

**Maria Elizabeth Pereira Nobre**

**VENTILAÇÃO PULMONAR REGIONAL DURANTE  
O TESTE DE RESISTÊNCIA DOS MÚSCULOS INSPIRATÓRIOS**



**RECIFE**

**2002**

**Maria Elizabeth Pereira Nobre**

**VENTILAÇÃO PULMONAR REGIONAL DURANTE  
O TESTE DE RESISTÊNCIA DOS MÚSCULOS INSPIRATÓRIOS**

Dissertação submetida ao Colegiado do Curso de Mestrado em Ciências Biológicas, na área de concentração em Fisiologia, do Departamento de Fisiologia e Farmacologia da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito para obtenção do grau de Mestre

**ORIENTADORA:** Prof<sup>ª</sup>. Dra. Armèle F. Dornelas de Andrade

**RECIFE**

**2002**

O trabalho foi realizado no Laboratório de Fisiologia e Fisioterapia Cardiorrespiratória, do Departamento de Fisioterapia da UFPE, Departamento de Fisiologia e Farmacologia da UFPE e no Centro de Medicina Nuclear de Pernambuco (CEMUPE). Constitui parte de projetos de pesquisa na área de Cintilografia Pulmonar; tendo sido aprovado no Comitê de Ética em Pesquisa do CCS/UFPE.

## **DEDICATÓRIA**

**Dedico...**

**...Aos meus pais, Enoque Xavier Nobre e Maria Pereira Nobre.**

**...Aos meus irmãos, Nilton, Wilson e Lúcia Nobre.**

**...Aos meus sobrinhos Lucas, Bryza, Yago, Pagú, Carolina, Bryany e Fernanda**

## AGRADECIMENTOS

A **Deus**.

À **Armèle Dornelas de Andrade** pelo seu incentivo à pesquisa, na identificação dos elementos essenciais a este trabalho e inestimável orientação. A sua amizade, dedicação, estímulo e inesgotável paciência, expresse o meu grande reconhecimento.

À equipe do **Centro de Medicina Nuclear de Pernambuco (CEMUPE)**, em especial ao físico **Ferdinand Lopes**, por seu empenho na realização dos exames cintilográficos.

Ao grupo de iniciação científica e monitores do **Laboratório de Fisiologia e Fisioterapia Cardiorrespiratória/UFPE**, aqui representado por **Indianara Araújo, Ana Carolina Ferreira e Nelson Moraes**.

À professora **Ana Lúcia Gusmão**, pela idealização e colaboração na realização deste trabalho; dedicando-me tempo e incentivo. A qual expresse grande admiração, amizade e gratidão.

À Fisioterapeuta **Dayse de Amorim**, pelo compromisso e interesse durante a execução dos exames cintilográficos.

Aos **voluntários**, pela contribuição inestimável durante a realização dos exames.

À Biomédica **Yáskara Veruska Barros**, pela contribuição na identificação e compreensão da bibliografia consultada, pelas ilustrações e pela amizade.

À Fisioterapeuta **Danielle Teixeira de Menezes**, pela amizade e incentivo.

À Bióloga **Luciana Nunes Cordeiro**, pelo suporte incansável na redação e elaboração dos gráficos deste trabalho.

Aos colegas do Mestrado, os quais dividimos os bons e difíceis momentos, em especial **Antônio Alfredo, Paula Frassinette, Carla Fabiana Toscano, Delanie Viana, Paulo Montenegro e Anna Myrna Jaguaribe**.

Aos **meus pais e familiares**, que mesmo distantes foram a força e apoio maior na consolidação deste trabalho.

## SUMÁRIO

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS.....	VII
LISTA DE FIGURAS.....	VIII
RESUMO.....	IX
ABSTRACT.....	X
1. INTRODUÇÃO	
1.1. Ação dos músculos inspiratórios.....	11
1.2. Trabalho dos músculos respiratórios.....	12
1.3. Força e resistência dos músculos inspiratórios.....	13
1.4. Fatores determinantes da ventilação pulmonar regional.....	15
1.5. Avaliação cintilográfica da ventilação pulmonar regional.....	16
1.6. Hipótese.....	17
2. OBJETIVOS	
2.1. Objetivo geral.....	18
2.2. Objetivos específicos.....	18
3. MATERIAL E MÉTODOS	
3. 1. Material.....	19
3. 1. 1. Grupo Experimental.....	19
3. 1. 2. Equipamentos.....	19
3. 2. Método.....	21
3. 2. 1. Avaliação Inicial.....	21
3. 2. 2. Riscos e benefícios.....	21
3. 2. 3. Obtenção das imagens cintilográficas.....	22
3. 2. 4. Tratamento das imagens cintilográficas.....	23
3. 2. 5. Aquisição de dados eletromiográficos.....	24
3. 2. 6. Análise Estatística.....	24
4. RESULTADOS.....	25
5. DISCUSSÃO.....	33
6. CONCLUSÕES.....	38
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	39
8. ANEXOS.....	44

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

bpm	Batimentos por minuto
cmH <sub>2</sub> O	Centímetros de água
CONEP	Comissão Nacional de Ética e Pesquisa / MS
CPT	Capacidade pulmonar total
CRF	Capacidade residual forçada
CVF	Capacidade vital forçada
DTPA	Ácido dietilenotriaminopentácetico
EMG	Eletromiografia
FC	Frequência cardíaca
FR	Frequência respiratória
irpm	Incursões respiratórias por minuto
min	Minuto
MMAD	Diâmetro aerodinâmico de massa média
PEP	Pressão expiratória positiva
Pimáx	Pressão inspiratória máxima
RMS	Raiz média quadrática
ROIs	Regiões de interesse
SatO <sub>2</sub>	Saturação de oxigênio
VC	Volume corrente
VM	Volume minuto
VR	Volume residual
VVM	Ventilação voluntária máxima

## LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Fig. 1 Sistema de pistão de peso proposto por Nickerson e Keens (1982).....	14
Fig. 2 O treinador THRESHOLD <sup>®</sup> desenvolvido por Larson <i>et al</i> (1988).....	14
Fig. 3 Circuito de nebulização a jato para radioisótopos (VENCITIS II).....	20
Fig. 4 Imagem ilustrativa da captação do registro cintilográfico através da gama câmera (Vertex-Dual Head).....	20
Fig. 5 Inversão da membrana do treinador THRESHOLD <sup>®</sup> .....	22
Fig. 6 Delimitação das regiões de interesse (ROIs).....	23
Fig. 7 Frequência respiratória durante o teste do incremento do limite de carga.....	25
Fig. 8 Saturação de oxigênio durante o teste do incremento do limite de carga.....	26
Fig. 9 Frequência cardíaca durante o teste do incremento do limite de carga.....	26
Fig. 10 Deposição do radioaerossol em pulmão total – direito e esquerdo.....	27
Fig. 11 Deposição do radioaerossol no eixo vertical em pulmão direito.....	28
Fig. 12 Deposição do radioaerossol no eixo vertical em pulmão esquerdo.....	29
Fig. 13 Deposição do radioaerossol no eixo horizontal em pulmão direito.....	30
Fig. 14 Deposição do radioaerossol no eixo horizontal em pulmão esquerdo.....	30
Fig. 15 Eletromiografia de superfície dos músculos da caixa torácica .....	31
Fig. 16 Atividade eletromiográfica do músculo esternocleidomastóideo.....	32
Fig. 17 Atividade eletromiográfica dos músculos da caixa torácica inferior.....	32

## RESUMO

O incremento do limite de carga (ITL) foi proposto como teste para mensurar a resistência dos músculos respiratórios. O objetivo deste estudo foi analisar a ventilação pulmonar regional e a atividade mioelétrica durante o teste de resistência dos músculos respiratórios pelo ITL. Foram estudadas dez voluntárias com idade de  $25,29 \pm 1,38$  anos, peso  $54,86 \pm 7,17$  kg, altura  $1,62 \pm 0,08$  m, Pimáx de  $-85,71 \pm 12,88$  cmH<sub>2</sub>O e VC de  $511,03 \pm 114,21$  ml. O radioaerossol foi gerado por nebulizador contendo <sup>99m</sup>Tc-DTPA (ácido dietilenotriaminopentacético), conectado ao sistema de carga linear (Threshold<sup>®</sup>). Foram monitorizados a saturação de oxigênio (Sat%O<sub>2</sub>), frequência cardíaca e respiratória. A atividade mioelétrica foi avaliada através da eletromiografia de superfície: porção superior (músculo esternocleidomastóideo) e inferior da caixa torácica. Os dados foram comparados por análise de variância (ANOVA). A análise cintilográfica do pulmão total mostrou aumento na deposição do radioaerossol com cargas 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O ( $p < 0,01$ ). O gradiente vertical em ambos os pulmões mostrou maior deposição do radioaerossol no terço médio em relação ao terço superior na fase padrão, 10 e 20 cmH<sub>2</sub>O ( $p < 0,01$ ). Com carga de 30 cmH<sub>2</sub>O a deposição foi maior no terço médio comparado com os terços superior e inferior ( $p < 0,001$ ). O gradiente horizontal mostrou maior deposição em todas as fases nos segmentos intermédio e central, quando comparado com o segmento cortical ( $p < 0,00$ ). A atividade mioelétrica da caixa torácica inferior aumentou com cargas de 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O ( $p < 0,03$ ). Conclusão: maior deposição do radioaerossol em terço médio, maior deposição nos segmentos intermédio e central, diminuição da Sat%O<sub>2</sub> nas duas maiores cargas provavelmente devido ao maior metabolismo muscular e aumento da atividade mioelétrica da caixa torácica inferior.

**Palavras chaves:** threshold, resistência dos músculos inspiratórios, ventilação pulmonar

## ABSTRACT

Incremental threshold loading (ITL) has been proposed as a test of inspiratory muscle endurance. The aim of this study was to analyze regional pulmonary ventilation and electric activity of the respiratory muscles during the test of inspiratory muscles endurance. Ten female volunteers were studied. Radioaerosol was generated by a jet nebulizer, containing  $^{99m}\text{Tc}$ -labelled diethylenetriamine pentaacetate (DTPA), connected to the linear loading system (THRESHOLD<sup>®</sup>). Oxygen saturation (Sat%O<sub>2</sub>), heart rate (HR) and breathing rate (BR) were monitored. The data were compared by variance analysis (ANOVA). The total lung scintigraphic analysis suggests an increase of radioaerosol deposition in loads of 20 and 30 cmH<sub>2</sub>O. The vertical gradient for both lungs showed larger radioaerosol deposition in the medium third than in relation to the superior third in the standard phases of 10 and 20 cmH<sub>2</sub>O. At 30 cmH<sub>2</sub>O there were larger deposition loads in the medium third as compared the upper and lower thirds. Analysis of the horizontal gradient for both lungs showed larger deposition in the intermediate and central segments, compared with the cortical segment in all phases. Electromyographic activity in the muscles of the lower rib cage increased at loads of 20 and 30 cmH<sub>2</sub>O in relation to the standard. Conclusions: larger radioaerosol deposition in medium third, larger radioaerosol deposition in intermediate and central, decrease oxygen saturation due to greater muscular metabolic activity and increase electromyographic activity of the lower rib cage muscles.

**Key-words:** threshold, inspiratory muscle endurance, pulmonary ventilation

## 1. INTRODUÇÃO

### 1.1. Ação dos músculos inspiratórios

O sistema respiratório é essencialmente constituído pelos pulmões e por uma bomba ventilatória representada pela caixa torácica, músculos respiratórios e o seu sistema nervoso de controle. O comprometimento da bomba ventilatória conduz a limitação do fluxo aéreo com resultante hipoventilação alveolar e hipercapnia (ROUSSOS e MACKLEM, 1982).

A adequada ventilação pulmonar se encontra na dependência da eficiência dos músculos respiratórios, os quais trabalham para sobrepujar as forças elásticas dos pulmões e da parede torácica e vencer a resistência das vias aéreas e dos tecidos ao fluxo.

