

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ PROGRAMA DE PÓS
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E INFORMÁTICA INDUSTRIAL**

ANA PAULA COELHO MACHADO DOS SANTOS

**ANÁLISE DA FUNÇÃO DIAFRAGMÁTICA APÓS A INTERVENÇÃO DA
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA TRANSCUTÂNEA EM PACIENTES TETRAPLÉGICOS**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2009

ANA PAULA COELHO MACHADO DOS SANTOS

**ANÁLISE DA FUNÇÃO DIAFRAGMÁTICA APÓS A INTERVENÇÃO DA
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA TRANSCUTÂNEA EM PACIENTES TETRAPLÉGICOS**

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof.Dr. Bertoldo Schneider Junior.

Co-orientador: Prof. Dr. Percy Nohama.

**CURITIBA
2009**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

- S237 Santos, Ana Paula Coelho Machado dos
Análise da função diafragmática após a intervenção da estimulação elétrica transcutânea em pacientes tetraplégicos / Ana Paula Coelho Machado dos Santos. — 2009.
115 f. : il. ; 30 cm
- Orientador : Bertoldo Schneider Junior
Co-orientador : Percy Nohama
Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba, 2009
Bibliografia : f. 81-89
1. Quadriplegia. 2. Estimulação elétrica transcutânea do nervo. 3. Estimulação neural. 4. Eletroterapia. 5. Medicina de reabilitação. 6. Engenharia elétrica – Dissertações. I. Schneider Junior, Bertoldo, orient. II. Nohama, Percy, co-orient. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD (22. ed.) 621.3

Título da Dissertação Nº 516:

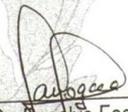
**“Análise da Função Diafragmática após a
Intervenção da Estimulação Elétrica Transcutânea
em Pacientes Tetraplégicos”**

por

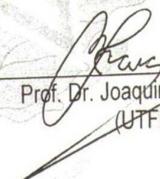
Ana Paula Coelho Machado dos Santos

Esta dissertação foi apresentada, às 10h do dia 18 de dezembro de 2009, como requisito parcial para a obtenção de grau de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI –, na Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:


Prof. Dr. Bertoldo Schneider Junior
(Orientador - UTFPR)


Prof. Dr. Rosalvo Fogaça
(UFPR)


Prof. Dr. Renata Rothenbühler
(UTP)


Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia
(UTFPR)

Visto da coordenação:


Prof. Dr. Humberto Remigio Gamba
(Coordenador do CPGEI)

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, irmão e em especial ao meu esposo, Alexandre.

AGRADECIMENTOS

Inicialmente à Deus, por ter me proporcionado o conforto de sempre poder contar com ele nos momentos difíceis e felizes, pelas dificuldades, obstáculos, erros e acertos, que fizeram com que eu amadurecesse e me tornasse uma pessoa melhor.

Ao meu orientador, prof. Dr. Bertoldo Schnneider, pelo exemplo de orientação e dedicação, pelas críticas, pela paciência, por saber reconhecer os acertos e as imperfeições.

Ao meu co-orientador, prof. Dr. Percy Nohama, por ter me ajudado a direcionar a minha linha de pesquisa, aos seus orientados, Marcos Moura, Wytilla, Ronie Muller, em especial ao Marcelo Henrique Valenga pela implementação do sistema de instrumentação, pelo auxílio durante a utilização do programa e dos equipamentos.

Ao Renato Augusto Di Loretto, Rafaela Fernanda Jorge, Marcelo Henrique Valenga, e em especial ao Guilherme Neto pelo apoio perante aos problemas técnicos e dúvidas sobre o manuseio dos equipamentos.

Ao DAELN- UTFPR, por ter emprestado um notebook para a realização da pesquisa; ao Rubens Faria, por ter emprestado um oxímetro e ao Marcos Moura pelo empréstimo de um sensor óptico de dedo.

À CAPES pelo auxílio financeiro durante os 24 meses de desenvolvimento deste trabalho.

À Associação dos Deficientes Físicos do Paraná, em especial, ao Danilo, à Vania e ao Mauro, presidente da ADFP, por terem acreditado no meu trabalho, pelo apoio e carinho.

E, em especial, aos voluntários, pela confiança, paciência, dedicação, sorrisos e carinho, meu sincero reconhecimento e agradecimento.

À minha família e amigos pelo incentivo, apoio, paciência, carinho e orações, e em especial ao meu marido Alexandre, por sempre estar presente na minha vida, compartilhando o seu amor, seu sorriso, lágrimas, palavras de carinho, paciência, os sonhos e realidade.

RESUMO

SANTOS. C.M. Ana Paula. Análise da função diafragmática após a intervenção da estimulação elétrica transcutânea em pacientes tetraplégicos. 2009. 117f. Dissertação. (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. 2009.

A tetraplegia é uma lesão na medula espinhal, que compromete o tronco, os membros superiores e inferiores e músculos respiratórios. Nas lesões completas, a função motora e sensorial abaixo do nível da lesão apresenta-se comprometida. Nas lesões incompletas ou parciais, ocorre a preservação da função motora e sensitiva, não havendo padrões definidos de recuperação. A estimulação elétrica já vem sendo utilizada para indução respiratória diafragmática. Neste trabalho, foram avaliados 10 indivíduos tetraplégicos, de ambos os sexos, na faixa etária de 18 á 48 anos, durante 10 sessões onde foram aplicados anamnese, avaliação inicial constando sinais vitais, cintometria, manovacuometria, oximetria, avaliação do nível da lesão, e a avaliação do déficit motor e respiratório. Aplicaram-se dois métodos utilizando o sistema de Eletroestimulação sincronizada: o primeiro com sincronização manual, FESSM (Estimulação Elétrica Funcional) e o segundo, usando o MD2, com sincronização automática. A função muscular do Diafragma foi avaliada antes e depois das aplicações de estimulação elétrica, cuja intenção era potencializar a ação, possibilitando um melhor recrutamento muscular e, conseqüentemente, uma melhor reeducação muscular respiratória.

Quanto a análise comparativa entre os métodos, após a intervenção com equipamento I observou-se melhores resultados em relação aos parâmetros sinais vitais e manovacuômetria. Com a intervenção do equipamento II, observou-se melhores resultados nos parâmetros oximetria e grau de dispnéia. O equipamento I apresentou resultados satisfatórios em relação a função do sistema digestório, principalmente em pacientes com lesão medular incompleta.

Palavras – Chave: tetraplegia, eletroestimulação, reabilitação, fisioterapia

ABSTRACT

SANTOS. M. C. Ana Paula. Analysis of diaphragmatic function after the intervention of transcutaneous electrical stimulation in tetraplegic patients. 2009. 117f. Dissertation. (Masters in Biomedical Engineering) - Graduate Program in Electrical Engineering and Industrial Informatics, Federal Technological University of Paraná. 2009.

The tetraplegia is an injury in the spinal cord that compromises the motor and sensitive systems commanded by the spinal cord below of that damage level. Respiratory muscles are compromised too. In complete injuries, motor and sensorial function completely damaged. In the incomplete or partial injuries, motor and sensitive function occurs, but no recovery pattern is known. The electric stimulation is used nowadays for respiratory induction. In this work, 10 tetraplegic patients had been evaluated, both gender, ages range from 18 to 48 years, during 10 sessions where anamneses were applied. Vital signals motor respiratory disfunction, and injury level were evaluated. The system of synchronized electrostimulation was applied using two methods: the first one with manual synchronization; FESSM; and the second one, using the MD2, with automatic synchronization. The muscular function of the Diaphragm was evaluated before and after the applications of electrostimulation.

The comparative analysis between the two methods, had shown better results after the intervention with equipment I regarding the parameters and vital signs of manovacuometry. With the intervention of equipment II, it was observed better results in the pulse parameters and degree of dyspnea. The equipment I had shown satisfactory results for the function of the digestive system, especially in patients with incomplete spinal cord injury.

Keywords: tetraplegic, electrostimulation, phisiotherapy, rehabilitation.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1- VOLUMES PULMONARES (WEST, 2002).....	20
FIGURA 2- DIAFRAGMA DE UM PULMÃO MOSTRANDO VOLUME E FLUXOS TÍPICOS (WEST, 2002).....	21
FIGURA 3- ORIGENS DIAFRAGMÁTICAS. PORÇÃO ESTERNAL, PORÇÃO COSTAL E PORÇÃO LOMBAR. (EXTRAÍDO E ADAPTADO DE KENDALL, 2000).....	25
FIGURA 4- PLEXO CERVICAL; RAMOS VENTRAIS C ₁ , C ₂ ,C ₃ E C ₄ (EXTRAÍDO E ADAPTADO DE NETTER,2003).....	26
FIGURA 5- ANATOMIA MOSTRA AS REGIÕES INERVADAS EM CADA PORÇÃO DA COLUNA VERTEBRAL COM SEUS RESPECTIVOS MÚSCULOS (LUBIM, 2006/ www. Google.com.br).....	30
FIGURA 6- ESQUEMA REPRESENTATIVO DA LESÃO MEDULAR, (www.google.com.br / 28/10/2005).....	31
FIGURA 7- CURVA DE EXCITABILIDADE DE UMA GRANDE FIBRA NERVOSA MIELINIZADA, ILUSTRANDO OS VALORES DA REOBASE E DA CRONAXIA (GUYTON, 1989).....	38
FIGURA 8- - OXÍMETRO DE PULSO UTILIZADO PARA A MENSURAÇÃO DA SpO ₂ E FREQUENCIA CARDÍACA, UTILIZADO ANTES E DEPOIS DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA.....	52
FIGURA 9- EQUIPAMENTO I- ELETROESTIMULADOR NEURODYN II- MODELO SAPPHIRE LINE 4 CANAIS.....	55
FIGURA 10- MÉTODO UTILIZADO DURANTE A INTERVENÇÃO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA TRANSCUTÂNEA COM 4 ELETRODOS DE SILICONE NA REGIÃO PARAXIFÓIDEA, ENTRE O SÉTIMO E O OITAVO ESPAÇO INTERCOSTAL, LOCAL DOS PONTOS MOTORES DO MUSCULO DIAFRAGMA.....	55
FIGURA 11- EQUIPAMENTO I- ELETROESTIMULADOR NEURODYN II (MODELO SAPPHIRE LINE) POSICIONADOS ENTRE O SÉTIMO E O OITAVO ARCOS INTERCOSTAIS, PONTO MOTORES DO MÚSCULO DIAFRAGMA.....	56
FIGURA 12- EQUIPAMENTO II – ELETROESTIMULADOR MD2, 2 CANAIS SINCRONIZADO COM A RESPIRAÇÃO DO INDIVÍDUO.....	57
FIGURA 13- SENSORES DE TEMPERATURA POSICIONADOS NA REGIÃO EXTERNA E INTERNA DA MÁSCARA DE OXÍGENIO.....	58
FIGURA 14- MÁSCARA COM OS SENSORES DE TEMPERATURA ACOPLADO Á UMA MÁSCARA DE OXÍGENIO CONECTADA AO MICROCONTROLADOR (SINCRONIZADOR).....	59
FIGURA 15- O PROCESSADOR UTILIZA O SINAL DOS TERMISTORES AMPLIFICADO PARA DETERMINAR OS MOMENTOS EXATOS DE DÍSPARO DO ELETROESTIMULADOR, PARA QUE ISSO OCORRA, OS ELETRODOS SÃO POSICIONADOS NOS PONTOS MOTORES DA MUSCULATURA ENVOLVIDA NO PROCESSO RESPIRATÓRIO.....	60
FIGURA 16- SINAL RESPIRATÓRIO ADQUIRIDO APÓS O DISPARO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA SINCRONIZADO COM O FINAL DA FASE EXPIRATÓRIA.....	61

LISTA DE GRAFICOS

GRAFICO 1- RESULTADOS REFERENTES AO QUESTIONARIO DE QUALIDADE DE VIDA SF- 36.....	65
GRAFICO 2- REFERENTE AOS RESULTADOS DA FR, OBTIDOS PRE E POS INTERVENCAO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.....	69
GRAFICO 3- REFERENTE AOS RESULTADOS DA FC, OBTIDOS PRE E POS INTERVENCAO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.....	70
GRAFICO 4- REFERENTE AOS RESULTADOS DA PAS, OBTIDOS PRE E POS INTERVENCAO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.....	70
GRAFICO 5- REFERENTE AOS RESULTADOS DA PAD, OBTIDOS PRE E POS INTERVENCAO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.....	71
GRAFICO 6- REFERENTE AOS RESULTADOS DA CINTOMETRIA DURANTE A INSPIRACAO, OBTIDOS PRE E POS INTERVENCAO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.....	71
GRAFICO 7- REFERENTE AOS RESULTADOS DA CINTOMETRIA DURANTE A EXPIRACAO, OBTIDOS PRE E POS INTERVENCAO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.....	72
GRAFICO 8- REFERENTE AOS RESULTADOS DA MANOVACUOMETRIA INSPIRATORIA, OBTIDOS PRE E POS INTERVENCAO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.....	73
GRAFICO 9- REFERENTE AOS RESULTADOS DA MANOVACUOMETRIA EXPIRATORIA, OBTIDOS PRE E POS INTERVENCAO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.....	73
GRAFICO 10- REFERENTE AOS RESULTADOS DA OXIMETRIA, OBTIDOS PRE E POS INTERVENCAO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.....	74
GRAFICO 11- REFERENTE AOS RESULTADOS DA DISPNEIA, OBTIDOS PRE E POS INTERVENCAO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.....	75

LISTA DE TABELAS

TABELA 1- RESULTADOS REFERENTES A ANAMNESE (AVALIAÇÃO QUE ANTECEDE A ELETROESTIMULAÇÃO).....	108
TABELA 2- RESULTADOS OBTIDOS APÓS A INTERVENÇÃO DA ELETROESTIMULAÇÃO COM O FESSM (EQUIPAMENTO I).....	108
TABELA 3- RESULTADOS OBTIDOS ANTES DA INTERVENÇÃO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA COM MD2 (EQUIPAMENTO II).....	109
TABELA 4- RESULTADOS OBTIDOS APÓS A INTERVENÇÃO DO MD2 (EQUIPAMENTO II).....	109

LISTA DE SIGLAS

PA	Pressão Arterial
PAS	Pressão Arterial Sistólica
PAD	Pressão Arterial Diastólica
FC	Frequência Cardíaca
b.p.m.	batimentos por minuto
FR	Frequência Respiratória
r.p.m.	respirações por minuto
VRE	Volume Reserva Expiratório
VRI	Volume Reserva Inspiratório
P _{Imáx}	Pressão Inspiratória Máxima
P _{Emáx}	Pressão Expiratória Máxima
SatO ₂	Saturação de Oxigênio
cm	centímetro
cmH ₂ O	Centímetro de Água
mmHg	Milímetros de Mercúrio
Ltda	Limitada
MMII	Membros Inferiores
AVD's	Atividades de Vida Diária
FESSM	Estimulação Elétrica Funcional / Estimulação Manual.
FESS	Estimulação Elétrica Funcional Sincronizada
Fr	Frequência
MD2	Equipamento de Eletroestimulação desenvolvido por Marcelo Henrique Valenga

SUMÁRIO

RESUMO.....	VIII
ABSTRACT.....	XV
LISTA DE FIGURAS.....	XVI
LISTA DE TABELAS.....	XVII
LISTA DE SIGLAS	XVIII
CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO.....	15
1.1 OBJETIVOS.....	17
1.1.1 Objetivo Geral.....	17
1.1.2 Objetivo Específico.....	17
1.2 JUSTIFICATIVA.....	18
CAPÍTULO 2: FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	19
2.1 SISTEMA RESPIRATÓRIO.....	19
2.1.1 Os Pulmões.....	22
2.1.2 Músculos Respiratórios.....	23
2.2 O MUSCULO DIAFRAGMA.....	23
2.2.1 Inervação.....	25
2.2.2 Mecanismo de Ação do músculo Diafragma.....	28
2.2.3 Disfunções Diafragmáticas.....	28
2.2.3.1 Tetraplegia.....	29
2.2.4 Métodos de Diagnóstico.....	33
2.3 POTENCIAL DE AÇÃO E CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	34
2.4 HISTÓRIA DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA.....	35
2.4.1 A Estimulação Elétrica.....	36
2.4.2 Tipos de Fibras Musculares.....	39
2.4.3 Estimuladores Neuromusculares.....	40
2.4.2 Eletrodos.....	44
2.4.3 Pontos Motores.....	46
2.5 ELETROVENTILAÇÃO.....	48
2.5.1 Segurança na Eletroventilação.....	49
CAPÍTULO 3: MATERIAIS E MÉTODOS.....	50
3.1 PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	50
3.1.1 Critérios de Inclusão.....	50
3.1.2 Critérios de Exclusão.....	50
3.2 PARAMETROS AVALIADOS.....	51
3.2.1 Sinais Vitais.....	52
3.2.2 Oxímetria.....	52
3.2.3 Manovacuometria.....	53
3.2.4 Cintometria.....	54
3.2.5 Questionário de Qualidade de Vida.....	54
3.3 TRATAMENTO.....	54
CAPÍTULO 4: RESULTADOS.....	62
4.1 EQUIPAMENTO I (FESSM).....	62
4.1.1 Parâmetros Avaliados.....	62
4.1.1.1 Sinais Vitais.....	62

4.1.1.2 Oxímetria.....	63
4.1.1.3 Manovacuumetria.....	63
4.1.1.4 Cintometria.....	64
4.1.1.5 Questionário de qualidade de vida.....	64
4.2 EQUIPAMENTO II (MD2).....	65
4.2.1 Parâmetros Avaliados.....	66
4.2.1.1 Sinais Vitais.....	66
4.2.1.2 Oxímetria.....	67
4.2.1.3 Manovacuumetria.....	67
4.2.1.4 Cintometria.....	67
4.2.1.5 Questionário de qualidade de vida.....	68
4.3 ANALISE ESTATISTICA DOS RESULTADOS.....	68
CAPITULO 5: DISCUSSÃO.....	76
CAPITULO 6: CONCLUSÃO.....	78
CAPÍTULO 7: TRABALHOS FUTUROS.....	79
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	80
ANEXO 1.....	89
DECLARAÇÃO COMITÊ DE ÉTICA.....	89
ANEXO 2.....	90
TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	90
ANEXO 3.....	94
FICHA DE AVALIAÇÃO.....	94
ANEXO 4.....	102
QUESTIONÁRIO DE QUALIDADE DE VIDA.....	102
ANEXO 5.....	108
TABELAS REFERENTES AOS RESULTADOS APÓS A INTERVENÇÃO DA ESTIMULAÇÃO ELETRICA.....	108
ANEXO 6.....	110
ANALISE ESTATISTICA.....	110
ANEXO 7.....	115
TABELA REFERENTE AO RESULTADO QUESTIONARIO DE QUALIDADE DE VIDA.....	115

CAPITULO 1

INTRODUÇÃO

A lesão medular é um dano neurológico que acomete a medula espinhal causando a morte dos neurônios da medula e a quebra da comunicação entre os axônios oriundos do cérebro com os neurônios da medula. Do ponto de vista etiológico, as lesões medulares podem ser traumáticas e não- traumáticas. Dentre as causas traumáticas, a maior parte delas é causada por acidentes automobilísticos, quedas em piscinas e ferimentos por arma de fogo, a qual implicará numa lesão aguda da medula espinhal. Como sequela da lesão medular, alterações das funções motoras, sensitivas e autonômica (MARINHO et al., 2004).

A tetraplegia é uma lesão na medula espinhal, que compromete o tronco membros superiores, membros inferiores, incluindo os músculos respiratórios, como resultado do dano à medula cervical. Dentre os músculos respiratórios, a lesão do nervo frênico compromete a função do diafragma, principal músculo inspiratório, apresentando fraqueza, parestesia, paralisia unilateral e bilateral. A lesão pode ser completa ou incompleta. Nas lesões completas na medula, as funções motora e sensorial abaixo do nível da lesão apresentam-se comprometidas, devido a possibilidade da compressão ou transecção da medula. Nas lesões incompletas ou parciais, ocorre a preservação da função motora e sensitiva, não havendo padrões definidos de recuperação (HAMNEGARD et al., 1995; UMPHERD, 2002).

Os indivíduos tetraplégicos decorrentes de lesão medular apresentam limitações motoras que variam desde uma simples dificuldade até a dependência total de terceiros para a realização de suas atividades funcionais, o que leva esses indivíduos à depressão, dificultando o processo de reabilitação (MARINHO et al., 2004).

Os sinais e sintomas apresentados pelos indivíduos com disfunção diafragmática são a dispnéia, alteração da frequência e do ritmo respiratório, aumento do trabalho respiratório através do recrutamento da musculatura acessória da respiração, respiração paradoxal e a redução dos volumes e capacidades pulmonares (CHAPMAN, 2000; GARRIDO-GARCIA, 1996; HASSOUN, 2000; POOLE, 1997; ZIFKO, 1995).

A incidência de lesão medular no Brasil vem aumentando significativamente, principalmente nos grandes centros urbanos. Isto implica em um sério problema de saúde pública, pelo alto impacto socioeconômico e psicológico decorrente da perda da produtividade e baixa qualidade de vida (FALAVIGNA, 1997; MARINHO et al., 2004).

A lesão medular enquanto agravo à saúde do indivíduo, impõe uma complexidade de conhecimentos alterando a maioria dos sistemas do organismo e constituindo um grande desafio para a reabilitação. Isto implica na necessidade da integração e intervenção de uma equipe multidisciplinar e de serviços de saúde especializados para efetivar a estabilização clínica, prevenção de complicações, recuperação das potencialidades funcionais máximas e reintegração à sociedade (MARINHO et al., 2004).

Recentemente, o tratamento de pacientes tetraplégicos estava restrito à prevenção de danos à medula espinhal, limitando o tratamento fisioterapêutico à reabilitação intensiva. O profissional fisioterapeuta tornou-se importantíssimo no tratamento das desordens diafragmáticas, reeducação muscular, prevenção de atrofia e na redução da espasticidade, contraturas e edemas (PEIXOTO et al., 2003).

Com o aumento da expectativa de vida dos pacientes com lesão medular, o processo de reabilitação desviou-se da preocupação de sobrevivência para a melhoria da qualidade de vida e aumento da independência funcional, visando preservar, restaurar ou desenvolver funções, quer motoras ou sensitivas, com a intenção de recuperar e compensar os fatores que acarretam perda ou diminuição do bem estar destes pacientes (PEIXOTO et al., 2003).

A estimulação elétrica têm se mostrado útil para indução respiratória diafragmática, constituindo o motivo principal para a realização desta pesquisa. Com o aparecimento da ventilação mecânica, houve um desinteresse pela eletroventilação até que Sarnoff, em 1950, obteve um volume corrente semelhante ao obtido na ventilação espontânea, através de eletrodos colocados no ponto motor do nervo frênico, e a partir disso, foram retomadas as pesquisas para comprovar a eficácia da eletroventilação (CUELLO, 1991;GEDDES, 1991; GOLDENTHAL 1961).

O objetivo desta dissertação é avaliar de forma quantitativa e qualitativa a função do músculo diafragma em indivíduos tetraplégicos, utilizando dois sistemas de estimulação elétrica sincronizada com a respiração do indivíduo. A função do

músculo diafragma será avaliado antes e depois da aplicação da estimulação elétrica, com a intenção de potencializar a ação, possibilitando um melhor recrutamento muscular e conseqüentemente uma melhor reeducação muscular respiratória.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

Avaliar de forma quantitativa e qualitativa a modificação da função do músculo diafragma em indivíduos tetraplégicos, em função da utilização de dois sistemas de estimulação elétrica sincronizados com a respiração do indivíduo.

1.1.2 Objetivo Específico

Através de uma análise estatística de significância e comparativa entre os métodos, verificar qual deles proporcionará benefícios à função respiratória ou a outro dos parâmetros de conforto ou fisiológicos abordados.

1.2 JUSTIFICATIVA

A tetraplegia é uma lesão na medula que compromete o tronco, membros superiores, membros inferiores e músculos respiratórios. A lesão do nervo frênico compromete a função do diafragma, principal músculo inspiratório, onde o mesmo poderá apresentar fraqueza, paresia, paralisia unilateral e/ou bilateral. A estimulação elétrica é uma das técnicas usadas atualmente para indução respiratória diafragmática, mas os dados sobre sua efetividade em pacientes tetraplégicos são escassos, constituindo o motivo principal para a realização dessa pesquisa.

1.3 ORGANIZAÇÃO

Esta pesquisa inicialmente foi dividida em agradecimentos à pessoas que tiveram participação no desenvolvimento deste estudo, resumo, abstract, lista de figuras; com 14 figuras relacionadas à revisão bibliográfica e metodologia, lista de tabelas; com 4 tabelas relacionadas aos resultados e à análise estatística, lista de siglas e sumário.

Posteriormente foi dividida em 7 capítulos. O primeiro capítulo, introdução, apresenta uma rápida revisão bibliográfica, os objetivos gerais e específicos e a justificativa e/ou a motivação para a realização da pesquisa.

No capítulo 2, textos de fundamentação teórica, conceitos sobre sistema respiratório, anatomia, fisiologia e biomecânica, explicações sobre o músculo diafragma, como inervação, mecanismo de ação e suas principais lesões. Ainda nesse capítulo a descrição sobre Tetraplegia, métodos de diagnóstico, histórico da estimulação elétrica, eletroestimulação diafragmática, conhecida também como eletroventilação.

No capítulo 3, descrevem-se a metodologia utilizada para realização da pesquisa, incluindo dois protocolos experimentais, o primeiro, um equipamento de estimulação elétrica (FESSM), sincronizado de forma manual com a respiração do paciente, e o segundo, um equipamento de estimulação elétrica (MD2), sincronizado com a respiração do paciente monitorada através de sensores de temperatura NTC.

No capítulo 4, apresentam descritos os resultados obtidos, a partir de um protocolo *in vivo*, comparando com os encontrados na literatura. No capítulo 5 a discussão, capítulo 6, a conclusão e finalmente, sugestões para trabalhos futuros, capítulo 7.

CAPITULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 SISTEMA RESPIRATÓRIO

Segundo IRWIN & STEPHEN em 2003, o sistema respiratório divide-se em duas grandes partes, a primeira, por uma porção condutora, composta pelo nariz, faringe, laringe, traquéia, brônquios e bronquíolos e a segunda, por uma porção respiratória, composta por dois pulmões, pela porção terminal da árvore brônquica e alvéolos, local onde ocorre a troca gasosa (hematose).

O sistema respiratório consiste ainda, além do pulmão e suas vias de condução, por músculos respiratórios que possuem a função de bomba, gerando pressões intra-torácicas, promovendo o suprimento de oxigênio e a remoção de dióxido de carbono (SPENCE, 1991; POLKEY et al., 1995).

A respiração é um processo global de oxidação controlada cuja finalidade é a produção de energia. A ventilação por sua vez, faz parte de uma etapa da respiração, sendo aquela um processo mecânico automático, rítmico e controlado pelo sistema nervoso central, através da contração e relaxamentos dos músculos esqueléticos do diafragma e abdome (BERNE & LEVY, 1998).

O ar entra no corpo através do nariz e boca, passando pela faringe, onde durante a deglutição ocorre a contração da musculatura esquelética para evitar a aspiração de líquidos ou alimentos na cavidade nasal, e a seguir passa pela laringe, traquéia, brônquios e finalmente para os pulmões (bronquíolos e alvéolos) local onde acontece a troca gasosa (DANGELO & FATTINI, 2000; IRWIN & STEPHEN, 2003).

Durante a inspiração, a pressão intra-torácica diminui e torna-se negativa em relação àquela externa ao tórax, fazendo com que o ar seja direcionado aos pulmões. Em oposição, a expiração refere-se aos movimentos do ar para fora dos pulmões, onde a pressão intra-torácica aumenta e torna-se positiva, fazendo com que a pressão nos pulmões seja maior do que a pressão atmosférica (SPENCE, 1991; KAPANDJI, 1987).

A ação da gravidade influencia os mecanismos básicos do sistema respiratório, sendo um fator determinante e significativo na distribuição da ventilação alveolar (V_a) e da perfusão pulmonar (Q) (AZEREDO, 2002).

Ao observar o movimento de gás no pulmão, é possível verificar os volumes estáticos do pulmão. Alguns desses podem ser medidos através do espirômetro (Figura 1). Durante a expiração, o cilindro sobe, e a pena desce, marcando um gráfico em movimento. Primeiramente observa-se a respiração normal chamada *volume corrente* (VC). Posteriormente, o indivíduo realiza uma inspiração máxima seguida de uma expiração máxima, a esse volume chamamos de *capacidade vital* (CV). Após a expiração máxima, um pouco de gás permanece no pulmão; a este chamamos de *volume residual* (VR). O volume de gás no pulmão após uma expiração normal é a *capacidade residual funcional* (CRF) (WEST,2002).

