

UNESP
Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

Guaratinguetá
2010

MARCOS GUIMARÃES DE SOUZA CUNHA

COMPARAÇÃO DA ANÁLISE MIOGRÁFICA
SONORA COM A FORÇA MUSCULAR

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 e Materiais, sub área de Engenharia Semiológica.

Orientador: Prof. Dr. Araildo Lima da Silva

Guaratinguetá
2010

DADOS CURRICULARES

MARCOS GUIMARÃES DE SOUZA CUNHA

- NASCIMENTO:** 23/06/1975 – RIO DE JANEIRO / RJ.
- FILIAÇÃO:** Sérgio Franklin de Souza Cunha.
Margarida Guimarães de Souza Cunha.
- 1994/1998 Curso de Graduação em Fisioterapia – UNESA – RJ.
- 1999/2000 Curso de Especialização em Fisioterapia Neurológica – UNESA – RJ.
- 2000/2003 Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na área de Projetos e Materiais, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá – UNESP.
- 2005/2010 Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Doutorado, na área de Projetos e Materiais, sub área de Engenharia Semiológica na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá – UNESP.

À minha esposa e minhas filhas
que são os meus tesouros.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me dar a oportunidade de estudar e conhecer um pouco melhor o comportamento de um dos sistemas do corpo humano.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Araildo Lima da Silva, pela paciência e dedicação, que foram fundamentais para o desenvolvimento da pesquisa, e compreensão nos momentos escuros na trajetória do trabalho.

Ao engenheiro, técnico do Departamento de Mecânica, Walter Luiz Medeiros Tupinambá, pelo acompanhamento em todos os momentos da pesquisa, sem medir esforços.

À minha esposa Gleice e filhas Maria Laura e Mariana, por se ausentarem do aconchego do lar para que pudesse dissertar a pesquisa.

Aos meus pais Sérgio Franklin e Margarida Guimarães, pelo incentivo, paciência e carinho

À minha família, por entenderem a necessidade de me ausentar neste período.

“E a vida o que é diga lá meu irmão, ela é a
batida de um coração, ela é uma doce
ilusão”.

Gonzaga Júnior

CUNHA, M. G. S. **Comparação da análise miográfica sonora com a força muscular.** 2010. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2010.

RESUMO

Os músculos estriados esqueléticos, através de suas propriedades de contratilidade, extensibilidade e elasticidade, formam o principal motor das articulações nos seres humanos, através da tração exercida no tendão ou na aponeurose. Os músculos controlam, coordenam e realizam os movimentos articulares. A força produzida pelos músculos pode ser estimada através das alavancas realizadas pelo membro, considerando-se o torque de cada força, quando o músculo se contrai, parte da energia desta contração será dissipada na forma de som. A presente pesquisa tem como objetivo principal desenvolver um sistema para avaliar o sinal acústico muscular e comparar com a força produzida em uma célula de carga pela alavanca do membro superior. Os músculos selecionados para esta pesquisa foram os flexores do cotovelo, pela facilidade de acesso e de posicionamento. Foram coletados os sinais acústicos e do esforço realizado de 16 indivíduos de ambos os sexos, sendo 9 do sexo masculino e 7 do sexo feminino, saudáveis, com idade entre 18 e 35 anos, sem histórico de doenças neurológicas, cardiovasculares, não praticantes de atividade física que produzisse a hipertrofia dos músculos flexores do cotovelo. Foi desenvolvido um sistema para avaliação do sinal acústico muscular utilizando como sensor um estetoscópio adaptado com um microfone, simultaneamente à aquisição do torque produzido pelos flexores do cotovelo e avaliado por uma célula de carga. A presente pesquisa permitiu identificar que as principais frequências acústicas da contração dos flexores do cotovelo estão na faixa de 10 a 15 Hz quando a contração equivale de 75 a 100% da força máxima para o sexo feminino e de 50 a 100 % da força máxima para o sexo masculino e na faixa de 5 a 10 Hz quando a contração equivale de 25 a 50 % da força máxima para o sexo feminino e 25 % da força máxima para o sexo masculino, assim como a existência de correlação dos sinais acústicos do gênero masculino com o feminino com coeficiente menor que 4. Conclui-se então que o sinal acústico

muscular apresenta características específicas para diferentes níveis de intensidade da contração muscular e que no gênero masculino este sinal apresenta-se com maior intensidade, porém com as mesmas características entre os gêneros.

PALAVRAS CHAVE: força muscular, acústica muscular, estetoscópio.

CUNHA, M. G. S. **The comparison of analysis myographic noise with the muscle strength.** 2010. Thesis (Doctorete in Mechanical Engineerin) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2010.

ABSTRACT

Striated skeletal muscles, through their properties of contractility, extensibility and elasticity, are the main driver of the joints in humans, through the traction exerted on the tendon or aponeurosis, muscle control, coordinate and carry out joint movements. The force produced by muscles can be estimated using from the levers held by the member, considering the torque of each force when the muscle contracts, this contraction of the energy is dissipated in the form of sound. The main objective of this research is to develop a system to evaluate the acoustic signal and compare it with the muscular force produced in a load cell by the lever of the upper limb. The muscles selected for this research were elbow flexors, because of the easy access and positioning. Acoustic signals were collected and the effort made to 16 individuals of both sexes. We analyzed 9 male and 7 female, healthy and aged between 18 and 35 years old with no history of neurological and cardiovascular disease and not engaged in physical activity that could develop hypertrophy of the elbow flexor muscles. A system was developed for evaluation of the acoustic signal using muscle as a sensor adapted stethoscope with a microphone, simultaneously with the aquisition of the torque produced by the elbow flexor and evaluated by a load cell. This research has identified that the main acoustic frequencies of contraction of the elbow flexors are in the range of 10 to 15 Hz when the contraction equals 75 to 100% of maximum force for females and 50 to 100% of maximum force to males and in the range 50 to 10 Hz when the contraction equals 25 to 50% of maximum force for females and 25% of maximum force for males, as well as the correlation of the acoustic signals of males female with a coefficient less than 4. It was concluded that the acoustic signal muscle has specific characteristics for different levels of intensity of muscle contraction and that in males, this sign

presents itself with greater intensity, but with the same characteristics between genders.

KEYWORDS: Muscular strength, muscular acoustic, stethoscope.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Momento fletor e a deformação de uma barra metálica	22
FIGURA 2 – Esquema da ponte de Wheatstone	23
FIGURA 3 – Esquema do mecanismo para medição de força: 1- haste metálica pouco flexível, 2- extensômetro para controle de temperatura e 3- extensômetro para medição da deformação da haste metálica	24
FIGURA 4 – Partes da orelha	25
FIGURA 5 – O estetoscópio e suas partes: 1- membrana; 2- anel de fixação da membrana; 3-receptáculo; 4- tubo flexível; 5- mola, 6- tubos metálicos e 7- olivas.....	28
FIGURA 6 – Tecidos conjuntivos das fibras musculares	32
FIGURA 7 – Divisões microscópicas da fibra muscular	33
FIGURA 8 – Fuso neuromuscular	35
FIGURA 9 – Músculo bíceps braquial	38
FIGURA 10 – Divisões do músculo bíceps braquial	39
FIGURA 11 – Esquema adaptado da contração isométrica do músculo bíceps braquial	40
FIGURA 12 – Esquema do posicionamento do músculo bíceps braquial com o cotovelo a 90° de flexão	46
FIGURA 13 – Estetoscópio adaptado para o microfone	47
FIGURA 14 – Montagem do sistema do estetoscópio com o decibelímetro	48
FIGURA 15 – Spider 8 e a tela de aquisição do Catman	48
FIGURA 16 – Esquema do procedimento experimental utilizado para analisar os sinais acústicos provenientes do estetoscópio	49
FIGURA 17 – Posicionamento do estetoscópio	49
FIGURA 18 – DME modificado de Cortez (2008): (A) computador, (B) Spider 8 e (C) estação de medição de força	50
FIGURA 19 – Tubo onde foram acoplados os extensômetros no DME (Extraído de CORTEZ, 2008 p. 62)	51

FIGURA 20 – Esquema da montagem do estetoscópio para comparar a frequência da entrada acústica pelo estetoscópio com o gerador de frequência	55
FIGURA 21 – Bancada experimental para identificar a sensibilidade do sistema de aquisição de sinal acústico	56
FIGURA 22 – Curva de sensibilidade do estetoscópio	57
FIGURA 23 – Gráfico de calibração da instrumentação do estetoscópio com relação ao manete para esforços verticais da cadeira	59
FIGURA 24 – Curva de calibração do dispositivo de medida de força, produzida através da equação de calibração da dissertação de Cortez (2008)	60
FIGURA 25 – Ulna e marcação dos pontos	61
FIGURA 26 – Rádio e marcação dos pontos	62
FIGURA 27 – Sinais acústicos cardíaco, pulmonar e muscular	63
FIGURA 28 – Sinais acústicos cardíaco, pulmonar e muscular, enfatizando o Muscular	64
FIGURA 29 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência de todos os indivíduos durante o máximo de força que conseguiram produzir	65
FIGURA 30 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência de todos os indivíduos durante 75% do máximo de força que conseguiram produzir	65
FIGURA 31 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência de todos os indivíduos durante 50% do máximo de força que conseguiram produzir	66
FIGURA 32 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência de todos os indivíduos durante 25% do máximo de força que conseguiram produzir	66
FIGURA 33 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência dos indivíduos do sexo feminino durante o máximo de força que conseguiram produzir	68

FIGURA 34 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência dos indivíduos do sexo feminino durante 75% do máximo de força que conseguiam produzir	68
FIGURA 35 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência dos indivíduos do sexo feminino durante 50% do máximo de força que conseguiam produzir	69
FIGURA 36 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência dos indivíduos do sexo feminino durante 25% do máximo de força que conseguiam produzir	69
FIGURA 37 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência dos indivíduos do sexo masculino durante o máximo de força que conseguiam produzir	70
FIGURA 38 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência dos indivíduos do sexo masculino durante 75% do máximo de força que conseguiam produzir	71
FIGURA 39 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência dos indivíduos do sexo masculino durante 50% do máximo de força que conseguiam produzir	71
FIGURA 40 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência dos indivíduos do sexo masculino durante 25% do máximo de força que conseguiam produzir	72
FIGURA 41 – Médias e limites superior e inferior do sinal elétrico proporcional à força realizada no dispositivo de medição de esforços de todos os indivíduos	73
FIGURA 42 – Médias e limites superior e inferior do sinal elétrico proporcional à força realizada no dispositivo de medição de esforços dos indivíduos do sexo feminino	74
FIGURA 43 – Médias e limites superior e inferior do sinal elétrico proporcional à força realizada no dispositivo de medição de esforços dos indivíduos do sexo masculino	74

FIGURA 44 – Acústica e força na célula de carga coletados
simultaneamente em função do tempo 77

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Medidas médias das ulnas e rádios e as proporções das medidas de acordo com o tamanho da ulna	61
TABELA 2 – Sinal elétrico e percentual do sinal elétrico realizado em cada teste	75
TABELA 3 – Força e percentual de força realizado em cada teste	76

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	Analógico-digital.
ATPase	Adenosinatrifosfatase.
CEC	Compartimento extra celular.
CEP	Compartimento elástico em paralelo.
CES	Compartimento elástico em série.
CL	Contração lenta.
CR	Contração rápida.
DME	Dispositivo de medição de esforços
D_{pr1}	Distância entre o centro da incisura troclear da ulna e a face articular da cabeça do rádio
d_{pr2}	Distância entre a cabeça do rádio e a tuberosidade do rádio
d_{pu}	Distância entre o centro da incisura troclear da ulna e a tuberosidade da ulna
d_R	Distância entre o centro da incisura troclear da ulna e o processo estilóide da ulna
d_u	Distância entre o olecrano e o processo estilóide da ulna
EMF	Estação de medição de força
FFT	Transformada rápida de Fourier
FM	Força máxima, 100% da capacidade de contração do músculo
FREQ	Frequência.
GOR	Fibras musculares glicolíticas oxidativas de contração rápidas
Hg	Mercúrio.
H ₂ O	Água.

LS	Limite superior.
LI	Limite inferior.
N	Normal.
O	Oxigênio.
OL	Fibras musculares oxidativas de contração lenta.
PPM	Potencial de placa motora.
cm	Centímetros
dB	Decibel: 10 vezes o logaritmo de uma razão intensidade (1 bel = 10dB) sonora.
EPM	Erro padrão médio (EPM=desvio padrão/raiz quadrada de n.
Hz	Hertz (ciclos por segundo).
Kg	Quilograma.
kHz	Quilo hertz (1kHz=1000Hz)
mm	Milímetro.
mmHg	Milímetros de mercúrio.
mm.s ⁻¹	Milímetro por segundo.
mV	Milivolt.
n	Número de amostragens
Pa	Pascal
T ou t	Unidade de tempo.
V	Volt.
°C	Grau Celsius
Ω	Ohm.
μm	Micrometro (1μm=10 ⁻⁶ m)
nm	Nanômetro (1nm=10 ⁻⁹ m)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	21
1.1 Considerações iniciais	21
1.2 Considerações sobre a medida de força	21
1.3 Considerações sobre estetoscópio	24
1.4 Objetivos do trabalho	29
1.5 Estrutura da tese	29
2 CONTRAÇÃO MUSCULAR	31
2.1 Introdução	31
2.2 Estrutura e função muscular	31
2.2.1 Macroscopia e microscopia muscular	32
2.2.2 Funcionamento do sistema muscular	35
2.2.2.1 Propriedades do tecido muscular	36
2.2.2.2 Anatomia do bíceps braquial	37
2.2.2.3 Contração isométrica do músculo bíceps braquial	40
2.2.2.4 Distúrbios da contração muscular	40
2.2.3 Métodos usados para a mensuração da contração muscular	41
2.2.3.1 Tabelas de força muscular	42
2.2.3.2 Eletromiografia	43
2.2.3.3 Dinamometria	44
3 MATERIAIS E MÉTODO	46
3.1 Introdução	46
3.2 Estetoscópio	47
3.2.1 Montagem do microfone	47
3.2.2 Sistema de aquisição de dados	49
3.3 Célula de carga	50
3.3.1 Montagem do extensômetro	51
3.3.2 Sistema de aquisição de dados	51

3.4 Protocolo de aquisição de dados	52
4 CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO	55
4.1 Introdução	55
4.2 Validação dos instrumentos	55
4.3 Calibração do estetoscópio	57
4.4 Calibração da célula de carga	59
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	63
5.1 Apresentação dos dados do estetoscópio	63
5.1.1 Análise espectral dos dados do estetoscópio	64
5.2 Apresentação dos dados da célula de carga	72
5.3 Comparação das frequências encontradas no estetoscópio com os dados da célula de carga	77
6 CONCLUSÕES E COMENTÁRIOS	79
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	80
ANEXO A – Aprovação do comitê de ética	86
ANEXO B – Modelo do termo de consentimento livre e esclarecido	87

1 INTRODUÇÃO

1.1 Considerações iniciais

O objetivo deste capítulo é apresentar a proposta do trabalho. Assim, são expostas as considerações sobre o estetoscópio, sobre a célula de carga, os objetivos almejados, a contribuição da pesquisa realizada e a estrutura básica da dissertação.

Os sinais, de uma forma ou de outra, constituem um ingrediente básico de nossa vida diária, sendo definido como uma função de uma ou mais variáveis, a qual veicula informações sobre a natureza de um fenômeno físico. O sistema é definido como uma entidade que manipula um ou mais sinais para realizar uma função, produzindo assim, novos sinais. A meta do processamento de sinais biomédicos é extrair informações de um sistema biológico que nos ajude a melhorar ainda mais a compreensão dos mecanismos básicos da função biológica (HAYKIN e VEEN, 2001).

O interesse no trabalho surgiu em 1999, durante o atendimento fisioterápico de um paciente que apresentava hipertonia elástica, que é uma condição em que o músculo se encontra mantendo-se contraído excessivamente, como seqüela de um traumatismo crânio-encefálico que sofrera em 1994. Ao apoiar o estetoscópio próximo ao músculo bíceps braquial foi possível perceber um ruído proveniente deste músculo, imediatamente o terapeuta verificou em sua musculatura que o ruído aparecia durante a contração muscular e desaparecia com o relaxamento do músculo, então a membrana do estetoscópio foi colocada novamente na pele sobre a musculatura do paciente e as olivas nas orelhas do mesmo para que ele pudesse ouvir o ruído e solicitou-se que tentasse relaxar a musculatura e controlando sua contração através deste ruído, e o paciente conseguiu relaxar a musculatura com mais facilidade.

A presente pesquisa utiliza contrações isométricas do músculo bíceps braquial, medidas por uma célula de carga simultaneamente à aquisição do sinal sonoro proveniente desta musculatura através de um estetoscópio adaptado com um microfone para enviar os sinais ao computador, podendo analisar os dois sinais com o mesmo intervalo de tempo.

1.2 Considerações sobre a medida de força

Na biomecânica, usando leis e conceitos da mecânica, interpretamos e explicamos uma série de fenômenos que ocorrem quando um ser vivo está em repouso ou em movimento. A ação sinérgica de ossos e músculos do corpo humano se manifesta como forças, são os efeitos dessas forças sobre um corpo que o faz movimentar-se. A força é uma grandeza vetorial, para descrevê-la, qualquer que seja a sua natureza, é necessário conhecer a direção e o sentido em que ela atua, assim como sua intensidade (DURÁN, 2006).

O esforço de flexão configura-se na peça, quando esta sofre a ação de cargas cortantes que venham originar momento flexor significativo. Quando uma peça submetida à flexão apresenta somente momento flexor nas diferentes secções transversas e não possui força cortante atuante nestas secções, a flexão é denominada pura. Flexão simples é quando as secções transversais da peça estiverem submetidas à ação de força cortante e momento flexor simultaneamente, neste caso atua tensão normal e tangencial. Neste caso as fibras da parte tracionada alongam-se e as fibras da parte comprimida encurtam-se. Ao aplicar as cargas na peça, as secções transversais giram em torno do eixo y , perpendicular ao plano de flexão. As fibras longitudinais do lado côncavo contraem-se e as do lado convexo alongam-se. A origem dos eixos de referência x e y está contida na superfície neutra (MELCONIAN, 2007)

A figura 1 ilustra o efeito de uma força de envergamento em uma peça na qual os pontos A , A' , C e C' estão fixados. A força empregada na extremidade da peça, próximo ao ponto B ou B' faz com que a distância $A'B'$ seja maior que a distância AB e a distância $C'D'$ seja menor que a distância CD . As variações dessas distâncias serão proporcionais à intensidade da força aplicada. De acordo com esse conceito, o extensômetro, que é capaz de detectar a deformação da placa, funciona como um sensor de medida indireta da força aplicada.

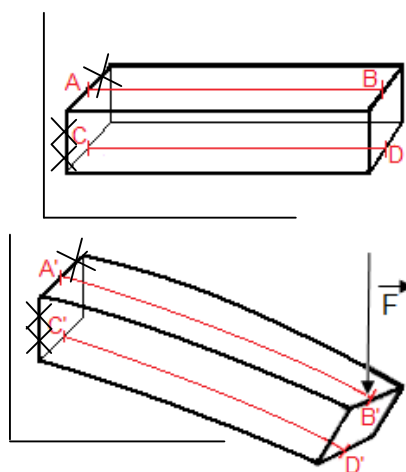


Figura 1 – Momento fletor e a deformação de uma barra metálica

A deformação da superfície da peça é proporcional ao momento fletor que equivale à relação direta da intensidade da força resultante aplicada na peça com a distância do eixo de rotação, e pode ser mensurada através de extensômetros, dessa forma, para que seja possível medir a deformação de uma peça, esta peça não poderá ser conceituada como corpo rígido, que é definido por Beer et. al. (2006) como aquele que não se deforma, pois a deformação será fundamental para a mensuração da força.

A ponte de Wheatstone é um elemento sensível usado como medidor de resistências elétricas. Foi inventado por Kevin Hunter Christie em 1833, porém foi descrito por Kevin Weaststone, seu filho, que descreveu o instrumento dez anos após a invenção. O circuito é composto por uma fonte de tensão, um galvanômetro e uma rede de 4 resistores, sendo 3 destes conhecidos. Para determinar a resistência do resistor desconhecido os outros três são ajustados e balanceados até que a resistência no galvanômetro caia a zero. (http://pt.wikipedia.org/wiki/Ponte_de_Wheatstone, 2010, fonte jjbeard, 2006, http://pt.wikipedia.org/wiki/Ficheiro:Wheatstone_Bridge.svg, acessado 26/09/2010), conforme esquema da figura 2.

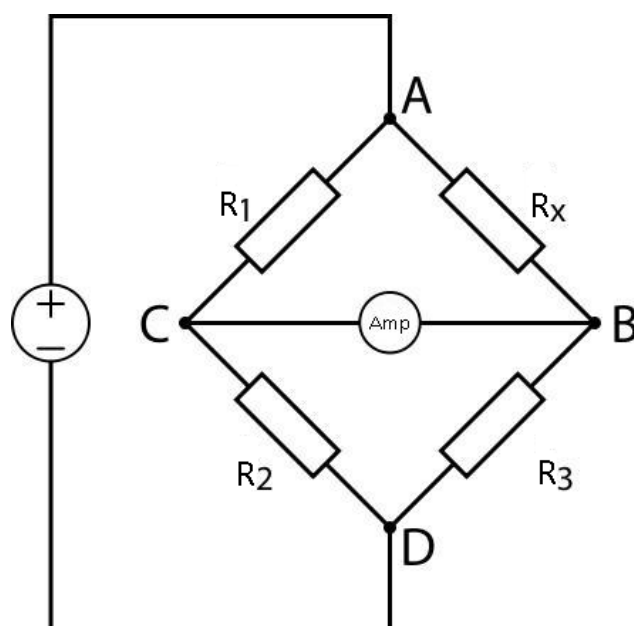


Figura 2 – Ponte de Wheatstone.

Esse tipo de circuito, exemplificado pela figura 2, pode ser utilizado para determinar a tensão mecânica. No caso da ponte de extensometria, as resistências R1 e Rx podem ser formadas por extensômetros acoplados no sensor para medição da deformação de uma haste.

O extensômetro da resistência R1 fica posicionado apenas para detectar a variação de temperatura e o Rx fica posicionado para detectar a variação de temperatura e deformação da haste, conforme apresenta a figura 3. Dessa forma, é possível corrigir a possibilidade de erro na medição pela variação de temperatura da haste. As resistências R2 e R3 não sofrem modificação pelo sistema de mensuração. Dessa forma, o galvanômetro localizado entre os pontos B e C da ponte de Wheaststone pode verificar a diferença de resistência da corrente que passa por ABD em relação à que passa por ACD. A deformação da haste é proporcional à força aplicada nela, ao calibrar o sistema de acordo com uma entrada de carga conhecida, pode-se obter um instrumento de medida de força aplicada na haste.

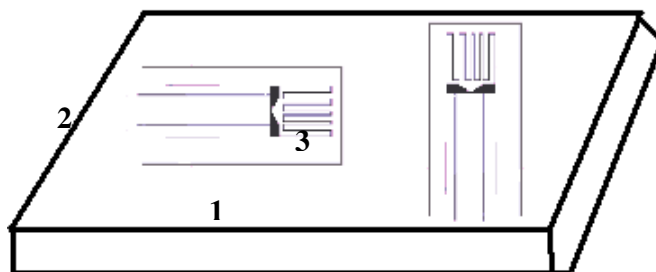


Figura 3 – Esquema do mecanismo para medição de força. 1- haste metálica pouco flexível, 2- extensômetro para controle de temperatura (R1) e 3- extensômetro para medição da deformação da haste metálica (Rx)

1.3 Considerações sobre o estetoscópio

O sistema auditivo dos mamíferos tem função de discriminar e reconhecer sons complexos, baseando-se em seu conteúdo de frequência. O som é produzido por vibrações que resultam na compressão ou rarefação (isto é, maior ou menor pressão) do ar circunvizinho, sendo irradiada para fora da fonte de som como uma onda acústica com altos e baixos de pressão. O ouvido, que é o órgão da audição, responde às ondas acústicas que recebe (HAYKIN E VEEN, 2001).