O diafragma é o principal músculo inspiratório. Apresenta fibras que partem de um tendão central e se irradiam para o contorno do orifício inferior da caixa torácica; inserindo-se na face interna das cartilagens costais, sobre as arcadas das três últimas costelas e sobre a coluna vertebral. A inervação motora é feita através do nervo frênico, suprido pelas raízes dos nervos cervicais de C3 a C5. O diafragma pode ser considerado como um cilindro elíptico coberto por uma cúpula. Esta última corresponde ao tendão central; enquanto que a porção cilíndrica constitui a “zona de aposição”, por se encontrar justaposta à face interna das costelas inferiores (DE TROYER e ESTENNE, 1988).

Quando as fibras diafragmáticas se contraem fazem baixar a cúpula, aumentando o diâmetro vertical da caixa torácica, esse abaixamento é limitado pelo conteúdo abdominal. O aumento do diâmetro transversal é dado por elevação das costelas inferiores. Para tal ação, as fibras do diafragma têm de permanecer orientadas cranialmente. Assim, a massa visceral abdominal fornece suporte contra o qual o músculo contraído se apoia para elevar e rodar para fora as costelas inferiores. Simultaneamente, por intermédio do esterno, o diafragma eleva as costelas superiores aumentando o diâmetro ântero-posterior. Portanto, o diafragma é por si só capaz de aumentar os três diâmetros da caixa torácica, acarretando queda da pressão pleural e aumento do volume pulmonar (KAPANDJI,1990).

A porção intercondral do músculo intercostal interno, o paraesternal, tem uma significativa ação inspiratória. O padrão de ativação elétrica do músculo intercostal em seres humanos sugere que um mecanismo está operando durante a respiração para fazer com que os intercostais

interósseos externos e internos atuam em direção oposta na caixa torácica. Os intercostais externos se contraem durante a inspiração, ao mesmo tempo que os músculos do pescoço e os paraesternais. A ação dos intercostais externos predomina nos espaços craniais e seu recrutamento ocorre seqüencialmente ao longo do gradiente craniocaudal. Em contraste, os intercostais internos se contraem durante a expiração, sua ativação é usualmente limitada à porção caudal da caixa torácica, sendo recrutado seqüencialmente ao longo do gradiente caudocranial. Em vista deste padrão de ativação parece que os intercostais externos são inspiratórios e os intercostais internos são expiratórios em sua ação na caixa torácica (DE TROYER e ESTENNE, 1988).

Outros músculos envolvidos na inspiração são incluídos sob o termo de “acessórios”, pois estão inativos durante a respiração tranqüila em indivíduos normais. Assim ocorre com o peitoral maior e menor, o trapézio, o serrátil, e o esternocleidomastóideo. Sendo o último considerado importante para o mecanismo de respiração em indivíduos normais.

O esternocleidomastóideo desce do processo mastóideo para a superfície ventral do manúbrio do esterno e terço médio da clavícula, sendo innervado pelo XI nervo craniano. Em indivíduos tetraplégicos com lesões altas, o esternocleidomastóideo encontra-se hipertrofiado e se contrai forçadamente durante a inspiração. Nesses indivíduos ocorre um marcante deslocamento cranial do esterno e expansão da caixa torácica superior, particularmente no diâmetro ântero-posterior. Estudos eletromiográficos detalhados demonstram que a ação de outros músculos se soma ao esternocleidomastóideo, em particular o trapézio e o platisma. Assim, a contração desses músculos afeta o padrão de movimento da caixa torácica superior, tornando difícil o acesso da ação isolada do esternocleidomastóideo (DE TROYER e ESTENNE, 1988).

## **1. 2. Trabalho dos músculos respiratórios**

O trabalho dos músculos respiratórios é a relação entre a pressão através do sistema respiratório com a resultante alteração do volume, ou seja, o produto da pressão pelo volume. O trabalho elástico de respirar é feito para vencer a retração elástica dos pulmões e da parede torácica; enquanto que o resistivo é feito para vencer a resistência das vias aéreas e dos tecidos.

O trabalho respiratório a qualquer nível de ventilação, depende do padrão respiratório. Grandes volumes correntes aumentam o trabalho elástico, enquanto que rápidas freqüências respiratórias aumentam o trabalho contra as forças de resistência ao fluxo. Durante a respiração

calma e durante o exercício, os indivíduos tendem a ajustar o volume corrente e a frequência respiratória a valores que minimizem o trabalho e a força de respirar. Ajustamentos semelhantes são observados também em indivíduos com perturbações respiratórias; por exemplo, na obstrução das vias aéreas e deficiência de elasticidade, a respiração é profunda e lenta (ALTOSE, 1992).

### **1. 3. Força e resistência dos músculos inspiratórios**

Força e resistência muscular são tomadas como elementos distintos por diversos pesquisadores. A força gerada pelos músculos inspiratórios é interpretada como a pressão negativa na boca e o grau de distensão pulmonar. A resistência pode ser definida como o tempo que os músculos respiratórios conseguem manter a ventilação com o volume minuto pré-determinado ou contra uma carga imposta.

A pressão negativa na boca, ou pressão inspiratória máxima (Pimáx), pode ser medida pela manovacuometria que registra o esforço respiratório máximo. Para gerar a Pimáx, após o indivíduo exalar ao máximo, este é instruído a inalar para a capacidade pulmonar total, com o nariz ocluído (BRUSCHI *et al.*, 1992; HARIK-KHAN *et al.*, 1998). Estudos realizados com uma população de adultos chineses, malaios e indianos, encontraram diferenças de força muscular, mas não de volumes entre os grupos étnicos considerados (JOHAN *et al.*, 1997).

A tolerância dos músculos à fadiga é expressa como a capacidade resistiva deste, isto é, o tempo que um padrão de trabalho particular pode ser mantido. A capacidade ventilatória máxima foi quantificada por um nível pré-determinado de ventilação isocapnica que o indivíduo consegue manter por um relativo longo período de tempo (LEVINE *et al.*, 1986). A Ventilação Voluntária Máxima (VVM), ou, como denominada antes, a capacidade ventilatória máxima, oferece uma estimativa das reservas ventilatórias disponíveis para a demanda fisiológica do exercício (DILLARD *et al.*, 1993).

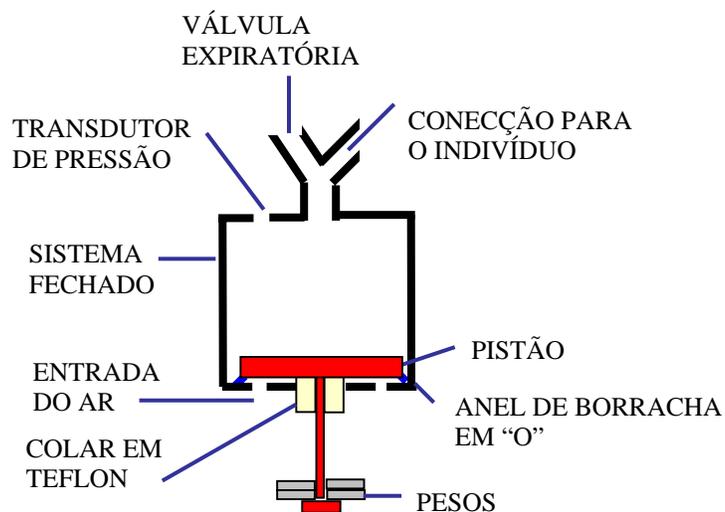
De forma simplificada, a VVM consiste no maior volume de gás que pode entrar e sair dos pulmões em 1 minuto por esforço voluntário e é obtida incentivando o indivíduo a respirar com maior volume corrente e frequência respiratória possíveis. A VVM normal é de 125 a 170 l/min (GANONG, 1993).

O incremento do limite de carga foi proposto como o melhor teste reproduzível para a análise da resistência dos músculos inspiratórios. Usando o princípio do pistão de peso proposto por NICKERSON e KEENS (1982), MARTYN *et al.* (1987) desenvolveram um

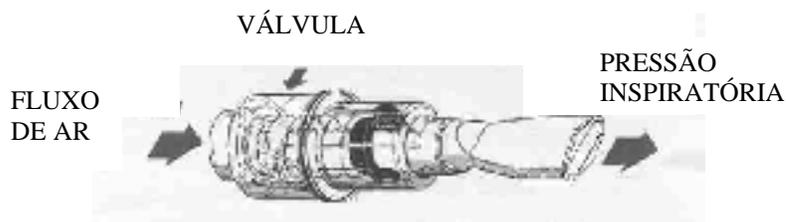
protocolo do incremento do limite de carga como um teste de resistência dos músculos respiratórios. A técnica tem a vantagem de não ser afetada por mudanças no padrão ventilatório e mostra ser reproduzível, podendo ser usada com diferentes grupos de indivíduos (MARTYN *et al.*, op. cit.; MCELVANEY *et al.*, 1989).

O pistão de peso é representado por um sistema fechado, onde o peso está acoplado ao pistão que controla a pressão de abertura de um orifício, o qual é vedado por um anel de borracha em “O” (Fig. 1). O fluxo de ar através do orifício ocorre por elevação do pistão, uma vez vencida a resistência imposta pelo sistema (NICKERSON e KEENS, 1982). Baseado neste princípio, LARSON *et al.* (1988) desenvolveram uma válvula de carga linear, especificamente para estudar e treinar resistência muscular em pacientes com Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC), o treinador THRESHOLD<sup>®</sup> (Fig. 2). Este consiste em um sistema integrado por uma mola, a qual ajusta a pressão de abertura da válvula que permite o fluxo aéreo.

JOHNSON *et al.* (1996) compararam o sistema de pistão de peso ao treinador THRESHOLD<sup>®</sup>. Os dois equipamentos foram avaliados com séries de pressões de abertura de 10, 20, 30 e 40 cmH<sub>2</sub>O e nenhuma diferença significativa foi relatada entre os dois sistemas.



**Figura 1** - Sistema de pistão de peso proposto por Nickerson e Keens (1982)



**Figura 2** – O treinador THRESHOLD<sup>®</sup> desenvolvido por Larson et al. (1988)

Um protocolo padrão para o teste de incremento do limite de carga foi proposto por JOHNSON *et al.* (1997); que usaram incrementos de pressão padrão e estabeleceram uma classe de referência, mostrando-se ser aplicável em qualquer similar de incremento de pressão usado. Neste protocolo, o indivíduo inspira através do sistema, contra uma pressão de abertura inicial de 10 cmH<sub>2</sub>O. Esta pressão é elevada em intervalos de 2 min em incrementos de 5 cmH<sub>2</sub>O até que o indivíduo não consiga elevar o pistão por dois esforços respiratórios consecutivos. Os indivíduos não eram instruídos quanto ao padrão ventilatório adotado.

#### **1. 4. Fatores Determinantes da Ventilação Pulmonar Regional**

Em indivíduos normais a distribuição do ar inspirado pode ser alterada pela contração voluntária de diferentes grupos musculares. Bem como, em virtude de variações regionais da complacência pulmonar, a ventilação não é uniforme. Dentro dos limites de volume corrente normal, as unidades pulmonares são melhor ventiladas na base do pulmão do que no ápice. Durante a inspiração feita a partir do volume residual, o ar é preferentemente distribuído para os ápices. Nestes baixos volumes pulmonares, perto do volume residual, a pressão pleural na base do pulmão ultrapassa a pressão nas vias aéreas periféricas; então, vias aéreas periféricas se fecham e somente os alvéolos superiores continuam a se esvaziar (ALTOSE, 1992, p. 189).

Em baixas frequências respiratórias, quando a velocidade do fluxo é menor, a ventilação é distribuída mais uniformemente. Contudo, à medida que a frequência respiratória aumenta, a ventilação tende a ser distribuída às áreas que oferecem a menor resistência ao fluxo de ar. A frequência respiratória elevada, em indivíduos normais nas posições sentada e decúbito dorsal, aumenta a ventilação pulmonar nos ápices pulmonares (CHAMBERLAIN *et al.*, 1983). Isto decorre das diferenças regionais das constantes de tempo, determinado pelo estreitamento não uniforme de pequenas vias aéreas periféricas.