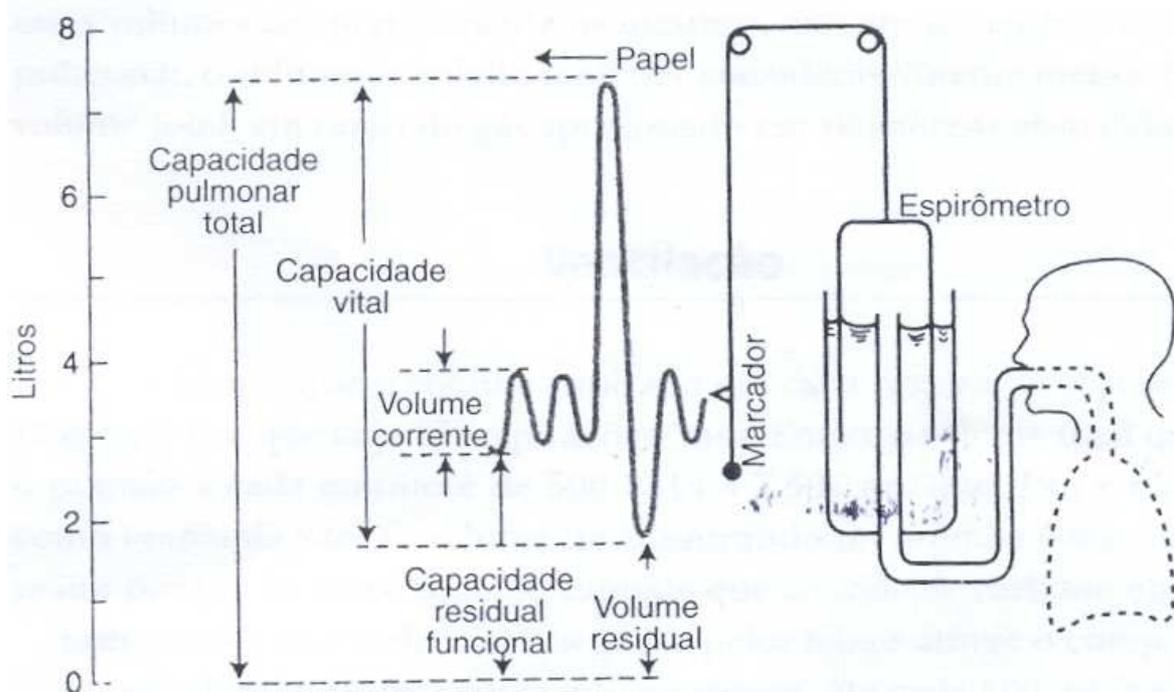


FIGURA 1 – VOLUMES PULMONARES (WEST, 2002)

O volume do ciclo respiratório é aproximadamente de 500 ml (figura 2) e a frequência 15 respirações por minuto, ou seja, o volume total que deixa o pulmão a cada minuto é de $500 \times 15 = 7.500$ ml/min (quociente respiratório = 0.86), que recebe o nome de *ventilação total* (VT). O ar entrando no pulmão é discretamente maior porque há mais oxigênio captado que dióxido de carbono eliminado (WEST, 2002).

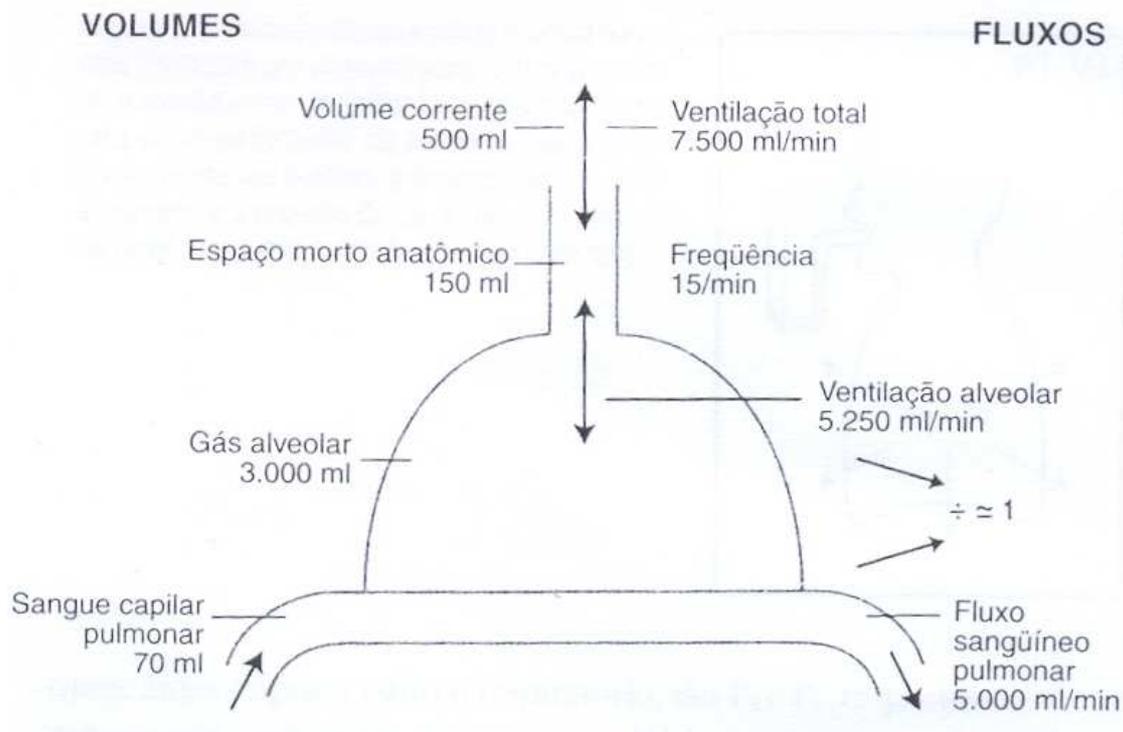


FIGURA 2 – DIAFRAGMA DE UM PULMÃO MOSTRANDO VOLUME E FLUXOS TÍPICOS (WEST, 2002).

A cada 500 ml inalados na figura acima, 150 ml permanecem no *espaço morto anatômico*. Este volume é determinado pela geometria das vias aéreas.

O volume de gás fresco que entra na zona respiratória a cada minuto é $(500 - 150) \times 15 = 5.250$ ml/min, ao qual se denomina de *ventilação alveolar* (V_a) (WEST, 2002).

Nos indivíduos normais os volumes (V_C e V_R) são muito próximos, já nos pacientes com alguma doença pulmonar, o espaço morto fisiológico pode ser consideravelmente maior em razão da desigualdade entre o fluxo sanguíneo e a ventilação no interior do pulmão (WEST, 2002).

A transferência de gás através da barreira hematogásica ocorre pelo processo de *difusão*. A difusão através dos tecidos é descrita pela Lei de Fick que afirma que a velocidade de transferência de um gás através de uma lâmina de tecido é proporcional à área do tecido e à diferença de pressão parcial entre os dois lados e inversamente proporcional à espessura do tecido (WEST, 2002).

Quando um eritrócito entra no capilar, o monóxido de carbono move-se rapidamente através da barreira hematogásica, extremamente fina, a partir do gás alveolar para dentro da célula, conseqüentemente o monóxido de carbono na célula

aumenta, devido a firme ligação que se forma entre o monóxido de carbono e a hemoglobina no interior da célula. Uma grande quantidade de monóxido de carbono pode ser captada pela célula com quase nenhum aumento de pressão parcial. A quantidade de monóxido de carbono que entra no sangue é limitada pelas propriedades de difusão da barreira hemetogásica e não pela quantidade de sangue disponível (WEST, 2002).

A relação entre ventilação-perfusão permite o equilíbrio entre o oxigênio e o gás carbônico determinando a troca gasosa (hematose). De fato isso não acontece, pois o equilíbrio entre a ventilação e o fluxo sanguíneo dentro das várias regiões dos pulmões é crítico para que se tenha uma troca gasosa adequada. O desequilíbrio entre a ventilação e a perfusão é responsável pela maioria das trocas gasosas inadequadas nas doenças pulmonares (WEST, 2002).

2.1.1 Os pulmões

Os pulmões são órgãos fundamentais da respiração. Estão situados dentro do tórax, um em cada lado, separados um do outro pelo coração. Cada pulmão situa-se na cavidade pleural correspondente (BETHELEN, 1998).

Anatomicamente, os pulmões têm a forma de cone com ápice pontiagudo e a base alargada e côncava. Ambos são divididos em lobos, o direito tem três lobos, e ainda apresenta uma fissura horizontal que delimita um o lobo médio, e o esquerdo tem dois lobos, uma fissura que divide o lobo superior do lobo inferior. O pulmão esquerdo é ligeiramente menor que o direito, para melhor acomodação do coração (SPENCE, 1991).

O pulmão é constituído por uma substância esponjosa e porosa. O pulmão tem uma densidade menor que a da água e crepita quando palpado, devido a presença de ar em seus alvéolos. É altamente elástico, sua superfície é lisa, brilhante e marcada externamente por finas linhas escuras entrecruzadas, cada uma destas áreas é cruzada por numerosas linhas mais claras (SPENCE, 1991).

Em relação à vascularização dos pulmões, os alvéolos são irrigados por ramos da artéria pulmonar, enquanto pequenas artérias brônquicas, ramos da parte torácica da aorta suprem os brônquios (SPENCE, 1991).

2.1.2 Músculos Respiratórios

Os músculos respiratórios representam 3% da massa muscular corporal, sendo que o diafragma representa 0,5% desta massa total; no entanto, é o único músculo esquelético essencial para a manutenção da vida, pois é responsável por aproximadamente dois terços do volume corrente durante a respiração tranqüila (POOLE et al., 1997).

Segundo KAPANDJI em 1987, os músculos da respiração podem ser classificados em músculos inspiratórios e músculos expiratórios, e nessas duas categorias distinguem-se ainda dois grupos, os músculos principais e os músculos acessórios. Os músculos inspiratórios principais, são o diafragma, os músculos intercostais externos e os supracostais. Os músculos inspiratórios acessórios são os esternocleidomastóideo, escalenos anteriores, médios e posteriores, esses músculos tem ação melhorada quando estiver apoiado à coluna cervical. Os músculos expiratórios principais são representados pelos músculos intercostais internos; e os músculos expiratórios acessórios são representados pelos músculos abdominais, reto abdominal oblíquo maior e menor, músculo sacrolombar, grande dorsal e quadrado lombar.

2.2 O MÚSCULO DIAFRAGMA

O diafragma é o principal músculo da respiração, representa 70% da atividade respiratória de um indivíduo e atua de forma ininterrupta 24 horas por dia. Forma uma cúpula músculo-aponevrótica que fecha o orifício inferior do tórax e que separa o tórax do abdome. A sua inserção no centro da cúpula inicia-se no tendão central, uma aponeurose forte e delgada sem nenhuma inserção óssea, a qual possui um conjunto de anéis fibrosos por onde passam a artéria aorta, a veia cava inferior e o esôfago (AZEREDO, 2002; KENDALL, 2002; KAPANDJI, 1987).

Durante a inspiração, a contração do diafragma faz com que a cúpula desça, aumentando o volume e diminuindo a pressão da cavidade torácica, enquanto diminui o volume e aumenta a pressão da cavidade abdominal. Durante a descida da cúpula o tendão central do diafragma fica limitado pelas vísceras abdominais; quando isto acontece o tendão central torna-se a porção mais fixa do músculo. (KAPANDJI, 2000; KENDALL, 2002).

Durante a expiração o músculo diafragma relaxa, a cúpula ascende, diminuindo o volume e aumentando a pressão da cavidade torácica, enquanto aumenta o volume e diminui a pressão da cavidade abdominal (KAPANDJI, 2000).

A diferença entre os movimentos de descida e de subida do diafragma é chamado de dinâmica frênica. A boa mobilidade diafragmática depende sobretudo da integridade funcional do tórax e do abdome e dos componentes viscerais (pulmões, mediastino, coração, fígado, estômago, baço, pâncreas, rins e bexiga) (AZEREDO, 2002).

Segundo KENDALL (2000), conforme mostrado na (Figura 3), as origens do diafragma ocorrem ao redor de toda a caixa torácica, sendo divididas em três partes: A porção esternal, é composta por duas tiras musculares a partir do dorso do processo xifóide; a porção costal, composta por superfícies internas das seis cartilagens costais inferiores e seis costelas inferiores em cada lado, interdigitando-se com o transverso do abdome. E a porção lombar, que resulta de dois pilares musculares a partir dos corpos das vértebras lombares superiores e por dois arcos fibrosos em cada lado, conhecidos como ligamentos arqueados medial e lateral, os quais abarcam das vértebras aos processos transversos e destes últimos à segunda costela. A inserção do músculo diafragma ocorre no tendão central.

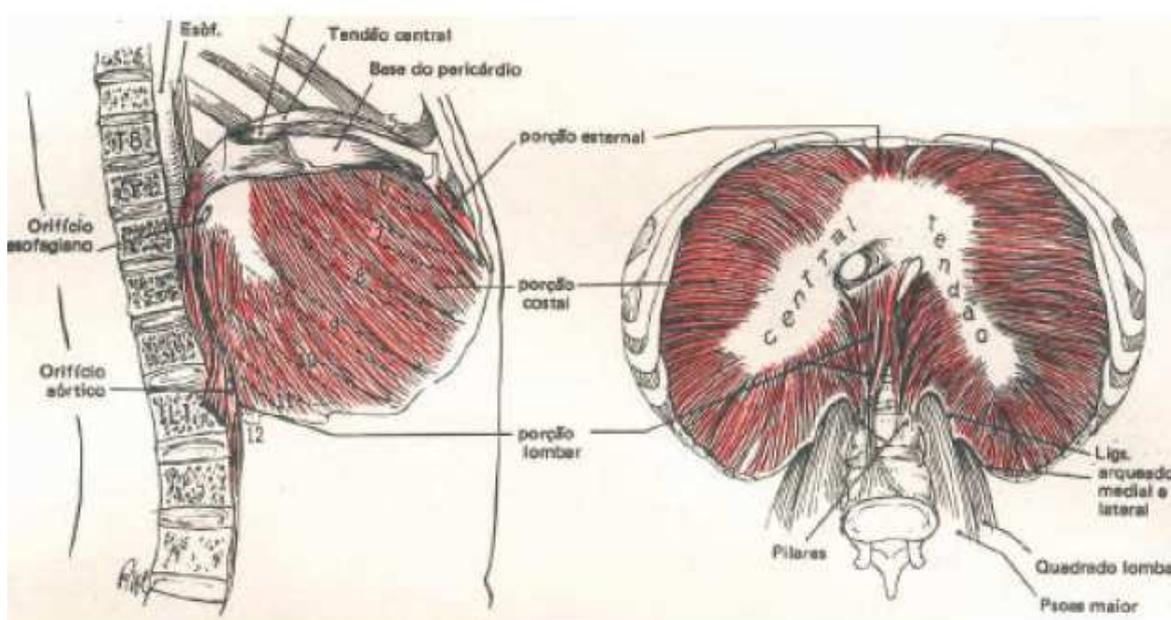


FIGURA 3– ORIGENS DIAFRAGMÁTICAS. PORÇÃO ESTERNAL, PORÇÃO COSTAL E PORÇÃO LOMBAR (EXTRAÍDO E ADAPTADO DE KENDALL, 2000).

2.2.1 Inervação

O músculo diafragma é innervado pelo nervo frênico, que se origina no plexo cervical, nas raízes cervicais C3, C4 e C5. O plexo cervical situa-se profundamente em relação ao músculo esternocleidomastóideo. Seus ramos conduzem fibras motoras a numerosos músculos cervicais e ao diafragma. Suas fibras sensitivas, iniciam-se no couro cabeludo, pescoço e tórax; as fibras proprioceptivas e fibras-autônomas vasomotoras, para os vasos e glândulas, conforme visto na figura 4 (NETTER, 2004).

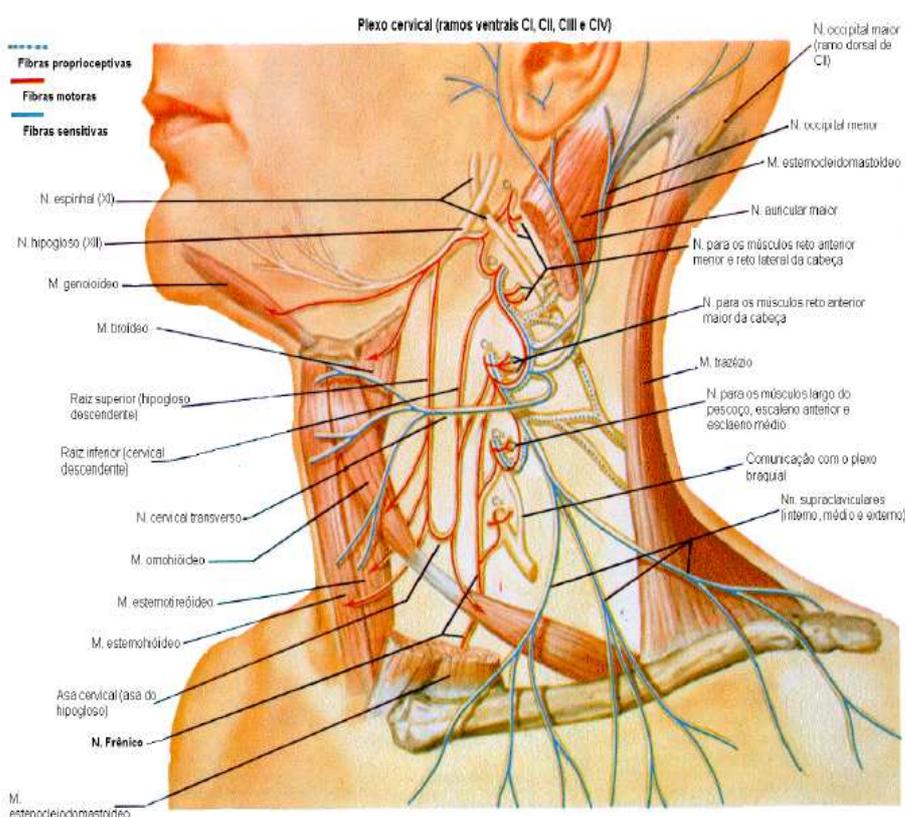


FIGURA 4 - PLEXO CERVICAL; RAMOS VENTRAIS C₁, C₂, C₃ E C₄ (EXTRAÍDO E ADAPTADO DE NETTER, 2004).

Os ramos superficiais ultrapassam a fáscia cervical para innervar as estruturas cutâneas, enquanto os ramos profundos innervam, principalmente, músculos e articulações. Os ramos profundos são predominantemente motores, mas também transportam fibras proprioceptivas ósseas e articulares, fibras autônomas para os músculos, articulações e vasos (NETTER, 2004).

O nervo frênico é formado por uma grossa raiz procedente do IV ramo ventral cervical, com pequena contribuição dos ramos ventrais III e V; entretanto, as fibras cervicais podem unir-se ao nervo frênico através de uma comunicação com o nervo

do músculo esternohióideo. O nervo recebe ramos comunicantes desde os gânglios superior e médio do tronco simpático cervical, assim como ramos menores do gânglio vertebral subclávio (NETTER, 2004).

As raízes frênicas unem-se na margem supero-externa do músculo escaleno e descem quase verticalmente até o desfiladeiro torácico. Entram no tórax passando entre a artéria e a veia subclávia e se inclinam medialmente sobre a artéria mamária interna. A partir disso, dirigem-se inferiormente ao longo dos vasos pericardiofrênicos e entram na pleura na pleura mediastínica pelo pericárdio fibroso até o diafragma (NETTER, 2004).

O nervo frênico direito desce quase verticalmente e é, portanto, mais curto que o esquerdo, que segue a borda esquerda do coração. No desfiladeiro torácico, o nervo direito está separado pela segunda parte da artéria subclávia direita, pelo músculo escaleno anterior e situa-se externamente ao tronco venoso braquiocefálico direito e a veia cava superior. Segue descendo adiante do pedículo pulmonar direito, desce entre a pleura mediastínica e o pericárdio fibroso sobre a aurícula direita até alcançar o diafragma (NETTER, 2004).

No desfiladeiro torácico, o nervo frênico esquerdo passa sobre a borda interna do músculo escaleno anterior, sobre a primeira parte da artéria subclávia esquerda e por trás da porção final do ducto torácico. No mediastino superior, circula entre as artérias subclávia esquerda e a carótida esquerda, inclina-se ventralmente sobre o lado esquerdo do cajado aórtico e o nervo vago esquerdo. Segue ventralmente ao pedículo pulmonar esquerdo e entre a pleura mediastínica do pericárdio fibroso, cobrindo a superfície esquerda do coração até alcançar o diafragma. Quando passam através do tórax, ambos os nervos frênicos emitem fascículos sensitivos para o pericárdio fibroso, para a pleura mediastínica e para as áreas centrais da pleura diafragmática. Os ramos sensitivos para as bordas diafragmática e para as áreas correspondentes da pleura situada por cima do peritônio subjacente, são proporcionadas pelos nervos intercostais inferiores. O nervo frênico esquerdo pode enviar um pequeno ramo para o plexo pulmonar esquerdo, e o nervo direito envia filamentos para a veia cava inferior; ambos se comunicam com os nervos esplênicos torácicos maiores (NETTER, 2004).

O nervo frênico direito perfura o centro frênico do diafragma através do orifício da veia cava inferior, e o nervo esquerdo penetra o diafragma pela borda frontal do centro frênico, externo ao vértice cardíaco. Abaixo do diafragma, cada nervo divide-

se em três ramos frênico-abdominais divergentes que inervam o diafragma desde sua superfície inferior e também contribuem com fibras sensitivas na maior parte do peritônio que cobre o diafragma, exceto na áreas marginais; também inervam os ligamentos coronário e falciforme do fígado.

Os ramos frênicos abdominais comunicam-se livremente com os plexos perivasculares em torno das artérias frênicas inferiores; do lado direito, existe um gânglio frênico que raramente aparece no lado esquerdo (NETTER, 2004).

2.2.2 Mecanismo de Ação do músculo Diafragma

O diafragma apresenta a forma de uma cúpula, dirigida para baixo e para frente, que separa o tórax do abdome e possui um centro tendinoso fibroso ou aponeurótico (centro frênico). Sendo o principal músculo inspiratório, apresenta cerca de 55% de fibras musculares oxidativas aeróbicas do tipo I, altamente resistente a fadiga (BETHELEM, 1998; AZEREDO, 2002).

Suas fibras se originam na face dorsal do processo xifóide, nas últimas seis costelas e nos corpos e processos transversos das vértebras torácicas superiores e se inserem no tendão central (IRWIN & STEPHEN, 2003).

Quando o diafragma se contrai, ele desce sobre a porção abdominal fazendo baixar o centro frênico, aumentando a pressão intra-abdominal e o diâmetro vertical do tórax (KAPANDJI, 2000; IRWIN & STEPHEN, 2003).

2.2.3 Disfunções Diafragmáticas

BETHELEN (1998) define a disfunção diafragmática como qualquer processo temporário ou definitivo que altere a função diafragmática, total ou parcialmente.

O diafragma pode ter seu funcionamento prejudicado em diversas situações clínicas que possam provocar lesões diretas ao músculo ou a sua inervação. As principais disfunções relacionadas à alteração da função diafragmática e a alteração da mobilidade músculo são: a paralisia e a paresia diafragmática (BETHELEN, 1998; AZEREDO, 2002).

A paralisia diafragmática pelo comprometimento de sua inervação, pode ser parcial ou total, resultando na sua elevação e alteração na mobilidade. As principais

causas de lesão do nervo frênico são: Neoplasias pulmonares por invasão tumoral, compressão ou invasão por neoplasias mediastínicas, lesão ou ressecção cirúrgica, traumatismo da região cervical, comprometimento das raízes por artrose cervical, doenças neurológicas como a poliomiosite, doenças neuromusculares como a miastenia grave e as neuroviroses. Não há diferenças na incidência em relação as hemícipulas direitas ou esquerdas (GRAHAM et al.,1990).

A paresia, também conhecida como inabilidade parcial refere-se às alterações temporárias da posição e da mobilidade diafragmática em virtude de processos inflamatórios próximo ao diafragma. Entre as causas mais freqüentes estão as pleurisias diafragmáticas, os abscessos subfrênicos, as pneumonias dos lobos inferiores e as peritonites. A relação entre a elevação do diafragma e as causas subfrênicas deve-se à pressão exercida pelo próprio abscesso, geralmente a diminuição da mobilidade diafragmática nestes casos é atribuída ao quadro algico (GIBSON, 1989; GOLDMAN,1991).

As perturbações transitórias da mobilidade do diafragma podem apresentar-se como hipomobilidade ou hiperomobilidade. A hipomobilidade ocorre principalmente nas afecções abdominais decorrentes da ação irritativa dos processos infecciosos próximos ao diafragma ou no indivíduo com a doença obstrutiva crônica, pelo aumento do volume pulmonar levando à restrição da mobilidade do diafragma (WANKE,1994; AZEREDO, 2002).

A hiperomobilidade ocorre por contração espasmódica associada ao fechamento da glote, podendo ser de origem local é causado pela irritação do diafragma, ou central, produzido por encefalite, tumor cerebral, mas geralmente é provocado por distensão líquida ou gasosa do estômago (JOHNSON, 1988; SASSON et al., 1996).

Entre outras patologias que podem afetar o diafragma estão os espasmos clônicos, tetania, intoxicações, fibrilações pancreatites e ascite (AZEREDO, 2002).

2.2.3.1 Tetraplegia

È uma lesão na medula espinhal, que pode ser parcial ou completa, envolvendo as quatro extremidades e tronco, incluindo os músculos respiratórios, como resultado do dano à medula cervical (UMPHERD, 2002). Anatomicamente a

coluna cervical é dividida em oito níveis, com sete ossos ou vértebras (Figura 5). Cada nível contribui para diferentes funções do pescoço, braços e músculos respiratórios. Cada vértebra consiste de duas partes, um corpo e um arco, chamado arco neural, que têm a função de proteger a medula espinhal. Lesões ou fraturas podem ocorrer no corpo da vértebra, pedículos ou processos espinhosos (SOBOTTA, 2006; MACHADO, 2002)

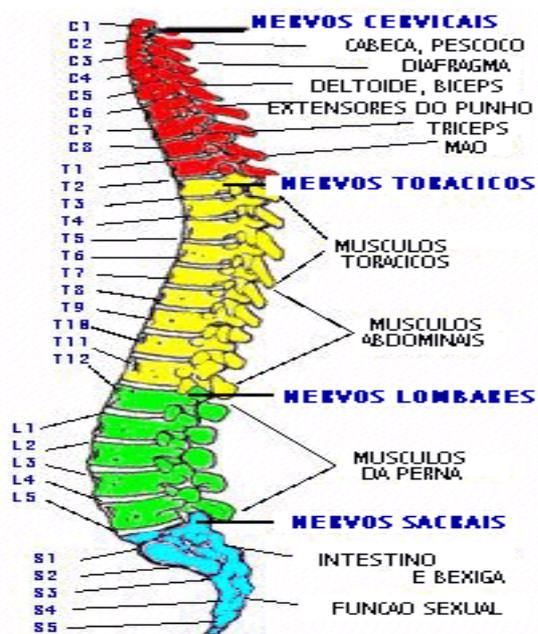
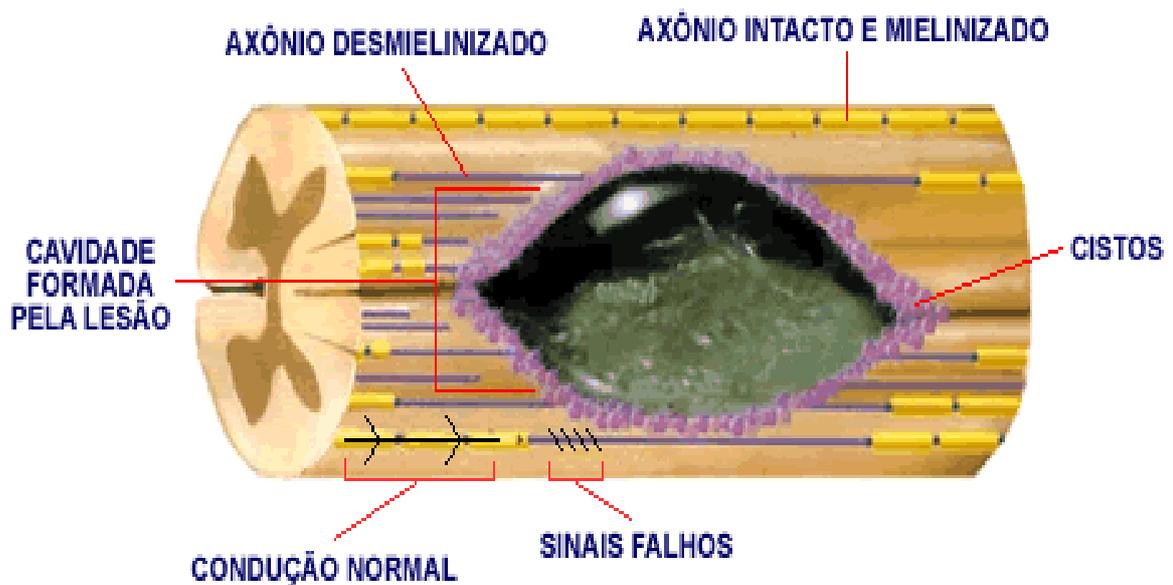


FIGURA 5 – ANATOMIA MOSTRA AS REGIÕES INERVADAS EM CADA PORÇÃO DA COLUNA VERTEBRAL COM SEUS RESPECTIVOS MÚSCULOS (LUBIM, A < [http:// www. Google.com.br/ lesãomedular. Html](http://www.Google.com.br/lesãomedular.html)> Acesso em: 28 dez. 2005)

Em lesões completas na medula, o indivíduo não apresenta função motora e sensorial abaixo do nível da lesão. Nas lesões incompletas ou parciais, ocorre a preservação da função motora e sensitiva do indivíduo, não havendo padrões definidos de recuperação (UMPHARD, 2002).