A orelha é dividida em três regiões principais: a orelha externa, que capta ondas sonoras, transportando-as em canais por dentro da orelha; a orelha média, que conduz as vibrações sonoras para a janela do vestíbulo; e a orelha interna que abriga os receptores para a audição e para o equilíbrio (TORTORA, 2007)

Segundo Moore (2007), a membrana timpânica separa a orelha externa da orelha média e que a tuba auditiva une a orelha média à parte nasal da faringe.

O ouvido médio, que proporciona um casamento de impedâncias acústicas entre o ar e os fluidos da cóclea, transmitindo, assim, as vibrações da membrana timpânica (tímpano) devida aos sons que chegam ao ouvido interno de maneira eficiente; e o ouvido interno, que converte as vibrações mecânicas do ouvido médio em um sinal eletroquímico ou neural para ser transmitido ao cérebro (HAYKIN E VEEN, 2001).

As ondas sonoras são séries de ondas alternadas de alta e baixa compressão, que se propagam na mesma direção, mediante algum meio (como o ar). Elas originam-se a partir de um objeto vibratório, de forma muito similar como surgem e se propagam na superfície de uma lagoa, quando jogamos uma pedra na água (TORTORA, 2007).

Segundo Moore (2007) a membrana timpânica é fina, oval e semitransparente, localizada na extremidade medial do meato acústico externo. A membrana timpânica é coberta por pele fina externamente e pela mucosa da orelha média internamente. A membrana timpânica movimenta-se em resposta às vibrações do ar que atravessam o meato acústico externo e chegam até ela, esses movimento são transmitidos pelos (martelo, bigorna e estribo) ossículos da audição através da orelha média até a orelha interna conforme apresentado na figura 4.

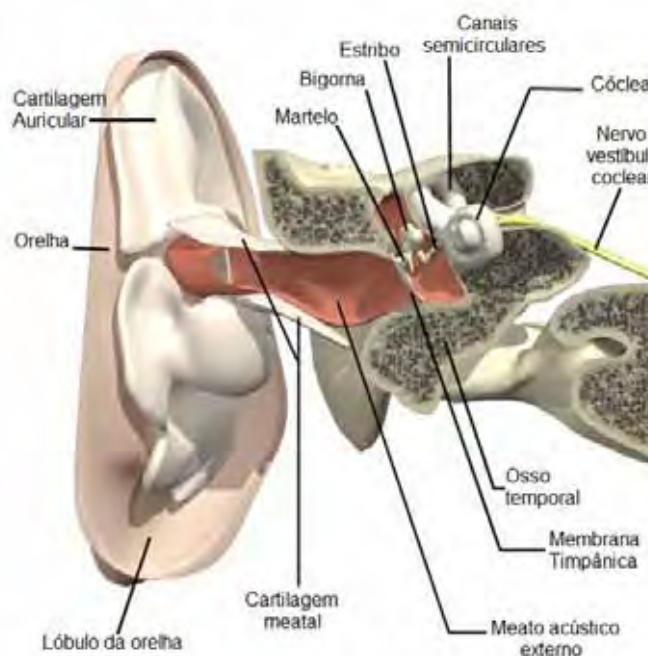


Figura 4 – Partes da orelha, modificado. Figura modificada do site: http://www.anatomy.tv/interactivehead/release/default.aspx?app=legacyhead_flash.

O movimento vibratório da membrana timpânica é transmitido como uma onda que se move ao longo do comprimento da membrana basilar, iniciando-se da janela oval até o ápice na extremidade posterior da cóclea. A onda que se propaga ao longo da membrana basilar assemelha-se muito à ação de sacudir uma corda que, presa numa extremidade, faz com que uma onda se propague ao longo da corda desde a extremidade que foi sacudida até a extremidade fixa. A onda chega ao pico de sua amplitude numa localização específica ao longo da membrana basilar, dependendo da frequência de som que chega. Dessa forma, não obstante a própria onda viajar ao longo da membrana basilar, o envelope da onda é estacionário para determinada frequência. Os deslocamentos dos picos relativos a frequências elevadas ocorrem na direção da base (onde a membrana basilar é mais estreita e mais rígida). Os deslocamentos dos picos de baixas frequências ocorrem na direção do ápice (onde a membrana basilar é mais larga e flexível). Ou seja, à medida que a onda se propaga ao longo da membrana basilar na base da cóclea que ressoa a aproximadamente 20.000 Hz, e sua outra extremidade no ápice da cóclea ressoando aproximadamente a 20 Hz; a frequência de ressonância da membrana basilar decresce gradualmente com a distância do ápice. Conseqüentemente, diz-se que o eixo espacial da cóclea é tonotopicamente ordenado, porque cada localização está associada a uma frequência de ressonância ou tons particulares (HAYKIN E VEEN, 2001).

Segundo Garcia (2002), o ouvido humano discrimina sons cuja frequência situam-se no intervalo entre 16 Hz e 17.000 Hz, variando esses limites com a idade e com o indivíduo. As qualidades fisiológicas dos sons são: altura, intensidade e timbre, sendo a altura a qualidade que permite que os sons possam ser classificados como graves (baixa frequência) e agudos (alta frequência). A intensidade é a qualidade que permite um som ser percebido a uma maior ou a uma menor distância de fonte sonora. Quanto à intensidade, os sons podem ser fortes ou fracos. O timbre é a qualidade que diferencia dois sons de mesma altura e de mesma intensidade, mas que são produzidos por fontes sonoras diferentes. O timbre de um som depende do conjunto de sons secundários (sons harmônicos) que acompanham o som principal.

Segundo Durán (2003), o som é a sensação produzida no ouvido humano por uma seqüência de ondas que percorre em meio elástico e que satisfaz certas frequências e intensidade. O som não é transmitido no vácuo. Toda vez que experimentamos uma sensação sonora há um movimento vibratório de um meio material que pode ser sólido, líquido ou gasoso e um meio material elástico entre o corpo vibrante e a orelha.

Coimbra (2002), em sua dissertação concordando com Garcia (1998), afirma que o funcionamento do estetoscópio é explicado pela física dos tubos acústicos. Tem como principal característica o fato de evitar a atenuação da onda sonora por espalhamento.

O estetoscópio é constituído por: peças auriculares, tubos de conexão, mola e receptores sonoros.

O estetoscópio utilizado nos ensaios foi biauricular que, segundo Dolan et al. (2001), capta a maioria dos sons importantes do corpo humano que estão na faixa de 20 a 500 Hz.

Instrumentos para ouvir sons do corpo humano têm sido utilizados desde o século XIX, na França, onde foram enrolados alguns papéis para intermediar o ouvido do avaliador com o corpo do paciente. Esta instrumentação foi descrita por Laennec, recebendo o nome de “estetoscópio” e referenciada por Coimbra (2002).

O aparelho trouxe uma mudança radical na ausculta clínica. Laennec construiu um estetoscópio com formato cilíndrico, de madeira, com 35 cm de comprimento e 3,5 cm de diâmetro. A partir de então, Laennec iniciou uma intensa publicação de trabalhos, correlacionando os sinais da ausculta com as doenças verificadas em autópsia. Assim, o estetoscópio passou a fazer parte da instrumentação médica de rotina. Entretanto, por melhor que seja o instrumento, ele não tem nenhuma serventia, se o examinador não for bem treinado para diferenciar os sons normais e patológicos produzidos pelo organismo (COIMBRA, 2002). No entanto os autores deste trabalho acreditam que com o advento de novas tecnologias, abre-se uma porta de relevância para liberar o examinador de tão grande responsabilidade. Assim, a conversão de sinais sonoros em sinais elétricos, ambos analógicos, permite a conversão do sinal elétrico analógico em sinal elétrico digital, e armazená-los em um computador, permitindo o arquivamento e manipulação das informações recebidas. Com isso, temos a criação de bancos de dados que permitirá análise destas informações de uma forma tecnicamente não imaginável na época de Laennec. Da mesma forma, a transformação do sinal acústico e outros de interesse prático apontam para uma nova era no diagnóstico e tratamento de patologias.

Desta forma, o estetoscópio tem sua importância clínica para o médico diagnosticar uma determinada patologia e acompanhar a evolução do paciente em diversas áreas da medicina, como a pneumologia, cardiologia, traumatologia-ortopedia como foi descrito por Coimbra (2002). Para o fisioterapeuta é um instrumento comumente usado nas áreas de pneumologia para mensurar a melhora do quadro do paciente e em cardiologia, para monitorar as condições

cárdio-circulatórias do paciente durante o tratamento, esse estudo permite desenvolver no futuro um instrumento para analisar o funcionamento muscular.

Segundo Garcia (2002), o estetoscópio é composto por 4 partes principais conforme ilustra a figura 5:

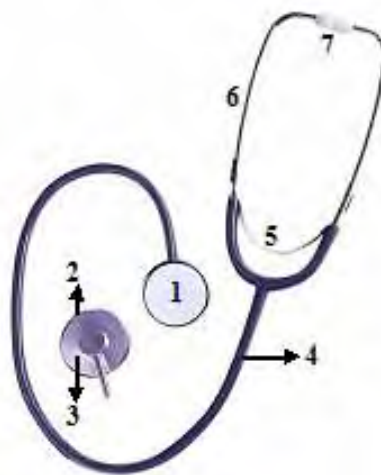


Figura 5 – O estetoscópio e suas partes: 1-membrana; 2-anel de fixação da membrana; 3-receptáculo; 4-tubo flexível; 5-mola, 6- tubos metálicos e 7-olivas (adaptado de Coimbra, 2002).

Peças auriculares ou olivas: ajustam o aparelho ao ouvido, têm a forma de olivas e devem ocluir completamente o conduto auditivo externo, para reduzir as interferências sonoras externas.

Tubos de conexão: são os tubos flexíveis (látex ou PVC) e metálicos que compõe a estrutura do estetoscópio. A parte metálica, que se encaixa ao orifício do conduto auditivo externo por meio das olivas, possui movimentos para permitir um bom ajuste do aparelho ao ouvido. As extremidades auriculares são, normalmente, recurvadas para melhor encaixe com o orifício do conduto auditivo externo e, por isso, as olivas ficam num plano diferente daquele dos tubos metálicos. Quando se usa o estetoscópio, as olivas devem ser posicionadas para frente.

Mola: feita de aço inoxidável. Sua função é permitir o ajuste das olivas ao meato acústico. Sua pressão é calculada para não prejudicar a audição. Se a pressão for muito forte, prejudicará a ausculta, por comprimir a oliva contra a parede anterior do conduto auditivo, obstruindo seu orifício. Se for muito fraca, levará à perda de energia sonora para fora do sistema e permitirá que sons ambientais externos indesejáveis alterem a qualidade da ausculta.

Receptores: existem dois tipos de receptores: campânula e diafragma. A campânula é o que apresenta o receptor aberto; no diafragma, o receptor é fechado por uma membrana.

O tipo de receptor usado nos ensaios é do tipo diafragma pelo fato de ser especialmente útil para detectar sons de baixa intensidade e alta frequência, tais como os murmúrios diastólicos da insuficiência aórtica, como descrito por Coimbra (2002).

O desenvolvimento de novos sensores e a geração de bancos de dados para cada tipo de patologia permitirá que se crie curvas de referência para estas patologias e para o paciente específico, servindo de complemento ao exame físico e auxiliando no diagnóstico. E assim, não perderemos o quadro atual e o processo evolutivo do estado do paciente. Sairemos da arte para técnica e nos adentraremos em uma nova era da semiologia.

1.4 Objetivos do trabalho

Objetivo Geral:

Desenvolver um sistema para avaliar o sinal acústico oriundo de músculos durante a contração.

Objetivos Específicos

Relacionar a intensidade do sinal acústico com a intensidade do torque produzido na célula de carga.

Diferenciar o comportamento do sinal acústico muscular de acordo com o gênero do indivíduo testado.

Diferenciar os sinais acústicos provenientes do músculo com relação ao sinal acústico pulmonar e cardíaco no corpo humano.

Desenvolver mais um recurso para a avaliação quantitativa muscular.

Elaborar metodologia para análise do espectro de frequência da acústica muscular.

Desenvolver um sistema que permita ao paciente visualizar a intensidade e a frequência da contração muscular que está ocorrendo em tempo real para que possa melhorar o controle desta contração durante a consulta.

1.5 Estrutura da tese

Este trabalho é constituído por 6 capítulos.

O capítulo 1, intitulado **INTRODUÇÃO**, apresenta o trabalho, as considerações iniciais, considerações sobre a medida de força e o estetoscópio, os objetivos do trabalho e a estrutura da dissertação.

O capítulo 2, intitulado **CONTRAÇÃO MUSCULAR**, apresenta um histórico dos estudos sobre a contração muscular, descreve macroscopicamente e microscopicamente o tecido muscular enfatizando seu funcionamento e as propriedades características da musculatura, bem como condições anormais de contração, descreve sobre a anatomia dos músculos flexores do cotovelo e os métodos usados para a mensuração da contração.

O capítulo 3, intitulado **MATERIAIS E MÉTODO**, mostra as adaptações realizadas no estetoscópio e a utilização da célula de carga para a aquisição dos sinais, assim como propõe um protocolo para realizar a aquisição.

O capítulo 4, intitulado **CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO**, mostra a calibração do estetoscópio e da célula de carga.

O capítulo 5, intitulado **RESULTADOS E DISCUSSÃO**, apresenta os dados do estetoscópio realizando uma análise espectral do sinal e aos dados coletados da célula de carga, em seguida compara estes dados em função do tempo.

O capítulo 6, intitulado **CONCLUSÕES E COMENTÁRIOS**, apresenta conclusões resultantes de várias etapas do trabalho.

2 CONTRAÇÃO MUSCULAR

2.1 Introdução

O sistema muscular consiste de músculos cardíacos, músculo liso e músculos esqueléticos, sendo que os músculos esqueléticos possuem ação dinâmica permitindo a locomoção e o posicionamento do corpo no espaço; e estática mantendo a posição e a postura do corpo (NORDIN, 2003).

A denominação de músculo estriado esquelético provém das estriações transversas características de músculos relacionados aos ossos do esqueleto humano, que podem ser vistas facilmente ao microscópio óptico. Elas ocorrem porque todos os miofilamentos em uma fibra são mantidos em ordem dentro dos sarcômeros por uma rede de filamentos intermediários que formam o cito esqueleto interno. O cito esqueleto está preso também ao sarcolema através de proteínas do esqueleto da membrana. Este sistema permite que a força contrátil produzida pela interação a actina e miosina seja transmitida, primeiro para o sarcômero e a seguir para o músculo-tendão (ROBBINS, 1991).

Uma característica do músculo chamada irritabilidade é a capacidade de responder a um estímulo, que pode ser eletroquímico ou mecânico, sendo a resposta deste músculo ao estímulo a produção de tensão. Esta tensão pode ser causada pela contração da fibra muscular, que é a capacidade de diminuir o seu comprimento (HALL, 2005).

Segundo Nordin (2003) a unidade motora é a unidade funcional do músculo esquelético, a qual inclui um único neurônio motor e todas as fibras musculares por ele inervadas. Considera-se que a unidade motora é a menor parte do músculo que pode se contrair. Segundo Hall (2005) a maioria das unidades motoras dos mamíferos é constituída por células que respondem a um único estímulo desenvolvendo tensão semelhante a uma contração.

A força exercida por um músculo depende não somente do recrutamento das unidades motoras e da frequência em que os potenciais de ação são disparados, mas também do padrão de atividade do potencial de ação, sendo o padrão de disparo a relação entre um potencial de ação e outros potenciais de ação gerados pela mesma ou por outras unidades motoras (ENOKA, 2000).

2.2 Estrutura e função muscular

O músculo exerce forças e, portanto, são importantes elementos de contribuição para o movimento humano (HAMIL, 2008).

Estudos sobre a contração muscular foram descritos por um neurofisiologista, Sir Charles Sherrington entre o final do século XIX e início do século XX, que em 1906 escreveu o livro “The Integrative Action of the Nervous System” (“A ação Integrativa do Sistema Nervoso”) (SHUMWAY-COOK, 2003).

O corpo humano possui mais de 400 músculos esqueléticos, os quais representam 40 a 50% do peso corporal total (POWERS, 2009).

2.2.1 Macroscopia e microscopia muscular.

O músculo esquelético é composto por vários tipos de tecido, os quais incluem as células musculares (chamadas de fibras, musculares no caso), o tecido nervoso, o sangue e os vários tipos de tecido conjuntivo. Os músculos individuais são separados entre si e mantidos em posição por um tecido conjuntivo denominado fáscia. Existem três camadas separadas de tecido conjuntivo encontradas no músculo estriado esquelético como mostra a figura 6. A camada mais externa que envolve todo o músculo é denominada epimísio. À medida que observamos mais para o interior do epimísio, um tecido conjuntivo denominado perimísio envolve os feixes individuais de fibras musculares (C), esses feixes individuais de fibras musculares são denominados fascículos. Cada fibra muscular no fascículo é revestida por um tecido conjuntivo denominado endomísio. (POWERS, 2009).

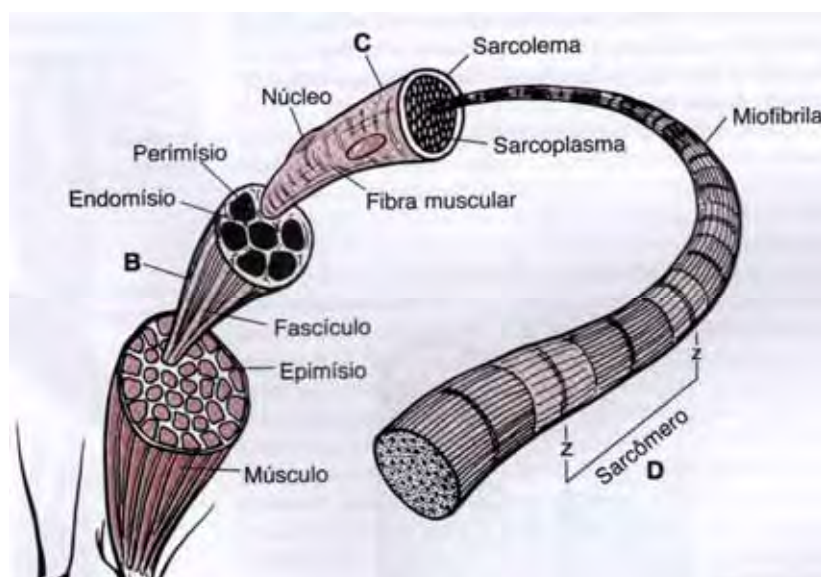


Figura 6 – Tecidos conjuntivos das fibras musculares, extraído de Hamill, 2008.

Pelos padrões habituais, as fibras musculares são muito grandes, com diâmetro superior a 100 μm e comprimento que oscila entre 1 e 35 cm. Cada célula é um sínio que pode conter

várias centenas de núcleos pequenos e fusiformes com cromatina densa e sem nucléolo visível (ROBBINS, 1991).

Cada fibra muscular individual é um cilindro fino e alongado que geralmente se estende ao longo do comprimento do músculo. A membrana celular que envolve a célula muscular é denominada sarcolema, internamente ao sarcolema encontra-se o sarcoplasma, que em outras células é chamado de citoplasma, que contém as proteínas celulares, as organelas e as miofibrilas (POWERS, 2008)

Os núcleos estão localizados logo abaixo do sarcolema. Quase todo o citoplasma muscular está cheio de miofilamentos, que formam o aparelho contrátil. Cada miofilamento consiste de filamentos grossos e finos superpostos, cujos principais componentes são a miosina e a actina, respectivamente. Estes são intercalados em um padrão repetitivo denominado sarcômero. As principais características do sarcômero são a faixa A, a faixa I e a linha Z, conforme a figura 7. O encurtamento da fibra muscular processa-se por um aumento na superposição dos filamentos de actina e miosina com uma redução correspondente no comprimento do sarcômero. A tensão é elaborada pela formação das pontes cruzadas entre os tipos de filamentos, esta é denominada a teoria por deslizamento dos filamentos da contração muscular (ROBBINS, 1991).

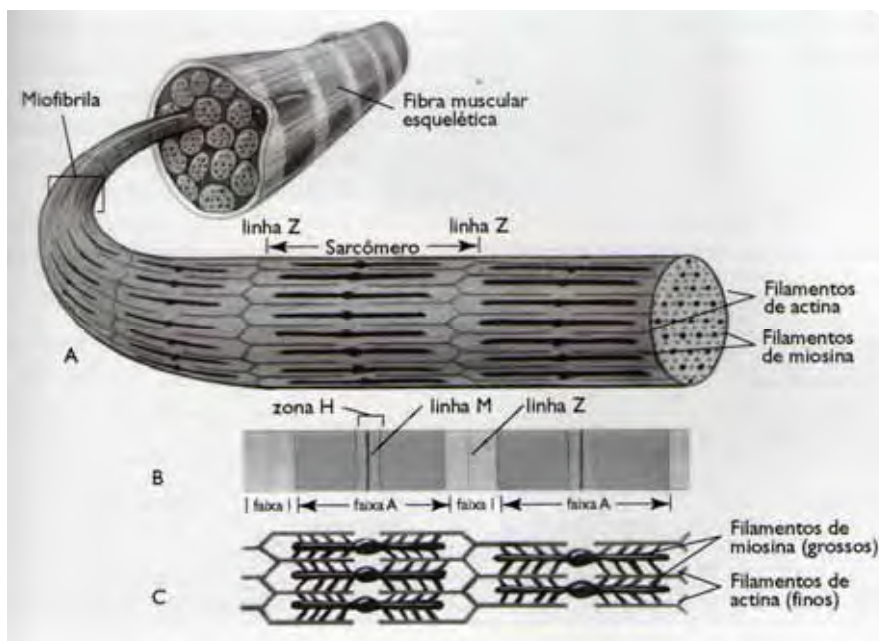


Figura 7 – Divisões microscópicas da fibra muscular, extraído de Hall, 2005.

Cada célula muscular esquelética está conectada a um ramo de uma fibra nervosa originária de uma célula nervosa, essas células nervosas são denominadas neurônios motores ou motoneurônios. A estimulação de neurônios motores inicia o processo de contração. O

local onde o neurônio motor e a célula muscular se encontram é denominado junção neuromuscular. Nessa junção, o sarcolema forma uma bolsa conhecida como placa motora. A extremidade do neurônio motor não tem contato com a fibra muscular, sendo separada por um pequeno espaço denominado fenda neuromuscular. Quando um impulso nervoso atinge a extremidade do nervo motor, o neurotransmissor acetilcolina é liberado e se difunde através da fenda sináptica para se ligar aos sítios receptores na placa motora. Isso causa um aumento da permeabilidade do sarcolema ao sódio, resultando em uma despolarização denominada potencial da placa motora (PPM), que é forte o suficiente para ultrapassar o limiar e é o sinal para indicar o processo contrátil. (POWERS, 2009)

Um motoneurônio alfa e todas as fibras musculares que ele inerva são chamados unidade motora. Sempre que um motoneurônio alfa entra em atividade, é liberado neurotransmissor em todas as junções neuromusculares, e todas as fibras musculares inervadas por este neurônio se contraem. As unidades motoras são classificadas como de contração lenta ou de contração rápida, dependendo da velocidade das contrações musculares em resposta a choque elétrico único. As fibras musculares de contração lenta tendem a formar a maioria das fibras dos músculos posturais, as fibras musculares de contração rápida estão mais relacionadas aos movimentos realizados pelo corpo humano, apesar de também serem ativadas as fibras de contração lenta (LUNDY-EKMAN, 2000).