Alterações de padrão ventilatório e postura modificam a distribuição da ventilação pulmonar. Na posição ortostática, a ventilação por unidade de volume pulmonar é maior nas regiões inferiores. Em três posturas diferentes – sentado, decúbito dorsal e lateral- a distribuição do gás inalado, partindo da CRF, desloca-se preferencialmente para as regiões dependentes do pulmão durante a inspiração diafragmática. Durante a respiração intercostal a distribuição do gás ocorre para as regiões não dependentes do pulmão (ROUSSOS *et al.*, 1977).

## 1. 5. Avaliação Cintilográfica da Ventilação Pulmonar Regional

Os gases radioativos, como o oxigênio-15, nitrogênio-15, xenônio ( $^{133}\text{Xe}$ ,  $^{127}\text{Xe}$ ), criptônio ( $^{81\text{m}}\text{Kr}$ ,  $^{85\text{m}}\text{Kr}$ ) e tecnésio ( $\text{Tc}^{99\text{m}}$ ), tornaram-se largamente usados como instrumentos indispensáveis a investigação clínica de distúrbios obstrutivos das vias aéreas, embolia pulmonar, infecções intra-pulmonares e neoplasias. Esses gases são úteis para avaliar a ventilação pulmonar regional, dando suporte visual e quantitativo desta (ALDERSON e LINE, 1980; O'DOHERTY e MILLER, 1992; STANBURY, 1970; HAYES e TAPLIN, 1980).

O uso de aerossóis com propósito diagnóstico foi primeiro proposto em 1965 (TAPLIN e POE, 1965) e o interesse vem aumentando devido ao desenvolvimento de um método não invasivo de análise por radioaerossol. Esses métodos têm avaliado a ventilação pulmonar regional e o *clearance* do radioaerossol depositado nos pulmões através da inalação. O ácido dietilenotriaminopentacético associado ao tecnésio ( $^{99\text{m}}\text{Tc-DTPA}$ ) é um dos radioaerossóis mais utilizados para diagnóstico (MEDEIROS *et al.*, 1994).

A deposição do radioaerossol é dependente da impactação inercial, sedimentação gravitacional e sua difusão dos espaços aéreos para o vascular. A deposição pela impactação inercial ocorre nas primeiras dez gerações das vias aéreas. A deposição da partícula é aumentada se a deposição for grande, o fluxo de ar for aumentado ou se existir um estreitamento das vias aéreas. A deposição das partículas por sedimentação ocorre predominantemente nas últimas seis gerações das vias aéreas, onde a área de seção transversa é maior. Nestes locais o fluxo aéreo é menor. Se o peso das partículas excede as forças resistivas que mantêm a suspensão das mesmas, elas serão depositadas. A difusão das partículas ocorre ao nível dos bronquíolos respiratórios e alvéolos, quando são menores que  $0,5 \mu\text{m}$  (DOLOVICH, 1991).

A deposição do radioaerossol nos pulmões tem uma aparência uniforme. O registro da imagem posterior é o mais importante, pois abrange a maior parte do volume pulmonar (De NARDO e DeNARDO, 1984). O terço superior da imagem representa os lobos superiores e os dois terços inferiores representam os lobos inferiores. Os ápices se apresentam arredondados, as bordas mediais retas e paralelas, as bordas laterais convexas e bordas inferiores geralmente se apresentam no mesmo nível (MACHADO, 1996).

## **1. 6. Hipótese**

É possível avaliar a ventilação pulmonar regional através da cintilografia pulmonar. Paralelamente, a eletromiografia (EMG) de superfície é capaz de detectar o comportamento das unidades motoras durante a contração muscular e avaliar o sinal mioelétrico, a partir da obtenção espacial e temporal dos potenciais de ação captados na superfície do corpo. Na literatura consultada, nenhum estudo relatou como se comporta a ventilação regional pulmonar diante de resistências impostas aos músculos inspiratórios. Neste trabalho, uma válvula de carga linear (THRESHOLD<sup>®</sup>) foi acoplada a um circuito de nebulização a jato para radioisótopos, através da qual os voluntários foram submetidos ao teste de incremento de limite de carga como método avaliativo da resistência dos músculos inspiratórios. Uma análise cintilográfica da ventilação regional foi realizada durante o teste. Posteriormente, os testes foram repetidos, nas mesmas condições, para avaliação eletromiográfica da função de alguns músculos inspiratórios frente às cargas resistivas.

De tal exposto, a carga resistiva imposta ao sistema respiratório interfere no recrutamento dos músculos inspiratórios. Na dependência do padrão de ativação muscular, encontra-se a ventilação regional pulmonar; ou seja, a distribuição do ar pode ser alterada pela contração voluntária de diferentes grupos musculares. Esse trabalho procura conhecer quais são as regiões pulmonares preferentemente ventiladas frente ao teste de resistência dos músculos inspiratórios.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1. Objetivo Geral**

Analisar a ventilação pulmonar regional através da cintilografia pulmonar, durante o teste de resistência dos músculos inspiratórios pelo princípio do incremento do limite de carga.

### **2.2. Objetivos Específicos**

- ◆ Analisar a ventilação pulmonar regional sem cargas resistivas do grupo estudado, sem solicitar destes um padrão de ventilação específico;
- ◆ Analisar a ventilação pulmonar regional com cargas resistivas lineares incrementais de 10, 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O ;
- ◆ Analisar a atividade mioelétrica no repouso e durante o teste com cargas resistivas lineares incrementais de 10, 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O ;
- ◆ Analisar a frequência respiratória e frequência cardíaca frente ao teste de resistência para os músculos inspiratórios;
- ◆ Analisar saturação de oxigênio, através da oximetria de pulso, durante o teste de resistência para os músculos inspiratórios;

## 3. MATERIAIS E MÉTODOS

### 3.1. Material

#### 3. 1. 1. Grupo Experimental

Foram selecionados para o estudo dez voluntários universitários, do sexo feminino, na faixa etária de 20 a 30 anos de idade, não fumantes, sedentários e sem história prévia de doenças pulmonares. Os voluntários foram informados dos objetivos, etapas e riscos do estudo, podendo desistir deste em qualquer fase do experimento e mediante termo de consentimento (anexo 1); conforme exigência da Comissão Nacional em Pesquisa (CONEP) resolução 196/96 do CNS.

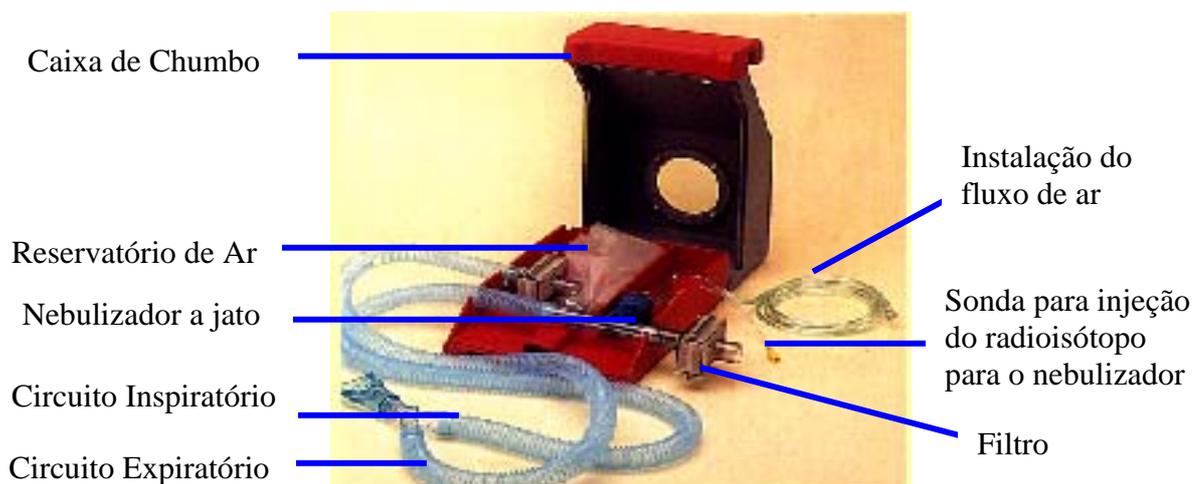
#### 3. 1. 2. Equipamentos

A avaliação inicial da Pressão Inspiratória Máxima (Pimáx) foi realizada através do manovacuômetro modelo MV-150 (Marshall-Town). O Volume Minuto (VM) foi verificado através do ventilômetro modelo Wright Respirometer MARK 8 (Ferraris Medical Limited) para cálculo do Volume Corrente (VC) e a espirometria pelo espirômetro modelo Jones Satellite Spirometer.

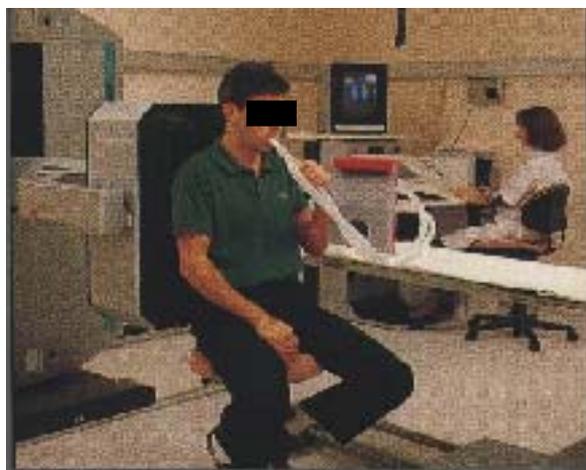
A saturação de oxigênio (Sat%O<sub>2</sub>) e frequência cardíaca (FC) foram verificados pelo oxímetro de pulso Morrya mod. 1001. O controle do tempo durante o teste foi feito através do cronômetro digital CITIZEN.

O exame cintilográfico foi realizado através de um circuito de nebulização a jato para radioisótopos VENCITIS II – Ventibox/CIS Bio International (figura 3) acoplado ao sistema de carga linear (THRESHOLD<sup>®</sup>) entre a conexão em “Y” do circuito de nebulização e a boquilha. O registro cintilográfico foi captado dinamicamente por uma gama câmara modelo Vertex-Dual Head / ADAC Labor., matriz 128x128x16 na incidência posterior (Fig. 4).

O radioisótopo utilizado foi o Tecnésio ( $^{99m}\text{Tc}$ ), na atividade de 25 mCi, associado ao ácido dietilenotriaminopentacético (DTPA). A solução foi completada com soro fisiológico a 0,9% para um volume total igual a 8 ml. O fluxo de 8 l/min foi fornecido ao sistema por um torpedo de ar comprimido.



**Figura 3.** Circuito de nebulização a jato para radioisótopos (VENCITIS II)



**Figura 4.** Imagem ilustrativa da captação do registro cintilográfico através da gama câmara (Vertex-Dual Head)

A eletromiografia de superfície foi realizada através do Sistema de Aquisição de Dados Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, através da captação de sinais mioelétricos a partir de um módulo de aquisição de sinais biológicos de quatro canais. Este sistema é composto por eletrodos ativos com entrada diferencial (PA6020), de prata pura, com  $1\text{ cm}^2$  de área e um

amplificador interno; placa de aquisição de dados localizada dentro do microcomputador (CAD32), de 12 bits para conversão dos sinais analógicos em digitais com faixa de entrada de  $\pm 5$  mV e a interface amigável ao usuário (software Aqdados). O programa Aqdados permite o armazenamento dos dados em arquivos e o processamento matemático para o tratamento dos sinais através da raiz média quadrática (RMS). O RMS da voltagem é o valor efetivo da quantidade de corrente alternante e representa o comportamento da unidade motora durante a contração muscular.