A lesão ocorre devido à morte dos neurônios da medula e a quebra de comunicação entre os axônios oriundos do cérebro e suas conexões com os neurônios da medula, interrompendo assim, a comunicação entre o cérebro e todas as partes do corpo que ficam abaixo da lesão (Figura 6).



A figura 6 representa um desenho esquemático da lesão medular. Na área lesionada forma-se uma cavidade interna preenchida por diferentes células mortas e outras estruturas lesionadas, que mais tarde serão processadas pelo organismo. Suas bordas são circundadas por cistos, formando uma cicatriz. Alguns axônios permaneceram intactos com a camada de mielina totalmente preservada, conservando portanto, a capacidade de conduzir o potencial de ação. Outros axônios, mesmo sem lesão, não serão capazes de conduzir as informações devido à destruição das camadas de mielina. Os demais foram lesionados, provocando à interrupção das transmissões de comando e sensações (LUBIM, A < [http:// www. Google.com.br/ lesãomedular. Html](http://www.Google.com.br/lesãomedular.Html)> Acesso em: 28 dez. 2005).

Ao contrário dos neurônios (axônios) espalhados pelas demais partes do corpo, que são capazes de se regenerar, as mesmas células quando no SNC, não possuem essa mesma capacidade, o que torna irreversível as lesões de medula (MACHADO, 2002).

As lesões medulares ocorrem por dois mecanismos: mecanismos traumáticos e mecanismos não-traumáticos. Entre os mecanismos traumáticos, o trauma mecânico é a causa mais comum de lesões medulares, resultado de forças de impacto suficientemente alta. Com exceção dos ferimentos por arma de fogo e arma branca, a maioria das lesões resulta de forças indiretas geradas pelo movimento da cabeça e tronco, e raramente essas lesões são causadas por forças diretas sobre a vértebra (UMPHERD, 2002).

O traumatismo da coluna envolve flexão forçada ou extensão em combinação com rotação, compressão, cisalhamento, ou separação das vértebras, resultando em fraturas, luxação ou ambas. Essas forças de flexão quando em grande magnitude, podem provocar fraturas comminutivas dos corpos vertebrais que são geralmente designadas como fraturas de explosão, que podem deslocar fragmentos ósseos para dentro do canal espinhal causando a lesão medular. As lesões em extensão ocorrem freqüentemente no nível cervical e na maioria das vezes resultam em ruptura do ligamento longitudinal anterior e fratura dos elementos posteriores da coluna cervical (UMPHERD, 2002; MENEZES, 1999).

Em relação aos mecanismos não-traumáticos, o comprometimento circulatório é uma das causas mais comuns, na forma de embolia, trombose e hemorragia. Estas provocam disfunção neurológica na região medular afetada e abaixo dela. A compressão medular pode ser causada por várias patologias, entre elas a subluxação vertebral devido à artrite reumatóide, assim como a espondilose vertebral, devido a espondilite anquilosante, neoplasmas primários e secundários, degeneração vertebral devido a estados de infecção, provocados, por exemplo, estafilococos e sífilis, doença de Paget e prolápio de um disco intervertebral para dentro do canal medular (UMPHERD, 2002).

Outras disfunções na medula podem ser causadas por doenças desmielinizantes, como esclerose múltipla e esclerose lateral amiotrófica; processos inflamatórios, que afetam o cérebro e a medula espinhal; malformações congênitas da coluna vertebral com suas perdas funcionais resultantes do comprometimento da medula (UMPHERD, 2002).

A tetraplegia resulta em diminuição funcional dos membros superiores e inferiores, assim como tronco, órgãos pélvicos e respiratórios. As lesões do plexo braquial ou nervos periféricos fora do canal medula, não consideradas tetraplegia (LOPEZ, 2001).

Os indivíduos com lesão medular variam em níveis de função respiratória como conseqüência do grau de déficit neurológico, ou seja, quanto mais alto o nível da lesão, maior será o comprometimento dos músculos inervados abaixo da lesão, tornando a musculatura enfraquecida ou paralisada, trazendo grandes conseqüências funcionais sobre a respiração (PREJOR, 2002; IRWIN & STEPHELEN, 2003; MENEZES, 1999).

Para o paciente tetraplégico, a capacidade de produzir inspiração eficaz fica prejudicada devido à fase de choque medular, quando os músculos abaixo do nível da lesão tornam-se flácidos e a caixa torácica móvel. A contração do diafragma resultará num padrão respiratório paradoxal com expansão limitada. Após cessar o estado de choque medular, os músculos tornam-se espásticos, os tendões, ligamentos e as articulações da caixa torácica tornam-se enrijecidos devido a diminuição do movimento ativo, dificultando a função respiratória desse paciente (PREJOR, 2002; MENEZES, 1999).

Em relação às paralisias provocadas por lesão medular, é importante ressaltar que a lesão física na medula pode se apresentar de várias formas, de acordo com a causa da lesão. Em alguns casos pode haver a formação de uma cicatriz no local lesionado, já em outras situações ocorre apenas uma desmielinização das fibras nervosas, ou seja, causas diferentes que terão o mesmo efeito, que é a perda da capacidade da medula em conduzir os estímulos nervosos através da região lesionada e a paralisia.

2.2.4 Métodos de Diagnóstico

A radiografia convencional de tórax nos permite visualizar o contato do diafragma com os pulmões nas incidências de perfil e postero-anterior. Anatomicamente em indivíduos normais a cúpula diafragmática direita é mais elevada que a esquerda, o que justifica o posicionamento do fígado do lado direito (JUHL, 1996; TARANTINO, 1997; OH et al., 1988).

A ultra-sonografia é um método que permite avaliar a função do diafragma em relação à presença de elevações das hemicúpulas, localizar líquidos infra e supra diafragmáticos, analisar as condições do parênquima hepático e esplênico e identificar anomalias diafragmáticas (HOUSTON, 1994; UEKI, 1995).

Entre outras, a tomografia computadorizada e a ressonância magnética são métodos de diagnóstico que complementa a ultrassonografia e a radiografia, devido à precisão e melhor resolução de diagnóstico (JUHL, 1996).

A fluoroscopia é um método que analisa os movimentos do diafragma e identifica se há ou não presença de paralisia (McCAULEY, 1984; CHAPMAN, 2000).

A função pulmonar pode ser avaliada através da espirometria que mede de forma direta os volumes e capacidades pulmonares, por outro lado, avalia de forma

indireta as condições da musculatura respiratória, pois quando há presença de disfunção diafragmática, observa-se alteração nos volumes e capacidades pulmonares (PEREIRA, 1996; DIEZ, 2000).

Segundo DIEZ (2000), a função diafragmática pode também ser avaliada pela medida das pressões inspiratória e expiratórias máxima, onde essas pressões mostram a força da musculatura inspiratória e expiratória.

A eletromiografia é um dos métodos clássicos utilizados para registrar a atividade de um determinado músculo, sendo que a mesma pode ser dividida em dois tipos: Eletromiografia de profundidade, onde os eletrodos são colocados no interior do músculo, em contato direto com as fibras musculares, conhecido como método invasivo; e eletromiografia de superfície, onde os eletrodos são colocados sob a pele, captando a soma da atividade elétrica de todas as fibras musculares ativas (método não invasivo) (DIEZ, 2000).

A força muscular do diafragma pode ser também avaliada de forma manual através do teste de função muscular, por meio da palpação do diafragma no momento inspiratório analisando sua força (KENDALL,1990; CUELLO,1991).

O paciente com disfunção diafragmática apresenta no exame físico aumento do trabalho ventilatório com o recrutamento dos músculos acessórios da ventilação, respiração paradoxal e taquidispnéia (CHAN, 1998).

2.3 POTENCIAL DE AÇÃO E CONTRAÇÃO MUSCULAR

A contração muscular esquelética é realizada pelos nervos motores, que se ramificam dentro do tecido conjuntivo, onde cada nervo origina numerosas terminações nervosas. No local da inervação, o nervo forma dilatação que se localiza dentro de uma depressão da superfície da fibra muscular. Esta estrutura denomina-se placa motora. Neste mesmo local, o axônio é recoberto por uma delgada camada do citoplasma das células de Schwann. O terminal do axônio apresenta inúmeras vesículas sinápticas. Entre cada um dos ramos nervosos terminais do axônio e um recesso na superfície da fibra muscular, existe um espaço chamado de fenda sináptica (LOW & REED, 2000; GANNONG, 1998; LEWIS, 1996).

Iniciado o potencial de ação, o impulso elétrico se propaga ao longo da fibra muscular e alcança o retículo sarcoplasmático via túbulos T, onde determinam a

liberação de íons cálcio, eventos químicos acontecem iniciando o processo de contração muscular (KAPANDJI, 1987; FANG, 1991).

O potencial de ação da fibra nervosa atinge a fenda sináptica e logo, é transmitido para o tecido muscular por meio da liberação de uma substância transmissora chamada acetilcolina, contida nas vesículas localizadas na membrana pré-sináptica. A acetilcolina é liberada na forma de pequenos pacotes, sendo necessária uma certa quantidade para atingir o limiar da célula pós-sináptica. Uma vez atingido o limiar, ocorre a despolarização da fibra nervosa. Quando liberada, a acetilcolina atravessa a fenda sináptica e a placa motora pelo processo de difusão, e se liga ao seu receptor específico (receptor colinérgicos). A ligação com o receptor faz o sarcolema ficar mais permeável aos íons sódio e aos íons potássio, resultando em uma despolarização do sarcolema (GUYTON, 1989).

Quando iniciada a despolarização na placa motora, a propagação ocorrerá ao longo do sarcolema e penetra na fibra através do sistema T, onde o potencial de ação dispara a liberação de íons cálcio, iniciando, a contração muscular. Quando a despolarização termina, os íons cálcio são transportados ativamente de volta para as cisternas do retículo sarcoplasmático por uma bomba de cálcio localizada nas paredes dos túbulos do retículo sarcoplasmático e o músculo relaxa. O excesso de acetilcolina na sinapse é hidrolisado pela acetilcolinesterase (GANNONG, 1998, GUYTON, 1989).

2.5 HISTÓRIA DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

A estimulação elétrica tem muitas aplicações terapêuticas. Atualmente e historicamente, a estimulação elétrica tem sido usada principalmente para ativar eletricamente tecidos excitáveis como músculos e nervos (ANDREW, 2002).

A eletroestimulação vem sendo utilizada com sucesso na reabilitação após imobilização e inatividade, desde da década de 70 na União Soviética, onde mostrou-se capaz de atenuar as perdas de força muscular em indivíduos que sofreram intervenção cirúrgica. (SNYDER-MACKLER et al, 1991).

Em 1967, os estudos colocaram em prática o primeiro teste clínico da teoria do “Portão Espinhal da Dor”, onde oito indivíduos com dores crônicas cutâneas, fizeram uso da eletroestimulação, conseguindo analgesia em 80% dos casos. Foi demonstrado que a eletroestimulação direta dos nervos com eletrodos implantados

em voluntários saudáveis, modificava suas reações para estímulos dolorosos (LIANZA,1993).

Com o passar dos anos, a intervenção da estimulação elétrica como promotora da analgesia também ganhou força. As doenças medulares e cerebrovasculares têm grande impacto sobre a saúde da população, tanto pela complexidade das funções perdidas, quanto pela alta incidência de dor, resultando em impacto negativo no processo de reabilitação (KLOTZ.T et al, 2006).

A eletroestimulação, que era usada anteriormente, no tratamento de ganho de força muscular, está cada vez mais sendo utilizada e divulgada como método de tratamento estético (GRILLO et al 2003).

A utilização da estimulação elétrica transcutânea como método de indução da respiração tem sido usada há mais de décadas. Com o objetivo de recrutamento muscular e reabilitação diafragmática a fim de proporcionar melhorias na ventilação pulmonar (VALENGA, M.H et al, 2008; GEDDES, 1988).

Com todos esses benefícios da estimulação elétrica, as perspectivas de obter bons resultados em relação à ventilação pulmonar constitui o principal objetivo deste trabalho.

2.5.1 A Estimulação Elétrica

Na medula espinhal, a ativação de células do corno anterior, a partir de estímulos aferentes ou do neurônio motor superior, gera um potencial de ação que é transmitido através do axônio do neurônio motor inferior, promovendo a liberação de mediadores químicos na junção mioneural, o que levará à contração das fibras musculares inervadas por este neurônio (LIANZA, 2003).

Cada neurônio motor que sai da medula espinhal inerva diversas fibras musculares cujo número dependerá do tipo do músculo. O conjunto de células musculares e o neurônio responsável por sua inervação são chamados de unidade motora (LIANZA, 2000., KAPANDJI, 1987).

As fibras musculares de uma só unidade motora geralmente se situam próximas umas das outras, porém nem sempre são adjacentes. Habitualmente, as fibras musculares de diversas unidades motoras se interdigitam, fenômeno este que permite que as unidades motoras separadas produzam uma contração mais

harmoniosa, já que não são ativadas obrigatoriamente de forma simultânea (LIANZA, 2000).

A ação muscular é resultante da ativação das unidades motoras, caracterizando o fenômeno de recrutamento, ou seja, quanto mais síncrono for o recrutamento, maior será a força de contração do músculo (LIANZA, 2000).

As lesões medulares geralmente interrompem a comunicação funcional entre os centros superiores de controle motor e os músculos abaixo do nível da lesão, de tal maneira que os comandos vindos dos centros supra-medulares não atingem os músculos alvo, bem como informações proprioceptivas, necessárias para realimentar o sistema, resultando na paralisia dos membros (O' SULLIVAN, 1993).

A estimulação elétrica é uma técnica de ativação neural, ativação controlada das fibras nervosas que inervam grupos de músculos específicos, em seqüência tempo-espacial adequada, para gerar padrões funcionais de movimento, contribuindo para a realização das atividades comuns do cotidiano obtenção de contrações musculares e restauração artificial da função motora, atingindo não apenas a função motora mas também a função sensorial (CASTRO, M. et al, 2001).

A eletroestimulação pode ser realizada excitando diretamente o músculo ou excitando o nervo ou um fino ramo, que inerva o músculo desejado. Em ambos os casos observa-se que à medida que a duração do estímulo diminui, a força aumenta e que a duração mínima eficaz para o músculo é mais longa do que para o nervo (KRUSEN, 1994)

O estímulo deve ter amplitude e duração suficientes para igualar ou exceder o limiar de excitação do tecido. Geralmente, opta-se pela excitação do nervo, visto que as propriedades do nervo e do músculo, indicam que a excitação neural requer menores níveis de corrente do que a estimulação aplicada diretamente no músculo (PECKHAM, 1981).

Para a realização da estimulação elétrica deve-se levar em conta algumas considerações, como os nervos que serão ativados pelos sinais elétricos e como os músculos se contraem em resposta a esses sinais. Em relação à excitabilidade das fibras nervosas existe uma curva que nos mostra como isto acontece.

Para se obter essa curva é necessário que um estímulo com tensão de 4 V (Figura 7) seja aplicado à fibra, mensurar o tempo de duração mínima do estímulo necessário para excitar a fibra (GUYTON, 1989).

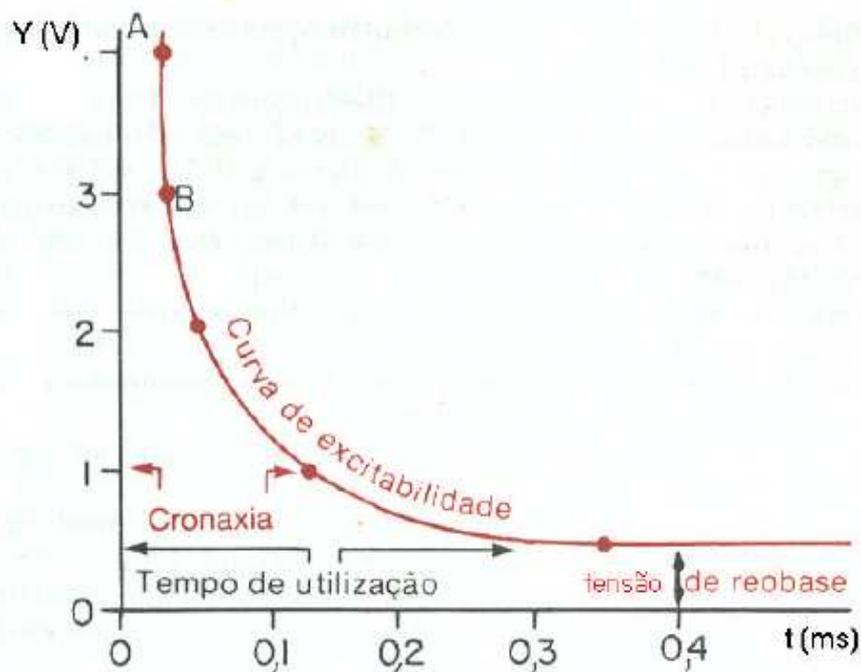


FIGURA 7 - CURVA DE EXCITABILIDADE DE UMA GRANDE FIBRA NERVOSA MIELINIZADA, ILUSTRANDO OS VALORES DA REOBASE E DA CRONAXIA (GUYTON, 1989).

Segundo GUYTON (1989), para desencadear o potencial de ação, é necessário que seja dada uma tensão mínima, à reobase. A cronaxia é determinada pelo tempo necessário para estimular a fibra com o dobro da tensão da reobase. O valor resultante é utilizado para expressar a excitabilidade relativa de diferentes tecidos excitáveis.

Potenciais elétricos evocados em um nervo, são transmitidos ao longo da fibra nervosa em ambas as direções do ponto de início, sendo que o intervalo de tempo entre os estímulos se reduz gradualmente, há um outro intervalo em que o segundo estímulo não irá ativar o nervo (GUYTON, 1989).

Esse fenômeno ocorre devido os canais de Sódio serem inativados após desencadear o potencial de ação, nesse momento as comportas de inativação permanecem fechadas, os canais de sódio só se abrirão quando o potencial de membrana retornar ao seu valor inicial ou próximo dele (GUYTON, 1989).

Neste período não é mais possível estimular o nervo, a ele denomina-se período refratário absoluto, onde a membrana ainda se encontra despolarizada pelo potencial de membrana precedente (GUYTON, 1989).

A estimulação elétrica funcional é realizada no neurônio motor intacto para iniciar a contração de músculos paralisados, de modo a produzir movimento

funcional. Através da corrente elétrica o FES (Estimulação Elétrica Funcional) proporciona uma resposta sincronizada de todas as unidades motoras dos músculos, e para que ocorra esse sincronismo de forma eficiente é necessário treinamento específico, com o objetivo de evitar fadiga e impedir a reabilitação adequada (LOW, 2004; LIANZA, 2000; LEITÃO, 1979).

As correntes de baixa frequência (1- 49 Hz) tornam as fibras musculares mais lentas e resistentes, e não produzem tensão máxima. A medida que a frequência de chegada dos impulsos nervosos se eleva, o grau de tensão gerado se torna maior até que atinja a tetania completa, ponto este em que uma elevação adicional da frequência não gera elevação de tensão (ENOKA, 1988 b). As Unidades motoras rápidas entram em tetania completa a frequências mais elevadas que as unidades motoras lentas (ROME & LINSTEDT, 1997).

Experimentos têm demonstrado que há plasticidade nas fibras musculares, sendo o músculo capaz de sofrer adaptações diante de fatores como a desnervação e a estimulação elétrica. Vários pesquisadores têm investigado os efeitos da estimulação elétrica crônica de baixa frequência (1- 49 Hz) em músculos desnervados de animais, observando transição das cadeias pesadas de miosina, conversão parcial de fibras rápidas para lentas em músculos de contração rápida e redução da atrofia muscular (FERNANDES, K. et al., 2005).

2.5.2-Tipos de Fibras Musculares

Existem três tipos diferentes de fibras musculares: tipo I, tipo IIA e tipo IIB (VERKOSHANSKI, 2001).

As fibras do tipo I apresentam coloração vermelha escura, devido à alta concentração de mioglobinas (hemoglobina muscular que armazena oxigênio) e mitocôndrias. É designada de fibra de contração lenta ou oxidativa lenta e possui pequeno diâmetro (GUYTON, 1997).

As fibras do tipo II apresentam coloração pálida devido a pouca concentração de mioglobinas. Também são chamadas de fibras de contração rápida ou glicolíticas rápidas. Possuem diâmetro maior do que as fibras do tipo I. As fibras IIA desenvolvem uma força de contração maior e completam uma contração muscular única em menor tempo que as fibras do tipo I. No entanto, as fibras do tipo IIA fatigam mais rápido do que as do tipo I. As fibras do tipo IIB é designada de

oxidativa rápido-glicolítico e são intermediário em relação as características cor, número de mitocôndrias e hemoglobinas, tamanho, velocidade de contração e velocidade de fadiga (GUYTON, 1997; DELAMARE, 1997).

2.5.3- Estimuladores Neuromusculares

Estimuladores neuromusculares produzem trens de pulsos elétricos que causam excitação dos nervos periféricos e conseqüentemente, do tecido muscular (HULTMAN al et., 1983). Estes pulsos elétricos penetram nos tecidos corporais através de eletrodos de superfícies. Tais tipos de estimuladores podem corretamente ser chamados Estimuladores Neuromusculares Transcutâneos. Cada pulso de corrente despolariza a fibra nervosa. A frequência de repetição do pulso pode ser de até 1KHz. Os pulsos podem ser todos em uma direção (unifásicos) ou em ambas as direções (bifásicos) (LOW E REED, 2000).

Cada pulso pode também ter correntes constante ou voltagem constante. Ambos são conseqüências do modo como são dispostas as resistências no circuito interno do aparelho; eles diminuem as possibilidades de mudança no pulso elétrico devido às alterações na resistência externa, como ocorre em decorrência do ressecamento de compressas ou do gel. Quando os eletrodos são fixos ou estacionários usa-se geralmente a corrente constante, mas se um eletrodo é movido durante o tratamento, uma aplicação dinâmica, é preferível uma voltagem constante (LOW & REED, 2000).

Devido às qualidades apresentadas, estas correntes podem estimular um nervo motor e, assim provocar a contração dos músculos inervados por ele (LOW & REED, 2000).

Segundo ANDREWS (2002), TENS (Estimulação Elétrica Neuromuscular Transcutânea), FES (Estimulação Elétrica Funcional) e CF (Corrente Farádica), são exemplos de correntes de baixa frequência (1- 49 Hz) entre outras. A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é uma corrente de baixa frequência (1- 49 Hz) e tem como objetivo a estimulação do músculo para provocar contração muscular.

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é utilizada na reeducação muscular, redução de espasmos, retardo da atrofia e fortalecimento muscular. O emprego da estimulação elétrica reverte a ordem na qual as fibras musculares são recrutadas para a contração. Durante as contrações musculares, os nervos motores

de pequeno diâmetro do tipo I são os primeiros a se contraírem. Devido a sua constituição, as fibras do tipo I não geram muita força, mas são capazes de manter a contração por um período prolongado. A estimulação elétrica estimula os nervos motores de grande diâmetro do tipo II a se contraírem antes das fibras do tipo I. Como as fibras do tipo II são capazes de produzir mais forças, o vigor da contração aumenta (STARKEY, 2001).

A reversão da ordem de recrutamento do nervo motor é o resultado dos tamanhos relativos dos nervos e de suas profundidades abaixo da superfície da pele. A estimulação elétrica provoca, em primeiro lugar, a despolarização dos nervos de grande diâmetro, porque seu diâmetro oferece menos resistência ao fluxo de corrente, e com isso, os nervos motores do tipo II, sendo mais superficiais, recebem estimulação maior do que os nervos do tipo I mais profundos (STARKEY, 2001).

O torque produzido está relacionado diretamente com a quantidade de corrente introduzida no músculo. A força de contração pode ser ainda mais alterada com mudança da colocação do eletrodo. Os geradores para EENM (Estimulação Elétrica Muscular Neurofuncional) utilizam uma ampla variedade de formas de onda, mas a maioria das unidades atualmente comercializadas emprega a onda bifásica. De acordo com a literatura não existe uma forma de onda universalmente confortável, mas que o conforto depende da preferência individual. Os pulsos simétricos tendem a ser menos dolorosos quando aplicados a uma grande massa muscular, pois há uma quantidade igual de estimulação sob ambos os eletrodos (STARKEY, 2001).

Segundo KITCHEN & BANZIN, 1998, é importante ter em mente a preferência do indivíduo, as ondas bifásicas simétricas são geralmente as preferidas, enquanto que outros autores informaram não haver diferenças significativas entre as ondas senóidais, retangulares e triangulares. Portanto, deve-se ajustar a forma de onda, para que seja produzida uma contração satisfatória, do modo mais confortável possível.

A estimulação neuromuscular é uma modalidade dependente da frequência. A corrente deve ser forte o suficiente para ultrapassar a resistência capacitiva (Reatância capacitiva) do tecido, antes de estimular os nervos motores. A resistência capacitiva do tecido é inversamente proporcional à frequência da corrente. Portanto, em frequências relativamente baixas empregadas nos geradores

de EENM deve-se produzir uma corrente maior para promover o estímulo (STARKEY, 2001).

Eletroestimulação de média frequência (50-200 Hz) causam elevação da força e da velocidade de contração da fibra muscular. Outras pesquisas utilizando frequências de 50 Hz observaram torques superiores a 60% da CVM (Contração Voluntária Máxima) isométrica, em contra partida, utilizando 10 Hz o torque obtido foi de 30 a 40% daquele observado a 50 Hz (STARKEY, 2001).

Correntes de média frequência apresentam frequências de repetição de pulso maiores do que 1 KHz. Nessa frequência, cada fase de corrente não pode estimular um impulso nervoso, já que pulsos que se sucedem caem no período refratário. Os métodos usuais para permitir a repolarização da membrana nervosa são a modulação da amplitude (IFT) ou interrupção (Russa) (LOW E REED, 2000).

Na década de 70 foram publicadas alegações de que a corrente interrompida de média frequência de 2,5 kHz poderia ser usada para gerar maior força muscular do que uma contração muscular voluntária máxima. Essa corrente descrita chama-se Corrente Russa, seu uso foi investigado pela primeira vez pelo Dr. Y. M Kotz na literatura Russa. Na época provocou interesse, pois o time olímpico russo, estava usando em complemento aos métodos de treinamento e sugeriu-se que seu uso levaria a ganhos significativos (30-40%) na força muscular (LOW E REED, 2000).

Embora seja uma corrente de média frequência, os nervos são estimulados, pois ela é interrompida para produzir uma estimulação de baixa frequência de 50 Hz. Devido aos pulsos curtos (0,2 ms), ela passa com razoável facilidade através da pele e é efetiva na estimulação de nervos motores, mas o estímulo deve-se ao pulso elétrico inicial, portanto o propósito do repouso do trem de 10 ms não está claro. Na verdade, ela é um pulso de curta duração do tipo farádico a 50 Hz (LOW & REED, 2000).

Segundo CURRIER (1987), a teoria para seu uso destaca que, a estimulação elétrica máxima pode fazer com que quase todas as unidades motoras do músculo se contraíam de forma sincronizada, algo que não se consegue na contração voluntária. Isso permitiria a ocorrência de contrações musculares mais fortes com a estimulação elétrica e conseqüentemente hipertrofia muscular, porém não há um grau maior do que o obtido com a atividade voluntária.

GILLES et al., (1987) alegaram que a força gerada eletricamente era maior do que a gerada de forma voluntária, mas sem produzir dor. Essa alegação também

não foi inteiramente sustentada; em um estudo cuidadoso que analisou valores de torque e pontuações de dor, as asserções foram definitivamente refutadas.

Esta corrente pode ser aplicada do modo usual com eletrodos colocados sobre o ventre muscular. Para conseguir hipertrofia muscular, que é o propósito usual, são aplicadas correntes de alta intensidade que produzem contrações musculares máximas toleráveis, em séries de poucos segundos, separadas por períodos de repouso mais longos (LOW & REED, 2000).

