al. A Spectral Analysis of Rotator Cuff Musculature Electromyographic Activity: Surface and Indwelling. **HSS Journal**. v.7, n.1, p. 21–28, 2011.

BAERT, I.A.C. et al. Gait characteristics and lower limb muscle strength in women with early and established knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 28, n. 1, p. 40–47, jan. 2013.

BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J. **Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography**, 5 ed., Baltimore: Williams & Wilkins, 1985. 561 p.

BATALHA, N.M, et al. Shoulder rotator cuff balance, strength and endurance in young swimmers during a competitive season. **J Strength Cond Res**, dec. 2012.

BENNETTS, C.J. et al. Clustering and classification of regional peak plantar pressures of diabetic feet. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 46, n. 1, p. 19-25, jan., 2013.

BITTER, N.L. et al. Relative contributions of infraspinatus and deltoid during external rotation in healthy shoulders. **J Shoulder Elbow Surg**, St. Louis v.16, n 5, p.563-568, sep-oct. 2007.

BOTELHO, S. et al. Impact of delivery mode on electromyographic activity of pelvic floor: Comparative prospective study. **Neurourology and Urodynamics** (Print), New York, v. 29, n.7, p. 1258-1261, set. 2010.

BRONZINO, J. Biomedical Engineering: A historical perspective. In: ENDERLE, J; BLANCHARD, S, BRONZINO, J. **Introduction to biomedical engineering**. 2. Ed. San Diego: Elsevier Academic Press, cap. 1, p. 1-29.

BRONZINO, J.D. **The Biomedical Engineering Handbook**. Boca Raton: CRC Press, 2<sup>a</sup> Ed., v. 1, 2000,

BROOKHAM, R.L.; WONG, J.M.; DICKERSON, C.R. Upper limb posture and submaximal hand tasks influence shoulder muscle activity. **International Journal of Industrial Ergonomics**, Brookham, v. 40, n.3, p. 337–344, may, 2010.

BRUNO GARZA, J.L. et al. Observed differences in upper extremity forces, muscle efforts, postures, velocities and accelerations across computer activities in a field study of office workers. **Ergonomics**, London, v. 55, n. 6, p. 670–681, June, 2012.



CARLSEN, B.T. et al. Comparison of Single versus Double Nerve Transfers for Elbow Flexion after Brachial Plexus Injury. **Plastic and Reconstructive Surgery**, Baltimore, v. 127, n.1, p. 269-276, Jan. 2011.

CARVALHO, R.G.S. et al. Analysis of various conditions in order to measure electromyography of isometric contractions in water and on air. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 20, n. 5, p. 988-993, oct. 2010.

CIBULKA, M.T. et al. A new manual muscle test for assessing the entire trapezius muscle. **Physiotherapy Theory and Practice**, Early Online: 1-7, set, 2012. Disponível em: <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/09593985.2012.718856>. Acesso em 15 de Jan. 2013.

CODINE, P. et al. Isokinetic strength measurement and training of the shoulder: methodology and results. **Ann Readapt Med Phys**, Amsterdam, v. 48, n. 2, p. 80–92, mar. 2005.

COLEY, B. et al. Estimating dominant upper-limb segments during daily activity. **Gait & Posture**, Oxford, v. 27, n.3, p. 368–375, apr. 2008.

CORTEZ, P. J. O.; TOMAZINI, J. E. Dispositivo para avaliar a força externa produzida pelo sistema músculo-esquelético dos membros superiores. In: II ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA BIOMECÂNICA - ENEBI 2009, 2009, Florianópolis. Anais do II Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica - ENEBI 2009, 2009. p. 57.

CORTEZ, P.J.O. **Dispositivo para avaliar a força muscular dos membros superiores**. 2008. 118 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica – Projetos) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2008.

CORTEZ, P.J.O. et al. A new device to measure isometric strength in upper limbs: comparison between dominant and non-dominant limbs. **CLINICS**, São Paulo, v. 66, n. 2, p. 351-354, feb. 2011.