### **3. 2. Método**

#### **3. 2. 1. Avaliação Inicial**

- Anamnese (anexo 2);
- Manovacuometria: para obtenção da Pimáx os voluntários foram instruídos a inalar desde o volume residual (VR), através do manovacuometro, num esforço inspiratório máximo, com o nariz ocluído por um clipe nasal, sustentado por período mínimo de 1s;
- Ventilometria: o ventilômetro foi acoplado a uma máscara facial através da qual os voluntários respiraram por período de 1 min, sendo registrado o volume minuto (VM). A frequência respiratória (FR) foi tomada para o cálculo do volume corrente (VC), segundo descrição matemática:  $VM = VC \times FR$ ;
- Espirometria: partindo da Capacidade Pulmonar Total (CPT), o indivíduo foi instruído a exalar todo ar através da boquilha do espirômetro e em seguida, sem se desconectar da boquilha, puxar o maior quantidade de ar possível.

#### **3.2.2. Riscos e benefícios**

O radioisótopo utilizado foi o  $^{99m}\text{Tc}$ -DTPA (Tecnésio 99m, tempo de meia vida físico é igual a 6 horas, associado ao ácido dietilenotriaminopentacético), o mesmo quando inalado como aerossol se difunde rapidamente do espaço aéreo para o espaço vascular onde se distribui simultaneamente para o espaço fluido extra-celular e é filtrado pelos rins (PERDESEN, 1996).

Isso ocorre porque é improvável a separação do  $^{99m}\text{Tc}$  e o DTPA, pois verificou-se que no momento da deposição mais de 95% do  $^{99m}\text{Tc}$  estava ligado ao DTPA. Além disso, nenhuma injúria pulmonar ocorreu, portanto não houve aumento de oxidantes que poderia tê-los separado (PERDESEN op. cit.).

A eliminação desse radioisótopo também se dá através do clearance mucociliar. Segundo PAVIA *et al*, 1987 as imagens cintilográficas mostram a diminuição da emissão de raios gama em algumas horas devido aos efeitos combinados do clearance mucociliar e do

decaimento físico do radionuclídeo. Esse decaimento se dá em torno de 7 a 8 meias vidas chegando à uma atividade de zero em apenas algumas horas (LAUBE *et al.*, 1988; FOSTER *et al.*, 1982).

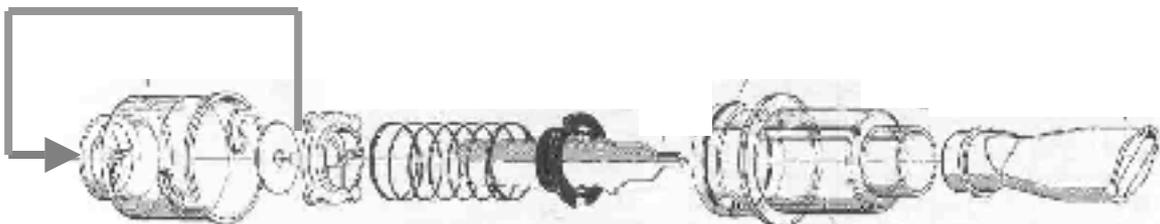
Não foram encontrados na literatura relatos de que houvesse reações adversas a utilização do aerossol com o  $^{99m}\text{Tc}$ -DTPA.

### 3. 2. 3. Obtenção das Imagens Cintilográficas

O procedimento cintilográfico foi realizado na posição sentada, usando um clipe nasal. Os voluntários não foram instruídos quanto ao padrão respiratório a ser adotado e foram solicitados a respirar através do sistema de carga resistiva linear (THRESHOLD<sup>®</sup>), o qual foi acoplado ao circuito de nebulização a jato para radioisótopos. O registro cintilográfico foi captado dinamicamente por a gama câmara na incidência posterior.

Os voluntários foram solicitados a respirar através do aparato por um período total de 16 min, onde a cada 4 min foi tomada a imagem dos registros dinâmicos. As imagens foram consideradas como etapas independentes do experimento.

A primeira imagem gerada após 4 min de registro dinâmico foi tomada como imagem controle do voluntário - carga zero. Nesta imagem, os voluntários respiraram através do mesmo sistema, mas para que o THRESHOLD<sup>®</sup> não oferecesse nenhuma carga, a membrana a qual permite a abertura da válvula foi invertida de posição (Fig. 5); uma vez que, a menor carga permitida pelo aparato é igual a 7 cmH<sub>2</sub>O e, desejava-se manter os mesmos elementos de impactação das partículas do aerossol.



**Figura 5.** Inversão da membrana do treinador THRESHOLD<sup>®</sup>

A cada 4 min de registro foi solicitada uma breve apnéia para permitir os ajustes incrementais das cargas, 10, 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O, onde um THRESHOLD<sup>®</sup> pré-fixado foi trocado

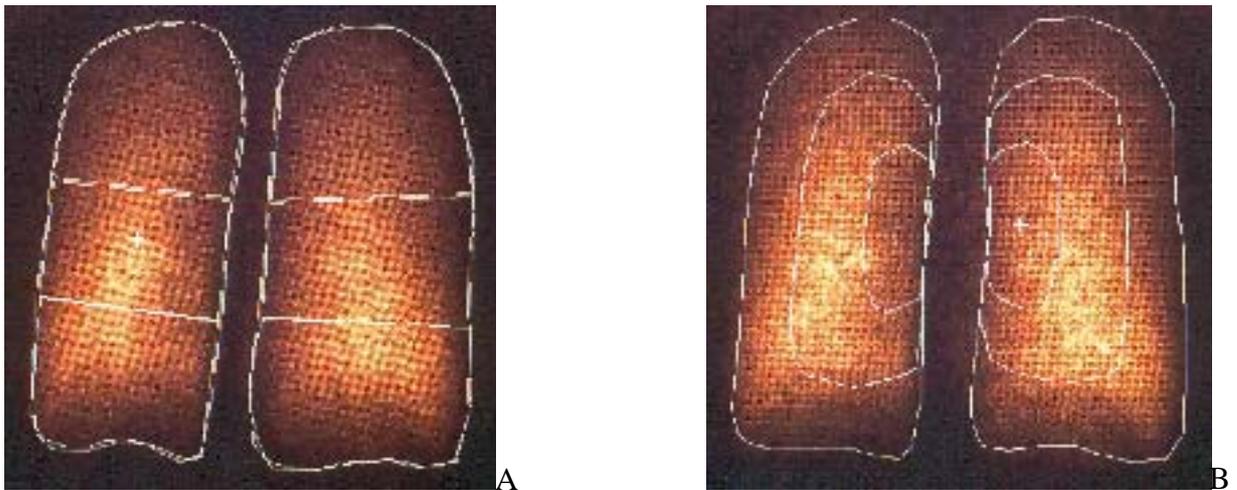
e acoplado rapidamente ao sistema. Nestes intervalos, o fluxo de ar oferecido ao sistema foi interrompido para que nenhuma névoa se dispersasse no ambiente e restabelecido após o acoplamento do sistema ao voluntário.

A frequência respiratória, a frequência cardíaca e a saturação de oxigênio foram registradas a cada minuto.

### 3. 2. 4. Tratamento das Imagens Cintilográficas

As imagens posteriores de cada pulmão, direito e esquerdo, foram analisadas para cada carga imposta. A primeira imagem gerada após 4 min de registro dinâmico foi tomada como imagem controle do indivíduo (carga zero). As três imagens geradas após 8, 12 e 16 min com cargas de 10, 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O, respectivamente, foram tratadas pelo método de subtração de imagens. Assim quatro imagens com duração de 4 min cada foram geradas.

Considerou-se regiões de interesse, denominadas RÓIS. Estes foram transportados para o tratamento de todas as imagens, garantindo que as imagens comparadas tivessem as mesmas dimensões. Cada pulmão foi analisado de duas formas (Fig. 6): A) 1/3 superior, médio e inferior; B) central, intermédia e cortical; onde foram considerados o número médio de contagens para cada ROI.



**Figura 6.** Delimitação das regiões de Interesse (ROIs)

A) 1/3 Superior, Médio, Inferior

B) Cortical, Intermédia, Central

### **3. 2. 5. Aquisição dos Dados Eletromiográficos**

A eletromiografia de superfície foi realizada em outro momento, sob as mesmas condições experimentais, onde os voluntários repetiram o teste de incremento de carga e foram submetidos a análise da atividade muscular inspiratória durante e após o teste.

Os eletrodos foram afixados na pele previamente limpa com álcool, respeitando o trajeto das fibras musculares. Duas regiões foram tomadas para mensurar a atividade elétrica dos músculos pertinentes a porção superior e inferior da caixa torácica. O esternocleidomastóideo permitiu avaliar o comportamento da caixa torácica superior. Os eletrodos foram posicionados no ventre muscular a 5 cm abaixo de sua inserção, no processo mastóideo. Para mensuração da atividade elétrica dos músculos do compartimento inferior da caixa torácica, os eletrodos foram colocados ao nível do sétimo ou oitavo espaços intercostais interseção com a linha axilar anterior direita.

O registro de sinais foi feito durante 30 segundos para cada fase do teste (sem carga e com cargas incrementais de 10, 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O). Após este, na fase de recuperação um novo registro foi realizado.

### **3. 2. 6. Análise Estatística**

Os dados foram codificados e armazenados no software de estatística Stat, analisados por análise de variância (ANOVA) e utilizado o teste “post-hoc” de Tukey (HSD – Honest Significant Difference), considerando diferenças estatisticamente significativas para  $p < 0,05$ . Os dados foram apresentados como média mais ou menos o desvio padrão.

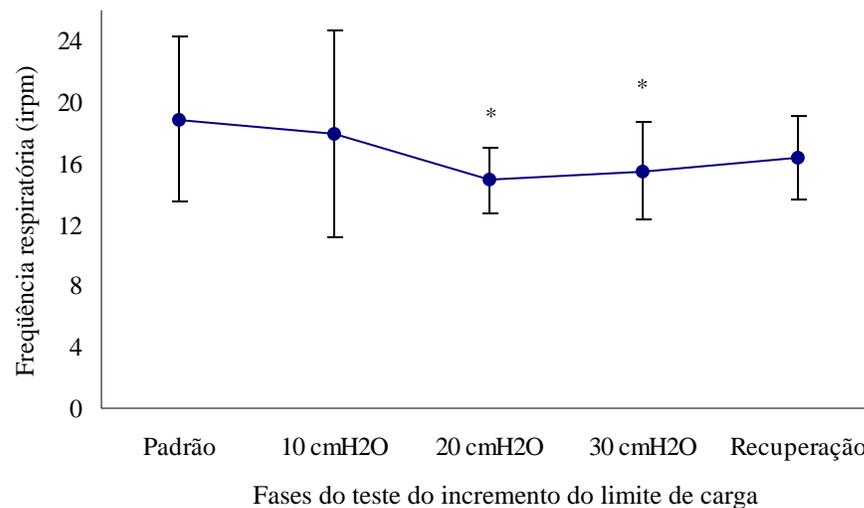
Na análise da deposição do radioaerossol os segmentos pulmonares foram comparados entre si, para cada fase de forma independente.

## 4. RESULTADOS

Participaram do estudo dez voluntários universitários, do sexo feminino, com idade média de  $25,29 \pm 1,38$  anos, peso  $54,86 \pm 7,17$  kg e altura  $1,62 \pm 0,08$  m. A avaliação inicial mostrou valores médios de Pimáx igual a  $-85,71 \pm 12,88$  cmH<sub>2</sub>O e VC de  $511,03 \pm 114,21$  ml. Dois voluntários apresentaram uma discreta redução da capacidade vital forçada (CVF) a espirometria, tendo sido de 75% do valor predito para ambos.

