UNESP

FACULDADE DE ENGENHARIA DO CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA E DE ACELEROMETRIA NA MANOBRA FISIOTERÁPICA DE VIBRAÇÃO TORÁCICA MANUAL

GUARATINGUETÁ – SP

2013

GIOVANA CRISTINA ROSA SAAVEDRA

ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA E DE ACELEROMETRIA NA MANOBRA FISIOTERÁPICA DE VIBRAÇÃO TORÁCICA MANUAL

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

Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão

Guaratinguetá
2013

Saavedra, Giovana Cristina Rosa
S112a Análise eletromiográfica e de acelerometria na manobra fisioterápica de vibração torácica manual / Giovana Cristina Rosa Saavedra – Guaratinguetá : [s.n], 2013.
89 f : il.
Bibliografia: f. 71-77

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2013.
Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão

1. Biomecânica 2. Eletromiografia 3. Exercícios respiratórios I. Título

CDU 612.766(043)

unesp

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

GIOVANA CRISTINA ROSA SAAVEDRA

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
"MESTRE EM CIÊNCIAS"

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

Prof. Dr. Edson Cocchieri Botelho
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO
Orientador / Unesp-Feg

Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI
Unesp-Feg

Profª. Drª. RENATA APARECIDA RIBEIRO CUSTÓDIO
UNIFEI

Novembro de 2013

DADOS CURRICULARES

GIOVANA CRISTINA ROSA SAAVEDRA

NASCIMENTO	30.06.1974 –ARARAQUARA/SP
FILIAÇÃO	Eudovildo Rosa
	Maria José Gonçalves Rosa
1996/1999	Curso de Graduação
	Fisioterapia – Universidade Federal de São Carlos/SP
2001/2002	Curso de Pós-Graduação Lato-Sensu
	Fisiologia do exercício: fundamentos para a atividade física
	Universidade Federal de São Carlos-SP
2005	Curso de Pós-Graduação Lato-Sensu
	Insuficiência respiratória e cardiovascular em UTI: monitorização e tratamento - Hospital do Câncer A.C. Camargo – São Paulo
2011/2013	Curso de Pós Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista

Ao meu marido Marco, pelo apoio, dedicação, paciência e amor e em especial a Gabrielle, o melhor presente que recebi na vida.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus por iluminar sempre o meu caminho, por me dar disposição e sabedoria para seguir e superar os obstáculos.

Aos meus pais, Eudovildo e Maria José, pelo conhecimento, carinho, dedicação e honestidade que contribuíram para minha formação pessoal e profissional.

Aos meus irmãos, em especial, ao Maycon que desde o início me incentivou e me deu forças para não desistir da pesquisa.

Ao meu orientador, José Geraldo Trani Brandão pela confiança, paciência e dedicação na orientação deste estudo.

A todos os funcionários do Departamento Mecânica, do Laboratório de Engenharia Mecânica, em especial Walter Luiz Medeiros Tupinambá, da seção de Pós-Graduação e da Biblioteca do Campus de Guaratinguetá.

Aos professores-doutores Luiz Fernando Costa Nascimento e Tamotsu Hirata.

A todos os fisioterapeutas que participaram deste estudo.

“Nada lhe pertence mais do que os seus sonhos”

Friedrich Nietzsche

SAAVEDRA, GCR. **Análise Eletromiográfica e de Acelerometria na Manobra Fisioterápica de Vibração Torácica Manual**. 2013. 89f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2013.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi analisar a fadiga muscular do músculo braquiorradial através do sinal eletromiográfico e da frequência mediana, assim como mensurar a frequência de oscilação da manobra de vibração torácica manual realizada por 09 fisioterapeutas em um boneco de treinamento adulto para medidas de reanimação cardiopulmonar por 16 minutos. A manobra de vibração torácica é uma técnica usada na fisioterapia respiratória com a finalidade de higienização brônquica, a qual propicia a mobilização, eliminação de secreções e permite otimizar a função pulmonar. Por este ser um recurso muito utilizado em pacientes com patologias de origem respiratória, é importante analisar e mensurar tais parâmetros para que possa ser avaliada a efetividade da técnica e do período de execução. A vibração torácica manual é proporcionada pela contração isométrica dos músculos do antebraço. O músculo braquiorradial foi selecionado para análise, pois apresenta maior atividade em um ângulo de aproximadamente 120º de flexão do cotovelo, posição adotada pelo profissional durante o procedimento. A atividade muscular deste músculo do membro superior através da EMG de superfície foi registrada em 3 etapas (1ª, 2ª e 3ª medidas). Simultaneamente, a frequência de oscilação foi registrada com o uso de um acelerômetro. Pode-se observar que não houve diferença estatisticamente significativa do padrão eletromiográfico tanto no domínio temporal quanto no espectral ao comparar os valores de RMS, frequência mediana e frequência de oscilação de vibração entre as 3 medidas de cada sujeito. Assim, como não houve correlação entre as variáveis com as etapas determinadas, de acordo com os resultados obtidos, concluiu-se que o músculo braquiorradial não é um agonista do movimento, pois não houve alteração do sinal EMG e não ocorreu fadiga.

PALAVRAS-CHAVE: Acelerômetro. Eletromiografia. Fadiga Muscular. Fisioterapia Respiratória. Frequência Mediana. Vibração Torácica.

SAAVEDRA, G.C.R. **Electromyographic Analysis and Accelerometry in Physiotherapeutic Maneuver of Manual Chest Vibration.**2013. 89f. Dissertation (Master in Mechanical Engineering) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2013.

ABSTRACT

The aim of this study was to analyze the muscle fatigue of brachioradialis muscle by electromyographic signal and median frequency and measure the oscillation frequency of maneuver of manual chest vibration performed by nine physiotherapists in a adult training dummy for measures of cardiopulmonary resuscitation for 16 minutes. The maneuver of chest vibration is a technique used in respiratory physiotherapy for the purpose of bronchial hygiene which allows mobilization, elimination of secretions and allows optimizing the pulmonary function. The manual chest vibration is provided by the isometric contraction of forearm muscles. The brachioradialis muscle was selected for analysis because it is more active at an angle of 120º of elbow flexion position adopted by the professional during the procedure. Given that this is a resource often used in patient with pathologies of respiratory origin, it is important to analyze and measure such parameters to assess the effectiveness of the technique and the implementation period. The muscle activity of this muscle of the upper limb through surface EMG was recorded in 3 steps (1st, 2nd and 3rd measures). At the same time, the oscillation frequency was registered using an accelerometer. It can be observed no statistically significant difference of electromyographic patterns in temporal and spectral domain comparing the values of RMS, median frequency and oscillation frequency of vibration among the three measures of each individual as no correlation was found among variables with the determined steps. As there was no correlation between the variables with certain phases, according to the results obtained, it is concluded that the brachioradialis muscle is not an agonist of movement, because there was no change of the EMG signal and fatigue did not occur.

KEYWORDS: Accelerometer. Electromyography. Muscle Fatigue. Respiratory physiotherapy. Median frequency. Chest vibration.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AFE	-	Aceleração de Fluxo Expiratório
AgCl	-	cloreto de prata
ATP	-	adenosina trifosfato
Au	-	ouro
CO_2	-	dióxido de carbono
CVM	-	contração voluntária máxima
DPOC	-	Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
EMG	-	eletromiografia
FFT	-	*Fast Fourier Transform* ou Transformada Rápida de Fourier
O_2	-	oxigênio
PSD	-	Densidade de Espectral de Potência (W/Hz)
RMS	-	*Root Mean Square*
SENIAM	-	*Surface EMG for a Non-invasive Assessment of Muscle*
VO_2	-	Consumo de Oxigênio

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Traquéia e Brônquios 22
FIGURA 2 - Brônquios e Alvéolos 23
FIGURA 3 - Tórax (Vista Anterior) 24
FIGURA 4 - Equipamento de Eletromiografia de 8 canais 49
FIGURA 5 - Representação do posicionamento dos eletrodos no músculo braquiorradial 50
FIGURA 6 - Músculos do Membro Superior 51
FIGURA 7 - Realização dos testes de vibração torácica 52
FIGURA 8 - Acelerômetro Eletrônico 52
FIGURA 9 - Posicionamento do acelerômetro no punho..... 53
FIGURA 10 - Equipamento Quantum da marca HBM com conexão do acelerômetro no canal 1 53
FIGURA 11 - RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 1..... 56
FIGURA 12 - RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 2 57
FIGURA 13 - RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 3 57
FIGURA 14 - RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 4 58
FIGURA 15 - RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 5 58
FIGURA 16 - RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 6 59
FIGURA 17 - RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 7 59
FIGURA 18 - RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 8 60
FIGURA 19 - RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 9 60
FIGURA 20 - Frequência de Oscilação da Vibração Torácica versus amplitude do sujeito 3..... 61
FIGURA 21 - Frequência de Oscilação da Vibração Torácica versus amplitude do sujeito 3..... 61
FIGURA 22 - Frequência de Oscilação da Vibração Torácica versus amplitude do sujeito 3..... 62
FIGURA 23 - Frequência de Oscilação da Vibração Torácica versus amplitude do sujeito 5..... 62
-

FIGURA 24 Frequência de Oscilação da Vibração Torácica versus amplitude do sujeito 5 63
FIGURA 25 - Frequência de Oscilação da Vibração Torácica versus amplitude do sujeito 5..... 63
FIGURA 26 - Resultado da Amplitude Média de cada sujeito da pesquisa..... 64
FIGURA 27 - Resultado do RMS normalizado dos sujeitos da pesquisa 65
FIGURA 28 - Resultado da Frequência Mediana dos 9 sujeitos do estudo 65
FIGURA 29 - Resultado da Frequência de Oscilação de vibração dos 9 sujeitos 66

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Relação dos fisioterapeutas (idade e sexo)..... 48

TABELA 2 – Valores Médios (M), desvio padrão (SD) do Domínio Temporal (amplitude média, RMS), do Domínio Espectral (PSD e Freq. Mediana) do músculo braquiorradial e acelerômetro (vibração) nas 3 medidas da Manobra de Vibração Torácica..... 66

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 14
1.1 OBJETIVO GERAL 16
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS 16
1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO 16
2 REVISÃO DA LITERATURA 18
2.1 VIBRAÇÃO TORÁCICA MANUAL 18
2.1.1 Técnicas de Vibração Torácica Manual 18
2.1.2 Efeitos e Benefícios da Vibração Torácica Manual 18
2.2 ANATOMIA DO SISTEMA RESPIRATÓRIO 20
2.2.1 Nariz 21
2.2.2 Faringe 21
2.2.3 Laringe 21
2.2.4 Traquéia 21
2.2.5 Brônquios, Bronquíolos e Alvéolos 21
2.2.6 Pulmões 23
2.3 FISIOLOGIA DO SISTEMA RESPIRATÓRIO 25
2.3.1 Mecanismos da Ventilação Alveolar 25
2.3.2 Atividade Mucociliar 26
2.3.3 Volumes e Capacidades Pulmonares 27
2.3.4 Controle da Respiração 27
2.4 VIBRAÇÃO MECÂNICA 28
2.4.1 Vibração 28
2.4.2 Acelerômetros 30
2.5 FISIOLOGIA MUSCULAR 31
2.5.1 Fisiologia da Contração Muscular 31
2.5.2 Potencial de Ação 32
2.5.3 Fadiga Muscular 33
2.6 ELETROMIOGRAFIA 35
2.6.1 Aplicações da Eletromiografia 37
2.7 INSTRUMENTAÇÃO 37

2.7.1 Origem do Sinal 38
2.7.2 Captação do Sinal 39
2.7.2.1 Eletrodos 39
2.7.2.2 Posicionamento dos Eletrodos 40
2.7.3 Processamento do Sinal Eletromiográfico 42
2.7.4 Análise dos Dados 46
3 MATERIAIS E MÉTODOS 47
3.1 PROCEDIMENTO ÉTICO 47
3.2 PERFIL DA AMOSTRA 47
3.3 EQUIPAMENTOS E MATERIAIS 48
3.4 PROCEDIMENTOS 50
3.5 PROCESSAMENTO DOS DADOS 54
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO 56
4.1 RESULTADOS DA ELETROMIOGRAFIA 56
4.2 RESULTADOS DA ACELEROMETRIA (FREQUÊNCIA) 61
4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA 63
4.4 RESULTADOS DAS VARIÁVEIS TEMPORAL E ESPECTRAL 64
5 CONCLUSÃO 70
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 71
ANEXO A – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP 78
ANEXO B - CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA 79
ANEXO C - TERMO DE CONSENTIMENTO DO FISIOTERAPEUTA 80
ANEXO D - TESTE ANOVA DE FRIEDMAN 81
ANEXO E - TESTE NÃO-PARAMÉTRICO DE MANN WHITNEY 84
ANEXO F – TABELAS CORRELAÇÃO SPEARMAN 86

1 INTRODUÇÃO

A fisioterapia respiratória é a parte da fisioterapia que utiliza recursos cinésicos e mecânicos no tratamento preventivo, curativo ou reabilitativo das doenças pulmonares, visando o restabelecimento da função pulmonar adequada e redução do trabalho respiratório.

As técnicas manuais na fisioterapia respiratória são amplamente empregadas nos distúrbios respiratórios, principalmente nos casos de acúmulo de secreção. Os objetivos incluem a manutenção da permeabilidade das vias aéreas, do volume pulmonar adequado e da função da musculatura respiratória. Portanto, a importância da avaliação crítica dos pacientes é que permite identificar uma doença e promover tratamento adequado e eficaz a cada indivíduo (COSTA, 2004).

Ao avaliar os sintomas de um paciente tais como tosse ineficaz, a produção ausente ou aumentada de escarro, um padrão respiratório exaustivo, a diminuição dos ruídos respiratórios ou roncos, a taquipnéia, a taquicardia ou febre pode ser indicativo de um problema com retenção de secreções, necessitando assim, terapia de higiene brônquica (COSTA, 2004).

A cinesioterapia respiratória consiste em um recurso próprio da fisioterapia respiratória, que visa melhorar as condições da mecânica respiratória de pacientes que apresentam hipoventilação ou hiperventilação pulmonar, debilidade muscular respiratória, incoordenação respiratória, respiração bucal ou qualquer padrão de ventilação espontânea que leve a uma desvantagem mecânica e, consequentemente, a um suprimento de oxigênio insatisfatório para o organismo. Ainda incluem pacientes submetidos a cirurgias prolongadas, especialmente as torácicas e abdominais (COSTA, 2004).

Na intervenção fisioterápica existem técnicas que têm como objetivo a higienização brônquica, a mobilização e remoção de secreções das vias aéreas a fim de melhorar o intercâmbio gasoso e diminuir o trabalho respiratório (SCANLAN, 2000). Essas técnicas normalmente envolvem a aceleração de fluxo aéreo, aumento do volume pulmonar e a ação da gravidade para chegar a tais objetivos (ULTRA, 2008; GOMES, 2002).

Manobras cinesioterapêuticas manuais ou terapias da higiene brônquica são termos utilizados para denominar um conjunto de técnicas manuais não invasivas cuja principal finalidade é promover a eliminação da secreção retida nas vias aéreas respiratórias, prevenindo e minimizando possíveis complicações decorrentes das pneumopatias (LIEBANO *et al*., 2009).

Os recursos mais utilizados são as manobras de higiene brônquica, cinesioterapia respiratória e o treinamento da musculatura respiratória. Como manobras de higiene

brônquica, estende-se a mobilização e eliminação de secreções brônquicas, permitindo otimizar a função pulmonar e são tais como a drenagem postural, percussão torácica manual, compressão torácica manual, vibração torácica manual ou mecânica, tosse assistida, técnica de expiração forçada ou *huffing*, treino de músculos respiratórios com ventilação não invasiva com pressão positiva e aspiração endotraqueal. Constituem, portanto, um método para melhorar a eliminação de secreções estando indicadas a pacientes com hipersecreção brônquica e/ou dificuldade para eliminá-las espontaneamente (GOMES 2002; KNOBEL, 1994).

Os recursos manuais da fisioterapia respiratória compõem um grupo de técnicas de exercícios manuais específicos que visam prevenção, evitando complicações de uma pneumopatia instalada, à melhora ou reabilitação de uma função tóraco-pulmonar e ao treinamento e recondicionamento físico das condições respiratórias de um pneumopata (COSTA, 2004).

A retenção de secreções pode interferir na ventilação e difusão de oxigênio e dióxido de carbono. Se as técnicas de remoção adequadas forem aplicadas, podem otimizar as capacidades de ventilação e, consequentemente, as trocas gasosas (SULLIVAN; SCHMIT, 2004).

A vibração torácica manual é uma técnica bastante usada na fisioterapia respiratória. No entanto, o profissional se depara com algumas dificuldades e limitações no ambiente hospitalar, principalmente nas Unidades de Terapia Intensiva.

Neste ponto cabe ressaltar o tipo de cirurgia realizada que, muitas vezes, dificulta o posicionamento do paciente e/ou do fisioterapeuta para a execução da manobra. Outro fator relevante é o número de pacientes atendidos visto que é um recurso que exige o esforço físico do fisioterapeuta.

Vários estudos nesta temática analisaram a vibração torácica pelo número de manobras realizadas ou por um tempo determinado, porém associada a outras técnicas.

Este estudo, ao contrário dos demais, propôs a análise de uma técnica por 16 minutos. A intenção é adequar o tempo de aplicação e efetividade da manobra com as necessidades do paciente. Por ser uma manobra desgastante para o profissional, surgiu a necessidade de avaliar se a frequência de oscilação da vibração atinge os valores referentes ao movimento ciliar no nível brônquico de 12 a 16 Hz citado por Pávia (1990), bem como se essa frequência mantém os valores estabelecidos ao longo dos 16 minutos.

A padronização da resistência/complacência do tórax, nesta pesquisa, foi a mesma para todos os participantes, ao utilizar o manequim. Isso facilitou a análise da atividade muscular e

fadiga do músculo braquirradial nas 3 medidas e entre os profissionais. O intuito é preservar a integridade do fisioterapeuta, evitando assim lesões musculares, articulares e/ou tendíneas do profissional ao adequar o tempo de manobra.

1.1 OBJETIVO GERAL

Analisar a fadiga muscular através do sinal eletromiográfico do músculo braquiorradial e a frequência de oscilação durante a realização da técnica de vibração torácica manual em um boneco.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Medir as amplitudes dos sinais eletromiográficos no músculo braquiorradial do fisioterapeuta na realização da técnica de vibração torácica em um boneco de treinamento adulto.

- Analisar o processo de fadiga muscular através da resposta eletromiográfica do músculo braquiorradial.

- Determinar a frequência de oscilação da manobra fisioterápica de vibração em um boneco de treinamento adulto.

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação é composta por cinco capítulos, cuja sinopse é descrita a seguir.

Capítulo 1 - Introdução: apresenta considerações iniciais do assunto e objetivos da pesquisa, além da justificativa do tema.

Capítulo 2 - Revisão de literatura: aborda a fundamentação teórica da pesquisa com enfoque em anatomia e fisiologia do aparelho respiratório, fisiologia muscular, análise da vibração através do acelerômetro e da amplitude de movimento através da eletromiografia.

Capítulo 3 - Trata de materiais e métodos, descreve os procedimentos experimentais, descrição e ilustração dos equipamentos utilizados na pesquisa como acelerômetro e eletromiógrafo e o perfil amostral.

Capítulo 4 - Analisa os resultados obtidos na pesquisa e discute os mesmos.

Capítulo 5 - Aborda as conclusões provenientes do trabalho e sugestões para trabalhos futuros.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 VIBRAÇÃO TORÁCICA MANUAL

2.1.1 Técnicas de Vibração Torácica Manual

Vibração manual é uma técnica usada para remover secreção pulmonar. Consiste na geração de movimentos rítmicos e finos, por contrações isométricas rápidas dos membros superiores, com intensidade e frequência que variam entre 3 a 75 Hz suficiente para causar vibração no nível brônquico (SARMENTO, 2005).

De acordo com Costa (2004), a técnica é realizada com as mãos espalmadas, acopladas e com certa pressão no tórax do paciente, no sentido crânio-caudal. O punho e o cotovelo permanecem imóveis, impulsionando os movimentos vibratórios com um trabalho mecânico da musculatura do braço e do ombro. O objetivo é promover vibração no nível brônquico e modificar a reologia do muco, facilitando seu deslocamento.

Segundo Irwin (2003), a vibração é uma das técnicas utilizadas pelo fisioterapeuta para acelerar o desprendimento e movimento das secreções e tampões mucosos nas vias aéreas condutoras. Constitui uma pressão intermitente que se executa sobre a parede do tórax durante a expiração, através de contrações isométricas repetidas do ombro e membro superior. As frequências relatadas são de 12 a 20 Hz para vibração manual.

Segundo Mc Carren *et al*. (2003), a vibração é definida como uma aplicação manual de movimentos oscilatórios combinados com compressão da parede torácica do paciente. A oscilação na parede torácica utilizada em um estudo que fizeram com cães foi de 3 a 17 Hz.

Ultra (2008) descreve a vibração como uma técnica contra-indicada para pacientes com traumas, incisão torácica, broncoespasmo e osteoporose.