CHAN, R.; NEWTON, M.; NOSAKA, K. Effects of set-repetition configuration in eccentric exercise on muscle damage and the repeated bout effect. **Eur J Appl Physiol**, Berlin, v. 112, n.7, p. 2653–2661, july. 2012.

CHANG, Y.W. et al. Prediction of muscle force involved in shoulder internal rotation. **J Shoulder Elbow Surg**, St. Louis v. 9, n. 3, p. 188-195, may-june. 2000.

CHAPMAN, A.R. et al. Intramuscular fine-wire electromyography during cycling: Repeatability, normalization and a comparison to surface electromyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 20, n. 1, p. 108-117, feb. 2010.

CHRISTODOULOU, C.I. et al. Multi-scale AM-FM analysis for the classification of surface electromyographic signals. **Biomedical Signal Processing and Control**, Oxford, v. 7, n. 3, p. 265-269, may. 2012.

CHRISTOPH, A. et al. Evaluation of the EMG-force relationship of trunk muscles during whole body tilt. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 41, n.2, p. 333-339, oct. 2008.

CURTIS, N. et al. Comparison between *in vivo* and theoretical bite performance: Using multi-body modelling to predict muscle and bite forces in a reptile skull. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 43, n.14, p. 2804-2809, oct. 2010.

CUTHBERT, S.C.; ROSNER, A.L.; MCDOWALL, D. Association of manual muscle tests and mechanical neck pain: Results from a prospective pilot study. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, New York, v. 15, n. 2, p. 192-200, apr. 2011.

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

DAVID, G. et al. EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 15, n. 2, p. 95-102, feb.2000.

DAY, A.; TAYLOR, N.F.; GREEN, R.A. The stabilizing role of the rotator cuff at the shoulder - responses to external perturbations. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 27, n. 6, p. 551-556, july. 2012.

DE LUCA, C.J et al. Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: Reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 45, n.3, p. 555-561, feb. 2012.

DE LUCA, C.J. Physiology and mathematics of myoelectric signals. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, New York, v. 26, n. 6, p. 313-25. June. 1979.

DE LUCA, C.J.; ROY, A.M.; ERIM, Z. Synchronisation of motor unit firings in several human muscles. **J Neurophysiol**, Bethesda, v. 70, n. 5, p. 2010-23, nov. 1993.

DIRNBERGER, G. Hypochondriasis and the self-perception of handedness: a critique of the use of hand preference scales. **Cognitive and Behavioral Neurology**, Hagerstown, v. 21, n. 2, p. 77–82. June. 2008.

DOEBLIN, E.O. **Measurement Systems – Application and Design**. 5. ed. New York: McGraw-Hill, 2004. 1063 p.

DUBOIS, R.P.; THIEL, D.V.; JAMES, D.A. Using image processing for biomechanics measures in swimming. **Procedia Engineering**, v. 34, p. 807-812, 2012.

DUCHÊNE, J.; GOUBEL, F. Acquisition and a processing of surface EMG signals with a low-cost microprocessor based system. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 15, n. 10. p. 791-793, oct. 1982.

DUGAILLY, P.M, et al. Musculoskeletal Modeling of the Suboccipital Spine - Kinematics Analysis, Muscle Lengths, and Muscle Moment Arms During Axial Rotation and Flexion Extension. **Spine**, v.36, n.6, p 413–422. 2011.

DUNSKY, A; AYALON, M; NETZ, Y. Arm-Curl Field Test for Older Women: Is it a Measure of Arm Strength? **Journal of Strength and Conditioning Research**, Lincoln, v. 25, n.1, p. 193–197, jan, 2011.

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

EBAUGH, D.D.; MCCLURE, P.W.; KARDUNA, A.R. Scapulothoracic and glenohumeral kinematics following an external rotation fatigue protocol. **J Orthop Sports Phys Ther**, Washington, v. 36, n. 8, p. 557–571, aug. 2006.

EBERT, J.R. et al. Isokinetic knee extensor strength deficit following matrix-induced autologous chondrocyte implantation. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 27, n. 6, p. 588-594, july. 2012.