Brooke (1974) nomeou as fibras CL como fibras do tipo I e as CR como fibras dos tipos IIa e IIb. Peter (1972) havia nomeado as fibras CL como fibras oxidativas de contração lenta (OL) e as fibras CR sendo divididas em glicolíticas oxidativas de contração rápida (GOR) e glicolíticas de contração rápida.

Dozza et al. (2005), mostra em seu trabalho a importância da percepção do corpo no espaço e do equilíbrio de tronco, e utiliza um sistema de biofeedback acústico baseado no deslocamento do centro de gravidade do corpo humano, entre outras análises, foram relacionados estímulos auditivos, visuais e eletromiográficos e a realização das tarefas tiveram mais sucessos quando todos os mecanismos sensitivos estavam sendo utilizados.

As fibras musculares intrafusais são paralelas às fibras musculares extrafusais CR e CL conforme mostra a figura 8, e funcionam como receptores proprioceptivos conscientes, tanto para a artrestesia (identificação da posição articular) e cinestesia (percepção da velocidade de movimento articular) e inconsciente como para o auxílio da coordenação motora (ZIGMOND, 1999).

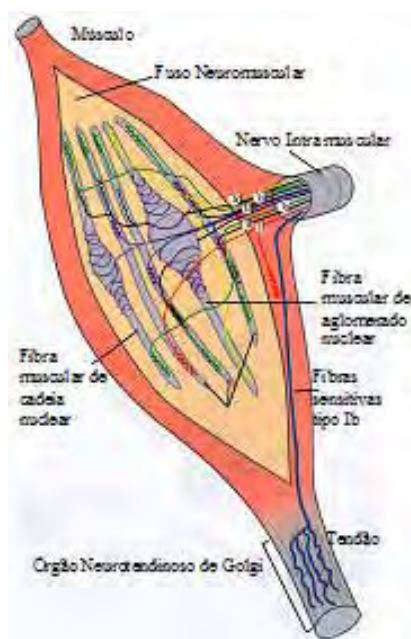


Figura 8- Fuso neuromuscular, extraído de Zigmond (1999).

Na figura 8 pode-se observar que o Órgão Neurotendinoso de Golgi apresenta suas fibras dispostas em série com as fibras musculares junto aos tendões. Suas terminações sensoriais se entrelaçam com as fibras dos tendões de modo que sempre que houver aumento de tensão no músculo essas fibras serão sensibilizadas, sinalizando para o centro integrador pela via aferente. A resposta produzida, entretanto, irá se contrapor à obtida com a sensibilização do fuso, inibindo a contração da musculatura agonista e estimulando a contração dos antagonistas ao movimento quando a tensão no músculo alcançar níveis críticos. A esse mecanismo dá-se o nome de reflexo tendinoso (DI ALENCAR E MATIAS, 2010)

2.2.2 Funcionamento do sistema muscular.

O músculo esquelético realiza três funções importantes: (1) geração de força para a locomoção e respiração, (2) geração de força para sustentação e (3) produção de calor durante períodos de exposição ao frio. A sua função mais óbvia é permitir a um indivíduo que se mova livremente e respire (POWERS, 2009). Segundo Hamil (2008), os músculos são utilizados para manter a posição, elevar ou abaixar uma parte do corpo, retardar um segmento que está se movimentando com velocidade e gerar grande velocidade no corpo ou num objeto que está sendo impelido no ar. A tensão desenvolvida pelos músculos aplica compressão nas articulações, aumentando sua estabilidade. Contudo, em algumas posições articulares, a tensão gerada pelos músculos pode atuar de modo a afastar os segmentos por tração e criar instabilidade.

2.2.2.1 Propriedades do tecido muscular.

O músculo esquelético é elástico e pode ser alongado e encurtado em velocidades razoavelmente altas sem grandes danos para o tecido. O desempenho do músculo sob cargas e velocidades variadas fica determinado pelas quatro propriedades do tecido muscular esquelético: irritabilidade, contratilidade, extensibilidade e elasticidade (HAMIL, 2008)

Irritabilidade é a capacidade de responder a um estímulo. Os estímulos que afetam os músculos ou são eletroquímicos, como um potencial de ação proveniente do nervo correspondente, ou mecânicos, como um golpe externo aplicado a uma porção do músculo. Quando ativado por um estímulo, o músculo responde desenvolvendo tensão (HALL, 2005).

Num músculo, a estimulação é proporcionada por um motoneurônio que libera um neurotransmissor químico. O tecido do músculo esquelético é um dos tecidos mais sensíveis e reativos do corpo. Apenas o tecido nervoso é mais sensível do que o músculo esquelético. Como tecido excitável, o músculo esquelético pode ser recrutado rapidamente, com controle significativo sobre muitas fibras musculares e sobre as quais serão estimulados para um movimento (HAMIL, 2008).

A capacidade de desenvolver tensão é uma característica comportamental específica do tecido muscular. Historicamente, o desenvolvimento de tensão pelo músculo foi designado contração, ou componente contrátil da função muscular. Contratilidade é a capacidade de diminuir de comprimento. No entanto, a tensão de um músculo pode não resultar em seu encurtamento (HALL, 2005)

Contratilidade é a capacidade do músculo de encurtar-se ao receber estimulação suficiente. Alguns músculos podem encurtar até 50 a 70% de seu comprimento em repouso. A faixa média de 57% do comprimento em repouso para todos os músculos esqueléticos (HAMIL, 2008).

Extensibilidade é a capacidade de ser estirado ou de aumentar em comprimento (HALL, 2005). Segundo Hamil (2008), extensibilidade é a capacidade do músculo de alongar ou esticar além do comprimento em repouso. O próprio músculo não pode causar o alongamento; há necessidade de outro músculo ou de uma força externa. A quantidade de extensibilidade no músculo fica determinada pelo tecido conjuntivo que circunda e está situado no interior do músculo.

Elasticidade é a capacidade da fibra muscular em retornar a seu comprimento em repouso, tão logo tenha sido removida a força de alongamento. A elasticidade do músculo é determinada pelo tecido conjuntivo no músculo e não nas próprias fibrilas. As propriedades

de elasticidade e extensibilidade são mecanismos protetores que mantêm a integridade e o comprimento básico do músculo. Em comparação com os ligamentos que são formados em grande parte por tecido colagenoso, tem com pouca elasticidade, e se for alongado além de seu comprimento de repouso, não retornará ao seu comprimento original, permanecendo estendido. Isso pode criar frouxidão em torno da articulação quando o ligamento estiver demasiadamente alongado para exercer um bom controle sobre o movimento articular. Por outro lado, o tecido muscular sempre voltará ao seu comprimento original. Se o músculo for demasiadamente estendido, terminará sofrendo ruptura (HAMIL, 2008)

Segundo Hall (2005), a elasticidade torna possível a transmissão da tensão do músculo ao osso

O comportamento elástico do músculo foi descrito como consistindo de dois componentes principais: O componente elástico em paralelo (CEP), proporcionado pelas membranas musculares, fornece resistência quando um músculo é estirado passivamente. O componente elástico em série (CES), localizado nos tendões, atua como uma mola que armazena energia elástica quando um músculo sob tensão é estirado (alongado). Esses componentes da elasticidade muscular são assim denominados porque as membranas e os tendões estão, respectivamente, em paralelo e em série (ou em linha) com as fibras musculares, que proporcionam o componente contrátil (HALL, 2005).

2.2.2.2 Anatomia do bíceps braquial.

Como indica o nome bíceps braquial, a fixação proximal desse músculo fusiforme geralmente tem duas cabeças conforme a figura 2.4. Entretanto, cerca de 10 % das pessoas têm uma terceira cabeça do bíceps. As duas cabeças habituais do bíceps originam-se na região proximal por fixações tendíneas aos processos da escápula, com seus ventres carnosos unindo-se imediatamente distais ao meio do braço. Quando presente, a terceira cabeça estende-se da parte súpero-medial do músculo braquial (com a qual está fundida), estando geralmente situada posteriormente à artéria braquial. Em qualquer caso, há formação de um único tendão do bíceps distalmente, que se fixa basicamente ao rádio. Embora o bíceps esteja localizado na região anterior do braço, não tem fixação no úmero. O bíceps é um músculo triarticular, que cruza e é capaz de realizar movimento nas articulações do ombro, cotovelo e radioulnar, embora atue principalmente nas últimas duas. Sua ação e eficácia são muito afetadas pela posição do cotovelo e antebraço. Quando o cotovelo é estendido, o bíceps é um flexor simples do antebraço; entretanto, quando a flexão do cotovelo aproxima-se de 90° e é

necessária mais força contra resistência, o bíceps é capaz de realizar dois movimentos fortes, dependendo da posição do antebraço. Quando o cotovelo é fletido perto de 90° e o antebraço está em supinação, o bíceps é mais eficiente na produção da flexão. Por outro lado, quando o antebraço está em pronação, o bíceps é o principal (mais forte) supinador do antebraço. Por exemplo, é usado quando pessoas destras colocam um parafuso em uma madeira dura ou ao introduzir um saca-rolhas e retirar a rolha de uma garrafa de vinho. O bíceps dificilmente opera como flexor quando o antebraço está em pronação, mesmo contra resistência (MOORE, 2007). Segundo Sacco e Tanaka (2008), o músculo braquial anterior está localizado posteriormente ao bíceps braquial, é um músculo primário da flexão do cotovelo e efetivo em qualquer posição do antebraço, seja em pronação ou supinação, uma vez que sua inserção é na ulna

O músculo bíceps braquial está localizado na região anterior do braço e cruza duas articulações, conforme apresentado na figura 9.

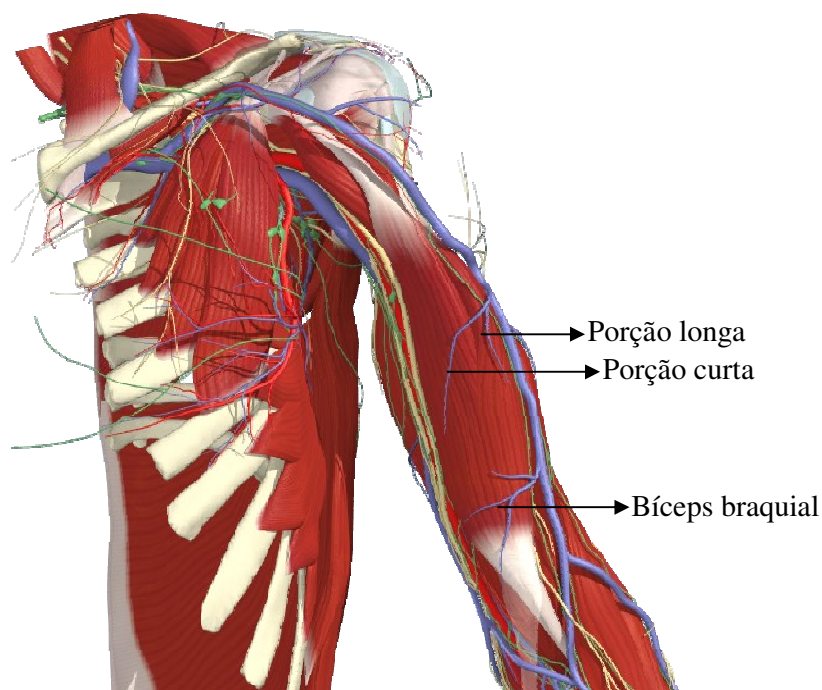


Figura 9 – Músculo bíceps braquial Modificado. Extraído de Primal Pictures 2009, http://www.anatomy.tv/interactiveshoulder/release/default.aspx?app=legacyshoulder_flash.

As orientações das fibras dentro do músculo e os arranjos pelos quais as fibras se fixam aos tendões musculares variam consideravelmente entre os músculos do corpo humano. Essas considerações estruturais afetam a força da qual o grupo muscular consegue movimentar um segmento. No bíceps braquial, o arranjo das fibras é em paralelo, pois as fibras estão

orientadas predominantemente em paralelo com o eixo longitudinal do músculo (HALL, 2005).

Originando-se no tubérculo supra glenoidal da escápula e cruzando a cabeça do úmero dentro da cavidade da articulação do ombro, o tendão arredondado da cabeça longa do bíceps continua a ser circundado pela membrana sinovial enquanto desce no sulco intertubercular do úmero. Uma faixa larga, o ligamento transverso do úmero, segue do tubérculo menor até o tubérculo maior do úmero e converte o sulco intertubercular em um canal. O ligamento mantém o tendão da cabeça longa do bíceps no sulco (MOORE, 2007).

Distalmente, a principal fixação do bíceps é na tuberosidade do rádio através do tendão do bíceps. Entretanto, uma faixa membranácea triangular, denominada aponeurose do músculo bíceps braquial, parte do tendão do bíceps, atravessa a fossa cubital, e funde-se à fáscia do antebraço (muscular), cobrindo os músculos flexores na face medial do antebraço. Fixa-se indiretamente por meio da fáscia à margem subcutânea da ulna. A parte proximal da aponeurose do músculo bíceps braquial pode ser facilmente palpada quando segue obliquamente à artéria braquial e o nervo mediano. A aponeurose do músculo bíceps braquial assegura proteção para essas e outras estruturas na fossa cubital. Também ajuda a reduzir a pressão do tendão do bíceps sobre a tuberosidade do rádio durante a pronação e a supinação do antebraço como mostra a figura 10 (MOORE, 2007).

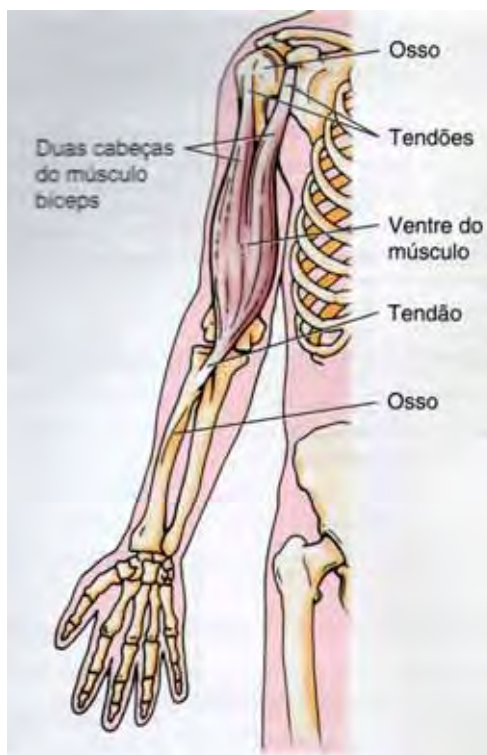


Figura 10 – Divisões do músculo bíceps braquial

2.2.2.3 Contração isométrica do músculo bíceps braquial.

Para testar o músculo bíceps braquial, a articulação do cotovelo deve ser fletida contra resistência quando há supinação do antebraço. Se estiver agindo normalmente, o músculo forma uma saliência proeminente na face anterior do braço que é facilmente palpada (MOORE, 2007).

Gerachshenko et al. (2008), mostraram que a coordenação adequada dos movimentos do cotovelo está relacionada ao controle de agonistas e antagonistas, no caso foram testados, contrações do bíceps braquial como antagonista para a preparação dos pronadores em pacientes com seqüela AVE acidente vascular encefálico.

Mecanicamente, o tipo de contração é baseado no balanço das forças e torques que atuam em um dado instante. Se o torque da atividade muscular é exatamente igual ao torque da resistência ocorrerá uma contração isométrica conforme exemplificado pela figura 11 (KNUDSON, 2007).

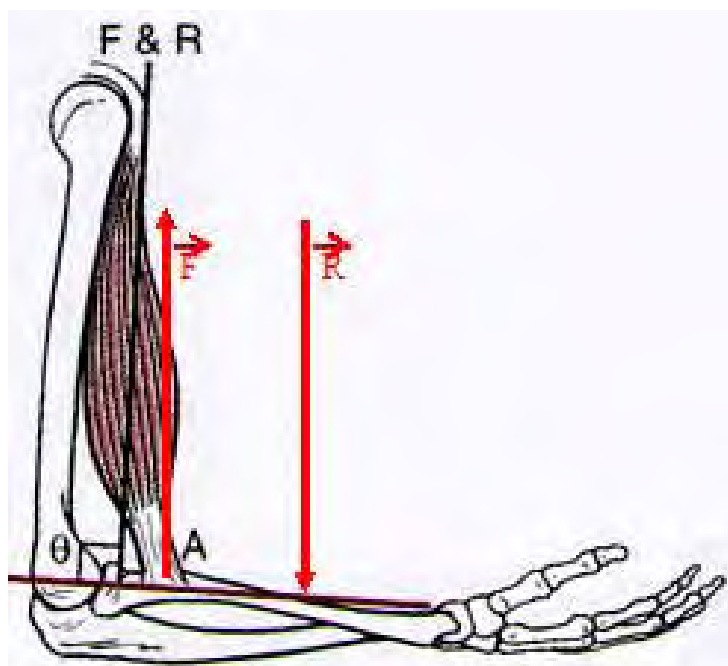


Figura 11 – Esquema adaptado da contração isométrica do músculo bíceps braquial, extraído de Hamil, 2008.

2.2.2.4 Distúrbios da contração muscular

No caso específico das tendinites de extensores do punho ou epicondilite lateral, a premissa básica para a indicação de órteses de imobilização do punho em extensão é a

necessidade de, durante as atividades funcionais, proporcionar repouso aos músculos extensores do punho. (PETTEN E ÁVILA, 2010)

Orsini et al. (2009), colocam como sintomatologia de lesão de nervos periféricos reflexos tendíneos abolidos ou hipoativos, e na eletromiografia ondas positivas, fibrilações e potenciais polifásicos de alta amplitude com padrão incompleto de recrutamento das fibras musculares.

2.2.3 Métodos usados para a mensuração da contração muscular

A avaliação da força muscular tem sido objeto de estudo em diferentes áreas do conhecimento. Pode se constatar, por meio da literatura, que diferentes métodos subjetivos como o teste muscular manual e objetivos como o dinamômetro portátil e isocinético têm sido utilizado para mensurar essa valência física. Utiliza-se com freqüência o Teste de Força Muscular Manual devido a facilidade com que a técnica é executada, em um período de tempo curto e com nenhum custo específico de instrumentação, entretanto, a exatidão e a sensibilidade deste método são relativamente pobres (LUCARELI ET AL., 2010)

Segundo Dias et al. (2010), diferentes métodos têm sido utilizados para avaliar a força muscular, sendo que as diferenças estão relacionadas à intensidade da contração (máxima ou sub-máxima), ao tempo de duração da contração e ao número de repetições realizadas (contínuas ou intermitentes).

Finsterer et al. (2010) descrevem como sintomatologia de alteração da função do neurônio motor inferior no caso associado à neurotoxocarosi diminuição da força muscular, diminuição dos reflexos tendinosos, fasciculação e hipotonia.

Pereira et al. (2010) realizaram estudo do comportamento da força muscular em homens idosos e utilizaram diversos mecanismos para verificação da força, para mensurar a força dos membros inferiores recorreram ao teste de sentar e levantar da cadeira em trinta segundos, os equipamentos utilizados foram um cronômetro e uma cadeira sem braço, com estatura de 43 cm, o índice que verificou a eficiência das contrações musculares foi o número de repetições executadas em trinta segundos. Para a mensuração da força muscular nos membros superiores, utilizaram um dinamômetro com capacidade de 100kgf e divisões de 1kgf, ajustável e calibrado com escala de 0 a 50 kg. Para a dinamometria lombar foi usado o aparelho de marca japonesa não especificado com capacidade de 300 kgf e divisões de 1 kgf. A escala de medida foi fixada a uma plataforma para posicionamento dos pés, assim como a barra de apoio fixada à escala de medida por uma corrente ajustada de acordo com o tamanho de cada paciente. O avaliador foi posicionado em pé sobre a plataforma do dinamômetro, os

joelhos completamente estendidos e o tronco levemente flexionado à frente formando um ângulo de aproximadamente 120° com os pés e a cabeça acompanhando o prolongamento do tronco, com o olhar fixo à frente. Os cotovelos ficaram estendidos, e a barra segurada com uma empunhadura dorsal de uma das mãos e palmar da outra. Nessa posição, os avaliados eram orientados a aplicar a maior força muscular possível nos músculos da região lombar e deixar a coluna lombar reta.

Segundo Petten e Ávila (2010) a posição e a estabilidade das articulações influenciam na eficiência dos movimentos funcionais, para manter a estabilidade articular, fazem-se necessárias tanto a coativação quanto a ativação individual dos músculos agonistas e antagonistas da articulação.

Para avaliar os efeitos do treinamento resistido, que sempre gera um aumento de força, Pinheiro et al. (2010), utilizaram teste funcional de equilíbrio em pacientes do sexo feminino em fase de menopausa que apresentavam diminuição da densidade óssea. O equilíbrio foi avaliado pelo “Teste de Equilíbrio Estático com Controle Visual”, que consiste no avaliado permanecer em equilíbrio estático apoiado somente em um dos pés, por no máximo 30 segundos, a uma distância de 2 metros de uma marca feita em uma parede, para onde o avaliado deve voltar o olhar durante a aferição do tempo. O resultado do teste é dado pela média de três medidas de tempo.

2.2.3.1 Tabelas de função muscular

Alguns protocolos para aferição de força muscular baseados em carga e número de repetições são descritos em artigos científicos. Polito et al. (2010), utilizaram o teste de 1RM para mensuração da força muscular, neste teste utiliza-se uma única repetição com a máxima resistência que o indivíduo testado consegue vencer, utilizaram até 5 tentativas para verificar o valor da carga máxima. Filho et al. (2010), utilizaram 3 testes com 10-12 RM, nesse caso utilizou a máxima carga que os indivíduos testados conseguiam fazer 10 a 12 repetições com amplitude completa de movimento.

O’Sullivan e Schimitz (1993) descrevem o teste manual de força muscular que é graduado de 0 a 5 graus, sendo que para a realização do teste o participante deverá estar consciente, participativo e colaborativo, solicita-se que o paciente realize o movimento articular que é a ação do músculo a ser testado. Será graduado da seguinte forma:

Grau 0 – nenhuma contração muscular;

Grau 1 – Contração muscular visível a olho nu que não é capaz de gerar movimento mesmo com a ação da gravidade anulada;

Grau 2 – Contração muscular capaz de gerar movimento por toda amplitude articular desde que a gravidade esteja anulada;

Grau 3 – Contração muscular capaz de gerar movimento por toda amplitude articular vencendo a ação da gravidade sobre o membro a ser movimentado;

Grau 4 – Contração muscular capaz de gerar movimento por toda amplitude articular vencendo a ação da gravidade sobre o membro a ser movimentado sendo acrescentado uma resistência leve;

Grau 5 – Contração muscular capaz de gerar movimento por toda amplitude articular vencendo a ação da gravidade sobre o membro a ser movimentado sendo acrescentado resistência máxima.

Nesse caso, resistência máxima é entendido como a máxima resistência que o paciente consegue vencer com o músculo sadio.