2.1.2 Efeitos e Benefícios da Vibração Torácica Manual

A vibração é aplicada manualmente no tórax durante a expiração após uma inspiração máxima. A compressão e oscilação aplicadas durante a vibração produzem alguns mecanismos fisiológicos, tais como: aumento do pico expiratório; aumento expiratório do fluxo aéreo, carregando o fluxo de muco para a orofaringe; aumento do transporte de muco pelo mecanismo de diminuição da viscosidade da secreção, utilizando como ideal uma

frequência entre 3-17 Hz; e a otimização do mecanismo da tosse via estimulação mecânica das vias aérea (ELKIN, 2004).

Segundo Pryor (2002), a vibração na parede torácica pode aumentar o pico de fluxo expiratório visando aumentar a movimentação e remoção do muco.

Segundo Mc Carren, Alison (2006), a vibração comparada a outras intervenções fisioterápicas pode promover remoção de secreção e aumentar o transporte do muco e, portanto, a técnica pode ser usada para beneficiar a remoção de secreção. Ainda concluíram que a vibração (frequência de 5,5 Hz) aumenta a pressão intrapleural e o pico de fluxo expiratório.

Dulfano *et al*. (1981) concluíram que uma vibração com frequência de 12 a 20 Hz é similar à frequência dos batimentos ciliares do trato respiratório.

Num estudo realizado com modelos animais, observou-se que não houve alterações hemodinâmicas (frequência cardíaca, pressão arterial, pressão da artéria pulmonar e pressão do átrio direito) nas técnicas de tapotagem, vibração (10,5±2,3 Hz) e shaking (Wong *et al*, 2003).

Cerqueira Neto *el al*. (2010) avaliaram a repercussão das técnicas de vibrocompressão, AFE e aspiração, na pressão arterial média e pressão de perfusão cerebral, pressão venosa jugular de oxigênio e saturação venosa jugular de oxigênio de 20 pacientes com traumatismo cranioencefálico (TCE). Os resultados mostraram que as manobras de fisioterapia respiratória não promovem alterações sobre a hemodinâmica cerebral, em pacientes com TCE grave, em ventilação mecânica, sedados e curarizados.

Bertoletti (2007) estudou a manobra de vibração torácica realizada por 18 fisioterapeutas em três tipos de tórax sendo que o sujeito I é portador de DPOC, o II é obeso e o III tem um tórax de um sujeito normal. A média da frequência de vibração observada foi de 12 Hz.

Fujie (2002) avaliou 17 indivíduos do sexo masculino com diagnóstico de DPOC e testes de função pulmonar revelando obstrução irreversível de leve a grave. Os pacientes realizaram um teste com cicloergômetro com rampa para determinar VO_2 máximo durante 4 minutos. Concomitantemente ao teste foram ligados dois pares de vibradores bilaterais no 2° e 3° espaços intercostais e 7° e 9° espaços intercostais. Os dispositivos superiores foram acionados para executar a vibração durante a inspiração e os inferiores durante a expiração. Em conclusão a vibração da parede torácica reduz a dispnéia durante o exercício proposto.

Shannon (2010) investigou os efeitos da aplicação de vibração na parede torácica em diferentes momentos durante a respiração (início da expiração, no meio da inspiração e final

da expiração), com o intuito de promover uma melhor compreensão da mecânica e mecanismos físicos da vibração torácica e a maneira de utilizar a técnica no tempo adequado dentro de um ciclo respiratório. Foram avaliados 30 fisioterapeutas experientes com a técnica, realizando 8 manobras em um manequim com intubação orotraqueal e pulmões infláveis, sobre um tapete de medida com sensores de capacitância. Concluíram que as vibrações realizadas no início da expiração provocam um aumento do pico de fluxo expiratório criando condições favoráveis para eliminação das secreções e a magnitude das forças aplicadas variou significativamente entre os fisioterapeutas.

Apesar dos benefícios, o desenvolvimento dessa técnica apresenta uma certa dificuldade de aplicação. Primeiramente, pela dificuldade para o terapeuta executar as vibrações na frequência eficaz (aproximadamente 13 Hz) e durante um tempo suficiente. Uma segunda questão é a transmissão das vibrações através do ar que preenche os pulmões e são modificados a partir de uma patologia (CERQUEIRA NETO, 2006).

Shannon (2009) avaliou a repetibilidade da vibração e a magnitude e padrões da força aplicada no tórax. Foram 8 fisioterapeutas realizando 7 vibrações em duas mulheres e o teste foi repetido após 24 horas e após 6 meses. Concluíram que não houve diferença significativa entre força máxima, duração, frequência ou amplitude de oscilação nas 7 vibrações, mas houve variação de força entre os fisioterapeutas.

2.2 ANATOMIA DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

Estruturalmente, o sistema respiratório consiste em duas partes: superior que inclui o nariz, a faringe e as estruturas associadas, e inferior que consiste em laringe, traquéia, brônquios e pulmões. A porção condutora consiste em uma série de cavidades e tubos interconectados - nariz, faringe, laringe, traquéia, brônquios, bronquíolos e alvéolos - que conduzem o ar aos pulmões. A porção respiratória consiste nos tecidos intrapulmonares em que ocorre a troca de gases-bronquíolos respiratórios, dúctulos alveolares, sáculos alveolares e alvéolos dos pulmões (TORTORA, 1997).

O sistema respiratório apresenta como funções a realização da troca gasosa; auxilia na regulação do pH sanguíneo; contém receptores para o sentido do olfato; filtra, aquece e umedece o ar inspirado e produz sons.

2.2.1 Nariz

O nariz tem uma porção externa que consiste em osso e cartilagem cobertos com pele e uma porção interna revestida com túnica mucosa e contém duas aberturas denominadas narinas.

2.2.2 Faringe

A faringe é um tubo afunilado que começa nos cóanos em frente às vértebras cervicais.

2.2.3 Laringe

A laringe é um tubo de cartilagem revestido por uma túnica mucosa, que conecta a faringe com a traquéia.

2.2.4 Traquéia

A traquéia é um órgão tubular condutor de ar, localizada anteriormente ao esôfago. Ela se estende da laringe à parte superior da quinta vértebra torácica onde se divide em brônquios principais direito e esquerdo (TORTORA, 1997).

A parede da traquéia é sustentada por cartilagem e revestida por um epitélio ciliado pseudo-estratificado colunar contendo células caliciformes e glândulas seromucinosas. Estas últimas produzem uma camada de muco e o processo de transporte mucociliar é um dos mecanismos de defesa dos pulmões. A camada de cartilagem traqueal consiste em 16 a 20 anéis em forma de C de cartilagem hialina empilhadas (IRWIN, 2003).

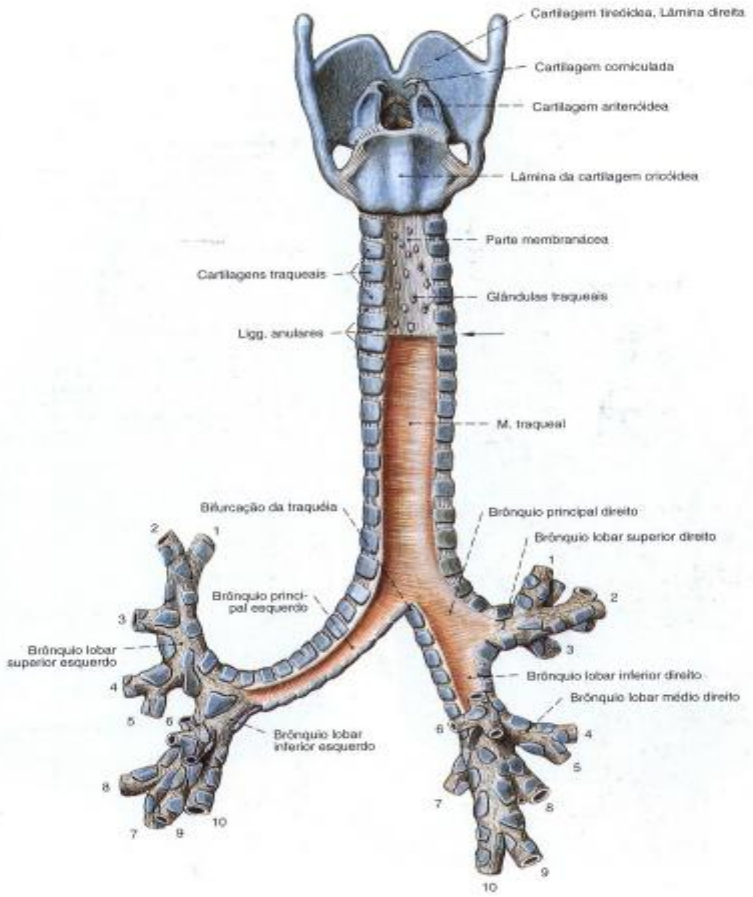
2.2.5 Brônquios, Bronquíolos e Alvéolos

Como mostra a Figura 1, a traquéia divide-se em brônquio principal direito que vai para o pulmão direito, e um brônquio principal esquerdo, que vai para o pulmão esquerdo. Os vasos sanguíneos pulmonares, os vasos linfáticos e os nervos entram e saem dos pulmões com os dois brônquios.

Ao penetrar nos pulmões, os brônquios principais dividem-se em brônquios lobares e continuam a se ramificar em brônquios segmentares que se dividem ainda em bronquíolos respiratórios, terminando em um amontoado de alvéolos chamados sáculos alveolares conforme mostra a Figura 2.

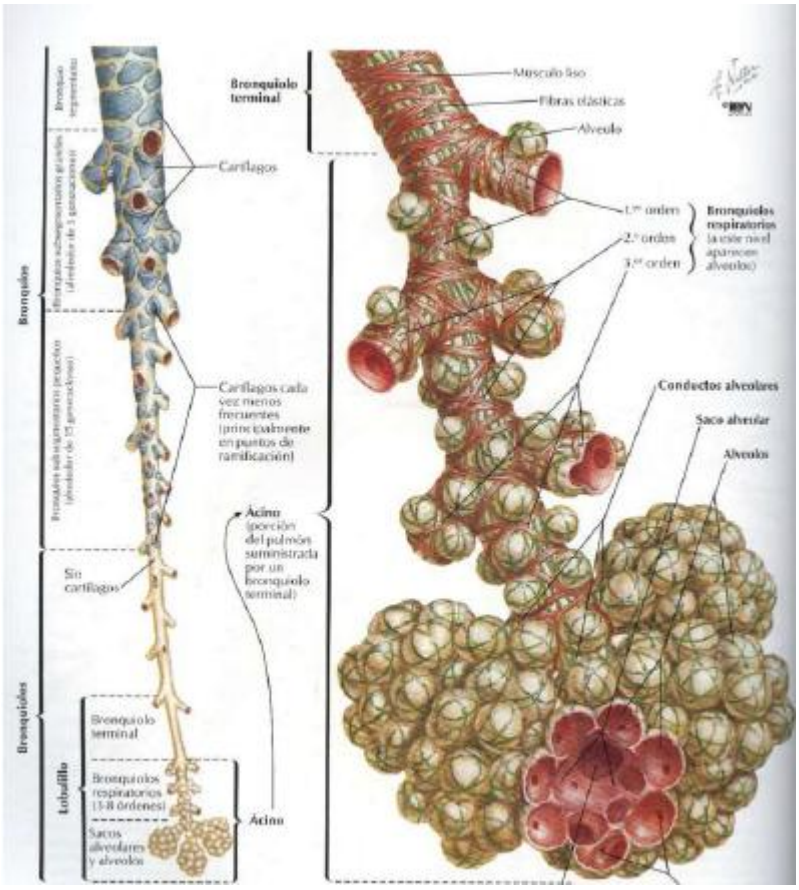
Um alvéolo é uma projeção em forma de cálice de um sáculo alveolar. A parede dos alvéolos consistem em delgadas células alveolares que são locais de troca gasosa. Nesta parede encontram-se dois tipos de células: (1) alveolares do tipo I que compõem a maior parte da superfície alveolar interna e (2) alveolares do tipo II que são envolvidas na síntese de surfactante, uma substância tensoativa que facilita a estabilidade alveolar, por reduzir a pressão necessária para expandir os alvéolos (IRWIN, 2003).

Figura 1 - Traquéia e Brônquios



Fonte: (SOBOTTA, 2000)

Figura 2 – Bronquíolos e Alvéolos



Fonte: (NETTER, 2000)

2.2.6 Pulmões

Como representado pela Figura 3, os pulmões são dois órgãos esponjosos, em forma de cone, situados na cavidade torácica. Eles são separados um do outro pelo coração e estruturas do mediastino (TORTORA,1997).

As estruturas importantes localizadas neste espaço chamado mediastino incluem o coração, a aorta, as veias cava, os vasos pulmonares, o esôfago, parte da traquéia e dos brônquios, e o timo. Uma depressão chamada hilo é encontrada na face mediastinal do pulmão e é a região das estruturas que formam a raiz do pulmão, isto é, os brônquios, vasos sanguíneos, linfáticos e nervos (SPENCE, 1991).

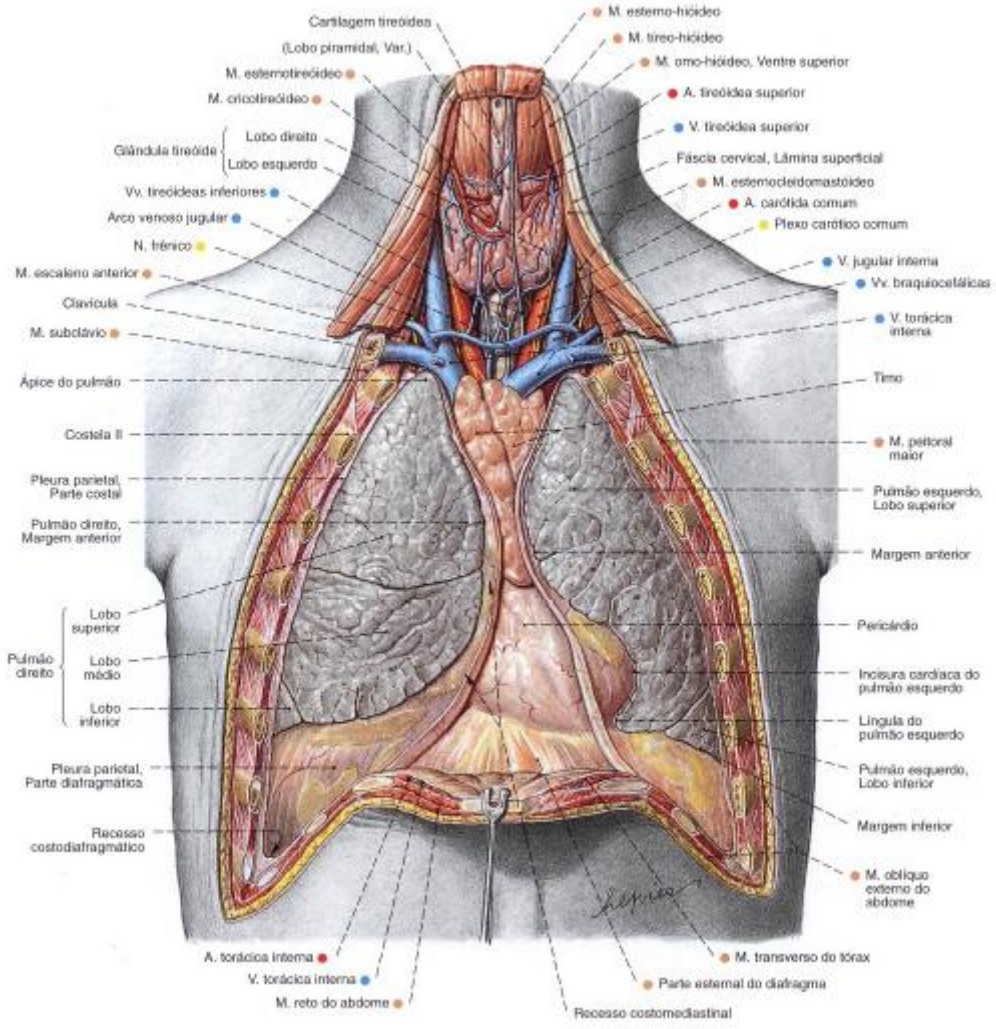
A pleura é uma túnica serosa de dupla camada que envolve e protege os pulmões. Eles se estendem do diafragma até pouco acima das clavículas e estão justapostas às costelas (TORTORA, 1997).

Os pulmões são envolvidos pela pleura visceral enquanto a pleura parietal reveste as paredes da cavidade torácica. Entre as duas camadas da pleura há uma cavidade pleural

delgada e preenchida pelo fluido pleural o qual impede o colabamento de tais membranas (SPENCE, 1991).

O pulmão direito é dividido pela fissura oblíqua e horizontal no lobo superior, médio e inferior. O pulmão esquerdo tem dois lobos, superior e inferior, separados pela fissura oblíqua.

Figura 3 – Tórax (Vista Anterior)



Fonte: (SOBOTTA, 2000)

As vias aéreas, a pleura e o tecido conjuntivo do pulmão são vascularizados pela circulação sistêmica através das artérias brônquicas. As veias brônquicas passam pela circulação pulmonar e unem-se às veias pulmonares para retornar o sangue ao coração. Os alvéolos são irrigados pela circulação pulmonar (IRWIN, 2003).

As trocas gasosas acontecem no alvéolo pelo processo de difusão. O ar alveolar é uma mistura de nitrogênio, oxigênio, dióxido de carbono e vapor d'água. A troca de oxigênio e gás carbônico entre os espaços aéreos nos pulmões e sangue ocorre por difusão através das paredes alveolar e capilar que formam, em conjunto, a membrana alveolocapilar. Os pulmões contêm em torno de 300 milhões de alvéolos, ou seja, uma imensa área de troca. Quando é alcançado equilíbrio no alvéolo, as pressões gasosas no sangue dos capilares pulmonares finais são as mesmas que as parciais dos gases no ar alveolar (TORTORA, 1997).

Após a difusão do oxigênio do ar alveolar para o sangue, o oxigênio se liga a hemoglobina, que é responsável pelo transporte dessa molécula pelo sangue, para os capilares teciduais.

2.3 FISIOLOGIA DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

2.3.1 Mecanismos da Ventilação Alveolar

A respiração tem como objetivo o fornecimento de oxigênio aos tecidos e a remoção de dióxido de carbono. A respiração pode ser dividida em 4 etapas: 1) ventilação pulmonar que é a renovação cíclica do gás alveolar pelo ar atmosférico; 2) difusão do oxigênio e do gás carbônico entre os alvéolos e o sangue; 3) transporte do oxigênio e 4) regulação da ventilação (GUYTON, 1997).

Ventilação é o processo cíclico de inspiração e expiração por meio do qual níveis ideais de oxigênio e dióxido de carbono são mantidos nos alvéolos e no sangue arterial (IRWIN, 2003).

Os músculos respiratórios trabalham vencendo cargas elásticas, que são as forças de retração dos pulmões e caixa torácica e cargas resistivas das vias aéreas.

A contração e o relaxamento dos músculos esqueléticos criam as mudanças de pressão do ar que possibilitam a respiração. A aspiração do ar é denominada inspiração e os músculos envolvidos são diafragma, em forma de cúpula formando o soalho da cavidade torácica e os músculos intercostais externos.

O diafragma contrai quando recebe impulsos nervosos dos nervos frênicos e é responsável por cerca de 75% do ar que entra nos pulmões. Na contração diafragmática o conteúdo abdominal é deslocado para baixo e para frente, aumentando o diâmetro céfalo-caudal do tórax, a parte distal das costelas são levantadas e giram para fora. As fibras costais

do diafragma se contraem e fazem sua cúpula descer, aumentando a pressão abdominal e fazendo a caixa torácica mover-se através do movimento de alça de balde. Quando a porção vertebral se contrai, a cúpula diafragmática desce e aumenta a pressão abdominal, porém não age sobre o gradil costal (SPENCE, 1991).

Ainda durante a inspiração, os músculos intercostais externos puxam as costelas para cima e aumentam as dimensões internas da caixa torácica. Os escalenos atuam para expandir a caixa torácica superior e os paraesternais agem no esterno e diafragma, atuando no tórax inferior e abdome.

A expulsão do ar, chamada de expiração, ocorre devido ao recuo elástico da parede torácica e dos pulmões e é passiva. Os músculos expiratórios são compostos pelos abdominais, ou seja, músculos reto abdominal, oblíquo interno , oblíquo externo e transverso. Estes, quando se contraem, empurram a parede abdominal para dentro, aumentando a pressão abdominal, o diafragma se desloca para cima, aumentando a pressão pleural e a saída de ar, sendo importantes músculos para a tosse e expiração forçada (SPENCE, 1991).

A complacência pulmonar e as relações volume-pressão são atribuídas à interdependência dos elementos teciduais elásticos e tensão da superfície alveolar. A elasticidade tecidual depende da quantidade de elastina e colágeno do pulmão.

2.3.2 Atividade Mucociliar

A atividade mucociliar tem o papel de resguardar desde a cavidade nasal até a última ramificação brônquica, protegendo quanto à inalação de partículas para a mucosa traqueobrônquica. Os cílios ficam imersos em uma camada líquida chamada periciliar, ou camada sol do líquido, sendo o fluido recoberto por uma camada mucosa ou fase gel. O muco viscoelástico aprisiona e carrega o material inalado, enquanto o líquido da camada periciliar permite a movimentação dos cílios (ULTRA, 2008).