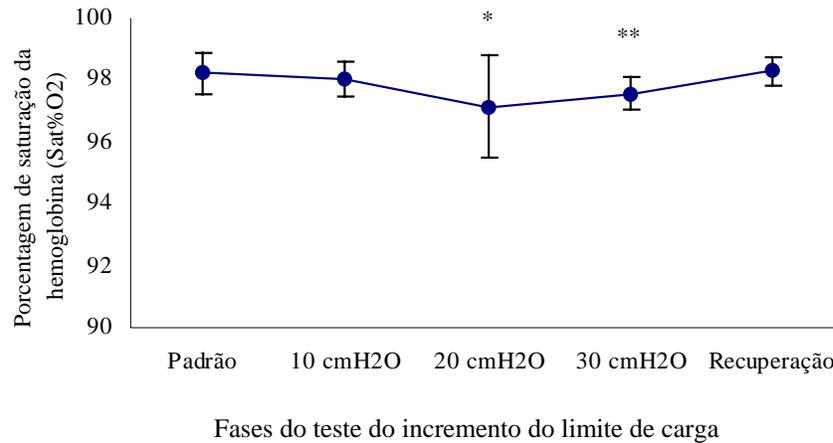
Três voluntários não suportaram a carga de 30 cmH<sub>2</sub>O, tendo parado o teste no 12<sup>o</sup> min; destes dois haviam apresentado diminuição da capacidade vital forçada na avaliação inicial. Os outros voluntários apresentaram um tempo total de resistência igual a 16 min, tendo cumprido o protocolo estabelecido.

A frequência respiratória na fase padrão foi de ( $18,89 \pm 5,37$  irpm) e decaiu durante o incremento das cargas de 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O ( $14,89 \pm 2,19$  e  $15,50 \pm 3,21$  irpm, respectivamente), permanecendo baixa durante a fase de recuperação ( $16,42 \pm 2,71$  irpm). No entanto, quando comparada a fase padrão com a recuperação não houve diferença entre estas (Fig. 7).



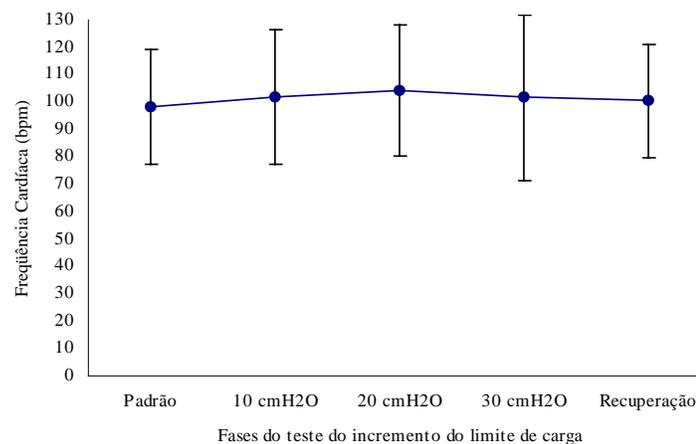
**Figura 7 – Frequência respiratória durante o teste do incremento do limite de carga.** Cada ponto corresponde ao valor médio e a barra ao desvio padrão da frequência respiratória expresso em incursões respiratórias por minuto (irpm). \* Indicam diferenças significativas para as cargas 20 cmH<sub>2</sub>O ( $p=0,00$ ) e 30 cmH<sub>2</sub>O ( $p=0,03$ ) em relação ao padrão.

A saturação de oxigênio da hemoglobina na fase padrão foi de  $98,21 \pm 0,68$  e decaiu em relação às cargas de 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O ( $97,14 \pm 1,67$  e  $97,57 \pm 0,50$  respectivamente), retornando ao valor similar ao padrão na fase de recuperação ( $98,28 \pm 0,46$ ) (Fig. 8).



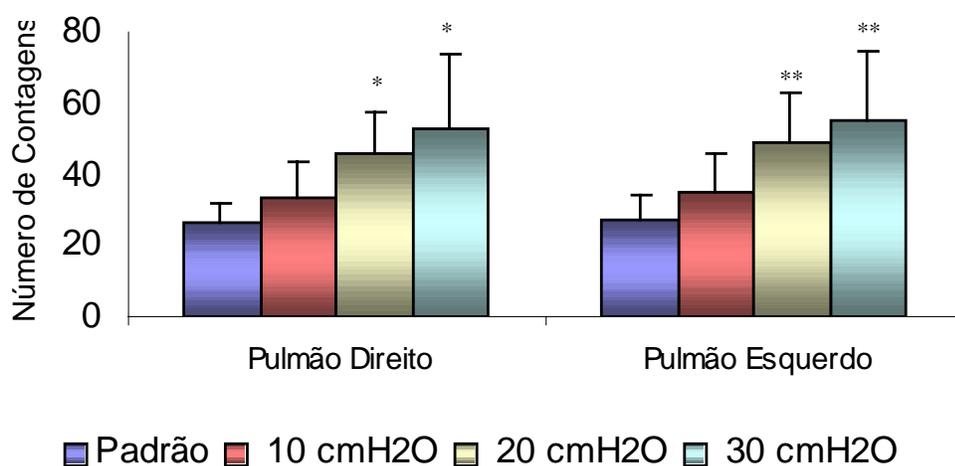
**Figura 8- Saturação de oxigênio durante o teste do incremento do limite de carga.** Cada ponto corresponde ao valor médio e a barra ao desvio padrão da saturação de oxigênio da hemoglobina expresso em porcentagem. \* Indica diferença significativa para a carga 20 cmH<sub>2</sub>O ( $p=0,00$ ) em relação ao padrão, carga 10 cmH<sub>2</sub>O e recuperação. \*\* Indica diferença significativa para a carga 30 cmH<sub>2</sub>O ( $p=0,02$ ) em relação a fase de recuperação.

A frequência cardíaca mostrou-se elevada, em relação aos valores normais, durante o teste de incremento do limite de carga, não havendo diferenças entre as fases do teste (Fig. 9).



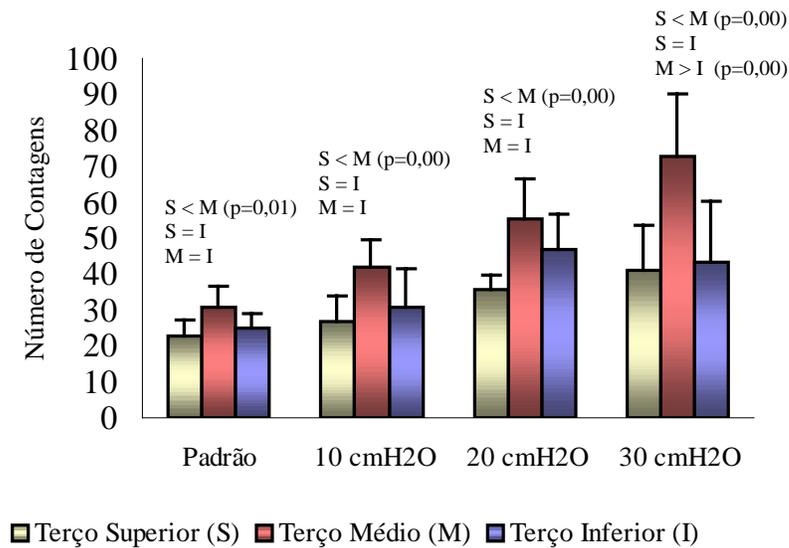
**Figura 9- Frequência cardíaca durante o teste do incremento do limite de carga.** Cada ponto corresponde ao valor médio e a barra ao desvio padrão da frequência cardíaca expresso em batimentos por minuto (bpm).

A análise da deposição do radioaerossol quando considerado o pulmão total, direito e esquerdo, mostrou-se maior nas cargas incrementais 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O em relação ao padrão e a carga 10 cmH<sub>2</sub>O (Anexo 3 e 4). Assim, a elevação da carga aumentou a deposição do radioaerossol nas duas cargas maiores. No entanto, não houve diferença significativa entre estas em ambos os pulmões (Fig. 10).



**Figura 10 – Deposição do radioaerossol em pulmão total - direito e esquerdo.** Valor médio do número de contagens e desvio padrão da deposição do radioaerossol em ambos os pulmões nas fases padrão e com cargas 10, 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O. \* $p < 0,01$  indica diferença significativa das cargas 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O em relação ao padrão e carga 10 cmH<sub>2</sub>O em pulmão direito. \*\* $p = 0,00$  indica diferença significativa das cargas 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O em relação ao padrão e carga 10 cmH<sub>2</sub>O em pulmão esquerdo.

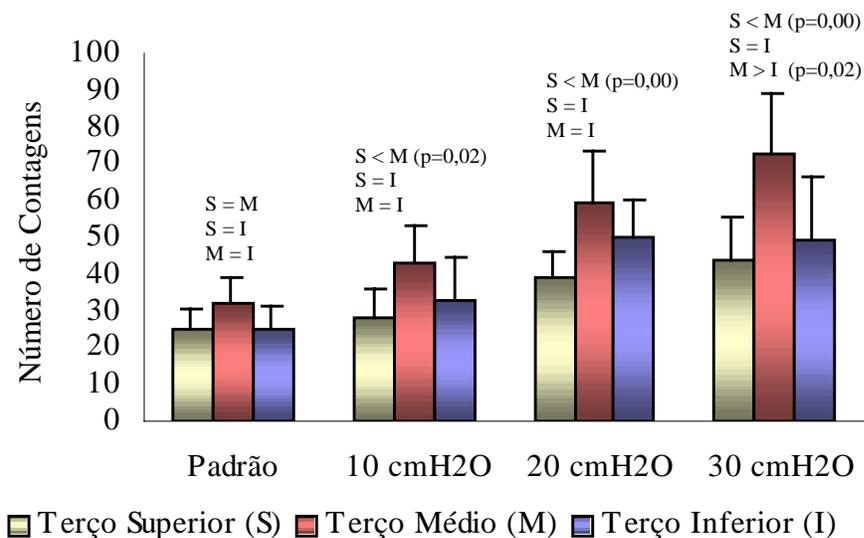
O gradiente vertical de deposição do radioaerossol para o pulmão direito mostrou o terço médio como o de maior deposição do radioaerossol em comparação com o terço superior em todas as fases, quando comparado ao terço inferior mostrou-se com deposição igual, exceto com a utilização da carga de 30 cmH<sub>2</sub>O, na qual o terço médio apresentou maior deposição (Fig. 11).



**Figura 11- Deposição do radioaerossol no eixo vertical em pulmão direito.** Valor médio do número de contagens e desvio padrão da deposição do radioaerossol quando considerada a divisão dos segmentos pulmonares no eixo vertical para terço superior (S), médio (M) e inferior (I) nas fases padrão e com cargas 10, 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O.

Para o pulmão esquerdo a deposição do radioaerossol foi homogênea na imagem padrão. Durante a utilização das cargas de 10, 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O o terço médio apresentou maior deposição do radioaerossol em comparação com o terço superior e quando comparado ao terço inferior

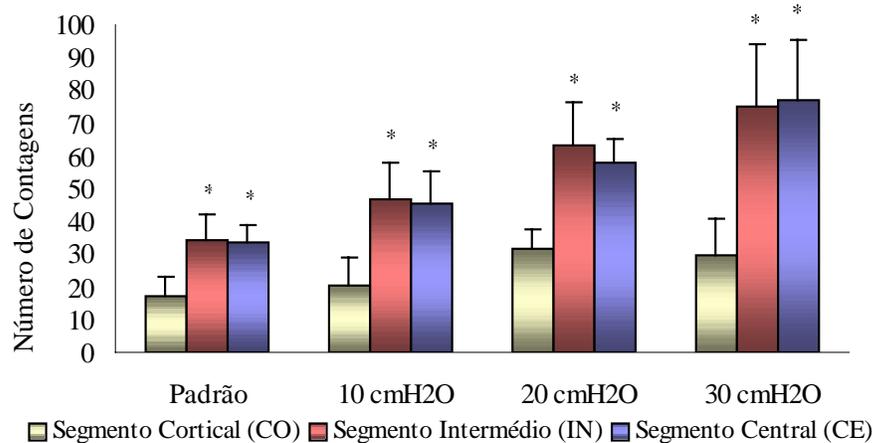
mostrou-se com deposição igual, exceto com carga de 30 cmH<sub>2</sub>O, na qual o terço médio apresentou maior deposição (Fig. 12).