CABRIC et al., 1988; MARTIN et al., 1993; PORTMANN et al.,1991; STEFANOVSKA et al., 1985) observaram que correntes de alta frequência produzem elevação na força muscular, na velocidade de contração das fibras musculares (KARBA et al.,1990), no torque concêntrico gerado a altas velocidades (MAFFIULETTI et al., 2000; POUMARAT et al.,1992) no torque excêntrico e na impulsão vertical (KOTZ et al., 1971; MAFFIULETTI et al., 2000 A; RISALITI et al., 1999).

KARBA et al. (1990) após estimulação elétrica em humanos com frequência de 100 Hz observou redução no período de latência (tempo entre o estímulo e o início de contração muscular) de 14,2 / 12% e redução no período entre o início da contração e o pico de tensão de 16,5 / 9%, mostrando que os músculos estimulados tiveram a velocidade de contração aumentada.

Elevadas frequências de pulso causam fadiga muscular e frequências muito baixas não permitem que a contração muscular seja eficiente. Para que se tenha eficácia no tratamento com a estimulação elétrica funcional, as frequências utilizadas devem ser de 10 e 50 Hz (LIANZA, 1993).

Os músculos desenergizados não são ativados por pulsos com duração abaixo de 0,1 ms, as indicações terapêuticas são pulsos com duração de 0,2 á 0,5 ms (LIANZA,1993).

Na década de 90, através de pesquisas, foi publicado um protocolo de estimulação diafragmática elétrica transcutânea aplicado a humanos, que consistia dos seguintes parâmetros: corrente modulável para ajuste de tempo de subida igual a 1 s, tempo de sustentação da contração igual a 1 s, e tempo de relaxamento igual a 2 s; a frequência da corrente seria em torno de 25 Hz / 30 Hz; a largura de pulso da corrente deveria estar entre 0,1 ms/10 ms. Esse protocolo foi utilizado como recurso fisioterapêutico no tratamento de cinco pacientes, sendo que quatro com injúria frênica de pós-cirurgia cardíaca; e um com sequelas respiratórias de

poliomielite; os eletrodos foram posicionados bilateralmente no sexto, sétimo e oitavo espaços intercostais da linha média axilar quatro vezes ao dia, durante vinte minutos. Eram utilizados como avaliação a radioscopia e a espirometria. Os resultados demonstraram ganho de excursão diafragmática na radioscopia, bem como incrementos nos valores espirométricos dos pacientes tratados (CANCELLIERO, 2006).

Outros estudos mostraram que a estimulação elétrica transcutânea é utilizada de forma positiva em pacientes portadores de traumatismo raquimedular cervical, promovendo a contração diafragmática nessas situações (AQUIM, 1992; WETZEL, 1994; WHEELER, 1994; DAMASCENO, 1997).

2.5.2 Eletrodos

A energia elétrica para terapia precisa ser aplicada aos tecidos do corpo com pelo menos dois eletrodos para formar um circuito completo (LOW & REED, 2004).

Existem dois tipos principais de eletrodos. Os eletrodos à base de polímeros, consistem em uma borracha siliconada impregnada com carbono. Esses eletrodos são reutilizáveis, podem ser cortados no tamanho apropriado e podem ser moldados à superfície da pele do indivíduo. Eles são geralmente acoplados à pele usando um gel condutor elétrico e precisam ser fixados no local com segurança (KITCHEN et al., 1999).

O segundo tipo são os eletrodos de estanho ou alumínio, pouco maleáveis. Esses são acoplados à pele como soro fisiológico, que é normalmente retido por uma cobertura de algodão ou esponja, e são posicionados com segurança sobre o tecido. Além disso, o acoplamento pode ser obtido colocando-se tanto a parte do corpo a ser estimulada quanto os eletrodos em um banho de imersão. Esses eletrodos podem ser cortados no tamanho necessário e são reutilizáveis e menos maleáveis (KITCHEN et al., 1999).

Já no segundo LOW & REED (2004), existem três tipos de eletrodos. O autor cita o primeiro eletrodo acima e divide o segundo em dois tipos. Um eletrodo metálico maleável como uma folha de lata ou alumínio ligados à pele com água retida em uma compressa de linho, algodão, gaze, ou alguma forma de material esponjoso, onde a água proporciona a via uniforme de baixa resistência que contém íons para a corrente enquanto o material absorvente serve para manter a

água no local. O terceiro eletrodo é um processo que compreende um banho ou imersão de água onde a parte do corpo é imersa juntamente com um eletrodo. A corrente é passada do eletrodo para os tecidos através da água.

Avanços recentes no modelo de eletrodos aumentaram ainda mais a facilidade com que podem ser aplicados e melhoraram seu contato elétrico com a pele. Tais eletrodos são consideravelmente mais maleáveis dos que os de antigamente e têm uma camada regular de material condutor, sendo essas qualidades particulares que permitem a eles fazer um contato mais efetivo com a pele, além disso, são auto adesivos e reutilizáveis, fatores que tornam seu uso rápido, fácil e econômico (KITCHEN et al., 1999).

Vários autores, compararam a eficiência com que diferentes eletrodos conduzem os estímulos para os tecidos. O primeiro autor demonstrou através de pesquisas, que os eletrodos metálicos são mais eficientes enquanto que o segundo autor, mostrou que os eletrodos de borracha siliconada são geralmente mais eficientes que muitos outros tipos a base de polímeros (KITCHEN et al., 1999).

Existem eletrodos de mão (tipo caneta) e placa. O primeiro facilita o movimento rápido do eletrodo, o que pode ser particularmente útil quando se procura o melhor ponto de estimulação. O outro é mais útil para um período de estimulação prolongado (KITCHEN, S. et al., 1999).

A técnica de implantação de eletrodos consiste em colocar o eletrodo direto no nervo escolhido para o envio de impulsos elétricos, como consequência a resposta muscular esperada. Ao contrário dos eletrodos de superfície, os implantados apresentam maior risco de infecção. Além disso, para que se tenha um bons resultados, é importante que a técnica seja realizada de forma adequada, profissionais especializados, com atenção e precisão ao realizar o procedimento, tendo em vista que, qualquer falha do profissional ou do equipamento, poderá trazer consequências ao paciente e resultados não esperados. Antes de qualquer procedimento deve-se realizar uma avaliação detalhada do paciente, e através desta, descobrir quais as chances desse paciente em responder ao tratamento.

A escolha do tamanho do eletrodo depende do tamanho do músculo a ser estimulado e da intensidade da contração a ser promovida. Eletrodos pequenos podem ser utilizados na localização da estimulação a pequenos músculos, ou podem ser empregados na aplicação de um estímulo sobre o nervo que inerva um

músculo. Eletrodos maiores são necessários para estimulação de músculos maiores e grupos musculares (KITCHEN, S. et al., 1998).

Embora a disseminação da corrente elétrica sobre a superfície dos eletrodos possa ser irregular, pode-se dizer que quanto maior o eletrodo, mais baixa a intensidade de corrente por unidade de área. Ao contrário, pequenos eletrodos tendem a levar à contrações musculares mais fortes, devido ao aumento da intensidade da corrente (KITCHEN, S. et al., 1998).

Apesar da intensidade da corrente ser o fator mais importante na determinação do efeito de uma corrente aplicada, a polaridade também precisa ser considerada. A polaridade será significativa apenas com pulsos monofásicos, heterogeneamente bifásico ou se o pulso tiver uma carga homogeneamente bifásica, diferente na amplitude (LOW & REED, 2004).

Mesmo quando um par de eletrodos seja do mesmo tamanho, a intensidade da corrente não será exatamente igual em cada um deles, devido às variações na impedância da pele e na resistência da junção eletrodo/tecido (LOW & REED, 2004).

Contudo, deve-se lembrar que o estímulo final recebido pelo tecido depende de outros fatores, como o ponto pelo qual a corrente penetra no eletrodo e natureza e eficiência do meio de contato (KITCHEN, 1998).

A escolha final do eletrodo é determinada pela avaliação de todos os fatores mencionados acima.

2.5.3 Pontos Motores

O ponto motor de um músculo é o ponto, sobre a pele onde pode ser obtida a máxima contração muscular. Geralmente o ponto motor de um músculo está localizado sobre o ventre muscular, na junção entre os terços superior e médio do ventre. Os eletrodos podem ser posicionados no músculos de várias maneiras, mas para que ocorra a ativação dos músculos de forma adequada, é necessário posicionar corretamente os eletrodos (KITCHEN, 1998; SCOTT, 1996; GEDDES, 1988).

Com o grande interesse em estimular eletricamente o músculo diafragma, alguns pesquisadores propuseram que o estímulo deveria ser aplicado entre os músculos escaleno e esternocleidomastóideo de cada lado do pescoço por representar o melhor ponto para estímulo do nervo frênico e conseqüente

estimulação do diafragma (CANCELLIERO et al., 2006). Esta técnica já foi utilizada em humanos neonatos e portadores de poliomielite, com o objetivo de promover a contração muscular diafragmática (SARNOFF, 1951; GOLDENTHAL, 1961).

Na década de 80 foram realizados trabalhos com pacientes portadores portadoras de disfunções diafragmáticas, onde foi implantado cirurgicamente um micro estimulador elétrico nas proximidades do nervo frênico gerando um marca passo frênico, com objetivo de induzir contração da musculatura diafragmática e melhorar a ventilação pulmonar (GLENN, 1985).

Experimentos foram realizados com cães monitorados eletroneuromiograficamente sendo proposto três pontos motores para o nervo frênico: sexto, sétimo e oitavo espaços intercostais da linha média axilar, região paraxifóidea e a base do pescoço entre o escaleno e o esternocleidomastóideo de cada. Após este estudo, houve o consenso de que impulsos de baixa intensidade de corrente estimulam o diafragma no ponto da região paraxifóidea e o nervo torácico longo na região do sexto, sétimo e oitavo espaços intercostais da linha média axilar, por outro lado, impulsos de alta intensidade estimulam os músculos abdominais no ponto paraxifóideo e o diafragma nos pontos do sexto, sétimo e oitavo espaços intercostais da linha média axilar (CANCELLIERO et al.,2006).

A corrente aplicada na caixa torácica não deve repercutir em alterações na hemodinâmica ou no ritmo cardíaco. Para dirimir esta dúvida foram realizados experimentos com cães, sendo determinado que o valor seguro da largura do pulso da corrente para contrair o diafragma deveria estar entre 0.1 ms- 10ms (CANCELLIERO et al.,2006).

Em 1991, GEDDES, mapeou o pulmão de um cachorro bilateralmente, indicando na superfície pulmonar os pontos que produzem inspiração (I), expiração (x) e os pontos onde os músculos inspiratórios e expiratórios contraem-se simultaneamente .

Foram estimulados os pontos anteriores à axila com trens de pulso de 0.5 s e pulsos de 0.1ms, medindo o volume de ar inspirado em função da intensidade da corrente. Com essa localização de eletrodos, observam-se duas fases na curva, a primeira fase representa a estimulação dos nervos ao longo do tórax, responsável pela inervação dos músculos intercostais externos, e a segunda fase representa o aumento na intensidade da corrente, produzindo um maior volume inspirado, com a estimulação do nervo frênico.

RICILI em 1989, realizou estudos com macacos, onde foi estabelecido dois pontos no pulmão, onde a inspiração pode ser realizada. Um dos pontos seria à axila e o outro a paraxifóidea.

Foram utilizados pulsos de 10 us, trens de pulso de 0.8 ms e frequência de 60 Hz, a amplitude do pulso era aumentada linearmente, promovendo uma inspiração tranqüila. Verificou-se, que na posição anterior a axila, há um volume inspirado maior que o obtido na posição paraxifoidea, em torno de 125 ml.

O próximo passo foi avaliar a aplicabilidade da corrente elétrica em humanos portadores de disfunção diafragmática, utilizando a eletroneuromiografia respiratória e pressão transdiafragmática com balões intraesofágicos. Foram escolhidos pontos situados na base lateral do pescoço esquerdo e direito e a frequência utilizada foi de 1Hz e a largura de pulso de 0.1 ms. O estudo revelou que o procedimento foi eficaz no condicionamento muscular diafragmático beneficiando 95% dos pacientes com disfunções diafragmáticas (GEDDES et al, 1989; CANCELLIERO et al.,2006).

Os eletrodos devem estar fixados em pontos paraxifóideos ou intercostais na linha média axilar; a intensidade deveria ser a mínima para obter contração; o tempo de estimulação seria de 20 minutos. (MIER. A et al,1987; BOLTON et al, 1992; CANCELLIERO et al.,2006).

2.6 ELETROVENTILAÇÃO

É um método utilizado para produzir respiração artificial através da corrente elétrica com eletrodos colocados estrategicamente na superfície do corpo.

A respiração consiste na inspiração, momento que é gerado uma pressão negativa intratorácica, fazendo com que o ar entre nos pulmões, e conseqüentemente realize a troca gasosa. Para que ocorra a pressão negativa é necessário a contração da musculatura respiratória, principalmente do músculo diafragma, principal músculo inspiratório, que durante a sua contração comprime estruturas abdominais. Durante o processo de relaxamento, no momento da expiração, a pressão intra-torácica aumenta, o ar sai dos pulmões, e a pressão atmosférica torna-se menor que a pressão nos pulmões (AZEREDO, 2000; SPENCE, 1991; KAPANDJI, 1987).

Esta técnica tem sido utilizada em indivíduos com disfunções diafragmáticas desde a metade do século. Pesquisas atuais, mostram aplicações através de

marcapasso diafragmático, onde este é implantado diretamente no nervo frênico, gerando pulsos e propiciando a contração do diafragma (GLENN et al., 1985).

A eletroventilação vem sendo utilizada com sucesso além da situação citada acima, mas também em situações em que o paciente necessita de um suporte ventilatório temporário (GEDDES et al., 1989).

2.6.1 Segurança na Eletroventilação.

A segurança na eletroventilação depende não apenas da posicionamento e localização dos eletrodos, mas também do tempo de duração do pulso para produzir a contração dos músculos desejados, ou seja, músculos inspiratórios (RUSHTON, 1997).

As complicações existentes são arritmias cardíacas, contração inadequada dos músculos e contração de músculos indesejados (ISH et al., 1990)

O ponto motor do nervo frênico não é fácil de ser encontrado, mas pode ser observado quando houver contrações fortes do músculo diafragma através da corrente elétrica de baixa intensidade. Entretanto, apesar das dificuldades encontradas, utilizando eletrodos bilaterais no pescoço para estimular o nervo frênico, a trajetória da corrente dificilmente excitará o miocárdio, trazendo complicações (GEDDES et al., 1988).

Conhecida as causas e as complicações existentes, é necessário que haja conhecimento e atenção ao utilizar a técnica de eletroventilação, para que se obtenha o resultado esperado.

CAPITULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

A pesquisa foi realizada na Associação dos Deficientes Físicos do Paraná. Foram avaliados dez pacientes tetraplégicos, dois deles apresentam lesão medular completa e sete, lesão medular incompleta. Sete são do sexo masculino e dois do sexo feminino.

O estudo foi realizado após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Tuiuti do Paraná sob registro nº 00004 / 2008 (Anexo 1).

Inicialmente foi apresentado aos participantes um Termo de consentimento livre e esclarecido, contendo informações sobre a pesquisa, como finalidade, procedimentos, riscos e benefícios (Anexo 2).

3.1.1 Critérios de Inclusão

Após os pacientes formalizarem a participação no estudo através do termo de consentimento livre e esclarecido informado por escrito, incluíram-se na pesquisa pacientes Tetraplégicos portadores de Lesão Medular Completa e Incompleta, ambos os sexos, idade entre 18 e 48 anos e que realiza e/ou realizou fisioterapia convencional em algum momento da vida.

3.1.2 Critérios de Exclusão

Foram excluídos pacientes que se recusaram a participar do estudo, portadores de outras patologias graves, os que estivessem participando e /ou participaram de um programa de reabilitação pulmonar nos últimos 3 meses, portadores de alterações cognitivas importantes e aqueles que não puderam comparecer ao tratamento regularmente.

3.2- PARAMETROS AVALIADOS

Todos os pacientes foram submetidos a uma avaliação fisioterapêutica prévia (que precedeu a Eletroestimulação), composta pelas seguintes atividades:

- a) Anamnese (espécie de entrevista antes da avaliação prática);
- b) Verificação de Sinais Vitais (Pressão Arterial, Frequência Respiratória e Frequência Cardíaca,);
- c) Inspeção (Observação do paciente quanto à presença de sinais que caracterizam presença de patologia);
- d) Cintometria (Avaliação da mobilidade da caixa torácica);
- e) Ausculta Pulmonar;
- f) Exame de força muscular do músculo Diafragma e Manovacuometria (Avaliação da pressão inspiratória máxima e pressão expiratória máxima);
- g) Oxímetria (Taxa de saturação de O₂ na corrente sanguínea, verificada através de um sensor óptico, usado no dedo indicador da mão).

Na anamnese foram coletados os seguintes dados:

Nome,

Sexo,

Idade,

Altura,

Peso,

Sinais Vitais;

Foi investigado o tabagismo e questionado sobre comprometimentos pulmonares, questões relevantes para a determinação de valores esperados nos testes de PiMáx e PeMáx (Manovacuometria)

A inspeção caracteriza-se na observação do paciente como um todo; a cintometria é realizada através da mensuração da caixa torácica com uma fita métrica posicionada na linha da cicatriz umbilical, durante a inspiração e a expiração.

3.2.1- Sinais Vitais

Na verificação de sinais vitais a (P.A) foi medida através de um esfignomamômetro da marca B-D e um estetoscópio da marca Taycos, a FR e FC avaliadas na contagem da frequência respiratória e dos batimentos cardíacos do paciente num tempo de 1 minuto.

3.2.2 Oxímetria

A oxímetria foi avaliada com um equipamento “Oxímetro portátil de pulso”, modelo EMAI transmaii OXP- 10, que mostra valores de SaO₂ (0 á 100%) e pulso, com faixa de medida da FC de 30 á 254 b.p.m, 7 níveis de bip de pulso e um sensor de dedo adulto (Figura 8).

Após as sessões de estimulação elétrica os pacientes eram submetidos ao teste de oxímetria para a verificação da saturação de oxigênio e batimentos cardíacos.

O teste foi realizado com os pacientes na posição sentada, com o sensor acoplado no dedo indicador esquerdo.



FIGURA 8- OXÍMETRO DE PULSO UTILIZADO PARA A MENSURAÇÃO DA SpO₂ E FREQUENCIA CARDÍACA, UTILIZADO ANTES E DEPOIS DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA.

3.2.3 Manovacuômetria

A mensuração da força muscular foi determinada através de um manovacuometro MV-120, fabricado pela Comercial Médica LTDA, com um intervalo operacional de 120 cm H₂O, no qual foi solicitado ao paciente que realizasse uma inspiração máxima e rápida, a partir do volume reserva expiratório (VRE) para obtenção da pressão de inspiração máxima, P_Imáx. A medida da pressão de expiração máxima, P_Emáx ocorre da mesma maneira, no entanto, neste caso, parte-se do volume reserva (VRI), para então realizar uma expiração máxima.

Além da manovacuometria também foi realizada a prova de função diafragmática para avaliação da força muscular baseada nos critérios descritos por CUELLO (1991), através da seguinte técnica: os quatro dedos (indicador, médio, anular e mínimo) do examinador devem ser posicionados imediatamente abaixo e anteriormente aos últimos arcos costais, para proceder a palpação diafragmática. A graduação da força muscular é determinada por graus 0, I, II e III, onde 0 não se percebe nenhum vestígio de contração; I percebe-se consistência e tônus muscular, com expansão torácica débil e não expulsa a mão do examinador; II tônus, consistência e expansibilidade normais, apresentando discreta resistência à mão do examinador e III tônus, consistência e expansibilidade torácica normais e expulsa a mão do examinador.

Ambos os testes foram executados com o paciente na posição sentada, onde os mesmos foram orientados sobre a realização do teste. Quanto a manovacuometria os pacientes foram orientados a respirar através de um bocal de forma que seus lábios não perdessem o contato com o mesmo para evitar a fuga do ar. Foi explicado ao paciente a técnica, onde todos os pacientes realizavam o teste no máximo quatro vezes, sendo que os melhores valores eram selecionados.

Os valores adquiridos foram comparados aos valores previstos para a população brasileira, de acordo com as equações de NEDDER, 1999 descritas a seguir (JORGE. R, 2009).

Mulheres

$$P_{iMáx} = - 0,49 \times (\text{idade}) + 110, 04$$

$$P_{eMáx} = - 0,61 \times (\text{idade}) + 115, 06$$

Homens

$$P_{iMáx} = -0,8 \times (\text{idade}) + 155, 3$$

$$P_{eMáx} = -0,81 \times (\text{idade}) + 165,$$

3.2.4 Cintometria

A avaliação da mobilidade da caixa torácica foi realizada através de uma fita métrica com faixa de medida de 1 cm á 149 cm. O teste foi realizado com o paciente sentado à 90°, no qual o abdômen do mesmo foi envolvido pela fita métrica, enquanto era orientado a realizar uma INSPIRAÇÃO e depois uma EXPIRAÇÃO. Cada atitude respiratória era mensurada com a fita métrica. O teste era realizado no mínimo 3 vezes, considerando o maior valor.

3.2.5 Questionário de Qualidade de Vida

De acordo com os sintomas relatados pelos pacientes no decorrer do tratamento e a interferência da corrente elétrica na musculatura lisa, houve a necessidade de implantar um questionário de qualidade de vida. O instrumento utilizado foi o questionário de qualidade de vida SF-36 modificada (Anexo 4), baseado em questões genéricas sobre o estado geral de saúde dos indivíduos e questões relacionadas aos sinais e sintomas relatados pelos próprios pacientes. Além da identificação do paciente, o questionário apresenta questões relacionadas as funções dos sistemas digestório e urinário , AVD's, dispnéia ao realizar AVD's, atividades sociais e estado emocional.

3.3 – TRATAMENTO

Foram realizadas 10 sessões intercaladas de eletroestimulação convencional (FESS) da marca NEURODYN II, modelo Sapphire Line (Figura 11), denominado “EQUIPAMENTO I”, sincronizada com a respiração do paciente, a partir de um programa próprio do equipamento, onde a cada inspiração / expiração ocorre o disparo manual da estimulação elétrica nos pontos motores do músculo diafragma. As sessões eram realizadas de segunda a sexta. Alguns dos pacientes realizavam o tratamento nas terça e quintas e outros na segunda, quarta e sexta, conforme sua disponibilidade.

Antes do início da estimulação elétrica, foi realizada a palpação do músculo diafragma, região abaixo do processo xifóide, para certificar-se da contração

muscular diafragmática e de que os eletrodos estavam posicionados de forma correta.

A técnica de estimulação foi realizada de forma transcutânea, com o paciente na posição sentado a 90°, onde foram posicionados 4 eletrodos de silicone na região paraxifóidea, entre o sétimo e o oitavo espaço intercostal, local dos pontos motores do músculo diafragma (Figura 10 e 11) . Segundo Azeredo, a posição sentada e a posição Fowler (Paciente sentado, com apoio do tronco e MMII estendidos á 30°) proporciona conforto ao paciente proporcionando melhor resposta mecânica respiratória.



FIGURA 9- EQUIPAMENTO I- ELETROESTIMULADOR NEURODYN II- MODELO SAPPHIRE LINE 4 CANAIS.

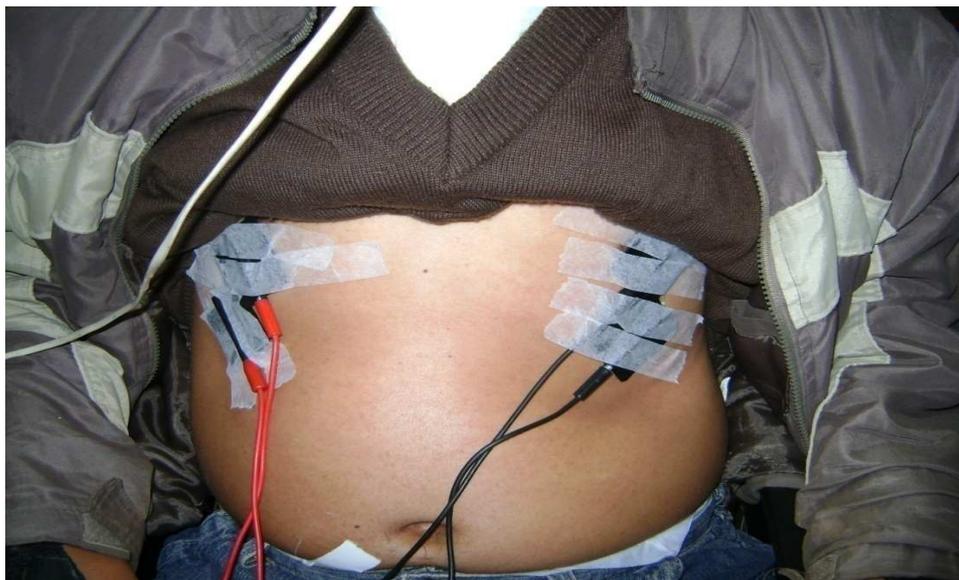


FIGURA 10- MÉTODO UTILIZADO DURANTE A INTERVENÇÃO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA TRANSCUTÂNEA COM 4 ELETRODOS DE SILICONE NA REGIÃO PARAXIFÓIDEA, ENTRE O SÉTIMO E O OITAVO ESPAÇO INTERCOSTAL, LOCAL DOS PONTOS MOTORES DO MUSCULO DIAFRAGMA

Quanto ao programa, foi utilizado o modo FESM (Eletroestimulação funcional/ Manual Stimulation), no qual a cada 2 s o terapeuta de forma manual, apertava um botão (Manual Stimulation) iniciando assim a estimulação do músculo diafragma numa frequência (Fr) de 60 Hz, período de pulso (T) de 250 us, tempo de rampa e tempo de descida de 1 s, tempo ON e tempo OFF de 2 s e tempo de estimulação de 18 minutos. A intensidade era determinada de acordo com a percepção do paciente, os que apresentavam lesão medular incompleta. Ao término das 10 sessões, os itens sinais vitais (Pressão Arterial, Frequência Respiratória e Frequência Cardíaca), cintometria, oxímetria e manovacuômetria foram reavaliados com o objetivo de verificar se a eletroestimulação convencional (FESS) causa alteração no padrão respiratório nesses tipos de pacientes .



FIGURA 11 –EQUIPAMENTO I- ELETROESTIMULADOR NEURODYN II (MODELO SAPPHIRE LINE) POSICIONADOS ENTRE O SÉTIMO E O OITAVO ARCOS INTERCOSTAIS, PONTO MOTORES DO MÚSCULO DIAFRAGMA.

Para uma análise comparativa, foram também realizadas dez sessões de eletro estimulação (Figura 12) com o MD2. Este equipamento foi desenvolvido num trabalho de mestrado por Marcelo Henrique Valenga, sob a supervisão do prof. Dr. Percy Nohama, no laboratório de Engenharia de Reabilitação da UTFPR. É composto por dois canais independentes, um sincronizador e um sensor de temperatura acoplado a uma máscara de oxigênio do paciente. A partir de pulsos sincronizados com a respiração do paciente, num tempo máximo de dezoito minutos cada sessão, com o objetivo de recrutar a musculatura respiratória, eram feitas as estimulação e as avaliações (VALENGA, 2008).



FIGURA 12– EQUIPAMENTO II – ELETROESTIMULADOR MD2, 2 CANAIS SINCRONIZADO COM A RESPIRAÇÃO DO INDIVÍDUO .

O método utilizado durante a eletroestimulação foram os mesmos citados acima com o FESMS (Equipamento I) em relação à número de sessões, dias das sessões, posição do paciente, número de eletrodos e posição dos mesmos. Após a confirmação do ponto motor do músculo diafragma, solicitava-se ao paciente a colocação da máscara, (Figura 13) e que o mesmo mantivesse um padrão respiratório, durante o momento do disparo da estimulação. A eletroestimulação foi realizada com eletrodos de superfícies, posicionados entre o sétimo e oitavo espaço intercostal, região paraxifóidea, local do ponto motor do nervo frênico (GEDDES, 1989).

Quanto aos parâmetros de estimulação, foram aplicados pulsos de 90 μ s e repouso de 400 ms, (2,04 Hz) e os bursts com período ativo de 1470 μ s e inativo de 600 μ s (483 Hz), conforme a (Figura 26) (VALENGA,2008). O tempo de estimulação foi de 18 minutos.

Para realizar a detecção dos movimentos respiratórios, foram utilizados dois sensores de temperatura, da empresa ADD-THERM, modelo M20-B-101(Figura 15). (VALENGA,2008)



FIGURA 13- SENSORES DE TEMPERATURA POSICIONADOS NA REGIÃO EXTERNA E INTERNA DA MÁSCARA DE OXÍGENIO.