2.2.3.2 Eletromiografia

Segundo Pinto (1993), a eletromiografia clínica consiste no estudo das variações elétricas musculares, através da inserção de eletrodos de captação nos mesmos. A atividade elétrica muscular também pode ser captada por eletrodos superficiais, que são fixados com fita adesiva na pele situada sobre o músculo investigado. Estes eletrodos têm um formato quadrado ou mais comumente circular, com cerca de 1 a 2,5 cm de largura ou de diâmetro. Os eletrodos superficiais devem ser colocados em número de 3, sendo o primeiro funcionando como terra, o segundo de referência e o terceiro ativo.

A eletromiografia de superfície tem sido utilizada para verificar a atividade elétrica muscular durante a realização de exercícios, visto que os músculos podem atuar como motores primários ou estabilizadores da articulação (BRUM ET AL., 2008)

Segundo Diefenthaler e Vaz (2008), uma das formas de avaliação do processo de fadiga pode ser por meio da análise do sinal eletromiográfico através da transformada rápida de Fourier, pois a frequência mediana do espectro de potência pode evidenciar a relação entre altas e baixas frequências no decorrer da atividade muscular. Em contrações isométricas, ocorre um deslocamento para esquerda do espectro de potência, em direção às menores frequências, com a fadiga.

Baldisserotto et al. (2010), descreveram uma metodologia de eletromiografia cinesiológica para músculos mastigatórios, posturais e das extremidades inferiores. Em seu trabalho foi utilizado eletromiografia de superfície para registrar a atividade muscular com

eletrodos auto-adesivos. O sinal eletromiográfico foi registrado durante a contração isométrica voluntária máxima dos músculos testados. Após um período de treinamento os sujeitos eram questionados sobre o desempenho da contração isométrica voluntária máxima de cada músculo por 3 a 5 segundos. Além dos movimentos treinados com o auxílio da visualização do sinal eletromiográfico, os participantes também realizavam movimentos funcionais como levantar e sentar em uma cadeira de 46 cm de altura, pegar e largar bolsas, levantar e deitar na cama, entre outras. Nesse estudo foi comparado a atividade elétrica muscular da eletromiografia com a realização de movimentos funcionais através de imagens filmadas.

Meurer et al. (2010) utilizaram eletromiografia de superfície para verificar o tempo de reação do músculo fibular longo em indivíduos saudáveis, sem história de lesões de tornozelo e com resultado negativo para os testes de instabilidade articular no tornozelo, fazendo uso de bandagem funcional no tornozelo com esparadrapo não elástico. Nesse estudo, os indivíduos permaneciam em posição ortostática, com apoio bi-podal em uma plataforma que realizava um movimento semelhante ao de inversão do tornozelo e captava-se o sinal eletromiográfico do músculo fibular longo. Neste caso, a maior importância da análise eletromiográfica foi o tempo de resposta do músculo ao movimento súbito de inversão.

Outro exemplo de aplicabilidade funcional da eletromiografia ocorreu pela pesquisa de Ambrosio et al. (2009) fizeram a análise do comportamento da porção superior do músculo orbicular da boca em padrões respiratórios diferentes devido à maloclusão, os dois padrões respiratórios estudados foram: respiração bucal e respiração nasal e concluíram que o padrão respiratório não influenciou nos registros eletromiográficos.

2.2.3.3 Dinamometria

Avanços tecnológicos no desenvolvimento de dinamômetros eletromecânicos para a medida da função muscular possibilitam mensurações mais precisas de diversos parâmetros musculares. A avaliação do desempenho muscular é de grande importância para fins diagnósticos, para corrigir previamente déficits específicos, avaliar resultados da intervenção e determinar se o indivíduo tem condições de retornar às suas atividades. Os dinamômetros eletromecânicos permitem a quantificação de parâmetros como capacidade de produção de torque, potência muscular, fadiga e capacidade de gerar trabalho para diversas musculaturas (AQUINO ET AL., 2007).

Dinamômetros são equipamentos que permitem a mensuração da força aplicada em um sistema baseado em células de carga. São divididos em isométricos e isocinéticos, no mercado

existem dinamômetros analógicos ou digitais. Os equipamentos hidráulicos são capazes de detectar somente o valor de pico de força máxima alcançado, outros dinamômetros do tipo extensiométrico permitem adquirir valores de força em unidade de tempo (DIAS ET AL., 2010).

Dinamômetros eletromecânicos fornecem resistência ao movimento articular ao longo de uma determinada amplitude, possibilitando a avaliação de parâmetros relacionados à força muscular de forma dinâmica. A resistência oferecida pelo aparelho varia de forma a ser sempre igual à força exercida pelo indivíduo. Assim, o dinamômetro impede que a velocidade do movimento exceda o valor pré-determinado e faz com que essa se mantenha constante. Tal modo de teste é chamado isocinético. A vantagem dessa tecnologia é que permite que a musculatura realize força máxima em toda amplitude de movimento e nos dois tipos de contração isotônica, a concêntrica e a excêntrica (AQUINO ET AL., 2007).

Silva et al. (2010), utilizaram o dinamômetro isocinético para verificar o equilíbrio dos músculos agonistas/antagonistas do joelho nos pacientes em fase de reabilitação de pós-operatório de recomposição dos ligamentos cruzados anterior e posterior. Através da dinamometria isocinética foi possível respeitar as recomendações e as fases do protocolo de tratamento estabelecendo metas para a reabilitação.

Sabendo dos conhecimentos do comportamento muscular e da necessidade de técnicas com aplicabilidade no dia-a-dia de profissionais da saúde, a importância desse trabalho é vista pelo desenvolvimento de um novo sistema para mensuração de sinal acústico muscular, assim como a metodologia para esta mensuração, e pela metodologia aplicada, é possível entender o comportamento acústico do músculo de acordo com a intensidade de contração. Dessa forma, o equipamento experimental desenvolvido relaciona o torque produzido no antebraço com o sinal acústico da contração muscular e esta relação poderá ser utilizada para melhor entender uma das variáveis do comportamento muscular durante o processo de contração. Com o desenvolvimento desse novo processo tecnológico abre-se caminho para uma nova linha de raciocínio no estudo biomecânico voltado para a avaliação muscular.

3 MATERIAIS E MÉTODO

3.1 Introdução

A instrumentação utilizada foi baseada nos conceitos de momento de força, que segundo Delamarche, Dufour e Multon (2006) é definido como a força multiplicada pela distância do centro de referência, no caso de uma articulação, como o cotovelo, que é estudada nesta pesquisa e está ilustrada na figura 12.



Figura 12 – Esquema do posicionamento do músculo bíceps braquial com o cotovelo a 90° de flexão.

Este capítulo apresenta a metodologia utilizada para a execução do trabalho de campo, para isso será descrito a montagem do equipamento de aferição do sinal acústico, as informações sobre o equipamento de medida de força referente ao interesse da pesquisa e a metodologia para a aquisição e tratamento dos sinais.

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisas em Seres Humanos (CoEPS) do UniFOA, após avaliação crítica envolvendo os aspectos éticos, do projeto. A aprovação encontra-se com o protocolo nº 083/85, conforme anexo A.

Foram estudados 16 indivíduos de ambos os gêneros, sendo 9 do sexo masculino e 7 do sexo feminino, saudáveis, com idade entre 18 e 35 anos, sem histórico de doenças neurológicas e cardiovasculares e que não realizavam atividade física que produzisse hipertrofia dos músculos flexores do cotovelo, que assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, o qual modelo encontra-se no anexo B.

3.2 Estetoscópio

3.2.1 Montagem do microfone

O estetoscópio utilizado nos ensaios do presente estudo foi do tipo biauricular.

Foi inserido um sensor do tipo microfone RFT MV 201 Nr 9716 no tubo condutor do estetoscópio, por intermédio de um tubo T que permitiu a utilização do sistema completo de estetoscópio associado à captação do sinal sonoro pelo sensor, como mostra a figura 13.



Figura 13 – Estetoscópio adaptado para o microfone.

Segundo o manual do aparelho, esse modelo de microfone não apresenta distorção nos sinais na faixa de 2 Hz a 2 kHz e apresenta sensibilidade de tensão elétrica por pressão acústica de 14 mV/pressão acústica. O sistema ilustrado na Figura 13 mostra a montagem do sistema de aquisição de dados da acústica muscular, que é composto pelo receptor do sinal, pelo sistema de diafragma, que está conectado ao tubo flexível. Esse tubo recebeu uma modificação: próximo ao receptáculo para direcionar esse sinal para o microfone. O microfone transforma o sinal sonoro em elétrico e é ligado ao decibelímetro, aparelho que mede a intensidade da onda sonora. O decibelímetro usado foi do tipo Integrierender Prozisions –Schallpegelmesser, Robotron OO 025, apresentado na figura 14, com modalidade de filtro linear, natureza da fonte sonora na posição slow e período de medida contínuo, conforme especificado pelo manual do aparelho.



Figura 14 – Montagem do sistema do estetoscópio com o decibelímetro.

O decibelímetro envia este sinal para a placa de aquisição do Spider 8 (HBM, Darmstadt, Alemanha), enviando-o para o software Catman (versão 3.1, release 3, 1997-2000), que foi o instrumento usado para a aquisição dos dados no computador, como mostra a figura 15.



Figura 15 – Spider 8 e a tela de aquisição do Catman.

A figura 16 apresenta o esquema do projeto da instrumentação do sinal acústico, no qual foi inserido um microfone no estetoscópio, este microfone captou os sinais acústicos do estetoscópio, transformava o sinal acústico em sinal elétrico e enviava-o para o decibelímetro, sem a utilização de filtro para o sinal, transmitia esse sinal para o hardware de aquisição do sinal Spider 8, que transmitia esse sinal para o computador que realizava a identificação pelo software de aquisição de dados Catman.

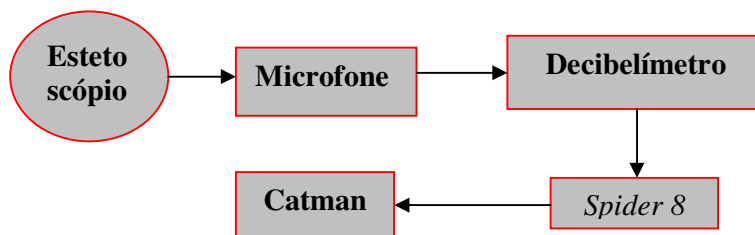


Figura 16 – Esquema do procedimento experimental utilizado para analisar os sinais acústicos provenientes do estetoscópio.

3.2.2 Sistema de aquisição de dados

A campânula do estetoscópio foi fixada na região anterolateral do terço médio do braço direito, para captação do sinal acústico oriundo dos músculos flexores do cotovelo para evitar que o movimento da pele interferisse no sinal adquirido, conforme ilustrado na figura 17.



Figura 17 – Posicionamento do estetoscópio.

Para a aquisição dos dados foi utilizado o programa Catman com os seguintes parâmetros:

Frequência de aquisição A/D: 50 Hz

Número de Pontos: 250 pontos

Tempo: 5 segundos

Unidade: Volts

Canal 1: habilitado (sinal acústico muscular)

Solicitou-se que o indivíduo testado realizasse a contração isométrica dos músculos flexores do cotovelo com a máxima capacidade de produção de força possível, este sinal foi considerado como sendo 100% da produção de força do indivíduo, e serviu como parâmetro para os outros testes. Com o valor máximo da capacidade de produção de força, foram encontrados os valores da produção de força para 75%, 50% e 25% da força máxima, sinais estes coletados e arquivados para a análise em diferentes percentuais de produção de força dos músculos flexores do cotovelo

3.3 Célula de carga

Para mensuração do torque muscular foi utilizado um dispositivo de medição de esforços (DME) desenvolvido por Paulo José de Oliveira Cortez em 2008 na Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – UNESP, descrito em sua dissertação de mestrado intitulada “Dispositivo para avaliar a força muscular dos membros superiores”. Este dispositivo com o nome de estação de medição de força (EMF) é formado por uma cadeira do tipo *presidente* com base giratória a gás sem “estrela”, espuma injetada, em tecido e sem braço. A EMF apresenta uma estrutura que abriga o elemento sensor e ao mesmo tempo serve de apoio para o antebraço durante os testes de força, conforme figura 18. Tal estrutura foi chamada de Dispositivo de Medição de Esforços (DME) que permitiu conexão com dois acessórios para colocação do punho/mão e sensores elétricos (CORTEZ, 2008).



Figura 18 – DME modificado de Cortez (2008): (A) computador, (B) Spider 8 e (C) estação de medição de força.

3.3.1 Montagem do extensômetro

Para a medição das forças aplicadas no tubo do DME, foram utilizados dois circuitos de ponte completa de Wheatstone, sendo os extensômetros utilizados para a força vertical denotados por E1, E2, E3 e E4, conforme exemplificado na Figura 19.

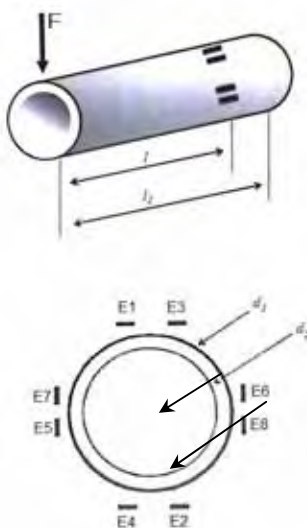


Figura 19: Tubo onde foram acoplados os extensômetros no DME (extraído de CORTEZ, 2008 p. 62).

Nota-se que os extensômetros E5, E6, E7 e E8 não foram utilizados nesta pesquisa por não utilizar os componentes horizontais de força.

3.3.2 Sistema de aquisição de dados

Para a aquisição dos dados foi utilizado o programa Spider 8 com os seguintes parâmetros:

Frequência de aquisição A/D: 50 Hz

Número de Pontos: 250 pontos

Tempo: 5 segundos

Unidade: Volts

Canal 2: habilitado (sinal do dispositivo de medida de esforços)

Os indivíduos ficaram sentados na cadeira utilizada, o tronco foi fixado com o cinto de segurança de 4 pontos bem ajustado e cruzado na altura do tórax de modo a estabilizar este segmento corpóreo na tentativa de impedir possíveis compensações de outros segmentos, membro superior foi posicionado da seguinte forma: braço ao longo do corpo, 90° de flexão de cotovelo, antebraço em supinação e o manete para esforços verticais foi posicionado na região anterior distal do antebraço direito.

Solicitou-se que o indivíduo testado realizasse a contração isométrica dos músculos flexores do cotovelo com a máxima capacidade de produção de força possível, este sinal foi considerado como sendo 100% da força aplicada na célula de carga. Com o valor de 100% da força aplicada na célula de carga, foram encontrados os valores da produção de força para 75%, 50% e 25%, sinais estes coletados e arquivados para a análise em diferentes percentuais de produção de força na célula de carga devido à contração dos músculos flexores do cotovelo

3.4 Protocolo de aquisição de dados

Indivíduo sentado na cadeira, com as costas apoiadas, o cinto fixa o tronco na cadeira, apoio do cotovelo mantendo a posição neutra da articulação gleno umeral (ombro), 90° de flexão do cotovelo, a força é mensurada na região anterior do antebraço, tendo como referência o processo estilóide da ulna contra o manete para esforços verticais da cadeira. A campânula do estetoscópio foi fixada no terço médio do braço, anterolateralmente, para captar o sinal acústico dos músculos flexores do cotovelo localizados no braço.

- 1) Foi explicado para os indivíduos que fizeram os testes que eles deveriam tentar realizar contração isométrica dos músculos flexores do cotovelo, solicitando que o participante realizasse força para flexionar o cotovelo.
- 2) O Catman foi configurado com a frequência de aquisição do sinal de 100 Hz, tempo de aquisição dos dados de 05 segundos, canal 01 para o sinal acústico do estetoscópio e canal 02 para o sinal referente à força produzida no manete para esforços verticais da cadeira
- 3) No gráfico do monitor que o indivíduo observava durante o teste era apresentado o sinal do manete para esforços verticais.
- 4) Primeiro teste os indivíduos testados realizaram o máximo de força possível para realizar a flexão do cotovelo, como a cadeira de teste auxiliava na estabilização do participante, era realizado contração isométrica dos músculos flexores do cotovelo.
- 5) De acordo com a média da máxima força que o indivíduo testado conseguia produzir no primeiro teste, realizava-se nova captação do sinal com o indivíduo testado mantendo de 70% a 80% da capacidade máxima de produção de força para identificar aproximadamente 75% da força máxima.
- 6) De acordo com a média da máxima força que o indivíduo testado conseguia produzir no primeiro teste, realizava-se nova captação do sinal com o indivíduo testado

mantendo de 45% a 55% da capacidade máxima de produção de força para identificar aproximadamente 50% da força máxima.

- 7) Dê acordo com a média da máxima força que o indivíduo testado conseguia produzir no primeiro teste, realizava-se nova captação do sinal com o indivíduo testado mantendo de 20% a 30% da capacidade máxima de produção de força para identificar aproximadamente 25% da força máxima.
- 8) Entre cada teste, o indivíduo testado aguardava aproximadamente 5 minutos para recuperação da capacidade de contração muscular (BARROS, 2008), período esse que era utilizado para arquivar o arquivo do sinal coletado e preparar o sistema de aquisição de sinais para nova coleta de dados.
- 9) Os espectros de frequência dos sinais acústicos foram encontrados através da transformada rápida de Fourier (FFT) no software Microcal (TM) Origin®, versão 6.0, da Microsoft.
- 10) Foi realizado a medida da distância do olecrano da ulna até o processo estilóide da ulna de cada indivíduo utilizando-se de uma fita métrica para estabelecer a relação de distância entre as forças atuantes no antebraço com o eixo de rotação, buscando informações do torque dessas forças.
- 11) No Excel da Microsoft, as tabelas dos espectros dos sinais acústicos forneceram a média e os limites de possíveis variações baseados no desvio padrão dos sinais.

Os gráficos da média e dos limites superior e inferior foram realizados no Excel da Microsoft, analisados e discutidos para concluir a pesquisa.

Considera-se como existência de correlação quando o coeficiente de correlação de Pearson for igual ou maior que 0,65.

No Excel da Microsoft foi realizada a análise estatística dos sinais coletados nesta pesquisa.

A comparação do espectro de frequência do sinal acústico do estetoscópio com o sinal de controle do gerador de frequência apresentado na figura 4.3 para encontrar a sensibilidade do estetoscópio foi realizada através do coeficiente de correlação de Pearson para o sinal completo, a seguir foi realizado o mesmo coeficiente de correlação para 3 faixas diferentes do sinal, a primeira entre 0 a 312,5 Hz, a segunda de 312,5Hz a 937,5 Hz e a terceira de 937,5 Hz a 2000 Hz.

A comparação dos dados do espectro de frequência do sinal acústico com o sinal da célula de carga foi realizada através do coeficiente de correlação de Pearson.

A medida dos ossos foi analisada através da média e desvio padrão das medidas.

Os gráficos dos espectros de frequência do sinal acústico foram analisados através da análise da variância pelo coeficiente de variância, como o coeficiente de variância foi inferior a 4, o teste t-Student foi do tipo variáveis iguais. Os dados comparados foram dos pares de sinais de ambos os gêneros entre: 25% com 50%, 25% com 75%, 25% com 100%, 50 com 75%, 50 e 100% e 75% com 100%.

Para análise dos gêneros separadamente, foi identificado o coeficiente de variância, que foi inferior a 4 direcionando o teste t-Student do tipo variáveis iguais verificando-se a correlação entre os gêneros masculino e feminino para cada percentual de força produzida: 25% masculino com 25% feminino, 50% masculino com 50% feminino, 75% masculino com 75% feminino e 100% masculino com 100% feminino.

O sinal da célula de carga foi analisado através do coeficiente de variância, que foi inferior a 4, direcionando o teste t-Student para o tipo que utiliza variáveis iguais. Também foi utilizado o coeficiente de correlação de Pearson.

A relação entre o sinal acústico e o sinal da célula de carga em função do tempo, foi analisado pelo coeficiente de correlação de Pearson.

4 CALIBRAÇÃO DOS SISTEMAS DE MEDIÇÃO

4.1 Introdução

Calibração é o nome dado ao conjunto de operações que estabelecem, sob condições especificadas, a relação entre os valores indicados por um instrumento (calibrador) ou sistema de medição e os valores representados por uma medida materializada ou um material de referência, ou os correspondentes das grandezas estabelecidas por padrões (<http://pt.wikipedia.org/wiki/Calibra%C3%A7%C3%A3o>, acessado em 23/05/2010, fonte: Jarkko Piiroinen, 2006, extraído de <http://pt.wikipedia.org/wiki/Ficheiro:Wiki_letter_w.svg>, acessado em 26/09/2010).

Segundo Ferreira (2004), calibração é a operação em que se estabelece uma correspondência entre as leituras de um instrumento e valores de uma grandeza física que é medida diretamente, ou indiretamente, pelo instrumento.

De acordo com Duward, Baer e Rowe (2001) o processo de calibração permite a análise sistemática de como os valores medidos pelo instrumento relacionem-se aos valores de entrada de referência aplicados ao sistema.

4.2 Validação dos instrumentos

A figura 20 mostra, esquematicamente, a seqüência utilizada em laboratório para a determinação das freqüências naturais de vibração da membrana.

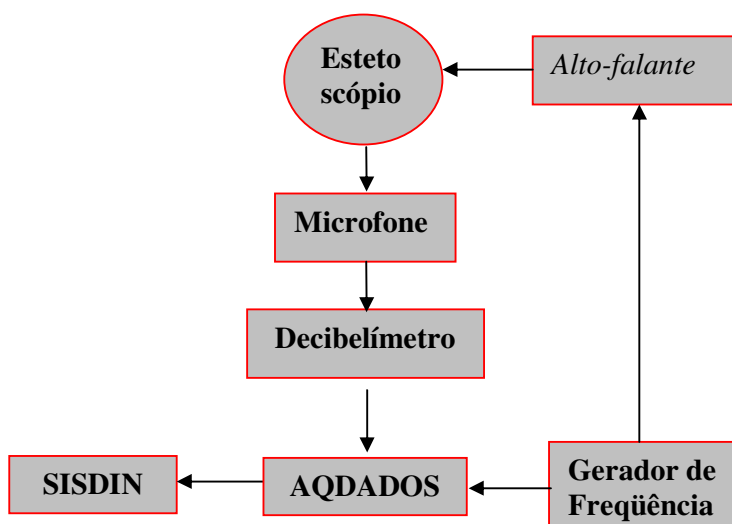


Figura 20 – Esquema da montagem do estetoscópio para comparar a freqüência da entrada acústica pelo estetoscópio com o gerador de freqüência.

Para validar o equipamento utilizado foi realizado uma curva de sensibilidade do aparelho através da placa de aquisição de sinais do Aqdados para coletar os sinais com frequência de aquisição de 4000 Hz, onde no canal 1 recebeu sinal do decibelímetro tipo Integrierender Prozisions –Schallpegelmesser, Robotron OO 025, com modalidade de filtro linear, natureza da fonte sonora na posição slow e período de medida contínuo, conforme especificado pelo manual do aparelho, que converteu o sinal do sensor tipo microfone RFT MV 201 Nr 9716 para a placa de aquisição de dados. O microfone foi inserido no tubo condutor do estetoscópio no qual a campânula foi direcionada para um alto-falante. No canal 2 foi coletado o sinal oriundo do gerador de frequência, antes de passar pelo alto-falante. Dessa forma foi possível verificar quais frequências são confiáveis na utilização do estetoscópio como sensor. Não foi utilizado filtro para a aquisição e tratamento do sinal. O sistema apresenta-se ilustrado na Figura 21.