**Figura 12- Deposição do radioaerossol no eixo vertical em pulmão esquerdo.** Valor médio do número de contagens e desvio padrão da deposição do radioaerossol quando considerada a divisão dos segmentos pulmonares no eixo vertical para terço superior (S), médio (M) e inferior (I) nas fases padrão e com cargas 10, 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O.

Quando comparados entre si, os pulmões esquerdo e direito, tiveram comportamento similar durante as cargas de 10, 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O.

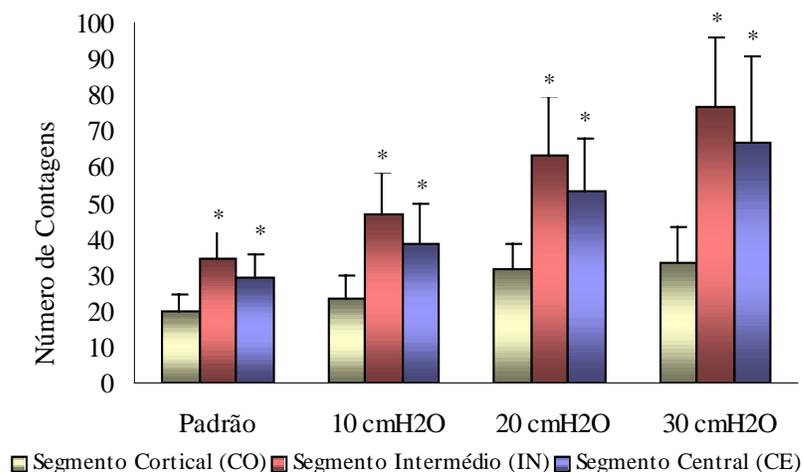
A análise da deposição do radioaerossol quando considerada a divisão dos segmentos pulmonares no eixo horizontal para o pulmão direito mostrou uma maior deposição no segmento intermédio e central em comparação ao segmento cortical em todas as fases do teste (Fig. 13).



**Figura 13- Deposição do radioaerossol no eixo horizontal em pulmão direito.** Valor médio do número de contagens e desvio padrão da deposição do radioaerossol quando considerada a divisão pulmonar no eixo horizontal para os segmentos cortical (CO), intermédio (IN) e central (CE) nas fases padrão e com cargas 10, 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O.

\*p=0,00 indica diferença significativa, onde IN>CO e CE>CO.

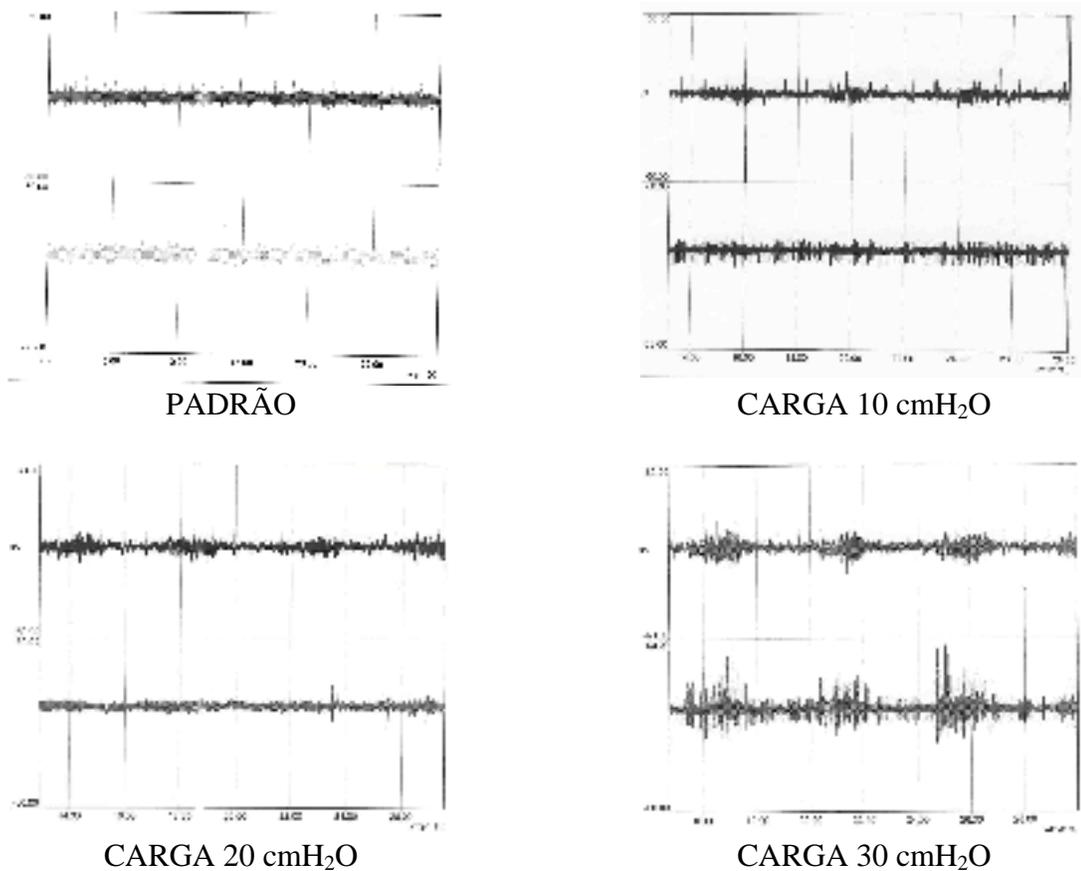
O pulmão esquerdo teve sua maior deposição no terço intermédio e central, não havendo diferença significativa entre estes, em todas as fases do teste (Fig. 14). Esse achado foi similar ao comportamento apresentado pelo pulmão direito.



**Figura 14- Deposição do radioaerossol no eixo horizontal em pulmão esquerdo.** Valor médio do número de contagens e desvio padrão da deposição do radioaerossol quando considerada a divisão pulmonar no eixo horizontal para os segmentos cortical (CO), intermédio (IN) e central

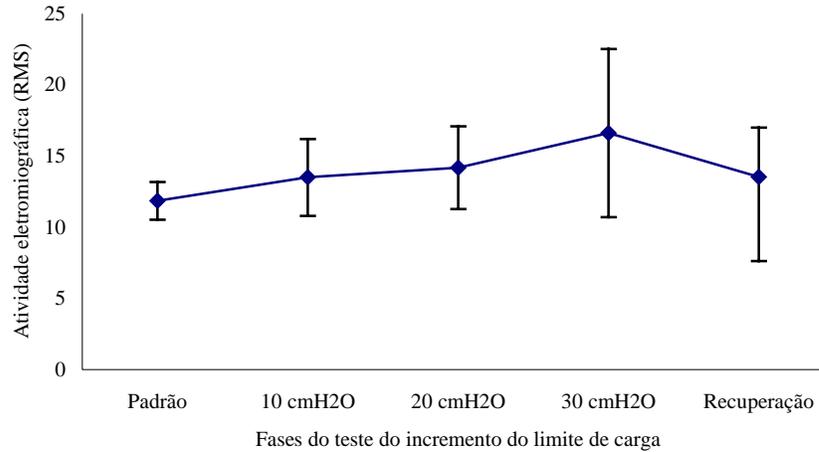
(CE) nas fases padrão e com cargas 10, 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O. \*p=0,00 indica diferença significativa, onde IN>CO e CE>CO.

O registro da atividade eletromiográfica mostrou uma maior amplitude de onda para o músculo esternocleidomastóideo em relação a musculatura da caixa torácica inferior (Fig. 15).



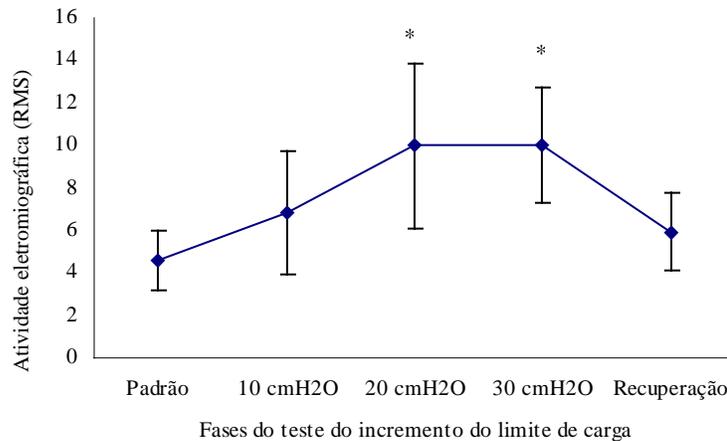
**Figura 15** – Registro da atividade eletromiográfica da musculatura de caixa torácica inferior (traçado superior) e do músculo esternocleidomastóideo (traçado inferior) durante o teste do incremento de limite de carga.

A análise da eletromiografia da caixa torácica superior, para o esternocleidomastóideo, não mostrou diferenças estatisticamente significativas entre as fases padrão ( $11,85 \pm 1,31$ ), cargas de 10 cmH<sub>2</sub>O ( $13,50 \pm 2,70$ ), 20 cmH<sub>2</sub>O ( $14,18 \pm 2,90$ ) e 30 cmH<sub>2</sub>O ( $16,61 \pm 5,91$ ) e recuperação ( $13,53 \pm 3,47$ ) (Fig. 16).



**Figura 16** – Cada ponto corresponde ao valor médio e a barra ao desvio padrão da atividade eletromiográfica do músculo esternocleidomastóideo expresso em raiz média quadrática (RMS) durante o teste do incremento do limite de carga.

A análise da eletromiografia dos músculos da caixa torácica inferior mostrou um aumento estatisticamente significativo da atividade elétrica nas cargas incrementais 20 cmH<sub>2</sub>O ( $9,67 \pm 3,88$ ) e 30 cmH<sub>2</sub>O ( $10,02 \pm 2,68$ ) em relação ao padrão ( $4,62 \pm 1,41$ ) (Fig. 17).



**Figura 17** - Cada ponto corresponde ao valor médio e a barra ao desvio padrão da atividade eletromiográfica da caixa torácica inferior expresso em raiz média quadrática (RMS) durante o teste do incremento do limite de carga. \*Indicam diferenças estatisticamente significativas para as cargas 20 cmH<sub>2</sub>O ( $p=0,02$ ) e 30 cmH<sub>2</sub>O ( $p=0,03$ ) em relação ao padrão.

## 5. DICUSSÃO

As cargas impostas aos músculos respiratórios são comumente aplicadas na avaliação da resistência e treinamento muscular. BARDSLEY *et al.* (1993) avaliaram a resistência dos músculos inspiratórios com cargas incrementais utilizando uma válvula de carga linear e evidenciaram que o teste com esta não é influenciado pelo padrão ventilatório. LARSON *et al* (1999) utilizaram o teste em pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC). Neste estudo, evidenciaram uma moderada dificuldade respiratória, ocorrendo diminuição do volume corrente e aumento da frequência respiratória para completar o estágio final do teste. Os autores validaram o teste como reproduzível para avaliação da resistência dos músculos respiratórios. NIELD (1999) usando a válvula THRESHOLD<sup>®</sup> avaliou o efeito do treinamento dos músculos inspiratórios em pacientes doentes pulmonares obstrutivos crônicos (DPOC) e sugere uma diminuição da dispnéia nestes pacientes após seis semanas de treinamento.

EASTWOOD *et al.* (2001) estudaram a resistência dos músculos respiratórios em atletas e indivíduos sedentários e verificaram que durante o incremento progressivo de carga, ambos os grupos mantiveram uma frequência respiratória baixa, grande volume corrente e longo tempo inspiratório e expiratório. Observaram também queda na saturação arterial de oxigênio nas máximas cargas. A eficiência dos músculos respiratórios foi similar para os dois grupos.