Com o auxílio de um microcontrolador (sincronizador) foi possível fazer aquisições do sinal respiratório (Inspiração / Expiração) numa taxa de 500 amostras por segundo e enviar o valor amostrado, depois de cada conversão, para uma porta serial com interface RS-322. Basicamente o microcontrolador (Figura 14) analisa cada amostra do sinal respiratório e seleciona o momento de disparar o estimulador elétrico (MD2), sendo então, parte fundamental para este sistema (VALENGA, 2008).



FIGURA 14 – MÁSCARA COM OS SENSORES DE TEMPERATURA ACOPLADO À UMA MÁSCARA DE OXÍGENIO CONECTADA AO MICROCONTROLADOR (SINCRONIZADOR) .

Uma vez que essas duas situações (Inspiração / Expiração) foram satisfatórias, o microcontrolador (sincronizador- Figura 14) envia por um dos seus pinos de saída um evento para disparar o estimulador elétrico muscular (VALENGA, 2008).

A Figura 14 mostra os dois sensores de temperatura fixados na máscara respiratória e ligados num amplificador diferencial. O processador utiliza o sinal amplificado para determinar os momentos exatos de disparo do estimulador, cujos eletrodos estão devidamente posicionados nos pontos motores da musculatura envolvida no processo respiratório (VALENGA, 2008).

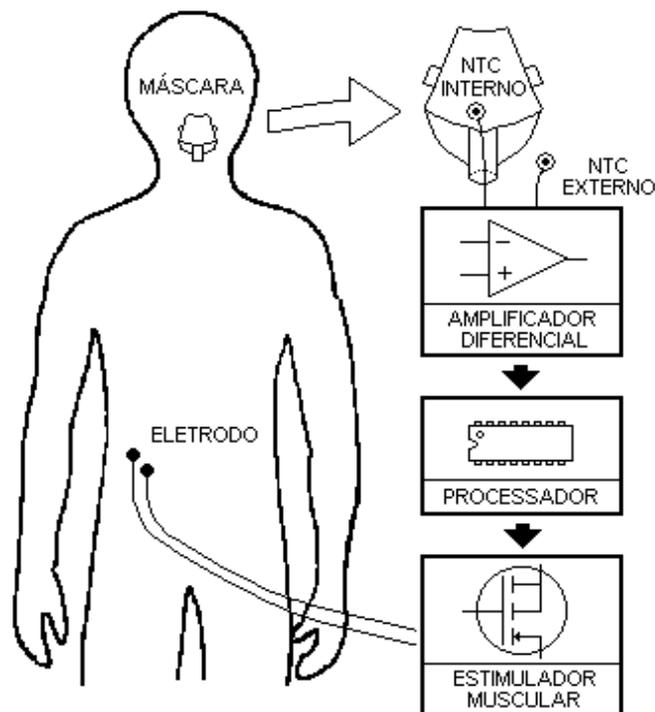


FIGURA 15- O PROCESSADOR UTILIZA O SINAL DOS TERMISTORES AMPLIFICADO PARA DETERMINAR OS MOMENTOS EXATOS DE DÍSPARO DO ELETROESTIMULADOR. PARA QUE ISSO OCORRA, OS ELETRODOS SÃO POSICIONADOS NOS PONTOS MOTORES DA MUSCULATURA ENVOLVIDA NO PROCESSO RESPIRATÓRIO (VALENGA, 2008).

Para a visualização do sinal respiratório, geração de estímulos e o ajuste do sinal respiratório, foi utilizado um notebook da marca Dell, Windows 97, onde foi instalado o programa LABVIEW 6i, um aplicativo que lê as amostras do sinal respiratório na porta serial RS-232, enviadas pelo micro controlador (sincronizador), e imprime na forma gráfica em um monitor, conforme a figura 16. Esse aplicativo possibilita que um profissional da área médica, utilizando um notebook pessoal, controle e registre todo o processo e avalie ao longo do tempo a sua eficiência (VALENGA, 2008).

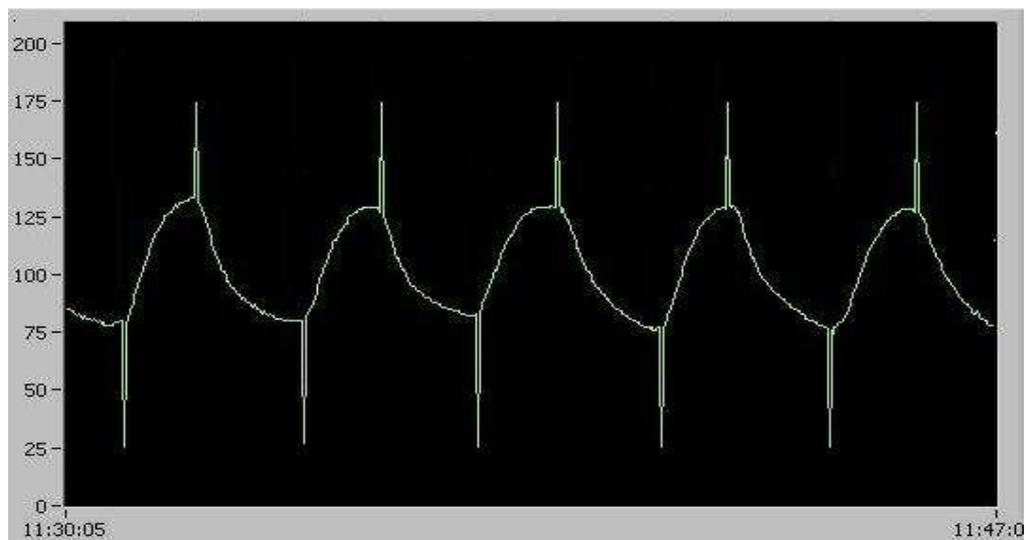


FIGURA 16- SINAL RESPIRATÓRIO ADQUIRIDO APÓS O DISPARO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA SINCRONIZADO COM O FINAL DA FASE EXPIRATÓRIA.

Ao término das 10 sessões, todos os pacientes foram reavaliados de acordo com os parâmetros citados, com o objetivo de verificar quais das técnicas de eletro estimulação causou alteração (melhora) no padrão respiratório nestes pacientes e qual o grau desta alteração.

CAPITULO 4

RESULTADOS

Os resultados descritos inicialmente estão relacionados à utilização da eletroestimulação Convencional (FESS), modo FESMS, chamado Equipamento I. Posteriormente serão mostrados os resultados relacionados ao Equipamento II, ambos foram obtidos através da aplicação de dois protocolos experimentais distintos de estimulação elétrica diafragmática sincronizada com a respiração dos pacientes.

4.1 EQUIPAMENTO I

Após ao tratamento com 10 sessões intercaladas de eletroestimulação, todos os pacientes foram reavaliados, de forma que, os resultados fossem analisados e comparados com os resultados obtidos na avaliação inicial (avaliação pré-equipamento I) e com os resultados adquiridos após o tratamento de 10 sessões de eletro estimulação com o Equipamento II .

4.1.1 Parâmetros Avaliados

Serão apresentados resultados gerais e específicos com comentários qualitativos. Mais adiante será apresentado o estudo estatístico dos resultados e uma conclusão geral do estudo, levando em conta a significância dos dados no contexto.

4.1.1.1 Sinais Vitais

Após 10 sessões, apenas um dos dez pacientes submetidos a eletro estimulação (FESMS) apresentaram melhora nos sinais vitais, no quesito PAS (sexo feminino, com lesão medular completa), três obtiveram valores inferiores aos obtidos na avaliação inicial (todos do sexo masculino, dois com lesão medular completa e um com lesão medular incompleta) e os seis restantes (ambos os sexos, com lesão medular completa e incompleta) apresentaram os mesmos resultados obtidos na avaliação inicial (avaliação pré- equipamento I).

Em relação à PAD, três dos pacientes (dois do sexo masculino e um do sexo feminino, dois com lesão medular incompleta e um com lesão medular completa) obtiveram resultados satisfatórios e três (todos do sexo masculino, dois com lesão medular completa e um com lesão medular incompleta) apresentaram valores inferiores aos adquiridos na avaliação inicial, e quatro dos avaliados (um do sexo feminino e três do sexo masculino, dois com lesão medular completa e dois com lesão medular incompleta) mantiveram os valores iniciais (Tabelas 1 e 2 no Anexo 5).

No quesito FC, em três dos avaliados (dois do sexo masculino, um deles com lesão medular completa e o outro com lesão medular incompleta e um do sexo feminino, com lesão medular completa) observou-se resultados satisfatórios, três (dois do sexo masculino, ambos com lesão medular incompleta e um do sexo feminino, com lesão medular incompleta) apresentaram diminuição dos valores relacionados à avaliação inicial e os quatro restante (sexo masculino, com lesão medular completa e incompleta) mantiveram os resultados iniciais (Tabelas 1 e 2 no Anexo 5).

Quanto à FR, cinco (dois do sexo feminino, uma com lesão medular completa e a outra com lesão medular incompleta; e três do sexo masculino, dois com lesão medular incompleta e um com lesão medular completa) dos dez pacientes obtiveram resultados satisfatórios; apenas um apresentou valor inferior ao da avaliação inicial e os quatro restante (sexo masculino, dois com lesão medular completa e dois com lesão medular incompleta) mantiveram os valores iniciais (Tabelas 1 e 2 no Anexo 5).

4.1.1.2 Oximetria

Na Oximetria apenas um dos pacientes (sexo masculino, com lesão medular incompleta) apresentou resultado satisfatório, os nove restantes (ambos os sexos, cinco com lesão medular completa e quatro com lesão medular incompleta) manteve os mesmos valores adquiridos na avaliação inicial (Tabelas 2 em Anexo).

4.1.1.3 Manovacuômetria

Quanto à P_lmáx, seis pacientes (sexo masculino, três com lesão medular completa e três com lesão medular incompleta) apresentaram resultados satisfatórios; quatro (dois do sexo masculino, um com lesão medular completa e com lesão medular incompleta e dois do sexo feminino, uma com lesão medular completa e uma com lesão medular incompleta) mantiveram os valores da avaliação inicial (pré- equipamento I).

Em relação à P_Emáx, seis pacientes (uma do sexo feminino, com lesão medular incompleta; e cinco do sexo masculino, dois com lesão medular completa e três com lesão medular incompleta) apresentaram resultados satisfatórios; apenas um dos pacientes (sexo masculino, com lesão medular completa) obteve resultado inferior ao valor inicial e os três restantes mantiveram os valores iniciais (pré- equipamento I).

4.1.1.4 Cintometria

Em relação aos valores da Cintometria durante à INSPIRAÇÃO, quatro (sexo masculino, dois com lesão medular completa e dois com lesão medular incompleta) pacientes obtiveram resultados satisfatórios; três (dois do sexo feminino, uma com lesão medular completa e a outra com lesão medular incompleta; e um do sexo masculino, com lesão medular incompleta) apresentaram valores inferiores à avaliação inicial e três (sexo masculino, um com lesão medular incompleta e dois com lesão medular completa) mantiveram os mesmos resultados da avaliação inicial.

Durante a EXPIRAÇÃO, quatro (um do sexo masculino, com lesão medular incompleta; três do sexo masculino, dois com lesão medular incompleta e com lesão medular completa) adquiriram resultados satisfatórios; dois dos pacientes (um do sexo feminino, com lesão medular completa e um do sexo masculino, com lesão medular incompleta) obtiveram resultados inferiores aos iniciais; e quatro (sexo masculino, três com lesão medular completa, e um com lesão medular incompleta) mantiveram os resultados iniciais (pré- equipamento I).

4.1.1.5 Questionário de qualidade de vida

Os resultados descritos são referentes aos resultados do questionário de qualidade de vida SF-36 vistos no gráfico1.

Quanto aos resultados sobre o estado geral de saúde (EGS), 74% consideram que sua saúde é muito boa. Quanto aos aspectos sociais (AS), 80% dos pacientes consideram que suas limitações físicas não interferem nos relacionamentos com a família, amigos e colegas.

Entre os avaliados, 78% relataram não apresentar nenhum tipo de dor (DOR); 62% apresentaram vitalidade (V) e 68% consideram que sua saúde mental (SM) é muito boa.

Quanto ao resultado da (CF), 48% dos avaliados relataram uma boa capacidade funcional apesar da lesão, 27% dos pacientes apresentaram limitação por aspectos emocionais e 23% apresentaram limitação por aspectos físicos.

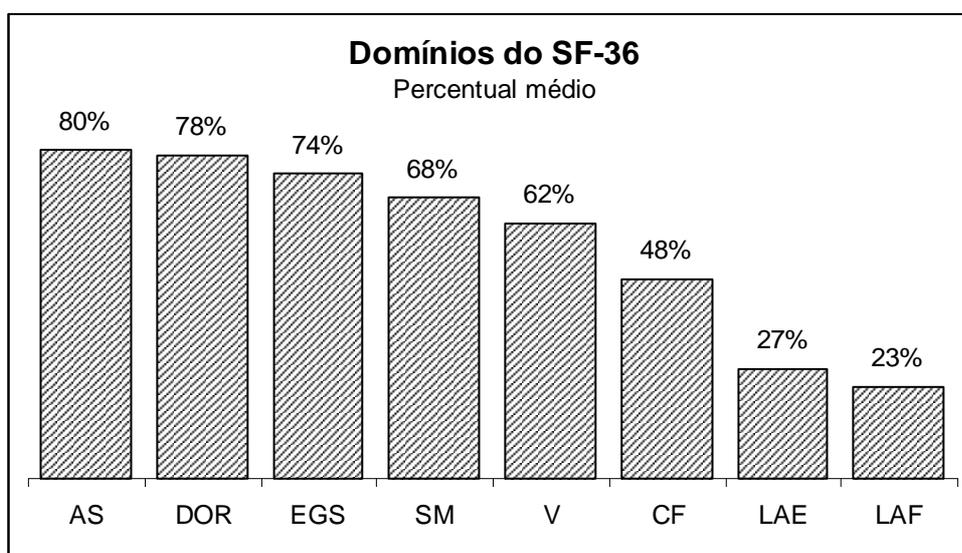


GRÁFICO 1- RESULTADOS REFERENTES AO QUESTIONÁRIO DE QUALIDADE DE VIDA SF-36.

- AS: Aspectos sociais
- DOR
- EGS: Estado geral de saúde
- SM: Saúde mental
- V: Vitalidade
- CF: Capacidade funcional
- LAE: Limitação por aspectos emocionais
- LAF: Limitação por aspectos físicos

Observação:

100% corresponde à pontuação máximo do domínio (o melhor resultado possível). Sendo assim, quanto maior o percentual, melhor a condição do indivíduo.

4.2 EQUIPAMENTO II

Foram realizadas 10 sessões de eletroestimulação sincronizada com a respiração do paciente, após o tratamento, todos os pacientes foram reavaliados, de forma que os resultados fossem analisados e comparados com os resultados obtidos na avaliação inicial (pré-equipamento II) com os resultados adquiridos após o tratamento de 10 sessões de eletroestimulação com o Equipamento I.

4.2.1 Parâmetros Avaliados

4.2.1.1 Sinais Vitais

Considerando os valores obtidos antes e depois da intervenção da estimulação elétrica com MD2, cinco dos dez voluntários apresentaram melhora da FR (dois do sexo feminino, uma com lesão medular completa e uma com lesão medular incompleta; e três do sexo masculino, ambos com lesão medular incompleta) dois (sexo masculino, ambos com lesão medular completa) mantiveram os mesmos resultados da avaliação inicial (pré-equipamento II); e três não obtiveram resultados satisfatórios (todos do sexo masculino, dois com lesão medular completa e um com lesão incompleta). Quanto a FC, cinco voluntários apresentaram resultados satisfatórios (dois do sexo feminino, uma delas com lesão medular completa e a outra incompleta; e três do sexo masculino, ambos com lesão medular incompleta); cinco dos avaliados não obtiveram resultados satisfatórios (todos do sexo masculino, quatro com lesão medular completa e um com lesão medular incompleta).

Em relação à PAS, apenas dois dos indivíduos (sexo masculino, ambos com lesão medular completa) obtiveram resultados satisfatórios; três dos avaliados (dois do sexo feminino e um do sexo masculino, uma com lesão medular completa e dois com lesão medular incompleta) não apresentaram resultados satisfatórios; cinco

(sexo masculino, dois com lesão medular completa e dois com lesão medular incompleta) mantiveram os valores da PAS inicial.

Quanto aos valores da PAD, três dos avaliados (sexo masculino, dois com lesão medular completa e um com lesão medular incompleta) apresentaram resultados satisfatórios; cinco (dois do sexo feminino, uma com lesão medular completa e a outra com lesão medular incompleta; e três do sexo masculino, dois com lesão medular completa e um com lesão medular incompleta) obtiveram resultados insatisfatórios e apenas um (sexo masculino, com lesão medular completa) dos avaliados manteve o resultado da avaliação inicial.

4.2.1.2 Oxímetria

Dos dez pacientes avaliados, nove (ambos os sexos, quatro com lesão medular completa e cinco com lesão medular incompleta) obtiveram resultados satisfatórios e apenas um (sexo masculino, com lesão medular completa) manteve o resultado inicial (Tabelas 3 e 4 no Anexo 5).

4.2.1.3 Manovacuômetria

Quanto aos resultados da PImàx, sete dos avaliados (todos do sexo masculino, três com lesão medular completa e quatro com lesão medular incompleta) apresentaram resultados satisfatórios, dois (um do sexo feminino e outro do sexo masculino, o primeiro com lesão medular incompleta e o segundo com lesão medular completa) não obtiveram aumento dos valores e apenas um deles (sexo feminino, com lesão medular completa) manteve o resultado inicial presente na avaliação pré- equipamento 2 (Tabelas 3 e 4 no Anexo 5).

Em relação aos valores da PEmàx, cinco dos pacientes (todos do sexo masculino, dois com lesão medular completa e três com lesão medular incompleta) obtiveram resultados satisfatórios; quatro (um do sexo feminino, com lesão medular completa; e três do sexo masculino, dois com lesão medular completa e um com lesão medular incompleta) mantiveram os mesmos resultados iniciais e apenas um (sexo feminino, com lesão medular incompleta) obteve o valor inferior ao da avaliação inicial (Tabelas 3 e 4 em Anexo 5).

4.2.1.4 Cintometria

Durante a INSPIRAÇÃO, seis pacientes (quatro do sexo masculino; três com lesão medular completa e dois incompleta; uma do sexo feminino; com lesão medular incompleta) obtiveram resultados satisfatórios, dois (um do sexo feminino, com lesão medular completa e um do sexo masculino com lesão medular incompleta) não obtiveram resultados satisfatórios, um (sexo masculino, com lesão medular completa) manteve o resultado da avaliação inicial (pré- equipamento II).

Quanto à EXPIRAÇÃO, os resultados foram os mesmos descritos anteriormente, tanto nos resultados satisfatórios, não satisfatórios e até mesmo os que mantiveram os mesmos valores iniciais (pré- equipamento I).

4.2.1.5 Questionário de Qualidade de Vida

Os resultados das questões referentes ao estado geral de saúde, dificuldades em realizar AVD's, atividades no trabalho e no esporte e o estado emocional e social são os mesmos referidos anteriormente. Entretanto, não houve benefícios relacionados as funções do sistema digestório e urinário durante e após a intervenção do MD2 (Equipamento II).

Em relação à Dispneia, oito dos pacientes (ambos os sexos, cinco com lesão medular incompleta e três com lesão medular completa) relataram diminuição da dispneia tanto em repouso quanto nas atividades que exigem maior esforço, como as mudanças de decúbito. Dois (sexo masculino, com lesão medular completa) mantiveram os resultados iniciais.

4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS

Com base nas tabelas 1 e 2 do Anexo 6, foi encomendada a um profissional qualificado uma análise estatística, cujo resultado se encontra no Anexo 6. O grupo em estudo, composto de pessoas tetraplégicas e escolhidas através de critérios bem definidos (item 3.1.1 e 3.1.2), é um universo amostral especial porque tem um número pequeno de elementos e porque não tem uma distribuição normal (no sentido de distribuição normal gaussiana). Por este motivo, o método utilizado para

análise estatística deve ser o teste não paramétrico de Wilcoxon, uma análise parecida com o método de “*student*”, só que para distribuições não normais.

Conforme o teste de Wilcoxon, somente os resultados com valores de p menores que 0,05 indicam significância estatística.

Deste modo, tem-se os seguintes resultados:

1) Para os parâmetros Frequência Respiratória (FR)(Gráfico 2), Frequência Cardíaca (FC)(Gráfico 3), Pressão Arterial Sistólica (PAS)(Gráfico 4) e diastólica (PAD)(Gráfico 5), nas Cintometrias Inspiratória (Gráfico 6) e Expiratória (Gráfico 7),e na Manovacuumetria Expiratória (Gráfico 9) não houve significância nos resultados obtidos nem com o equipamento I e nem com o equipamento II, indicando que qualquer alteração nestes parâmetros se encontra dentro da faixa do acaso.

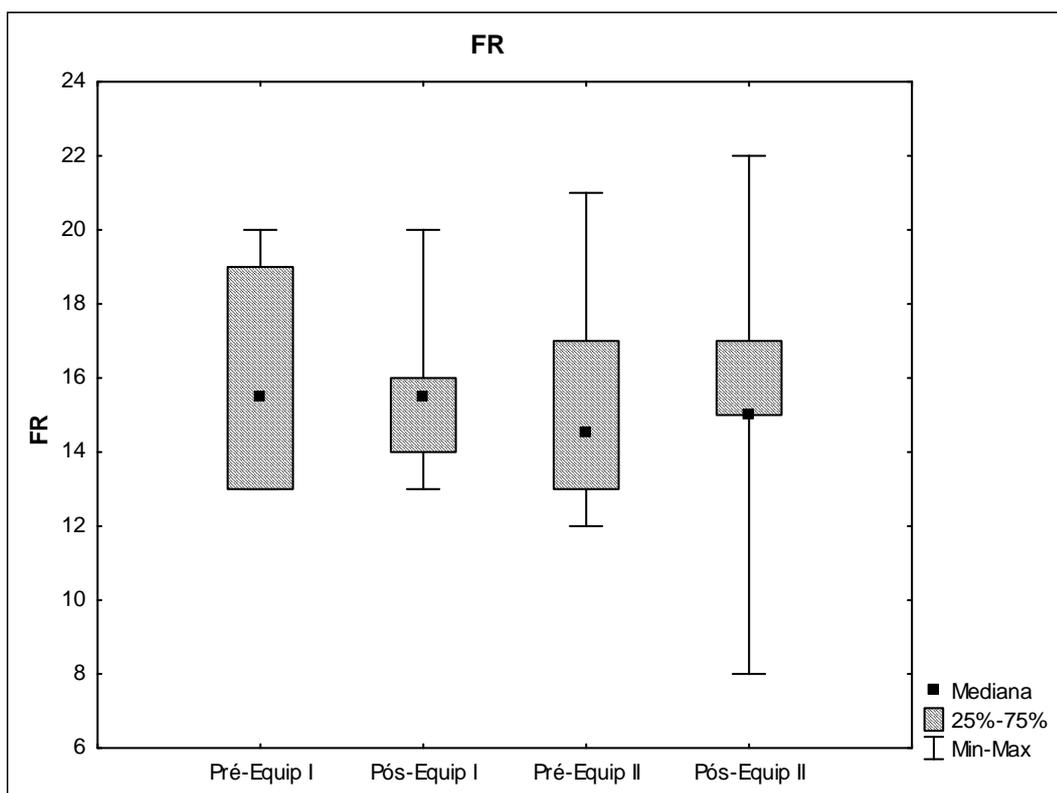


GRÁFICO 2- REFERENTE AOS RESULTADOS DA FR, OBTIDOS PRÉ E PÓS INTERVENÇÃO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.

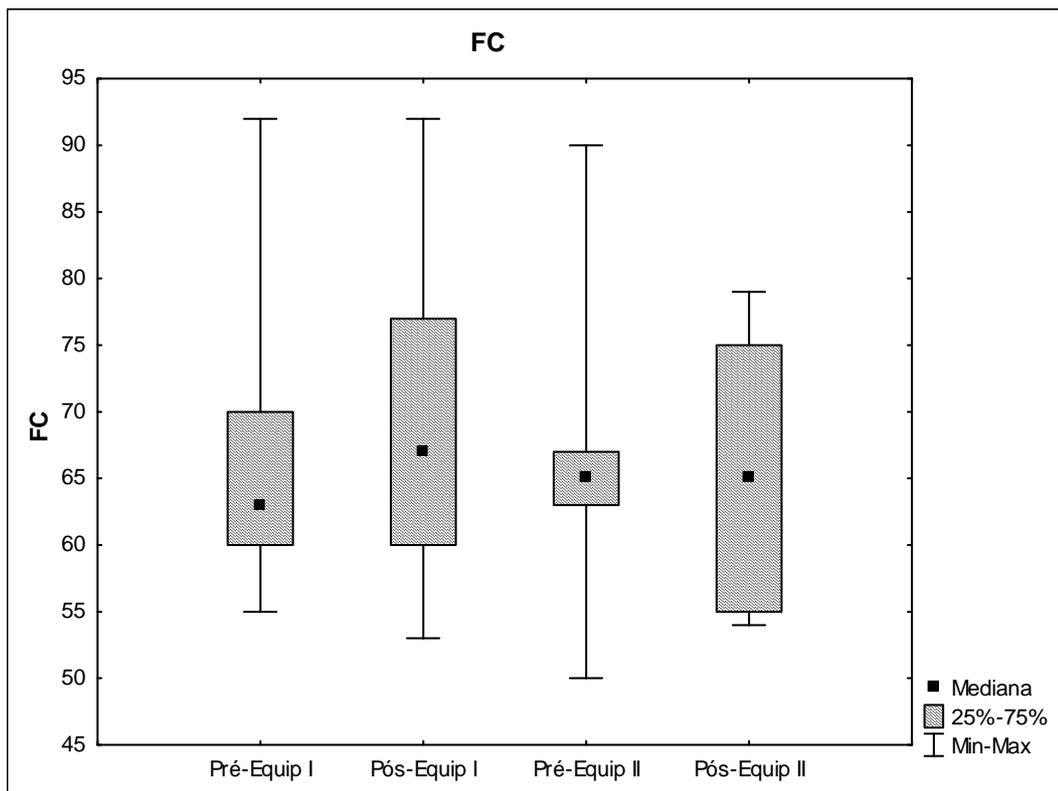


GRÁFICO 3- REFERENTE AOS RESULTADOS DA FC, OBTIDOS PRÉ E PÓS INTERVENÇÃO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.

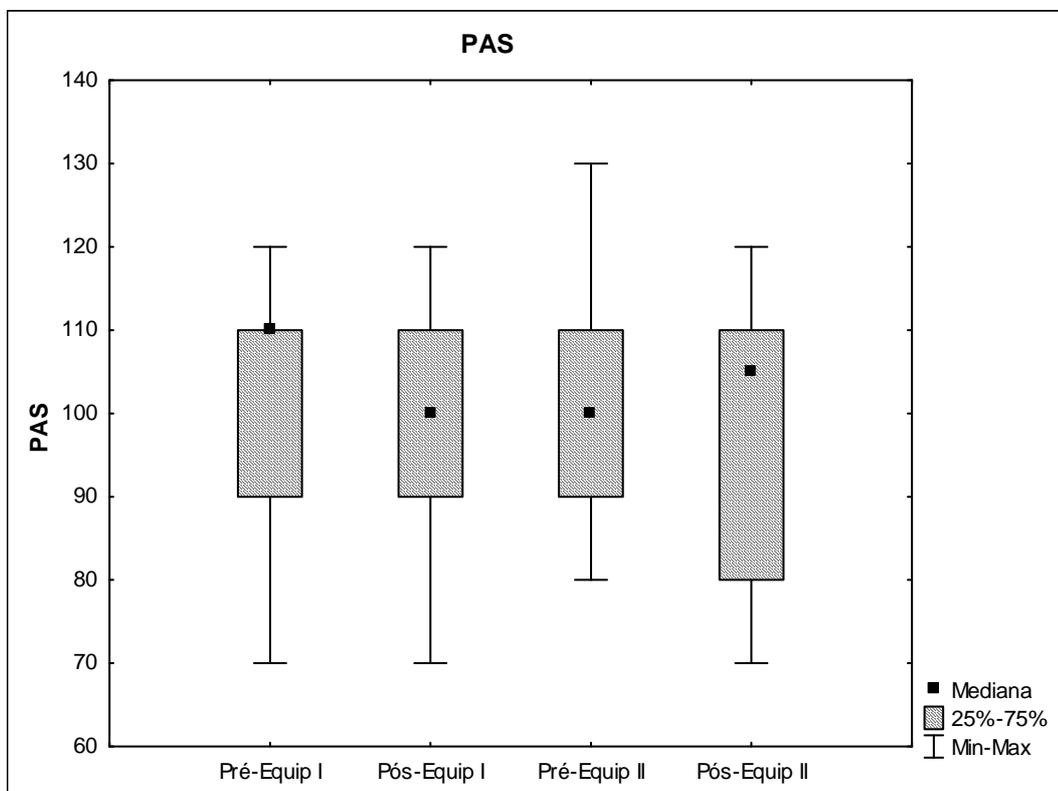


GRÁFICO 4- REFERENTE AOS RESULTADOS DA PAS, OBTIDOS PRÉ E PÓS INTERVENÇÃO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.