Figura 21 – Bancada experimental para identificar a sensibilidade do sistema de aquisição de sinal acústico

O espectro de frequência foi encontrado através da transformada rápida de Fourier (FFT) no software SISDIN da Linx. A curva de sensibilidade do estetoscópio foi elaborada a partir deste sinal e está apresentada na Figura 22. A observação deste gráfico mostra que na

faixa de 312,5 Hz a 987,5 Hz o estetoscópio não apresenta sensibilidade um comportamento compatível com o sinal gerado, porém abaixo de 312,5 Hz seu comportamento acompanha o sinal de controle produzido pelo gerador de frequência.

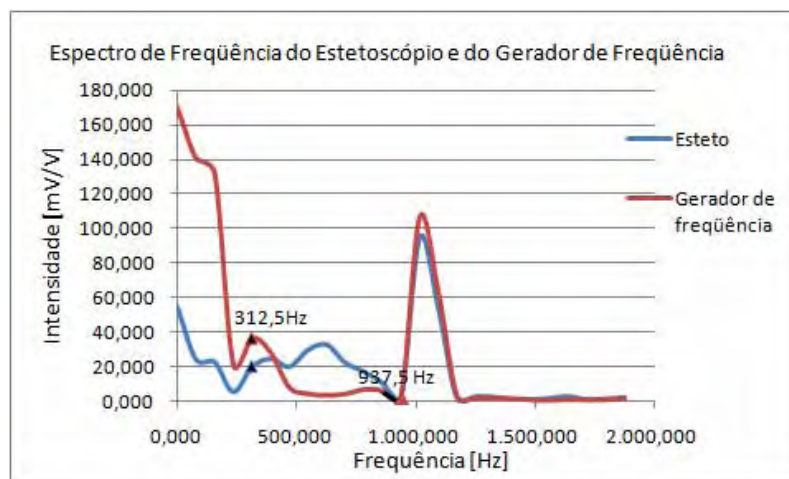


Figura 22 – Curva de sensibilidade do estetoscópio

Dê acordo com os espectros de frequência apresentado na figura 22, é possível observar que o instrumento apresenta uma diferença de intensidade na faixa de frequência de 0 até 312,5 Hz, essa diferença não compromete o sinal, pois a curva do estetoscópio acompanha a curva do gerador de frequência. Na faixa de frequência de 312,5 Hz até 937,5 Hz, o sinal comporta-se inadequadamente, não sendo uma faixa de frequência confiável para aquisição do sinal, mas como os sinais acústicos musculares pesquisados neste trabalho e analisados no capítulo 5 apresentam-se com frequência inferior a 312,5 Hz o instrumento possui sensibilidade adequada para o estudo. A partir de 937,5 Hz o sistema tem sensibilidade adequada novamente. Através deste coeficiente de correlação para dados do estetoscópio com os dados do gerador de frequência, foi encontrado um coeficiente de correlação de 0,65, em todo o gráfico, porém, entre as frequências de 0 a 312 Hz, o coeficiente de correlação foi de 0,8, na faixa de frequência de 312,5 Hz a 937,5 Hz o coeficiente de correlação diminuiu para 0,13 e na faixa de 937,5 Hz até 2000 Hz, o coeficiente de correlação foi aproximadamente 1,0 (0,9994). O coeficiente de correlação analisado separadamente foi importante para mostrar que ocorreu correlação adequada entre o sinal do gerador e o sinal do estetoscópio nas frequências de 0 a 312,5 Hz e de 937,5 a 2000 Hz, e não ocorreu uma correlação adequada na faixa de 312,5 a 937,5 Hz. O sinal estudado encontrava-se na faixa de 0 a 312 Hz, faixa essa que se mostrou confiável pelo coeficiente de correlação.

4.3 Calibração do estetoscópio

Para a calibração do instrumento de mensuração do sinal acústico através do estetoscópio foi realizado o seguinte procedimento:

- 1) O Catman foi configurado com a frequência de aquisição do sinal de 100 Hz, tempo de aquisição dos dados de 15 segundos, canal 01 para o sinal acústico do estetoscópio e canal 02 para o sinal referente à força produzida no manete para esforços verticais da cadeira
- 2) No gráfico do monitor que o indivíduo observava durante o teste era apresentado o sinal do manete para esforços verticais.
- 3) O indivíduo testado foi posicionado na cadeira para mensuração de sua força com a articulação gleno umeral em posição neutra, 90° de flexão de cotovelo e punho em posição neutra, com o estetoscópio fixado no terço médio do braço, anterolateralmente para captar o sinal acústico do bíceps braquial
- 4) Solicitou-se ao indivíduo que realizou o teste que gradativamente aumentasse a intensidade da contração isométrica do músculo bíceps braquial alcançando o máximo de força produzida pelo músculo seguido do seu relaxamento.
- 5) No Excel da Microsoft, cada ponto do sinal proveniente do estetoscópio foi subtraído da média de todos os pontos para zerar o valor médio.
- 6) Com o valor médio igual a zero, ainda no Excel da Microsoft, foi encontrado em cada ponto a raiz quadrada do valor do ponto elevado ao quadrado, tornando todos os valores positivos
- 7) No Excel da Microsoft, a tabela com os dados modificados dos sinais acústicos e do esforço vertical forneceram o gráfico de calibração do instrumento de avaliação acústica com os sinais do manete para esforços verticais da cadeira. No gráfico apresentado na figura 23 mostra também a linha de tendência e a equação da linha de tendência.

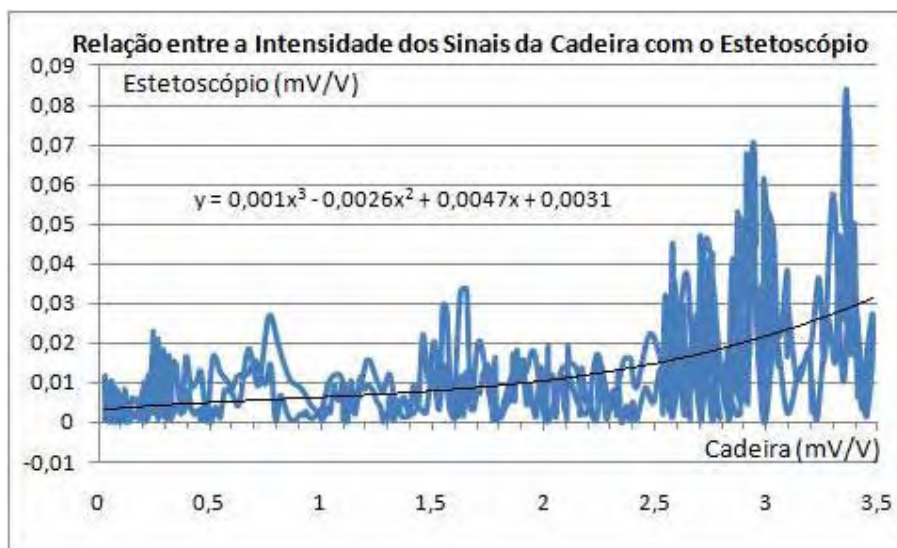


Figura 23 – Gráfico de calibração da instrumentação do estetoscópio com relação ao manete para esforços verticais da cadeira.

Pelo coeficiente de correlação de Pearson temos que os sinais apresentam uma relação de 0,6 quando comparados o espectro de frequência do sinal acústico com o sinal da célula de carga. McNair (1996) realizou um tratamento do sinal eletromiográfico semelhante ao descrito anteriormente, pois a transformada rápida de Fourier tem sido utilizada há muito tempo associada com o valor médio da raiz quadrada do dado elevado ao quadrado, para encontrar a média positiva, este valor médio é comumente utilizado no Biofeedback por eletromiografia, o gráfico da figura 23 apresenta o tratamento do sinal conforme o realizado por McNair (1996).

4.4 Calibração da célula de carga

A calibração do dispositivo de medida de força foi descrita por Cortez (2008) como sendo realizada de maneira estática através das cargas pré-definidas aplicadas no pegador do dispositivo de medição de esforços, respeitando a direção dos esforços (vertical e horizontal). Os valores de calibração foram inseridos no programa Catman de forma que os resultados dos testes foram convertidos automaticamente em Força (N). Na extremidade livre do tubo de aço do DME, foram aplicadas as massas de 1,98 [kg], 9,59 [kg], 17,22 [kg], 24,85 [kg], 32, 45 [kg], 40,07 [kg], 47,68 [kg] e 55,31 [kg] as quais foram medidas em uma balança com precisão de cargas, correspondendo respectivamente às forças de 19,42 [N], 94,08 [N], 168,93 [N], 243,78 [N], 318,38 [N], 393,09 [N], 467,74 [N] e 542,59 [N], cada uma destas cargas foi aplicada ao dispositivo de medida de força gradualmente para encontrar uma curva de

calibração, dando origem à equação de calibração do dispositivo $y = 331,52x - 1,0863$, onde “y” equivale à força em Newton aplicada no dispositivo, na direção em que a contração muscular realiza a força, e o eixo “x” corresponde à tensão de saída da ponte em mV/V, unidade apresentada pelo Catman. Esta curva está apresentada na figura 24.

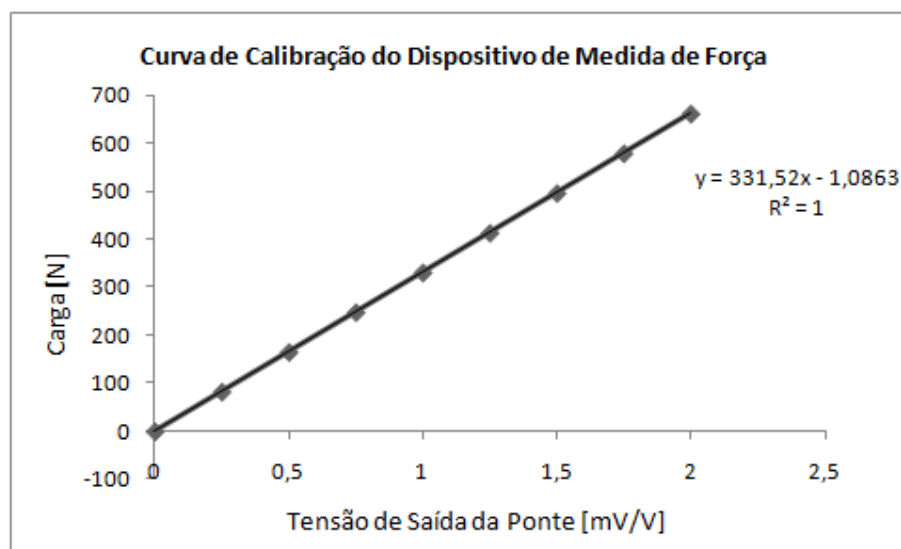


Figura 24 – Curva de calibração do dispositivo de medida de força, produzida através da equação de calibração de Cortez (2008).

Considerando-se que o registro de força do Dispositivo para esforços verticais foi realizado na região anterior do terço distal do antebraço direito, na altura do processo estilóide da ulna, força considerada com o nome de resistência e representada como R, sendo a distância dessa força até o eixo de rotação sendo representada como d_R , a força que os tendões tracionam as inserções ósseas devido às contrações dos músculos flexores representada como F e a distância da fixação óssea dos músculos flexores até o eixo de rotação do cotovelo representada como d_F , que torque de uma força equivale ao valor da força multiplicado pela distância em que ela é aplicada até o eixo de rotação, e que em uma contração isométrica, não ocorre movimento articular, temos que o torque da força F deverá ser igual ao torque da força R, portando, $F \cdot d_F = R \cdot d_R$, temos a seguinte equação para relacionar os sinais do dispositivo para esforços verticais com a força exercida nos tendões pelos músculos flexores: $F = R \cdot d_R / d_F$.

Para encontrar a relação entre essas distâncias, foi realizada as medidas de 22 ulnas e 22 rádios direitos, realizadas no laboratório de anatomia humana do UniFOA, as medidas obtidas foram esquematizadas na figura 25 e 26, assim como estão apresentadas na tabela 1.

Tabela 1 – Medidas médias das ulnas e rádios e as proporções das medidas de acordo com o tamanho da ulna.

Medidas de Ulnas e Rádios		
	média (cm)	desvio padrão
Ulna		
olécrano até o processo estilóide	25,51	0
incisura troclear até o processo estilóide	23,80	0,011
incisura troclear até a tuberosidade da ulna	3,18	0,024
incisura troclear até a face articular da cabeça do rádio	1,61	0,013
face articular da cabeça do rádio até processo estilóide	22,52	0,010
Rádio		
cabeça do rádio até a tuberosidade do rádio	2,49	0,440
cabeça do rádio até o processo estilóide do rádio	23,32	1,568
Proporção das medidas baseadas no tamanho da ulna		
olécrano até o processo estilóide	1,00	0
incisura troclear até o processo estilóide	0,93	0,011
incisura troclear até a tuberosidade da ulna	0,13	0,024
incisura troclear até a face articular da cabeça do rádio	0,06	0,013
face articular da cabeça do rádio até processo estilóide	0,88	0,010
Rádio		
cabeça do rádio até a tuberosidade do rádio	0,10	0,022
cabeça do rádio até o processo estilóide do rádio	0,92	0,100

O olecrano da ulna é a extremidade mais proximal do osso, a incisura troclear da ulna é onde ocorre a articulação da ulna com o úmero e consideramos o centro dessa estrutura anatômica como o centro de rotação da articulação, a tuberosidade da ulna é o local de fixação do músculo braquial anterior, um dos flexores do cotovelo, o processo estilóide da ulna apresenta a extremidade distal da ulna e a face articular da cabeça do rádio é onde ocorre a articulação rádio-ulnar proximal, conforme ilustrado na figura 25 e 26.

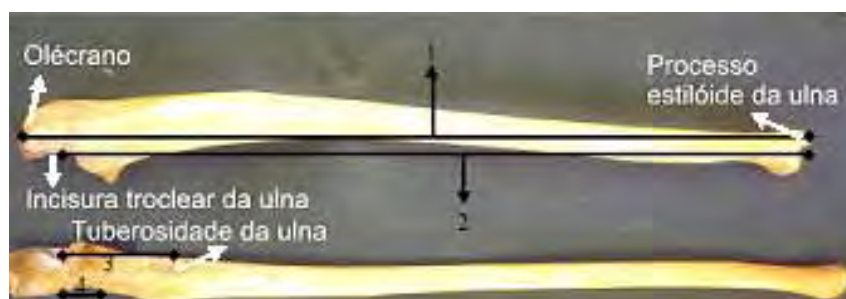


Figura 25 – Ulna e marcação dos pontos



Figura 26 – Rádio e marcação dos pontos

- 1) (1) olecrano da ulna até o processo estilóide da ulna (d_u);
- 2) (2) centro da incisura troclear da ulna até o processo estilóide da ulna (d_R);
- 3) (3) centro da incisura troclear da ulna até a tuberosidade da ulna (d_{pu})
- 4) (4) centro da incisura troclear da ulna até a face articular para a cabeça do rádio (d_{pr1})
- 5) (5) cabeça do rádio até o processo estilóide do rádio (d_c)
- 6) (6) cabeça do rádio até a tuberosidade do rádio (d_{pr2})

Foi possível estabelecer a relação entre a resistência oferecida na região do processo estilóide da ulna com a força produzida pelos músculos flexores do cotovelo, quando a articulação encontra-se com 90° de flexão.

Deve-se considerar que a força produzida pelos músculos flexores atua em duas regiões do antebraço, uma região é na inserção distal do músculo bíceps braquial que está localizado na tuberosidade do rádio, a distância entre a tuberosidade do rádio até o eixo de rotação do cotovelo é dado pela distância entre a incisura troclear da ulna até a face articular da cabeça do rádio ($0,06*d_u$) somado à distância entre a face articular da cabeça da ulna até a tuberosidade do rádio ($0,10*d_u$), o que equivale a $0,16*d_u$.

E a outra é na inserção distal do músculo braquial anterior, que está localizada na tuberosidade da ulna, a distância da tuberosidade da ulna até o eixo de rotação do cotovelo está localizado a $0,13*d_u$. Assim, a médias dessas distâncias é aproximadamente $0,15*d_u$.

Assim, a relação da força produzida pelos flexores com o tamanho da ulna poderá ser realizada através da seguinte equação: $F = R*0,93d_u/0,15d_u$, cancelando-se o d_u e dividindo-se $0,92$ por $0,15$, temos que: $F=6,2R$

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo, dados foram apresentados e discutidos para facilitar a visualização e raciocínio durante o processo de discussão.

5.1 Apresentação dos dados do estetoscópio

Os dados do estetoscópio foram estudados através da transformada de Fourier, na forma de espectro de frequência, para identificação das principais frequências encontradas em cada modalidade de contração estudada.

O formato do arquivo referente aos dados coletados pelo software de aquisição do sinal Catman não eram compatíveis com o SISDIN da Linx, por esse motivo, o sinal foi inicialmente analisado através do software Microcal (TM) Origin®, versão 6.0, da Microsoft

Antes de iniciar a análise espectral da intensidade da contração muscular, foi realizado a aquisição de sinais oriundos do sistema muscular esquelético, respiratório e cardíaco, esses sinais são apresentados no gráfico da figura 27, onde é possível observar a comparação das frequências de cada sinal separadamente, e na figura 28 o gráfico apresenta os mesmos sinais na faixa de frequência 0 a 25 Hz para favorecer a visualização do sinal muscular.

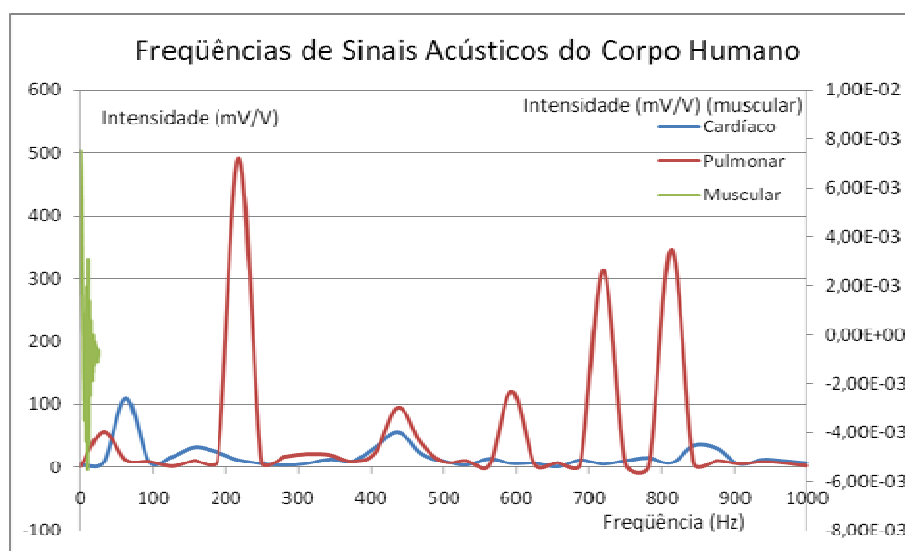


Figura 27 – Sinais acústicos cardíaco, pulmonar e muscular.

Podemos observar pelo gráfico da figura 27 que o sinal acústico cardíaco apresenta picos em ordem crescente nas frequências de 62,5 Hz, 406,25 Hz, 812,5 Hz e 156,25 Hz. O sinal pulmonar apresenta picos em ordem crescente nas frequências de 218,75 Hz, 812,5 Hz, 718,75 Hz, 593,75 Hz, 437,5 Hz e 31,25 Hz, sendo possível observar também que o sinal

acústico pulmonar apresenta intensidade superior ao sinal acústico cardíaco. O sinal muscular apresentou-se em frequências inferiores a 50 Hz e podem ser melhor analisadas no gráfico 28.

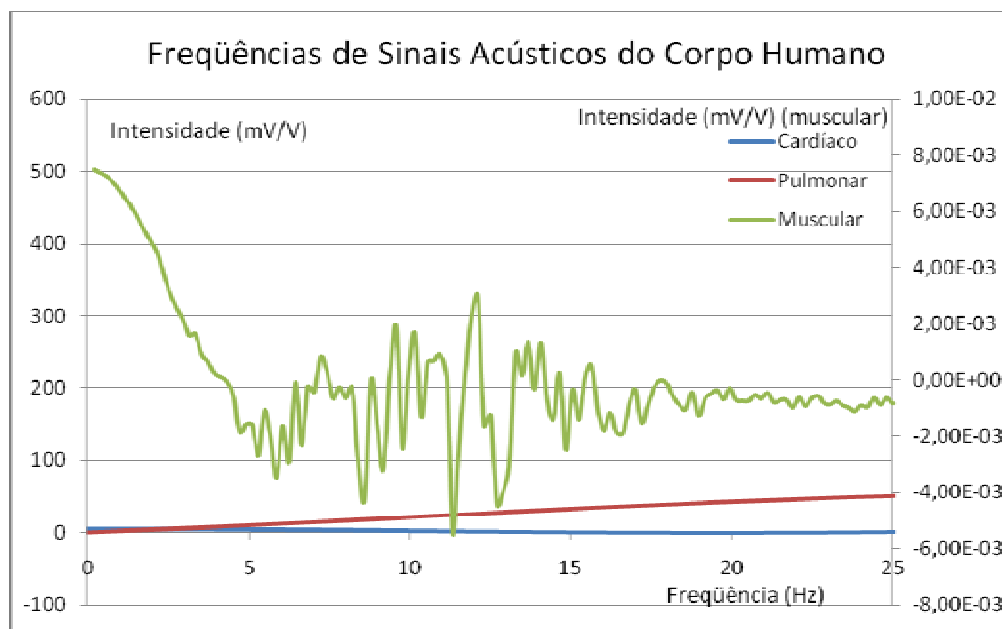


Figura 28 – Sinais acústicos cardíaco, pulmonar e muscular, enfatizando o muscular.

Dê acordo com a figura 28, podemos observar que as principais variações do sinal acústico muscular ocorrem na frequência de 5 a 20 Hz. Os sinais cardíaco e pulmonar estão ausentes nessa faixa de frequência, sendo mais adequado para observar o sinal muscular

5.1.1 Análise espectral dos dados do estetoscópio

Segundo Grimshaw (2007), os sinais eletromiográficos são analisados no domínio da frequência para investigar mudanças do sinal relacionados à fadiga muscular. Nestes casos o espectro de frequência apresenta-se com a compressão do gráfico em baixa frequência, que ocorre devido à diminuição da velocidade de condução do potencial de ação. Para estudar o sinal eletromiográfico no domínio da frequência é utilizado a transformada rápida de Fourier (FFT) que é normalmente usada entre 0,5 a 1 segundo, a interpretação do resultado da transformada rápida de Fourier é feita comumente através do gráfico de densidade espectral de potência ou pela identificação da frequência média que é calculada pela soma das frequências individuais dividido pelo número de frequências encontradas. Grimshaw (2007) sugere que a análise da intensidade, tempo e frequência do sinal eletromiográfico deve ser realizada entre 20 a 80% da capacidade de produção de força em contração isométrica para diminuir a influencia dos ruídos. Na presente pesquisa foi verificado o sinal acústico com

100% da capacidade de produção de força para identificar este valor e em seguida com 75%, 50% e 25% da capacidade de produção de força do músculo bíceps braquial.

A figura 29 apresenta a média e os limites superior e inferior dos espectros de frequência do sinal acústico em que os indivíduos realizavam contração isométrica do músculo bíceps braquial com o máximo de força.