O muco é constituído por água, glicoproteínas e polímeros de mucina e a quantidade, em condições normais, é de 10 a 20 ml por dia. Os produtos de degradação celular e partículas inaladas se misturam ao muco e por meio dos batimentos dos cílios são transportadas às vias aéreas com uma frequência de 8 a 15 Hz (SINGER, 1994).

O muco tem como funções a hidratação das vias aéreas, captação e transportes de secreções e depuração biológica de agentes infecciosos. O muco das vias aéreas é produzido

por células caliciformes e por glândulas submucosas e é uma mistura complexa de macromoléculas como proteínas, eletrólitos e água (ULTRA, 2008; SARMENTO, 2005).

2.3.3 Volumes e Capacidades Pulmonares

Um adulto, em repouso, respira 12 vezes por minuto, e cada ciclo movimenta aproximadamente 500 ml de ar e esse volume é denominado volume corrente. Cerca de 70% o volume corrente participam da troca gasosa e os outros 30% permanecem nas vias aéreas condutoras e são conhecidas como espaço morto anatômico (TORTORA, 1997).

2.3.4 Controle da Respiração

Os pulmões e as vias aéreas são inervados pelo plexo pulmonar. Localizado na raiz de cada pulmão, esse plexo é formado por ramos do tronco simpático e nervo vago (IRWIN, 2003).

O ritmo da respiração é controlado por grupos de neurônios do tronco encefálico mais especificamente no bulbo e ponte na área chamada de centro respiratório (TORTORA, 1997).

A frequência e profundidade são reguladas por dois sistemas de controle sendo o mecanismo automático e o voluntário. No sistema de controle automático a origem é o tronco cerebral e produz uma respiração cíclica e espontânea. O controle voluntário ou comportamental, importante na comunicação verbal, vem do córtex cerebral (IRWIN, 2003).

Os impulsos nervosos gerados na área inspiratória se propagam para os músculos intercostais externos via nervos intercostais e ao diafragma, via nervos frênicos e assim os músculos se contraem e ocorre a inspiração.

Os neurônios da área expiratória permanecem inativos durante a respiração calma normal.

O sistema respiratório funciona para manter os níveis apropriados de CO_2 e O_2, e é altamente responsivo a alterações destes nos fluidos corporais.

2.4 VIBRAÇÃO MECÂNICA

2.4.1 Vibração

Vibração é o movimento de um ponto oscilando em torno de um ponto de referência. A amplitude do movimento é indicada em milímetros ou polegadas. O número de vezes que ocorre o movimento completo em determinado tempo é chamado de Frequência, geralmente indicada em Hertz. As vibrações podem ser medidas geralmente por uma variável mecânica como aceleração (unidade SI: metros por segundo ao quadrado), velocidade (unidade SI: metros por segundo) ou deslocamento (unidade SI: metros). O movimento pode consistir num único componente com uma única frequência, como ocorre com o diapasão, ou em vários componentes que ocorrem em diversas frequências, como no caso de um pistão de combustão interna.

A constante gravitacional g também pode ser usada nos níveis de aceleração, tomado como 9,81 m/s^2.

O modelo vibratório é caracterizado pelo deslocamento ao longo do tempo, com o intercâmbio de energia potencial por cinética e vice-versa, resultando em movimento oscilatório. Tal movimento pode ser visualizado através de um pêndulo, corda de instrumento musical, corpo em movimento e até mesmo do átomo. Na indústria, a vibração é encontrada nas máquinas girantes.

O sistema básico para medição de vibrações é composto por sensor de vibração (transdutor), amplificador e um integrador ou diferenciador que permite a conversão de um sinal mecânico em um sinal elétrico e o sistema ainda pode ser dotado de filtro de bandas para selecionar frequências específicas. Após armazenados, os dados estão disponíveis para a análise.

De um modo geral, as vibrações classificam-se em:

- Sinusoidais ou Periódicas - Produzem-se quando os pontos de um corpo oscilante passam por posições regularmente dispostas (frequência e deslocamento de amplitude constante) (Análise Fourier). Subdividem-se em: simples e compostas.

- Aleatórios ou Não Periódicas - Sem ritmo de oscilações determinadas, denominam-se livres quando um corpo elástico é colocado fora da sua posição de equilíbrio e se deixam

cessar completamente os movimentos oscilatórios (só podem ser definidas em termos estatísticos) - Análise de amplitude e densidade espectral.

A amplitude da vibração, que caracteriza e descreve a severidade da vibração, pode ser classificada de várias formas:

- os valores de pico, que indicam os valores máximos, sem a duração ou tempo de movimento. É indicado para níveis de impacto de curta duração;
- os valores médios, que indicam apenas a média da exposição sem qualquer relação com a realidade do movimento. É usado quando releva-se um valor da quantidade física da amplitude em um determinado tempo;
- o valor da raiz média quadrática (RMS – *Root Mean Square*) ou valor eficaz, que é a raiz quadrada dos valores quadrados médios dos movimentos e mostra a média da energia contida no movimento vibratório.
- o fator de forma e o fator de crista permitem conhecer a homogeneidade do fenômeno em estudo ao longo do período. Grandes valores para o fator de crista indicam a presença de fenômenos repetitivos a intervalos regulares;
- o valor pico a pico indica a máxima amplitude da onda e é usado, por exemplo, onde o deslocamento vibratório da máquina é parte crítica na tensão máxima de elementos de máquina.

A vibração consiste em movimento inerente aos corpos dotados de massa e elasticidade. O corpo humano possui uma vibração natural. Se uma frequência externa coincide com a frequência natural do sistema, ocorre a ressonância, que implica em amplificação do movimento. A energia vibratória é absorvida pelo corpo, como consequência da atenuação promovida pelos tecidos e órgãos. O corpo humano possui diferentes frequências de ressonância.

O ser humano é sensível às vibrações numa gama de frequências que varia de 0,1 até 1000 Hz, predominantemente entre 4 a 8 Hz, que é a faixa em que se encontram as frequências de ressonância da maioria dos órgãos humanos.

Das técnicas de medição de vibração, as mais difundidas são os métodos no domínio do tempo; como por exemplo, o Nível Global RMS e o Fator de Crista. São observados também os seguintes parâmetros: a média absoluta (Xmed), nível global rms (Xrms), o valor de pico (Xpico) e fator de crista (Fcr). O valor RMS é a mais importante medida da amplitude porque ele mostra a média da energia contida no movimento vibratório (FERNANDES, 2000).

2.4.2 Acelerômetros

Em 1950, foi proposto pela primeira vez a avaliação do movimento do corpo humano utilizando acelerômetros. No entanto, esses dispositivos eram caros, volumosos e pouco confiáveis e, portanto, inadequados para as técnicas de monitorização ambulatorial. Contudo, na última década, uma revolução ocorreu na fabricação de acelerômetros, impulsionado principalmente pela indústria automotiva para uso em sistemas de "airbag".

Os acelerômetros são usados atualmente, principalmente em ambientes de pesquisa, e, com os recentes avanços, são incorporados na prática clínica e na saúde. Estes equipamentos têm vantagens significativas quando comparado com outros métodos quantitativos para a mensuração do gasto de energia ao avaliar uma atividade física (GARATACHEA, 2010).

Um dos principais parâmetros determinantes da escolha do instrumento adequado é a faixa de frequências. Em baixas frequências, a amplitude de deslocamento normalmente é alta, o que faz com que os vibrômetros sejam adequados para medir as vibrações. Já em altas frequências, as amplitudes de deslocamento são baixas e as amplitudes da aceleração são altas, fazendo com que os acelerômetros apresentem maior sensibilidade.

Portanto, nas medições de vibrações, há necessidade de se escolher o acelerômetro correto para cada frequência a ser medida. Normalmente, conecta-se o acelerômetro diretamente no medidor de vibração (medição que contém um pré-amplificador). O medidor indica o nível RMS da aceleração, velocidade ou deslocamento. Normalmente, os acelerômetros possuem uma escala de até 1000 g, com uma faixa de frequência acima de 100 kHz (FERNANDES, 2000).

Os valores obtidos em cada eixo devem sofrer uma análise espectral de Fourier, em bandas de terços de oitava. FFT é a sigla de "Fast Fourier Transform", ou Transformada Rápida de Fourier. FFT é um método numérico que possibilita transformar uma onda no domínio do tempo (Tempo X Amplitude) em um espectro, ou seja, um gráfico no domínio da frequência (Frequência X Amplitude). O gráfico que mostra o nível de vibração em função da frequência é chamado de Espectro de Frequência.

2.5 FISIOLOGIA MUSCULAR

Os músculos são compostos por tecido conjuntivo, vasculatura e tecido nervoso. Exercem forças e, portanto, são importantes elementos de contribuição para o movimento humano (HAMILL, 2008).

O principal componente do músculo estriado esquelético é a fibra muscular. Fibras musculares são células cilíndricas alongadas que têm diâmetros variando de 50 a 200 μm e comprimentos que podem alcançar muitos centímetros (ROBINSON, 2002).

No interior das células musculares estão feixes de proteínas especializadas chamadas miofibrilas. Tais estruturas contêm um sistema de proteínas contráteis chamado de miofilamentos (grossos-miosina e finos-actina), os quais dão origem ao sarcômero.

Outro grupo de estruturas internas localizadas ao longo da fibra muscular é o das mitocôndrias. Elas contêm enzimas associadas ao metabolismo oxidativo de combustíveis musculares, como ácidos graxos e glicose e são locais para a produção de ATP. O ATP fornece energia para os processos intracelulares como síntese protéica, bombas da membrana e contração muscular (ROBINSON, 2002).

O músculo esquelético está organizado em grupos funcionais chamados unidades motoras que são constituídas de um grupo de fibras musculares que são inervadas pelo mesmo motoneurônio. Quanto maior o número de motoneurônios ativados, maior a força de contração e maior a atividade elétrica registrada a partir das fibras musculares (ROBINSON, 2002).

Os nervos que deixam o lado ventral ou frontal da medula são chamados de motoneurônios porque transmitem os impulsos desde o sistema nervoso central até o músculo (HAMILL, 2008).

Um músculo ativo ao criar uma tensão sem mudança visível ou externa na posição da articulação tem uma ação muscular isométrica (HAMILL, 2008).

A contração da fibra dá ao músculo inteiro a habilidade para gerar e sustentar a força usada para mover ou estabilizar o esqueleto (ROBINSON, 2002).

2.5.1 Fisiologia da Contração Muscular

Uma série de eventos elétricos e químicos descreve a forma como o músculo esquelético é levado à contração chamada de acoplamento excitação-contração. Para ativar o

músculo, o sistema nervoso central inicia o potencial de ação nos axônios dos motoneurônios alfa, passa pelos axônios periféricos e se espalha sobre a membrana dos terminais do nervo motor liberando acetilcolina na região da placa motora. Quando alcança a membrana da célula muscular, o transmissor se liga a receptores protéicos e aumenta a permeabilidade para íons sódio, o que desencadeia o potencial de ação.

A contração muscular dá-se devido ao potencial de ação que ocorre nas fibras musculares. Esses potenciais de ação produzem corrente elétrica que se propaga para o interior da fibra (GUYTON, 2006).

De acordo com Winter (1990), nas fibras musculares ocorrem sinais elétricos que são decorrentes do recrutamento das unidades motoras que é chamado de potenciais de ação das unidades motoras. Estes potenciais elétricos são captados por meio de eletrodos, que devem ser colocados na superfície do músculo ou intramuscular, para fornecerem os registros de toda a soma algébrica transmitida ao longo das fibras musculares pelo tempo. As unidades motoras que estão longe dos eletrodos terão seus resultados menores do que as unidades próximas aos eletrodos.

2.5.2 Potencial de Ação

Células musculares e nervosas possuem propriedades da membrana celular especializada que permitem a essas células iniciarem e propagarem potenciais de ação. Estas alteram sua permeabilidade aos íons em resposta a estímulos químicos, elétrico, térmicos ou mecânicos.

As mudanças na voltagem transmembrana que ocorrem em resposta à estimulação das células excitáveis são coletivamente chamadas de um potencial de ação.

O estímulo chega a uma terminação nervosa e causa a inversão temporária de cargas na membrana (-70 mV a +40 mV) e a membrana é despolarizada.

A despolarização desencadeia a abertura dos canais de cálcio sensíveis ao potencial de ação muscular. Na superfície dos filamentos de actina há proteína reguladora chamada troponina que tem afinidade pelos íons de cálcio. A troponina é uma proteína que fica ligada a outra proteína chamada de tropomiosina. No momento em que a troponina puxa a tropomiosina para longe dos sítios de ligação, as moléculas de actina e as cabeças de miosina se unem formando as chamadas ***pontes cruzadas***. Esta união da actina e da miosina faz com que ocorra mudança na forma da miosina e os filamentos de actina são puxados em direção ao

centro dos sarcômeros. Finalmente esta interação entre actina e miosina chama-se contração muscular (ROBINSON, 2002).

Quando um motoneurônio é estimulado o suficiente para causar uma contração, todas as fibras musculares inervadas por este motoneurônio se contraem (HAMILL, 2008).

A contração muscular pode ser analisada por meio da EMG, em que eletrodos são colocados na superfície do músculo ou no interior da fibra muscular. Estes eletrodos captam os potenciais de ação que ocorrem ao longo de toda a fibra muscular em relação ao tempo (WINTER, 1990).

2.5.3 Fadiga Muscular

Segundo Ascensão (2003), o conceito clássico de fadiga é a incapacidade de produzir e manter um determinado nível de força ou potência muscular durante a realização do exercício.

A fadiga muscular é causada por contrações fortes e duradouras por período prolongado. Normalmente, a fadiga é diretamente proporcional à redução de glicogênio muscular, ou seja, ela surge em grande parte devido à incapacidade contrátil e do processo metabólico das fibras musculares de continuar a manter a mesma quantidade de trabalho. A transmissão de sinais nervosos pela junção neuromuscular diminui em pequena quantidade após intensa e prolongada atividade muscular, assim como a interrupção de fluxo sanguíneo durante a contração muscular são fatores que também causam fadiga muscular (GUYTON, 2006).

Nas últimas três décadas, tornou-se muito comum o uso da EMG de superfície para avaliar a fadiga muscular. Um grande número de estudos foram realizados produzindo sinais baseados em critérios quantitativos de fadiga a princípio estáticos, mas também em tarefas dinâmicas. Por ser um recurso não invasivo tem um grande destaque em áreas como ergonomia e biomecânica ocupacional (CIFREK *et al.*, 2009).

De uma perpectiva fisiológica, a fadiga está relacionada à capacidade oxidativa de um músculo, ou seja, um aumento na capacidade aeróbica (ROBINSON, 2002).

Cifrek *et al*. (2009) desenvolveram um estudo com objetivo de mostrar métodos clássicos e técnicas modernas de aplicabilidade da EMG de superfície nos sinais de fadiga.

A eletromiografia não dá uma visão sobre a fadiga muscular como um processo contínuo de alterações bioquímicas e fisiológicas durante a execução de um determinado trabalho, mas permite detectá-la depois que ocorreu (CIFREK *et al.*, 2009).

Embora a fadiga seja mais frequentemente a consequência da prática de movimento e exercício (treinamento desportivo, reabilitação cinesiológica, ergonomia), a maioria dos estudos no passado foram realizados para quantificar a fadiga muscular em contrações musculares isométricas devido aos problemas que surgiram durante a medição do sinal mioelétrico em contrações dinâmicas, assim como a análise matemática (CIFREK *et al.*, 2009).

O sinal de EMG também pode ser analisado no domínio de frequência, testes de fadiga provocados voluntária e eletricamente tem sido usados para quantificar a resistência muscular (ROBINSON, 2010).

Ao ativar o tecido muscular esquelético é possível atingir níveis elevados de força. A fadiga neuromuscular é a incapacidade de produzir um nível de força ou potência muscular por um determinado tempo de maneira repetitiva, que pode manifestar-se de forma aguda, persistir durante dias ou mesmo semanas.

As causas da fadiga muscular durante o exercício residem nas regiões corticais e sub-corticais (fadiga de origem central) e ao nível do tecido muscular esquelético (fadiga de origem periférica). Destacam-se a variação das concentrações de glicose sanguínea, de aminoácidos de cadeia ramificada e da síntese de alguns neurotransmissores relacionadas à fadiga de origem central e reduções nas concentrações mioplasmáticas de cálcio que afetam a tensão gerada pelas fibras na contração muscular caracterizam a fadiga de origem periférica (ASCENÇÃO, 2003).

A determinação da fadiga muscular é influenciada pelo tipo, duração e intensidade do exercício, tipos de fibras musculares recrutadas, nível de treinamento do sujeito e das condições ambientais durante a realização da atividade (ENOKA, 1992)

Silva (2003) interpretou o fenômeno da fadiga muscular pela análise da amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos vasto medial (VM) e vasto lateral (VL) do membro inferior dominante de nove voluntários (sexo feminino), durante a extensão isométrica do joelho (90 graus), nos protocolos de exaustão e de 1 minuto e concluiu que o protocolo de exaustão é viável para avaliar fadiga.

Vollestad (1997) definiu fadiga por qualquer redução da capacidade de gerar força máxima ou potência de saída. Dentre os métodos de avaliação de fadiga muscular em seres humanos a força de contração voluntária máxima foi definida como o melhor método para identificar fadiga. Outros métodos devem ser utilizados a fim de identificar o momento em que ocorrem as alterações relacionadas à fadiga.

A eletromiografia é usada tanto para avaliar a atividade muscular como para localizar a fadiga muscular. Quando se avalia a fadiga muscular, há alteração das características espectrais da EMG. No entanto, ainda há muita discussão do motivo da alteração destes dados espectrais na fadiga muscular (CHAFFIN *et al*., 1999).

Segundo Gonçalves (2006), a frequência mediana é uma variável neuromuscular utilizada para identificar a fadiga muscular. A frequência mediana é influenciada pelo tipo e diâmetro da fibra muscular e pelo acúmulo de metabólitos e da alteração da concentração de íons ao longo da membrana da fibra muscular. Na contração isométrica e contração voluntária máxima, os capilares responsáveis pela nutrição e pela remoção dos metabólitos ficam ocluídos, resultando em uma diminuição da velocidade de condução do potencial de ação ao longo da membrana e, consequentemente, uma redução da frequência mediana.

2.6 ELETROMIOGRAFIA

O estudo clínico eletrofisiológico, chamado de eletromiografia (EMG), consiste em observar a análise e a interpretação da atividade bioelétrica do músculo e do nervo quando submetidos a uma atividade ou a um estímulo elétrico (ROBINSON, 2002).

A principal função da EMG é determinar a integridade dos componentes específicos do sistema neuromuscular, ou seja, indica a localização, a magnitude e a cronicidade caso ocorra alguma lesão (ROBINSON, 2002).

Eletromiografia é o estudo da atividade elétrica do músculo. O estudo da atividade muscular pode revelar os músculos que estão ativos e em que momento iniciam e cessam sua ação em uma determinada tarefa. E, além disso, é possível quantificar a magnitude da resposta elétrica dos músculos durante um movimento (HAMILL, KATHLEEN, 2008).

A história de dor e disfunção muscular é definida por quatro teorias relacionadas a questões histológicas, problemas psicológicos (emocional), alterações sensório-motoras (movimento) e questões biomecânicas (posturais). Os seres humanos tiveram que lidar com os músculos doloridos desde o início dos tempos. Inicialmente, avaliações e tratamentos eram realizadas através da palpação e, durante o último século, os instrumentos eletrônicos começaram a ser utilizados (CRAM, 2003).

O desenvolvimento de novas tecnologias exige que o estudo da EMG, além de apresentar informações básicas, estas precisam ser mais bem compreendidas. É um sinal

muito complexo, uma composição de inúmeros potenciais de ação das unidades motoras ativas sobrepostas umas às outras (WINTER, 1990).

O EMG é a soma algébrica de todos os sinais detectados em uma determinada área e pode sofrer influências musculares, anatômicas e fisiológicas e da instrumentação utilizada na aquisição dos sinais (ENOKA, 2000).

De acordo com Winter (1990), uma forma de representar o nível de atividade EMG é contar os potenciais de ação durante um determinado período de tempo. E, ainda, durante a contração muscular voluntária, é possível ver em laboratório a duração e a amplitude do potencial de ação muscular por meio da EMG.

Segundo Robinson (2002), a amplitude da EMG reflete o tamanho e o número de unidades motoras ativas, assim como a distância das fibras musculares ativas dos eletrodos registradores e o tamanho da área registrada.

Para Basmajian e De Luca (1985), a EMG é o estudo da função muscular através da averiguação do sinal elétrico que emana do músculo.

A EMG é a responsável pela descrição do sinal elétrico seja de um único músculo ou de um grupo muscular que são os responsáveis por determinado movimento. A EMG pode dar informação do recrutamento de diferentes tipos de fibras musculares e do estado de fadiga do músculo (WINTER, 1990).