No presente estudo, a apreciação dos resultados da frequência respiratória mostrou níveis elevados nas duas primeiras fases do teste, mas durante as cargas de 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O houve o decaimento desta, a qual foi mantida. A hiperpnéia está presente no esforço físico, acredita-se que esta seja decorrente da ativação do córtex cerebral antes e durante o exercício e dos proprioceptores articulares sobre os grupos de neurônios respiratórios do tronco cerebral (GUYTON e HALL, 1997). Durante o exercício, os indivíduos tendem a ajustar a frequência respiratória a valores que minimizem o trabalho e a força de respirar, mantendo um padrão profundo e lento. Em baixas frequências a ventilação é distribuída mais uniformemente porque a velocidade de fluxo é menor (ALTOSE, 1992).

Em condições normais o gasto adicional de oxigênio é atribuído ao metabolismo dos músculos respiratórios. Com cargas inspiratórias resistivas, a demanda de oxigênio é progressivamente maior e acarreta um aumento do trabalho respiratório (ROUSSOS e

MACKLEM, 1982). A saturação da hemoglobina reflete a percentagem de hemoglobina que se combina com o oxigênio à medida que a pressão parcial de oxigênio sanguínea se altera. Os resultados evidenciaram uma queda desta quando utilizada as cargas de 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O, o que sugere ser decorrente da maior atividade metabólica da musculatura respiratória. Esta maior atividade foi demonstrada através da eletromiografia de superfície, onde ocorreu aumento da atividade dos músculos da caixa torácica inferior para as duas últimas cargas.

A ação mecânica de alguns músculos esqueléticos é determinada pela sua anatomia e a carga a que são submetidos quando se contraem (DE TROYER e ESTENNE, 1988). Em padrões basais de respiração o diafragma é o principal responsável pelo processo ventilatório, à medida que a ventilação aumenta outros grupos musculares são recrutados e ditos acessórios do processo respiratório. A carga de trabalho aumentada, leva a degradação da energia armazenada e maior extração de energia do sangue. Este fato tenta explicar a queda da saturação da hemoglobina nas maiores cargas.

Três voluntários não conseguiram manter o fluxo de ar durante a carga de 30 cmH<sub>2</sub>O decorrente da fadiga muscular, a qual é estabelecida como a incapacidade do músculo em desenvolver força diante de uma carga, que é reversível com o descanso. ROUSSOS e MACKLEM (1977), que trabalharam com cargas resistivas inspiratórias alineares, demonstraram que os músculos respiratórios entram em fadiga quando excedem o nível crítico do consumo de energia. Contudo, os músculos se coordenam de forma a evitar a fadiga. A diminuição no tempo de resistência desses indivíduos é resultado da hipóxia relacionada com a fadiga.

Na tentativa de manter o aporte sanguíneo para os músculos, evitando sua menor oxigenação, o coração é acionado. Assim, os mecanismos de regulação da frequência cardíaca durante o exercício é dado por um aumento na atividade simpática e uma redução na atividade parassimpática, combinada com o influxo proveniente do córtex cerebral. Como esperado, a frequência cardíaca manteve-se elevada durante todo o teste do incremento do limite de carga.

A distribuição topográfica da ventilação pulmonar tem sido atribuída principalmente, ao gradiente vertical de pressão pleural existente entre o ápice e a base pulmonar (KANEKO e COLS, 1966; MILLIC-EMILI e COLS, 1966; GLAISLER, 1967 apud MACHADO, 1996). Muitos fatores influenciam nessa distribuição, sendo os mais importantes a complacência alveolar local e a resistência da via aérea, as quais são usualmente consideradas em conjunto, uma vez que ocorre dificuldade de serem separadas cintilograficamente. Outros fatores que

influenciam na distribuição incluem a ventilação minuto, volume inspirado, volume pulmonar pré-inspiratório, posição do indivíduo (ALDERSON e LINE, 1980), contração de diferentes grupos musculares (ROUSSOS *et al*, 1977), alteração do fluxo inspiratório (PAVIA *et al.*, 1985) e de frequência respiratória (CHAMBERLAIN *et al*, 1983).

As crescentes cargas instituídas decorreram para uma maior deposição do radioaerossol em ambos os pulmões. Possivelmente esse achado foi conseqüente ao padrão ventilatório adotado pelos voluntários, embora estes não tenham sido instruídos a manterem padrões específicos de ventilação pré-estabelecidos.

De forma simplificada, a análise do gradiente vertical da deposição do radioaerossol demonstrou uma maior deposição em terço médio. Os fatores que podem ter interferido nesta deposição seriam:

- a) Na incidência posterior, para a captação da radioatividade pela gama câmara, o terço médio comporta partes de regiões basais anteriores (De NARDO e De NARDO, 1984);
- b) Na posição sentada, a pressão intrapleural é progressivamente mais subatmosférica da base, cerca de -2,5 cmH<sub>2</sub>O, onde o pulmão é comprimido pelo peso, para o ápice, -10 cmH<sub>2</sub>O, onde o peso do pulmão tem menor influência (ALDERSON e LINE, 1980). Desta forma os alvéolos da base mostram-se mais complacentes e apresentam grande variação de volume durante a inspiração;
- c) O padrão de contração muscular pode direcionar a ventilação pulmonar. A maior atividade da musculatura da caixa torácica inferior visualizada através da eletromiografia, faz acreditar que esta ventilação tenha sido direcionada preferentemente para terços médio e inferior;
- d) A localização dos brônquios de maior calibre em terço médio pode responder por grande parte da impactação inercial do radioaerossol devido à turbulência presente nesses segmentos das vias respiratórias. A deposição do radioaerossol depende das propriedades físicas deste. Segundo O'DOHERTY *et al.* (1993), partículas de diâmetro aerodinâmico de massa média (MMAD) do radioaerossol de <sup>99m</sup>Tc-DTPA menor ou igual a 1µm tem penetração periférica adequada em indivíduos normais. No entanto, refere uma impactação em brônquios de maior

calibre em indivíduos com limitação crônica do fluxo aéreo. A carga imposta ao sistema pode ter simulado tal condição.

O gradiente horizontal denota outra visão da avaliação da deposição do radioaerossol. Em linhas gerais a maior deposição ocorreu nas regiões intermédia e central, tendo sido o cortical o segmento que apresentou menor quantidade de deposição do radioaerossol. Fatores que podem estar correlacionados com o padrão de deposição horizontal encontrado seriam:

- a) MACHADO (1996) encontrou uma maior deposição de radioaerossol na região intermédia em indivíduos normais e asmáticos e em diferentes tipos de tratamentos instituídos: inalação basal, uso de PEP (pressão expiratória positiva), uso somente do broncodilatador e uso de broncodilatador associado à PEP;
- b) Altos fluxos favorecem a deposição nas grandes vias aéreas devido a impactação inercial (MACHADO op. cit., 1996);
- c) Possivelmente, a maior deposição do radioaerossol nestas regiões esteja relacionada ao tamanho das partículas geradas.

Devido algumas limitações do método instituído neste estudo não podemos afirmar que áreas com redução de deposição do radioaerossol correspondam necessariamente a áreas com redução de ventilação.

A avaliação eletromiográfica contribuiu para uma interpretação diferencial, uma vez que, evidenciou uma atividade crescente dos músculos da caixa torácica inferior mediante o incremento de cargas. Ou seja, quanto maior a carga imposta maior o padrão de ativação muscular. Paralelamente, a atividade do músculo esternocleidomastóideo não foi significativamente diferente nas fases do teste do incremento do limite de carga. Questiona-se que grande parte dessa atividade esteja relacionada à manutenção postural (HAN E GAYAN-RAMIREZ, 1993).

Devido à inexistência de parâmetros literários sobre a ventilação pulmonar durante o teste do incremento de limite de carga ou durante o treinamento dos músculos respiratórios, tornou-se difícil um confronto desses resultados com outros estudos. Entretanto, os achados permitem sugerir que durante este teste ocorre ajuste da frequência e do padrão respiratório a níveis lentos para minimizar o trabalho dos músculos respiratórios; queda da saturação de oxigênio pela maior

atividade metabólica muscular; crescente atividade eletromiográfica dos músculos da caixa torácica inferior diante das cargas incrementais; maior deposição do radioaerossol em terço médio quando considerado a análise vertical e em segmentos intermédio e central quando considerado a análise horizontal para ambos os pulmões.

## 6. CONCLUSÕES

Durante o teste de resistência dos músculos inspiratórios, pelo princípio do incremento do limite de carga, ocorreu:

- \* Maior deposição do radioaerossol em terço médio em ambos os pulmões;
- \* Maior deposição do radioaerossol em segmento intermédio e central para ambos os pulmões.
- \* Crescente atividade eletromiográfica dos músculos da caixa torácica inferior com o aumento progressivo das cargas resistivas;
- \* Ajuste da frequência e do padrão respiratório a níveis lentos e profundos para minimizar o trabalho ventilatório;
- \* Uma tendência à diminuição da saturação de oxigênio pela maior atividade metabólica muscular requerida nas cargas resistivas de 20 e 30 cmH<sub>2</sub>O;

## 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALDERSON, P. O.; LINE, B. R. Scintigraphic Evaluation of Regional Pulmonary Ventilation. **Seminars in Nuclear Medicine**, USA, v. 10, n. 3, p. 218-241, 1980.

ALTOSE, M. D. Mecânica Pulmonar. In: FISHMAN, A. P. **Diagnóstico das Doenças Pulmonares**. 2<sup>a</sup> ed. v. 1. Ed. Manole Ltda., São Paulo, 1992. cap. 12, p. 179-192.

BARDSLEY, P. A.; BENTLEY, S.; HALL, H. S.; SINGH, S. J.; EVANS, D. H. e MORGAN, M. D. Measurement of inspiratory muscle performance with incremental Threshold loading: a comparison of two techniques. **Thorax**. v. 48, n. 4, p. 354-359,1993.

BRUSCHI, C.; CERVERI, I.; ZOIA, M. C.; FANFULLA, F.; FIORENTINI, M.; CASALI, L.; GRASSI, M.; GRASSI, C.. Reference Values of Maximal Respiratory Mouth Pressures: A Population-based Study. **American Review of Respiratory Disease**. v. 146, p. 790-793,1992.

CHAMBERLAIN, M. J.; MORGAN, W. K. C.; VINITSKI, S. Factors influencing the regional deposition of inhaled in man. **Clinical Science**. v. 64, p: 69-78, 1983.

DeNARDO, G. L. e DeNARDO, S. J. Freeman and Johnson's clinical radionuclide imaging. 3<sup>o</sup> ed. 1984. v.2, c. 13: **The lungs**, p. 1051-1129.

DE TROYER, A.; ESTENNE, M. Respiratory muscles: Function in Health and Disease. **Clinics in Chest Medicine**. v. 9, n. 2, p. 175-193, 1988.

DILLARD, T. A.; HNATIUK, O. W.; MCCUMBER, T. R. Maximum Voluntary Ventilation. Spirometric Determinants in Chronic Obstructive Pulmonary Disease Patients and Normal Subjects. **American Review of Respiratory Disease**. v. 147, p. 870-875, 1993.

DOLOVICH, M. Clinical aspects of aerosol physics. **Respiratory Care**. v. 36, n. 9, p. 931-938, 1991.

EASTWOOD, P. R.; HILLMAN, D. R.; FINUCANE, K. E. Inspiratory muscle performance in endurance athletes and sedentary subjects. **Respirology**. v. 6, n. 2, p. 95-104, 2001.

FOSTER, W. M.; LANGENBACK, E. G.; BERGOFKY, E. H. Lung mucociliary function in man: interdependence of bronchial and tracheal mucus transport velocities with lung clearance in bronchial asthma and healthy subjects. **Ann Occup Hyg**. v. 26, p. 227-244, 1982.

GANONG, M. D. W. F. **Fisiologia Médica**. 15<sup>a</sup> ed., cap. 34. Ed. Prentice-Hall do Brasil Ltda, Rio de Janeiro, 1993. p.457-469.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Fisiologia humana e mecanismos das doenças**. 6 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. p. 481.

HAN, J. N. e GAYAN-RAMIREZ, G. Respiratory function on the rib cage muscles. **European Respiratory Journal**. v. 6, p.722-728, 1993.