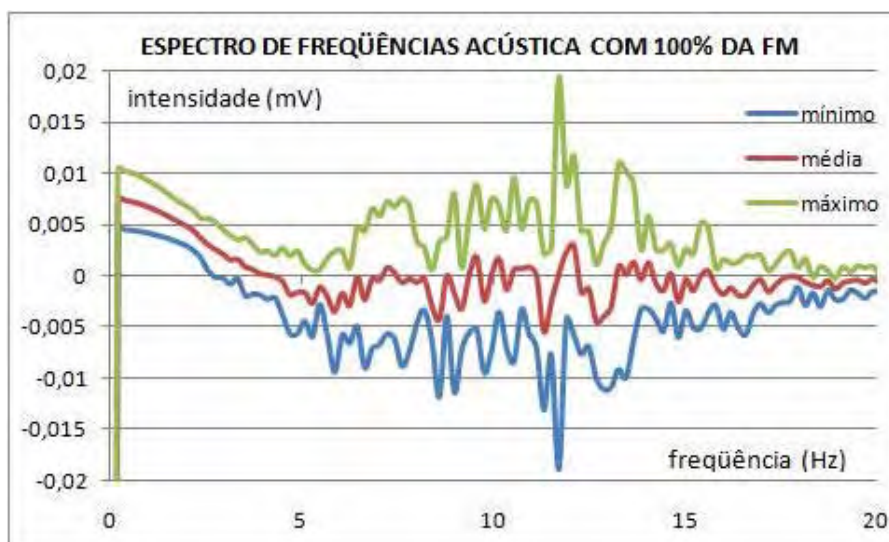


Figura 29 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência de todos os indivíduos durante o máximo de força que conseguiram produzir.

A figura 30 apresenta a média e os limites superior e inferior dos espectros de frequência do sinal acústico em que os indivíduos realizavam contração isométrica do músculo bíceps com 75 % do máximo de força que eles conseguiram produzir.

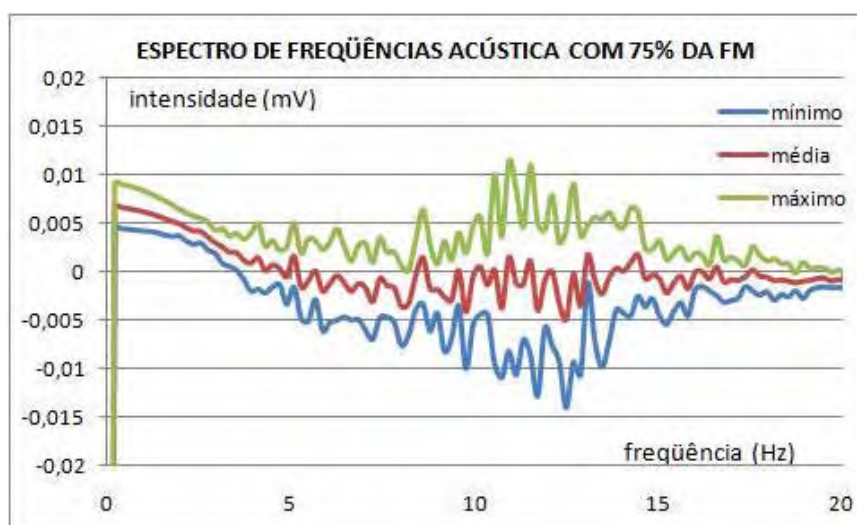


Figura 30 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência de todos os indivíduos durante 75% do máximo de força que conseguiram produzir.

A figura 31 apresenta a média e os limites superior e inferior dos espectros de frequência do sinal acústico em que os indivíduos realizavam contração isométrica do músculo bíceps com 50 % do máximo de força que eles conseguiam produzir.

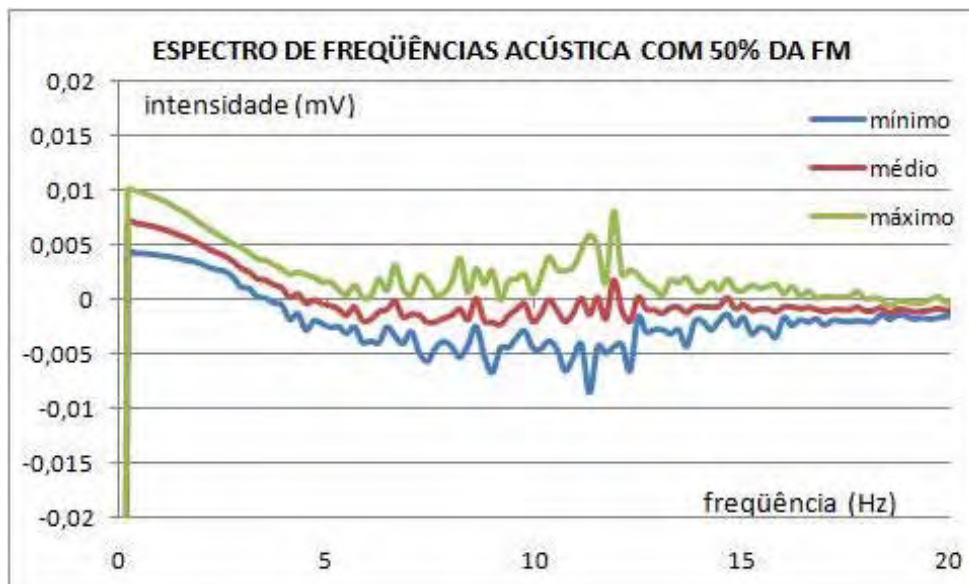


Figura 31 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência de todos os indivíduos durante 50% do máximo de força que conseguiam produzir.

A figura 32 apresenta a média e os limites superior e inferior dos espectros de frequência do sinal acústico em que os indivíduos realizavam contração isométrica do músculo bíceps com 25 % do máximo de força que eles conseguiam produzir.

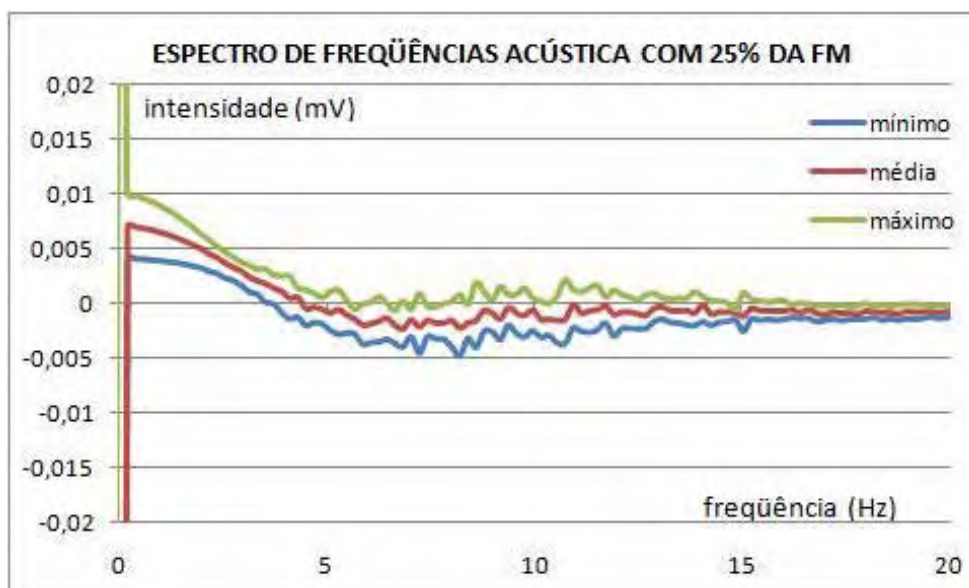


Figura 32 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência de todos os indivíduos durante 25% do máximo de força que conseguiam produzir.

Através da análise destes gráficos é possível perceber que em todos os gráficos ocorrem sinais acústicos na frequência entre 5 a 10 Hz com baixa intensidade, e que quando os indivíduos utilizam maior intensidade de força, como ocorre nos gráficos de 75% e 100% da capacidade máxima de produção de força além de apresentarem os sinais acústicos de baixa intensidade nas frequências de 5 a 10 Hz, também foi possível identificar sinais de amplitude maior nas frequências de 10 a 15 Hz, podendo ser um dado que mostra a ativação de maior número de unidades motoras nas contrações mais intensas. Ao comparar os sinais acústicos nos diferentes níveis de intensidade de contração foi encontrado que o coeficiente de variância ($var=1,0$) entre todas as matrizes ficou abaixo de 4, e coeficiente de correlação de Pearson de 0,9, o que direcionou a aplicação do teste T do tipo não pareado com variância igual para as duas amostras. Ao comparar os sinais, todos apresentam-se como amostras com a seguinte semelhança: 25%-50%, 25%-75%, 25%-100%, 50%-75%, 50%-100% e 75%-100%; todos apresentaram como resultado do teste T-Student $p=0,5$. Apesar da semelhança entre as amostras, a intensidade do sinal variou em cada um dos níveis de 25%, 50%, 75% e 100%. Barbosa, Almeida e Gonçalves (2010), estudaram 9 sujeitos saudáveis e realizaram um teste de contração muscular com 5%, 10%, 15% e 10% da contração voluntária máxima, a fadiga muscular foi identificada pela análise do comportamento da frequência mediana em função do tempo, a intensidade da contração não demonstrou efeito algum sobre o nível de fadiga do músculo eretor da espinha em ambos os lados nos níveis L2-L3 e L4L5, mas a avaliação do tempo de resistência isométrica que verifica o maior tempo possível de contração isométrica e o registro deste tempo pelo observador ocorreu variância significativa.

Ao analisar os dados dos indivíduos do sexo feminino separadamente, temos os seguintes dados.

A figura 33 apresenta a média e os limites superior e inferior dos espectros de frequência do sinal acústico em que os indivíduos do sexo feminino realizavam contração isométrica do músculo bíceps braquial com o máximo de força que eles conseguiam produzir.

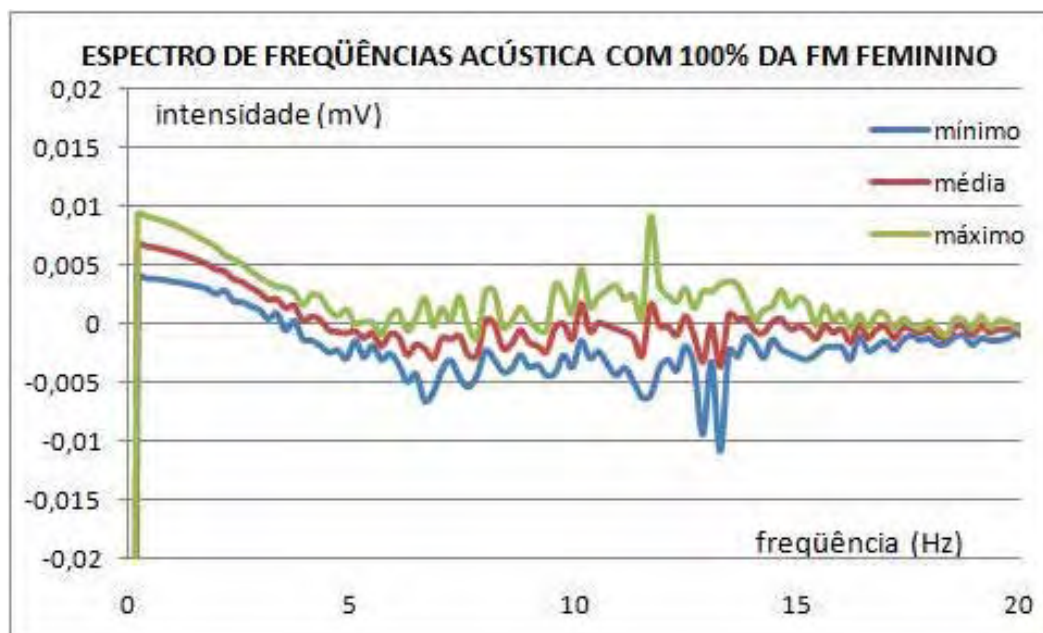


Figura 33 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência dos indivíduos do sexo feminino durante o máximo de força que conseguiram produzir.

A figura 34 apresenta a média e os limites superior e inferior dos espectros de frequência do sinal acústico em que os indivíduos do sexo feminino realizavam contração isométrica do músculo bíceps com 75 % do máximo de força que eles conseguiram produzir.

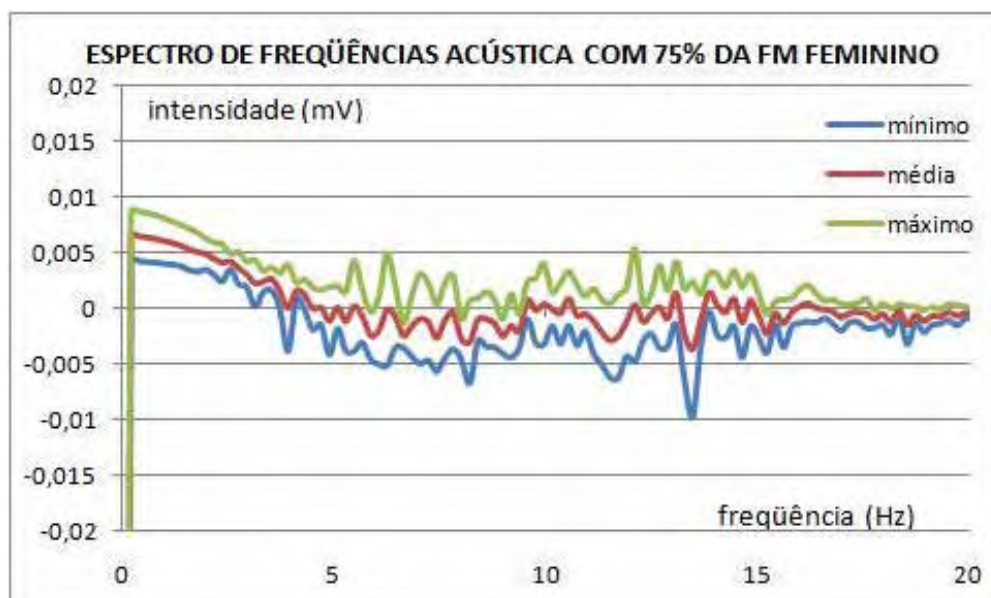


Figura 34 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência dos indivíduos do sexo feminino durante 75% do máximo de força que conseguiram produzir.

A figura 35 apresenta a média e os limites superior e inferior dos espectros de frequência do sinal acústico em que os indivíduos do sexo feminino realizavam contração isométrica do músculo bíceps com 50 % do máximo de força que eles conseguiam produzir.

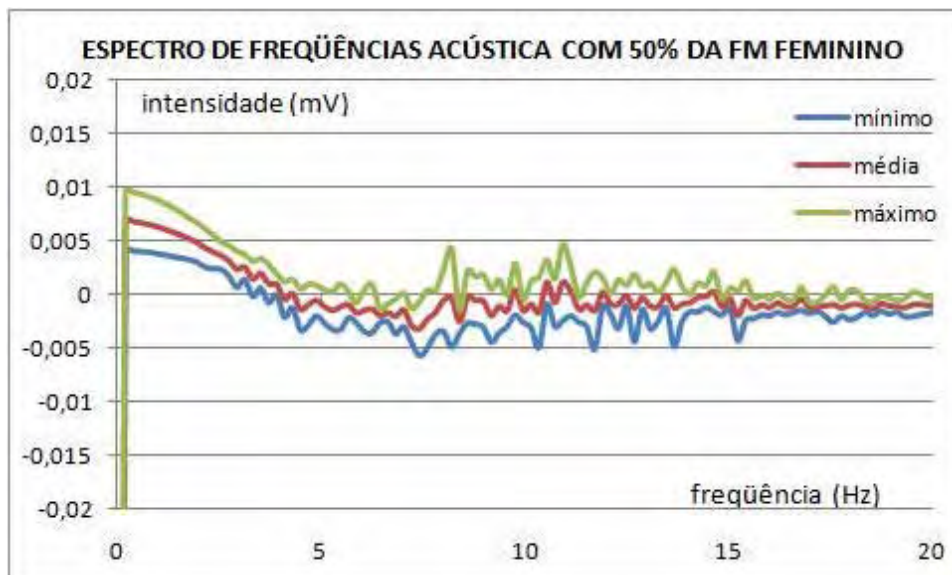


Figura 35 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência dos indivíduos do sexo feminino durante 50% do máximo de força que conseguiam produzir.

A figura 36 apresenta a média e os limites superior e inferior dos espectros de frequência do sinal acústico em que os indivíduos do sexo feminino realizavam contração isométrica do músculo bíceps com 25 % do máximo de força que eles conseguiam produzir.

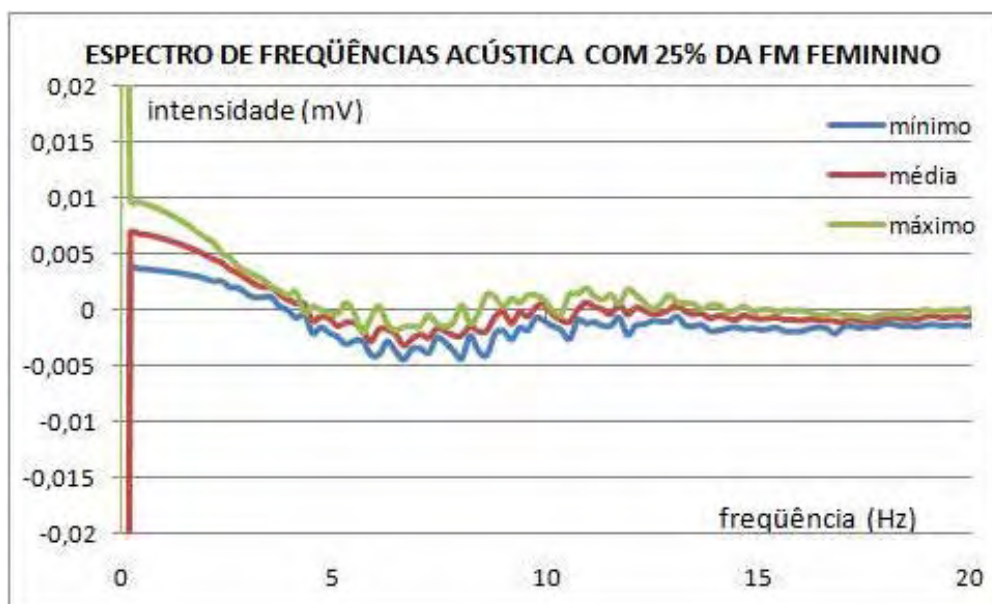


Figura 36 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência dos indivíduos do sexo feminino durante 25% do máximo de força que conseguiam produzir.

Apesar de amplitude menor nos sinais acústicos apresentados pelos testes com indivíduos do sexo feminino, o resultado foi equivalente ao de todos os indivíduos testados, o que mostrou uma capacidade de produção de força maior com ruídos mais intensos nos indivíduos do sexo masculino comparado aos participantes do sexo feminino neste estudo. Segundo Fett e Fett (2003), Pires, Silva e Tricoli (2009), Oliveira et al. (2008) e Uchida et al. (2004), a testosterona está diretamente relacionada ao ganho de força e massa muscular em atletas, principalmente ao trabalhar com resistência máxima. Ponte, Gurgel e Montenegro Jr (2009) acrescentam que os pacientes HIV positivos com a disfunção do eixo gonadotrófico estudados em sua pesquisa, apresentaram redução dos níveis de testosterona, o que foi associado à perda de massa e força muscular.

Ao analisar os dados dos indivíduos do sexo feminino separadamente, temos os seguintes dados: na faixa de frequência de 10 a 15 Hz os sinais apareceram apenas com 100% e 75%, na faixa de frequência de 05 a 10 Hz os sinais apareceram em todos os testes.

A figura 37 apresenta a média e os limites superior e inferior dos espectros de frequência do sinal acústico em que os indivíduos do sexo masculino realizavam contração isométrica do músculo bíceps braquial com o máximo de força que ele conseguia produzir.

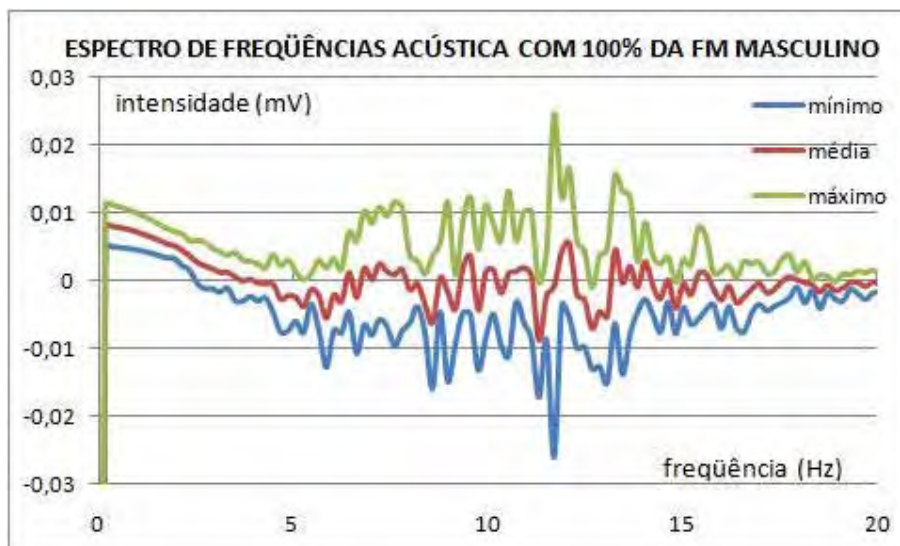


Figura 37 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência dos indivíduos do sexo masculino durante o máximo de força que conseguiram produzir.

A figura 38 apresenta a média e os limites superior e inferior dos espectros de frequência do sinal acústico em que os indivíduos do sexo masculino realizavam contração isométrica do músculo bíceps com 75 % do máximo de força que eles conseguiram produzir.

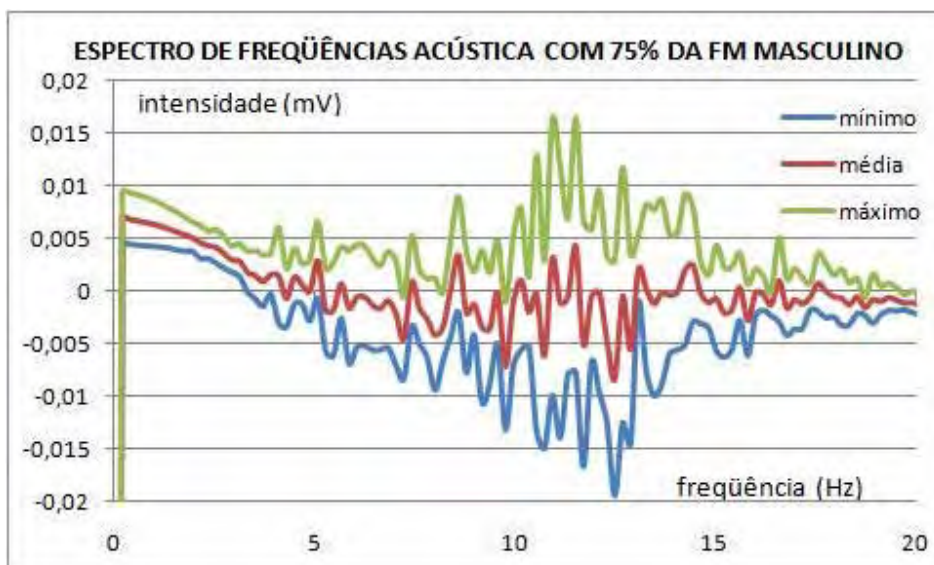


Figura 38 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência dos indivíduos do sexo masculino durante 75% do máximo de força que conseguiam produzir.