Na contração isométrica existem alguns pontos a serem analisados, tais como a existência de variação entre sujeitos estudados; a amplitude que é quase linear nos músculos pequenos como os da mão, enquanto que nos músculos grandes dos membros a amplitude não é linear, ou seja, a amplitude é maior do que a força; a diferença entre as amplitudes citadas influenciam as propriedades de recrutamento dos músculos pequenos e grandes assim como suas considerações anatômicas e elétricas. Sendo assim, na contração isométrica a relação entre força e amplitude do sinal eletromiográfico diminui durante as oscilações que ocorrem durante esta contração, enquanto que as frequências aumentam com as oscilações. Na contração dinâmica estas relações devem ser muito bem avaliadas, pois existem fatores que interferem no músculo e consequentemente na força (BASMAJIAN e De LUCA, 1985).

A amplitude da EMG aumenta quando a intensidade da contração muscular aumenta, mas essa associação entre atividade elétrica do músculo e força muscular existe apenas nas contrações isométricas (HAMILL, 2008).

Em condições isométricas, a relação entre força muscular e atividade EMG é relativamente linear, pois aumentos na amplitude do eletromiograma são produzidos pelo recrutamento de unidades motoras e pelo aumento na frequência de disparos.

Matta *et al*. (2005) caracterizou as componentes temporais e espectrais dos sinais (abalos musculares) do músculo bíceps braquial direito de 15 indivíduos do sexo masculino e 12 do sexo feminino através da acelerometria. Concluiu-se que durante a contração muscular ocorrem variações não uniformes do diâmetro da fibra, além de oscilações de baixa frequência, o que contribui para esclarecer mecanismos envolvidos na gradação de força muscular.

2.6.1 Aplicações da Eletromiografia

A eletromiografia está sendo muito utilizada nas áreas relacionadas ao movimento humano, como na reabilitação e ergonomia bem como no diagnóstico neuromuscular. Os fisiologistas do esporte usam EMG nos trabalhos científicos com a finalidade de otimizar os movimentos e na avaliação da fadiga muscular (STEGEMAN, 2000).

A eletromiografia permite aplicações importantes e de grande valia, mas é preciso analisar e compreender os problemas que ocorrem durante a gravação e interpretação correta dos dados.

2.7 INSTRUMENTAÇÃO

A EMG de superfície é mais propensa às alterações de artefatos elétricos, dos produtos manufaturados mecânicos e estímulos e atividades de outros músculos vizinhos do que EMG intramuscular. A atividade eletromiográfica de superfície pode ser determinada através da retificação, análise ou integração dos dados (TURKER, 1993).

Ao realizar um estudo comparando as propriedades da eletromiografia de superfície e intramuscular, relatou-se a diferença existente na frequência do sinal eletromiográfico, a qual é maior na gravação intramuscular (TURKER, 1993).

A instrumentação em EMG é fundamental para a origem do sinal, sensor responsável por detectar o sinal, amplificador e os equipamentos relacionados ao processamento do sinal (SODERBERG e COOK, 1984).

Soderberg e Knuston (2000) relatam que os fisioterapeutas estão entre os usuários mais comuns de EMG como um método para compreensão da função e disfunção do sistema neuromuscular. No entanto, não existe um conjunto de referências que forneça as informações necessárias para guiar o usuário de EMG e orientar a aquisição dos dados. Em decorrência de

tais dificuldades, o autor apresenta neste artigo um guia dividido em 4 etapas sendo a (1) coleta, (2) administração, (3) normalização e (4) análise dos dados eletromiográficos.

Na coleta (1) alguns itens são relevantes como o objetivo do estudo, telemetria e o tipo de eletrodo. Na etapa de administração (2) é importante armazenar os dados brutos de modo acessível para esclarecimentos de eventuais dúvidas durante a análise do sinal. Além disso, estabelecer a filtragem dos dados e a constante de tempo, assim como a frequência de amostragem evitando alterações na interpretação dos dados. Quanto à normalização (3), ela é baseada nas descrições e comparações dos músculos, sujeitos, dias de coleta e medidas, permitindo referenciar os dados EMG para um valor padrão e compará-los. Na etapa final (4) existem vários tipos de análise de acordo com o domínio do tempo ou da frequência.

2.7.1 Origem do Sinal

Os sinais eletromiográficos são registros do potencial de ação das fibras musculares. Estes sinais são afetados pela condição anatômica, propriedades fisiológicas dos músculos e instrumentação usada na coleta dos dados e, portanto, tem-se a importância de padronizar a forma da coleta dos dados, colocação dos eletrodos e distância entre eles e normalização do sinal de eletromiografia (MORAES *et al.*, 2010; RAINOLD, 2004).

Muitos fatores relacionados à metodologia ainda não são padronizados. Foram desenvolvidos dois projetos como a SENIAM (*Surface EMG for a Non-Invasive Assessment Muscles*) que é um projeto da comunidade européia (1996-1999) e a ISEK (*International Society of Electrophysiology and Kinesiology*) com o intuito de estabelecer normas de aquisição e tratamento do sinal estabelecendo padronização dos sensores como tamanho, forma, distância entre eletrodos e configuração. No entanto, não há um consenso do melhor posicionamento do eletrodo de superfície para obtenção de um sinal preciso em um eletromiógrafo.

Recomenda-se considerar o tamanho e a forma dos eletrodos, pois quanto maior a área ocupada por estes, maior a amplitude do sinal de EMG e menor o ruído elétrico gerado entre a pele e os eletrodos, mas, em contrapartida, deve ser pequeno o suficiente para que não ocorra o *crosstalk* dos músculos vizinhos. Os eletrodos também devem ser colocados paralelamente às fibras musculares e o eletrodo de referência deve ser colocado na região do punho, tornozelo ou processo espinhoso C7 de acordo com a distância do músculo que está sendo analisado. Outro aspecto importante é a localização do eletrodo para ser colocado entre o

ponto motor e o tendão distal do músculo avaliado (HERMES *et al*., 2000). O ponto motor é definido como o local no músculo onde a introdução de mínima corrente elétrica causa um perceptível estímulo nas fibras musculares superficiais (MARQUETTI; DUARTE, 2006; ROBINSON, 2002).

2.7.2 Captação do Sinal

2.7.2.1 Eletrodos

Os eletrodos são usados para monitorar o sinal eletromiográfico convertendo a corrente iônica bioelétrica em uma corrente constituída por elétrons. O sinal de EMG é registrado usando um eletrodo, que pode ser interno (de agulha) ou superficial (HAMILL, 2008).

Eletrodos de superfície são colocados sobre a pele cobrindo o nervo ou o músculo. Esses eletrodos de metais são condutores mais eficazes se a pele for apropriadamente preparada por limpeza, remoção dos pêlos, abrasão suave e se um meio de contato eletrolítico for colocado entre o eletrodo e a pele, reduzindo, assim, a influência da impedância (ROBINSON, 2002; HAMILL, 2008; WINTER, 1990).

Dentre os eletrodos de superfície existem o monopolar e o bipolar. Registros monopolares são usados em contrações estáticas enquanto os bipolares em estudos biomecânicos. No arranjo bipolar, dois eletrodos com um diâmetro de 8 mm são aplicados sobre o músculo com um afastamento de 1,5 a 2 cm, e um terceiro eletrodo é aplicado num local eletricamente neutro, como uma saliência óssea (HAMILL, 2008).

Eletrodos de agulha são colocados sob a pele ou no tecido excitável a ser examinado e são feitos de platina, prata ou aço inoxidável. Esses são preferidos para registro de pequenas áreas (ROBINSON, 2002).

Segundo De Luca (1997), os eletrodos de superfície são aderidos a pele e composto por Ag-AgCl juntamente com um gel condutor, permitindo, dessa forma, a detecção da corrente através da pele.

A distância estimada para captar a atividade das fibras de menor unidade motora (50 fibras) é de 0,5 cm e as de maior unidade motora (2500 fibras) são aproximadamente 1,5 cm. O eletrodo não capta as fibras adjacentes que estão fora destas distâncias (WINTER, 1990).

Os eletrodos de superfície são fixados com fita adesiva e colocados numa direção longitudinal e paralelo às fibras musculares (BASMAJIAN; De LUCA, 1985a; HAMILL, 2008), pois assim os locais de detecção ficam perpendiculares.

Durante a captação de sinais da EMG pode existir o *crosstalk* (são sinais originados nos músculos adjacentes ao estudado) que são interferências de músculos ou outros tecidos que acabam alterando o sinal. Os eletrodos, principalmente os superficiais, acabam ficando com parte de sua superfície localizado no músculo adjacente. Isto ocorre tanto com o eletrodo monopolar como o bipolar, que apresentam característica de frequência diferente, ou seja, eles captam sinais elétricos diferentes dos músculos adjacentes ao analisado (BASMAJIAN; De LUCA, 1985a).

Na eletromiografia existem interferências intrínsecas e extrínsecas relacionadas ao sinal adquirido. As intrínsecas não podem ser modificadas, pois correspondem às características fisiológicas, anatômicas e bioquímicas do músculo em estudo (DE LUCA, 1997). Tais fatores técnicos e fisiológicos podem influenciar a interpretação precisa do sinal de EMG tais como: diâmetro da fibra muscular, número de fibras, número de unidades motoras ativas, a velocidade de condução da fibra muscular, o tipo e localização da fibra muscular, a frequência de disparo da unidade motora, o fluxo sanguíneo no músculo, a distância entre a superfície da pele e a fibra muscular e o tecido que circunda o músculo (HAMILL, 2008).

Quanto às extrínsecas, podem ser modificadas com objetivo de minimizar os "ruídos" do sinal. Estas últimas estão relacionadas ao tamanho e forma dos eletrodos, distâncias entre eles, configuração dos eletrodos, a localização com relação aos pontos motores e junções miotendíneas e a orientação dos eletrodos em relação à fibra muscular que poderão interferir na frequência e amplitude do sinal captado (DE LUCA, 1997).

2.7.2.2 Posicionamento dos eletrodos

Nas pesquisas analisadas não está definida a melhor posição dos eletrodos para a captação do sinal eletromiográfico.

No estudo realizado por Hermens *et al*. (2000), foram avaliados 144 artigos com objetivo de estabelecer uma padronização na metodologia da EMG principalmente em relação ao posicionamento dos eletrodos. Essa revisão apresenta alguns aspectos descritos no projeto SENIAM. Ao analisar o material dos eletrodos destaca-se Ag/AgCl, Ag, AgCl, Au e outros em ordem decrescente de preferências. Quanto à configuração, a bipolar é a mais usada.

Em relação ao tamanho e forma dos eletrodos, foram utilizados circulares, retangulares, quadradas e ovais. Um ponto importante é a distância entre eles pois pode alterar a frequência e a amplitude do sinal EMG e, portanto, a recomendação é de 20 mm e direcioná-los paralelamente às fibras musculares para acompanhar a trajetória do potencial de ação. Quanto ao ponto de colocação dos eletrodos é sobre ventre muscular, algum ponto entre a zona de inervação e o tendão e no próprio ponto motor sendo a segunda opção o ponto mais indicado.

Rainold *et al*. (2004) desenvolveram um estudo com objetivo de fornecer informações sobre o grau de uniformidade entre 10 homens saudáveis e localização da zona de inervação em 13 músculos do membro inferior. Dos 13 músculos estudados, 8 foram caracterizados como melhores músculos para eletromiografia de superfície (músculos bíceps femoral, semitendinoso, vasto lateral, tensor da fáscia lata, gastrocnêmio lateral, glúteo máximo, vasto lateral oblíquo, tibial anterior). Estas informações permitem padronizar e otimizar o procedimento para obter estimativas precisas e repetíveis de eletromiografia de superfície em relação a amplitude do sinal, variáveis espectrais e velocidade de condução das fibras musculares.

Forti (2005) avaliou a atividade eletromiográfica do músculo reto da coxa alongado e encurtado em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos e passivos e três intensidade (repouso, 50% e 100%) da contração isométrica voluntária máxima e concluiu que o sinal eletromiográfico depende do posicionamento dos eletrodos, do comprimento muscular e da intensidade de contração.

De acordo com Hermens *el al*. (2000), foi realizado um exame na literatura para determinação do uso de sensores e os procedimentos de colocação de sensores em laboratórios europeus. Foram revisados 144 artigos que mostrou uma grande variabilidade de metodologia bem como descrições insuficientes. Além de conter um procedimento geral e recomendações para instalação de sensores, a SENIAM elaborou determinações para 27 músculos individuais. Esta proposta foi avaliada em vários laboratórios europeus quanto aos aspectos técnicos e práticos e enviados aos membros do clube SENIAM. Com base na avaliação as recomendações finais foram feitas e publicadas. Assim, além de criar uma maior colaboração entre os vários grupos europeus, desenvolver recomendações quanto a colocação de sensores, processamento de sinais e orientações práticas são importantes para o uso adequado.

Durante uma contração não isométrica na qual inclui velocidade, aceleração e posição do músculo, há algumas dificuldades ao capturar o sinal de EMG visto que nestes movimentos ocorre mudança no comprimento do músculo e, por esta razão, alguns fatores

devem ser relevantes, tais como: a modulação do sinal EMG induzido pelo movimento relativo do eletrodo com as fibras ativas; a relação comprimento-força dos músculos; presença de atividade reflexa; a mudança no centro instantâneo de rotação de um conjunto que irá alterar o momento (força x distância) da inserção do tendão (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Disselhorst-klug (2009) revelou que a estimativa de força gerada por ação muscular é relevante não só em estudos biomecânicos, mas também em aplicações clínicas em que a informação sobre as forças musculares suporta as decisões do médico no diagnóstico e tratamento. A EMG de superfície reflete o grau de ativação dos músculos e correlaciona com força muscular, porém a força gerada por um músculo não pode ser medida diretamente de forma não invasiva. A investigação de força muscular a partir dos sinais de EMG mostra algumas limitações que podem ser superadas usando novas maneiras de interpretação.

A eletromiografia engloba vários parâmetros que podem interferir nos resultados coletados, por isso a necessidade de determinados procedimentos para o tratamento do sinal.

2.7.3 Processamento do Sinal Eletromiográfico

Os sinais biológicos elétricos de nervos e de músculos estão na faixa de microvolts e milivolts. Com isso, é necessário o ajuste de certas variáveis e o uso de dispositivos eletrônicos como amplificadores, frequência de amostragem, filtros, conversores análogo-digitais e a normalização do sinal (ROBINSON, 2002).

- **Amplificadores**

Um amplificador é um dispositivo eletrônico que serve para incrementar a amplitude das voltagens elétricas monitoradas no exame eletrofisiológico. Esses dispositivos podem ser necessários para criar uma visualização adequada dos potenciais elétricos ou aumentar pequenos sinais elétricos nos instrumentos de exibição de sinais e, portanto, são construídos de forma que os usuários ajustem o ganho para um nível apropriado (ROBINSON, 2002).

Os amplificadores devem aumentar uniformemente o tamanho do sinal para todos os sinais dentro de uma faixa especificada de frequência (2 a 10.000HZ). A resposta à frequência de um amplificador é fornecida pela voltagem sinusoidal alternada em várias frequências e amplitudes conhecidas das entradas do amplificador (ROBINSON, 2002).

Os amplificadores têm também algumas funções como a de isolar a origem do sinal e a instrumentação do registro, a reprodução do evento bioelétrico com menor distorção, ganho de voltagem, a conversão de corrente para voltagem e a diminuição de ruídos (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Robinson (2002) descreveu, dentre as especificações de um amplificador, que o ganho refere-se à sensibilidade e apresenta uma relação entre a amplitude da voltagem do sinal que chega e a que sai do amplificador. Em relação à conversão de corrente ou resposta de frequência, é a aplicação de voltagens alternadas sinusoidais em várias frequências e amplitudes conhecidas nas entradas de um amplificador. Portanto, de acordo com a literatura, é recomendável frequências entre 10 a 1000 Hz para os eletrodos de superfície e de 20 a 2000 Hz para os eletrodos intramusculares.

Dentre as características, destaca-se a taxa de rejeição do modo comum que é um sinal detectado em ambos os eletrodos e bloqueados pelo amplificador, tais como interferências de rede elétrica, músculos adjacentes, batimentos cardíacos sendo considerados ruídos (DELSYS, 2006). O ruído é qualquer sinal EMG não desejado ao longo do sinal detectado e pode resultar de fontes distantes (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Uma outra propriedade do amplificador é a entrada de impedância também chamada de resistência. A impedância dos eletrodos de superfície sofre influência de alguns fatores como limpeza da pele que está em contato com os eletrodos, área da superfície do eletrodo, temperatura do material durante o registro e camada espessa da pele. Os eletrodos intramusculares possuem alta impedância, pois apresentam pequena área de superfície que está em contato direto ao tecido muscular analisado. A largura da banda da frequência no amplificador da EMG deve ser amplificada com atenuação de todas as frequências presentes no eletromiógrafo (ROBINSON, 2002).

- **Frequência de Amostragem**

É preciso uma frequência alta para que a reprodução digital do sinal analógico contenha todas as informações.

Para ter uma reconstrução correta do sinal digital, o Teorema de Nyquist ou Shannde define que é necessário o uso de uma frequência de amostragem, de no mínimo, o dobro de sua maior frequência (HERMENS, 2000; HERMENS, 1999).

Para o sinal de EMG de superfície, há necessidade de uma frequência de coleta de amostras, de no mínimo, 1000 Hz ou superior (HAMILL, 2008).

- **Filtros**

O filtro é um dispositivo eletrônico que auxilia na remoção do ruído do ambiente externo em relação ao sinal do tecido excitável. Os diferentes tipos de filtros de passagem de banda são utilizados nos testes eletrofisiológicos como o filtro de entalhe que rejeita sinais de 60Hz e passa uma banda de frequências maiores e menores que 60 Hz. Já o filtro de passa alta, passa sinais de frequência mais alta. O filtro de passa baixa rejeita frequências mais altas. Esses dois últimos filtros são ajustados em 2 a 10.000 Hz para os estudos de condução nervosa, em 10 Hz a 10.000 Hz para eletromiografia de agulha e em 2 a 2000 Hz para estudos de condução nervosa sensorial (ROBINSON, 2002).

- **Conversores Análogo-Digitais**

É um dispositivo eletrônico que serve para digitalizar os dados especificando o tempo de partes da amostragem e do processamento de sinal (ROBINSON, 2002).

- **Normalização**

Para comparar os dados é necessário referenciá-los a um valor padrão através da normalização do sinal. A escolha para normalizar ou não normalizar baseia-se nos tipos de descrições ou comparações a serem realizadas. O processo é necessário quando as comparações ocorrem entre os sujeitos, dias, músculos ou estudos (SODEBERG, 2000).

A EMG é muito variável e depende da colocação e aplicação dos eletrodos, temperatura, fadiga muscular, velocidade de contração muscular, atividade de sinergistas e antagonistas e espessura da gordura subcutânea. Por existir uma variabilidade no sinal de EMG é necessária a normalização para favorecer a interpretação clínica, comparação de músculos bilaterais ou no próprio músculo, porém em dias diferentes e entre sujeitos (LEHMAN e MCGILL, 1999).

Normalização é o processo através do qual os milivolts da atividade são expressos em porcentagem durante a contração do músculo estudado, ou seja, os valores absolutos da

amplitude são transformados em valores relativos (DE LUCA, 1997). O sinal EMG também pode ser normalizado para contrações submáximas ou em referência às contrações voluntárias (RVC) (ROBINSON, 2002).

Para Burden (2010), o sinal EMG precisa ser normalizado se existirem as comparações entre ensaios ou aplicações dos eletrodos em diferentes músculos e indivíduos. Oito métodos foram identificados e analisados com base em critérios relacionados com a sua capacidade de facilitar a comparação de EMG. Esses critérios incluem a magnitude e o padrão da EMG normalizado, confiabilidade e a variabilidade entre indivíduos, a partir de uma contração isométrica voluntária máxima.

A contração voluntária máxima (MVC) é definida como um valor de referência de normalização. Alternativamente, a EMG pode ser utilizado a partir de um MVC dinâmico, porém nenhum método é garantido para registrar um músculo em relação à sua capacidade de ativação máxima.

Burden (1999) realizou um estudo com objetivo de avaliar e comparar quatro métodos diferentes de normalizar a amplitude da EMG do músculo bíceps braquial. Foram avaliados cinco sujeitos do sexo masculino que realizaram contrações isotônicas dos flexores do cotovelo com uma força externa de 50, 100, 150 e 200 N, seguidos por uma única contração isocinética devem ser utilizados para normalizar a amplitude de EMG do bíceps braquial.

Segundo Konrad (2005), normalizar é a adaptação de um valor de referência único e padronizado para os indivíduos de um estudo, permitindo uma comparação quantitativa entre os sujeitos.

Burden (1999) estabelece várias formas de normalizar a amplitude do sinal EMG como a contração voluntária máxima isométrica, pico máximo do sinal EMG, valor médio do sinal EMG e valor fixo do sinal EMG.

Um sinal eletromiográfico não normalizado proporciona erros na interpretação dos resultados dos pacientes que devem ser corrigidos seguindo protocolos de processamento (LEHMAN e MCGILL,1999).

Dessa forma, para minimizar a variabilidade do sinal eletromiográfico, no atual estudo, foi utilizado o pico máximo do sinal EMG como método para normalização. Os dados foram normalizados por este método, pois as variáveis utilizadas na análise do sinal do músculo braquiorradial são dependentes da amplitude do sinal.

Os procedimentos para a coleta dos dados devem ser minuciosos com intuito de amenizar e padronizar os efeitos que possam comprometer o sinal a ser registrado e analisado.