ENOKA, R.M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. 1ª ed. São Paulo: Editora Manole, 2000. 450 p.

EPSTEIN, M., HERZOG, W. Aspects of skeletal muscle modelling. **Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci**, London, v. 29, n. 358, p. 1445–1452, sept. 2003.

EROGLU, M. et al. Comment on "Injectable calcium phosphate cement for augmentation around cancellous bone screws. In vivo biomechanical studies". **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 45, n.7, p. 1156-1160, feb. 2012.

FONG, D.T-P.; CHU, V.W-S.; CHAN, K-M. Myoelectric stimulation on peroneal muscles resists simulated ankle sprain motion. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 45, n. 11, p. 2055-2057, july. 2012.

FRAHM, K.S. et al. Surface EMG crosstalk during phasic involuntary muscle activation in the nociceptive withdrawal reflex. **Muscle & Nerve**, Boston, v. 46, n. 2, p. 228-236, aug. 2012.

GATTI, C.J. et al. Evaluation of three methods for determining EMG-muscle force parameter estimates for the shoulder muscles. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.23, n. 2, p.166–174, feb. 2008.

GÓES, S.M. Functional capacity, muscle strength and falls in women with fibromyalgia. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 27, n.6, p. 578–583, july.2012.

GORDON, E.; ROBERTSON, E. Introduction to Biomechanics of Human Motion Analysis, 2nd Edition. ISBN 0-9699420-3-6; Paper, 2004. 258p.

HALL, S.J. **Biomecânica Básica**. 5ª Ed. São Paulo: Editora Manole, 2009. 560 p.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 3ª ed. São Paulo: Editora Manole, 2012. 528 p.

HASHEMI, J. et al. EMG–force modeling using parallel cascade identification. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 22, n. 3, p.469-477, june. 2012.

HAZIME, F.A. et al.. Postural control under visual and proprioceptive perturbations during double and single limb stances: Insights for balance training. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, New York, v. 16, n. 2, p. 224-229, apr. 2012.

HÉBERT, L.C. et al. Isometric Muscle Strength in Youth Assessed by Hand-held Dynamometry: A Feasibility, Reliability, and Validity Study. **Pediatr Phys Ther**, Baltimore, v. 23, n. 3, p. 289–299. 2011.

HERMENS, H.J. et al. European Recommendations for Surface Electromyography – SENIAM Project, 8; 1999.

HERMENS, H.J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. New York, v. 10, p. 361–374, 2000.

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.

HOFFREN, M. et al. Age-related muscle activation profiles and joint stiffness regulation in repetitive hopping. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 21, n. 3, p. 483–491. June. 2011.

HOGREL, J-Y. et al. Development of a French Isometric Strength Normative Database for Adults Using Quantitative Muscle Testing. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 88, n.10, p. 1289-1297, oct. 2007.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica Ortopédica – Coluna e Extremidades**. Rio de Janeiro: Atheneu, 1998.

HU, X.L.; TONG, K.Y.; LI, L. The mechanomyography of persons after stroke during isometric voluntary contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 17, p. 473–483, 2007.

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.

ILLYÉS, A.; KISS, R.M. Shoulder muscle activity during pushing, pulling, elevation and overhead throw. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 15, n.3, p. 282–289, june, 2005.

JIANG, L.; ZHAN, W.; LOEW, M.H. Modeling static and dynamic thermography of the human breast under elastic deformation. **Phys Med Biol**. Washington, v. 56, n. 1, p.187-202. Jan, 2011.

JOSHI, M. et al. Shoulder External Rotation Fatigue and Scapular Muscle Activation and Kinematics in Overhead Athletes. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 46, n. 4, p 349-357, jul-aug. 2011.

KALLIO, J. et al. Age-related decreases in motor unit discharge rate and force control during isometric plantar flexion. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 22, n. 6, p. 983–989, dec. 2012.