A figura 39 apresenta a média e os limites superior e inferior dos espectros de frequência do sinal acústico em que os indivíduos do sexo masculino realizavam contração isométrica do músculo bíceps com 50 % do máximo de força que eles conseguiam produzir.

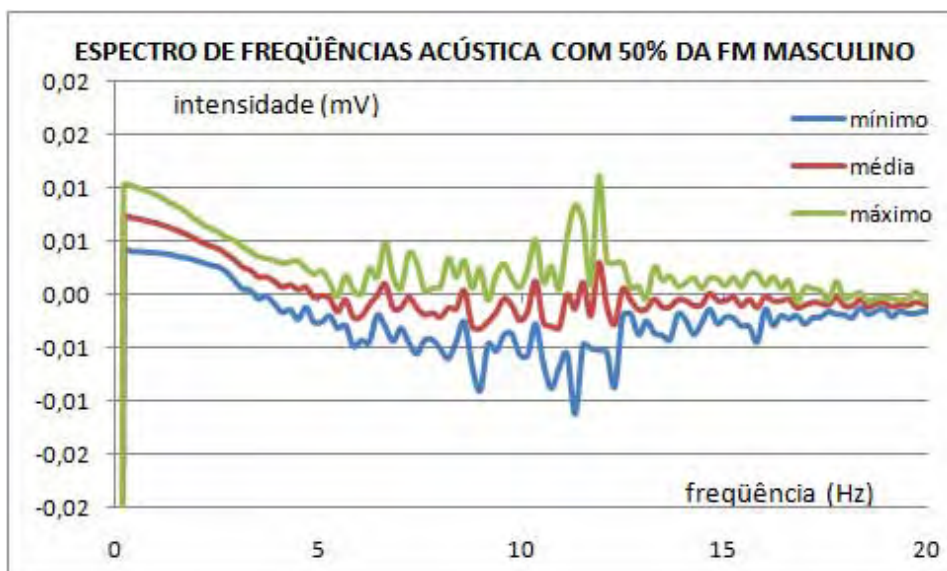


Figura 39 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência dos indivíduos do sexo masculino durante 50% do máximo de força que conseguiam produzir.

A figura 40 apresenta a média e os limites superior e inferior dos espectros de frequência do sinal acústico em que os indivíduos do sexo masculino realizavam contração isométrica do músculo bíceps com 25 % do máximo de força que eles conseguiam produzir.

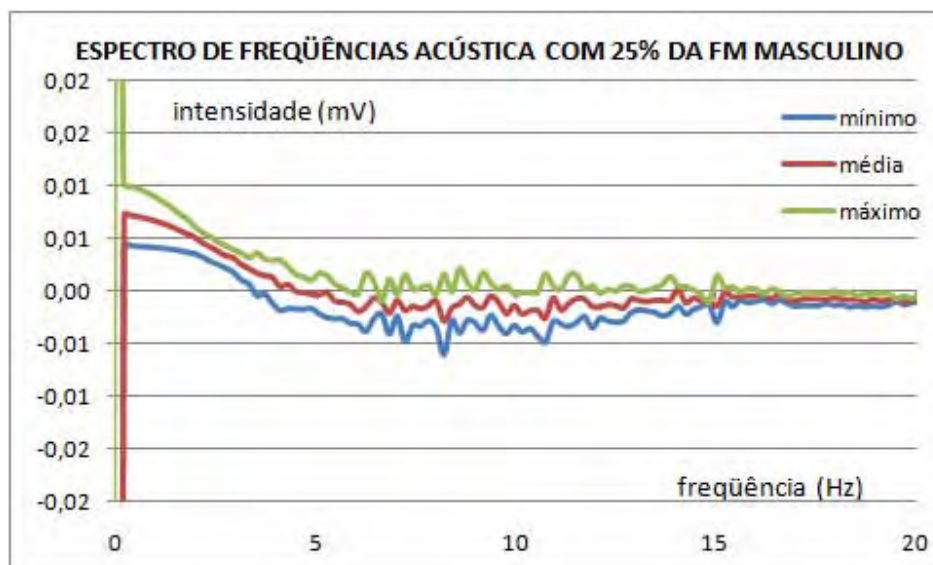


Figura 40 – Média e limites superior e inferior dos espectros de frequência dos indivíduos do sexo masculino durante 25% do máximo de força que conseguiram produzir.

Indivíduos do sexo masculino ainda apresentam sinais acústicos consideráveis na faixa de frequência de 10 a 15 Hz com 50% da força máxima, porém com menor intensidade que o sinal referente a 75% da força máxima. O sinal que apresentou maior amplitude foi o do teste de 100%.

Comparando-se participantes de gêneros diferentes, tivemos que: os participantes do gênero masculino, a intensidade do sinal acústico apresentou-se maior que para os do gênero feminino, porém, a característica do sinal manteve-se semelhante, pois, apresentaram coeficiente de variância inferior a 4 (25%=1,38, 50%=1,35, 75%=1,35 e 100%=1,29), direcionando o teste T-Student para o tipo não pareado com variância igual entre amostras, e apresentou $p > 0,05$ (25% $p=0,5$, 50% $p=0,5$, 75% $p=0,4$ e 100% $p=0,5$)

Já existem diversos instrumentos para a avaliação da função muscular no mercado, mas nenhum deles possui um protocolo baseado na acústica muscular.

5.2 Apresentação dos dados da célula de carga

O dispositivo para esforços verticais desenvolvido por Cortez (2008) forneceu informações precisas, fidedignas e fundamentais para o desenvolvimento desta pesquisa.

As figuras 5.15, 5.16 e 5.17 apresentam os gráficos da força captada no dispositivo de medição de esforços em relação ao percentual de força solicitado, para todos os participantes, para os participantes do sexo feminino e para os participantes do sexo masculino, respectivamente. Para encontrar esses valores foi encontrado a média dos participantes para os

testes de 25%, 50%, 75% e 100% da força máxima, estes valores receberam o nome de “Média” nos gráficos. Após encontrar a média foi subtraído o desvio padrão dos sinais captados em cada um dos testes, os valores encontrados receberam o nome de “Mínimo” nos gráficos. Da média dos valores também foi somado o desvio padrão para encontrar os valores que receberam o nome de “Máximo” nos gráficos.

O gráfico da figura 41 permite observar a variação da capacidade de produção de força dos participantes, pois o valor máximo do teste realizado com apenas 25% da força máxima chegou a ultrapassar o valor mínimo do teste realizado com 50% da força máxima. Essa variação de máximo e mínimo se repetiu em todos os outros testes deste gráfico, pois o valor máximo referente a 50% da força máxima ficou acima do valor mínimo de 75% da força máxima e o valor máximo de 75% da força máxima ficou acima também do valor mínimo de 100% da força máxima. Este resultado já era esperado, tendo em vista a variabilidade da capacidade de produção de força de cada participante. Os indivíduos do sexo masculino possuem, de forma geral maior capacidade de produção de força que o sexo feminino e nesse caso havia participantes de ambos os sexos.

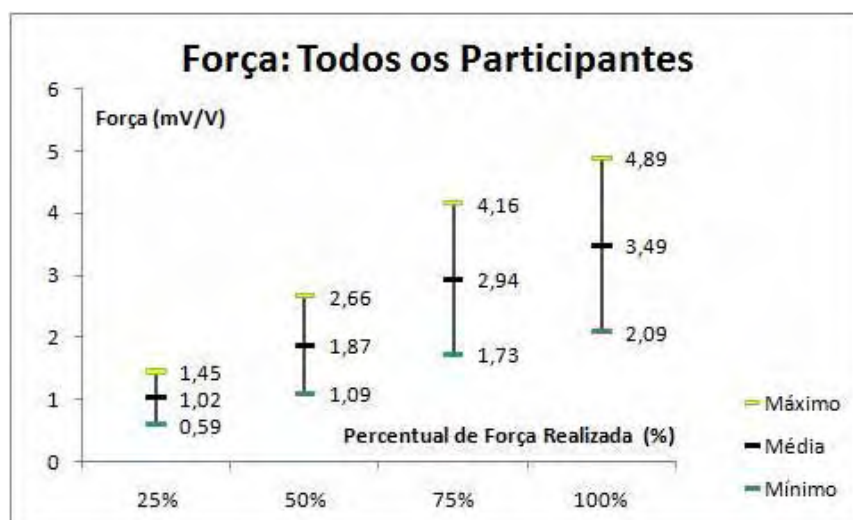


Figura 41 – Médias e limites superior e inferior do sinal elétrico proporcional à força realizada no dispositivo de medição de esforços de todos os indivíduos.

O gráfico da figura 42 permite observar a diferença da capacidade de produção de força entre os participantes do sexo feminino. Apenas o valor máximo de 75% da força máxima ultrapassou o valor mínimo da força máxima, nos outros casos os as faixas de percentual de produção de força encontram-se distintas

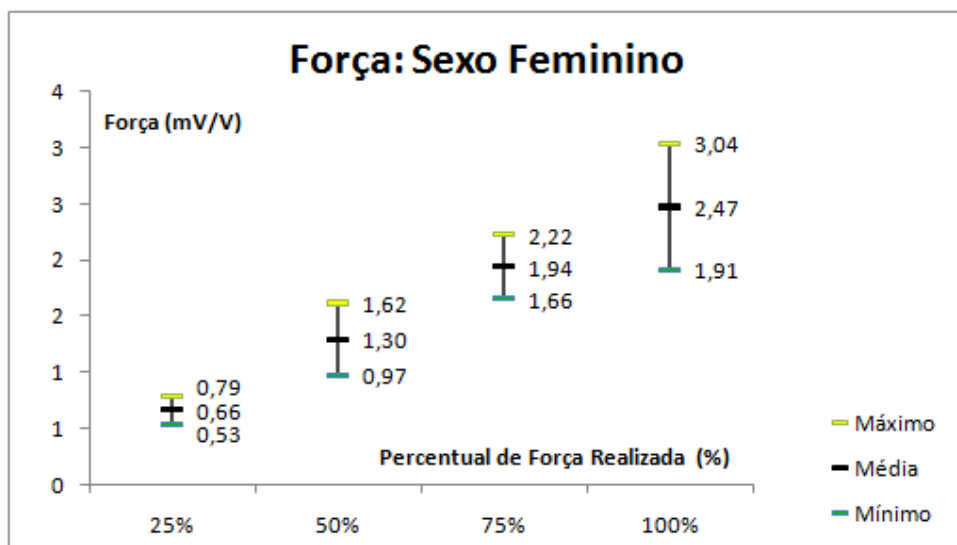


Figura 42 – Médias e limites superior e inferior do sinal elétrico proporcional à força realizada no dispositivo de medição de esforços dos indivíduos do sexo feminino.

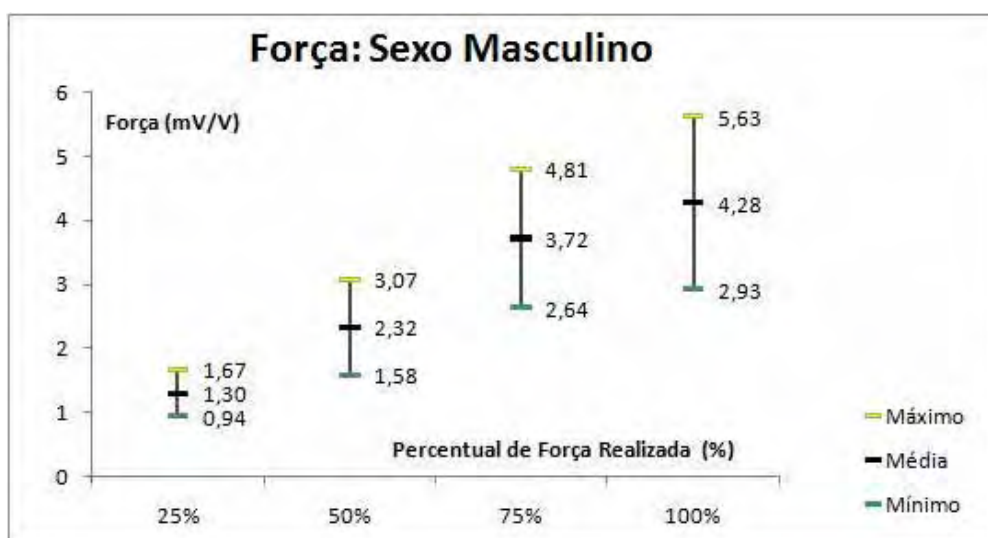


Figura 43 – Médias e limites superior e inferior do sinal elétrico proporcional à força realizada no dispositivo de medição de esforços dos indivíduos do sexo masculino.

A figura 43 mostra que a variação da produção dos participantes do sexo masculino não foi tão homogênea como analisado anteriormente no sexo feminino, pois todas as faixas de produção de força se cruzaram. O cruzamento entre as faixas foi marcante entre 75% e 100% da força máxima, onde a média da faixa de 75% ficou acima do valor mínimo da faixa de 100%. Estas interseções mostram as individualidades do ser humano, que apesar de apresentarem um perfil semelhante, a força produzida na célula de carga variou para cada

participante. Apesar deste cruzamento de faixas de força, os valores médios, superiores e inferiores mantiveram dentro da variação de 5% para as coletas realizadas com 25% e 50% da força produzida no primeiro teste que recebeu o nome de 100%, apenas as coletas realizadas com 75% da força produzida no primeiro teste que na média dos participantes não foram mantidos os limites solicitados de 5%.

Ao analisar a tabela 2 é possível identificar com maior precisão a capacidade de controle dos participantes com relação à quantidade de força solicitada. Na coluna percentual de força solicitado estão as informações da intensidade da força solicitada em cada um dos 4 testes, que varia de 25%, 50%, 75% e 100% da capacidade máxima de produção de força, que equivale a 100%. Nas colunas Geral (mV/V), Masculino (mV/V) e Feminino (mV/V) estão as médias da intensidade da força captada pelo dispositivo de medição de esforços para cada um dos testes, sendo que na coluna Geral (mV/V) estão todos os resultados, na Masculino (mV/V) encontramos os resultados do sexo masculino e na Feminino (mV/V) do sexo feminino, podemos observar que o sexo masculino obteve maior intensidade da produção de força, em média. Nas colunas Percentual geral, Percentual masculino e Percentual feminino são apresentados o cálculo do percentual de força produzida com relação à força máxima, que é 100%, este cálculo foi realizado pela seguinte equação: $\text{percentual} = (\text{força realizada} / \text{força máxima}) \times 100\%$. Na coluna Percentual geral são apresentados os resultados de todos os participantes, na coluna Percentual masculino apenas os resultados dos participantes do sexo masculino e na coluna Percentual feminino apenas participantes do sexo feminino.

O trabalho de Sogaard et. al. (2006), mostrou que os participantes conseguiam controlar melhor suas contrações quando eram realizadas brevemente com aproximadamente 15% da contração máxima.

Tabela 2 – Sinal elétrico e percentual do sinal realizado em cada teste.

percentual de força solicitado	geral (mV/V)	percentual geral	masculino (mV/V)	percentual masculino	feminino (mV/V)	percentual feminino
25%	1,02	29,3%	1,30	30,4%	0,66	26,8%
50%	1,87	53,7%	2,32	54,3%	1,30	52,4%
75%	2,94	84,3%	3,72	87,0%	1,94	78,4%
100%	3,49	100,0%	4,28	100,0%	2,47	100,0%

Transformando os valores do sinal do dispositivo para esforços verticais para encontrar o valor da força em N que atua no dispositivo, considerada como resistência, utiliza-se a equação de calibração: $y=331,52x-1,0863$, considerando-se que o valor da força produzida no

tendência equivale a 6,2 R, através do momentos das forças que atuam no sistemas temos a tabela 3.

Tabela 3 – Força e percentual de força realizado em cada teste.

percentual de força solicitado	geral (N)	percentual geral	masculino (N)	percentual masculino	feminino (N)	percentual feminino
25%	2090,33	29,2%	2665,85	30,3%	1350,38	26,6%
50%	3837,44	53,5%	4762,38	54,2%	2665,85	52,6%
75%	6036,75	84,2%	7639,98	86,9%	3981,32	78,5%
100%	7167,23	100,0%	8791,01	100,0%	5070,70	100,0%

O coeficiente de variância entre a intensidade da força na célula de carga entre o gênero masculino e o feminino ficou inferior a 4 ($var=2,9$), o que mostra semelhança entre as matrizes estudadas, e fica confirmada essa semelhança pelo teste T-Student que apresenta-se com $p=0,07$, e os resultados de $p>0,05$ mostram que não existe diferença estatística para as amostras. O Coeficiente de correlação de Pearson para esses dados foi de 0,99, com isso temos que a proporção da força produzida na célula de carga manteve-se entre as duas amostras com gêneros diferentes, apesar dos participantes do gênero masculino conseguirem produzir maior intensidade de força na célula de carga que os participantes do gênero feminino. Schneider, Rodrigues e Meyer (2002), descreveram a força muscular para a flexão do cotovelo, diferenciando de 28 participantes masculinos e 29 femininos e em todos os testes, encontrou maior capacidade de gerar força nos participantes do gênero masculino, alcançando variações de 27 a 30% entre os gêneros. Dias et al. (2005) estudou 23 homens e 15 mulheres, buscando o impacto de 8 semanas de treinamento de pesos sobre a força muscular, esses indivíduos foram submetidos a um programa composto por 10 exercícios para diferentes grupos musculares com 3 séries de 8-12 RM, com 3 sessões semanais intervaladas a cada 48 horas, a força muscular foi verificada por meio de testes de 1 RM. O teste t de Student para amostras independentes com número de elementos diferentes foi utilizado para as comparações entre as características gerais de homens e mulheres. Um aumento estatístico significativo da força muscular foi verificado tanto em homens como em mulheres em todos os exercícios investigados, bem como o somatório das cargas levantadas ($p<0,05$). Apesar dos homens apresentarem uma força absoluta maior do que as mulheres nos exercícios analisados, os ganhos observados ao longo do tempo foram maiores no gênero feminino, dessa forma, não identificou nenhuma interação gêneroXtempo nas variáveis analisadas ($p>0,05$).

5.3 Comparação dos dados encontrados no estetoscópio com os dados da célula de carga.

O gráfico da figura 44 mostra a relação entre a intensidade do sinal acústico oriundo do estetoscópio com o sinal mecânico da força realizada no dispositivo para esforços verticais em função do tempo. Neste gráfico é possível identificar que apesar de comportamentos diferentes dos sinais, a onda de sinal acústico aumenta de intensidade à medida que a força no dispositivo para esforços verticais aumenta de forma proporcional.

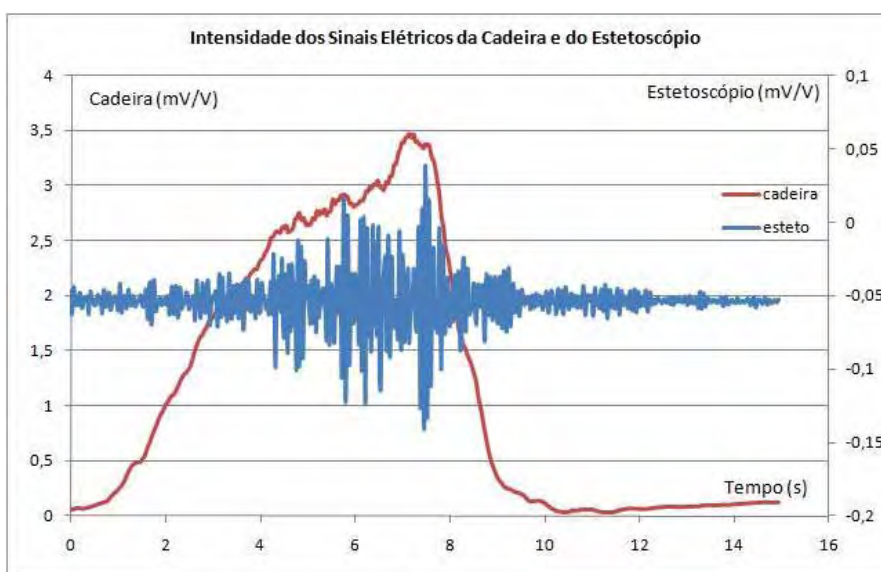


Figura 44 – Acústica e força na célula de carga coletados simultaneamente em função do tempo.

Outra informação importante da figura 44 ocorre no momento em que ocorre pouco antes do 8º segundo, quando é diminuída a força no dispositivo para esforços verticais, pois seu sinal segue em direção ao zero, mas o sinal acústico continua apresentando oscilações, com amplitude menor, mas ainda apresenta oscilações. O sinal acústico do início do teste, antes de realizar a contração buscando o esforço máximo apresenta mais oscilação da intensidade do que no final do teste, após a contração, pois após a contração o músculo tende a relaxar, mantendo um sinal com amplitude menor.

Ao estudar a correlação entre o sinal acústico e o sinal da célula de carga pelo coeficiente de correlação de Pearson não foi possível identificar linearidade nesta correlação ($p < 0,65$), mas as variações do sinal acústico coincidem com o aumento do sinal da célula de carga.

Ao comparar a produção de força muscular com o espectro de frequência da acústica muscular foi possível observar durante a contração com 25% da força máxima, não obteve um pico de frequência característica, sendo que o sinal acústico muscular apresentou-se principalmente entre 5,8 e 11,5 Hz com intensidade baixa de sinal acústico, nessa faixa de realização de força muscular, os participantes mantiveram a força com intensidade média de 1,0224 mV/V, conforme apresentado na tabela 5.1. De acordo com a fórmula da calibração do dispositivo de esforços verticais, a intensidade da força é de 337,85 N. Ao contrair com 50% da força máxima, a frequência do sinal acústico foi encontrada principalmente entre 6,25 e 12,5 Hz, apresentando-se com um pico de 0,8 mV na frequência de 11,8 Hz. A intensidade média da força de contração muscular foi identificada como 1,8747 mV/V que de acordo com a calibração do dispositivo de esforços verticais equivale a 620,41 N. Durante a contração com 75% da força máxima o sinal acústico apresentou-se na faixa de frequência de 5 a 14,25 Hz sendo encontrado também 3 picos de frequência com intensidade levemente superior a 0,01 mV nas frequências 10,54, 10,93 e 11,52 Hz. A intensidade média da força de contração muscular foi identificada como 2,9425 mV/V, o que corresponde a 974,41 N. Quando a contração muscular foi realizada com a máxima força que os participantes conseguiam produzir, a faixa de frequência do sinal acústico ficou entre 5,66 a 15,4 Hz, nesta faixa foram encontrados diversos picos com intensidades acima de 0,01mV mostrando que quando ocorreu contração com intensidade máxima diferentes sinais acústicos foram detectados no músculo testado podendo ser interpretado como sons diferentes. O pico da frequência encontra-se em aproximadamente 11,7 Hz para todos os participantes chegando a intensidade máxima de 0,019 mV e esse valor de frequência se manteve para ambos os sexos, pois a principal diferença entre os sexos ficou com a intensidade do sinal acústico e da célula de carga. A intensidade média da força de contração muscular foi identificada como 3,4885 mV/V, o que corresponde a 1155,42 N.