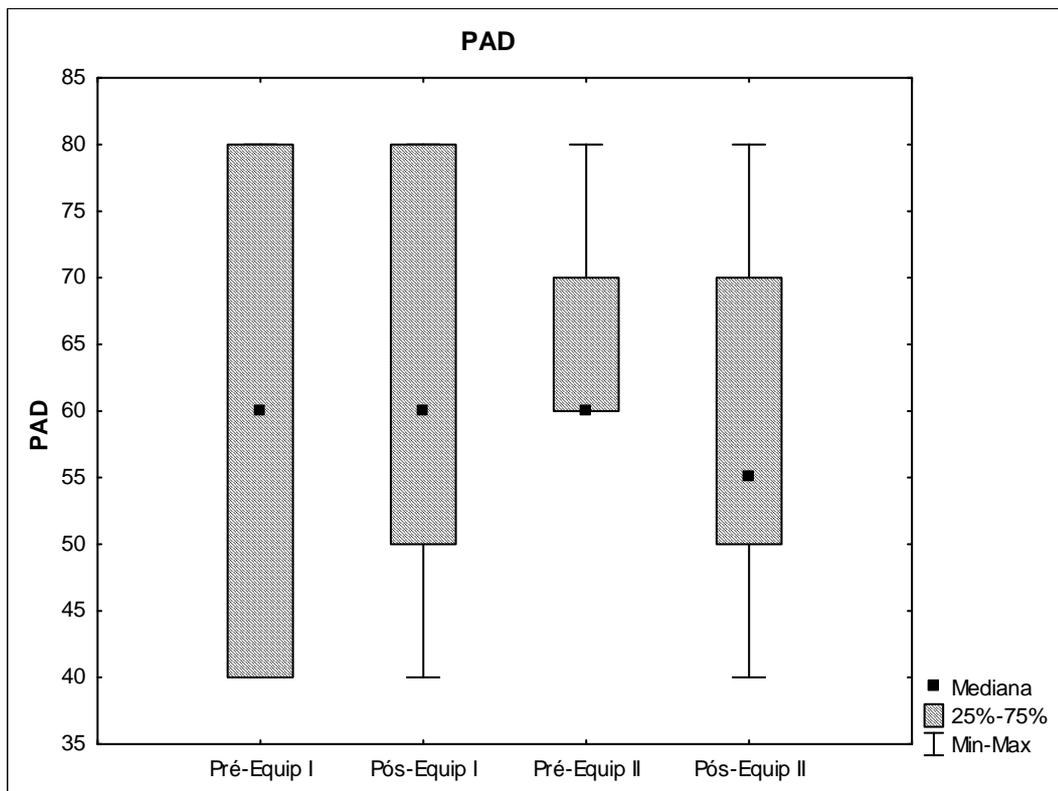


GRÁFICO 5- REFERENTE AOS RESULTADOS DA PAD, OBTIDOS PRÉ E PÓS INTERVENÇÃO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.

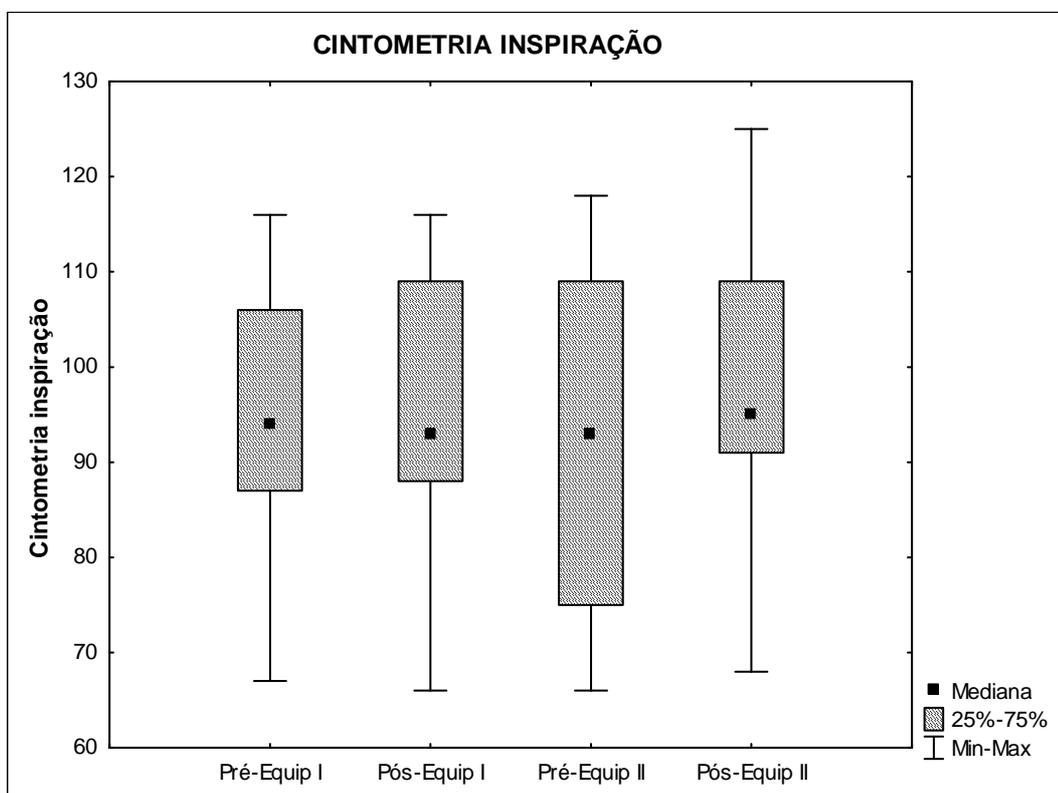


GRÁFICO 6- REFERENTE AOS RESULTADOS DA CINTOMETRIA DURANTE A INSPIRAÇÃO, OBTIDOS PRÉ E PÓS INTERVENÇÃO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.

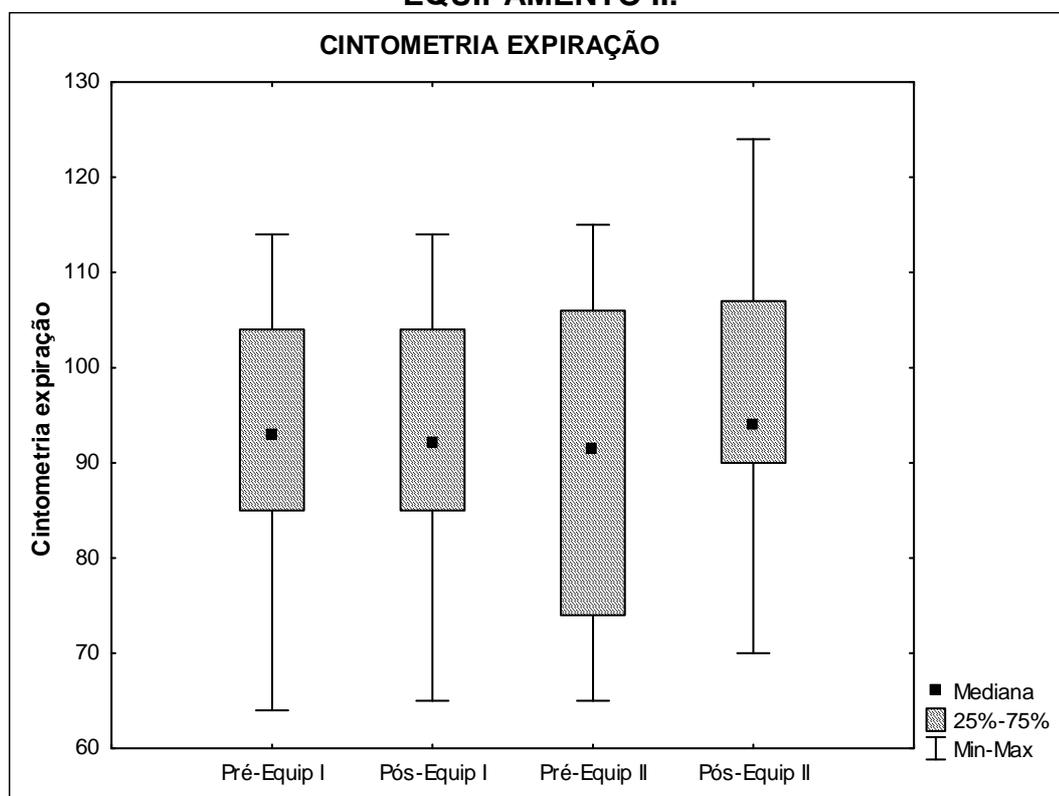


GRÁFICO 7- REFERENTE AOS RESULTADOS DA CINTOMETRIA DURANTE A EXPIRAÇÃO, OBTIDOS PRÉ E PÓS INTERVENÇÃO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.

2) Na manovacuometria Inspiratória (Gráfico 8), foi encontrada significância no uso do equipamento I, indicando que a estimulação elétrica com sincronismo determinado pelo fisioterapeuta trouxe melhoras para o paciente, neste parâmetro. Não houve significância nos resultados com o equipamento II.

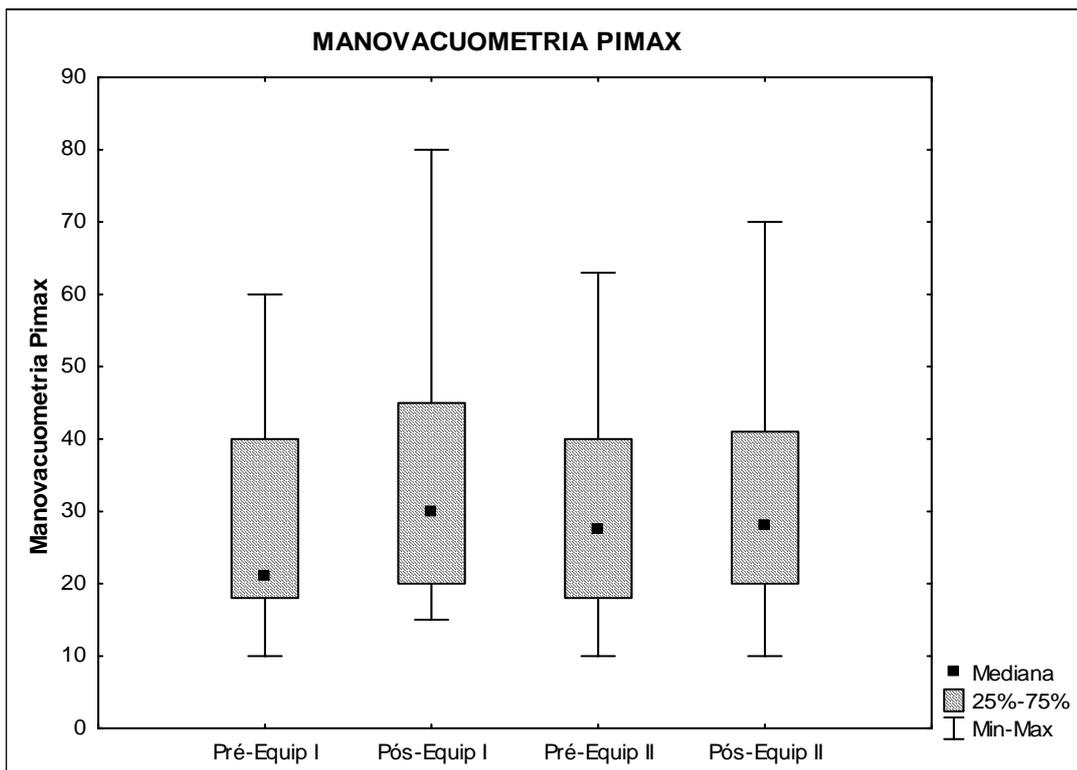


GRÁFICO 8- REFERENTE AOS RESULTADOS DA MANOVACUOMETRIA INPIRATÓRIA, OBTIDOS PRÉ E PÓS INTERVENÇÃO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.

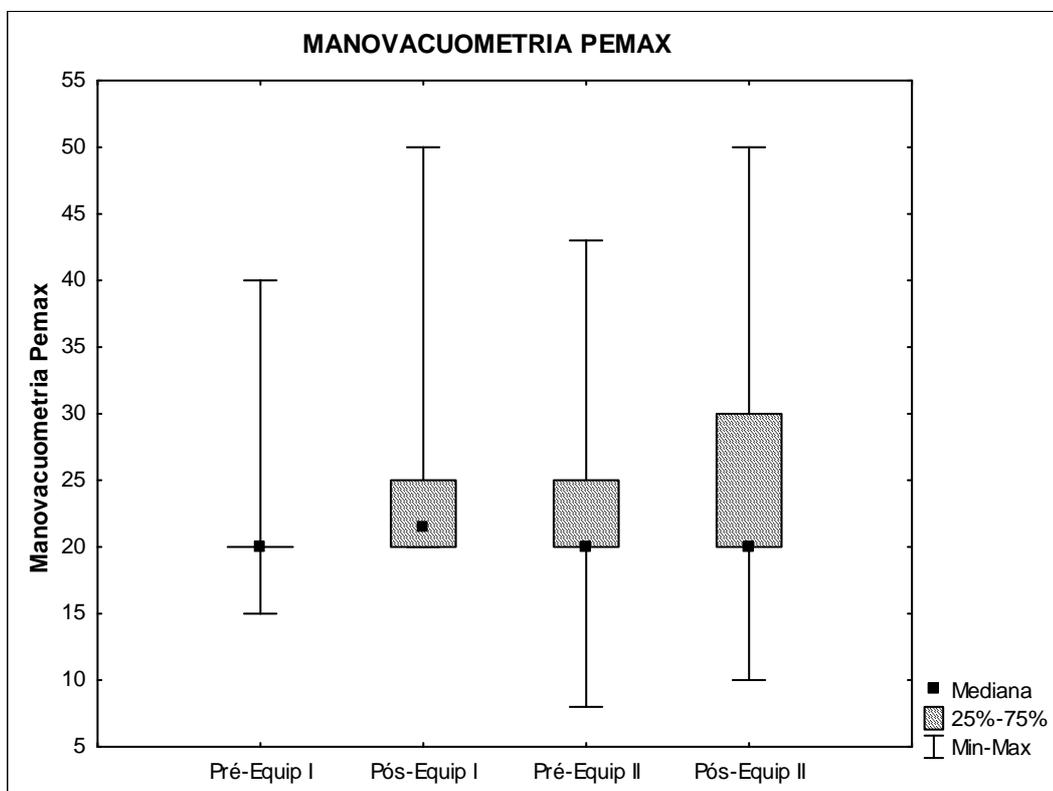


GRÁFICO 9- REFERENTE AOS RESULTADOS DA MANOVACUOMETRIA EXPIRATÓRIA, OBTIDOS PRÉ E PÓS INTERVENÇÃO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.

3) Na Oximetria (Saturação de O₂ antes e depois da estimulação)(Gráfico 10), houve forte significância com o uso do equipamento II e nenhuma alteração com o uso do equipamento I, indicando que a estimulação sincronizada automaticamente com o sinal respiratório do paciente implica em melhora da saturação parcial de oxigênio no sangue. Neste item, houve diferença máxima entre os equipamentos. O equipamento II tem grande importância no tratamento e o equipamento I, nenhuma.

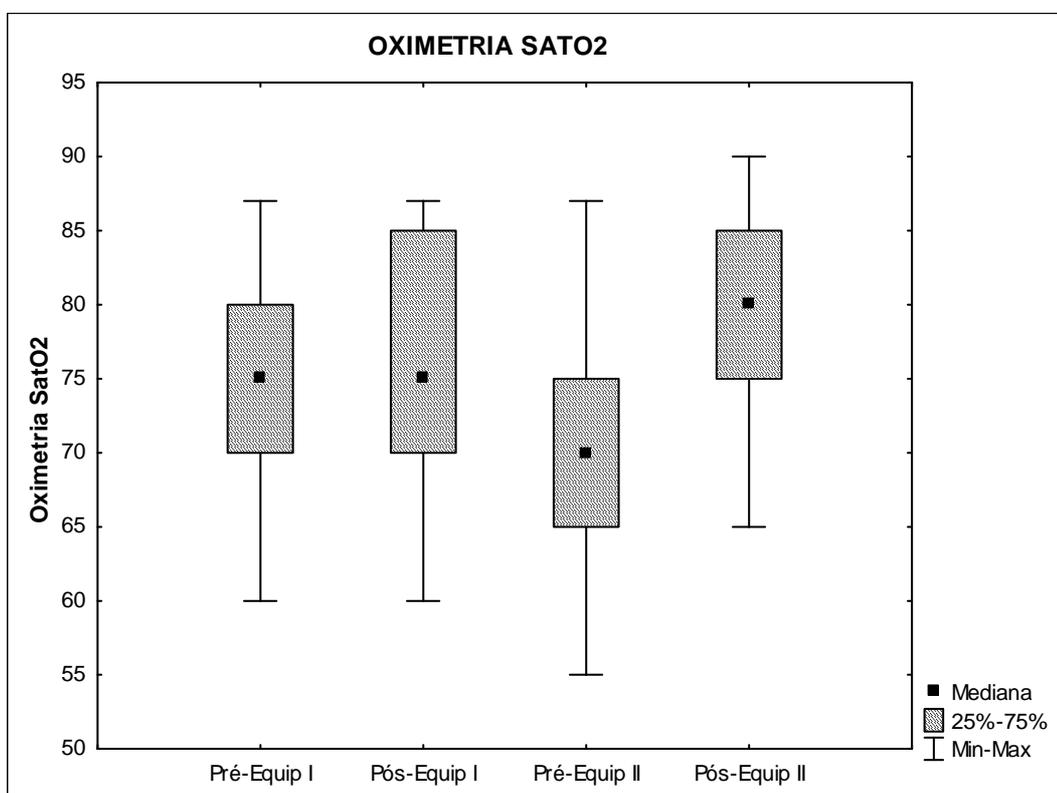


GRÁFICO 10- REFERENTE AOS RESULTADOS DA OXIMETRIA, OBTIDOS PRÉ E PÓS INTERVENÇÃO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.

4) Quanto ao item Dispnéia (Gráfico 11), não houve significância nos resultados obtidos através do equipamento I, mas houve nos resultados obtidos com o equipamento II, indicando que o tratamento usando eletroestimulação síncrona automática melhora o processo de respiração do paciente.

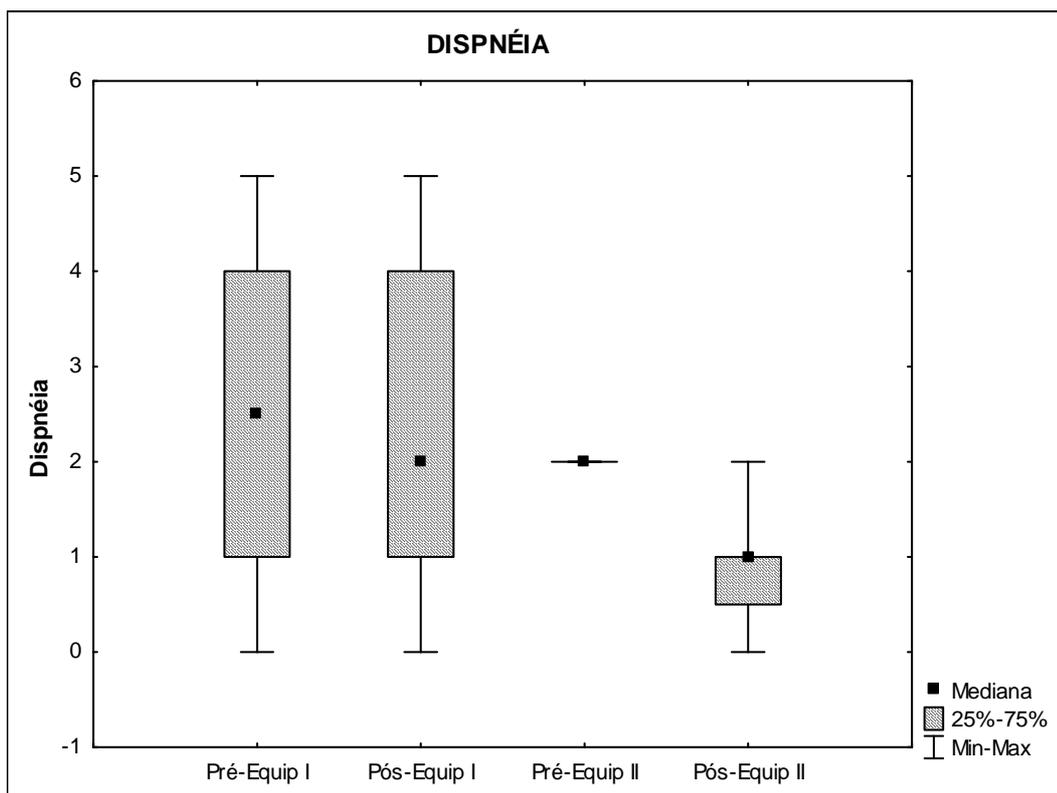


GRÁFICO 11- REFERENTE AOS RESULTADOS DA DISPNEIA, OBTIDOS PRÉ E PÓS INTERVENÇÃO DO EQUIPAMENTO I E EQUIPAMENTO II.

Os resultados do item 1 são um pouco decepcionantes, principalmente porque indicam ou comprovam que o caminho de melhora daqueles parâmetros não passa pelas técnicas de eletroestimulação aqui estudadas.

Os itens 2, 3 e 4 premiam satisfatoriamente este estudo, e devem ser publicados num futuro próximo.

CAPÍTULO 5

DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo confirmam os dados descritos na literatura, e nos trabalhos de (Ávila, 2000) e (Jorge, 2008), em relação aos benefícios da estimulação elétrica em pacientes portadores de patologias que apresentam disfunção diafragmática, entre elas a lesão medular. Mesmo sabendo que os pacientes portadores de lesão medular apresentam alteração de sensibilidade, é extremamente importante respeitar o limiar de estimulação de cada nervo, mesmo que os métodos de estimulação sejam com eletrodos de superfície (GUEDES et al., 1988; LIANZA, 2001; SOUZA, 2003).

A análise comparativa entre o equipamento I e equipamento II mostrou melhores resultados em relação aos parâmetros sinais vitais, manovacuômetria, com a intervenção do Equipamento I e oximetria e grau de dispnéia após a intervenção com o Equipamento II (MD2). O equipamento I mostrou resultados satisfatórios em relação à função do sistema digestório, devido a sua ação não só na musculatura esquelética, mas também na musculatura lisa, principalmente em pacientes com lesão medular incompleta. Entretanto, em relação aos parâmetros citados acima, após a intervenção com o Equipamento I, a maioria dos pacientes manteve ou não alcançaram resultados satisfatórios, comparados aos resultados da avaliação pré - equipamento I .

Com este estudo foi possível confirmar a teoria de (PREJOR, 2002; IRWIN & STEPHEN, 2003; MENEZES, 1999), que diz:

“Quanto mais alto o nível da lesão, maior será o comprometimento dos músculos inervados abaixo da lesão, tornando a musculatura enfraquecida ou paralisada, trazendo grandes conseqüências funcionais sobre a respiração”.

A opção pelo equipamento MD2, foi que o mesmo apresentou boa sensibilidade às atitudes respiratórias (Inspiração/Expiração) uma vez que os sensores de temperatura estão livres das interferências elétricas ocasionadas pelos pulsos elétricos aplicados nos pontos motores do músculo diafragma durante a estimulação elétrica. Além da sensibilidade, percebeu-se que os sensores de

temperatura apresentaram resposta rápida de tempo, possibilitando a sua utilização em várias outras patologias que caracterizam déficit na função da musculatura respiratória.

Outro ponto positivo da pesquisa foi a possibilidade de realizar a os testes *in vivo* fora do ambiente laboratorial.

Atualmente, com o uso de equipamento simples baseados em sensores térmicos (MD2) os testes podem ser realizados em clínicas, hospitais, domicílio e até mesmo em empresas, facilitando a aplicabilidade dos métodos descritos e melhorando o acesso a pesquisa.

As dificuldades encontradas em relação aos critérios de inclusão, como pacientes tetraplégicos, problemas técnicos, disponibilidade e locomoção dos voluntários, foram fatores que contribuíram para que os resultados obtidos não tenham sido o esperado.

CAPITULO 6

CONCLUSÃO

Apesar dos resultados experimentais, resumidos no item 4.3, ainda não terem atingido plenamente seus objetivos, a estimulação elétrica sincronizada poderá ser uma ferramenta na reabilitação ventilatória, especialmente em pacientes tetraplégicos com sérias disfunções diafragmáticas. Considerando os resultados obtidos, há perspectivas de otimização do sistema desenvolvido.

Não foram feitas pesquisas sobre o tempo em que a melhora permanece no paciente. Acredita-se que tais melhoras desapareçam com o tempo quando o paciente é desmamado do processo de eletroestimulação.

CAPITULO 7

TRABALHOS FUTUROS

Tais estudos devem ser realizados no futuro. Estudos sobre melhoria do processo intestinal, como a obtida através do equipamento I, devem ser melhor estudadas, podendo ser um tratamento para pacientes com outras disfunções ou doenças.

O equipamento eletroestimulador também merece um aperfeiçoamento, onde os parâmetros elétricos possam ser modificados para estudos mais aprofundados.

REFERÊNCIAS

1. AQUIM E. E, ABRY, A.G., MOTTER, A.A. **Eletroestimulação em Disfunção Diafragmática : relato de um caso.** Anais do Simpósio Internacional de Fisioterapia Respiratória. Curitiba: Centro de Convenções do Paraná, PP.117,1992.
2. AZEREDO C.A.C. **Fisioterapia Respiratória Moderna.** 4° ed. Barueri: Manole; 2002.
3. AZEREDO, C.A.C, Slutzki, L.C **Eletroterapia Respiratória.** São Paulo: Manole; 2000.
4. ANDREW. J. ROBINSON. **Eletrofisiologia clínica: Eletroterapia e teste eletrofisiológico.** São Paulo: Artmed ,2002.
5. BETHELEN, **Pneumologia.** 4ª edição. São Paulo: Atheneu, 1998.
6. BERNE, R.M.,LEVY, M.N. **Fisiologia.** 4° ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.
7. BERNE, R.M.,LEVY, M.N. **Fisiologia.** 5° ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
8. BOLTON, C.S. **Needle electromyography of the diaphragm.** Muscle and Nerve. V. 15. Pp. 678- 681, 1992.
9. CABRIC, M., APPELL H.J.,RESIC. A. **Fine structural changes in electrostimulated human skeletal muscle. Evidence for predominant effect of fast muscle fibres.** Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 57 (1): 1-5, 1988.
10. CANCELLIERO, K. M., Costa, D., Silva, C. A. **Estimulação diafragmática elétrica transcutânea melhora as condições metabólicas dos músculos respiratórios de ratos.** Revista Brasileira de Fisioterapia Respiratória, v. 10, n. 1, p.59-65, 2006
11. CASTRO, M. C.,& CLIQUET JR, A. **Estimulação Elétrica Neuromuscular e Estimulação Eletrotátil na Restauração Artificial da Preensão e da Propriocepção em Tetraplégicos.** Acta Ortop. Bras 9(3). Set, 2001
12. CHAPMAN, S. A.; HOLMES, M. D. & TAYLOR, **Unilateral Diaphragmatic Paralysis Following Bronchial Artery Embolization for Hemoptysis.** Chest. vol. 118, nº 1, pp.269-270, July, 2000.
13. CHAN, C.K.; LOKE,J.; VIRGULTO, J.A; MOHSENIN, V.; FERRANTIL,R. & LAMMERTSE, T. **Bilateral Diaphragmatic Paralysis: Clinical Spectrum,**

Prognosis, and Diagnostic Approach. Archives of physical medicine and rehabilitation. V.69, pp. 976-979, November, 1998.

14. CURRIER, D.P. **Electrical stimulation for improving strength and blood flow.** In **Clinical Electrotherapy** (Nelson R.M., Currier D.P., eds) Norwalk, Connecticut, USA, 1987.

15. CUELLO A.F., MASCIANTONIO,L.& MENDOZA, S. M.; **Estimulação Diafragmática Eléctrica Transcutânea;**Medicina Intensiva. Vol VIII. Nº, 1991.

16. DANGELO, J.G.; FATTINI,C.A. **Anatomia Humana Básica.** 2 ed. Rio de Janeiro: Atheneu, 2000.

17. DAMASCENO, M., VEJA, JM., CANCELHEIRO, LV., KNOBEL,E. **Aplicação da Estimulação Elétrica na musculatura diafragmática para auxílio de desmame em lesão medular: relato de caso.** Anais do Congresso Brasileiro de Terapia Intensiva Adulto e Pediátrico. Salvador: Centro de Convenções da Bahia,1997.