KAMAVUAKO, D.F; YOSHIDA, K; JENSEN, W. Relationship between grasping force and features of single-channel intramuscular EMG signals. **Journal of Neuroscience Methods**, Amsterdam, v.185, n. 1, p. 143-150, dec. 2009.

KAMEN, G. Biomechanics Analysis Techniques: A Primer. In: ROBERTSON et al. **Research Methods in Biomechanics**. Champaign: Human Kinetics, 2004. p. 1-4.

KAWAMOTO, T.; YAMAZAKI, N. Bulk movement included in multi-channel mechanomyography: Similarity between mechanomyography of resting muscle and that of contracting muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 22, n. 6, p. 923–929, dec. 2012.

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

KLODOWSKI, A. et al. Flexible multibody approach in forward dynamic simulation of locomotive strains in human skeleton with flexible lower body bones. **Multibody System Dynamics**, v.25, n.4, p 395-409, 2011.

LORENS, T; CAMPELLO, M. Biomecânica do Músculo Esquelético. In: Nordin, M; Frankel, VH. **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético**. 3ª Edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003, cap. 6, p. 127-147.

LOSS, J. et al. Sugestão de método para correlacionar força muscular e eletromiografia. **Revista Movimento**, Porto Alegre, v.4, n. 8, p. 33-40, 1998.

LUGO, R.; KUNG, P.; BENJAMIN MA, C. Shoulder biomechanics. **European Journal of Radiology**, Stuttgart, v. 68, n. 1, p.16–24, oct. 2008.

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

MALLIOU, P.C. et al. Effective ways of restoring muscular imbalances of the rotator cuff muscle group: a comparative study of various training methods. **Br J Sports Med**, Loughborough, v.38, n. 6, p. 766–772, dec.2004.

MEMBERG, W.D. et al. A transducer to measure isometric elbow moments. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.16, n. 10, p. 918 – 920, dec.2001.

MENEGALDO, L; OLIVEIRA, L. The influence of modeling hypothesis and experimental methodologies in the accuracy of muscle force estimation using EMG-driven models. **Multibody System Dynamics**, Niederlande, v.28, n. 1, p. 21-36, 2012.

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, n.6, p.737–742, 2006.

NICOL K.; HENNIG,; E.M. Measurement of pressure distribution by means of a flexible, large surface. **Biomechanics** 1978; 6:347-380.

NIEDERBRACHT, Y.; SHIM, A.L. Concentric Internal and eccentric external fatigue resistance of the shoulder rotator muscles in female tennis players. **N Am J Sports Phys Ther**. v. 3, n. 2, p. 89-94, may. 2008.

OPSHA, O. et al. MRI of the rotator cuff and internal derangement. **European Journal of Radiology**, Stuttgart, v. 68, n.1, p. 36–56, oct. 2008.

PELTONEN, H. et al. Muscle loading and activation of the shoulder joint during humeral external rotation by pulley and variable resistance. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 22, n.3, p. 424–430, june. 2012.

QUEIROZ, B.C. et al. Muscle Activation During Four Pilates Core Stability Exercises in Quadruped Position. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v. 91, n. 1, p. 86-92, jan. 2010.

RASSIER, D.E.; LEE, E.J.; HERZOG, W. Modulation of passive force in single skeletal muscle fibers. **Biology letters**, Wroclaw, v. 1, n.3, p.342–345, sept. 2005.

RIEMANN, B.L. et al. Hand-held dynamometer testing of the internal and external rotator musculature based on selected positions to establish normative data and unilateral ratios. **J Shoulder Elbow Surg**, St. Louis, v. 19, n. 8, p. 1175-1183, dec. 2010.

ROSS, C.F.; PATEL, B.A. Temporal relationship of EMG and muscle force in the anterior temporalis muscle and its utility for finite-element modeling. **American Journal of Physical Anthropology**, Philadelphia, Annual, 2003, p.180 (1).

ROY, J.S. et al. The Concurrent Validity of a Hand-held versus a Stationary Dynamometer in Testing Isometric Shoulder Strength. **J Hand Ther**, Philadelphia, v. 22, n.4, p. 320-326, oct-dec. 2009.