HARIK-KHAN, R. I.; WISE, R. A.; FOZARD, J. L. Determinants of Maximal Inspiratory Pressure. The Baltimore Longitudinal Study of Aging. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**. v. 158, p. 1459-1464, 1998.

HAYES, M.; TAPLIN, G. V. Lung Imaging With Radioaerosols for the Assessment of Airway Disease. **Seminars in Nuclear Medicine**. v. 10, n. 3, p. 243-251, 1980.

JOHAN, .A.; CHAN, C. C.; CHIA, H. P.; CHAN, O. Y.; WANG, Y. T. Maximal respiratory pressure in adult Chinese, Malays and Indians. **European Respiratory Journal**. v. 10, p. 2825-2828, 1997.

JOHNSON, P. H.; COWLEY, A.J.; KINNEAR, W. J. M. Evaluation of the THRESHOLD® trainer for inspiratory muscle endurance training: comparison with the weighted pluger method. **European Respiratory Journal**. v. 9, p. 2681-2684, 1996.

JOHNSON, P. H.; COWLEY, A.J.; KINNEAR, W. J. M. Incremental threshold loading: a standard protocol and establishment of a reference range in naive normal subjects. **European Respiratory Journal**. v. 10, p. 2868-2871, 1997.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular**. v. 3. Editora Manole LTDA, São Paulo, 1990. cap. IV, p. 144-150.

LEVINE, S.; WEISER, P.; GILLEN, J. Evaluation of a ventilatory muscle endurance training program in the rehabilitation of patients with chronic obstructive pulmonary disease. **American Review of Respiratory Disease**, New York, v. 133, p. 400-406, 1986.

LARSON, J. L.; KIM, M. J.; SHARP, J. T.; LARSON, D. A. Inspiratory muscle training with a pressure Threshold breathing device in patients with chronic obstructive pulmonary disease. **American Review of Respiratory Disease**. v. 138, p. 689-696, 1988.

LARSON, J. L.; COVEY, M. K.; BERRY, J.; WIRTZ, S.; ALEX, C. G.; MATSUO, M. Discontinuous incremental Threshold loading test: measure of respiratory muscle endurance in patients with COPD. **Chest**. v. 115, n. 1, p. 60-67, 1999.

LAUBE, B. L.; LINKS, J. M.; WAGNER, H. N.; NORMAN, P. S.; KOLLER, D. W.; LAFRANCE, N. D.; ADAMS, G. K. Simplified assessment of fine aerosol distribution in Human airways. **Journal Nuclear Medicine**. v. 29, p. 1057-1065, 1988.

MACHADO, M. G. R. Função respiratória em indivíduos normais e asmáticos em decorrência da utilização de pressão expiratória positiva. **Dissertação de Mestrado**. Instituto de Ciências Biológicas, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte-MG. 1996. 311 p.

MARTYN, J. B.; MORENO, R. H.; PARE, P. B.; PARDY, R. L. Measurement of inspiratory muscle performance with incremental Threshold loading. **American Review of Respiratory Disease**. v. 135, p. 919-923, 1987.

MCELVANEY, G.; BLACKIE, S.; MORRISON, N. J.; WILCOX, P. G.; FAIRBARN, M. S.; PARDY, R. L. Maximal static respiratory pressures in the normal elderly. **American Review of Respiratory Disease**. v. 139, p. 277-281, 1989.

MEDEIROS, R. B.; NERY, L. E.; NOVO, N. F.; JULIANO, Y.; TABACNIKS, M. H. Radioaerosol <sup>99m</sup>Tc-DTPA characterization produced by some nebulizers. **Brazilian Journal of Medicina Biological Respiratory**. v. 27, p. 1561-1573, 1994.

NIELD, M. A. Inspiratory muscle training protocol using a pressure threshold device: effect on dyspnea in chronic obstructive pulmonary disease. **Arch of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 80, p. 100-102, 1999.

NICKERSON, B. G.; KEENS, T. G. Measuring ventilatory muscle endurance in humans as sustainable inspiratory pressure. **Journal Applied Physiological.: Respiratory Environ. Exercise Physiological**. v. 52, n. 3, p. 768-772, 1982.

O'DOHERTY, H. J.; MILLER, R. F. Pulmonary nuclear medicine. **European Journal Nuclear Medicine**. v. 19, p. 355-68, 1992.

PAVIA, D.; BATEMAN, J. R. M.; SHEAHAN, N. F.; AGNEW, J. E.; CLARKE, S. W. Tracheobronchial mucociliary clearance in asthma: impairment during remission. **Thorax**. v. 40, p. 171-75, 1985.

PEDERSEN, S. Inhalers and nebulizers: Which to choose and why. **Respiratory Medicine**. v. 90, p. 69-77, 1996.

PAVIA, D.; AGNEW, J. E.; LOPEZ, M. T. General Review of Tracheobronchial Clearance. **European Respiratory Journal**. v. 71, suppl. 153, 123-129, 1987.

ROUSSOS, M. D. C.; MACKLEM, M. D. P. T. The Respiratory Muscles. **The New England Journal of Medicine**. p. 786-797, 1982.

STANBURY, J. B. On the use of radioisotopes in human experimentation. **Journal of Nuclear Medicine**. v. 11, n. 10, p.586-589, 1970.

TAPLIN, G. V.; POE, N. D. A dual lung-scanning technique for evaluation of pulmonary function. **Radiology**. v. 85, p. 365-368, 1965.

## 8. ANEXOS

### ANEXO 1 - TERMO DE CONSENTIMENTO

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO – UFPE  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE – CCS  
DEPARTAMENTO DE FISIOLOGIA E FARMACOLOGIA  
MESTRADO EM CIÊNCIAS BIOLÓGICAS**

#### PROJETO DE PESQUISA

“VENTILAÇÃO PULMONAR REGIONAL DURANTE O TESTE DE RESISTÊNCIA DOS MÚSCULOS INSPIRATÓRIOS”

#### MESTRANDA

Maria Elizabeth Pereira Nobre

#### ORIENTADORA

Prof<sup>ª</sup>. Dra. Armêle F. Dornelas de Andrade

### **TERMO DE CONSENTIMENTO**

Pelo presente documento de autorização, declaro que estou ciente dos objetivos da presente pesquisa como meio de analisar a ventilação pulmonar regional durante o teste de resistência dos músculos inspiratórios, através da cintilografia pulmonar e mensurar a atividade mioelétrica através da eletromiografia de superfície. Declaro que recebi informações suficientes sobre a pesquisa, incluindo a respeito do radioaerossol utilizado e suas formas de eliminação no organismo.

Estou ciente que nenhuma forma de pagamento ou remuneração será cobrada em decorrência da pesquisa e que os dados coletados poderão ser utilizados para fins de publicação científica.

Tendo compreendido totalmente as finalidades do estudo, aceito participar do mesmo na condição de voluntário, podendo desistir em qualquer fase da pesquisa. Assim, assino o presente documento.

Recife- Pe, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

Voluntário: \_\_\_\_\_

Identidade: \_\_\_\_\_

## ANEXO 2 - AVALIAÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO – UFPE  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE – CCS  
DEPARTAMENTO DE FISIOLOGIA E FARMACOLOGIA  
MESTRADO EM CIÊNCIAS BIOLÓGICAS

### PROJETO DE PESQUISA

“VENTILAÇÃO PULMONAR REGIONAL DURANTE O TESTE DE RESISTÊNCIA DOS MÚSCULOS INSPIRATÓRIOS”

### AVALIAÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS

DATA: \_\_\_\_\_

NOME: \_\_\_\_\_ IDENTIFICAÇÃO: \_\_\_\_\_

IDADE: \_\_\_\_\_ ALTURA: \_\_\_\_\_ PESO: \_\_\_\_\_ SEXO: \_\_\_\_\_

FUMANTE?  Sim  Não PRÁTICA ESPORTES?  Sim  Não

É PORTADOR DE ALGUMA DOENÇA PULMONAR:  Sim  Não

FR repouso (irpm) \_\_\_\_\_ FC repouso (bpm) \_\_\_\_\_ SatO<sub>2</sub> \_\_\_\_\_

MANOVACUOMETRIA: Pimáx (cmH<sub>2</sub>O) \_\_\_\_\_

VENTILOMETRIA: VM (ml) \_\_\_\_\_ FR (irpm) \_\_\_\_\_ VC (ml) \_\_\_\_\_

ESPIROMETRIA: CVF \_\_\_\_\_ VEF<sub>1</sub> \_\_\_\_\_ FEF<sub>25-75%</sub> \_\_\_\_\_

VEF<sub>1</sub>/CVF \_\_\_\_\_ PEF \_\_\_\_\_

Conclusões \_\_\_\_\_

OBSERVAÇÕES: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**ANEXO 3 - VALOR MÉDIO DO NÚMERO DE CONTAGENS E DESVIO PADRÃO DA  
DEPOSIÇÃO PULMONAR DO RADIOAEROSSOL**

**PULMÃO TOTAL**

FASE	PULMÃO DIREITO		PULMÃO ESQUERDO	
	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
PADRÃO	26,20	± 5,69	27,25	± 7,07
CARGA 10 cmH <sub>2</sub> O	33,28	± 10,35	34,76	± 11,20
CARGA 20 cmH <sub>2</sub> O	45,87	± 11,86	49,21	± 13,62
CARGA 30 cmH <sub>2</sub> O	52,49	± 20,99	55,35	± 19,31

**EIXO VERTICAL**

	PULMÃO DIREITO			
	PADRÃO	CARGA 10 cmH <sub>2</sub> O	CARGA 20 cmH <sub>2</sub> O	CARGA 30 cmH <sub>2</sub> O
SUPERIOR	22,81 ± 4,39	26,81 ± 7,00	35,58 ± 4,17	41,28 ± 12,10
MÉDIO	30,87 ± 5,68	42,01 ± 7,65	55,21 ± 11,46	72,82 ± 17,51
INFERIOR	24,94 ± 3,97	31,01 ± 10,31	46,81 ± 9,71	43,37 ± 17,02

	PULMÃO ESQUERDO			
	PADRÃO	CARGA 10 cmH <sub>2</sub> O	CARGA 20 cmH <sub>2</sub> O	CARGA 30 cmH <sub>2</sub> O
SUPERIOR	24,67 ± 5,51	28,04 ± 7,59	38,71 ± 7,62	43,95 ± 11,63
MÉDIO	32,42 ± 6,49	43,21 ± 9,72	59,28 ± 14,02	72,65 ± 16,59
INFERIOR	24,65 ± 6,88	33,04 ± 11,26	49,65 ± 10,79	49,44 ± 17,07

**EIXO HORIZONTAL**

	PULMÃO DIREITO			
	PADRÃO	CARGA 10 cmH <sub>2</sub> O	CARGA 20 cmH <sub>2</sub> O	CARGA 30 cmH <sub>2</sub> O
CORTICAL	17,41 ± 5,57	20,62 ± 8,48	31,30 ± 5,94	29,34 ± 11,59
INTERMÉDIO	34,48 ± 7,43	46,97 ± 10,75	62,95 ± 13,66	74,92 ± 19,31
CENTRAL	33,45 ± 5,52	45,51 ± 9,43	57,68 ± 7,76	76,81 ± 18,52

	PULMÃO ESQUERDO			
	PADRÃO	CARGA 10 cmH <sub>2</sub> O	CARGA 20 cmH <sub>2</sub> O	CARGA 30 cmH <sub>2</sub> O
CORTICAL	19,61 ± 5,16	23,15 ± 6,89	31,57 ± 6,91	33,07 ± 10,46
INTERMÉDIO	34,77 ± 7,51	46,64 ± 12,02	63,17 ± 16,09	76,78 ± 19,29
CENTRAL	29,52 ± 6,01	38,37 ± 11,61	52,97 ± 15,08	66,48 ± 24,00

## **ANEXO 4 - CINTILOGRAFIAS PULMONARES**