18. DELAMARE, A. **Estimulação Russa.** Centro Clinico Fisioterápico Dr. Delamare. Rio de Janeiro, 1997.

19. DIEZ, J. de M., CHINARRO, B. J.; GUTIÉRREZ, J.A.H.& MORAGUES, M. A. **J. Tratamiento com Bi-PAP em Pacientes com Parálisis Diafragmática Bilateral.** Archivos de Bronconeumología. Vol. 36, nº5, pp.286-289. 2000.

20. ENOKA, R.M. **Muscle strength and its development. New perspectives.** Sport Med. 6(3): 146- 168, 1988 b.

21. FANG, Z. & MORTIMER, J.T. **Alternative Excitation of Large and Small Axons With Different Stimulation Waveforms: an Application to Muscle Activation.** Medical & Biological Engineering & Computing. Vol. 29,pp. 543-547, September, 1991.

22. FALAVIGNA, A. **Traumatismo Raquimedular: rotina de atendimento e manejo.** Revista Científica AMECS, v. 6, nº1, PP. 42-54, 1 997.

23. FERNANDES, K.C.B.G, GUIRRO, R. RJ E SOMAZZ, M.C, PINTO, V.F.; FUENTES, C.B; TEODORI. R.M. **Análise morfométrica dos tecidos musculares e conjuntivo após a denervação e estimulação elétrica de baixa frequência.** Rev. Bras. Fisioter. V. 9, nº2. pp. 235-241, 2005.

24. GARRIDO - GARCIA, H.;MARTIN-ESCRIBANO, P.; PALOMERA-FRADE, J.; ARROYO,O.; ALONSO-CALDERÓN,J.L.& MAZAIRA ALVAREZ, J.; **Transdiaphragmatic Pressure in Quadriplegic Individuals Ventilated by Diaphragmatic Pacemaker.** Thorax. Vol. 51,pp.420-423,1996.

25. GANNONG, W.F. **Fisiologia Médica.** São Paulo: Artes Médicas,1998.

26. GEDDES, L.A; VOORHEES, W.D., BOURLAND J & RICILI, C.E., FOSTER, K & BOURLANDJ.D. **Electrically Produced Artificial Ventilation.** Medical Instrumentation. Vol.22, n^o5, pp263-271, October, 1 988.
27. GEDDES, L. A.; FOSTER, K. S.; SENIOR, J. E. & KUHFIELD, A. The Inductorium: The Stimulator Associated with Discovery. **Biomedical Instrumentation & Technology.** pp. 308-313, July/August,1989.
28. GEDDES, L. A.; MOUCHAWAR, G.; BOURLAND, J. D, & NYENHUIS, J.**Inspiration Produced by Bilateral Electromagnetic, Cervical Phrenic NerveStimulation in Man.** IEE Transaction on Biomedical Engineering. vol. 38, n^o9, pp. 1047-1048, October, 1991.
29. GIBSON, G. J. **Diaphragmatic Paresis: Pathophysiology, Clinical Features,and Investigation.** Thorax. vol.44, pp. 960-970, 1989.
30. GILLES, N., BELANGER, A.Y. **Rélation entre la force maximale volontaire, force tetanique et douleur lors de L' electrostimulation du quadriceps femoris,** 1987.
31. GLENN, W. W. L. & PHELPS, M. L. **Diaphragm Pacing by Electrical**
32. **Stimulation of the Phrenic Nerve.** Neurosurgery. vol. 17, n^o 6, pp. 974- 984, December, 1985.
33. GUYTON, A. C. HALL, J.E . **Anatomia Fisiológica del sistema nervioso: Neurociência Básica Médica.** Bueno Aires: Panamericana, 1989.
34. GUYTON, A. C. HALL, J.E .**Tratado de Fisiologia Médica.** 7^o ed. Rio de Janeiro:Guanabara Koogan, 1997.
35. GRAHAM, D. R.; KAPLAN, D.; EVANS, C. C.; HIND, K. R. C. & DONNELLY,J. R. **Diaphragmatic Plication for Unilateral Diaphragmatic Paralysis: a 10-Year experience.** Ann Thorac Surg. vol. 49, pp. 248-252, 1990. 1990
36. GRILLO, D.,SIMÕES, C. **Atividade Física Convencional (Musculação) e aparelho Eletroestimulador: Um estudo da contração muscular. Estimulação Elétrica: Mito ou Verdade.** Rev. Makenzie de Educação Física e Esporte. 2(2): 31-43, 2003.
37. GOLDENTHAL, **S.Bilateral and Unilateral Activation of the Diaphragm in the Intact Human.** Connecticut Medicine. vol. 25, n^o 4, pp. 236-238, April, 1961.
38. GOLDMAN, E.; ROAD, J. & GRASSINO, A. **Recovery of Costal and Crural Diaphragmatic Contractility from Partial Paralysis.** Anesthesiology. vol. 75, n^o1, pp. 123-129, July, 1991.
39. GORDON, T.M.,JIAN, M. **Muscle atrophy and procedures for training after spinal cord injury.** Physical Therapy, v 74, n^o 1, p.50-61, 1994.

40. HAMNEGARD, C. H.; WRAGG, S. D.; MILLS, G. H.; KYROUSSIS, D.; MILLS, G.; BAKE, B.; GREEN, M. & MOXHAM, J. **Mouth Pressure in Response to Magnetic Stimulation of the Phrenic Nerves.** *Thorax*. Vol.50, pp. 620-624, 1995.
41. HAUSSON, P. M. & CELLI, B. R. **Bilateral Diaphragm Paralysis Secondary to Central von Recklinghausen's Disease Chest,** v. 117, n. 4, p.1196-1199, 2000.
42. HOUSTON, J. G.; ANGUS, R. M.; COWAN, M. D.; McMILLAN, N. C. & THOMSON, N. C. **Ultrasound Assessment of Normal Hemidiaphragmatic Movement: Relation to Inspiratory Volume.** *Thorax*. vol.49, pp. 500-503, 1994.
43. IRWIN, S.; STEPHEN, J. **Fisioterapia Cardiopulmonar.** Barueri: Manole: 2003.
44. ISHII, K.; KUROSAWA, H.; KOYANAGI, H.; NAKANO, K.; SAKAKIBARA, N.; SATO, I.; NOSHIRO, M. & OHSAWA, M. **Effects of Bilateral Transvenous Diaphragm Pacing on Hemodynamic Function in Patients after Cardiac Operations.** *The Journal of Thorac and Cardiovascular Surgery*. vol. 100, nº 01, pp.108-114, July, 1990. ISHI, 1990.
45. JORGE, R. **Efeitos da Estimulação Diafragmática Transcutânea Sincronizada em Portadores de Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) Moderada e Grave** [dissertação de mestrado]. Curitiba, Programa de Pós Graduação em Tecnologia em Saúde. Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 2009.
46. JOHNSON, C. D. **Blunt Injuries of the Diaphragm.** *Br. J. Surg.* vol. 75, pp.226-230, March, 1988.
47. JUHL, J. H. & CRUMMY, A. B. **Interpretação Radiológica.** 6.^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996.
48. KENDALL, F. P. & Mc CREARY, E. K. **Músculos Provas e Funções.** 3.^a ed. São Paulo: Manole Ltda, 1990.
49. KENDALL, F. P. & Mc CREARY, E. K. **Músculos Provas e Funções.** 4.^a ed. São Paulo: Manole Ltda, 2000.
50. KENDALL, F. P. & Mc CREARY, E. K. **Músculos Provas e Funções.** 5.^a ed. São Paulo: Manole Ltda, 2002.
51. KAPANDJI, I.A. **Fisiologia Articular,** Tronco e Coluna Vertebral. V. 1. 1º Ed. São Paulo: Panamericana 1987
52. KAPANDJI, I.A. **Fisiologia Articular,** Tronco e Coluna Vertebral. V. 3. 5º Ed. São Paulo: Panamericana, 2000.
53. KARBA, R., STEFANOVSKA, A. DORDEVICK, S. **Human Skeletal muscle: phasic type of electrical stimulation increases its contractile speed.** *Ann Biomed Eng.* 18 (5): 479-490, 1990.

54. KITCHEN, S; BANZIN,S. **Eletroterapia de Clayton**. São Paulo:Manole, 1998.
55. KLOTZ. T, BORGES.H.C., MONTEIRO, V.C., CHAMILIAN, T.R.,MASIERO. D. **Tratamento fisioterapêutico do ombro doloro de pacientes hemiplégico por acidente vascular encefálico: Revisão da Literatura**. Acta Fisiatr; 13(1): 12-16, 2006.
56. KRUSEN; KOTTKE, F.J. **Tratado de medicina física e reabilitação de Krusen**. V. 2. 4ºed. São Paulo: Manole, 1994.
57. LEITÃO, A. **Fisiatria Clínica, Bases físicas, Fisiológicas e Terapêuticas**. São Paulo: Atheneu, 1979.
58. LEWIS, M.I.; LORUSSO, T.J.; ZHAN, W. & SIECK, G.C. **Interative Effects of Denervation and Malnutrition on Diaphragm Structure and Function**. Jornal of Applied Physiology. V. 81, nº5, PP. 2165-2172, 199 6.
59. LOPEZ, M., LAURENTYS-MEDEIROS, J. **Semiologia médica: as bases do diagnóstico clínico**. 4ªed. V.1. Rio de janeiro: Revinter, 2001.
60. LOW, J.; ,REED, A. **Eletroterapia Explicada: Princípios e Prática**. São Paulo, 2000.
61. LOW J.; ,REED, A. **Eletroterapia Explicada: Princípios e Prática**. São Paulo, 2004.
62. LIANZA, S. **Estimulação elétrica funcional: Fes e Reabilitação**. São Paulo: Atheneu, 1993.
63. LIANZA, S. **Estimulação elétrica funcional: Fes e Reabilitação**. São Paulo: Atheneu, 2000.
64. LUBIM, A. **Lesão Medular**. Disponível em < [http:// www. Google.com.br/lesãomedular.html](http://www.Google.com.br/lesãomedular.html) >. Acesso em 28 dez. 2005
65. MACHADO. A. **Neuroanatomia funcional**. 2º Ed. Ateneu: Rio de Janeiro, 2002.
66. MAFFIULETTI, N.A., COMETTI, G., AMIRIDIS, I.G., MARTIN, A. POUSSON M., **The effects of electromyostimulation training and basketball practice on muscle strength and jumping ability**. Int Sport Med. 21(6) : 437-443, 2000.
67. MARINHO, M.H.T, MELO, F.R.; CACHO, E.W.; OLIVEIRA. R. **Atividades Funcionais após a alta ambulatorial de pacientes lesados medulares**. Rev. Fisioterapia em Movimento, v 17, nº3, PP. 61-70, Curitiba: Set, 2004.

68. MARTIN, L., COMETTI, G., POUSSON, M., MORLON, B. **Effect of electrical stimulation training on the contractile characteristics of the triceps surae muscle.** Eur J. Appl Physiol Occup Physiol. 67(5): 457-461, 1993.
69. McCAULEY, R.G.K. & LABIB, B. K. **Diaphragmatic Paralysis Evaluated by Phrenic Nerve Stimulation During Fluoroscopy or Real- Time Ultrasound.** Radiology. v 153, pp. 33-36, October. 1984.
70. MENEZES, M. **Neuroanatomia Aplicada.** Rio de Janeiro: Guanabara,1999
71. MIER, A, BROPHY C. MOSCHAN J. **Phrenic nerve stimulation in normal subjects and in patients with diaphragmatic weakness.** Thorax. 42(11): 885-888, 1987.
72. NETTER, F.H. **Atlas de Anatomia Humana.** 3ªEd. São Paulo: Artmed, 2004.
73. NEDDER, J. A.; ANDREONI, S.; CASTELO FILHO, A.; NERY, L. E. **Reference values for lung function tests.I. Static volumes.** Braz J Med Biol Res.v.32, nº6, pp. 703- 717, 1999.
74. NOVAES, J. A **Ginástica de academia brasileira analisada Segundo os postulados da estética de Schiller, Vieira de Mello e Mafessoli Tese [Doutorado].** Universidade Gama Filho, Rio de Janeiro 1998.
75. OH, K.S.; BENDER,T.M & BOWEN, A. **Radiologic Evaluation of the Diaphragm.** Radiologic Clinics of North America. V 26, nº2, PP. 355- 364, 1988.
76. O' SULLIVAN S.B.; SCHMITZ, THOMAZ, J. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento.** 2ªEd. São Paulo: Manole, 1993.
77. PAZZIANOTTO, F., PACHANI, P., MONTEBELO, L., COSTA, D. **Eletroestimulação diafragmática transcutânea em indivíduos saudáveis** *Revista Fisioterapia Brasil*, v. 6, n. 4, p. 261-264, 2005
78. PECKHAM, P.H.; POON, C. W.; KO, W.H.; MARSOLAIS, E.B. & ROSEN, J.J. **Multichannel Implantable Stimulator for controlo f Paralyzed Muscle.** IEEE Trans. Biomed. Engineering. Vol. 28, nº7, PP. 530- 536, 1981.
79. PEIXOTO B., ÁVILA.J. S.,QUAGLIATO, E. **Lesão Medular: Estudo do potencial evocado como recurso prognóstico e comparação entre o tratamento de estimulação elétrica neuromuscular e fisioterapia convencional.** *Revista Fisioterapia Brasil.* V. 4, nº1. p. 17- 23. Fev. 2003.
80. PEREIRA, C. A. de C.; LEMLE, A.; ALGRANTI, E.; JANSEN, J. M.; VALENÇA,L. M.; NERY, I. e.; MALLOZY, M.; GERBASE, M.; DIAS, R. M.; ZIN, W. A. **I. Consenso brasileiro sobre espirometria.** *Jornal de pneumologia.* 22 (3), Maipereira et al.; Jun:1996.

81. POLKEY, M.I.; GREEN, M.; MOXHAM, J. **Measurement of respiratory muscle strength.** *Thorax.* V 50, pp1131-1135, 1995.
82. POLKEY, M. I.; BAKE, B.; MOXHAM, J. & GREEN, M. **Clinical Assessment of Diaphragm Strength by Cervical Magnetic Stimulation of the Phenic Neves.** *Thorax.* vol. 51, pp. 1239-1242, 1996.
83. POOLE, D.C.; SEXTON, W.L.; FARKAS, G. A., POWERS, S.K., & REID, M. B. **Diaphragm Structure and Function in Health and Disease.** *Medicine & Science in Sports & Exercise.* V 29, n°6, pp.738-754,1997.
84. PORTMANN, M., MONPETIT, R. **Effects de l' entrainement par electrostimulation isométrique ET dynamique sur la force de contraction musculaire.** *Science & Sport.* 6: 193-203, 1991.
85. POUMARAT, G., SQUIRE,P., LAWANI, M. **Effect of electrical stimulation superimposed with isokinetic contractions.** *J. Sorts Med Phys Fitness.* 32(3): 227-233, 1992.
86. PREJOR, J. A. **Fisioterapia para problemas Respiratórios e Cardíacos,** Rio de Janeiro: Guanabara,2002.
87. RICILLI,C.E. HINDS M. VOORHEES III WD. BOURLAND JD. GUEDES LA. **The Safety factor for eletroventilation measured by production of cardiac ectopy in the anesthezed dog.** *Ches.* V .95, n°1, p.14-217, 1989.
88. RISALITI, M.,MARELLA, M. **L' elettrostimolazione: metodica integrative di potenziamento muscolare.** *Atti Del 6° Congresso Nazionale dell' Associazione Italiana Preparatori Atletici di Calcio della Federazione Italiana Giuoco Calcio.* PP. 45-63, 1999.
89. ROBINSON, A.J.; MACKELER, L.S. **Eletrofisiologia Clínica.** 2° Ed. São Paulo: Artmed , 2001.
90. ROME, L.C., LINSTEDT, S.L. **The quest for speed: muscles built for high-frequency contractions.** *News Physiol Sci.* 13: 261- 268, 1998
91. RUSHTON, D.N.; **Functional Electrical Stimulation.** *Physiological Measurement.* V 18, n°4, Nov,1997.
92. SARNOFF, S.J.; MALONEY, J.V.; SARNOFF, L.C.; **Eletrophrenic Respiration.** *Surg Gyn Obst,* v. 93,pp. 190- 196, 1951.
93. SADOWSKY, C.L. **Electrical Stimulation in Spinal cord injury.** *NeuroRehabil.* V.16,n°3, pp. 160- 165, 2001.
94. SCOTT, O. **Eletroterapia de Clayton: Efeitos Estimulantes.** 10° ed. São Paulo: Manole, 1996.

95. SOBOTTA, J. PUTZ. R., PABST, R. Atlas de Anatomia Humana. 21 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.
96. SOUZA, F. **Análise da eficiência da estimulação diafragmática elétrica transcutânea em pacientes com lesão medular cervical.** [Monografia] Goiânia: Universidade Católica de Goiás, 2003.
97. SPENCE, A.P. **Anatomia Humana Básica.** 2ºEd. São Paulo: Manole,1991.
98. SNYDER- MACKLER, L. LADIN.Z., SCHEPSI, A.A.,YOUNG, J.C. **Electrical stimulation of the thigh muscles after reconstruction of the anterior cruciate ligament. Effects of electrically elicited contraction of the quadriceps femoris and hamstring muscles on gait and on strength of the thigh muscles.** J. Bone Joint Surg Am. 73(7): 1025-1036, 1991.
99. STARKEY, CHAD. **Recursos terapêuticos em fisioterapia.** 2º ed. São Paulo: Manole, 2001.
100. STEFANOVSKA A., VODOVNIK, L. **Change in muscle force following electrical stimulation: Dependence on stimulation waveform and frequency.** Scand .J.Rehabil Med. 17(3): 141-146, 1985.
101. SASSOON. C. S. H., GRUER. S. E. & SIECK. G.C. **Temporal Relationships of Ventilatory Failure, Pump Failure, and Diaphragm Fatigue.** Journal of Applied Physiology. vol. 81, nº 1, pp. 238-245, 1996.
102. TARANTINO, A.B. **Doenças Pulmonares.** 4º Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.
103. UEKI, J.; BRUIN, P.F. & PRIDE, N. B. **In ViVo Assessment of Diaphragm Contraction by Ultrasound in Normal Subjects.** Torax. V 50, pp 1157 – 1161, 1995.
104. UMPHERD, DARAY.A. **Fisioterapia Neurológica.** 2ºed. São Paulo: Manole, 2002.
105. VALENGA, M.H.; JORGE, R.F.; SANTOS, A.P.C.M.; SCHNEIDER,B.; NOHAMA,P. **Sistema de estimulação elétrica gatilhado por sinal respiratório.** Curitiba: CBEB, 2008.
106. VERKHOSHANSKI, Y. V. **Treinamento Desportivo: Teoria e Metodologia.** Porto Alegre: Artmed, 2001.
107. WANKE, T.; MERKLE, M.; FORMANEK, D.; ZIFKO, U.; WIESELTHALER, G .; ZWICK, H.; KLETETKO, W. & BURGHUBER,O.C. **Effect of Lung Transplantation on Diaphragmatic Function in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease.** Thorax, v 49,pp. 459- 464,1994.
108. WEST, J. B. **Fisiologia Respiratória.** 6ºEd. Barueri: Manole, 2002.

109. WETZEL, J.L., LUNSFORD, BR., PETERSON, MJ. **Reabilitação respiratória do paciente com lesão da medula espinhal.** In Tecklin, J.S., Irwin, S. *Fisioterapia Cardiopulmonar.* 2º Ed. São Paulo: Manole, 1994.
110. WHEELER, T.J, FELL, R.D., HAUCK M.A. **Translocation of two glucose transporters in heart: effects of rotenone, uncouplers, workload, palmitate, insulin and anoxia.** *Biochim Biophys Acta.* 1196: 191-200, 1994.
111. ZIFKO, U; WANKE, T.; MERKLE,M.; FORMANEK,D.; WIESELTHALER,G.; ZWICK, H.; KLEPETKO & BURGHUBER,O.C. **Effect of Lung Transplantation on Diaphragmatic Function in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease.** *Thorax.* Vol.49, 1995.
112. XHARDEZ, Y. **Manual de Cinesioterapia.** Rio de Janeiro: Atheneu,1980.

ANEXO 1



Universidade Tuiuti do Paraná

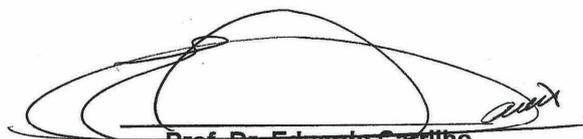
Credenciada por Decreto Presidencial de 7 de julho de 1997 - D.O.U. nº 128, de 8 de julho de 1997, Seção 1, página 14295

Curitiba, 30 de abril de 2008

Of. CEP-UTP nº 00004/2008

Sra. Pesquisadora

O Comitê de Ética em Pesquisa em Humanos e Animais da Universidade Tuiuti do Paraná, CEP-UTP, após apreciação do Projeto de pesquisa de sua autoria, intitulado: **“Análise da Contração Muscular dos músculos do Diafragma e Abdominais através da Eletroestimulação em pacientes Tetraplégicos.”**, considerou-o **APROVADO**.



Prof. Dr. Eduardo Carrilho
Coordenador do CEP-UTP

Ilma Sra.
Dra. Ana Paula Coelho Machado dos Santos
Pesquisadora Responsável

Campus Professor Sydney Lima Santos e Reitoria: Rua Sydney Antônio Rangel Santos, 238 - Santo Inácio - CEP 82.010-330 - Fone/Fax (41) 3331- 7700
Campus Bacacheri: Rua Cícero Jaime Bley, s/n Hangar 38 - Bacacheri - CEP: 82.515-180 - Fone/Fax (41) 3331- 7700
Campus Champagnat: Rua Marcelino Champagnat, 505 - Mercês - CEP 80.710-250 - Fone Fone/Fax (41) 3331- 7700
Campus Jardim Schaffer: Rua José Domingos Marcondes de Carvalho, 253 - Jardim Schaffer- CEP 82.100-290 Fone/Fax (41) 3331- 7700
Campus Mossunguê: Rua José Nicco, 179 - Mossunguê - CEP 81.200-300 - Fone/Fax (41) 3331- 7700
Curitiba - Paraná - Brasil

ANEXO 2

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) para participar de uma pesquisa. As informações existentes neste documento são para que você entenda perfeitamente os objetivos da pesquisa, e saiba que a sua participação é espontânea. Se durante a leitura deste documento houver alguma dúvida você deve fazer perguntas para que possa entender perfeitamente do que se trata. Após ser esclarecido(a) sobre as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, assine ao final este documento, que está em duas vias, sendo uma via sua e a outra do pesquisador responsável.

01. Informações sobre a Pesquisa:

Título do Projeto de Pesquisa: Análise da contração muscular dos músculos Diafragma e Abdominais através da Eletroestimulação em pacientes Tetraplégicos.

Pesquisador Responsável: Ana Paula Coelho Machado dos Santos.

Telefone para Contato: (41) 3668-5948 / 9916-8366

Pesquisadores Participantes: 1-Dr. Bertoldo Schneider Jr.
2-Dr. Percy Nohama
3-Dra. Renata Rothenbuhler

Telefone para Contato: 1- (41) 3310-4545
2- (41)3271-1657
3- (41)3331-7803 / 7804

INTRODUÇÃO:

A Tetraplegia é uma lesão na medula espinhal, que pode ser parcial ou completa, envolvendo as quatro extremidades e tronco, incluindo os músculos respiratórios, como resultado do dano à medula cervical (UMPHERD, 2002).

A estimulação elétrica é uma técnica de ativação neural, ativação controlada das fibras nervosas que inervam grupos de músculos específicos, em seqüência tempo-espacial adequada, para gerar padrões funcionais de movimento, contribuindo para a realização das atividades comum do cotidiano obtenção de contrações musculares e restauração artificial da função motora, atingindo não apenas a função motora mas também a função sensorial. (CASTRO, MARIA & CLIQUET Jr. ALBERTO, 2001).

FINALIDADE DA PESQUISA:

Esta pesquisa tem como objetivo avaliar de forma quantitativa e qualitativa a função a dos músculos Diafragma e Abdominais em indivíduos tetraplégicos, utilizando um sistema de estimulação elétrica sincronizada com a respiração do indivíduo.

PROCEDIMENTO:

Inicialmente os indivíduos serão submetidos á uma avaliação inicial, que constará dados pessoais, Sinais Vitais, déficit motores e respiratórios, AVDs antes da lesão e etc.

Posteriormente será utilizado um sistema de estimulação elétrica, FESSM (Estimulação Elétrica Funcional Manual) com 4 canais e seis saídas e o MD2 (Estimulação Elétrica através de sensores de temperatura) ambos método sincronizados com a respiração do indivíduo. Os eletrodos de silicone serão colocados superficialmente no tórax dos indivíduos, nas regiões dos pontos motores do músculo diafragma e abdominais. A estimulação elétrica estará agindo no indivíduo durante 18 minutos. A função muscular dos músculos Diafragma e Abdominais serão avaliado antes e depois da aplicação da estimulação elétrica, assim como sinais vitais, cintometria e manovacuometria. Com a intenção de comparar quais dos métodos irá potencializar a ação muscular, possibilitando uma

melhor reeducação muscular respiratória. Os procedimentos serão realizados durante 10 sessões, de segunda à sexta-feira.

RISCOS E BENEFÍCIOS:

Não haverá nenhum risco para a sua saúde, uma vez que a técnica não será invasiva e o material utilizado para o procedimento (eletrodos de silicone) já estará previamente esterilizado e não será necessária anestesia para a coleta dados, pois o procedimento não lhe proporcionará dor, apenas um leve desconforto.

Participando da pesquisa você terá a oportunidade de saber quais os benefícios da estimulação elétrica para manter ou melhorar sua qualidade de vida.

DESCONFORTO:

O desconforto será mínimo ou inexistente, pois o procedimento consisti na colocação de eletrodos de silicone superficialmente no tórax, na região dos pontos motores do músculo diafragma e abdominais, onde aqueles serão fixados através de um gel condutor a base de água. A estimulação elétrica estará agindo durante 18 minutos. A função muscular dos músculos Diafragma e Abdominais serão avaliado antes e depois da aplicação da estimulação elétrica, assim como sinais vitais, cintometria e grau de dispnéia. Ao final de cada sessão os indivíduos serão submetidos ao teste de manôvacuometria para melhor avaliação funcional. Os procedimentos serão realizados durante 10 sessões.

CUSTOS:

Você não terá nenhum gasto com a pesquisa, porque ela será custeada pela Ana Paula Coelho Machado dos Santos, através da CNPq, UTP, PUC-PR e UTFPR.

PARTICIPAÇÃO:

Caso você queira desistir de participar da pesquisa, poderá fazê-lo em qualquer tempo e no momento em que desejar.

Todos os participantes da pesquisa serão informados, acompanhados e tratados pelo pesquisador ANA PAULA COELHO MACHADO DOS SANTOS, FISIOTERAPEUTA, DA UNIVERSIDADE TUIUTI DO PARANÁ, CREFITO: 72046-F , RUA PEDRO FANOR, 126- BAIRRO EMILIANO PERNETTA- PINHAIS -PR.

Durante o decorrer da pesquisa, caso você venha a ter alguma dúvida ou precise de alguma orientação a mais, use o telefone acima.

PRIVACIDADE E CONFIDENCIALIDADE:

Você tem o compromisso dos pesquisadores de que a sua imagem e identidade serão mantidas em absoluto sigilo. Nos casos de fotografias, estas somente serão realizadas e expostas com a sua autorização.

RESPONSABILIDADE:

Caso ocorra algum tipo de dano no decorrer da pesquisa, a _____
se responsabiliza pelos eventuais ressarcimentos.

- 8 á 12
- Mais de 12
- Outros_____

2.4) Interrompeu? Há quanto tempo?

- Sim
- Menos de 1 ano.
- 1 á 5 anos.
- 5 á 10 anos.
- Mais de 10 anos.
- Outros_____ () Não

2.5) Realizava atividade física antes da lesão?

- Sim
- Não

2.6) Qual atividade?

2.7) Frequência:

- 1 x por semana.
- 2 x por semana.
- 3 x por semana
- Todos os dias.

2.8) Apresenta Doenças Pulmonares Prévias: () Sim () Não

2.9) Quais Patologias?

- Bronquite.
- Pneumonia.
- Gripe.
-

Outros_____

2.9.1) Frequência:

- 1 x por ano.
- 2 x por ano.
- 3 x por ano.
- Mais de 3x por ano.

3) Sinais Vitais

PA:_____

FR:_____ FC:_____

3.2) Oximetria

(SaO₂):_____

4) Inspeção

4.1) Tosse: Sim. Não.

4.2) Tipo de Tosse: Seca.

Úmida. Produtiva Improdutiva

4.3) Aspecto da Secreção: Serosa (rica em espuma e lipídios)

Purulenta (Cor amarelada)

Mucosa (Transparente)

Muco-purulento (Cor esverdeada)

4.4) Dispnéia: Sim Não

4.5) Se a resposta for sim, em quais das atividades abaixo apresenta DISPNEIA?