2.7.4 Análise dos Dados

O sinal eletromiográfico apresenta como característica para sua análise a frequência e a amplitude. Normalmente, esta análise pode ser feita pelo domínio temporal e o domínio de frequências. O domínio temporal representa o sinal adquirido durante uma atividade em função do tempo; este sinal pode ser quantificado por várias formas de processamento tais como: envoltório linear, retificação, RMS e integração. Já o domínio de frequências determina o conteúdo das frequências do sinal eletromiográfico que são determinadas por meio da FFT e analisadas pela densidade espectral de energia/potência PSD (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

O RMS é um valor que reflete o número de unidades motoras ativas. Além disso, é um parâmetro dependente da frequência de disparo e da forma dos potenciais de ação das unidades motoras possibilitando uma análise da amplitude do sinal eletromiográfico (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). O RMS móvel permite uma avaliação das alterações do sinal EMG relacionadas ao tempo e é calculado a partir de uma janela típica de 100 a 200 ms a qual se correlaciona ao tempo de resposta muscular (DE LUCA, 1997).

Para mensurar o espectro de densidade de potência os parâmetros utilizados são: frequência mediana, frequência média e largura da banda do espectro. O deslocamento da frequência dá-se pela análise da frequência média e mediana e tal deslocamento é mais significativo quando há oclusão sanguínea durante a contração muscular. Este resultado está associado ao acúmulo de produtos ácidos na membrana da fibra muscular e à diminuição da velocidade de condução da fibra muscular (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

A redução da velocidade de propagação do potencial de ação resulta na diminuição da frequência mediana como uma das maneiras de caracterizar a fadiga muscular.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

A pesquisa analisou a atividade eletromiográfica do músculo braquirradial e a frequência de oscilação na manobra de vibração torácica manual.

A aquisição dos dados foi realizada no laboratório do Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá.

3.1 PROCEDIMENTO ÉTICO

Os procedimentos utilizados neste estudo foram submetidos ao Comitê de Ética em Pesquisa da "Faculdade de Ciências Campus de Bauru/ Unesp - Júlio de Mesquita Filho" para avaliação. Os dados foram coletados conforme as diretrizes e normas regulamentadas para pesquisas envolvendo seres humanos, segundo a resolução nº 196 de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde (CNS) do Ministério da Saúde – Brasília/DF do Brasil. Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética com parecer nº 430.773 (Anexo A).

3.2 PERFIL DA AMOSTRA

Os voluntários participantes da pesquisa foram fisioterapeutas que conhecem a técnica de vibração torácica manual e coincidentemente não trabalham na área de fisioterapia respiratória. Os participantes não possuíam histórias de doenças neuromusculares e/ou articulares que pudessem comprometer a avaliação dos resultados. Todos os profissionais foram orientados sobre a importância do estudo (Anexo B) e após aceitarem a participação na pesquisa, assinaram um termo de consentimento (Anexo C).

Dos 09 profissionais de fisioterapia 3 eram do sexo masculino e 6 do sexo feminino, destes 08 eram destros e 01 sinistro, faixa etária entre 24 e 38 anos (31,66±4,61) conforme mostra a Tabela 1. Todos os participantes receberam instruções verbais quanto ao posicionamento das mãos, sobre a técnica realizada e a duração da manobra e a respeito dos equipamentos utilizados, bem como a maneira que estes foram fixados no membro superior. Durante o estudo, foram avaliados 12 participantes dos quais 3 foram excluídos, devido a alterações registradas no sinal capturado.

Tabela 1 – Relação dos fisioterapeutas (idade e sexo)

Fisioterapeuta	Idade	Sexo
1	34	F
2	33	F
3	37	F
4	29	M
5	38	F
6	26	F
7	35	M
8	29	M
9	26	F
Média	31,66	
Desvio Padrão	4,61	

3.3 EQUIPAMENTOS E MATERIAIS

Os registros foram feitos em um eletromiógrafo computadorizado, EMG 830c, da marca EMG System do Brasil, de oito canais, sendo padronizado aleatoriamente a utilização do canal 4, ilustrado na Figura 4. A fim de minimizar os ruídos advindos da rede elétrica, o equipamento foi conectado a uma bateria de Li-PO de 1450 A/h, 11,1V da marca Turnigy e o sinal captado transferido para o computador conectado à rede elétrica. Os sinais digitalizados adquiridos foram armazenados no computador e coletados com frequência de amostragem de 2000 Hz, com filtro passa banda (20-500 Hz) tipo *Butterworth* e duração programada em 5 segundos.

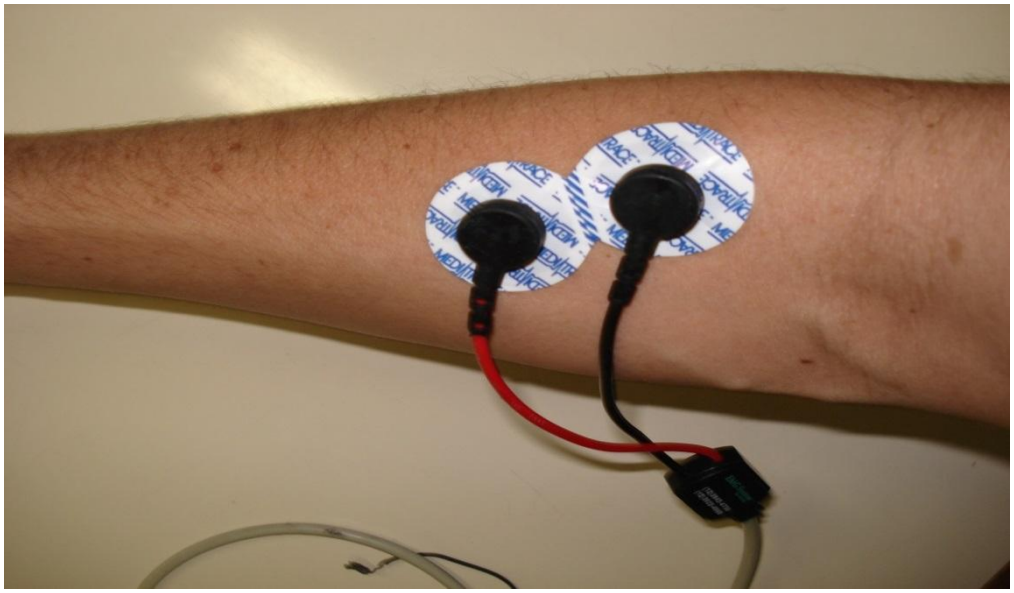
Figura 4 - Equipamento de Eletromiografia de 8 canais



Para captação do sinal eletromiográfico foi utilizado eletrodo de superfície monopolar, modelo Meditrace® da marca 3M®, com superfícies circulares de Ag/AgCl, diâmetro de 30 mm e posicionado de maneira a manter a distância de centro a centro de 20 mm.

O local de fixação dos eletrodos foi definido por meio de palpação do ventre muscular do músculo braquiorradial, enquanto o indivíduo realizava flexão resistida do cotovelo, fixando-se os eletrodos na região ântero-lateral proximal do antebraço, paralelamente às fibras musculares do músculo em estudo. Conforme mostra a Figura 5.

Figura 5 - Representação do posicionamento dos eletrodos no músculo braquiorradial



3.4 PROCEDIMENTOS

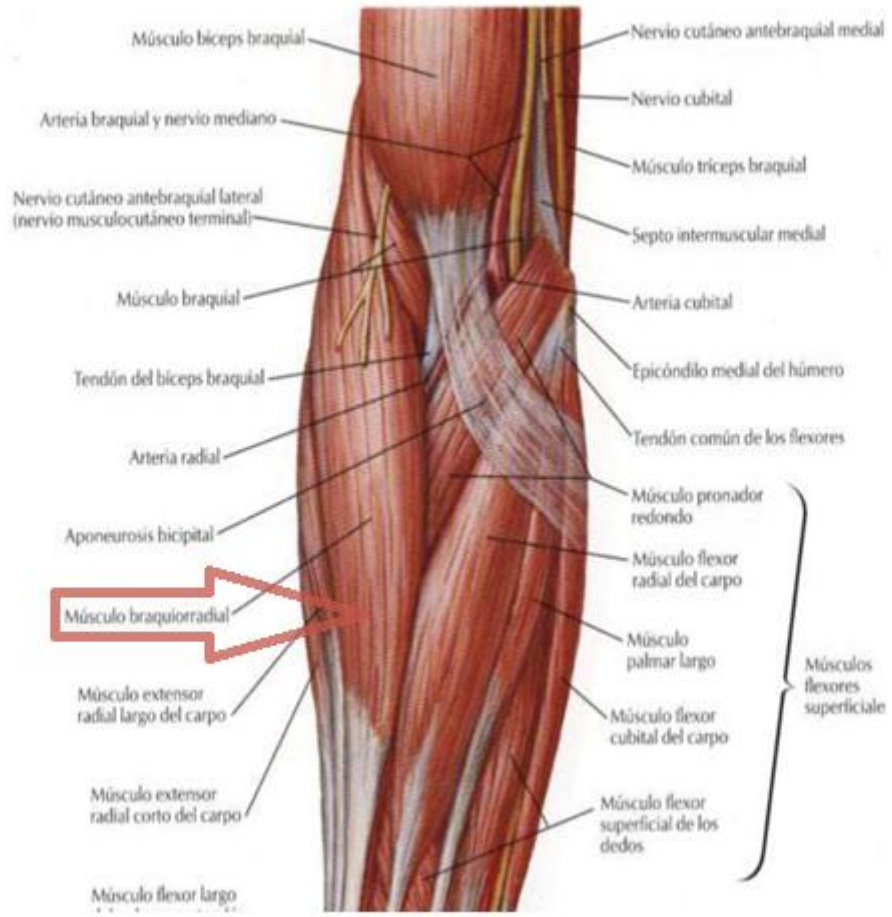
O músculo braquiorradial tem a inserção na crista supra-epicondilar lateral do úmero até processo estilóide do rádio, sua ação muscular na flexão do cotovelo e é inervado pelo nervo radial C5 e C6.

O braquiorradial é um músculo com pequeno volume e fibras muito longas como ilustrado na Figura 6. É um músculo usado em movimentos rápidos de flexão de cotovelo e contra resistência. O braquiorradial gera maior atividade em 120° de flexão com o antebraço na posição supina e não aumenta sua atividade quando o braço se encontra em semi-pronação ou pronação (HAMILL, 2008).

Basmajian e De Luca (1985) afirmaram que o local preferencial para disposição de um eletrodo é na região do meio do caminho entre o centro da zona de inervação e o tendão distal.

Os eletrodos foram fixados no ponto motor do músculo braquiorradial (5 cm distal da linha imaginária transepicondilar sobre o ventre muscular) do membro superior dominante, de acordo com as recomendações de SENIAM-Eletromiografia de superfície para avaliação não-invasiva de músculos (HERMENS *et al*., 2000). A tricotomia foi realizada usando lâmina seguida da limpeza da pele com algodão embebido com álcool a 70%, facilitando a aderência do eletrodo na pele e reduzindo o risco de interferência/artefatos no sinal EMG. Após a preparação da pele, os eletrodos e os cabos foram fixados com auxílio de um elástico com velcro nas extremidades e micropore (Cremer do Brasil).

Figura 6 - Músculos do Membro Superior



Fonte: (NETTER, 2000)

A manobra de vibração torácica foi realizada em um boneco de treinamento adulto para medidas de reanimação cardiopulmonar. Este manequim possui um tórax com características de pele, músculos e complacência da caixa torácica compatíveis com o ser humano, propiciando, assim, a eficácia da técnica. O manequim padroniza o procedimento ao proporcionar a mesma resistência torácica aos fisioterapeutas.

Após o esclarecimento das dúvidas iniciou-se a parte prática do trabalho. Como mostra a Figura 7, o boneco foi posicionado em decúbito dorsal em uma maca padrão com 86 cm de altura. O fisioterapeuta permaneceu posicionado do lado oposto ao braço dominante, em posição ortostática com as mãos posicionadas na região ântero-lateral do tórax do manequim em que corresponde a região basal do pulmão e iniciou o procedimento após o comando de voz. A posição do profissional ao lado da maca foi determinada para o desenvolvimento adequado da técnica, permitindo uma flexão de aproximadamente 120° do cotovelo, ângulo em que o músculo braquiorradial gera maior atividade com o antebraço na posição de semi-pronação ou supina (HAMILL, 2008).

Figura 7 - Realização dos testes de vibração torácica.



A atividade eletromiográfica foi medida por um eletromiógrafo sendo utilizado um canal conectado nos eletrodos posicionados bilateralmente sobre o ponto motor do músculo braquiorradial e um fio terra posicionado no punho dominante do fisioterapeuta atuando como eletrodo de referência, garantindo a qualidade do sinal. O sinal coletado foi transmitido ao computador para análise dos dados.

A vibração foi medida por um transdutor de Acelerômetro Eletrônico como observado na Figura 8.

Figura 8 – Acelerômetro Eletrônico



As características do acelerômetro são as seguintes: tipo capacitivo, da marca SILICONDESIGNS, INC., modelo: 2210-025, faixa 0 a 25G, frequência 0-1.000 Hz,

sensibilidade em modo diferencial 160mV/G, em modo single-ended 80mV/G, tensão de saída 2,5V.

A Figura 9 mostra como o acelerômetro foi posicionado na região dorsal do punho da mão dominante do fisioterapeuta, fixado através de um elástico com velcro nas extremidades, permitindo o ajuste adequado para cada sujeito. O participante vibrava o tórax do sujeito sempre no mesmo local, ou seja, região correspondente entre as costelas 9ª e 11ª, região basal do pulmão, por ser a região de maior expansibilidade pulmonar, na posição látero-anterior do tórax.

Figura 9 - Posicionamento do acelerômetro no punho



Figura 10 - Equipamento Quantum da marca HBM com conexão do acelerômetro no canal 1



Os dados foram coletados pelo acelerômetro, processados no equipamento Quantum da marca HBM mostrado na Figura 10 e a representação gráfica foi transmitida ao computador com o *software* Catman 3.3, para o tratamento e análise de dados.

A técnica foi aplicada por dezesseis minutos. O fisioterapeuta realizou a manobra ininterruptamente neste tempo estabelecido. Com o uso de um cronômetro, os sinais de eletromiografia e de aceleração foram coletados simultaneamente. Os dados foram registrados nos primeiros 5 segundos do minuto inicial (1ª medida), nos primeiros 5 segundos do oitavo minuto (2ª medida) e nos primeiros 5 segundos do décimo sexto minuto (3ª medida).

3.5 PROCESSAMENTO DOS DADOS

Os sinais EMG coletados durante a manobra de vibração torácica manual na 1ª, 2ª e 3ª medidas foram armazenados no computador e posteriormente processados e analisados. As variáveis avaliadas foram domínio temporal – RMS, domínio espectral – PSD (*Power Spectral Density*) e Frequência Mediana por meio de cálculos FFT. As análises foram realizadas utilizando softwares de planilha de dados Microsoft Excel (Microsoft, Troy, NYU, USA).

A partir do traçado eletromiográfico foi selecionada a área de maior amplitude do sinal nos 3 intervalos de tempo em que registrou-se a manobra. O processamento dos dados do EMG iniciou com a retificação do sinal. Em seguida, os sinais foram avaliados em janelamentos de 100 ms sucessivos sendo que a cada 100 ms obteve-se 01 RMS até completar o intervalo do sinal estabelecido. O tempo de cada sinal analisado variou de 1 a 3 segundos, sendo que os segundos restantes foram descartados. O número de pontos correspondentes a este intervalo foi de 1000 a 3000 em cada uma das 3 medidas avaliadas. Desta forma, em cada medida foi calculado o Pico Máximo do RMS, ou seja, o valor máximo de RMS. Em sequência, considerou-se meio segundo antes e meio segundo após o Pico Máximo e o RMS das 3 medidas foram comparados no tempo relativo de 1 segundo.

Na análise dos resultados, os dados foram normalizados pelo método do pico máximo do sinal EMG (amplitude máxima) (BURDEN, 1999).

Para a análise da frequência mediana foi calculado primeiramente a FFT. O valor da FFT permite avaliar em quais frequências o sinal possui mais energia. Com estes cálculos obteve-se o complexo, frequência e magnitude FFT.

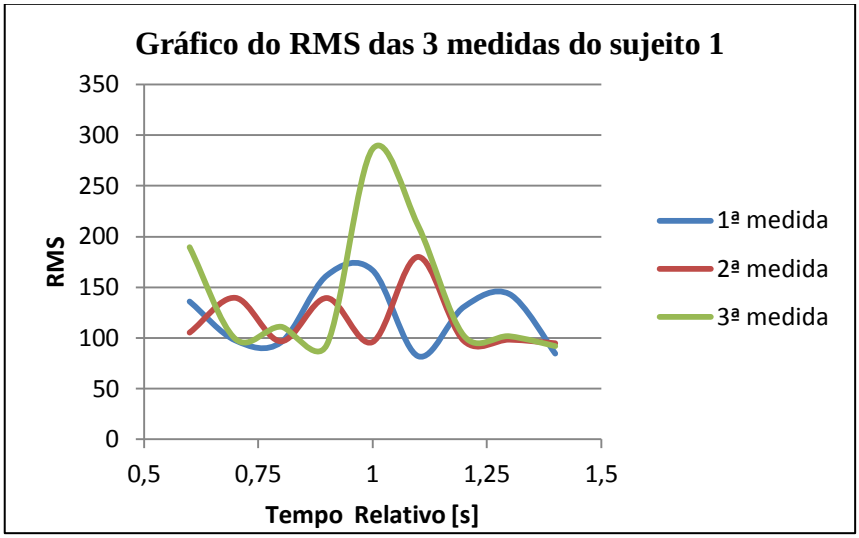
A frequência mediana corresponde ao valor de frequência que equivale a 50% do somatório de todas as magnitudes da FFT. Ao determinar o ponto (frequência) que está sob a área do espectro de frequência e que a divide em duas áreas iguais, é possível correlacionar o valor da frequência FFT que é referente ao valor da frequência mediana.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 RESULTADOS DA ELETROMIOGRAFIA

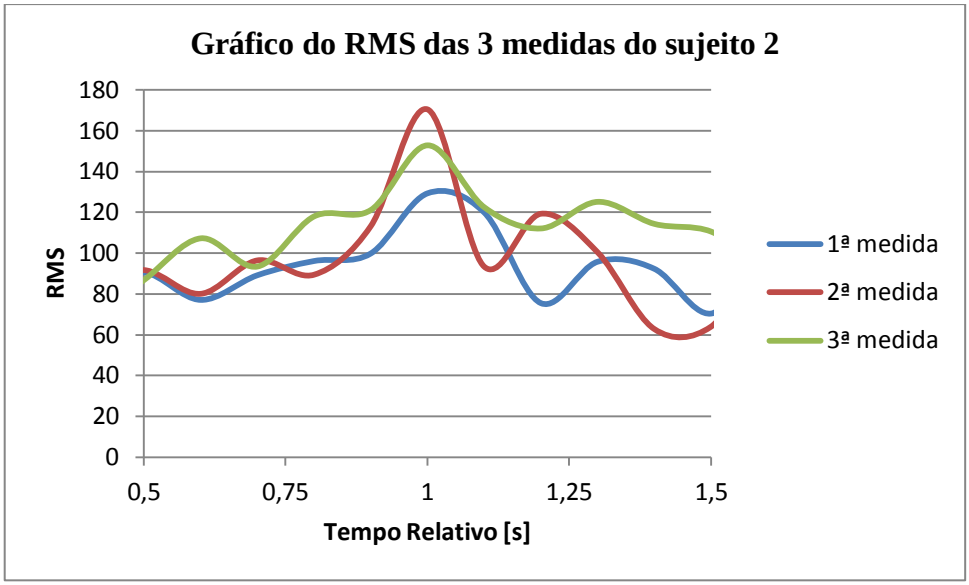
As Figuras de 11 a 19 representam os valores de RMS dos 9 sujeitos que participaram da tarefa, referentes a 1ª medida da manobra de vibração torácica manual, a 2ª medida e a 3ª medida que correspondem às curvas nas cores azul, vermelha e verde, respectivamente.

Figura 11 – RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 1



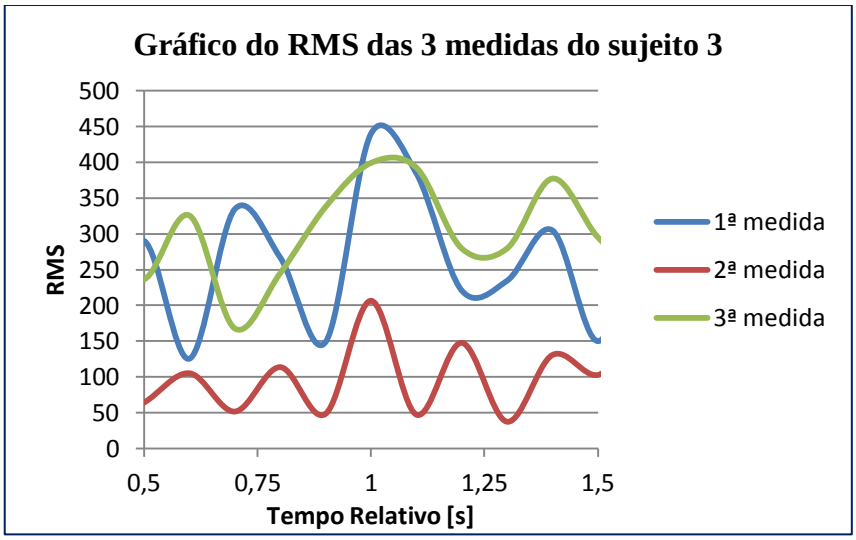
Na Figura 11, o RMS x Tempo relativo do músculo braquiorradial ao realizar a técnica de vibração torácica manual pelo sujeito 1, mostrou-se maior na 3ª medida em relação ao 1ª e a 2ª medida, demonstrando uma maior atividade muscular, pois mais unidades motoras foram ativadas no final da manobra.