6 CONCLUSÃO E COMENTÁRIOS

Após a revisão bibliográfica e a análise criteriosa dos resultados estudados, pode-se concluir que:

- O sinal acústico muscular fornece informações a respeito do comportamento do músculo estudado.
- O espectro de frequência da acústica muscular mostrou que nas contrações com 25% e 50%, o sinal acústico apresentou-se nas frequências de 5 a 10 Hz e nas contrações com 75% e 100% sinal acústico, além de apresentar as frequências de 5 a 10 Hz, também apresentaram-se nas frequências de 10 a 15 Hz, inclusive com maior intensidade.
- Existe correlação entre o espectro de frequência do sinal acústico no que diz respeito a 25%, 50%, 75% e 100% da força realizada nesta pesquisa, com diferenças na intensidade de cada sinal.
- A diferença nos espectros de frequência da acústica muscular mostra características diferentes no som proveniente da musculatura de acordo com a intensidade da tensão desenvolvida pelo músculo.
- Os participantes do sexo masculino obtiveram menor controle sobre a intensidade de contração quando comparados com o sexo feminino, devido à dificuldade em manter as faixas de 20 a 30%, 45 a 55% e 70 a 80% da força proposta pelo primeiro teste.
- O equipamento para aquisição do sinal acústico apresentou-se com sensibilidade adequada na frequência do sinal estudado, encontrando coeficiente de correlação de Pearson de 0,8.
- Existe relação na amplitude do sinal acústico muscular com a intensidade da força produzida pelo músculo, porém não ocorre de forma linear pelo coeficiente de correlação de Pearson.
- Mais pesquisas deverão ser desenvolvidas sobre esse assunto para comparar o sinal acústico de músculos que apresentem alterações como hipertonia, ou diminuição de força muscular com indivíduos saudáveis.
- Como sugestão para pesquisas futuras fica a comparação dos sinais acústicos musculares com sinais eletromiográficos e força muscular.
- Existe carência de pesquisas sobre a acústica muscular de forma não invasiva utilizando como sensor o estetoscópio.

REFERÊNCIAS

AMBROSIO, A. R. et al. Electromyographic evaluation of the upper lip according to the breathing mode: a longitudinal study. **Brazilian Oral Research.**, São Paulo, v. 23, n. 4, p. 415-423, dec. 2009. Disponível em: < <http://www.scielo.br/pdf/bor/v23n4/v23n4a11.pdf>>. Acesso em: 27 ago. 2010.

AQUINO, C. F. et al. A utilização da dinamometria isocinética nas ciencias do esporte e reabilitação. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento.** São Caetano do Sul, v. 15, n. 1 p. 93-100, set. 2007. Disponível em: < <http://portalrevistas.ucb.br/index.php/RBCM/article/viewFile/735/738>>. Acesso em: 17 ago. 2010.

BALDISSEROTTO, S. M. et al. Reliability of EMG activity in complete denture users during simulation of activities of daily living. **Revista Odonto Ciência.** Porto Alegre, v. 25, n. 1 p. 42-100, jan.-mar. 2010. Disponível em: < <http://portalrevistas.ucb.br/index.php/RBCM/article/viewFile/735/738>>. Acesso em: 27 ago. 2010.

BARBOSA F. S. S. ALMEIDA, C. C. R. GONÇALVES, M. Análise espectral do sinal eletromiográfico do músculo eretor da espinha obtido do teste de Sorensen. **Fisioter. Mov.** Curitiba, v. 23, n. 4, p. 575-583, out-dez, 2010. Disponível em: <[http:// webcache.googleusercontent.com/search?hl=pt-BR&start=20&q=cache:gudnhcfCZHkJ:http://www2.pucpr.br/reol/index.php/RFM?dd1=4311&dd99=pdf+correla%C3%A7%C3%A3o+de+pearson+for%C3%A7a+e+eletromiografia&ct=clnk](http://webcache.googleusercontent.com/search?hl=pt-BR&start=20&q=cache:gudnhcfCZHkJ:http://www2.pucpr.br/reol/index.php/RFM?dd1=4311&dd99=pdf+correla%C3%A7%C3%A3o+de+pearson+for%C3%A7a+e+eletromiografia&ct=clnk)>. Acessado em: 20 Dez. 2010.

BARROS, M. A. P. et al. Reprodutividade no teste de uma repetição máxima no exercício de puxada pela frente para homens. **Revista Brasileira de Medicinada Esporte.** Niterói, v. 14, n. 4 p. 348-352, jul-aug. 2008. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-86922008000400005&lang=pt&tlng=pt>. Acesso em: 14 Dez. 2010.

BEER, F. P. JOHNSTON, E. R. Jr. EISENBERG, E. R. CLAUSEN, W. E. **Mecânica vetorial para engenheiros: estática.** 7ª ed. Rio de Janeiro: Mc Grall-Hill, 2006.

BRUM, D. P. C. et al. Avaliação eletromiográfica de músculos da cintura escapular e braço durante a realização de exercícios com extremidade fixa e carga axial. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte,** Niterói, v. 14, n. 5, Oct. 2008. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rbme/v14n5/13.pdf>>. Acessado em 19 Dez. 2010.

COIMBRA, A., **Análise de sinais aplicada à instrumentação médica para identificação e diagnóstico de patologias degenerativas do joelho.** 2002. 130 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica – Projetos e Materiais). Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

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

CREMER, L. MÜLLER, H. A. **Principles and applications of room acustics.** Great Britain: Applied Science Publishers, 1982. Vol. 1

DÂNGELO, J. G.; FATTINI, C. A. **Anatomia humana sistêmica e segmentar para o estudante de medicina.** 2ª ed. São Paulo: Atheneu, 1988.

DELAMARCHE, P. DUFOUR, M. MULTON, F. **Anatomia, fisiologia e biomecânica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

DI ALENCAR, T. A. M. MATIAS, K. F. S. Princípios fisiológicos do aquecimento e alongamento muscular na atividade esportiva. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. Niterói, v.16, n. 3, june, 2010. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rbme/v16n3/15.pdf>>. Acessado em 19 Dez 2010.

DIAS, J. A. et al. Hand grip strength: evaluation methods and factors influencing this measure. **Brazilian Journal of Kinanthropometry and Human Performance**. North America, v. 12, n. 3, p. 209-216 2010. Disponível em: < <http://www.periodicos.ufsc.br/index.php/rbcdh/article/view/10851/12264> >. Acessado em 27 ago. 2010.

DIEFENTHAELER, F. VAZ, M; A. Aspectos relacionados à fadiga durante o ciclismo: uma abordagem biomecânica. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, Niterói, v. 14, n. 5, Oct. 2008. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rbme/v14n5/14.pdf>>. Acessado em: 19 dez 2010.

DOEBELIN, E. O. **Measurement systems: application and design**. Tokyo: McGraw-Hill, 1975.

DOLAN, T. G. OLIVER, S. R. MAURER, J. F. Stethoscopes: real-ear measurements and digital frequency transposition. **Hearing Journal**. V. 54, n. 1, p. 36-44, jan. 2001. Disponível em: < http://journals.lww.com/thehearingjournal/Fulltext/2001/01000/Stethoscopes__Real_ear_measurements_and_digital.6.aspx> Acessado em: 28 ago. 2010.

DOZZA, M. et. al. Influence of a portable audio-biofeedback device on structural properties of postural sway. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**. USA, v. 2, n. 13, p. 1-12, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1183240/pdf/1743-0003-2-13.pdf>>. Acessado em 23 out. 2010.

DURÁN, J. E. R. **Biofísica – fundamentos e aplicações**. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2003

DURWARD, B. R. et al. **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. São Paulo: Manole, 2001

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2ª edição, São Paulo: Editora Manole, 2000.

FERREIRA, A. B. H. **Novo dicionário Aurélio da língua portuguesa**. 3ª Ed. Curitiba: Positivo, 2004.

FETT, C. A. FETT, W. C. R. Correlação de parâmetros antropométricos e hormonais ao desenvolvimento da hipertrofia e força muscular. **Revista Brasileira de Ciências e Movimento**. Brasília, v. 11, nº 4, p. 27-32, out.-dez. 2003. Disponível em: < <http://portalrevistas.ucb.br/index.php/RBCM/article/viewFile/522/546>> Acessado em: 15 ago. 2010.

FILHO, J. C. J. et al. O efeito de diferentes intervalos de recuperação entre as séries de treinamento com pesos, na força muscular em mulheres idosas treinadas. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 16, n. 2, p. 112-115, mar.-abr. 2010. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-86922010000200007&lang=pt&tlng=PT>. Acessado em : 17 ago. 2010.

FINSTERER, J. KALLAB, V. AURER, H. Neurotoxocariasis associated with lower motor neuron disease. Report of one case. **Rev Méd Chile**. v. 138, p. 483-486, 2010. Disponível em: <http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-98872010000400014&lang=pt&tlng=em>. Acessado em: 20 ago. 2010.

GARCIA, E. A. C. **Biofísica**. São Paulo: Sarvier, 2002.

GARCIA, E. A. C. **Biofísica**. São Paulo: Sarvier, 2000.

GARCIA, E. A. C. **Biofísica**. São Paulo: Sarvier, 1998.

GERACHSHENKO, T. et. al. Abnormal corticomotor excitability assessed in biceps brachii preceding pronator contraction post-stroke. **Clinical. Neurophysiology**. Canada, v. 119, n. 3 p. 683-692, mar. 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2288665/pdf/nihms-41334.pdf>>. Acessado em: 15 out. 2010.

GRIMSHAW, et al. **Sport & exercise biomechanics**. New York: Taylor & Francis group, 2007.

HAMIL, J. KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 2ª Ed. Barueri: Manole, 2008.

HALL, S.J. **Biomecânica básica**. 4ª e.d. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

HARRISON, T. R. **Harrison, medicina interna**. 14ª e.d. Rio de Janeiro: McGraw-Hill, 1998.

HAYKIN, S. VEEN, B. V. **Sinais e sistemas**. Traduzido por José Carlos Barbosa dos Santos. Porto Alegre: Bookman, 2001.

HENEINE, I. F. **Biofísica Básica**. São Paulo: Atheneu, 2000.

KNUDSON, D. **Fundamentals of biomechanics**. 2ª e.d. New York: Springer Science, 2007.

LEÃO, M. A. C. **Princípios de biofísica**. 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1982.

LICHT, S.; JORNET, A.; ALSINA, J.G. **Electrodiagnóstico y electromiografía**. 1ª e.d. Barcelona, Espanha: Editorial Jims, 1970.

LUCARELI, P. R. G. et. Al. Comparação dos métodos de mensuração da força muscular dos flexores dos dedos das mãos através da dinamometria manual e esfigmomanometro modificado. **Einstein**, São Paulo, v.8, n.2, p.205-208, abr. a jun. 2010. Disponível em: <http://apps.einstein.br/revista/arquivos/PDF/1388-Einsteinv8n2_AO1388.pdf>. Acessado em: 17 ago. 2010.

LUNDY-EKMAN, L. **Neurociência: fundamentos para a reabilitação**. 1ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

MCNAIR, P. J. et al. Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle action. **Br F Sports Med**. v. 30, p. 243-245, dez. 1996. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1332340/pdf/brjmed00007-0060.pdf>>. Acessado em: 15 out. 2010.

MELCONIAN, S. **Mecânica técnica e resistência dos materiais**. 18ª Ed. São Paulo: Érica, 2007.

METTLER, C.C.; METTLER, F.A.. **History of medicine**. Philadelphia, Toronto. Blakinston Co, 1947.

MEURER, M. C. et al. Análise da influência da bandagem funcional de tornozelo no tempo de reação do fibular longo em sujeitos saudáveis. **Revista Brasileira de Med. Esporte**. Niterói. V.16, n.3, p.196-200, mai.-jun. 2010. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-86922010000300008&lang=pt&tlng=pt>. Acessado em 27 ago. 2010.

MOORE, K. L. DALLEY, A. F. **Anatomia orientada para a clínica**. 5ª e.d. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S. A., 2007.

NETTER, F.H. **Interactive atlas of human anatomy**. Versão 1.1. Ciba Medical Education & Publication, 1995.

NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. **Biomecânica do sistema musculoesquelético**. 3ª edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

OLIVEIRA, R. J. et al. Respostas hormonais agudas a diferentes intensidades de exercícios resistidos em mulheres idosas. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 14, n. 4, p. 2008. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rbme/v14n4/v14n4a09.pdf>>. Acessado em: 15 ago. 2010.

ORSINI, M. Man-in-the-barrel syndrome, a symmetrical proximal brachial amyotrophic diplegia related to motor neuron diseases: a survey of nine cases. **Rev Assoc. Med. Bras**. v. 55, n. 6, p. 712-715, 2009. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0104-42302009000600016&lang=pt>. Acessado em 27 ago. 2010.

O'SULLIVAN, S.B.; SCHIMITZ, T.J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. 2ª e.d. São Paulo: Manole, 1993.

PEREIRA, F. B. et al. Efeito das variáveis antropométricas e da idade no comportamento da força muscular de homens idosos. **Brasília Med**. v. 47, n. 1, p. 26-34, 2010. Disponível em: <http://www.ambr.com.br/rb/arquivos/07_artigo_original_antropometricas.pdf>. Acessado em: 17 ago. 2010.

PETTEN, A. M. V. N. V. ÁVILA, A. F. Efeito do uso de órtese de punho na ativação da musculatura flexora e extensora do punho. **Revista Brasileira de Ortopedia**. v. 45, n. 1, p.

72-78, 2010. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-36162010000100013&lang=pt&tlng=pt>. Acessado em: 20 out. 2010.

PINHEIRO, C. J. B. Efeitos do treinamento resistido sobre variáveis relacionadas com a baixa densidade óssea de mulheres menopausadas tratadas com alendronato. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 16, n.2, p. 121-125, mar.-abr. 2010. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-86922010000200009&lang=pt&tlng=pt>. Acessado em: 17 ago. 2010.

PINTO, L.C. **Eletroneuromiografia clínica**. São Paulo: Atheneu, 1996.

PIRES, F. O. SILVA, A. E. L. TRICOLI, V. Efeitos dos hormônios anabólicos sobre a estrutura, metabolismo e função do músculo esquelético. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**. v. 11, n. 3, p. 350-357, 2009. Disponível em: <<http://www.periodicos.ufsc.br/index.php/rbcdh/article/view/10848/10328>>. Acessado em: 15 ago. 2010.

POLITO, M. D. et al. Efeito de 12 semanas de treinamento com pesos sobre a força muscular, composição corporal e triglicérides em homens sedentários. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 16, n.1, p. 29-32, jan.-fev. 2010. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-8692201000010005&lang=pt&tlng=pt>. Acessado em: 17 ago. 2010.

PONTE, C. M. M. GURGEL, M. H. C. MONTENEGRO Jr, R. M. Disfunção do eixo gonadotrófico em homens com infecção pelo HIV/Aids. **Arquivo Brasileiro de Endocrinologia e Metabolismo**. v. 53, n. 8, p. 2009. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0004-27302009000800012&lang=pt&tlng=pt>. Acessado em: 15 ago. 2010.

PORTO, C.C. **Semiologia médica**. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

POWERS, S. K. HOWLEY, E. T. **Fisiologia do exercício: teoria e aplicação ao condicionamento e ao desempenho**. 6ª Ed. Barueri: Manole, 2009.

PRIMAL Pictures 2009. **External and middle regions of the right ear**. Disponível em: http://www.anatomy.tv/interactivehead/release/default.aspx?app=legacyhead_flash. Acesso em 10 de out. 2010.

PRIMAL Pictures 2009 **Torax and arm**. Disponível em: http://www.anatomy.tv/interactiveshoulder/release/default.aspx?app=legacysoulder_flash. Acesso em 10 de out. 2010.

RESNICK, R. HALLIDAY, D. **Física I**. Volume 2. 2ª ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., 1980.

ROBBINS, S.L.; COTRAN, R.S.; KUMAR, V. **Robbins, patologia estrutural e funcional**. 4ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.

ROSSING, T. FLETCHER, N.H. **Principles of vibration and sound**. 2ª ed. Nova York: Springer-Verlag, 2004.

SACCO, I. C. N. TANAKA, C. **Cinesiologia e biomecânica dos complexos articulares**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

SCHNEIDER, P. RODRIGUES, L. A. MEYER, F. Dinamometria computadorizada como metodologia de avaliação da força muscular de meninos e meninas em diferentes estágios de maturidade. **Revista Paulista de Educação Física**. São Paulo, v. 16, n. 1, p. 35-42, jan-jun, 2002. Disponível em: <<http://citrus.uspnet.usp.br/eef/uploads/arquivo/v16%20n1%20artigo4.pdf>>. Acessado em: 20 Dez. 2010.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLACOTT, M.H. **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. 2ª ed. Barueri, SP: Manole, 2003.

SILVA K. N. G. et al. Reabilitação pós-operatória dos ligamentos cruzado anterior e posterior – estudo de caso. **Acta Ortopedia Brasil**. v. 18, n. 3, p. 166-169, 2010. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-78522010000300010&lang=pt&tlng=pt>. Acessado em: 17 ago. 2010.

SOGAARD, K. et. al. The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. **The journal of physiology**. v. 573, n. 2, p. 511-523, 2006. Disponível em: <<http://jp.physoc.org/content/573/2/511.full.pdf+html>>. Acessado em: 10 ago. 2010.

TORTORA, G. J. **Princípios de anatomia humana**. 10ª Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

UCHIDA, M. C. et al. Alteração da relação testosterona: cortisol induzida pelo treinamento de força em mulheres. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 10, n. 3, p. 2004. Disponível em < http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-86922004000300005&lang=pt&tlng=pt>. Acessado em: 15 ago. 2010.

WIKIPEDIA. <http://pt.wikipedia.org/wiki/Calibra%C3%A7%C3%A3o>, acessado em 23/05/2010.

WIKPEDIA. http://pt.wikipedia.org/wiki/Ponte_de_Wheatstone, acessado em 15/08/2010.

WRIGHT, S. **Fisiologia aplicada**. 11ª ed. São Paulo: Atheneu, 1967.

ZIGMOND, M. J. BLOOM, F. E. LANDIS, S. C. ROBERTS, J. L. SQUIRE, L. R. **Fundamental neuroscience**. San Diego: Academic Press, 1999.

BIBLIOGRAFIAS CONSULTADAS

MARQUES, A. L. P. **Diagnose e análise de falhas em rolamentos por análise de vibrações**. 1994. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica – Projetos e Materiais) – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 1994.

SOBRINHO, P. M. **Implantação do sistema de manutenção preditiva por análise de vibrações na Usina Termoeletrica Piratininga**. 1990. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica – Projetos e Materiais) – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 1990.

ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



REITORIA
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO, PESQUISA E EXTENSÃO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS/CoEPS
Registro SIPAR – Ministério da Saúde: 25.000.158.694/2007-89



CoEPS
Processo Nº 40/10
Volta Redonda, 23 de agosto de 2010.

DO: CoEPS

Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos

PARA: Prof. Marcos Guimarães de Souza Cunha
Curso de Biologia

Prezado Professor:

O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CoEPS) do UniFOA, após avaliação de análise crítica envolvendo os aspectos éticos, do projeto intitulado "**Comparação da análise miográfica sonora com a força muscular**", sob sua responsabilidade, está **aprovado**.

Vale ressaltar que, uma vez aprovado, o CoEPS passa a ser co-responsável pelo projeto no que tange aos aspectos éticos da pesquisa.

Atenciosamente.

Rosana Ravaglia
Prof. Rosana Ravaglia
Presidente do Comitê de Ética
UniFOA

Fundação Oswaldo Aranha

Protocolo nº 09031205

Data 24/08/10

Assinatura [assinatura]

:: www.unifoa.edu.br ::

SFDC: Campus Três Poços
Av. Paulo Filho A. Azeiteiro, 1525
Três Poços - V. Redonda - RJ

Campus Acorado
Av. Lucas Evangelista, 852
Acorado - V. Redonda - RJ

Campus Colina - Anexo HSJ8
R. Nossa Sra. das Graças, 273
Colina - V. Redonda - RJ

Campus Via
R. 311, nº 45
Via Sta. Cecília - V. Redonda - RJ

Campus Tangential
R. 28, nº 619
Tangential - V. Redonda - RJ

ANEXO B – MODELO DO TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos – CoEPS/UniFOA

(Observação: O TCLE deve ser impresso em duas cópias, ficando uma delas sob Responsabilidade do Pesquisador Coordenador e a outra sob a guarda do participante)

1- Identificação do responsável pela execução da pesquisa:
Título do Projeto: Comparação da Análise Miográfica Sonora com a Força Muscular
Coordenador do Projeto: Marcos Guimarães de Souza Cunha
Telefones de contato do Coordenador do Projeto: 24 – 33487836 24 – 88277365
Endereço do Comitê de Ética em Pesquisa:

2- Informações ao participante ou responsável:

(a) Você está sendo convidado a participar de uma pesquisa que tem como objetivo de aprimorar os métodos de avaliação da contração muscular através de um sistema de avaliação muscular estudando o som proveniente da contração muscular

(b) Antes de aceitar participar da pesquisa, leia atentamente as explicações abaixo que informam sobre o procedimento.

Será explicado novamente todo o procedimento no momento do teste. O estetoscópio é um instrumento muito comum e é utilizado pelo médico comumente para escutar os sons do coração e do pulmão de seus pacientes. O participante ficará sentado confortavelmente em uma cadeira que mantém a postura correta para a execução do teste. O corpo do paciente estará fixado com um sinto semelhante ao sinto de segurança de carros de corrida, que passam à frente do ombro, este sinto não ficará apertado e servirá apenas para que o participante não dobre muito o corpo para frente. A cadeira se movimenta. O braço direito do paciente ficará apoiado em um suporte que é ajustável para a posição correta em que o teste será realizado. Esta posição será confortável para o participante. O participante realizará força para dobrar o braço contra uma barra metálica acolchoada chamada manete que estará posicionada na extremidade do braço, próximo ao punho, esta barra não permitirá o movimento do cotovelo, então o participante fará força para dobrar o braço, mas sem que haja movimento. O manete possui um dispositivo para medição da força realizada para dobrar o braço do participante que apresenta ao mesmo tempo a intensidade da força realizada no monitor do computador que estará direcionado para que o participante consiga visualizar. Serão realizados quatro testes de força para dobrar o braço. No primeiro teste o participante será orientado a realizar a maior quantidade de força possível durante 5 segundos. No segundo teste, serão apresentados valores de intensidade de contração que o participante deverá realizar durante 5 segundos que corresponderão a aproximadamente 75% da força máxima realizada no primeiro teste. No terceiro teste, serão apresentados valores de intensidade de contração que o participante deverá realizar durante 5 segundos que corresponderão a aproximadamente 50% da força máxima realizada no primeiro teste. E no quarto teste, serão apresentados valores de intensidade de contração que o participante deverá realizar durante 5 segundos que corresponderão a aproximadamente 25% da força máxima realizada no primeiro teste. Algum destes testes poderá ser repetido caso o participante não tenha entendido ou tenha dificuldade para controlar a intensidade da força. Durante todos os testes o estetoscópio estará encostado no braço do participante para captar o som da musculatura do braço.

(c) Você poderá recusar a participar da pesquisa e poderá abandonar o procedimento em Qualquer momento, sem nenhuma penalização ou prejuízo. Durante o procedimento (especificar), você poderá recusar a responder qualquer pergunta que por ventura lhe causar algum constrangimento.

(d) A sua participação como voluntária não auferirá nenhum privilégio, seja ele de caráter financeiro ou de qualquer natureza, podendo se retirar do projeto em qualquer momento sem prejuízo a V.S.a

(e) A sua participação poderá envolver os seguintes riscos:
Cansaço leve do músculo trabalhado.

(f) Serão garantidos o sigilo e privacidade, sendo reservado ao participante ou seu responsável o direito de omissão de sua identificação ou de dados que possam comprometê-lo.

(g) Na apresentação dos resultados não serão citados os nomes dos participantes.

(h) Confirmando ter conhecimento do conteúdo deste termo. A minha assinatura abaixo indica que concordo em participar desta pesquisa e por isso dou meu consentimento.

Volta Redonda, _____ de _____ de 20____.

Participante: _____