Pequenos Esforços. (Alimentar-se com auxílio).

Médios Esforços (Mudança de decúbito com auxílio).

Grandes Esforços (Tomar Banho com auxílio).

ESCALA DE BORG (Avaliação do Grau de Dispneia)

Grau 0: Nenhuma

Grau 0,5: Muito, muito leve

Grau 1: Muito Leve

Grau 2: Leve

Grau 3: Moderada

Grau 4: Pouco Intensa

Grau 5 e 6: Intensa

Grau 7 e 8: Muito Intensa

Grau 9: Muito, muito intensa

Grau 10: Máxima

4.6) Mobilidade do Gradil Costal: (Cintometria)

Normal

Mínima

Não- Eficiente

Valores: Inpiração _____ Expiração _____

4.7) Padrão Muscular Respiratório:

- Diafragmática
- Usa musculatura acessória (Intercostais)
- Mista.

4.Perfusão Periférica:

- Normal
- Mínima
- Não- Eficiente.

5) Palpação

5.1) Ausculta Pulmonar:

- Murmúrio vesicular
- Sibilos
- Roncos
- Estertores Bolhosos
- Estertores Crepitantes

5.2) Local do Pulmão:

- Ápice
- Base
- Região Média

5.1) Exame de Força Muscular

5.1.1) AVALIAÇÃO DO DIAFRAGMA

OBS: Grau 0 – Não se percebe nenhum vestígio de contração, tônus muscular ou consistência.

Grau 1- Há tônus e consistência muscular, porém, com expansão torácica débil e não expulsa a mão do examinador.

Grau 2- Tônus, consistência e expansibilidade torácica normais, apresentando discreta resistência à mão do examinador.

Grau 3- Tônus, consistência e expansibilidade torácica normais e expulsa a mão do examinador.

5.1.2) MANOVACUÔMETRIA

Pimáx- _____

Pemáx- _____

6) SENSIBILIDADE SUPERFICIAL: NÍVEL SENSITIVO

	TÁTIL		DOLOROSA		
	D	E	D	E	
C2	[]	[]	[]	[]	[0] - Ausente
C3	[]	[]	[]	[]	[1] - Comprometimento
C4	[]	[]	[]	[]	[2] - Normal
C5	[]	[]	[]	[]	[Nt] – Não Testado
C6	[]	[]	[]	[]	
C7	[]	[]	[]	[]	
C8	[]	[]	[]	[]	
T1	[]	[]	[]	[]	
T2	[]	[]	[]	[]	
T3	[]	[]	[]	[]	
T4	[]	[]	[]	[]	
T5	[]	[]	[]	[]	
T6	[]	[]	[]	[]	
T7	[]	[]	[]	[]	
T8	[]	[]	[]	[]	
T9	[]	[]	[]	[]	
T10	[]	[]	[]	[]	
T11	[]	[]	[]	[]	
T12	[]	[]	[]	[]	
L1	[]	[]	[]	[]	
L2	[]	[]	[]	[]	
L3	[]	[]	[]	[]	
L4	[]	[]	[]	[]	
L5	[]	[]	[]	[]	
S1	[]	[]	[]	[]	
S2	[]	[]	[]	[]	
S3	[]	[]	[]	[]	
S4	[]	[]	[]	[]	
S5	[]	[]	[]	[]	

7) SENSIBILIDADE PROFUNDA.

- () Sem alteração
- () Com alteração

8) MANOVACUOMETRIA

Pimáx _____

Pemáx _____

Datas

EQUIPAMENTO I

Voluntários	1º dia	2º dia	3º dia	4º dia	5º dia	6º dia	7º dia	8º dia	9º dia	10º dia
1	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
2	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
3	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
4	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
5	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
6	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
7	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
8	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
9	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
10	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X

EQUIPAMENTO II

Voluntários	1º dia	2º dia	3º dia	4º dia	5º dia	6º dia	7º dia	8º dia	9º dia	10º dia
1	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
2	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
3	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
4	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
5	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
6	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
7	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
8	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
9	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
10	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X

REAVALIAÇÃO

DATA: _____

1) Sinais Vitais

PA: _____
FR: _____ FC: _____

Oximetria

(O2): _____

2) Dispneia

() Sim () Não

Se a resposta for sim, em quais das atividades abaixo apresenta DISPNEIA?

- () Pequenos Esforços. (Alimentar-se com auxílio).
- () Médios Esforços (Mudança de decúbito com auxílio).
- () Grandes Esforços (Tomar Banho com auxílio).

3) Mobilidade do Gradil Costal: (Cintometria)

() Normal () Mínima () Não- Eficiente

Valores: Inspiração _____ Expiração _____

4) Exame de Força Muscular

4.1) Avaliação do Diafragma:

OBS: Grau 0 – Não se percebe nenhum vestígio de contração, tônus muscular ou consistência.

GRAU 1- Há tônus e consistência muscular, porém, com expansão torácica débil e não expulsa a mão do examinador.

GRAU 2- Tônus, consistência e expansibilidade torácica normais, apresentando discreta resistência à mão do examinador.

GRAU 3- Tônus, consistência e expansibilidade torácica normais e expulsa a mão do examinador.

5) Manovacuometria

Pimáx- _____

Pemáx- _____

ANEXO 4

Versão Brasileira do Questionário de Qualidade de Vida -SF-36 (Modificada)

Nome: _____

Idade: _____ Sexo: _____

Função exercida no trabalho: _____

Há quanto tempo exerce essa função: _____

Instruções: Esta pesquisa questiona você sobre sua saúde. Estas informações nos manterão informados de como você se sente e quão bem você é capaz de fazer atividades de vida diária. Responda cada questão marcando a resposta como indicado. Caso você esteja inseguro em como responder, por favor, tente responder o melhor que puder.

1-Em geral você diria que sua saúde é:

Excelente	Muito Boa	Boa	Ruim	Muito Ruim
1	2	3	4	5

2- Comparada há um ano atrás, como você classificaria sua idade em geral, agora?

Muito Melhor	Um pouco Melhor	Quase mesma	a Um pouco pior	Muito pior
1	2	3	4	5

3- Os seguintes itens são sobre atividades que você poderia fazer atualmente durante um dia comum, mas devido à sua saúde (lesão medular), você teria dificuldade para fazer estas atividades? Neste caso, quando?

Atividades	Sim, dificulta muito	Não, dificulta um pouco	Não, não dificulta de modo algum
a)Atividades rigorosas que exigem muito esforço, tais como correr, levantar objetos pesados e participar de esportes arduos	1	2	3
b) Atividades moderadas como, mudança de posição, passar	1	2	3

aspirador, varrer a casa e jogar bola			
c) Levantar ou carregar mantimentos	1	2	3
d) Locomover-se com a cadeira de rodas	1	2	3
e) Subir rampas com a cadeira de rodas	1	2	3
f) Andar de ônibus	1	2	3
g) Ir ao Shopping	1	2	3
h) Ir ao cinema	1	2	3
i) Ir ao mercado	1	2	3
j) Usar o Banheiro	1	2	3
l) Tomar banho ou vestir-se	1	2	3
m) Alimentar-se	1	2	3
n) Pentear o cabelo	1	2	3

4- Durante as últimas 4 semanas, você teve algum dos seguintes problemas com seu trabalho ou com alguma atividade regular, como consequência de sua saúde física?

	Sim	Não
a) Você diminuiu a quantidade de tempo que se dedicava ao seu trabalho ou em outra atividade?	1	2
b) Você realizou menos tarefa do que você gostaria?	1	2
c) Esteve limitado no seu trabalho ou em outro tipo de atividade?	1	2
d) Teve dificuldade em realizar esportes, necessitando de maior esforço?	1	2

5- Durante as últimas 4 semanas, você teve algum dos seguintes problemas com seu trabalho ou outra atividade regular diária, como consequência de algum problema emocional (como se sentir deprimido ou ansioso)?

	Sim	Não
a) Você diminuiu a quantidade de tempo	1	2

que se dedicava ao seu trabalho ou em outra atividade?		
b) Você realizou menos tarefa do que você gostaria?	1	2
c) Não realizou ou fez qualquer das atividades com tanto cuidado como geralmente faz.	1	2

6) Durante as últimas 4 semanas, de que maneira sua saúde física ou problemas emocionais interferiram nas suas atividades sociais normais, em relação à família, amigos ou em grupo?

De forma nenhuma	Ligeiramente	Moderadamente	Bastante	Extremamente
1	2	3	4	5

7- Quanta dor no corpo você teve durante as últimas 4 semanas?

Nenhuma	Leve	Muito Leve	Moderada	Grave	Muito Grave
1	2	3	4	5	6

8 - Durante as últimas 4 semanas, quanto a dor interferiu com seu trabalho normal (incluindo o trabalho dentro de casa)?

De maneira Alguma	Um pouco	Moderadamente	Bastante	Extremamente
1	2	3	4	5

9- Você apresentou problemas respiratórios durante as últimas 4 semanas?

Nenhuma	Uma vez	Duas vezes	Três vezes	Mais de 5 vezes	Mais de 10 vezes
1	2	3	4	5	6

10- O quanto esse problema respiratório limitou-o no seu trabalho, AVD's e no esporte?

Nenhuma vez	Uma vez	Duas vezes	Três vezes	Mais de três vezes
1	2	3	4	5

11- Os seguintes itens abaixo estão relacionadas ao grau de dispnéia (Falta de ar) ao realizar as seguintes atividades abaixo:

a) Permanecer deitado por longo tempo	1	2	3
b) Sentado por longo tempo	1	2	3
c) Mudar de posição (Ex: Deitado para sentado)	1	2	3
d) Alimentar-se	1	2	3
e) Tomar banho	1	2	3
f) Vestir-se	1	2	3
g) Pentear o cabelo	1	2	3
h) Escovar os dentes	1	2	3
i) Locomover-se com a cadeira de rodas	1	2	3
j) Levantar objetos pesados	1	2	3
l) Ao realizar seu trabalho ou outra atividade	1	2	3

12 - Os seguintes itens abaixo estão relacionadas à funções básicas do Sistema Digestório e Urinário:

Atividades	Nunca	Uma vez	Duas vezes	Três vezes	Mais de três vezes
a) Fome durante o dia	0	1	2	3	4
b) Fome durante a noite	0	1	2	3	4
c) Refeições durante o dia	0	1	2	3	4
d) Refeições durante a noite	0	1	2	3	4
e) Urinar durante a noite	0	1	2	3	4
f) Urinar durante o dia	0	1	2	3	4
g) Defecar durante uma semana	0	1	2	3	4

13- Estas questões são sobre como você se sente e como tudo tem acontecido com você durante as últimas 4 semanas. Para cada questão, por favor dê uma resposta que mais se aproxime de maneira como você se sente, em relação às últimas 4 semanas.

	Todo tempo	A maior parte do tempo	Uma boa parte do tempo	Alguma parte do tempo	Uma pequena parte do tempo	Nunca
a) Quanto tempo você tem se sentido cheio de vigor, de vontade, de força	1	2	3	4	5	6
b) Quanto tempo você tem se sentido uma pessoa nervosa?	1	2	3	4	5	6
c) Quanto tempo você tem se	1	2	3	4	5	6

sentindo tão deprimido que nada pode animá-lo?						
d) Quanto tempo você tem se sentido calmo ou tranquilo?	1	2	3	4	5	6
e) Quanto tempo você tem se sentido com muita energia?	1	2	3	4	5	6
f) Quanto tempo você tem se sentido desanimado ou abatido?	1	2	3	4	5	6
g) Quanto tempo você tem se sentido esgotado?	1	2	3	4	5	6
h) Quanto tempo você tem se sentido uma pessoa feliz?	1	2	3	4	5	6
i) Quanto tempo você tem se sentido cansado?	1	2	3	4	5	6

14- Durante as últimas 4 semanas, quanto de seu tempo a sua saúde física ou problemas emocionais interferiram com as suas atividades sociais (como visitar amigos, parentes e etc).

Todo tempo	A maior parte do tempo	Alguma parte do tempo	Uma pequena parte do tempo	Nenhuma parte do tempo
1	2	3	4	5

15- O quanto verdadeiro ou falso é cada uma das afirmações para você?

	Definitivamente verdadeiro	A maioria das vezes verdadeiro	Não sei	A maioria das vezes falso	Definitivamente falso
a)Eu costumo adoecer com maior facilidade do que outras pessoas	1	2	3	4	5
b)Eu sou tão saudavel quanto outras pessoas que eu conheço	1	2	3	4	5
c)Eu acho que a minha saúde vai piorar	1	2	3	4	5
d) Minha saúde é excelente	1	2	3	4	5

ANEXO 5

TABELAS

TABELA 1- RESULTADOS REFERENTES A ANAMNESE (AVALIAÇÃO QUE ANTECEDE A ELETROESTIMULAÇÃO)

Pacientes [n]	FR [r.p.m]	FC [b.p.m]	PAS [mmHg]	PAD [mmHg]	Cintometria		Manovacuômetria		Oxímetria [%]	Dispnéia [Grau]
					Insp.[cm]	Exp. [cm]	Pimáx [cmH2O]	Pemáx [cmH2O]		
1	15	61	90	60	77	76	15	20	60	1
2	20	60	110	60	87	85	22	20	65	2
3	13	55	120	80	91	90	60	20	87	0,5
4	16	65	110	80	97	94	40	40	85	0
5	20	70	90	40	67	64	18	15	75	3
6	13	92	70	40	106	104	25	25	70	4
7	16	67	120	80	116	114	20	20	80	3
8	13	80	110	80	109	104	40	20	75	5
9	14	60	90	60	93	92	10	20	75	4
10	19	60	110	60	95	94	20	20	80	1

TABELA 2 – RESULTADOS OBTIDOS APÓS A INTERVENÇÃO DA ELETROESTIMULAÇÃO COM O FESSM (EQUIPAMENTO I)

Paciente [n]	FR [r.p.m]	FC [b.p.m]	PAS [mmHg]	PAD [mmHg]	Cintometria		Manovacuometria		Oxímetria [%]	Dispnéia [Grau]
					Insp. [cm]	Exp.[cm]	Pimáx[cmH2O]	Pemáx[cmH2O]		
1	14	75	100	60	76	75	15	20	60	1
2	16	77	112	80	88	85	25	25	65	2
3	13	53	120	80	93	91	65	23	87	0
4	15	60	100	60	93	92	45	45	85	0
5	17	67	90	50	66	65	18	20	75	2
6	13	92	80	60	109	107	35	20	70	4
7	16	67	120	80	116	114	20	20	80	3
8	13	80	110	80	109	104	40	20	75	5
9	14	60	90	60	93	92	20	25	75	4
10	16	63	100	60	100	99	80	50	85	1

TABELA 3- RESULTADOS OBTIDOS ANTES DA INTERVENÇÃO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA COM MD2 (EQUIPAMENTO II).

Pacientes [n]	FR [r.p.m]	FC [b.p.m]	PAS [mmHg]	PAD [mmHg]	Cintometria [cm]		Manovacuometria Pimáx [cmH2O] Pemaáx [cmH2O]		Oxímetria [%]	Dispnéia [Grau]
1	17	65	100	60	75	74	20	20	70	2
2	15	67	90	60	67	65	10	8	60	2
3	13	50	130	80	93	91	63	25	75	2
4	17	63	110	60	93	92	45	43	87	2
5	18	67	90	60	66	65	18	22	65	2
6	12	90	80	60	109	107	30	20	55	2
7	16	62	120	80	118	115	25	20	78	2
8	13	80	110	80	110	106	40	20	65	2
9	14	65	90	60	88	90	10	20	70	2
10	21	65	110	70	95	94	40	30	80	2

TABELA 4- - RESULTADOS OBTIDOS APÓS A INTERVENÇÃO DO MD2 (EQUIPAMENTO II)

Paciente [n]	FR [r.p.m]	FC [b.p.m]	PAS [mmHg]	PAD [mmHg]	Cintometria Insp.[cm] Exp.[cm]		Manovacuômetria Pimáx [cmH2O] Pemaáx[cmH2O]		Oxímetria [%]	Dispnéia [grau]
1	15	66	70	70	72	71	20	20	75	1
2	15	55	110	110	92	90	30	25	80	1
3	20	75	110	110	91	90	70	30	85	0,5
4	15	75	110	110	95	94	55	50	90	0
5	17	79	80	80	68	70	10	10	68	1
6	18	68	100	50	116	114	40	30	80	2
7	18	68	120	120	116	114	40	30	80	1
8	10	60	90	90	125	124	41	40	65	2
9	22	54	80	80	96	94	15	20	78	1
10	20	74	110	80	107	106	80	60	91	0

ANEXO 6

1. FORMA DE REALIZAÇÃO DO ESTUDO:

Neste estudo foram considerados 10 pacientes tetraplégicos os quais foram submetidos a tratamento por dois tipos de aparelhos de estímulo elétrico. As variáveis de interesse foram avaliadas antes e após a realização do estímulo em cada um dos equipamentos.

2. ANÁLISE ESTATÍSTICA:

Para cada uma das variáveis foi considerada a diferença absoluta entre a avaliação após o estímulo e antes do estímulo em cada um dos equipamentos. Para a comparação dos equipamentos em relação a estas diferenças e para avaliação do efeito obtido com cada equipamento (variação ocorrida entre o pré e o pós) foi considerado o teste não-paramétrico de Wilcoxon. Valores de $p < 0,05$ indicaram significância estatística.

3. RESULTADOS:

Para cada variável, e para cada equipamento, testou-se a hipótese nula de resultados iguais no momento anterior à aplicação do estímulo (pré) e no momento posterior à aplicação do estímulo (pós) versus a hipótese alternativa de resultados diferentes.

Também se testou para cada variável a hipótese nula de que a variação entre o pré e o pós para o equipamento I é igual à variação entre o pré e o pós para o equipamento II, versus a hipótese alternativa de variações diferentes.

Nas tabelas abaixo são apresentados os resultados obtidos no estudo, em relação às estatísticas descritivas e os valores de p obtidos com os testes estatísticos.

1- RESULTADOS REFERENTES À FR

Variável	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	Valor de p
FR [r.p.m] pré- Eq.I	10	15,90	15,50	13,00	20,00	2,85	
FR [r.p.m] pós- Eq.I	10	15,40	15,50	13,00	20,00	2,12	0,345
FR [r.p.m] pré- Eq.II	10	15,20	14,50	12,00	21,00	2,97	
FR [r.p.m] pós- Eq.II	9	15,56	15,00	8,00	22,00	4,10	0,612
FR [r.p.m] dif- Eq.I	10	-0,50	-0,50	-4,00	7,00	3,03	
FR [r.p.m] dif- Eq.II	9	1,00	0,00	-4,00	8,00	4,15	0,484

2- RESULTADOS REFERENTES À FC

Variável	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
FC [b.p.m] pré- Eq. I	10	67,00	63,00	55,00	92,00	11,22	
FC [b.p.m] pós- Eq. I	10	69,40	67,00	53,00	92,00	11,60	0,529
FC [b.p.m] pré- Eq. II	10	66,80	65,00	50,00	90,00	11,23	
FC [b.p.m] pós- Eq. II	9	64,78	65,00	54,00	79,00	9,77	0,722
FC [b.p.m] dif- Eq. I	10	2,40	0,00	-5,00	17,00	7,26	
FC [b.p.m] dif- Eq. II	9	-2,22	-2,00	-25,00	25,00	16,45	0,515

3- RESULTADOS REFERENTES À PAS

Variável	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
PAS [mmHg] pré- Eq. I	10	102,00	110,00	70,00	120,00	16,19	
PAS [mmHg] pós- Eq. I	10	99,00	100,00	70,00	120,00	15,24	0,273
PAS [mmHg] pré- Eq. II	10	101,00	100,00	80,00	130,00	14,49	
PAS [mmHg] pós- Eq. II	10	98,00	105,00	70,00	120,00	16,87	0,612
PAS [mmHg] dif- Eq. I	10	-3,00	0,00	-20,00	10,00	8,23	
PAS [mmHg] dif- Eq. II	10	-3,00	-5,00	-30,00	40,00	20,58	1

4- RESULTADOS REFERENTES À PAD

Variável	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
PAD[mmHg]pré- Eq.I	10	60,00	60,00	40,00	80,00	18,86	
PAD[mmHg]pós- Eq.I	10	61,00	60,00	40,00	80,00	15,24	0,834
PAD[mmHg]pré- Eq.II	10	65,00	60,00	60,00	80,00	8,50	
PAD[mmHg]pós- Eq.II	10	58,00	55,00	40,00	80,00	13,98	0,169
PAD[mmHg]dif- Eq.I	10	1,00	0,00	-40,00	20,00	19,12	
PAD[mmHg]dif- Eq.II	10	-7,00	-10,00	-30,00	10,00	15,67	0,221

5- RESULTADOS REFERENTES À CINTOMETRIA (DURANTE A INSPIRAÇÃO)

Variável	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
Cintometria Ins[cm] pré Eq.I	10	93,80	94,00	67,00	116,00	14,68	
Cintometria Ins[cm] pós Eq.I	10	94,30	93,00	66,00	116,00	15,33	0,499
Cintometria Ins[cm] pré Eq.II	10	91,40	93,00	66,00	118,00	17,96	
Cintometria Ins[cm] pós Eq.II	9	95,78	95,00	68,00	125,00	18,49	0,327
Cintometria Ins[cm] dif Eq.I	10	0,50	0,00	-4,00	5,00	2,46	
Cintometria Ins[cm] dif Eq.II	9	4,78	2,00	-4,00	25,00	9,65	0,236

6- RESULTADOS REFERENTES À CINTOMETRIA (DURANTE A EXPIRAÇÃO)

Variável	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
Cintometria Exp.[cm]/ pré Eq. I	10	91,70	93,00	64,00	114,00	14,42	
Cintometria Exp.[cm]/ pós Eq. I	10	92,40	92,00	65,00	114,00	14,79	0,345
Cintometria Exp.[cm]/ pré Eq.II	10	89,90	91,50	65,00	115,00	17,31	
Cintometria Exp.[cm]/ pós Eq.II	9	94,78	94,00	70,00	124,00	17,89	0,141

Cintometria Exp.[cm]/ dif Eq. I	10	0,70	0,00	-2,00	5,00	2,00	
Cintometria Exp.[cm]/ dif Eq.II	9	5,33	2,00	-3,00	25,00	9,70	0,139

7- RESULTADOS REFERENTES À MANOVACUOMETRIA (Pimáx)

Variável	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
Manovacuometria Pimáx [cmH20] pré Eq.I	10	27,00	21,00	10,00	60,00	15,16	
Manovacuometria Pimáx [cmH20] pós Eq.I	10	36,30	30,00	15,00	80,00	21,79	0,028
Manovacuometria Pimáx [cmH20] pré Eq.II	10	30,10	27,50	10,00	63,00	16,94	
Manovacuometria Pimáx [cmH20] pós Eq.II	9	33,00	28,00	10,00	70,00	19,36	0,161
Manovacuometria Pimáx [cmH20] dif Eq.I	10	9,30	4,00	0,00	60,00	18,24	
Manovacuometria Pimáx [cmH20] dif Eq.II	9	4,00	3,00	-8,00	20,00	7,97	0,944

8- RESULTADOS REFERENTES À MANOVACUOMETRIA (Pimáx)

Variável	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
Manovacuometria Pimáx [cmH20] pré Eq.I	10	27,00	21,00	10,00	60,00	15,16	
Manovacuometria Pimáx [cmH20] pós Eq.I	10	36,30	30,00	15,00	80,00	21,79	0,028
Manovacuometria Pimáx [cmH20] pré Eq.II	10	30,10	27,50	10,00	63,00	16,94	
Manovacuometria Pimáx [cmH20] pós Eq.II	9	33,00	28,00	10,00	70,00	19,36	0,161
Manovacuometria Pimáx [cmH20] dif Eq.I	10	9,30	4,00	0,00	60,00	18,24	
Manovacuometria Pimáx [cmH20] dif Eq.II	9	4,00	3,00	-8,00	20,00	7,97	0,944

9- RESULTADOS REFERENTES À MANOVACUOMETRIA (Pimáx)

Variável	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
Manovacuometria Pimáx [cmH20] pré Eq.I	10	27,00	21,00	10,00	60,00	15,16	
Manovacuometria Pimáx [cmH20] pós Eq.I	10	36,30	30,00	15,00	80,00	21,79	0,028
Manovacuometria Pimáx [cmH20] pré Eq.II	10	30,10	27,50	10,00	63,00	16,94	
Manovacuometria Pimáx [cmH20] pós Eq.II	9	33,00	28,00	10,00	70,00	19,36	0,161
Manovacuometria Pimáx [cmH20] dif Eq.I	10	9,30	4,00	0,00	60,00	18,24	
Manovacuometria Pimáx [cmH20] dif Eq.II	9	4,00	3,00	-8,00	20,00	7,97	0,944

10-RESULTADOS REFERENTES À MANOVACUOMETRIA (PEmáx)

Variável	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
Manovacuometria Pemax [cmH20] pré Eq.I	10	22,00	20,00	15,00	40,00	6,75	
Manovacuometria Pemax [cmH20] pós Eq.I	10	26,80	21,50	20,00	50,00	11,16	0,091
Manovacuometria Pemax [cmH20] pré Eq.II	10	22,80	20,00	8,00	43,00	8,97	
Manovacuometria Pemax [cmH20] pós Eq.II	9	26,11	20,00	10,00	50,00	12,19	0,225
Manovacuometria Pemax [cmH20] dif Eq.I	10	4,80	4,00	-5,00	30,00	9,45	
Manovacuometria Pemax [cmH20] dif Eq.II	9	4,11	0,00	-12,00	20,00	9,71	0,447

11-RESULTADOS REFERENTES À OXIMETRIA (SatO₂)

Variável	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
Oxímetria SatO ₂ [%] pré Eq.I	10	75,20	75,00	60,00	87,00	8,46	
Oxímetria SatO ₂ [%] pós Eq.I	10	75,70	75,00	60,00	87,00	8,91	1,000
Oxímetria SatO ₂ [%] pré Eq.II	9	69,44	70,00	55,00	87,00	9,68	
Oxímetria SatO ₂ [%] pós Eq.II	9	78,56	80,00	65,00	90,00	8,14	0,012
Oxímetria SatO ₂ [%] dif Eq.I	10	0,50	0,00	0,00	5,00	1,58	
Oxímetria SatO ₂ [%] dif Eq.II	9	9,11	7,00	0,00	26,00	8,55	0,012

12-RESULTADOS REFERENTES À DISPNEIA

Variável	n	Mediana	Mínimo	Máximo	Valor de p
Dispneia [Grau]pré Eq. I	10	2,50	0,00	5,00	
Dispneia [Grau]pós Eq. I	10	2,00	0,00	5,00	0,109
Dispneia [Grau]pré Eq. II	10	2,00	2,00	2,00	
Dispneia [Grau]pós Eq. II	9	1,00	0,00	2,00	0,018
Dispneia [Grau]dif Eq. I	10	0,00	-1,00	0,00	
Dispneia [Grau]dif Eq. II	9	-1,00	-2,00	0,00	0,028

ANEXO 7

RESULTADOS REFERENTES AO QUESTIONARIO DE QUALIDADE DE VIDA SF-36

Pac	Domínios							
	CF	LAF	DOR	EGS	V	AS	LAE	SM
1	61,5%	0,0%	100,0%	67,5%	75,0%	100,0%	0,0%	84,0%
2	53,8%	0,0%	100,0%	80,0%	70,0%	100,0%	0,0%	72,0%
3	61,5%	75,0%	100,0%	87,5%	85,0%	100,0%	100,0%	88,0%
4	69,2%	100,0%	100,0%	87,5%	90,0%	100,0%	100,0%	92,0%
5	65,4%	0,0%	100,0%	80,0%	75,0%	100,0%	0,0%	80,0%
6	0,0%	0,0%	62,0%	80,0%	55,0%	75,0%	0,0%	64,0%
7	84,6%	25,0%	84,0%	62,5%	80,0%	87,5%	0,0%	84,0%
8	38,5%	0,0%	52,0%	50,0%	0,0%	25,0%	0,0%	8,0%
9	0,0%	0,0%	52,0%	80,0%	50,0%	87,5%	0,0%	64,0%
10	50,0%	25,0%	32,0%	67,5%	40,0%	25,0%	66,7%	44,0%
Média	48,5%	22,5%	78,2%	74,3%	62,0%	80,0%	26,7%	68,0%
Desvio padrão	28,3%	36,2%	26,2%	12,0%	27,0%	30,2%	43,9%	25,5%
Mediana	57,7%	0,0%	92,0%	80,0%	72,5%	93,8%	0,0%	76,0%
Mínimo	0,0%	0,0%	32,0%	50,0%	0,0%	25,0%	0,0%	8,0%
Máximo	84,6%	100,0%	100,0%	87,5%	90,0%	100,0%	100,0%	92,0%