Figura 12 – RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 2



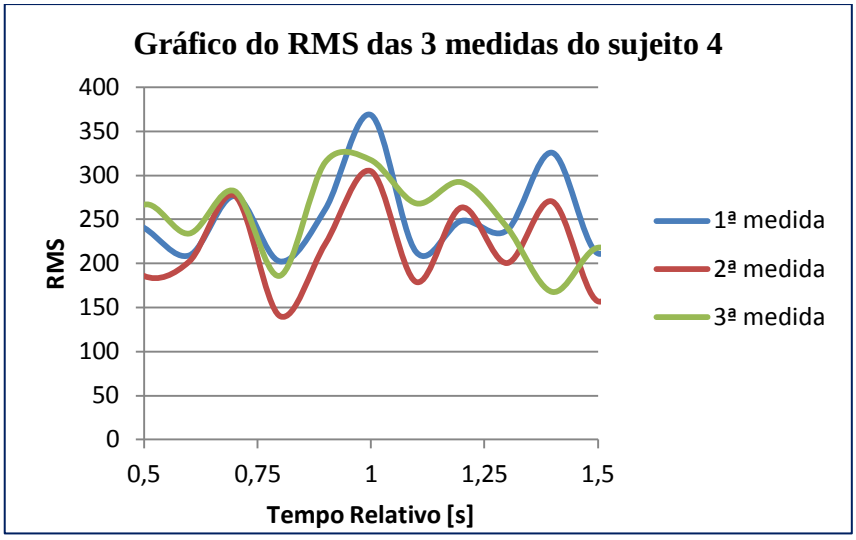
Na Figura 12, o valor do pico máximo de RMS apresenta-se maior na 2ª medida da manobra realizada pelo sujeito 2 ao compará-lo com a 1ª e 3ª medida no tempo relativo de 1 segundo.

Figura 13– RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 3



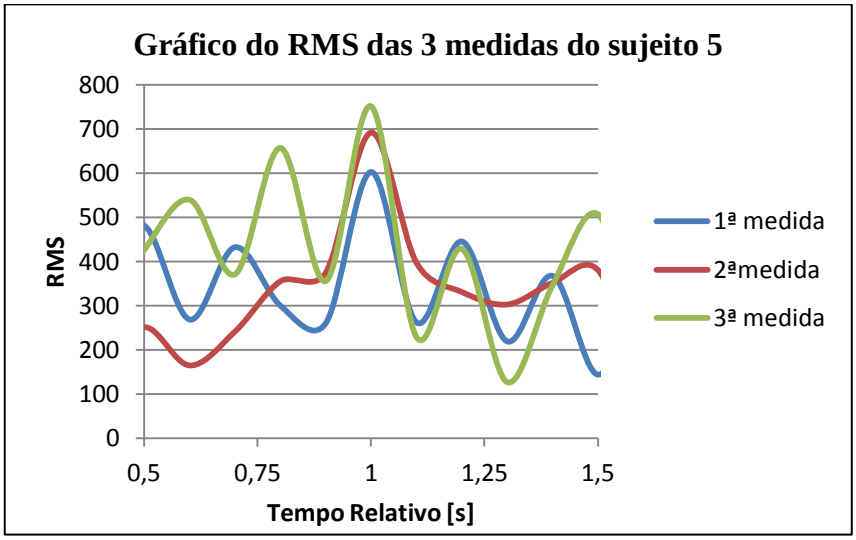
A Figura 13 mostra que durante a execução da técnica pelo sujeito 3, o RMS do músculo braquiorradial apresentou-se maior na 1ª medida enquanto que o valor de tal parâmetro se sobrepôs na 3ª medida em relação a 2ª. Portanto, as unidades motoras ativas estão em maior número no início da manobra.

Figura 14 – RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 4



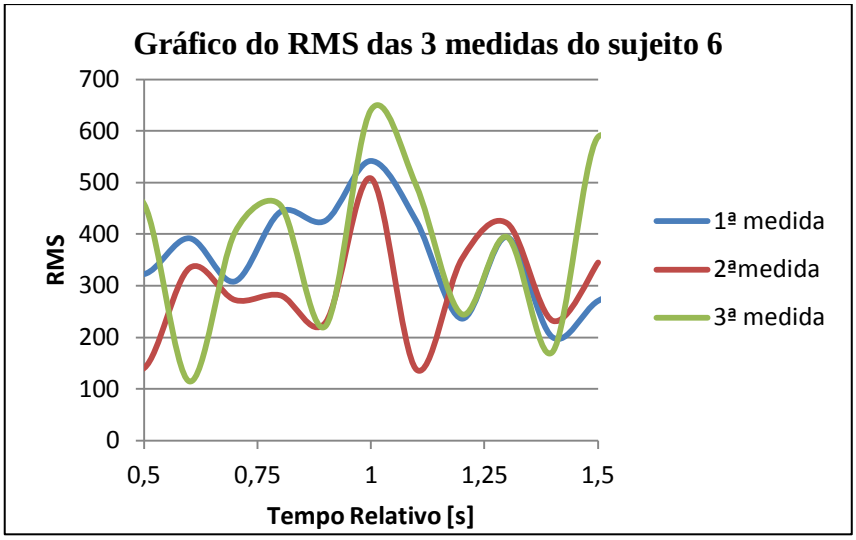
O valor do pico máximo de RMS na Figura 14 apresenta-se maior na 1ª medida da manobra realizada pelo sujeito 4, porém houve uma maior atividade muscular do braquiorradial na 3ª medida comparando com a 2ª, evidenciando que foram recrutadas mais unidades motoras no final em relação ao tempo médio de execução da manobra .

Figura 15 – RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 5



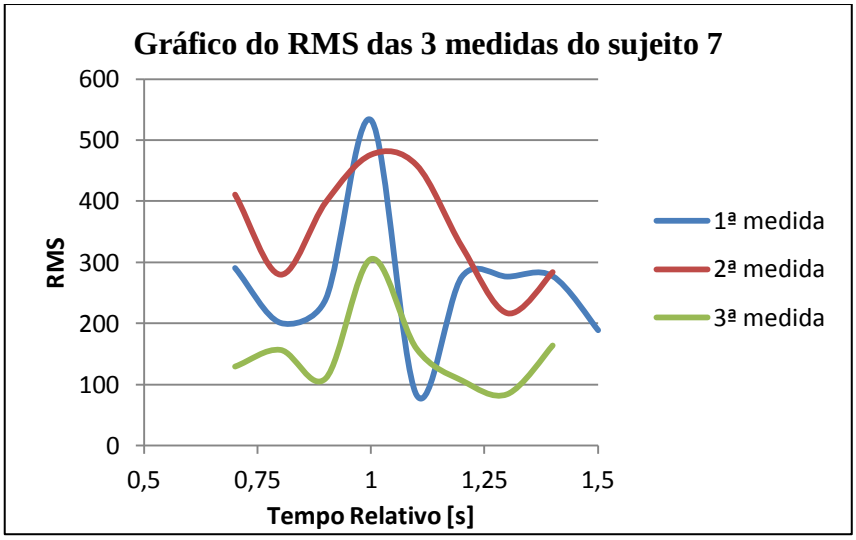
A Figura 15 mostra que a manobra realizada pelo sujeito 5 apresenta o valor do pico máximo de RMS maior na 3ª medida comparando com o início (1ª medida) e com a 2ª medida. É possível inferir que mais fibras musculares foram ativadas ao longo da manobra para compensar a saturação daquelas que já estavam em ação.

Figura 16 – RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 6



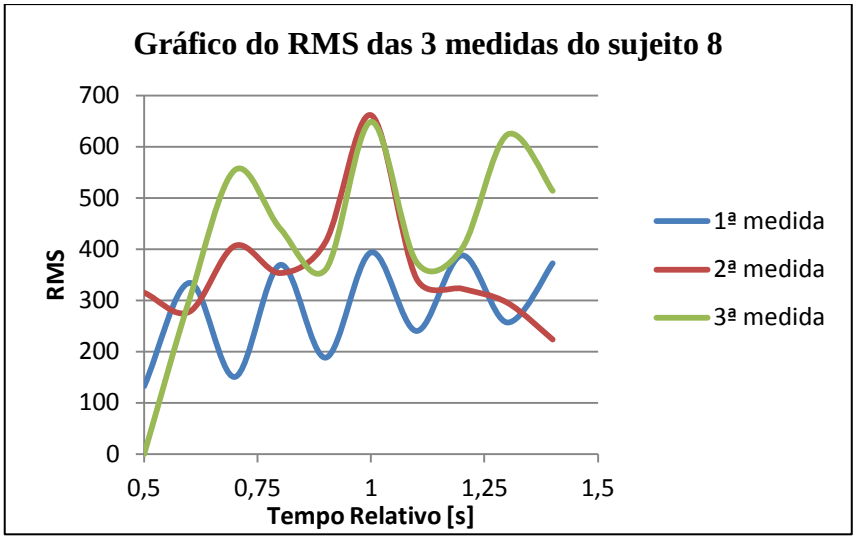
A Figura 16 relaciona-se à manobra realizada pelo sujeito 6 e observa-se uma maior intensidade da ação muscular do braquiorradial na 3ª medida comparando com o início da técnica. Nota-se, ainda, uma queda do valor do RMS da 2ª medida em relação à 1ª medida.

Figura 17 – RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 7



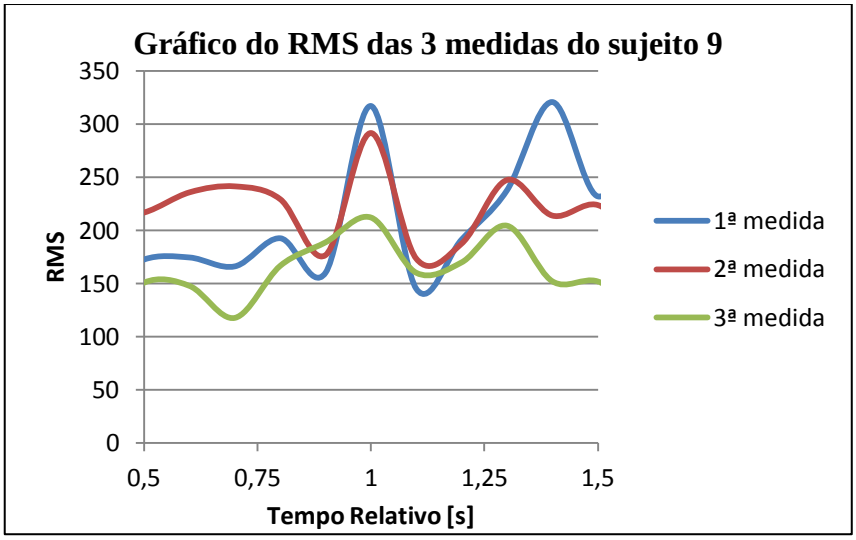
Na Figura 17, o valor do RMS na 3ª medida mostra-se menor em relação às duas medidas anteriores, mostrando que as unidades motoras ativas diminuíram durante a realização da manobra. A 1ª medida apresentou o valor maior de RMS.

Figura 18– RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 8



A Figura 18 mostra que a manobra realizada pelo sujeito 8 apresenta uma atividade muscular do braquiorradial discretamente maior na 2ª medida comparando à 3ª medida e as fibras musculares foram mais recrutadas nas duas medidas finais do que no início da técnica.

Figura 19 – RMS x Tempo relativo (s) do sujeito 9



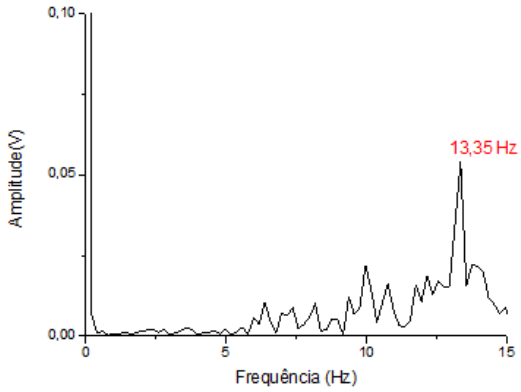
Na Figura 19 observa-se que o sujeito 9 apresenta um valor de RMS do músculo braquiorradial maior na 2ª medida em relação a 3ª medida. Mostra também que a ação muscular de tal músculo na 1ª medida se sobrepõe à 2ª medida, comparando as curvas no tempo relativo de 1 segundo.

4.2 RESULTADOS DA ACELEROMETRIA (FREQUÊNCIA)

Os sinais do acelerômetro coletados durante a manobra de vibração torácica manual na 1ª, 2ª e 3ª medidas foram armazenados no computador e posteriormente processados e analisados. Para análise foram utilizados softwares de planilha de dados Microsoft Excel e de processamento de sinais no OriginPro 8.5.1 (Microcal, Northampton, MA, USA), para o cálculo da frequência em Hertz (Hz) da aceleração.

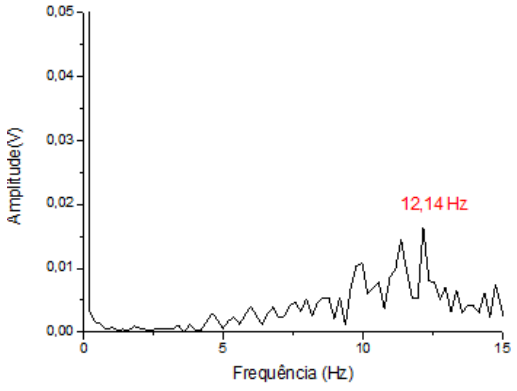
As Figuras de 20 a 25 mostram os gráficos da frequência versus amplitude, que caracterizam as frequências predominantes de vibração torácica para as 3 medições. Como forma de ilustração, foram selecionadas 3 figuras correspondentes as 3 medidas de 2 sujeitos. Os gráficos referentes aos outros 7 participantes apresentam as curvas com características semelhantes aos sujeitos 3 e 5.

Figura 20 - Frequência de Oscilação da Vibração Torácica versus Amplitude do sujeito 3



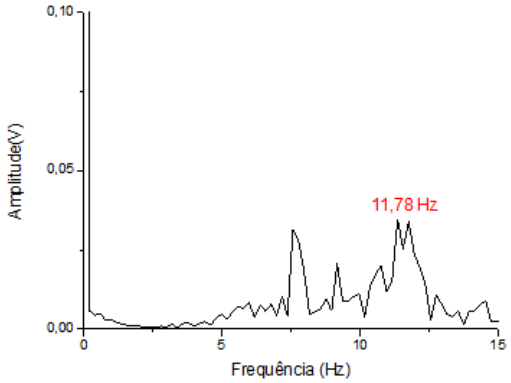
A Figura 20 mostra que o sujeito 3 apresentou uma frequência de 13,35 Hz durante a manobra vibração torácica manual na 1ª medida.

Figura 21 - Frequência de Oscilação da Vibração Torácica versus Amplitude do sujeito 3



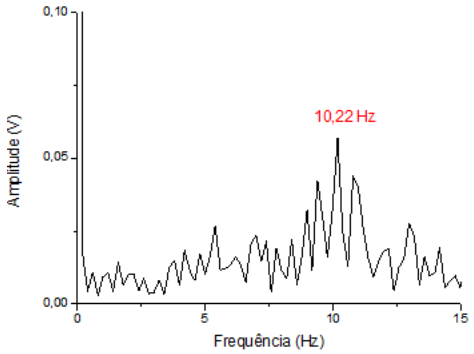
Na Figura 21 observa-se uma frequência de 12,14 Hz atingida pelo sujeito 3 na 2ª medida.

Figura 22 - Frequência de Oscilação da Vibração Torácica versus Amplitude sujeito 3



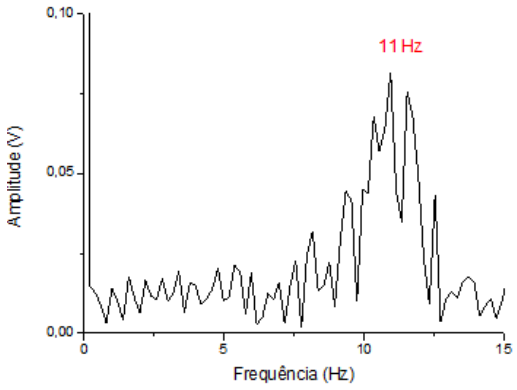
Observa-se na Figura 22 que o sujeito 3 apresentou uma frequência de 11,78 Hz na 3ª medida da vibração torácica manual.

Figura 23 - Frequência de Oscilação da Vibração Torácica versus Amplitude do sujeito 5



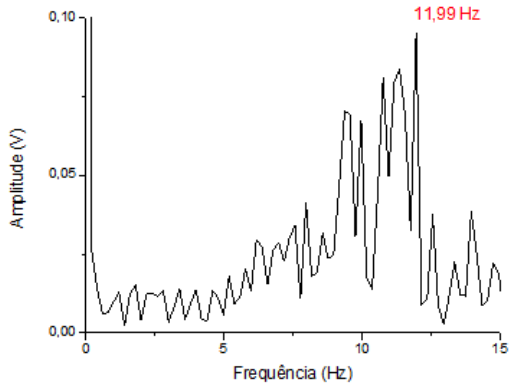
A frequência de 10,22 Hz ilustrada na Figura 23 foi atingida pelo sujeito 5 na 1ª medida da manobra de vibração torácica manual.

Figura 24 - Frequência de Oscilação da Vibração Torácica versus Amplitude do sujeito 5



Na 2ª medida da vibração torácica, conforme Figura 24, a frequência apresentada é de 11 Hz pelo sujeito 5.

Figura 25 - Frequência de Oscilação da Vibração Torácica versus Amplitude do sujeito 5



Na Figura 25, a frequência de 11,99 Hz foi registrada na 3ª medida da manobra de vibração torácica manual realizada pelo sujeito 5.

4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para comparação entre momentos diferenciados de realização da tarefa, foi aplicado Teste Estatístico não-paramétrico ANOVA de Friedman, utilizado para mais de duas comparações de variáveis dependentes, neste caso em 3 momentos diferentes: 1ª, 2ª e 3ª medidas da tarefa. As variáveis dependentes comparadas foram: Média de Amplitude da EMG do músculo braquiorradial, RMS da EMG, PSD da EMG, Frequência Mediana da EMG e Frequência de Oscilação da vibração.

Para comparação entre gêneros, aplicou-se o Teste Não-Paramétricos para comparação de duas amostras independentes U de Mann Whitney por meio do *software* IBM SPSS Statistics 20. As variáveis dependentes comparadas foram as mesmas acima citadas.

Para análises de correlação foi aplicado Teste Estatístico Não-Paramétrico de Spearman. As variáveis dependentes foram:

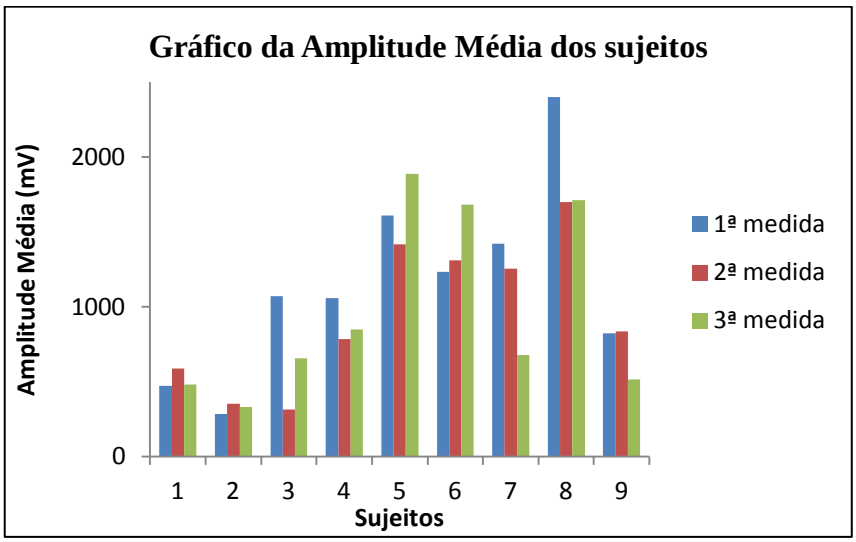
- Frequência de Oscilação de Vibração e Média de Amplitude da EMG;
- Frequência de Oscilação de Vibração e RMS da EMG;
- Frequência de Oscilação de Vibração e Frequência Mediana da EMG

Para todos os testes, adotou-se nível de significância de 5% ou $p<0,05$.