SHAHGHOLI, L. et al. A Comparison of Manual and Quantitative Elbow Strength Testing. **Am. J. Phys. Med. Rehabil**, Baltimore, v. 91, n. 10, p. 856-862, oct. 2012.

SILVA. S., et al. Effects of two proprioceptive neuromuscular facilitation techniques in different planes on hamstrings muscles of healthy subjects. **Healthmed** [serial online]. v. 6, n. 7, p. 2332-2338, dec. 2012.

SMITH, J. et al. The effect of scapular protraction on isometric shoulder rotation strength in normal subjects. **J Shoulder Elbow Surg**, St. Louis, v. 15, n. 3, p. 339-343, may/june. 2006.

SODERBERG, G.L.; KNUTSON, L.M. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. **Physical Therapy**, New York, v. 80, n. 5, p. 485-98, may. 2000.

SUDA, E.Y et al. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 19, n.2, p. 84-93, apr. 2009.

TAYLOR, K.A et al. In vivo measurement of ACL length and relative strain during walking. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v.46, n. 3, p. 478-483, feb. 2013.

TERRY, G.C.; CHOPP, T.M. Functional anatomy of the shoulder. **Journal of athletic training**, Dallas, v. 35, n. 3, p. 248-55, 2000.

THIGPEN, C.A. et al. Head and shoulder posture affect scapular mechanics and muscle activity in overhead tasks. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 20, n. 4, p. 701-709, aug. 2010.

TIXA, S. **Atlas de Anatomia Palpatória do Pescoço, do Tronco, e do Membro Superior**. São Paulo: Manole, 2000.

TOMAZINI, J.E.; MARTINS, M.S.; CORTEZ, P.J.O. Modelamento Multicorpo do Sistema Musculoesquelético. **Revista Ciências em Saúde**, [Itajubá], v. 2, n. 4 p. 56-60, 2012.

TRIOLA, MF. Introdução à Estatística. 7ª Edição. Rio de Janeiro: LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., 1999. 410 p.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA. Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá. Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação. **Diretrizes para apresentação de trabalhos acadêmicos da FEG/UNESP / Universidade Estadual Paulista**. Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá. STBD – Guaratinguetá: [s.n.], 2011.

VEEGERA, H.E.F.; VAN DER HELM, F.C.T. Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 40, n.10, p. 2119–2129, jan, 2007.

VISSER, J. et al. Comparison of maximal voluntary isometric contraction and hand-held dynamometry in measuring muscle strength of patients with progressive lower motor neuron syndrome. **Neuromuscular Disorders**, Oxford, v. 13, n. 9, p. 744–750, nov. 2003.

VOLOSHIN, A.S. Propagação do Impacto e seus Efeitos sobre o Corpo Humano. In: ZATSIORSKY, V.N. **Biomecânica no Esporte: Performance do Desempenho e Prevenção de Lesão**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004. p. 452-458.

WAITE, D.L.; BROOKHAM, R.L.; DICKERSON, C.R. On the suitability of using surface electrode placements to estimate muscle activity of the rotator cuff as recorded by intramuscular electrodes. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 20, n. 5, p. 903–911, oct. 2010.

WIKHOLM, J.B, BOHANNON, R.W. Hand-held Dynamometer Measurements: Tester Strength Makes a Difference. **J Orthop Sports Phys Ther**, Washington, v. 13, n. 4, p. 191-198, apr. 1991.

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

WINTER, D.A. Biomechanics as an Interdiscipline. In:\_\_\_\_. **Biomechanics of human movement**. 4<sup>a</sup> ed. New Jersey: John Wiley & Sons, 2009. p. 1-12.

WOO, S.L-Y.; THOMAS, M.; CHAN SAW, S.S. Contribution of biomechanics, orthopaedics and rehabilitation: The past, present and future Review Article. **The Surgeon**, Edinburgh, v.2, n. 3, p. 125-136, June, 2004.

XIE, HB; GUO J.Y.; ZHENG Y.P. Uncovering chaotic structure in mechanomyography signals of fatigue biceps brachii muscle. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 43, n. 6, p. 1224–1226, apr, 2010.

ZANCA, G.G. et al. Isokinetic dynamometry applied to shoulder rotators – Velocity limitations in eccentric evaluations. **Journal of Science and Medicine in Sport**, Belconnen, v. 14, n. 6, p. 541-546, nov. 2011.

ZATSIORSKY, V.N. **Biomecânica no Esporte: Performance do Desempenho e Prevenção de Lesão**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004. 536 p.

ZHANG, K. et al. Assessment of human locomotion by using an insole measurement system and artificial neural networks. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 38 n. 11, p. 2276–2287, nov. 2005.

## APÊNDICE A

### **CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA**

A presente pesquisa tem por objetivo testar os esforços musculares com um equipamento projetado e construído pelos pesquisadores. O senhor 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 e eletromiografia realizados nas dependências do BINFA/EEAR. Serão realizadas 3 (três) contrações musculares com intervalo de 30 segundos entre cada uma delas. O músculo apresenta atividade elétrica e para medir essa atividade será necessária a utilização de eletrodos que serão colocados nos músculos a serem estudados.

É importante que você saiba que os pesquisadores irão tratar a sua identidade com padrões profissionais de sigilo. Os resultados do exame físico, dos testes e da pesquisa permanecerão confidenciais e serão enviados para o senhor, 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 ao senhor.

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: (12) 8165 3007.

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

---

Paulo José Oliveira Cortez  
(Pesquisador Responsável)

---

José Elias Tomazini  
(Orientador)

**APÊNDICE B****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 (APÊNDICE 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 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 (aulas, congressos, encontros, simpósios, etc.).

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 2012.

---

Assinatura do sujeito de pesquisa

## ANEXO A - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

CENTRO UNIVERSITÁRIO DE  
ITAJUBÁ - UNIVERSITAS



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** FORÇA MUSCULAR E ELETROMIOGRAFIA NOS MÚSCULOS DO MANGUITO ROTADOR.

**Pesquisador:** Paulo José Oliveira Cortez

**Área Temática:** Área 4. Equipamentos, insumos e dispositivos para saúde novos, ou não registrados no país.  
Área 5. Novos procedimentos ainda não consagrados na literatura.

**Versão:** 1

**CAAE:** 07493312.8.0000.5094

**Instituição Proponente:**

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 130.626

**Data da Relatoria:** 18/10/2012

#### Apresentação do Projeto:

Trata-se de um estudo primário, observacional, transversal, prospectivo e descritivo.

#### Objetivo da Pesquisa:

Correlacionar a força muscular e o sinal eletromiográfico no manguito rotador em indivíduos saudáveis, por meio de equipamento desenvolvido pelo próprio pesquisador.

#### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O risco é mínimo.

#### Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

De grande relevância para a biomecânica/fisioterapia

#### Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Termos apresentados.

#### Recomendações:

#### Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado

#### Situação do Parecer:

Aprovado

Endereço: Av. Dr. Antônio Braga Filho, 687  
 Bairro: PORTO VELHO CEP: 37.501-002  
 UF: MG Município: ITAJUBA  
 Telefone: (35)3622-0844 Fax: (35)3622-0844 E-mail: cep@fepl.br

CENTRO UNIVERSITÁRIO DE  
ITAJUBÁ - UNIVERSITAS



**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**


ITAJUBA, 25 de Outubro de 2012

---

**Assinador por:**  
**Rodolfo Malagó**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Av. Dr. Antônio Braga Filho, 687  
**Bairro:** PORTO VELHO **CEP:** 37.501-002  
**UF:** MG **Município:** ITAJUBA  
**Telefone:** (35)3622-0844 **Fax:** (35)3622-0844 **E-mail:** cep@fepi.br


## ANEXO B – RELATÓRIO DE CALIBRAÇÃO DO DISPOSITIVO

	<b>Relatório de Calibração</b>
<b>Ciente:</b>	Paulo José Oliveira Cortez

<b>Dados do Equipamento:</b>	<b>Dados do Relatório:</b>
Nº da OP: <u>OP_333</u>	Data Calibração: <u>03/09/2012</u>
Nº da NF: _____	<b>Software Utilizado para Calibração:</b>
Equip. Modelo: <u>EMG810C</u>	<input checked="" type="checkbox"/> EMGLab V1.2 <input type="checkbox"/> EMGCalib V1.3
Conversor: <u>ad1208fs</u>	<input type="checkbox"/> Outros: _____
Nº Série Conversor: <u>158B5DE</u>	

**Calibrado por:** Thiago

**OBS:** Os Coeficientes de A e B são os valores encontrados para o ajuste da calibração. A cada nova calibração dos sensores que acompanham o equipamento, estes valores devem ser substituídos no software já instalado, nos devidos canais onde os sensores são utilizados.

<b>Dados da Calibração:</b>																				
Canal: <u>6</u>	Sensor: <u>Dinamômetro de Força Horizontal</u>	Ganho: <u>600</u>																		
Valor Equação: $y = 119,58x - 49,11$		Coef. A: <u>119,58</u>	Coef. B: <u>-49,11</u>																	
Equipamento de Referência: <u>Peso Padrão</u>	Mod: <u>XXXX</u>	NS: <u>YYYY</u>																		
Tolerância: _____																				
<div style="border: 1px solid black; padding: 5px; width: fit-content; margin: 0 auto;">INSERIR VALORES DA CALIBRAÇÃO</div>	<table style="margin: auto;"> <tr><td>0 N</td><td>↔</td><td>0,06 Volts</td></tr> <tr><td>100 N</td><td>↔</td><td>1,14 Volts</td></tr> <tr><td>200 N</td><td>↔</td><td>2,18 Volts</td></tr> <tr><td>300 N</td><td>↔</td><td>3,24 Volts</td></tr> <tr><td>400 N</td><td>↔</td><td>4,28 Volts</td></tr> <tr><td>500 N</td><td>↔</td><td>5,32 Volts</td></tr> </table>	0 N	↔	0,06 Volts	100 N	↔	1,14 Volts	200 N	↔	2,18 Volts	300 N	↔	3,24 Volts	400 N	↔	4,28 Volts	500 N	↔	5,32 Volts	<div style="border: 1px solid black; padding: 5px; width: fit-content; margin: 0 auto;">VALORES LIDOS EM VOLTS (RMS)</div>
0 N	↔	0,06 Volts																		
100 N	↔	1,14 Volts																		
200 N	↔	2,18 Volts																		
300 N	↔	3,24 Volts																		
400 N	↔	4,28 Volts																		
500 N	↔	5,32 Volts																		
<b>NOTA:</b> Calibrado com Peso Padrão de <u>10 Kgf</u>																				



## ANEXO C – TABELA DE CORRELAÇÃO

<b>TABELA A.6</b>		Valores Críticos do Coeficiente de Correlação de Pearson $r$	
$n$	$\alpha = 0,05$	$\alpha = 0,01$	
4	0,950	0,999	
5	0,878	0,959	
6	0,811	0,917	
7	0,754	0,875	
8	0,707	0,834	
9	0,666	0,798	
10	0,632	0,765	
11	0,602	0,735	
12	0,576	0,708	
13	0,553	0,684	
14	0,532	0,661	
15	0,514	0,641	
16	0,497	0,623	
17	0,482	0,606	
18	0,468	0,590	
19	0,456	0,575	
20	0,444	0,561	
25	0,396	0,505	
30	0,361	0,463	
35	0,335	0,430	
40	0,312	0,402	
45	0,294	0,378	
50	0,279	0,361	
60	0,254	0,330	
70	0,236	0,305	
80	0,220	0,286	
90	0,207	0,269	
100	0,196	0,256	

NOTA: Para testar  $H_0: \rho = 0$  versus  $H_1: \rho \neq 0$ , rejeite  $H_0$  se o valor absoluto de  $r$  for maior que o valor crítico na tabela.