4.4 RESULTADOS DAS VARIÁVEIS TEMPORAL E ESPECTRAL

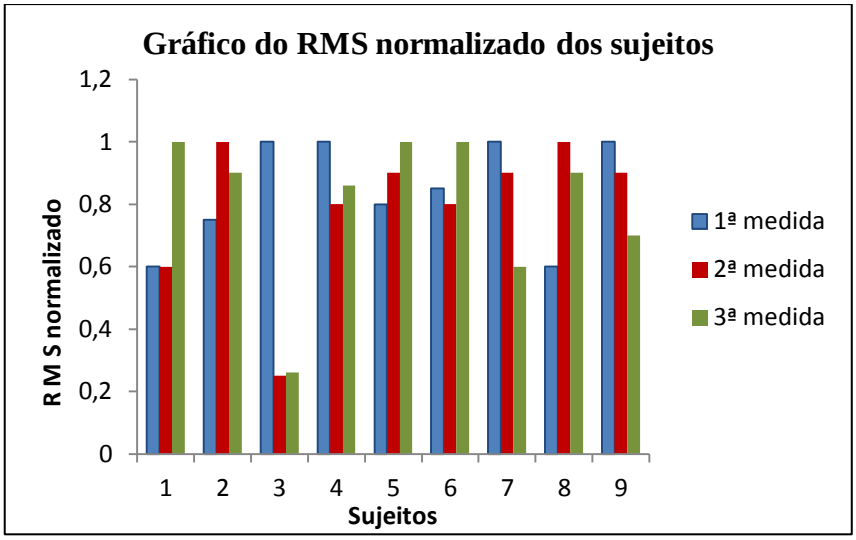
As Figuras de 26 a 29 representam as variáveis no domínio temporal, espectral e frequência de oscilação dos 9 sujeitos participantes da pesquisa.

Figura 26 – Resultado da Amplitude Média de cada sujeito da pesquisa



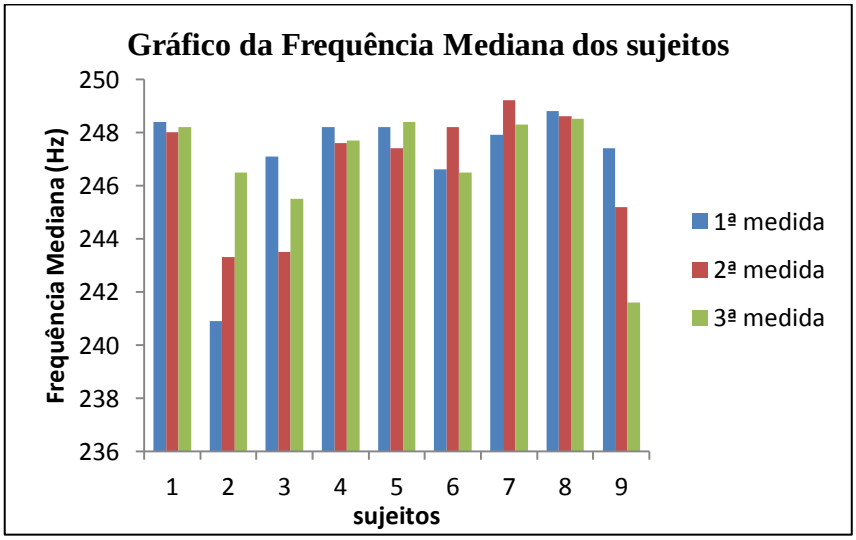
A amplitude média do sinal EMG observada na Figura 26 evidencia que apenas 3 sujeitos apresentaram um aumento dessa variável da 1ª para 3ª medida enquanto que 5 participantes tiveram um sinal com maior amplitude no início da manobra comparada com o final. Os testes mostram a falta de significância estatística na análise dessa variável nas 3 medidas da manobra.

Figura 27 – RMS normalizado dos sujeitos da pesquisa



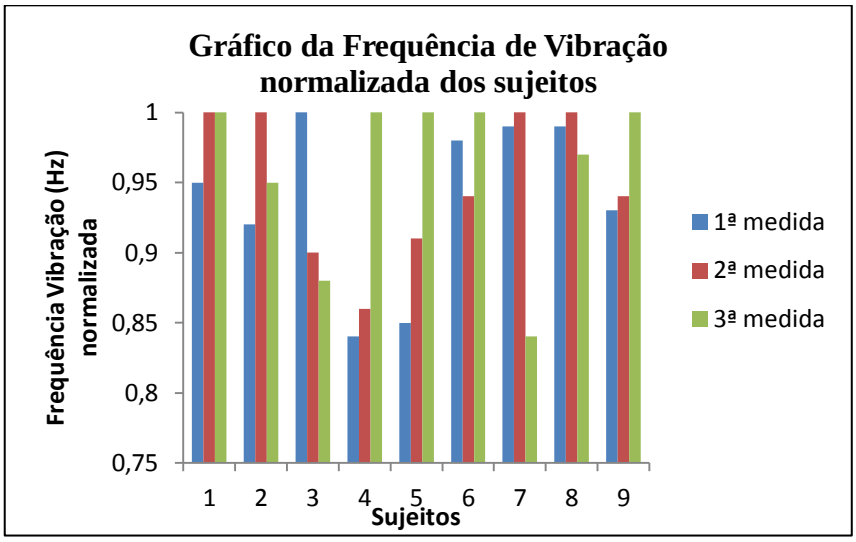
A Figura 27 mostra a porcentagem dos valores de pico do RMS dos 9 sujeitos da pesquisa. Observa-se que 4 indivíduos apresentaram maior valor de RMS na 1ª medida, 2 obtiveram aumento do RMS na 2ª medida e 3 com valores maiores na 3ª medida (final da manobra). A análise estatística demonstrou que não existe diferença estatisticamente significativa do valor de RMS nas 3 medidas comparadas para cada sujeito. ($p>0,05$).

Figura 28 – Resultado da Frequência Mediana dos 9 sujeitos do estudo



Na Figura 28 é possível observar que a frequência mediana diminuiu na 3ª medida em relação a 1ª ou a 2ª em 7 sujeitos porém, de acordo com a análise estatística, não houve diferença significativa ($p>0,05$) desses valores e, portanto, não ocorreu a fadiga muscular do braquiorradial durante a execução da tarefa analisada.

Figura 29 – Resultado da Frequência de Oscilação de Vibração dos 9 sujeitos



A Figura 29 apresenta os valores da frequência de oscilação normalizada da manobra de vibração torácica. Os valores referentes a 3ª medida diminuíram em relação a 2ª ou 1ª medida em 4 indivíduos e os demais participantes obtiveram um aumento da frequência de oscilação no final da manobra. Na análise estatística tais valores não foram significantes, comparando as 3 medidas de cada sujeito (p>0,05).

Tabela 2 - Valores Médios (M), desvio padrão (SD) do Domínio Temporal (amplitude média, RMS), do Domínio Espectral (PSD e Freq. Mediana) do músculo braquiorradial e acelerômetro (vibração) nas 3 medidas da Manobra de Vibração Torácica

	1ª Medida		2ª Medida		3ª Medida		*df*	X²	Sig. Assint.
	M	*SD*	*M*	*SD*	*M*	*SD*			
Domínio Temporal									
Amplitude Média (mv)	6,0	1,3	5,9	1,3	6,3	1,4	2	1,556	0,456
RMS (mv)	269,6	130,2	223,9	115,4	224,7	125,4	2	2,000	0,368
Domínio Espectral									
PSD (s. unid)	71,03	32,2	65,9	29,4	52,5	27,5	2	3,556	0,169
Freq. Mediana (Hz)	247,0	2,4	246,7	2,2	246,8	2,2	2	3,556	0,169
Acelerômetro									
Vibração (Hz)	12,13	2,8	12,30	2,8	12,38	2,8	2	2,667	0,264

Através desses dados da Tabela 2, pode-se observar a falta de significância estatística entre os valores obtidos no domínio temporal (amplitude média, RMS), no domínio espectral

(PSD, freq. mediana) e acelerômetro referentes a 1ª, 2ª e 3ª medidas de cada um dos 9 sujeitos do estudo.

O teste de correlação de Spearman (Anexo F) foi aplicado entre amplitude, RMS, frequência mediana e frequência de oscilação de vibração de cada uma das três medidas. Os parâmetros correlacionados não apresentaram diferença estatisticamente significativa.

Para comparação entre o sexo masculino e feminino foi aplicado o teste não-paramétrico de Mann Whitney (Anexo E). Pode-se observar a falta de significância estatística entre os valores de RMS, amplitude máxima do sinal eletromiográfico, PSD, frequência mediana e a frequência de oscilação da técnica de vibração torácica comparados entre os dois gêneros.

A técnica de vibração é realizada pela ação da musculatura dos membros superiores e geralmente os indivíduos do sexo masculino tem massa muscular maior em relação ao sexo feminino. A falta de significância ocorreu pois a manobra de vibração não requer força e sim uma contração isométrica do ombro e braços para promover a vibração. Além disso, a diferença não foi estatisticamente significativa entre os gêneros devido ao número da amostra ser pequena, ou seja, 3 do sexo masculino e 6 do sexo feminino.

De acordo com Cerqueira Neto (2006), existe uma grande dificuldade na aplicação da manobra de vibração. Primeiramente relacionada a um carácter físico, ou seja, a manutenção das vibrações na frequência eficaz, que é próximo de 13 Hz, para amplificar a frequência dos cílios vibráveis e, consequentemente, aumentar a amplitude dos movimentos ciliares no tempo adequado. Além disso, existem os limites da parede torácica na transmissão das vibrações a um órgão preenchido por ar e que pode sofrer mais alterações decorrentes de patologias pulmonares.

Quando se comparam as frequências de vibração entre os sujeitos, pode-se observar que houve falta de significância entre os valores obtidos. A manobra de vibração torácica foi realizada em um boneco de ressuscitação, portanto a complacência do tórax foi a mesma do início ao final do procedimento. Isso fez com que os fisioterapeutas não alterassem o padrão de execução da técnica. A resistência torácica foi mantida, mas 100% dos participantes relataram verbalmente que 16 minutos de manobra foi considerado exaustivo.

Apesar disso, pode-se constatar que a média da frequência de vibração dos profissionais foi de 12.3 Hz, valor recomendado para alcançar os objetivos do tratamento citado na literatura que foi de 12 Hz (BERTOLETTI, 2007). Irwin e Tecklin (2003) relatam frequências de 12 a 20 Hz para vibração manual e Pávia (1990) de 12 a 16 Hz.

Os estudos encontrados em relação a vibração torácica manual não especificam o músculo que age na realização da manobra. As citações referem-se a contração isométrica do membro superior como um todo ou partes deste como ombro, braço ou antebraço.

Singer (1994) descreve que a vibração é proporcionada pela contração isométrica dos músculos do antebraço. Após a realização de vários testes para esta pesquisa, com os diferentes músculos deste segmento, optou-se pela análise do músculo braquiorradial, visto que é um músculo de maior ação no antebraço na manobra de vibração torácica. Porém, não houve diferença estatisticamente significativa nos parâmetros do domínio temporal e espectral analisados. O músculo não apresentou aumento da atividade muscular ao longo do procedimento comprovado pelo valor de RMS que não aumentou. E, a frequência mediana não diminuiu evidenciando que não houve fadiga.

Segundo Konrad (2005) quando há fadiga muscular a amplitude aumenta devido ao recrutamento das unidades motoras e a frequência mediana diminui porque a velocidade de condução do potencial de ação na membrana muscular é reduzida. A análise desses resultados permite inferir que o músculo estudado não é o agonista do movimento e possivelmente tem uma ação sinergista.

Na comparação dos valores de RMS observou-se que não houve uma diferença estatisticamente significativa demonstrando que o número e/ou o tamanho das unidades motoras recrutadas durante a vibração não ficaram saturadas a ponto de proporcionar uma alteração no estado fisiológico do músculo analisado. E, ainda, a frequência de descargas eletrofisiológicas das unidades motoras foram menores, pois tais fibras não foram as mais requisitadas comprovadas pelos valores de RMS e frequência mediana que não sofreram diferenças estatisticamente significativas.

Uma outra questão que possa ter interferido na atividade muscular do braquiorradial é a postura do fisioterapeuta em relação ao boneco. Todos foram orientados quanto ao posicionamento ao lado da maca e a disposição das mãos no tórax do boneco, porém a estatura dos profissionais eram diferentes, dificultando um ângulo de aproximadamente 120° do cotovelo que é a angulação em que o músculo estudado tem a maior ação no movimento (HAMILL, 2008). Isso pode ter comprometido a técnica de vibração torácica, principalmente naqueles com estaturas menores, devido à posição dos membros superiores ser essencial para a realização da técnica. Pode ser que, se os testes forem aplicados com adaptação para um melhor posicionamento para cada fisioterapeuta, os resultados possam ser diferentes em relação ao músculo estudado.

Nesta temática, Irwin (2003) descreve a manobra de vibração como sendo uma contração isométrica do ombro e membro superior, e isso permite que outros músculos possam ser avaliados, como por exemplo, o tríceps braquial.

5 CONCLUSÃO

Quanto a frequência de vibração, não houve alterações significativas entre as três medidas analisadas. A média da frequência de vibração neste trabalho foi de 12,3 Hz, valor próximo a média dos valores recomendados na literatura, que proporciona o aumento da velocidade dos movimentos ciliares e permite a mobilização das secreções pulmonares. Porém, para caracterizar como uma manobra eficaz, além da análise da frequência seria necessário associar avaliação de outros parâmetros como quantidade de secreção eliminada, análise de variáveis fisiológicas relacionadas a saturação de oxigênio e frequência respiratória.

O músculo braquiorradial envolvido neste estudo não apresentou alterações nos sinais eletromiográficos e não mostrou indícios de fadiga muscular, de acordo com os parâmetros analisados. Conclui-se, portanto, que o braquiorradial não é um músculo agonista do movimento. Os resultados sugerem que novos estudos analisem outros músculos do braço, para que se possa comparar a atividade muscular e/ou presença de fadiga na execução da tarefa. Assim como a utilização de uma amostra mais ampla e avaliação da manobra em um maior número de vezes no mesmo dia pode fornecer resultados mais significativos quanto a fadiga e sinais da atividade muscular. Dessa forma, é possível uma avaliação mais próxima da realidade da prática fisioterápica visto que normalmente o profissional realiza vários atendimentos e executa um maior número de manobras tendo mais propensão a desenvolver fadiga.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ASCENSÃO, A.; MAGALHÃES, J.; OLIVEIRA,J.; DUARTE, J.; SOARES, J. **Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica**. Revista Portuguesa de Ciências do Desporto, 2003, vol. 3, nº 1, p. 108–123

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C.J. **EMG signal amplitude and force. In:_. Muscles alive- Their functions revealed by electromyography.** USA: 5ª th ed. Williams & Wilkins: Baltimore, 1985, p. 187-222a.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C.J. **Muscle fatigue and time- Dependent parameters of the surface EMG signal. In:_. Muscles alive- Their functions revealed by electromyography.** USA: 5ª th ed. Williams & Wilkins: Baltimore, 1985, p. 201-222b.

BERNEY, S.; DENEHY, L. **A comparison of the effects of manual and ventilator hyperinflation static lung compliance and sputum production in intubated and ventilated intensive care patients**. Physiother Resp Int., 2002 , 7:100-108.

BERTOLETTI, M. **Avaliação da Manobra Fisioterapêutica de Vibração Torácica**. 2007. 75f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

BURDEN, A.; BARTLETT, R. **Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and newmethods.** Medical Engeneering & Physics, 1999, 21: 247-257.

BURDEN A. **How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research.** Journal of Electromyography and Kinesiology, 2010, Vol 20(6), Pages 1023–1035.

CERQUEIRA NETO, M.L.; **Efeito das manobras fisioterapêuticas respiratórias sobre a hemodinâmica cerebral.** 85f. Dissertação de Pós-Graduação em Medicina Interna da Universidade do Paraná, Curitiba, 2006.

CIFREK M.; MEDVED V.; TONKOVI´S.; OSTOJIC,S. **Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics**. Clinical Biomechanics, 2009, (24) 327–340.

CHAFFIN, D.A *et al*. **Occupation Biomechanics.** 3ª rd ed. Jonh Wiley ;Sons: Canada: 1999, 150p.

COSTA, D.; Capítulo 3 – **Recursos Manuais da Fisioterapia Respiratória IN:** ***Fisioterapia Respiratória Básica,*** 1ª Edição, Editora Atheneu, SP, 2004, 50.

COSTA, D.; Capítulo 5 – **Cinesioterapia, Reeducação Funcional Respiratória e Reabilitação IN:** ***Fisioterapia Respiratória Básica***, 1ª Edição, Editora Atheneu, SP, 2004, 71 - 75.

CRAM, J. R.; **The history of surface of electromyography.** Applied Psychophysiology and Biofeedback, 2003, Vol 28(2).

DELSYS. Neuromuscular Research Center. Boston University. Disponível em <http://www.delsys.com/library/papers>. Acesso em: 15 abril 2012.

DE LUCA, C.J, **The use of surface electromyography in biomechanics**.Journal of Applies Biomechanics, Champaign, 1997, v.13, p. 135-163.

DISSELHORST-KLUG, C.; SCHMITZ-RODE, T.; GÜNTER, R. **Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG–force relationship and new approaches for applications.** Clinical Biomechanics, 2009, (24) 225–235.

DULFANO, M.J.; LUK, C.K.; BECKAGE, M. *et al*; **Ciliary beat frequency in human respiratory explants, American Review of Respiratory Diasease**, 1981, vol. 123, 139-140.

ELKINS, MR, JONES A, VAN DER SCHANS C**. Positive expiratory pressure physiotherapy for airways clearance in people with cystic fibrosis IN: The Cochrane Library,** 2004, Issue 1. Chichester: Wiley.

ENOKA, R.M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia.** São Paulo, 2000, ed. Manole.

ENOKA, R.M.; STUART, D.G**. Neurobiology of muscle fatigue**. Journal App. Physio. 1992, vº 72 (5), p. 1631-1648.

FERNANDES, J. **Segurança nas Vibrações sobre o Corpo Humano**. Disponível em <http://wwwp.feb.unesp.br/jcandido. 2000> . Acesso em: 18 out. 2011.

FIGUEIREDO, L.J., GAFANIZ, A.R., LOPES, G.S., PEREIRA, R. Aplicações de Acelerômetro. Instrumentação e Aquisição de Acelerômetros, 2007, Portugal.

FORTI, F. **Análise do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos, tipo de eletrodos, ângulos articulares e intensidade de contração**. 2005. 146f. Dissertação de mestrado da Universidade Metodista de Piracicaba, Piracicaba.

FUJIE T. TOJO N.; INASE, N. ; NARA, N.; HOMMA, I., B., YASUYUKI, Y. **Effect of chest wall vibration on dyspnea during exercise in chronic obstructive pulmonary disease**, Respiratory Physiology & Neurobiology, 2002, (130): 305–316

GARATACHEA, N., TORRES LUQUE, G., GONZÁLES GALLEGO, J. **Physical activity and energy expenditure measurements using accelerometers in older adults,** Nutr. Hosp., apr. 2010, vol. 25, p. 224-230.

GOMES, M. V.; CAMILIS, L. F.; VIANNA A.; NAEUL, F. E. **Medicina Intensiva Cardiopulmonar**, edição, 2002, Editora Revinter, RJ, p. 267-272.

GONÇALVES, M. **Eletromiografia e a identificação da fadiga muscular**. Rev. Bras. Educ. Fís. Esp., São Paulo, 2006. vol. 20, p. 91-93.

GUYTON, A. C. ; HALL, J. E.; Capítulo 37 – **Ventilação Pulmonar IN:** ***Tratado de Fisiologia Médica,*** 9ª edição, Editora Guanabara Koogan S.A., RJ, 1997.

HAMILL, J.; KATHLEEN, M.K. Bases Biomecânicas do movimento humano, 2ª edição, Editora Manole, SP, 2008.

HERMENS, H.J.*et al*. **Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures**. JournalElectroyogrKinesiol. 2000. vol. 10 (5), 361-74 p.

HERMENS, H.J.*et al*. SENIAM: European recommendations surface electromyography. Roessingh Research and development, 1999.

IRWIN, S.; TECKLIN, J. S.; Capítulo 20 – **Fisioterapia em Pacientes com Problemas Cardíacos, torácicos ou abdominais após cirurgia ou trauma IN:** ***Fisioterapia Cardiopulmonar***, 3ª edição, Editora Manole Ltda, SP, 2003, 506 – 507 e 308.

KNOBEL, E.; **Condutas no Paciente Grave,** 2ª edição, editora Atheneu, SP, 1994, 278-279.

KONRAD, P. **The ABC of EMG. A practical introduction of kinesiological electromyography.** Noraxon Inc. USA. 2005.

LEHMAN, G. J.; MCGILL, S.M. **The Importance of Normalization in the Interpretation of Surface Electromyography: A Proof of Principle.** Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 1999, Volume 22(7): 444-446.

LIEBANO, R.E.; HASSEN, A. M. S.; RACY, H.H.M.J.; CORRÊA, J.B.; **Principais manobras cinesioterapêuticas manuais utilizadas na fisioterapia respiratória: descrição das técnicas.** Rev. Ciênc. Méd., Campinas, jan./fev., 2009, 18(1):35-45.

MARCHETTI, P.H; DUARTE, M. **Instrumentação em eletromiografia**. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte. Universidade de São Paulo. Av. Prof. Mello de Moraes, 65, 05508-030, São Paulo. SP, 2006, 16-20 p.

MATTA, T.T.; PERINI, T. A.; OLIVEIRA, G. L.; ORNELLAS, J. S.; LOUZADA, A. A.; MAGALHÃES, J.; IMBIRIBA, L.A.; GARCIA, M.A.C.; **Interpretação dos mecanismos de gradação da força muscular através da acelerometria.** Rev Bras Med Esporte , Set/Out, 2005, Vol. 11(5), 306-310.

MC CARREN, B.; ALISON, J.A; HERBERT, R.D.; **Vibration and its effect on the respiratory system,** Australian Journal of Physiotherapy, 2006, 39-43.

MERLETTI, R.; RAINOLDI, A.; FARINA, D., 2004. **Myoelectric manifestations of muscle fatigue.** In: Merletti, R., Parker, P. (Eds.), Electromyography – Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications, first ed. John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, pp. 233–258.

MERLETTI R, LO CONTE LR, ORIZIO C. **Indices of muscle fatigue**. J Electromyogr Kinesi, 1991, vol. 1:20-26.

MERLETTI R, ROY SH. **Myoelectric manifestations of muscle fatigue: a simulation study**. 1996, 11th Int. Congr. ISEK, Enschede, pp 176–177.

MORAES, K. J. R.; CUNHA, R. A.; LINS, O. G.; CUNHA, D. A.; SILVA, H. J.; **Eletromiografia de Superfície: Padronização da Técnica,** Neurobiologia, 2010, 73(3), p151-158.

NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

PAVIA, D.; The Role of Chest Physiotherapy in Mucus hypersecretion. IN: Lung, (1990), Suppl: 614 - 621.

PRYOR, J. A., WEBBER, B. A.; Capítulo 8 – **Técnicas Fisioterápicas IN:** ***Fisioterapia para Problemas Respiratórios e Cardíacos***, 2ª edição, Editora Guananbara Koogan S.A., RJ, 2002, 107.

RAINOLDI A. B.; G. MELCHIORRI B. C.;. CARUSO, B. C. **A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles.** Journal of Neurosciences Methods, 2004, v.134, p. 37-43.

ROBINSON, A. **Estudo clínico eletrofisiológico.** In: Robinson, A.J., Snyder- Mackler. L, Eletrofisiologia clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico. 2ª. ed. Artmed: Porto Alegre, 2002, p. 320-329.

SANTOS, M.C.A.; SEMEGHUINI, T.A.; AZEVEDO, F.M.; COLUGNATI, D.B.; FILHO, R.F.N.; ALVES, N.; ARIDA, R.M. **Análise da Fadiga Muscular Localizada em Atletas e Sedentários Através de Parâmetros de Freqüência do Sinal Eletromiográfio.** Rev Bras Med Esporte – Nov/Dez, 2008, Vol. 14(6): 510-512.

SARMENTO, G.J.V., **Fisioterapia Respiratória no Paciente Crítico – Rotinas Clínicas** 2005, 1ª edição, Ed Manole.

SCANLAN, C. L.; WILKINS, R. L.; STOLLER, J. K.; Capítulo 36 - **Terapia IN:** ***Fundamentos da Terapia Respiratória de Egan,*** 7ª edição, Editora Manole, SP, 2000, 818-829.

SHANNON, H.; STIGER, R.; GREGSON, R. STOCKS, J.; MAIN, E. **Effect of chest wall vibration timing on peak expiratory flow and inspiratory pressure in a mechanically ventilated lung model.** Physiotherapy 2010; 96: 344–349.

SHANNON, H; GREGSON R; STOCKS J; COLE T; MAIN E. **Repeatability of physiotherapy chest wall vibrations applied to spontaneously breathing adults.** Physiotherapy 2009; 95:36–42.

SINGER, M.; VERMAAT, J.; HALL, G. *et al.* **Hemodynamic effects of manual hyperinflation in critically ill mechanically ventilated patients.** Chest 1994; 106:1182-1187.

SOBOTTA, J. **Atlas de Anatomia Humana.** Vol.2, 2000, ed Guanabara Koogan SA.

SPENCE, A.P.; Capítulo 19 – **Sistema Respiratório IN:** ***Anatomia Humana Básica***, 2ª edição, Editora Manole Ltda, SP, 1991, 521 – 532.

SILVA, S.R. D & GONÇALVES, M. **Análise da fadiga muscular pela amplitude do sinal eletromiográfico.** Rev. Bras. Ci e Mov. Brasília, 2003,v.11, suppl. 3, 15-20.

SODEBERG, G.L.; COOK, T.M. **Electromyography in biomechanics.** Phys Ther, 1984, vol. 64(12): 1813-1820.

SODEBERG, G.L.; KNUSTON, L.M. **A guide for use and interpretation of kinesiology electromyographic data.** Phys Ther, 2000, vol.80(5): 485-498.

STEGEMAN, D.F.; BLOK, J.H.; HERMENS, H.J.; ROELEVELD, K. **Surface EMG models: properties and applications.** Journal of Electromyography and Kinesiology 10 (2000), p. 313–326.

SULLIVAN, S.B.O; SCHMITZ, T. J.; Capítulo 15 – **Disfunção Pulmonar Crônica IN:** ***Fisioterapia Avaliação e Tratamento,*** 4ª edição, Editora Manole Ltda, SP. 2004, p. 446 – 461.

TORTORA, G. J.; Capítulo 18 - **Sistema Respiratório IN:** ***Corpo Humano Fundamento de Anatomia e Fisiologia***, 4a edição, Editora Artmed, SP, 1997, 411 – 420.

TURKER, K.S. **Elestromyography: some methodological problems and issues.** Phys Ther, 1993, V.73, n.10, p. 698-710.

ULTRA, R. B.; Capitulo 11 – **Manobras Fisioterapêuticas na UTI IN*: Fisioterapia Intensiva,*** 1ª edição, Cultura Médica, RJ, 2008. p. 180-181.

VOLLESTAD, N.K. **Measurement of human muscle fatigue.** J. Neurosci. Meth. 1997, 74(2): 219–227.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2ª. Jonh Wiley & Sons: Waterloo: 1990.10p.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2ª. Jonh Wiley & Sons: Waterloo: 1990.191-210p.

WINTER, D.A. **Biomechanics of human movement.** 1ª Jonh Wiley & Sons: Waterloo: 1979. 8p.

WONG W. P., *eT al*. **Hemodinamic and ventilator effects of manual respiratory techniques of chest clapping, vibration, and shaking in an animal model.** Journal of Applied Physiology 2003; 95:991-98.

ANEXO A – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

"FACULDADE DE CIÊNCIAS
CAMPUS DE BAURU/ UNESP -
""JÚLIO DE MESQUITA

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ANÁLISE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO E ACELEROMETRIA NA MANOBRA FISIOTERÁPICA DE VIBRAÇÃO TORÁCICA MANUAL

Pesquisador: GIOVANA CRISTINA ROSA SAAVEDRA

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 16706013.3.0000.5398

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 430.773

Data da Relatoria: 18/10/2013

ANEXO B - CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA

A presente pesquisa tem pôr objetivo analisar e mensurar a frequência de vibração torácica e a atividade elétrica do músculo braquiorradial. A técnica, que consiste em um recurso de fisioterapia respiratória, realizada como uma manobra de desobstrução brônquica, onde o fisioterapeuta realiza uma pressão intermitente sobre a parede do tórax durante a expiração do sujeito, através de contrações isométricas repetidas do ombro e membros superiores. O fisioterapeuta inicia a vibração no tórax do boneco de ressuscitação de aproximadamente 2 segundos cada manobra representando o tempo de expiração em um ciclo respiratório por um período de 16 minutos. A coleta de dados para o presente estudo será feita através da monitorização de sujeitos com sensores (acelerômetros) como captador de sinal e eletromiografia com a fixação de eletrodos na região do músculo braquiorradial e punho do membro superior dominante. Será garantido sigilo absoluto sobre o nome do sujeito submetido à pesquisa, bem como dos seus dados pessoais. O sujeito da pesquisa tem o direito de pedir mais esclarecimentos durante o decorrer da pesquisa. A divulgação da pesquisa terá finalidade científica, esperando contribuir para um maior conhecimento do tema estudado. Aos sujeitos participantes da pesquisa cabe o direito de desistir do estudo a qualquer momento, sem prejuízo algum.

Os dados coletados serão utilizados na dissertação de mestrado da pesquisadora Giovana Cristina Rosa Saavedra, aluna pertencente a UNESP – Universidade Estadual Paulista, Campus de Guaratinguetá.

Giovana Cristina Rosa Saavedra	Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão
(pesquisadora)	(Orientador)

ANEXO C - TERMO DE CONSENTIMENTO DO FISIOTERAPEUTA

Eu _____, RG:_____, SEXO:_____, CPF: _____, idade: _____, Crefito _____ sujeito de pesquisa, após a leitura e explicação de uma CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA (ANEXO B) Pelo presente instrumento, que atende às exigências legais, o (a) senhor (a) , ciente da técnica de vibração torácica ao qual irá realizar, não restando quaisquer dúvidas a respeito do lido e explicado, firma seu CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO de concordância voluntária em participar da pesquisa proposta.

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

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

Guaratinguetá,_____ de _____ de 2013

_____

Assinatura do fisioterapeuta da pesquisa

ANEXO D – TESTE ANOVA FRIEDMAN

TESTE NÃO PARAMETRICO : ANOVA DE FRIEDMAN DAS AMPLITUDES COMPARADAS ENTRE OS MOMENTOS Friedman Test

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
AMPLITUDE T 1ª	1,78
AMPLITUDE T 2ª	1,89
AMPLITUDE T 3ª	2,33

Test Statistics[a]

N	9
Chi-Square	1,556
Df	2
Asymp. Sig.	**,459**

a. Friedman Test

TESTE NÃO PARAMETRICO : ANOVA DE FRIEDMAN DOS RMS COMPARADOS ENTRE OS MOMENTOS [Conjunto_de_dados1]

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
RMS 1ª	2,00
RMS 2ª	1,67
RMS 3ª	2,33

Test Statistics[a]

N	9
Chi-Square	2,000
Df	2
Asymp. Sig.	**,368**

Test Statistics[a]

N	9
Chi-Square	2,000
Df	2
Asymp. Sig.	**,368**

a. Friedman Test

TESTE NÃO PARAMETRICO : ANOVA DE FRIEDMAN DAS PSDs COMPARADAS ENTRE OS MOMENTOS Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
PSD 1ª	2,44
PSD 2ª	2,00
PSD 3ª	1,56

Test Statistics[a]

N	9
Chi-Square	3,556
Df	2
Asymp. Sig.	**,169**

a. Friedman Test

TESTE NÃO PARAMETRICO : ANOVA DE FRIEDMAN DAS FREQ. MEDIANAS COMPARADAS ENTRE OS [Conjunto_de_dados1]

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
FREQ. MEDIANA 1ª	1,56
FREQ. MEDIANA 2ª	2,00
FREQ. MEDIANA 3ª	2,44

Test Statistics[a]

N	9
Chi-Square	3,556
Df	2
Asymp. Sig.	**,169**

a. Friedman Test

TESTE NÃO PARAMETRICO : ANOVA DE FRIEDMAN DAS VIBRAÇÕES COMPARADAS
ENTRE OS MOMENTOS DIFERENTES - $X^2 = 2,667$; p= 0,264
[Conjunto_de_dados1]

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
ACELERÔMETRO 1ª	1,56
ACELERÔMETRO 2ª	2,22
ACELERÔMETRO 3ª	2,22

ANEXO E - TESTE NÃO-PARAMÉTRICO DE MANN WHITNEY

TESTE NÃO PARAMÉTRICO DE MANN WHITNEY PARA DUAS AMOSTRAS - PARA 2 AMOSTRAS DE GRUPOS DIFERENTES

Ranks

	SUJEITOS	N	Mean Rank	Sum of Ranks
	1	3	6,67	20,00
RMS1º	2	6	4,17	25,00
	Total	9		
	1	3	7,33	22,00
RMS8º	2	6	3,83	23,00
	Total	9		
	1	3	6,33	19,00
RMS16º	2	6	4,33	26,00
	Total	9		
	1	3	5,33	16,00
PSD 1º	2	6	4,83	29,00
	Total	9		
	1	3	5,33	16,00
PSD 8º	2	6	4,83	29,00
	Total	9		
	1	3	7,00	21,00
FMNA 1º	2	6	4,00	24,00
	Total	9		
	1	3	7,33	22,00
FMNA. 8º	2	6	3,83	23,00
	Total	9		
	1	3	5,33	16,00
ACEL 1°	2	6	4,83	29,00
	Total	9		
	1	3	5,33	16,00
ACEL 8°	2	6	4,83	29,00
	Total	9		
	1	3	5,00	15,00
ACEL 16º	2	6	5,00	30,00
	Total	9		

Test Statistics[a]

	RMS1[a]	RMS2[a]	RMS3[a]	PSD 1[a]	PSD 2[a]	FMNA 1[a]
Mann-Whitney U	4,000	2,000	5,000	8,000	8,000	3,000
Wilcoxon W	25,000	23,000	26,000	29,000	29,000	24,000
Z	-1,291	-1,807	-1,033	-,258	-,258	-1,556
Asymp. Sig. (2-tailed)	,197	,071	,302	,796	,796	,120
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,262[b]	,095[b]	,381[b]	,905[b]	,905[b]	,167[b]

Test Statistics[a]

	PSD3[a]	FMNA 3[ao]
	8,000	3,000
	29,000	24,000
	-,258	-1,556
	,796	,120
	,905[b]	,167[b]

Test Statistics[a]

	FMNA.2[a]	ACEL 1[a]	ACEL 2[a]	ACEL 3[a]
Mann-Whitney U	2,000	8,000	8,000	9,000
Wilcoxon W	23,000	29,000	29,000	30,000
Z	-1,807	-,258	-,258	,000
Asymp. Sig. (2-tailed)	,071	,796	,796	1,000
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,095[b]	,905[b]	,905[b]	1,000[b]

a. Grouping Variable: SUJEITOS

b. Not corrected for ties.

ANEXO F – TABELAS CORRELAÇÃO SPEARMAN

			AMPLIT.	AMPLIT.	AMPLIT.	RMS AMPLIT.	RMS aMPLIT.1	RMS AMPLIT	PSD
pearman's rho	AMPLIT. MEDIA 1ª	Correlation Coefficient	1,000	,733*	,917**	,600	,283	,600	-,628
		Sig.	.	,025	,001	,088	,460	,088	,070
		N	9	9	9	9	9	9	9
	AMPLIT. MEDIA 2ª	Correlation Coefficient	,733*	1,000	,683*	,600	-,100	,267	-,452
		Sig.	,025	.	,042	,088	,798	,488	,222
		N	9	9	9	9	9	9	9
	AMPLIT. MEDIA 3ª	Correlation Coefficient	,917**	,683*	1,000	,517	,283	,733*	-,561
		Sig.	,001	,042	.	,154	,460	,025	,116
		N	9	9	9	9	9	9	9
	RMS AMPLIT. 1º	Correlation Coefficient	,600	,600	,517	1,000	,167	,667*	-,075
		Sig.	,088	,088	,154	.	,668	,050	,847
		N	9	9	9	9	9	9	9
	RMS AMPLIT. 2ª	Correlation Coefficient	,283	-,100	,283	,167	1,000	,500	,285
		Sig.	,460	,798	,460	,668	.	,170	,458
		N	9	9	9	9	9	9	9
	RMS AMPLIT. 3ª	Correlation Coefficient	,600	,267	,733*	,667*	,500	1,000	-,042
		Sig.	,088	,488	,025	,050	,170	.	,915
		N	9	9	9	9	9	9	9
	PSD 1	Correlation Coefficient	-,628	-,452	-,561	-,075	,285	-,042	1,000
		Sig.	,070	,222	,116	,847	,458	,915	.
		N	9	9	9	9	9	9	9

			PSD 2ª	PSD 3ª	FREQ.	FREQ. MEDIANA.	FREQ. MEDIANA	ACEL1	ACEL2	ACEL3
Spearman's rho	AMPLIT. MEDIA 1ª	Correlation Coefficient	-,033	-,583	,650	,033	,583	,350	,450	,317
		Sig.	,932	,099	,058	,932	,099	,356	,224	,406
		N	9	9	9	9	9	9	9	9
	AMPLIT. MEDIA 2ª	Correlation Coefficient	-,183	-,400	,467	,183	,400	,250	,300	,217
		Sig.	,637	,286	,205	,637	,286	,516	,433	,576
		N	9	9	9	9	9	9	9	9
	AMPLIT. MEDIA 3ª	Correlation Coefficient	,083	-,600	,600	-,083	,600	,317	,417	,317
		Sig.	,831	,088	,088	,831	,088	,406	,265	,406
		N	9	9	9	9	9	9	9	9
	RMS AMPLIT. 1ª	Correlation Coefficient	,133	,117	,083	-,133	-,117	,067	,117	,317
		Sig.	,732	,765	,831	,732	,765	,865	,765	,406
		N	9	9	9	9	9	9	9	9
	RMS AMPLIT 2ª	Correlation Coefficient	,500	,150	-,267	-,500	-,150	,417	,683*	,783*
		Sig.	,170	,700	,488	,170	,700	,265	,042	,013
		N	9	9	9	9	9	9	9	9
	RMS AMPLIT.3ª	Correlation Coefficient	,500	,000	,083	-,500	,000	,017	,167	,417
		Sig.	,170	1,000	,831	,170	1,000	,966	,668	,265
		N	9	9	9	9	9	9	9	9

		AMP LIT.	AMP LIT.	AMPL IT.	RMS AMPLIT.	RMS AMPLIT.	RMS AMPLIT.	PSD 1
PSD2 Coefficient	Correlation	-,033	-,183	,083	,133	,500	,500	,669*
		,932	,637	,831	,732	,170	,170	,049
	S	9	9	9	9	9	9	9
PSD 3 Coefficient	Correlation	-,583	-,400	-,600	,117	,150	,000	,862**
		,099	,286	,088	,765	,700	1,000	,003
	S	9	9	9	9	9	9	9
FREQ. MEDIANA 1ª Coefficient	Correlation	,650	,467	,600	,083	-,267	,083	-,996**
		,058	,205	,088	,831	,488	,831	,000
	S	9	9	9	9	9	9	9
FREQ. MEDIANA.2ª Coefficient	Correlation	,033	,183	-,083	-,133	-,500	-,500	-,669*
		,932	,637	,831	,732	,170	,170	,049
	S	9	9	9	9	9	9	9
FREQ. MEDIANA 3ª Coefficient	Correlation	,583	,400	,600	-,117	-,150	,000	-,862**
		,099	,286	,088	,765	,700	1,000	,003
	S	9	9	9	9	9	9	9
ACEL1 Coefficient	Correlation	,350	,250	,317	,067	,417	,017	-,326
		,356	,516	,406	,865	,265	,966	,391
	S	9	9	9	9	9	9	9
ACEL2 Coefficient	Correlation	,450	,300	,417	,117	,683*	,167	-,159
		,224	,433	,265	,765	,042	,668	,683
	S	9	9	9	9	9	9	9
ACEL3 Coefficient	Correlation	,317	,217	,317	,317	,783*	,417	,285
		,406	,576	,406	,406	,013	,265	,458
	S	9	9	9	9	9	9	9

		PSD 2	PSD	FREQ.	FREQ. MEDIAN	FREQ. MEDIANA	ACEL	ACEL	ACEL3
PSD 2	Correlation	1,000	,550	-,650	-1,000**	-,550	-,467	-,133	,283
Coefficient		.	,125	,058	.	,125	,205	,732	,460
	S	9	9	9	9	9	9	9	9
PSD 3	Correlation	,550	1,000	-,883**	-,550	-1,000**	-,533	-,400	,067
Coefficient		,125	.	,002	,125	.	,139	,286	,865
	S	9	9	9	9	9	9	9	9
FREQ. MEDIANA 1[a]	Correlation	-,650	-,883**	1,000	,650	,883**	,350	,183	-,233
Coefficient		,058	,002	.	,058	,002	,356	,637	,546
	S	9	9	9	9	9	9	9	9
FREQ. MEDIANA.2[a]	Correlation	-1,000**	-,550	,650	1,000	,550	,467	,133	-,283
Coefficient		.	,125	,058	.	,125	,205	,732	,460
	S	9	9	9	9	9	9	9	9
FREQ. MEDIANA 3[a]	Correlation	-,550	-1,000**	,883**	,550	1,000	,533	,400	-,067
Coefficient		,125	.	,002	,125	.	,139	,286	,865
	S	9	9	9	9	9	9	9	9
ACEL1	Correlation	-,467	-,533	,350	,467	,533	1,000	,917**	,617
Coefficient		,205	,139	,356	,205	,139	.	,001	,077
	S	9	9	9	9	9	9	9	9
ACEL2	Correlation	-,133	-,400	,183	,133	,400	,917**	1,000	,783*
Coefficient		,732	,286	,637	,732	,286	,001	.	,013
	S	9	9	9	9	9	9	9	9
ACEL3	Correlation	,283	,067	-,233	-,283	-,067	,617	,783*	1,000
Coefficient		,460	,865	,546	,460	,865	,077	,013	.
	S	9	9	9	9	9	9	9	9

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed)