

Universidade do Vale do Paraíba  
Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento

*Mabel de Sena e Aquino*

**Estudo comparativo entre as frequências acústicas geradas pelos dispositivos de oscilação oral de alta frequência Flutter VRP1 e Shaker utilizados em fisioterapia respiratória**

São José dos Campos, SP  
2005

*Mabel de Sena e Aquino*

**Estudo comparativo entre as frequências acústicas geradas pelos dispositivos de oscilação oral de alta frequência Flutter VRP1 e Shaker utilizados em fisioterapia respiratória**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, como complementação dos créditos necessários para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof Dr Steven Frederick Durrant

São José dos Campos, SP  
2005

S477e

Sena e Aquino, Mabel

Estudo comparativo entre as frequências geradas pelos dispositivos de oscilação oral de alta frequência Flutter - VRP1 e Shaker utilizados em fisioterapia respiratória / Mabel Sena e Aquino. São José dos Campos: UniVap, 2005. p.: il.; 30cm.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, 2005.

1. Fisioterapia respiratória 2. Mecânica respiratória I. Durrant, Steven Frederick, Orient. II. Título

CDU:615.8

Autorizo para fins acadêmicos e científicos a cópia parcial ou total desta dissertação por meio fotocopador ou eletrônico e declaro que o conteúdo entregue em CD-ROM é cópia fiel da dissertação impressa.

Aluna:




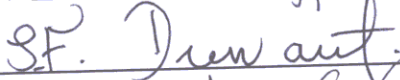
Data:

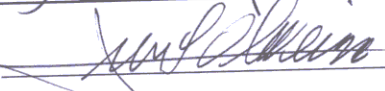
08 de abril de 2005


Mabel de Sena e Aquino

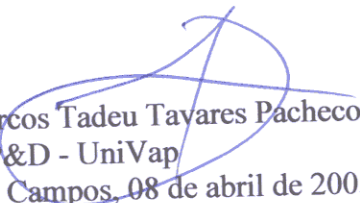
Banca Examinadora:

Prof. Dr. DANIEL ACOSTA AVALOS (UNIVAP) 

Prof. Dr. STEVEN F. DURRANT (UNESP) 

Prof. Dr. LUÍS VICENTE F. DE OLIVEIRA (UNIVAP) 

Prof. Dr. NILSON CRISTINO DA CRUZ (UNESP) 

  
Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco  
Diretor do IP&D - UniVap  
São José dos Campos, 08 de abril de 2005.

## **Dedicatória**

**Este trabalho é dedicado Àquele que torna possível todas as coisas, por mais distantes que elas nos pareçam. DEUS é o motivo e a razão maior para a realização deste trabalho.**

## **Agradecimentos**

À Deus que sempre me garante a vitória e abençoa a minha vida com o seu amor.

À CAPES- PROSUP, cujo apoio permitiu a realização de mais um trabalho científico.

Ao Prof. Dr. Steven, pela seriedade exemplar e pelo desafio que decidi aceitar. Muito obrigada.

Ao Prof. Dr. Luis Vicente, que mesmo com tantas orientações me dispensou uma parte essencial do seu tempo.

Ao Prof. Dr. Daniel, pela simplicidade e competência que tanto contribuíram para o meu crescimento. Obrigada por tantas horas dedicadas a este trabalho.

Ao Prof. Dr. Paulo Barja e ao Prof. Dr. Eder Rezende, pela colaboração e gentileza.

À papai e mamãe que continuam acreditando em mim, mesmo diante das dificuldades.

Aos meus irmãos Bruno e Gustavo que tantas vezes contribuíram, mesmo sem saber.

Ao Du, que nas horas de angústia me confortou e amou com tanta generosidade que me tornou mais forte.

À Si e à Tate pelo incentivo e principalmente pelos momentos de cumplicidade e lealdade.

À Taci, à Vi e à Clínica Futura, especialmente à Karina, à Li, à Go, à Dani e à Feia, sem vocês seria mais difícil acreditar.

À Flávia, Luis Henrique, Ronaldo e Patrícia, pela cooperação que muitas vezes me poupou esforços.

À D. Ivone pela doçura e profissionalismo e ao Anderson pela amizade e colaboração.

À todos os meus familiares e amigos de verdade, que mesmo não participando efetivamente deste trabalho são parte essencial da minha vida.

## RESUMO

O dispositivo Flutter VRP1 é utilizado como coadjuvante da fisioterapia respiratória e trata-se de uma técnica não-invasiva que se propõe a facilitar a higiene brônquica em distúrbios pulmonares hipersecretivos, apresentando resultados significativos no descolamento e deslocamento do muco brônquico sendo uma alternativa de fácil utilização pela maioria dos pacientes. O Flutter VRP1 é descrito na literatura como um aparelho em formato de cachimbo, sendo que em seu interior existe um cone central que apoia uma esfera de aço inoxidável que oscila durante a expiração produzindo oscilações na pressão expiratória positiva (PEP). O objetivo deste trabalho foi identificar e comparar as possíveis semelhanças nas frequências dessas oscilações geradas pelo Flutter VRP1 e pelo Shaker, uma vez que este último dispositivo, também disponível no mercado, se propõe a desempenhar a mesma função do Flutter. Os dispositivos foram acoplados a um gerador de fluxo controlado a fim de evitarmos variações individuais no comportamento do fluxo aéreo. Na primeira fase do experimento as ondas sonoras geradas por cada um dos dispositivos foram captadas por três microfones do tipo eletreto posicionados externamente em três posições diferentes: um na extremidade distal da traquéia do gerador de fluxo, um na face lateral do cilindro de cada dispositivo e, por último, um microfone foi fixado através de um suporte com garra, de forma a manter-se suspenso a uma distância de 5 cm da superfície superior do cilindro do dispositivo. Na segunda fase do experimento utilizamos um acoplador de material plástico entre o gerador de fluxo e os dispositivos, de forma que o fluxo de ar atingia os dispositivos após ter passado pelo acoplador. Ainda nesta fase, realizamos um orifício no acoplador de forma que o fluxo aéreo sofresse uma redução de velocidade e avaliamos as repercussões desta redução de fluxo. Os sinais captados pelos microfones nestas duas fases foram digitalizados usando-se uma placa AD controlada com o software LabView, e os dados foram analisados através do software MatLab. Numa terceira fase, utilizamos apenas um microfone fixo no cilindro dos dispositivos, também em posição horizontal, e analisamos o comportamento das altas frequências geradas nos dispositivos, através de um osciloscópio digital (AudioTester ver.1.4h) e através do software Micrcal<sup>TM</sup> Origin<sup>®</sup> 6.0. Todas as medidas foram coletadas com os dispositivos na posição horizontal em relação ao solo, um de cada vez. A montagem do sistema de avaliação e análise dos espectros através da técnica acústica, foi realizada no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e no Laboratório de Espectroscopia Fotoacústica ambos no IP&D- Instituto de Desenvolvimento e Pesquisa da UNIVAP- Universidade do Vale do Paraíba. Os resultados demonstraram que tanto o Shaker quanto o Flutter VRP1 apresentam uma frequência fundamental de 15Hz, produzindo portanto as mesmas frequências de vibração. Além disso a terceira fase do estudo mostra também altas frequências desenvolvidas pelos dispositivos. Concluímos portanto, que o Flutter VRP1 e o Shaker são semelhantes nas suas propriedades mecânicas, produzindo vibrações em frequências que contribuem para a abordagem terapêutica em pacientes com transporte mucociliar ineficiente.

**Palavras-chave:** Fisioterapia respiratória; Flutter VRP1; Higiene brônquica, Shaker, frequência oscilatória.

## ABSTRACT

The VRP1 Flutter device is used to promote chest physiotherapy in a non-invasive treatment to facilitate bronchial hygiene in hyper-secretion of the lungs, presenting significant results in the mobilization and movement of bronchial mucus and being easy to use for the majority of patients. Descriptions of the VRP1 exist in the literature: it is a device in the form of a pipe with a central cone in its interior which supports a stainless-steel sphere that oscillates during exhalation, producing oscillations in the positive expiration pressure (PEP). The aim of this work was to identify and compare similarities in the frequencies of these oscillations produced by the VRP1 Flutter VRP1 Flutter and by the shaker in the horizontal position. Each device was coupled to a flow generator to avoid individual variations in the air flow. In the first phase of the experiments the sound waves generated by each device were captured by three electret microphones positioned as follows: at the distal extremity of the throat; on the lateral face; and suspended 5 cm from the upper surface of the cylinder. In the second phase of the experiments we used a plastic coupler between the flow generator and the devices, so that the airflow reached the devices after passing through the coupler. Also in this phase, we made a hole in the coupler so that the flow was reduced and we evaluated the repercussions of this. The signals captured by the microphones were digitized using an ADC controlled using LabView software, and the data analyzed using MatLab. In the third phase we used only a fixed microphone on the cylinder of the devices, also in a horizontal position, and we analyzed the behavior of high frequencies generated in the devices, using a digital oscilloscope (AudioTester ver.1.4h) and Micrcal<sup>TM</sup> Origin<sup>®</sup> 6.0 software. All the data were recorded with the devices horizontal. Evaluation and analysis were undertaken at the Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos and in the Laboratório de Espectroscopia Fotoacústica both Instituto de Desenvolvimento e Pesquisa of the Universidade do Vale do Paraíba. The results indicated that both the Shaker and the Flutter VRP1 present a fundamental frequency of 15 Hz, producing, therefore, the same frequencies of vibration. In addition, the third phase of the study also revealed high frequencies produced by the devices. We conclude, therefore, that both devices have similar mechanical properties, producing vibrations at frequencies which contribute significantly to the treatment of patients with inefficient mucous transport.

**Keyword: Chest physiotherapy, Flutter VRP1, airway mucus clearance, Shaker, oscillation frequency.**



## LISTA DE FIGURAS

**Figura 1-** Representação esquemática do mecanismo de filtragem ditado pela impactação inercial (página 15).

**Figura 2-** Capacidades e volumes pulmonares (página 17).

**Figura 3-** Esquema da estrutura de revestimento das vias aéreas e alvéolos (página 24).

**Figura 4-** Corte longitudinal ciliar, esquema ilustrativo (página 28).

**Figura 5-** Corte transversal ciliar, esquema ilustrativo (página 29).

**Figura 6-** Relação entre os cílios e o muco no trato respiratório (página 30).

**Figura 7-** Partículas inaladas tendem a depositar-se em diferentes localizações as vias aéreas, dependendo do seu tamanho (página 35).

**Figura 8-** Dispositivo Flutter desmontado (página 49).

**Figura 9-** Representação das oscilações geradas através do Flutter (página 50).

**Figura 10-** Shaker desmontado com bocal opcional e sua conexão universal (página 55).

**Figura 11-** Imagem do Shaker em corte lateral acompanhado do bocal opcional (página 56).

**Figura 12-** Visualização das porções analisadas em cada dispositivo (página 65).

**Figura 13-** Gerador de fluxo controlado Sullivan V Light Weight (página 66).

**Figura 14-** Representação do sistema experimental usado na Primeira Fase (página 69).

**Figura 15-** Representação do sistema experimental usado na Segunda Fase (página 70).

**Figura 16-** Espectros acústicos do Flutter e do Shaker quando o microfone foi fixado aos cilindros dos dispositivos (página 74).

**Figura 17-** Espectros acústicos do Flutter e do Shaker quando o microfone foi fixado à traquéia do gerador de fluxo controlado (página 75).

**Figura 18-** Espectros acústicos do Flutter e do Shaker quando o microfone foi fixado na posição suspensa (página 76).

**Figura 19-** Espectros acústicos do Flutter e do Shaker quando o microfone foi fixado no cilindro e conectado ao acoplador opcional (página 77).

**Figura 20-** Espectros acústicos do Flutter e do Shaker quando o microfone foi fixado no cilindro. Acoplador opcional já com o orifício de abertura (página 78).

**Figura 21-** Espectros acústicos do Flutter e do Shaker quando o microfone foi fixado no cilindro para coleta das contribuições de alta frequência (página 79).

## **LISTA DE QUADROS**

**QUADRO 1-** Dimensões das partes dos dispositivos Flutter e Shaker

## **LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS**

**DPOC** – Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica.

**BALT** – Bronchial Association Lymphoid Tissue.

**SCI** – Síndrome dos Cílios Imóveis.

**FC** – Fibrose Cística.

**PEP** – Pressão Expiratória Positiva.

**PEEP** – Pressão Expiratória Positiva Final.

**VEF** – Valor Expiratório Final.

**UNIVAP** – Universidade do Vale do Paraíba.

**FFT** – Transformada Fourier Rápida.

**IP&D-** Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento.

## SUMÁRIO

1- Introdução.....	01
2- Objetivo.....	08
3- Sistema Respiratório.....	10
3.1- Anatomofisiologia do Sistema Respiratório.....	14
4- Sistema Mucociliar.....	21
4.1- Características Celulares das Vias Aéreas .....	23
4.2- Aspectos Funcionais.....	26
4.3- Avaliação Ultra-estrutural do Sistema Mucociliar.....	28
4.4- Avaliação Histoquímica do Trato Brônquico.....	31
4.5- Regulação da Depuração Mucociliar na Saúde e na Doença.....	32
4.6- Mecanismos de Retenção de Poluentes na Árvore Brônquica.....	33
5- Análises das Propriedades Reológicas do Muco Brônquico.....	37
5.1- As Propriedades Reológicas.....	39
5.1.1- A Viscoelasticidade.....	39
5.1.2- A Espinabilidade.....	41
5.2- As Propriedades Físicas.....	41
5.2.1- Adesividade.....	41
5.2.2- Molhabilidade.....	42
5.3- Propriedades Reológicas e Físicas e a Tosse.....	43
6- Pressão Expiratória Positiva Oscilante.....	45
6.1- Pressão Expiratória Positiva - PEP.....	47

6.2- Oscilação Aérea de Alta Frequência.....	48
6.3- O Dispositivo Flutter .....	49
6.3.1- Flutter versus Fisioterapia Respiratória.....	52
6.4- O Dispositivo Shaker.....	55
7- Física dos Sons.....	59
7.1-Ressonância.....	61
7.2- Características Fisiológicas do Som.....	62
8- Material e Métodos.....	64
8.1- Descrição Geral.....	65
8.2- A 1ª Fase do Experimento.....	67
8.3- A 2ª Fase do Experimento.....	69
8.4- A 3ª Fase do Experimento.....	71
9- Resultados.....	72
10- Discussão.....	79
11- Conclusão.....	84
Referências Bibliográficas .....	86
Anexos.....	97

## **1 INTRODUÇÃO**

De acordo com Levitzky (1995) e West (2002), a função primordial do pulmão é prover oxigênio a partir do ar para dentro do sangue venoso e remover o dióxido de carbono dos tecidos do corpo. Para que isso ocorra, dois processos inter-relacionados devem estar presentes: 1º) a ventilação (movimento do ar ambiente até os alvéolos) e 2º) a troca gasosa (transferência de  $O_2$  e  $CO_2$  entre gás alveolar e o sangue da mistura venosa que entra e sai dos pulmões). Esta troca gasosa ocorre na interface sangue-gás, onde o oxigênio e o dióxido de carbono movem-se entre o ar e o sangue por difusão simples, ou seja, a partir de uma área de alta pressão para uma área de baixa pressão parcial.

Esta barreira sangue-gás é extraordinariamente fina (cerca de  $0,3 \mu m$ ) e possui uma área entre  $50$  e  $100 m^2$ , obedecendo rigorosamente à Lei de Fick de difusão dos gases, que diz que a quantidade de gás que atravessa uma membrana de tecido é proporcional à área da membrana, e inversamente proporcional a sua espessura. Tanto o oxigênio quanto o dióxido de carbono necessitam de um peptídeo carreador chamado hemoglobina, por quem o  $CO_2$  possui uma afinidade aproximadamente 250 vezes maior que o oxigênio. O pulmão possui ainda outras funções, entre elas a de reservatório de sangue, metabolização de alguns compostos e filtragem de materiais tóxicos da circulação.

O sistema respiratório está continuamente exposto a diversos agentes tóxicos presentes no ar ambiente, tais como gases, material particulado e microorganismos. Para desempenhar adequadamente seu papel, os pulmões dispõem de uma estrutura funcional que os possibilita realizar a defesa contra microorganismos e substâncias tóxicas inaladas, assim como manter a estabilidade mecânica dos espaços aéreos distais e promover o ajuste da relação entre ventilação e perfusão.

Segundo Palombini e Miorim (2001), cerca de  $10$  a  $100 ml$  de água são eliminados diariamente pelos pulmões na forma de secreções respiratórias, sendo estas compostas por  $95\%$  de água,  $1\%$  de proteínas,  $0,9\%$  de carboidratos e  $0,8\%$  de lipídios.

Os constituintes do muco respiratório são produzidos por uma variedade de células, incluindo a células caliciformes, células das glândulas submucosas, células plasmáticas, células de Clara e pneumócitos alveolares tipo II.

O muco produzido fisiologicamente é carregado em direção à nasofaringe pelo epitélio ciliado. A integridade da depuração mucociliar é essencial para uma adequada drenagem do muco brônquico e ventilação dos seios paranasais e do nariz. Existe cerca de 1 glândula mucosa por  $\text{mm}^2$  de epitélio do trato respiratório, sendo que na traquéia humana, existem aproximadamente 6.000 glândulas submucosas/ $\text{mm}^2$ , estando mais concentradas nos brônquios de 2ª à 5ª geração, e a partir daí vão escasseando e limitam-se aos brônquios cartilagosos. A quantidade fisiológica de secreções respiratórias produzidas em 24h, pode variar de 10 a 100ml, e acima desse volume o mecanismo de tosse é ativado a fim de eliminar o volume abundante de secreção.

Para que a tosse seja efetiva, é necessário que o muco a ser expelido seja suficientemente espesso, como ocorre em indivíduos acometidos de doenças pulmonares com excesso de produção de muco e depuração deficiente, e depende ainda de um alto fluxo expiratório de ar atravessando uma área seccional estreita da via aérea, possibilitando alcançar uma alta velocidade linear (distância percorrida pelas moléculas gasosas por unidade de tempo). Por exemplo, na asma brônquica, à medida que ocorrem as crises agudas de broncoconstrição, a depuração mucociliar parece diminuir, e essa redução pode ser o resultado de um desordem combinada dos cílios e o muco anormal, contribuindo dessa forma para a estase e desidratação das secreções, seguidas de tosse inefetiva.

Na doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC), processos fisiopatológicos como inflamação da via aérea, edema e aumento na produção de muco provocam um aumento da expectoração. Em indivíduos portadores de bronquiectasia, a tosse é provavelmente decorrente do acúmulo excessivo de secreção (o volume de expectoração purulenta ultrapassa 30 ml/24h), devido a um aumento na sua produção ou a uma depuração mucociliar deficiente.

De acordo com Jardim et al (2000), o volume diário de secreções respiratórias observado em indivíduos traqueostomizados, varia de 10 a 100ml.

Scherer et al (1998), concordam que em indivíduos com pulmões normais, as secreções traqueobrônquicas são depuradas pelo transporte mucociliar. Entretanto, em determinadas situações como é o caso de pacientes com bronquite crônica, bronquiectasias e fibrose cística, esse sistema de defesa torna-se falho, favorecendo o acúmulo de secreções nas vias aéreas inferiores, o que pode contribuir para o aparecimento de infecções crônicas e levar a uma deteriorização progressiva da função pulmonar. A fisioterapia respiratória passa então a ser parte integrante do tratamento desses pacientes, a fim de favorecer a limpeza das vias aéreas, aumentando a expectoração e reduzindo a deteriorização da função pulmonar.

Segundo Hardy (1994), Scherer et al (1998) e Gondor et al. (1999), várias doenças estão associadas à higiene anormal das vias aéreas, incluindo doenças primárias que afetam a composição e produção do muco ou a estrutura e função ciliar, uma vez que todas estas condições alteram o comportamento da tosse. No caso da fibrose cística por exemplo, ocorre uma desidratação da camada periciliar e o muco não pode ser transportado de forma adequada, além disso, anormalidades primárias nos cílios com batimentos desordenados ou cílios imóveis, contribuem para a ineficiência ou ausência de batimentos ciliares, conduzindo à ineficiência da esteira mucociliar.

Outras patologias como bronquiectasias, asma e bronquite crônica estão associadas com inflamação e alteração do epitélio das vias aéreas que levam à obstrução acompanhada de hipersecreção mucosa. Hardy (1994), ainda acrescenta que condições como dor pós traumática ou pós-operatória podem influenciar nas características respiratórias do indivíduo, e nesse caso deve-se considerar a assistência na higiene das vias aéreas, já que, apesar da esteira rolante mucociliar apresentar-se normal, a tosse encontra-se com a sua eficiência comprometida devido à dor durante as inspirações mais profundas, o que pode favorecer o acúmulo de secreções, obstruções e atelectasias.



Anormalidades neurológicas ou músculo-esqueléticas como as distrofias musculares, a miastenia e a poliomielite podem estar associadas com comprometimento importante da função. Defeitos puramente restritivos resultam em queda da capacidade vital e diminuição da capacidade residual funcional, estando associadas também à ineficiência da tosse.

A fisioterapia respiratória fundamenta-se em exercícios e mobilizações, posicionamento corporal, respirações controladas, manobras de tosse, relaxamento e conservação de energia, drenagem postural, percussão, vibração e ainda a possibilidade de combinação destas. Todos estes recursos têm o objetivo de melhorar a eficiência da ventilação alveolar, promover a oxigenação adequada, favorecer a mobilização e remoção de secreções, manter a mobilidade do tórax e aumentar a tolerância ao exercício (FELTRIN e PARREIRA, 2001).

Segundo Hardy (1994), a tosse está no topo da lista de técnicas indicadas para higiene das vias aéreas. Entretanto, existem outras formas ativas de limpeza pulmonar que incluem a técnica de expiração forçada, o ciclo ativo da respiração, a pressão positiva expiratória, a drenagem autógena, e a aplicação de oscilação de alta frequência oral ou torácica. Estas últimas são potencialmente aplicáveis em pacientes que necessitam de terapia passiva. A oscilação torácica de alta frequência, na teoria, provoca vibrações na parede do tórax, que causam um aumento do fluxo de ar nas vias aéreas, resultando em uma melhor interação gás-líquido e em uma melhor mobilização do muco.

Em um estudo realizado por Scherer et al. (1998), os resultados mostraram que a oscilação oral de alta frequência, a oscilação torácica e a fisioterapia respiratória convencional podem ser equivalentes quanto à quantidade (peso) de muco expectorado. Uma das vantagens da oscilação oral de alta frequência é permitir uma certa independência do paciente (especialmente o paciente jovem), é o caso do dispositivo Flutter, que ganhou popularidade principalmente na América do Norte e Europa (BROOKS et al., 2002; GONDOR et al., 1999; HARDY, 1994; KONSTAN et al., 1994; SCHERER et al., 1998).

Nos últimos 10 anos, ao ser introduzido na Europa, um instrumento portátil denominado Flutter VRP-1 (um auxiliar na remoção de secreções pulmonares) nasceu a discussão sobre a real eficiência da fisioterapia respiratória convencional, composta por vibrocompressão, drenagem postural e percussão manual torácica e esse tipo de método alternativo de tratamento (PRYOR, 1999). De acordo com um estudo realizado por Antunes et al. (2001), a fisioterapia respiratória convencional mostrou-se tão eficiente quanto o uso do Flutter VRP1 no tratamento de pacientes portadores de bronquiectasia, já que a quantidade de secreção expectorada com o Flutter VRP1 não é diferente daquela eliminada com fisioterapia respiratória convencional. Já resultados observados por Konstan et al. (1994), demonstram que o uso do Flutter VRP1 é mais eficiente do que as técnicas convencionais de remoção de secreção das vias aéreas em pacientes com fibrose cística.

O Flutter VRP1 é um dispositivo portátil que promove a estabilização das vias aéreas e o favorecimento da higiene brônquica, pois gera uma pressão positiva expiratória e provoca vibrações endobrônquicas durante a expiração através do aparelho, mobilizando assim o muco. As oscilações nas pressões previnem o colapso brônquico facilitando a expectoração. Esse mecanismo pode ser comparado à drenagem postural associada à respiração com freno labial, entretanto é mais cômodo e eficaz, já que a fisioterapia respiratória convencional requer um tempo considerável e o auxílio de um acompanhante.(ANTUNES et al, 2001; APP et al.,1998; KONSTAN et al., 1994)

Vários estudos vêm se desenvolvendo na tentativa de avaliar o desempenho do Flutter VRP1 em relação à fisioterapia respiratória convencional e os resultados sugerem que ora o Flutter VRP1 é tão eficiente quanto, ora sugerem que é mais eficiente (ANTUNES et al., 2001; KONSTAN et al, 1994; SCHERER et al,1998).

No Brasil, o Flutter VRP1 é comercializado como um coadjuvante da fisioterapia respiratória e tem o objetivo de promover a higiene brônquica de pacientes que apresentam deficiência no transporte mucociliar.

Nos últimos anos, o mercado nacional recebeu um outro dispositivo de oscilação oral de alta frequência, que também se propõe a auxiliar nos processos de ineficiência da esteira rolante mucociliar: o Shaker.

Segundo o fabricante, a NCS Indústria e Comércio de Aparelhos Hospitalares Ltda (São Paulo) o Shaker tem ação preventiva auxiliar na abordagem das exacerbações bronco-pulmonares em casos de bronquite crônica, asma brônquica, pneumonias, atelectasias pulmonares, bronquiectasia e enfisema pulmonar, produzindo vibrações que são transmitidas à árvore brônquica do paciente, mobilizando as secreções e facilitando a expectoração.

O Shaker funciona regido pelos mesmos mecanismos citados para o Flutter VRP1, ou seja, pressão expiratória positiva e oscilação oral de alta frequência, justificando os supostos benefícios oferecidos por aparelhos similares de uso já consagrado.

## **2 OBJETIVO**

Identificar e comparar as possíveis semelhanças entre as frequências acústicas geradas pelos dispositivos de oscilação oral de alta frequência Flutter VRP1 e Shaker por meio de técnicas acústicas.

### **3 SISTEMA RESPIRATÓRIO**

Cada pulmão tem forma cônica e é coberto por uma pleura visceral. O pulmão direito é ligeiramente maior que o esquerdo e é dividido pelas fissuras oblíqua e horizontal em três lobos, superior, médio e inferior. O pulmão esquerdo tem dois lobos, superior e inferior, separados pela fissura oblíqua. Os lobos são ainda subdivididos em segmentos broncopulmonares, cada um recebendo um brônquio e artérias segmentares, dando origem a uma veia. As vias aéreas, pleura e tecido conjuntivo do pulmão são vascularizados pela circulação sistêmica através das artérias brônquicas. As veias brônquicas passam pela circulação pulmonar e unem-se às veias pulmonares para retornar o sangue ao coração. Os alvéolos por sua vez se encontram envolvidos pela circulação pulmonar. Os pulmões e as vias aéreas são inervados pelo plexo pulmonar, plexo esse formado por ramos do tronco simpático e nervo vago (GREEN, 1982).

As vias aéreas se dividem em superiores (fossas nasais, nasofaringe, orofaringe, laringe e parte superior da traquéia) e inferiores (parte inferior da traquéia, brônquios, bronquíolos e as unidades distais do pulmão). A cavidade nasal inicia-se nas narinas, abre-se no nariz interno e prolonga-se posteriormente até as coanas. Esse segmento é separado centralmente pelo septo nasal e, nas duas porções laterais, contém certas reentrâncias e saliências denominadas respectivamente, conchas nasais e meatos nasais. Todas essas estruturas são compostas por tecido ósseo e cartilagem, e revestidas por uma extensa camada de mucosa, ricamente vascularizada (AGUR, 1993).

Bethlem (2000), define as coanas como pequenas aberturas posteriores à cavidade nasal, que têm a função de direcionar para a laringe o fluxo aéreo inspirado e auxiliar como válvula de retenção desse fluxo no momento em que ocorre a passagem de alimento da boca para a faringe. Além disso, durante o vômito as coanas tendem a fechar-se, evitando assim o refluxo gástrico na cavidade nasal.

A traquéia é um tubo cartilaginoso com comprimento aproximado de onze centímetros, se estendendo até o nível da sexta vértebra torácica, onde se divide em dois brônquios principais, um para cada pulmão. A traquéia é móvel, sendo achatada posteriormente e cilíndrica anterior e lateralmente.

Existe uma diferença anatômica entre os brônquios principais direito e esquerdo, que é descrita a seguir. O brânquio principal direito é mais largo, mais curto e mais vertical que o esquerdo, mede cerca de 2,5 centímetros de extensão, penetrando no pulmão em frente à quinta vértebra torácica. Já o brânquio principal esquerdo é mais estreito e mais transversal, tendo aproximadamente 5 centímetros de extensão e penetrando no pulmão diante da sexta vértebra torácica. Cada um dos pulmões é envolvido por uma membrana serosa disposta em forma de um saco invaginado, fechado, denominada pleura. Uma parte desta membrana recobre a superfície do pulmão e chama-se pleura visceral. O restante da membrana reveste a superfície da parede torácica, recobre uma grande parte do diafragma e se estende sobre os órgãos que ocupam a parte média do tórax, chamada de pleura parietal (BETHLEM, 2000).

A estrutura dos brônquios modifica-se progressivamente nos diferentes níveis do trato respiratório, são estruturas com paredes espessas, contendo glândulas na lâmina própria e esqueleto de sustentação cartilaginosa. Já os bronquíolos, são estruturas revestidas por uma camada muscular lisa desprovidas de cartilagem.

Os bronquíolos respiratórios, por sua vez, são estruturas delgadas que contém os alvéolos em suas paredes. À medida que se avança para o interior dos pulmões, as vias aéreas vão se tornando cada vez mais delicadas, diminuindo a interface que separa o meio interno do ar inspirado, o que vem a favorecer o processo de trocas gasosas (MOORE, 2001).

Segundo Bethlem (2000), a artéria pulmonar transporta o sangue desoxigenado aos pulmões, dividindo-se em ramos que acompanham os brônquios segmentares, situando-se na parte principal de suas faces dorsolaterais. As veias pulmonares, duas para cada pulmão, originam-se nos capilares pulmonares confluindo para ramos maiores que correm através do pulmão, na maior parte independentemente das artérias e brônquios pulmonares.



O gradil costal forma a caixa torácica osteocartilagínea, que protege as vísceras torácicas e alguns órgãos abdominais. O esqueleto torácico inclui doze pares de costelas e cartilagens costais, doze vértebras torácicas e discos intervertebrais e o osso esterno. A primeira costela é mais curta e a mais acentuadamente encurvada das sete costelas verdadeiras (MOORE, 2001).

Birrer (1994) comenta que as vértebras torácicas são consideradas típicas porque possuem arcos vertebrais e sete processos para conexões musculares e articulares. As cartilagens costais dão elasticidade a caixa torácica, impedindo que certos golpes fraturem o osso esterno e as costelas. O esterno é um osso plano alongado que forma o meio da parte anterior da caixa torácica e possui três divisões: o manúbrio, o corpo, e o processo xifóide. Durante o ciclo respiratório, os movimentos da parede torácica diversificam na inspiração e na expiração. Na inspiração as costelas são elevadas, movendo-se lateralmente constituindo o chamado “movimento em alça de balde”. Quando as costelas superiores são elevadas durante a inspiração, os diâmetros ântero-posterior e látero-lateral do tórax são aumentados.

A parede torácica possui doze pares de nervos espinhais torácicos, que deixam os forames intervertebrais e dividem-se em ramos primários ventrais e dorsais. Os ramos dorsais dos nervos torácico 1 a torácico 11 (t1 a t11) formam os nervos intercostais que correm ao longo da extensão dos espaços intercostais. Os ramos dorsais dos nervos espinhais torácicos passam por trás, imediatamente laterais aos processos articulares das vértebras, para suprirem os ossos, articulações, músculos e pele do dorso na região torácica. O suprimento arterial da parede torácica provém da parte torácica da aorta (através das artérias intercostal posterior e subcostal), da artéria subclávia (através das artérias torácica interna e intercostal suprema) e da artéria axilar (através das artérias torácicas superior e lateral) (MOORE, 2001).

### **3.1 Anatomofisiologia do Sistema Respiratório**

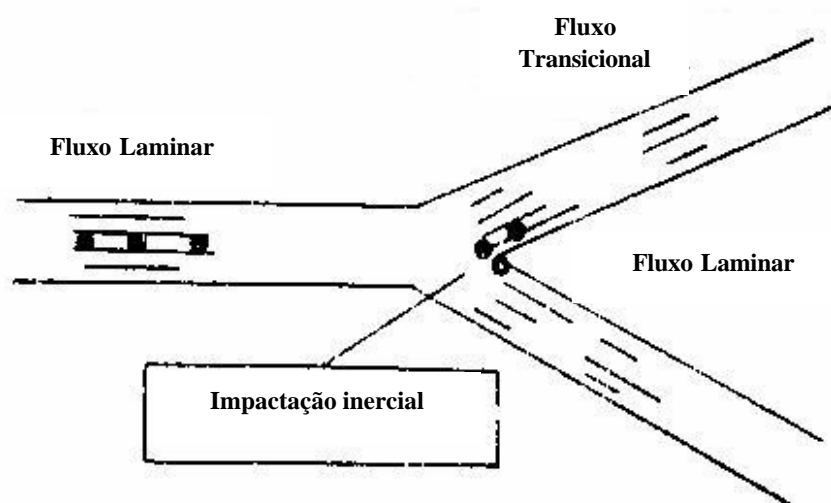
Para Palombini et al. (2001), as vias aéreas superiores compreendem as narinas, a cavidade nasal, as coanas, o complexo nasobucofaringolaríngeo e a laringe. Nesses segmentos, existem estruturas indispensáveis para a preparação do ar captado na atmosfera com a finalidade de atingir outras estruturas mais sensíveis e delicadas dos pulmões. As narinas são dois orifícios que constituem, externamente, a base do nariz e, internamente, o vestíbulo do sistema respiratório para o ar captado na atmosfera.

Por essa razão e com o objetivo de preparar o ar inalado, as narinas apresentam estruturas vibráteis em forma de pêlos denominadas vibrissas. As vibrissas movimentam-se quando, no ar inspirado, estão presentes partículas sólidas de poeira grossa, pequenos insetos e outros fragmentos. Assim, as vibrissas agem como uma primeira “peneira” na filtragem do ar, evitando que tais substâncias ganhem trajeto mais inferior e se alojem na árvore brônquica. Nas paredes laterais das narinas há um provimento de fibras musculares que, em determinadas circunstâncias, aumentam essa abertura, favorecendo a passagem do ar.

Na parte mais interna do vestíbulo nasal encontra-se uma camada permanente de muco espesso que é produzido nessa região, estendendo-se por toda a cavidade nasal e tendo a função de atrair partículas sólidas presentes no ar inalado não retiradas pelas vibrissas. Essa camada de muco age como uma segunda barreira no processo de filtragem do ar, retendo as partículas sólidas mais finas. Esse muco é ressecado com a constante passagem do ar inspirado e deve ser removido com frequência por meio da higiene nasal. Dependendo da temperatura ambiente e da umidade relativa do ar, essa mucosa resseca-se mais ou menos rápida e intensamente, podendo influenciar no funcionamento pulmonar.

De acordo com Saldiva (1999), o próprio sistema de bifurcações sucessivas do trato respiratório, representa uma adaptação funcional que favorece o condicionamento do ar inspirado.

O fluxo aéreo laminar, isto é, após ter passado pelas vias aéreas superiores e laringe, carrega consigo partículas inaladas e microorganismos, que ao se depararem com as paredes fixas das bifurcações, colidem por inércia contra as paredes do trato respiratório nos pontos de dicotomia do sistema, como demonstrado na figura abaixo. É o mecanismo de filtragem por impactação inercial.



**Figura 1-** Representação esquemática do mecanismo de filtragem ditado pela impactação inercial. Os círculos pretos representam microorganismos inalados, sendo transportados pelo fluxo inspiratório laminar. Quando de uma bifurcação do trato respiratório, existe uma desorganização do fluxo, ficando as camadas do fluxo com maior velocidade em contato com as paredes fixas da bifurcação, nas regiões de fluxo transicional. As partículas inaladas são, desta forma, impactadas pela ação da inércia contra as paredes do trato respiratório nos pontos de dicotomia do sistema. (SALDIVA 1999, p.4)

Outro mecanismo que impede a penetração de microorganismos nos segmentos mais profundos do pulmão é dado pelo aumento progressivo da área de secção transversa das vias aéreas, que ao longo das sucessivas bifurcações do trato respiratório, propicia uma lentificação do fluxo aéreo nos segmentos mais distais.

Conseqüentemente, a energia cinética que propulsiona as partículas inaladas em direção ao território de troca gasosa, faz com que as partículas sejam depositadas ao longo das vias aéreas pela ação da gravidade: é o processo de sedimentação gravitacional.

Tanto o processo de impactação inercial quanto o de sedimentação gravitacional são mecanismos de extrema importância, pois fazem com que a maior parte das substâncias indesejáveis sejam retidas nas vias aéreas, preservando a esterilidade dos espaços aéreos de troca gasosa.

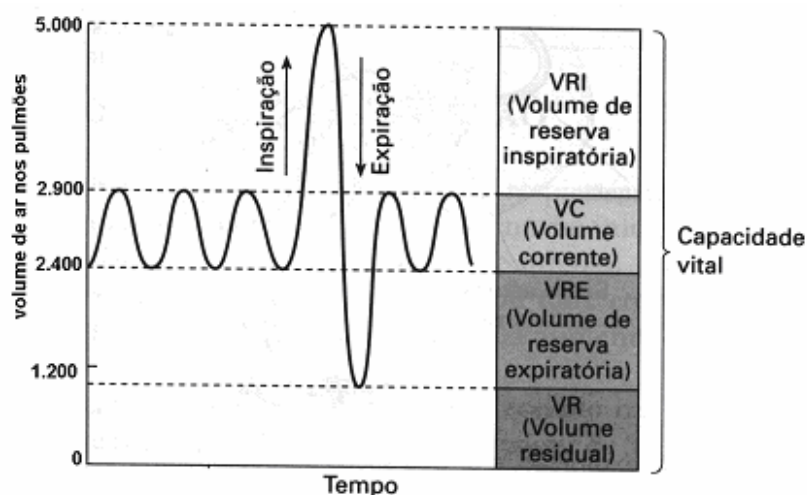
O terceiro mecanismo de deposição de partículas é representado pelo bombardeio das partículas inaladas de diâmetro aerodinâmico sub-micrométrico pelos movimentos *brownianos* das moléculas de vapor de água no território alveolar. Saldiva (1999), ainda reforça a teoria dizendo que a progressiva lentificação do fluxo e a interação do ar com as paredes das vias aéreas propiciam a filtração, a umidificação e o aquecimento do ar inspirado, o que exige a existência de mecanismos de remoção de partículas e de regulação da hidratação da mucosa respiratória.

Segundo West (2002), o sistema respiratório dos mamíferos é dividido em três partes. A primeira parte conhecida como zona de transporte gasoso é formada pelas vias aéreas superiores e árvore traqueobrônquica, encarregadas de acondicionar e conduzir o ar até a intimidade dos pulmões. A segunda parte, ou zona respiratória é efetivamente onde acontecem as trocas gasosas. A terceira e última parte denominada zona de transição, situa-se interposta entre as duas primeiras.

Zin e Rocco (1999) detalham um pouco mais o descrito acima explicando que o ar inspirado faz seu trajeto pelas vias aéreas superiores, onde é filtrado, umidificado e aquecido até entrar em equilíbrio com a temperatura corporal. O contato do ar turbulento com a mucosa úmida que reveste as fossas nasais, faringe e laringe, também filtra as partículas de maior tamanho em suspensão no ar.

As vias aéreas superiores protegem, do ressecamento e desequilíbrio térmico causado pelas partículas poluentes de grande tamanho, as regiões mais internas do sistema. A zona de transição se inicia no bronquíolo respiratório, caracterizado pelo desaparecimento das células ciliadas do epitélio bronquiolar. Os bronquíolos respiratórios também se diferenciam por apresentarem pequenos poros em suas paredes que os comunicam diretamente com os alvéolos. A zona respiratória é construída pelos ductos alveolares e alvéolos.

Os volumes pulmonares são convencionalmente divididos em quatro volumes primários e quatro capacidades. Nota-se que os volumes primários não se sobrepõem, ao passo que as capacidades são formadas por dois ou mais volumes primários. Esses volumes e capacidades recebem denominações próprias.



**Figura 2-** Capacidades e volumes pulmonares.

O Volume Corrente corresponde à quantidade de ar inspirado ou expirado espontaneamente em cada ciclo respiratório. O Volume de Reserva Inspiratório é o volume máximo que pode ser inspirado voluntariamente a partir do final de uma inspiração espontânea, sendo que o Volume de Reserva Expiratório refere-se ao volume máximo que pode ser expirado voluntariamente a partir do final de uma expiração espontânea.

Ao volume de gás que permanece no interior dos pulmões após a expiração máxima chamamos Volume Residual. A Capacidade Vital corresponde à quantidade de gás mobilizada entre uma inspiração e uma expiração máximas. Capacidade Inspiratória é o volume máximo inspirado a partir do final de uma expiração espontânea. A quantidade de ar contido nos pulmões ao final de uma expiração espontânea é chamada Capacidade Residual Funcional e, Capacidade Pulmonar Total é a quantidade de gás contida nos pulmões ao final de uma inspiração máxima e equivale a adição dos quatro volumes primários.

Fisiologicamente, os volumes e capacidades pulmonares variam em função de vários fatores, tais como: sexo, idade, superfície corporal, atividade física e postura, podendo ainda alterar-se devido a determinadas condições patológicas (ZIN, 2000).

A elasticidade é uma propriedade da matéria através da qual um corpo pode retornar a sua forma original após a retirada de uma força que o deformava. Tanto o pulmão normal quanto a parede torácica tem elasticidade, cada um deles sendo deformado pela tração elástica do outro no tórax intacto. Um corpo perfeitamente elástico obedece à lei de Hooke na qual a variação de comprimento é diretamente proporcional a força aplicada até que seu limite elástico seja atingido.

Quando removidos da caixa torácica os pulmões ficam livres de forças deformantes e se retraem para um volume menor que o residual. Quanto maior a pressão aplicada, maior será a variação de volume durante a expiração. Devido a essas tendências de retração e expansão dos pulmões e tórax, gera-se uma pressão sub-atmosférica negativa no espaço pleural (DOUGLAS, 2004).

West (2002) afirma que a resistência imposta pelas vias aéreas depende do fluxo de ar no interior dos pulmões. A baixos fluxos aéreos, as moléculas de ar fluem paralelamente às paredes do tubo durante todo o trajeto, embora com diferentes velocidades. Esse fluxo laminar entra no tubo com as moléculas próximas à parede e se aderem a esta, sem se moverem.

Quando o fluxo de ar aumenta, as linhas de fluxo não mais fluem de forma laminar, mas se desintegram comportando-se de maneira desorganizada. A esse comportamento aleatório das linhas de fluxo, denomina-se fluxo turbilhonar.

O volume pulmonar está diretamente relacionado com a resistência da via aérea, pois durante a inspiração a resistência das vias diminui (aumentando o fluxo), mas se acentua durante a expiração (reduz o fluxo). Um outro fator importante que controla a resistência aérea, é a retração elástica do pulmão, que altera o calibre dos bronquíolos e brônquios através de dois mecanismos: o primeiro por promover tração direta das pequenas vias aéreas, intrapulmonares e o segundo por ser um dos dois determinantes da pressão intrapleural, que promove a pressão ao redor dos brônquios extrapulmonares distendendo-os (DOUGLAS, 2004).

A gravidade provoca a distribuição não uniforme da perfusão no sentido vertical. De modo geral a perfusão aumenta do ápice para a base do pulmão, mas este aumento não está relacionado linearmente com alteração na distância vertical. Essa inhomogeneidade da perfusão pulmonar pode ser explicada pelas diferentes pressões hidrostáticas no interior dos vasos sanguíneos (FISHMAN, 1992).

Bertolazzo (2000) considera como a principal função do pulmão o contato entre o ar inspirado e o sangue venoso misto, a fim de conseguir a troca de oxigênio e dióxido de carbono.

Tanto a ventilação como a perfusão são mais importantes na base e decrescem em direção ao ápice. No entanto, a perfusão varia mais do que a ventilação. A relação entre ventilação e perfusão será então inferior à unidade, enquanto a perfusão permanece maior do que a ventilação, ou seja, da base até aproximadamente o nível da terceira costela, igual à unidade no ponto onde as retas se cruzam.

Hlastala e Berger (1996), relatam que o movimento coordenado da respiração é muito importante para a manutenção da homeostase. O sistema nervoso central precisa produzir um ritmo ventilatório coordenado que gere expansão no sistema respiratório, ajustar e adaptar o padrão respiratório, adequar a troca gasosa e ventilação alveolar, integrar o movimento respiratório com outras atividades corporais. A natureza periódica do ciclo respiratório é controlada por neurônios, localizados no tronco cerebral apropriadamente na ponte e bulbo, onde esse conjunto de neurônios é denominado centro respiratório.



## **4 SISTEMA MUCOCILIAR**

O sistema mucociliar pulmonar compreende os cílios, o líquido periciliar e o muco, que em indivíduos saudáveis, recobre todo o epitélio traqueobrônquico, funcionando como barreira biológica eficiente contra partículas estranhas e agentes patogênicos. O sistema é considerado a primeira linha de defesa contra agentes agressores, na manutenção da integridade da higiene pulmonar. A camada microscópica de líquido periciliar e muco envolvem o material estranho existente nas vias aéreas inferiores e, através do movimento ciliar, transporta-o sem a percepção do indivíduo, até a faringe onde será deglutido. Esse transporte é auxiliado pelo fluxo aéreo (JARDIM et al., 2000).

As vias aéreas dispõem ainda, de mecanismos adaptativos para fazer frente às agressões continuadas, que se caracterizam fundamentalmente por alterações da composição do muco brônquico e do perfil celular de seu revestimento. As alterações presentes nas vias aéreas, quando da exposição a poluentes, proporcionam ao indivíduo uma “vantagem fisiológica” tornando mais efetivos os seus mecanismos respiratórios de defesa (SALDIVA, 1990).

Wanner, Salathe e O’Riordan (1996), descrevem também que o sistema mucociliar possui três funções principais: a primeira serve de barreira mecânica pelo agrupamento das partículas consideradas estranhas ao nosso organismo, no líquido que envolve a superfície do epitélio das vias aéreas, sendo essas partículas removidas pela ação ciliar; a segunda função depende da ação do líquido de superfície, que possui propriedades antioxidantes e substâncias separadoras; e a terceira e última função, dispõe do abastecimento do líquido de superfície por uma barreira biológica que funciona interagindo com microorganismos e células inflamatórias, prevenindo diretamente a adesão e migração no epitélio.

Para uma função normal do sistema, o líquido de superfície tem que possuir certas substâncias e características físicas, para cumprir a função de barreira e interação do cílio para limpeza do muco, já que várias formas de doença das vias aéreas estão associadas com disfunção mucociliar.

Morgan et al. (2004) e Hill e Webber (1999) afirmam que a depuração mucociliar é um importante mecanismo de defesa do trato respiratório, que protege os pulmões dos danos causados pela penetração de partículas nas vias aéreas, resultando por fim, na remoção dessas e das secreções respiratórias produzidas. A deterioração desse mecanismo físico de defesa é sabidamente causa predisponente de infecções brônquicas e pode levar ao desenvolvimento de doenças pulmonares crônicas, tais como bronquiectasias.

Para Chopra et al. (1977), muitos fatores contribuem para a alteração da função mucociliar, entre eles: poluição, postura, mobilidade, exercícios e doenças. O aumento da produção de muco pode ser provocado por doenças como bronquite crônica, bronquiectasia e fibrose cística, que associado a uma série de danos ciliares e focos bacterianos, podem levar a prejuízos no “tapete” mucociliar, acarretando retenção de secreções na árvore brônquica. Essa retenção de secreções promove um ambiente oportuno, no qual as bactérias podem se proliferar e colonizarem o trato respiratório inferior e, eventualmente agir como um poderoso estímulo ao processo inflamatório, o qual está geralmente associado com a patogênese de muitas doenças respiratórias, doenças essas caracterizadas pelo excesso de muco e pela perda da integridade do epitélio ciliado. Os autores ainda acrescentam que a retenção de secreções pode também contribuir com sintomas de obstrução de fluxo aéreo, respiração ruidosa, falta de ar e tosse.

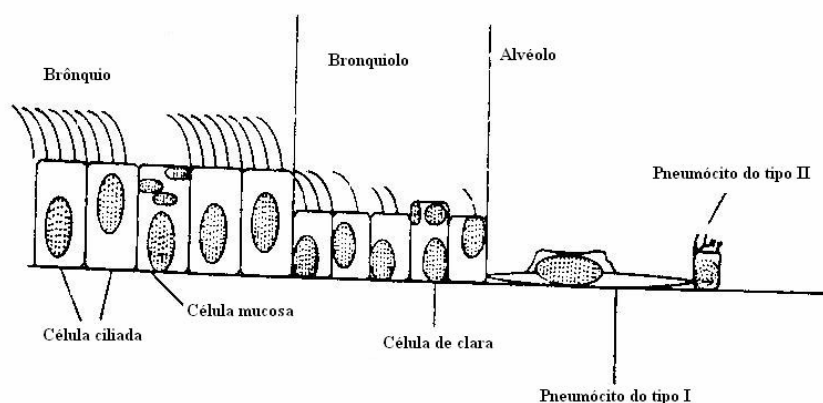
Indivíduos portadores de discinesia ciliar primária, cuja característica se manifesta por anormalidades ultra-estruturais ciliares e, portanto, comprometimento da atividade ciliar normal, também apresentam uma predisposição a infecções respiratórias recorrentes, que podem resultar em doença obstrutiva crônica do trato respiratório (SANTOS et al., 2001).

#### **4.1 Características Celulares das Vias Aéreas**

Segundo Saldiva (1990; 1999) e Zin e Rocco (1999), o epitélio de revestimento das vias aéreas modifica-se conforme o nível respiratório analisado, de forma que nos brônquios, temos um epitélio pseudo-estratificado colunar ciliado com células secretoras de muco.

Esse epitélio ciliado é encontrado desde a traquéia até os bronquíolos e a disposição das células secretoras, ao lado das células ciliadas é que favorece o transporte das partículas inaladas. Nos bronquíolos, como pode ser observado na figura 3, ocorre uma diminuição da altura do epitélio e dos cílios, com menor número de cílios por célula, além de aparecer um outro tipo de célula secretora: a célula de clara.

Os alvéolos por sua vez são revestidos pelos pneumócitos tipo I e pneumócitos tipo II, sendo os pneumócitos tipo II responsáveis pela produção do surfactante alveolar, que se mistura à composição das secreções respiratórias nessa região das vias aéreas.



**Figura 3** Esquema da estrutura de revestimento das vias aéreas e alvéolos. (SALDIVA-1999, p. 5)

A classificação das células que revestem as vias aéreas ocorre segundo sua função e recebem as seguintes denominações: células secretoras, células ciliadas, células endócrinas, células inflamatórias e células de reserva. As células secretoras localizam-se nas glândulas da submucosa dos brônquios onde podem ser divididas em células mucosas e serosas, e são encontradas ainda no epitélio das vias aéreas, onde dividem-se em células mucosas, serosas e de Clara.

As células mucosas produzem diferentes tipos de glicoproteínas, e são responsáveis pela fração mais viscosa do fluido que reveste as vias aéreas. As células serosas são uma das fontes da fase mais fluida da secreção brônquica, mas também funcionam como células de reserva na presença de processos irritativos das vias aéreas, tendo um papel citoprotetor importante.

As células de Clara são um tipo de célula secretora especial, presente nos bronquíolos, responsáveis pela produção do surfactante e capazes de inativar substâncias inaladas através de enzimas oxidativas. O número de células mucosas e serosas tende a diminuir em direção à periferia do pulmão, exceto as células de Clara.

As células ciliadas são o suporte do sistema mucociliar e é a partir delas que se forma o complexo ciliar, composto pelo cílio propriamente dito e pelo corpúsculo basal, sendo que é essa estrutura que dá origem ao cílio. As células endócrinas situam-se nas porções basais do epitélio e nas glândulas brônquicas, participam da regulação da ventilação/perfusão e são responsáveis pela produção de certos hormônios.

Entre as células inflamatórias destacam-se os linfócitos T e B, presentes no epitélio de revestimento e na submucosa, formando o sistema BALM (Bronchial Associated Lymphoid Tissue), responsável pela defesa imunológica do trato respiratório. Por fim, as células chamadas de reserva, se encarregam da renovação do epitélio respiratório, juntamente com as células serosas como dito anteriormente. Essas células de reserva dividem-se em basais, encontradas na lâmina basal e pobre em organelas citoplasmáticas, e em intermediárias, encontradas em estado intermediário de diferenciação, tornando-se ciliadas ou secretoras.

Para Jardim et al. (2000) e Widdicombe (1978), o muco é produto das células mucosas da superfície do epitélio, as chamadas *goblet cells*, que lançam suas secreções diretamente na luz das vias aéreas, e é também produto das células mucosas e serosas da submucosa, localizada no tecido conjuntivo entre a superfície do epitélio e a cartilagem.

Essas células mucosas e serosas da submucosa transportam sua secreção até a superfície das vias aéreas através de ductos e, por isso são denominadas glândulas submucosas.

Já o líquido periciliar é produzido por células epiteliais brônquicas, células bronquiolares e células alveolares, podendo ainda ser resultado do transporte ativo de água e íons através da membrana epitelial.

## **4.2 Aspectos Funcionais**

A secreção da árvore respiratória é fundamental para o aprisionamento de partículas que passarão a ser destruídas biologicamente e ou transportadas para o exterior. Conseqüentemente, os mecanismos de produção de líquido no trato respiratório e a maneira de como tais alterações da função secretora podem contribuir para a patogênese e fisiopatologia da doença não estão sendo bem entendidas ainda, mas a principal função das secreções das vias aéreas está na limpeza mucociliar que remove o material particulado do pulmão (WELSH, 1994).

Lucas (1934), Jardim et al. (2000) relatam que o meio fluido que reveste o epitélio é impermeável à água, e é composto por duas fases; a epifase gel (superior), altamente viscoelástica que se mantém em contato com a via aérea, e a hipofase sol (mais inferior), mais líquida, composta por água e eletrólitos.

Ainda está confusa a especificação dessas camadas de secreção, sendo que alguns autores como Jardim (2000) e Saldiva (1990), concordam que o muco (fases sol e gel) com espessura de cerca de 2 a 5 micrômetros, e o líquido periciliar com espessura aproximada de 6 micrômetros podem ser considerados separadamente. Em contraposição, Paschoal (1999) e Van Der Schans (1996) consideram que a hipofase sol corresponde ao líquido periciliar propriamente dito, com espessura variável de 5 a 10 micrômetros, e que a hipofase gel isoladamente mede de 10 a 100 micrômetros.

Os mecanismos reguladores de secreção dessas duas fases ainda não estão muito bem esclarecidos, porém, a regulação da quantidade de fluido da hipofase sol parece depender de canais iônicos específicos para sódio e cloro (NADEL, WIDDICOMBE; PEALFIELD, 1985).

Paschoal (1999), referindo-se à secreção que recobre as vias aéreas, afirma que a camada sol, de baixa viscosidade, corresponde ao próprio fluido periciliar e que possui a mesma altura do cílio, de 5 a 10 micrômetros. Já a camada gel, muito mais viscosa tem espessura variável entre 10 e 100 micrômetros. Acrescenta ainda que a combinação da camada sol e da camada gel é denominada líquido superficial da via aérea.

A camada gelatinosa tem a função de aderir partículas e é contínua apenas nas grandes vias aéreas. Nas vias aéreas menores ela existe como gotículas, e se torna floculada aglutinando-se à medida que o muco é transportado centralmente, até formarem uma camada praticamente ininterrupta. Já a camada sol é contínua desde a traquéia até os bronquíolos, sendo de suma importância para o funcionamento do transporte ciliar, mantendo os cílios em contato ideal com a camada gel. A regulação da quantidade de fluido da camada sol depende das células epiteliais, que possuem a capacidade tanto de secretar quanto de absorver líquido.

O líquido periciliar é praticamente virtual, não tem propriedades semelhantes ao gel e envolve os cílios (prolongamentos citoplasmáticos), podendo ser encontrado da traquéia até os bronquíolos, em uma camada contínua de 6 micrômetros de espessura. A função deste líquido ainda é discutida e investiga-se se sua função é funcionar como um líquido de baixa viscosidade que permite o bom funcionamento dos cílios, ou se tem como função governar a composição do muco (JARDIM et al., 2000).

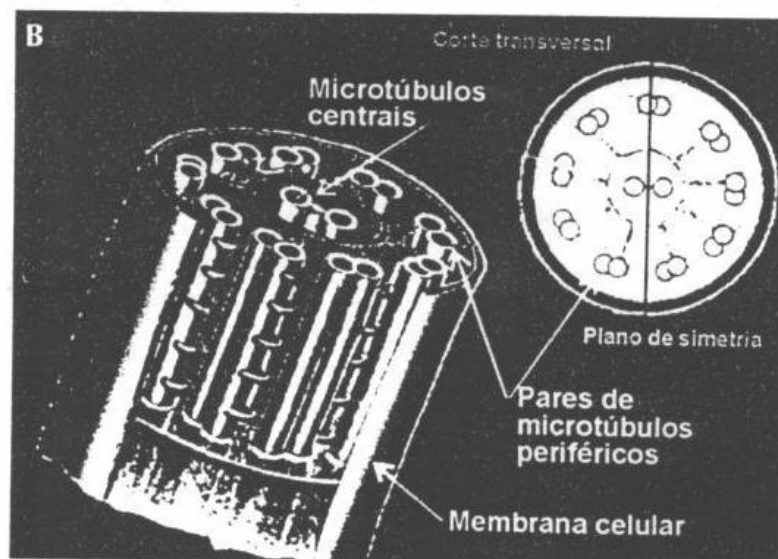
A limpeza mucociliar é efetiva nas vias aéreas distais onde a interação ar-líquido pode não ocorrer. Dessa maneira o sistema mucociliar conduz as secreções para as vias aéreas de maior calibre, causando interação ar-líquido, produzindo tosse efetiva, o que é muito importante para a limpeza de secreções da via aérea. Este aumento de interação ar-líquido, ao longo da via aérea, gera mistura do fluxo e transporte do muco em direção à garganta, boca até à expectoração.

O fluxo aéreo e o aumento da interação ar e camada mucosa são fundamentais para poder designar o aumento da depuração mucociliar nas doenças que impedem a eficiência dessa higiene (HARDY, 1994).

#### 4.3 Avaliação Ultra-Estrutural do Sistema Mucociliar

Santos et al. (2001) afirmam que o epitélio ciliar reveste o trato respiratório desde o terço posterior das fossas nasais até os bronquíolos, inclusive os seios paranasais e ouvido médio. Cada célula ciliada possui aproximadamente 200 cílios de tamanho uniforme com 6 micrômetros de comprimento e 0.3 micrômetros de diâmetro.

Os cílios possuem estrutura tubular, formada por uma membrana própria com nove pares de microtúbulos periféricos e um par central, como demonstrado na figura abaixo.



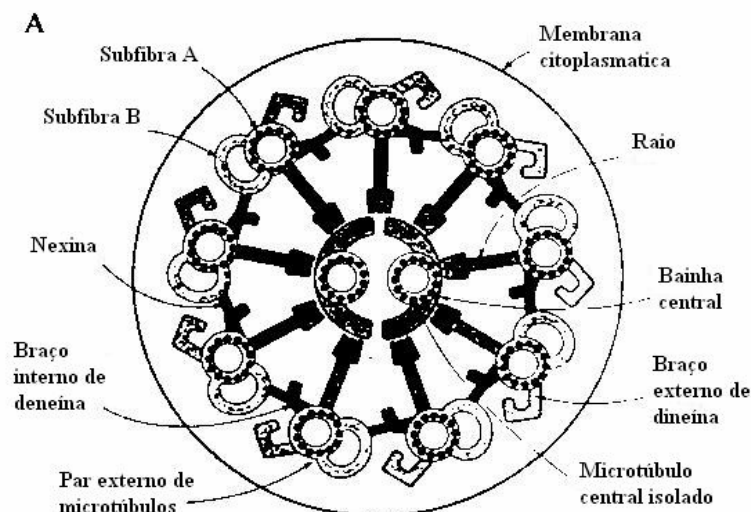
**Figura 4**— Corte longitudinal de um cílio, esquema ilustrativo. ( Santos 2001, p. 263 B)



Ainda de acordo com o autor, os pares de microtúbulos periféricos são ligados entre si pelas pontes de nexina, que conferem mobilidade e resistência ao conjunto, e pelas pontes de filamentos radiais que se encarregam de unir os pares periféricos aos pares centrais

Afzelius (1976) e Santos (2001) demonstraram que cada par de microtúbulos periféricos possui dois braços de dineína que são responsáveis pela frequência (braço externo) e pela forma da onda de movimento (braço interno), como pode ser observado na figura 5. O movimento ciliar, resultante da interação dos braços de dineína com o microtúbulo adjacente, resulta num movimento de duas fases, a “batida” e o “recuo” produzindo movimento rítmico, rápido e com frequência aproximada de 12 hertz na traquéia e 8 hertz nos brônquios.

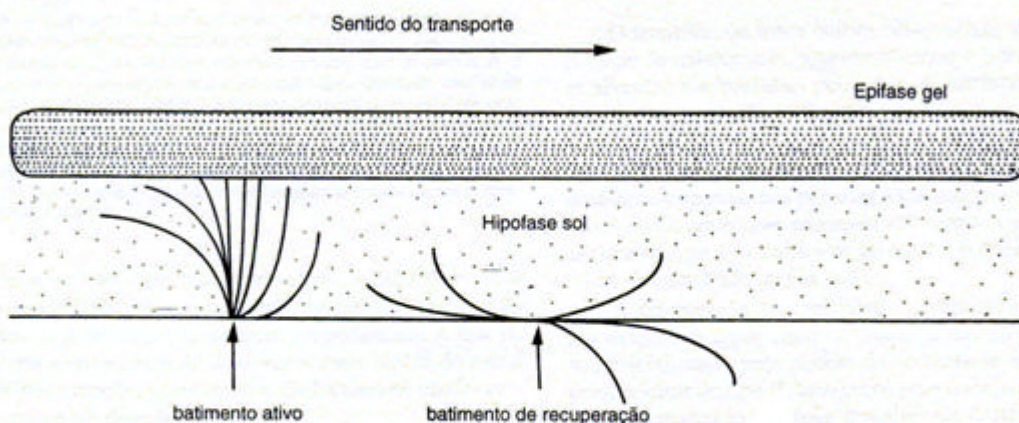
Para Van Der Schans et al. (1996), os cílios batem com uma frequência entre 8 e 15 Hz, variando de acordo com Jardim et. al (2000), entre 10 e 20 Hz. Os autores afirmam que o batimento ciliar ocorre de forma que o topo do cílio alcança a camada de gel e empurra essa camada em direção à orofaringe.



**Figura 5** - Corte transversal de um cílio, esquema ilustrativo.(SANTOS, 2001- p. 263 A)

A recuperação se dá somente na camada periciliar sol, de menor resistência. O transporte do muco pelos batimentos ciliares é influenciado pela viscoelasticidade e pelas propriedades de superfície do muco.

Segundo Saldiva (1999), a ocorrência do batimento de recuperação ocorre na fase de menor resistência, a hipofase sol e que, a fase de batimento ativo permite o deslocamento unidirecional do muco em direção à orofaringe, devido ao fato de que este batimento é cerca de duas vezes mais rápido do que o batimento da fase de recuperação ciliar, e justifica ainda que como o retorno do cílio se faz mais lentamente que a impulsão (devido à menor viscosidade da hipofase sol), o movimento retrógrado é reduzido ao mínimo. Esta interação entre os cílios e o muco está representada na figura abaixo.



**Figura 6-** - Interação entre os cílios e o muco no trato respiratório. (SALDIVA, 1999, p. 6)

Afzelius (1976) salienta que qualquer anomalia no sistema de microtúbulos, seja no próprio microtúbulo ou nas proteínas, pode causar várias alterações na estrutura ciliar, ocasionando processos irritativos e alterações ciliares primárias.

O movimento ciliar pode chegar a 25 batimentos por segundo, sendo que esse número pode sofrer redução de acordo com a presença de agentes lesivos como fumo, infecções viróticas e bacterianas, baixas temperaturas, hipóxia, hiperoxia, entre outros. Estes estímulos interferem na função das células ciliadas, causando perda dos componentes estruturais ciliares, com diminuição do comprimento ou perda numérica dos cílios. Paschoal (1999) afirma ainda que cílios normais nunca estão parados.

A redução do total da área de superfície e do número de células ciliadas que ocorre da periferia em direção às vias aéreas centrais, resulta numa baixa capacidade de transporte do muco pelo batimento ciliar nas vias aéreas centrais. Isso é parcialmente compensado pela alta frequência de batimentos ciliares encontrados nas vias aéreas centrais em relação à periferia pulmonar (VAN DER SCHANS et al., 1996).

#### **4.4 Avaliação Histoquímica do Trato Brônquico**

O muco respiratório pode ser considerado uma mistura complexa de macromoléculas incluindo proteínas, glicoproteínas, eletrólitos e água. O componente responsável pela viscosidade do muco é a mucina uma glicoproteína de alto peso molecular que corresponde de 1 a 2 % de sua composição. A hipersecreção de muco está relacionada diretamente com situações patológicas causadas por uma agressão no sistema respiratório por uma partícula inalatória de ação prolongada e de difícil expulsão. Esta hipersecreção ocorre com o intuito de proteger o sistema da ação do irritante. O aumento do número de células produtoras de muco no epitélio respiratório significa que ele foi exposto cronicamente a uma agressão. A avaliação das mucoproteínas respiratórias feitas por lâminas, demonstra o aparecimento de alterações conseqüentes das propriedades reológicas das secreções respiratórias (JONES, 1978).

#### **4.5 Regulação da Depuração Mucociliar na Saúde e na Doença**

Segundo Houtmeyers (1999), grande número de diferentes partículas que são depositadas no sistema respiratório como as bactérias, os agentes virais e poluentes, se forem inaladas podem alterar a atividade mucociliar.

Essa diversidade de agressores indica que a condução pela via aérea, na expulsão dessas partículas, necessita dos três mecanismos já citados anteriormente e descritos por Wanner (1996) como funções principais do sistema mucociliar. Afzelius (1976) acrescenta, indicando que os pulmões humanos contém aproximadamente 0,5 m<sup>2</sup> de epitélio ciliado, com um número total de cílios de aproximadamente  $3 \times 10^{12}$ .

No epitélio da via aérea normal, todos os cílios estão alinhados na base, e por esta razão, a batida ciliar se torna mais efetiva, já que todos os cílios demonstram movimentos aproximadamente na mesma direção, cooperando de forma direta com o revestimento mucoso impedindo a progressão da partícula e direcionando-a no sentido cefálico (SLEIGH, 1988).

Girod (1992) relata que diferenças no transporte de velocidade do muco podem ocorrer dependendo do fluxo gerado na via aérea e que a viscoelasticidade do material mucoso é tempo dependente das propriedades do fluxo. Seguindo esse raciocínio, King (1996) completa afirmando que a mesma elasticidade está na capacidade do material mucoso em armazenar energia, usando somente para mover-se ou deformar-se.

É sabido que elevados níveis de agentes poluentes afetam o funcionamento do sistema mucociliar. Das doenças que afetam a atividade mucociliar, a discinesia ciliar primária é a patologia congênita que mais acomete pacientes com anormalidade do batimento ciliar. Na asma, a disfunção mucociliar se deve a agressão causada pela inflamação da via aérea (ROTH, 1994).

Em pacientes com bronquiectasia, comenta Camner (1993), a depuração mucociliar varia de normal para extremamente lenta, e acrescenta ainda que a atividade mucociliar prejudicada é o principal fator após o desenvolvimento da bronquiectasia.

Ericsson (1995) sugere que pacientes com bronquite crônica tosem mais e com isso podem compensar a diminuição da depuração mucociliar.

Segundo Salathé (1997) a infecção no trato respiratório pode prejudicar a depuração por dois mecanismos diferentes: por efeitos citotóxicos diretos no epitélio da via aérea, como é o caso dos vírus e por produção de substâncias por microorganismos.

A depuração das partículas pela tosse auxilia a atividade mucociliar, especialmente em condições pulmonares abaixo do fisiológico, como na doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC), na síndrome dos cílios imóveis (SCI) e na fibrose cística (FC), condições onde um aumento de secreção nas vias aéreas está presente. Durante a tosse, o muco é propelido em direção à laringe por uma exalação muito rápida, com velocidade de ar linear de aproximadamente 5m/s. Os receptores de tosse estão situados na traquéia e brônquios de largo calibre, provavelmente antes da oitava divisão da via aérea (KREYLING; SCHEUCH, 2000).

#### **4.6 Mecanismos de Retenção de Poluentes na Árvore Brônquica**

Segundo Arbex (2004), a queima de biomassa é a maior fonte de energia doméstica nos países em desenvolvimento. A combustão é um processo químico pelo qual um material reage rapidamente com o oxigênio do ar produzindo luz e calor intenso. Ela é a maior fonte de produção de gases tóxicos, material particulado e gases do efeito estufa do planeta. A exposição por longos períodos à fumaça produzida pela queima de biomassa, tem sido associada a infecções respiratórias agudas em crianças, doença pulmonar obstrutiva crônica, pneumoconiose e tuberculose pulmonar. A inalação de partículas do ar ambiente e a retenção das mesmas no sistema respiratório podem levar à morte.

O sistema de tubulação da árvore brônquica se divide ao longo de 23 gerações de brônquios, isso faz com que o fluxo aéreo seja mais lento à medida que se aproxima dos alvéolos, e passe de turbulento para laminar.

Outra consequência dessa lentificação do fluxo é a redução da penetração de partículas inaladas nas porções mais distais do parênquima pulmonar (BRAIN e VALBERG, 1979; CLARKE, 1983).

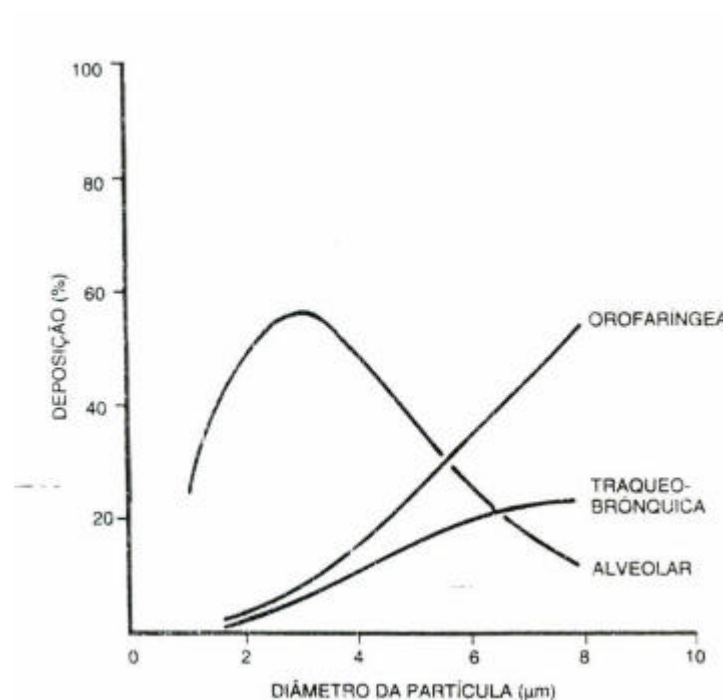
Para Clarke (1983) e Zin; Rocco (1999), com a respiração nasal, o primeiro filtro contra partículas inaladas é representado pela longa e resistente malha de pêlos que se encontram na entrada ou vestíbulo nasal, e que retêm partículas maiores que 10 micrômetros. Além dos pêlos nasais, a própria anatomia da faringe, língua e laringe, funcionam como filtro na manutenção da integridade das vias aéreas inferiores.

É importante lembrar que a tosse também representa um mecanismo de depuração do muco em indivíduos com acúmulo de secreção traqueobrônquica, sendo que em situações patológicas, as interações do fluxo aéreo com o muco tornam-se acentuadas, o que acaba por favorecer o transporte desse muco.

Saldiva (1990; 1999) descreve três mecanismos responsáveis pela retenção dos poluentes: o primeiro refere-se a sedimentação gravitacional que é favorecida pela queda do fluxo e ocorre com as partículas de 0,5 a 5 micrômetros; o segundo refere-se a impactação inercial que ocorre principalmente nas narinas e vias aéreas superiores, e que promove colisões de partículas maiores que 10 micrômetros, contra as paredes da árvore brônquica devido às suas frequentes divisões. Por fim, o terceiro mecanismo refere-se ao transporte difusional e promove o deslocamento das partículas em direção à parede das vias aéreas a partir da sua colisão com as moléculas de gases nas regiões de fluxo laminar. Este mecanismo captura partículas com diâmetro inferior a 0,1 micrômetro.

Esses mecanismos de retenção de partículas são eficientes para que o ar seja quase estéril a partir da oitava divisão da árvore brônquica. Se essas partículas não fossem expelidas pelo aparelho mucociliar, as vias aéreas acabariam totalmente obstruídas. O autor ainda afirma que partículas com diâmetros menores que 0,2 micrômetros e entre 1,0 e 2,0 micrômetros têm maior probabilidade de atingir os alvéolos, mas partículas maiores que apresentam forma aerodinâmica favorável também podem alcançar o alvéolo mais facilmente.

De acordo com Zin e Rocco (1999), a inalação de partículas com diâmetro superior a 10 micrômetros são retidas durante sua passagem pelo nariz, nasofaringe e laringe. As de tamanho entre 2 e 10 micrômetros se depositam nas paredes da traquéia, brônquios e bronquíolos. Já as partículas com diâmetro entre 2 e 0,3 micrômetros, todos os gases e vapores, são potencialmente capazes de alcançar os dutos alveolares e os alvéolos. Partículas menores que 0,3 micrômetros atuam como vapores e permanecem como aerossóis no ar expirado, como demonstrado na figura abaixo.



**Figura 7-** Proporção de partículas depositadas em diferentes regiões das vias aéreas em função do seu diâmetro. Partículas inaladas tendem a depositar-se em diferentes localizações das vias aéreas, dependendo do seu tamanho. Pequenas partículas depositam-se nas vias aéreas mais distais ou no alvéolo.(ZIN;ROCCO,1999, p.550)

A depuração alveolar processa-se através do macrófago alveolar pulmonar, que funciona como vigoroso protetor da intimidade respiratória. O líquido alveolar é contínuo com a camada mucosa bronquiolar, de modo que esta parece exercer um efeito de tração sobre aquele fluido, deslocando-o no sentido central, contribuindo dessa forma para a depuração mucociliar. Os macrófagos realizam a fagocitose dos agentes infecciosos, uma vez que envolvem estas partículas e provocam a sua morte pela liberação de radicais de oxigênio ou derivados halogênicos.

Após a ingestão de um grande número de partículas, os macrófagos podem migrar pelas vias aéreas a fim de serem transportados até a faringe pelo movimento ciliar, ou podem deixar o pulmão pelo sistema linfático, ou ainda podem morrer permanecendo assim no espaço alveolar de onde serão retirados por outros macrófagos.



## **5 ANÁLISES DAS PROPRIEDADES FÍSICAS DO MUCO BRÔNQUICO**

Macchione et al. (1995) afirmam, que o muco apresenta tanto propriedades de sólido como de líquido, e que um fator importante que governa o comportamento real desse material é dado em função da evolução temporal. Conseqüentemente, os estudos de materiais viscoelásticos envolvem a relação entre estresse (força por unidade de área), tensão (mudanças na dimensão do material) e comportamento temporal.

O muco respiratório é um material biológico muito complexo que possui propriedades reológicas de fluxo e deformação, caracterizadas por viscoelasticidade de comportamento não linear e dependente do tempo. Além dessas características reológicas, o muco respiratório possui propriedades de superfície, tais como adesividade e molhabilidade, que são características físicas independentes das propriedades viscoelásticas e que determinam a capacidade do muco para proteger, hidratar e lubrificar o epitélio da via aérea, portanto, considerados tão importantes quanto as propriedades reológicas.

A viscosidade e a elasticidade estão diretamente envolvidas na capacidade de transporte do muco, enquanto a adesividade e a molhabilidade contribuem para melhorar a interação entre as propriedades do muco e a superfície epitelial. Além disso, o muco respiratório precisa apresentar propriedades físico-químicas adequadas para proteção, hidratação e lubrificação do epitélio da via aérea (GIROD et al, 1992).

A avaliação das propriedades físicas e reológicas do muco é essencial para o entendimento de suas propriedades funcionais normais e na determinação dos fatores que são responsáveis pelas suas anormalidades funcionais, durante as doenças pulmonares (GIROD et al., 1992; MACCHIONE et al., 1995).

Adler e Dulfano (1976) e Rubin et al. (1989) afirmam que em muitas condições respiratórias patológicas e em quase todos os casos de doença pulmonar obstrutiva crônica, uma ou mais propriedades reológicas e físicas estão alteradas.

Na bronquite crônica, por exemplo, a hipersecreção da glândula mucosa e o resultante aumento do volume de muco a ser depurado pode danificar de forma significativa a eficiência da higiene brônquica.

Para Adler e Dulfano (1976), a eficiência da depuração mucociliar depende de três fatores majoritários: da magnitude da contribuição dos cílios, determinada pelo comprimento e densidade do cílio e pela sua frequência de batimentos; da quantidade de muco presente e das propriedades viscoelásticas e físicas do muco.

Paschoal (1999) afirma que a destruição celular, tanto pelos produtos bacterianos como pela inflamação que eles desencadeiam, libera inúmeras substâncias para o líquido superficial das vias aéreas, que são capazes de modificar as propriedades reológicas, interferindo também no seu deslocamento. Além disso, o muco adere muito mais à área do epitélio, o que dificulta sobremaneira o transporte.

## **5.1 As Propriedades Reológicas**

### **5.1.1 A Viscoelasticidade**

O muco é um material viscoelástico altamente não-Newtoniano, que submetido a um estresse causado pela tosse ou pelo movimento ciliar durante o batimento ativo, inicia a deformação instantaneamente e, uma vez removido o estresse (como durante o período de recuperação dos batimentos ciliares ou após a cessação da tosse), o muco relaxa (GIROD et al., 1992).

De acordo com Wanner, Salathé e O'Riordan (1996), o comportamento não-Newtoniano do muco significa que sua viscosidade diminui com o aumento da força aplicada sobre ele. O seu tempo de relaxamento é muito longo e é esta característica que permite a ele prender e reter partículas estranhas. Os autores acrescentam ainda que o cílio aplica suas batidas eficazes no muco em intervalos muito mais curtos do que este tempo de relaxamento e assim os cílios encontram o muco como um sólido e podem transportá-lo.

Adler e Dulfano (1976) afirmam que a viscosidade é referente à resistência ao fluxo e que a elasticidade mantém relação com a deformação do muco em condições de estresse. Estes autores relatam ainda que baixos valores de viscosidade apresentaram taxas de transportabilidade altas, quando a frequência de batimentos ciliares e o volume do muco foram mantidos relativamente constantes.

Estudos no sistema em modelo de palato de rã realizados por King et al. (1974, que separaram os efeitos das propriedades físicas do muco dos outros fatores que controlam a depuração, mostraram que o muco deve ser viscoelástico isto é, ter comportamento viscoso e elástico, para ocorrer o transporte e que o transporte mucociliar ótimo ocorre numa escala intermediária das propriedades viscoelásticas.

Como toda estrutura viscoelástica, o muco respiratório reage de forma diferente a diferentes estímulos de frequência, uma vez que é constituído de elementos com resposta de frequência distinta. Assim, testes realizados em diferentes frequências fornecem importantes informações sobre o comportamento biológico do muco, diante das diferentes solicitações funcionais, tanto de baixa frequência (batimento ciliar normal) como de alta frequência (tosse). Esse tipo de teste pode então determinar se um certo tipo de muco é mais facilmente transportado por batimento ciliar ou por tosse (MACCHIONE et al., 1995).

Os autores acrescentam ainda que o muco da via aérea como fluido não-Newtoniano é capaz de mudar suas propriedades mecânicas com a intensidade e frequência da força aplicada.

### **5.1.2 A Espinabilidade**

Segundo Girod 1992, espinabilidade é a capacidade que o muco possui de alongar-se como um fio, quando submetido a uma tração. Para Zahn et al. (1986), a espinabilidade é altamente dependente do grau de purulência. Amostras purulentas apresentam valores significativamente baixos de espinabilidade, se comparadas a amostras de secreção mucóide. Uma característica importante da espinabilidade, completa Girod et al. (1992), é que ela dá a informação das forças internas de coesão do muco, bem como, de sua elasticidade, embora não dependa diretamente do grau de elasticidade e viscosidade desse muco. As amostras de secreção que exibem valores completamente diferentes de viscosidade podem ser caracterizadas por um valor semelhante de espinabilidade. Além disso, de acordo com Puchelle, Zahn e Duvivier (1983), uma amostra não elástica de secreção também pode apresentar espinabilidade.

## **5.2 As Propriedades de Superfície**

### **5.2.1 Adesividade**

Macchione et al. (1995) e Girod et al. (1992) afirmam que a adesividade é um fenômeno que se caracteriza pelas forças de atração entre uma superfície de aderência e um sistema adesivo. Ao nível respiratório, o transporte mucociliar envolve interações entre o cílio e o muco. Durante a tosse, é provável que a força superficial entre a camada superior das células epiteliais e o muco respiratório, bem como as forças da interface da camada gel e da camada sol do muco, possam controlar de forma eficiente o muco transportado pela tosse. Geralmente, secreções purulentas com baixo teor de água são caracterizadas por altos valores de adesividade e, em paralelo, baixo nível de transporte mucociliar. Macchione et al. (1995) dizem ainda que a adesividade corresponde à força necessária para conseguir a separação entre o fluido adesivo (muco) e a superfície aderente (mucosa).

As propriedades de adesividade do muco também vêm sendo estudadas pela análise de suas propriedades “tack”, definida como a propriedade do material adesivo (de origem biológica ou industrial), que os permitem ligar-se rapidamente e tenazmente sob condições de pouca pressão de contato e pequeno tempo de contato. A propriedade “Tack” é, como a adesividade uma combinação de viscosidade, elasticidade e tensão superficial. Nos casos de hipersecreção aguda ou crônica, todas essas propriedades físicas têm maior importância, devido à tosse seguida de expectoração (GIROD et al., 1992).

### **5.2.2 Molhabilidade**

A força de adesão entre o muco e uma superfície sólida e a medida do seu ângulo de contato são reflexo da tensão superficial do muco. A propriedade física que demonstra o comportamento de um líquido sobre uma superfície plana é denominada molhabilidade, e esta é caracterizada pelo ângulo de adesão ou ângulo de contato (MACCHIONE et al., 1995; HOUTMEYERS et al., 1999).

Segundo Girod et al. (1992) e Macchione et al. (1995), este espalhamento ocorre devido à interação existente entre a superfície do sólido e as moléculas presentes no líquido, sendo que a molhabilidade assim como a adesividade são propriedades superficiais independentes das propriedades reológicas. Uma redução de 100% da viscosidade pode ser induzida simplesmente pela diluição de uma amostra de secreção, sem mudanças significativas na sua molhabilidade.

Girod et al. (1992) afirmam ainda que a molhabilidade caracterizada por um pequeno ângulo de contato juntamente com uma baixa adesividade, representariam condições ideais para as propriedades lubrificantes e protetoras do muco respiratório.

O ângulo de adesão ou ângulo de contato, não deve ser confundido com sua capacidade de adesão. Esta última função é denominada adesividade e está relacionada, principalmente, à tensão superficial do muco. Na verdade, o ângulo de adesão e a tensão superficial parecem estar interligados, mas nem sempre concordantes (KING et al., 1989; GIROD et al., 1992).

### 5.3 Propriedades Reológicas e Físicas e a Tosse

A atividade mucociliar é efetiva nas vias aéreas distais onde a interação ar-líquido pode não ocorrer. Desta maneira, o sistema mucociliar conduz as secreções para as vias aéreas de maior calibre, causando interação ar-líquido e produzindo tosse efetiva o que é muito importante para a depuração de secreções das vias aéreas. Este aumento de interação ar-líquido, ao longo da via aérea, gera a mistura de fluxo e transporte do muco em direção à orofaringe até a expectoração (HARDY, 1994).

O fluxo de duas fases gás-líquido torna-se mais importante quando a camada de muco excede 5 mm de espessura, o que leva ao aumento da resistência das vias aéreas. Quando há deslocamento de secreções da parede da via aérea para a luz brônquica, essa resistência torna-se ainda maior. Para estudar o mecanismo do fluxo dessas duas fases são usados tubos rígidos com líquido simulando o muco. Observou-se nos mesmos, que o deslocamento de líquido está na dependência da velocidade e padrão do fluxo aéreo e que, quanto maior a velocidade e o fluxo de ar, maior a interação entre o gás e o líquido e maior a deformação e o deslocamento deste líquido (BENJAMIN et al., 1989; JARDIM et al., 2000).

Vale lembrar a importância da contração dos músculos expiratórios que aumentam a pressão extratorácica, diminuindo o volume pulmonar e facilitando o fluxo expiratório na ausência de limitação de fluxo. Além disso, para a tosse ser efetiva o fluxo aéreo causado pelos músculos expiratórios deve ser alto, como reportado por (WEINER et al., 2003).

Basicamente, estudos realizados utilizando fluidos sintéticos com diferentes características viscoelásticas, estabeleceram que o muco ideal para ser transportado pela tosse, é aquele com baixa impedância total e com alta relação viscosidade/elasticidade (KING; BROCK; LUNDELL, 1985; KING, 1987).

O transporte do muco pela tosse é um mecanismo complexo dependendo, *in vitro*, de vários fatores, como o padrão do fluxo aéreo, o diâmetro, o comprimento e a flexibilidade do tubo usado como modelo de via aérea, a presença da fase sol, a espessura e as propriedades físico-químicas da fase gel do muco ( KING, 1987).

A transportabilidade ciliar foi analisada por Hashimoto et al. (2003), para se verificar a influência das propriedades reológicas do muco da via aérea sobre a geração do som da tosse. O enfoque principal deste estudo foi dado à análise do som da tosse seca e da tosse crônica produtiva de alguns indivíduos. Porém, a mensuração da transportabilidade ciliar pode mostrar que existe uma correlação negativa entre a melhor nitidez do som da tosse e a efetividade desse tipo de transporte.



## **6 PRESSÃO EXPIRATÓRIA POSITIVA OSCILANTE**

Técnicas para aumentar, quando necessário, a depuração mucociliar normal e os mecanismos de tosse dos pulmões não é novidade. Nos últimos anos, técnicas efetivas e confortáveis têm sido desenvolvidas a fim de serem usadas independentemente pela maioria dos adolescentes e adultos. Entre elas estão o ciclo ativo da respiração, a drenagem autógena, o Flutter<sup>®</sup>, máscara de pressão positiva expiratória e oscilação de alta frequência na parede torácica. Influências culturais e preferências individuais podem ser significantes na aderência a esses tratamentos, além da seleção da técnica mais indicada para cada paciente (PRYOR, 1999; HOMNICK, ANDERSON; MARKS, 1998 ; NEWHOUSE et al., 1998).

Brooks (2002) esclarece que a fisioterapia cardiopulmonar utiliza intervenções não invasivas incluindo exercício, posicionamento, controle da respiração e manobras de tosse, relaxamento e conservação de energia e técnicas de higiene da via aérea. O objetivo é minimizar complicações em indivíduos com condições respiratórias e cardíacas instáveis. O estudo da função pulmonar, aliado aos avanços tecnológicos e terapêuticos, permitem hoje, ao fisioterapeuta respiratório oferecer aos seus pacientes o que há de mais novo acerca de recursos e técnicas fisioterapêuticas, com benefícios bastante práticos.

A realização da terapia com pressão expiratória positiva oscilante depende exclusivamente de aparelhos, sejam eles eletromecânicos ou portáteis. Os aparelhos portáteis conhecidos como “hand held”, pela praticidade e custos, foram os que possibilitaram o crescimento e popularidade da técnica. Esses aparelhos portáteis apresentam uma forma básica lembrando um pequeno cachimbo. Em seu interior existe um canal onde é montada uma pequena esfera de aço. Essa esfera na realidade é um resistor de limiar pressórico gravitacional, que permite a frenagem do fluxo expiratório por produzir curtas e sucessivas interrupções à passagem do fluxo (APP, 1998).

## 6.1 Pressão Expiratória Positiva (PEP)

Segundo Pryor (1999), o dispositivo PEP consiste numa máscara facial ou em um bocal e uma válvula unidirecional, na qual um resistor de fluxo é anexado. Um manômetro é inserido no sistema entre a válvula e a resistência pra monitorar a pressão, a qual se encontra entre 10 e 20 cm de H<sub>2</sub>O (1 cmH<sub>2</sub>O = 0,73 mmHg = 98 Pa) no meio da expiração.

Mahlmeister et al. (1991) e Hardy (1994) afirmam que a PEP foi desenvolvida na Dinamarca e vêm sendo extensamente aplicada em comparação às técnicas de vibração, percussão e drenagem postural, enquanto o bocal é mais usado nos EUA e a máscara é mais utilizada na Dinamarca. Os autores afirmam ainda que a terapia com PEP aumenta a aeração alveolar através da ventilação colateral, permitindo o equilíbrio de gás através dos poros de Kohn nos alvéolos e enchendo segmentos pouco ventilados ou colapsados.

Durante a terapia com PEP, o paciente respira cerca de 5 a 20 vezes através de um resistor de fluxo, que gera uma pressão positiva nas vias aéreas durante a expiração e essa pressão pode ser monitorada com um manômetro. Tanto pressões baixas entre 15-30 cm de H<sub>2</sub>O, como pressões mais altas entre 60-80 cm H<sub>2</sub>O podem ser prescritas. Expirações ativas com uma relação inspiração expiração de 1:3 ou 1:4 são sugeridas. Em seguida à série de respirações, o paciente realiza a técnica de expiração forçada. Este ciclo é repetido até que o paciente tenha eliminado secreções, geralmente em até 20 minutos. Além disso, a PEP e a técnica de expiração forçada contribuem para a estabilização das vias aéreas durante todo o período de tratamento. Todos esses mecanismos contribuiriam para melhorar a homogeneidade da ventilação, melhorar a troca gasosa e a limpeza das vias aéreas. Uma outra vantagem dessa técnica é a aplicação em crianças a partir de três anos e em indivíduos adultos, sendo ambos capazes de dominar a técnica (HARDY, 1994).

Pryor (1999) diz que a técnica de expiração forçada é utilizada para eliminar as secreções que são mobilizadas, e ao contrário de Hardy (1994), diz ainda que a duração e frequência do tratamento são adaptadas para cada indivíduo.

## **6.2 Oscilação Aérea de Alta Freqüência**

Scherer et al. (1998) afirmam que, recentemente, novos métodos vem sendo desenvolvidos para auxiliar na higiene brônquica, entre eles a oscilação torácica de alta freqüência e a oscilação oral de alta freqüência nas vias aéreas.

A oscilação aérea de alta freqüência pode ser aplicada por meio de uma veste inflável ou couraça, destinada a oferecer oscilação de alta freqüência na parede torácica, onde um sistema de bomba duplo gera pressões positivas e negativas, que por sua vez, são conduzidas até a couraça, através de tubos flexíveis. Para Hardy (1994), a vibração gerada causa aumento no trânsito de fluxo na via aérea, resultando na melhora da interação gás-líquido e no movimento do muco.

A oscilação oral de alta freqüência surge como uma nova técnica de tratamento para higiene e desobstrução brônquica, e pode ser definida como aplicação terapêutica periódica ou intermitente, de resistor de limiar pressórico do tipo gravitacional à fase expiratória do paciente.

A aplicação do resistor permite a frenagem do fluxo expiratório, pela produção de curtas e sucessivas interrupções à sua passagem, permitindo assim, uma repercussão oscilatória de alta freqüência, a qual é transmitida à região traqueal e à árvore brônquica, fazendo com que ocorra o deslocamento das secreções traqueobrônquicas. Os efeitos fisiológicos alcançados pela oscilação oral de alta freqüência permitem, principalmente suas ações sobre as secreções traqueobrônquicas, implicando na sua eliminação através do descolamento e deslocamento (CHATHAN e MARCHAL, 1993).

Um novo dispositivo chamado Flutter produz oscilações da pressão expiratória e vibrações do fluxo de ar na via aérea, que tendem a diminuir a aderência do muco, reduzir o colapamento das vias aéreas e acelerar o fluxo aéreo (VAN WINDEN et al., 1998). Descreveremos este aparelho a seguir com maiores detalhes.

### 6.3 O Dispositivo Flutter

O Flutter VRP1 é constituído por um bocal plástico em uma extremidade e uma cobertura também plástica perfurada na extremidade oposta. No interior do aparelho, existe uma válvula composta por uma esfera de aço inoxidável de alta densidade, apoiada em um cone central que oscila quando o indivíduo expira através do aparelho. A figura 8 apresenta o Flutter e suas partes separadamente. Podemos notar que trata-se de um dispositivo portátil semelhante a um cachimbo, onde as vibrações da esfera resultam numa pressão expiratória positiva e numa onda de oscilação pressórica intratraqueal. Essas oscilações e mudanças pressóricas se propõem a prevenir o colapso das vias aéreas, através do aumento do diâmetro dos bronquíolos periféricos e a promover a limpeza das vias aéreas através da mudança das propriedades reológicas das secreções. (KONSTAN; STERN; DOESRSHUK, 1994; BROOKS et al., 2002; NEWHOUSE et al., 1998).



**Figura 8** - Dispositivo Flutter desmontado

Leru (1994), Konstan, Stern e Doershuk (1994) explicam que normalmente antes da expiração, a esfera bloqueia o canal côncavo do aparelho, enquanto que a expiração através do bocal movimentava a esfera para cima e para baixo, criando assim um ciclo oscilatório de abertura e fechamento, o qual se repete do início ao fim da expiração.

A posição da esfera durante a expiração é resultante do equilíbrio entre a pressão do ar expirado, do ângulo de contato da esfera com o cone e da força de gravidade atuante sobre a esfera. Konstan, Stern e Doershuk (1994) esclarecem que este ciclo de subida e descida da esfera ocorre várias vezes durante a expiração, resultando em oscilações do fluxo e da pressão expiratória.



**Figura 9-** Imagem virtual das oscilações geradas através do Flutter.( [www.newmed.com.br](http://www.newmed.com.br))

Essas oscilações, representadas na figura 9, vibram as paredes das vias aéreas despreendendo o muco, diminuem o colapso das mesmas através do aumento da pressão endobrônquica e aceleram o fluxo, permitindo o movimento do muco via aérea acima, facilitando assim sua expectoração.

Gava e Ortenzi (1998) apresentam a proposta que durante a expiração acontece um aumento crescente da pressão no interior do Flutter VRP1, o que promove o deslocamento da esfera. O fluxo do ar expirado através do aparelho escapa pela cobertura perfurada. O autor diz ainda que o princípio de funcionamento do Flutter VRP1 consiste em combinar uma pressão expiratória automodulada com oscilações no fluxo de ar. Estas mesmas oscilações são resultantes das sucessivas fases de aceleração e desaceleração, que coincidem com a abertura e fechamento dos ciclos produzindo o “efeito flutter”.

A frequência de oscilação do Flutter pode ser modulada por mudanças suaves na inclinação do aparelho para cima ou para baixo em relação à posição horizontal. O paciente elege a posição que resulta numa maior transmissão de vibrações para as vias aéreas, otimizando a mobilização do muco (KONSTAN; STERN ; DOERSHUK 1994).

Segundo Gava e Ortenzi (1998), Konstan, Stern e Doershuk (1994) e Newhouse et al. (1998), o ciclo oscilatório produzido pelo Flutter gera uma oscilação da pressão endobrônquica e do fluxo expiratório, sendo que essa oscilação do fluxo de ar expiratório varia entre 2 – 32 Hz, aproximadamente. Por sua vez, a oscilação da pressão expiratória produzida no interior do aparelho é transmitida ao sistema brônquico, causando uma pressão expiratória entre 20 e 25 cm H<sub>2</sub>O, variando entre 0,8 e 2,5 cmH<sub>2</sub>O, durante a abertura e fechamento do ciclo. O mecanismo de oscilação da pressão positiva expiratória contribui com o mecanismo de defesa mucociliar do trato respiratório, evitando o colapso precoce das vias aéreas, teoria esta também sustentada por Thompson et al. (2002).

Hardy (1994) afirma que durante a expiração no Flutter, a esfera do dispositivo gera uma frequência de 15 Hz que é transmitida às vias aéreas. O paciente muda a pressão através da mudança de fluxo e muda a oscilação pela mudança no ângulo do dispositivo.

De acordo com Scherer et al. (1998), para que haja um transporte adequado de muco, a frequência de oscilação deve se encontrar entre 8 e 15 Hz. Estudos mais recentes desenvolvidos por Volsko, Difiore e Chatburn (2003), compararam dois aparelhos que combinam recursos de oscilações de alta frequência do fluxo aéreo e pressão expiratória positiva e demonstraram uma variação na frequência oscilatória do Flutter entre 15 e 29 Hz, dependendo do ângulo analisado.

Em seus estudos, Antunes et al. (2001) afirmam que as oscilações previnem o colapso brônquico facilitando a expectoração. Konstan, Stern e Doershuk (1994) relatam que expirado pelo Flutter VRP1, oscilações no fluxo de ar vão ocorrer até o final da expiração, e essa resistência implicada ao fluxo expiratório pelo deslocamento da esfera metálica do aparelho, desloca o ponto de igual pressão distalmente para os bronquíolos.

A pressão positiva oscilante gera vibração na parede da via aérea e facilita o alargamento dos brônquios até as estruturas mais finas, variando o calibre dos mesmos. Esse mecanismo gera diminuição da aderência das secreções à parede brônquica, com conseqüente deslocamento e mobilização do muco, o que reduz zonas de obstruções brônquicas.

O aparelho Flutter VRP1 é marca registrada da Vario Raw S.A, e seu fabricante encontra-se na cidade de Aubonne, na Suíça. É comercializado no Brasil como coadjuvante à fisioterapia respiratória, no intuito de favorecer a higiene brônquica, principalmente no tratamento de patologias pulmonares que se caracterizam por hipersecreção; é portátil, individual e de fácil manuseio. Ao aparelho atribui-se aumento da remoção das secreções, melhora da função pulmonar e melhora da oxigenação (KONSTAN; STERN; DOERSHUK, 1994). Além desses benefícios, completa Volsko, Difiore e Chatburn (2003), o Flutter VRP1 pode diminuir o tempo de permanência hospitalar do paciente.

### **6.3.1 Flutter Versus Fisioterapia Respiratória**

A higienização do muco das vias aéreas é de interesse vital no sentido de prevenir o acúmulo e a impactação do muco, assim como a deteriorização da função pulmonar. Desse modo, a terapia com Flutter parece ser uma boa opção para melhorar a eficiência da tosse, uma vez que, através da pressão positiva, o aparelho é capaz de manter as vias aéreas abertas durante a expiração (APP et al., 1998).

Konstan, Stern e Doershuk (1994), e mais recentemente Homnick, Anderson e Marks (1998), compararam o Flutter com a fisioterapia respiratória convencional e concluíram que o Flutter é mais eficiente e é o método preferido pelos pacientes. Konstan, Stern e Doershuk (1994) afirmam ainda que o uso do Flutter em pacientes com fibrose cística promove uma expectoração três vezes maior, se comparado à quantidade expectorada através da tosse vigorosa voluntária, ou mesmo através da drenagem postural. O parâmetro analisado para comparação de resultados foi o peso das secreções.



Um estudo mais recente, desenvolvido por Antunes (2001), comparou a eficácia da fisioterapia respiratória convencional para higiene brônquica com o Flutter VRP1, em treze pacientes com bronquiectasia. A fisioterapia convencional era composta pelas técnicas de drenagem postural, percussão manual torácica e vibrocompressão, que por muito tempo foram aceitas como a melhor técnica para auxiliar a remoção das secreções pulmonares e das vias aéreas. Os resultados deste estudo mostraram que a quantidade de secreção expectorada pelo Flutter não é diferente daquela eliminada com a fisioterapia respiratória convencional.

Já Chathan e Marchal (1993), estudaram o uso do Flutter e da fisioterapia respiratória convencional (drenagem postural, padrões respiratórios e tosse), em 20 pacientes submetidos à toracotomia e que, muitas vezes, apresentam expectoração dificultada pela dor do pós-operatório. Foram analisados, entre outros parâmetros, a capacidade vital e o volume de secreção expectorada e os resultados obtidos possibilitaram a conclusão de que neste estudo não houve benefício adicional em acrescentar o Flutter à fisioterapia ou substituí-lo pela fisioterapia.

Dasgupta, Tomkiewics e Boyd (1995) demonstraram, em um estudo “*in vitro*” que quando frequências semelhantes às desenvolvidas pelo Flutter são aplicadas nas secreções de pacientes portadores de fibrose cística, a viscoelasticidade é reduzida de acordo com o aumento no tempo de oscilação, ou seja, com a diminuição da frequência.

O efeito do Flutter e da drenagem autógena foram investigados por App et al (1998), em um estudo clínico aleatório, onde as amostras de secreção expectoradas pelos pacientes foram pesadas e submetidas à análise das propriedades reológicas, utilizando para tanto o microrreômetro magnético. As análises das amostras de secreção dos pacientes que utilizaram o Flutter, sugerem que este seja capaz de reduzir a viscoelasticidade do muco *in vivo* e, além disso, os autores afirmam que o uso do Flutter conduz à uma redução da espinabilidade da secreção, um fator intimamente relacionado à depuração pela tosse.

Em 1989, Althaus, Cao e Escoffey estudaram, em dez pacientes com fibrose cística, a terapia com Flutter VRP1 associado a outras duas formas de tratamento. A primeira foi a drenagem postural e a outra, a máscara de pressão expiratória positiva final (PEEP). Os autores observaram um aumento no volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF1) com uso do Flutter VRP1, além de um aumento do débito expiratório máximo, com melhora clínica da dispnéia.

Para também confirmar a eficácia clínica do Flutter VRP1, Voshaar et al. (1992) concluíram em seus estudos, que a utilização do Flutter VRP1 durante dez minutos por dia em doze pacientes com DPOC, melhorou a depuração do muco, aumentou a ventilação periférica e a capacidade vital.

Thompson et al. (2002) desenvolveram um estudo aleatório que investigou a eficácia do Flutter, comparando-o com o ciclo ativo da respiração em pacientes bronquiectásicos sem fibrose cística. Os resultados demonstraram que o uso diário do Flutter em casa é tão eficaz quanto a técnica do ciclo ativo da respiração, e tem alto índice de aceitação pelos pacientes.

Gondor et al. (1999) compararam o Flutter com a fisioterapia respiratória convencional no tratamento de exacerbações pulmonares em pacientes com fibrose cística. Neste estudo, os pacientes usando o Flutter apresentaram melhora mais rápida na função pulmonar do que aqueles que receberam a fisioterapia padrão, com diferenças significativas após uma semana de tratamento. Os autores sugerem o uso do Flutter como uma boa opção durante o período de internação hospitalar dos pacientes com exacerbação de fibrose cística.

Gava e Ortenzi (1998) realizaram um estudo analítico de treze trabalhos clínicos que utilizaram o Flutter como opção terapêutica, entre os anos de 1989 e 1994 e concluíram que a terapia com Flutter não substitui a fisioterapia convencional, mas o seu uso pode estar indicado, em casos onde as manobras de higiene brônquica causem dor e/ou são contra indicadas.

As maiores indicações do Flutter incluem portanto pacientes com fraturas de costelas, lesados medulares e fraturas vertebrais em situações instáveis e em pacientes obesos onde a maior quantidade de tecido adiposo torna menos efetivas as manobras de vibrocompressão e tapotagem. A oscilação produzida pelo Flutter é mais efetiva neste último caso, porque são geradas internamente e transmitidas ao longo de toda árvore traqueobrônquica até os pulmões. Outras indicações incluem os pacientes crônicos que necessitam de higiene brônquica diariamente, assim como crianças acima de três anos com patologias pulmonares respiratórias crônicas.

#### 6.4 O Dispositivo Shaker

Trata-se de um aparelho de oscilação oral de alta frequência, desenvolvido e comercializado pela NCS Indústria e Comércio - Barueri, São Paulo-Brasil, e que vem sendo utilizado por fisioterapeutas, com o objetivo de promover a limpeza das vias aéreas, principalmente em pacientes obstrutivos crônicos e em portadores de asma brônquica.

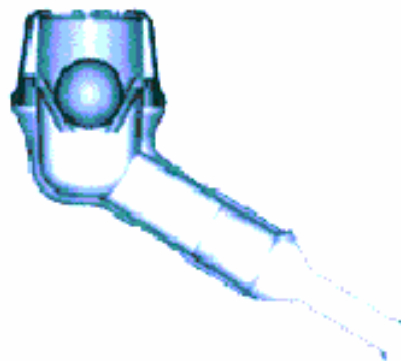
O Shaker, mostrado nas figuras 10 e 11, apresenta forma e dimensões de encaixe que obedecem a padrões de equipamentos hospitalares, o que permite conectá-lo ao tubo “T”, válvula unidirecional, micronebulizador, máscara facial conjugada com válvula unidirecional e ainda, pode ser associado ao ventilador mecânico através do ramo expiratório do circuito de ventilação artificial ([www.ncs.ind.br/shaker.htm](http://www.ncs.ind.br/shaker.htm)).



**Figura 10-** Shaker desmontado mostrando o bocal opcional e a conexão universal (sem o bocal).

Não há ainda na literatura científica, nenhuma publicação referente à utilização deste aparelho ou ao seu mecanismo de funcionamento, mas o fabricante fornece um informativo contendo explicações técnicas e indicações de uso, e segundo este informativo, há várias investigações em andamento para verificar a efetividade do aparelho nas diversas situações clínicas.

Durante a terapia com o Shaker, o indivíduo ao expirar através do aparelho, provoca a elevação da esfera metálica, presente no interior do aparelho, que posteriormente tende a retornar à sua posição inicial de repouso por ação de seu próprio peso. A elevação e queda da esfera gera, no interior do aparelho, uma vibração associada com pressão positiva expiratória, que são transmitidas à caixa torácica e árvore brônquica do indivíduo, mobilizando as secreções e facilitando a expectoração.



**Figura 11-** Imagem do Shaker em corte lateral acompanhado do bocal opcional.

Ao utilizar o Shaker, a expiração acontece contra um resistor de orifício fixo e o fluxo de ar fornecido pelo indivíduo é capaz de gerar a PEP (pressão positiva nas vias aéreas), efeito que prolonga o tempo expiratório, impede o colapso precoce das vias aéreas durante a expiração e que sofre variação dependente do fluxo aéreo ([www.ncs.ind.br/shaker.htm](http://www.ncs.ind.br/shaker.htm)).

Com esse objetivo, a PEP tem sido largamente utilizada a fim de melhorar a oxigenação do sangue, aumentar os volumes pulmonares e reduzir o retorno venoso em pacientes com insuficiência cardíaca congestiva e, mais recentemente, vem sendo empregada também para mobilização de secreções das vias aéreas, especialmente em pacientes portadores de fibrose cística (DARBEE, 2004).

A pressão produzida pelo Shaker não é superior a 18cmH<sub>2</sub>O, o que reduz os riscos de barotraumas e aprisionamentos de ar em pacientes mecanicamente ventilados ([www.ncs.ind.br/shaker.htm](http://www.ncs.ind.br/shaker.htm)). Outro fator importante é que sendo o Shaker um dispositivo de oscilação oral de alta frequência, ele torna-se, teoricamente, capaz de produzir os efeitos obtidos com aparelhos similares encontrados no mercado, obtendo supostamente efeitos como mudanças das propriedades reológicas do muco e ação das forças de cisalhamento. De acordo com Fink e Mahlmeister (2002), durante a exposição à oscilação oral de alta frequência, ocorre aceleração do fluxo cefálico de secreções pulmonares.

Segundo Chang, Weber e King (1988), a viscoelasticidade do muco está diretamente relacionada ao aumento da frequência e do tempo expiratório, tanto em estudos *in vitro* de gel, quanto em pacientes portadores de fibrose cística, sendo que, quanto maior for a frequência e o tempo expiratório, maior será a redução da viscoelasticidade. Para King, Zidulka e Philips (1990), a ação das forças de cisalhamento na interface ar-muco, resultado das variações de fluxo aéreo entre as fases inspiratória e expiratória, na utilização do aparelho de oscilação oral de alta frequência, associada ainda às alterações de pressão, produzem uma força sobre a camada mucosa, que apresenta uma frequência semelhante à frequência de batimento dos cílios pulmonares, facilitando assim a transporte mucociliar.

As indicações de uso do Shaker incluem bronquite crônica, asma brônquica, enfisema pulmonar, pneumonias, atelectasias pulmonares secundárias à obstrução brônquica por secreções e bronquiectasias. Pode ainda ser usado no pré e pós-operatório com o objetivo de melhorar a função pulmonar e reduzir a dispnéia, além de ter caráter preventivo contra infecções broncopulmonares.

Para utilizar o aparelho, o indivíduo deve estar assentado ou deitado de forma confortável, adaptar o bocal à boca, inspirar pelo nariz profundamente e expirar pela boca através do bocal. A posição do dispositivo deve ser aquela em que percebe-se maior vibração no tórax.

Caso ocorram episódios de tontura, deve-se interromper o exercício e respirar suave e tranquilamente pelo nariz. A secreção brônquica mobilizada deve ser eliminada através de tosse e expectoração. Há reservas quanto ao uso deste dispositivo em pacientes com pneumotórax e portadores de doença cardiovascular grave, representando portanto, uma contra indicação de uso ([www.ncs.ind.br/shaker.htm](http://www.ncs.ind.br/shaker.htm)).



A acústica pode ser definida como a parte da física que estuda os sons. As ondas sonoras são vibrações sincronizadas das moléculas que constituem o meio e que, ao vibrarem juntas, criam, em torno da fonte sonora, regiões de alta e baixa pressão. São classificadas como ondas mecânicas longitudinais, porque a vibração das moléculas do ocorre na mesma direção em que se propaga o som (HENEINE, 2000 ; GARCIA, 2002).

A velocidade de propagação dos sons nos meios elásticos depende da natureza, da pressão e temperatura de cada meio. Ao vibrar, a fonte sonora produz uma série de ondas de compressão-expansão que se propagam no meio, perdendo, no entanto, intensidade ao longo do percurso. Por ser transportada por uma onda mecânica formada pela vibração das moléculas do meio, a informação sonora não é capaz de se propagar no vácuo (HENEINE, 2000).

Sempre que as moléculas de um meio elástico são forçadas a mudar de posição, elas exercem pressão sobre as moléculas que se encontram próximas e, simultaneamente, rarefazem o ambiente de onde partiram, criando gradientes de pressão necessários para as vibrações ocorrerem.

Quanto ao comportamento mecânico dos corpos, estes podem ser classificados como elásticos e plásticos. Os corpos elásticos são aqueles que quando submetidos a uma força deformante são capazes de retomar a sua forma original. A propriedade de devolver a energia acumulada durante a deformação, após cessada a força de deformação, é chamada resiliência. Os corpos plásticos apresentam comportamento diferente dos corpos elásticos já que ao sofrerem um efeito deformante não retomam à sua forma inicial porque seu limite de elasticidade foi ultrapassado.



Não existem corpos totalmente elásticos nem totalmente plásticos. Outra propriedade importante é a extensibilidade, que refere-se à capacidade de os corpos serem estirados.

A onda sonora é periódica isto é, em intervalos de tempo iguais, a velocidade de cada uma das moléculas vibrantes é a mesma. Essas moléculas apresentam maior velocidade quando passam por sua posição de equilíbrio, e apresentam velocidade nula nos extremos da trajetória do movimento de oscilação. Define-se este sistema como um oscilador harmônico, uma vez que apresenta sempre um período constante. Em um oscilador harmônico a equação que descreve o deslocamento da massa ou o comportamento da sua velocidade com o tempo é expressa sempre uma função senoidal, que nos fornece as seguintes variáveis: amplitude, que significa o maior deslocamento das moléculas do meio em relação ao ponto médio da vibração; ciclo, que se refere ao movimento de ida e volta à posição inicial, sendo que à duração de um ciclo dá-se o nome de período, e a frequência, que é o número de ciclos por unidade de tempo (GARCIA,2002).

## **7.1 Ressonância**

A ressonância é uma forma de interação entre dois sistemas. Quando um sistema elástico vibra devido a uma onda sonora, diz-se que ele está em ressonância com o som. Para induzir vibração num corpo, a onda sonora deve possuir frequência e amplitude adequadas. Todo sistema dotado de massa pode vibrar, ou seja, pode gerar ondas sonoras.

A Frequência de ressonância de um sistema significa a frequência específica de vibração de um corpo. Todo sistema material possui uma frequência de ressonância onde este sistema é capaz de vibrar com intensidade máxima e, portanto, com impedância mínima.

Muitos objetos que se encontram próximos a uma fonte sonora entram em vibração com os sons que dela são emitidos. Para que isso ocorra, é necessário que entre os sons produzidos pela fonte, exista um componente cuja frequência seja igual ou um múltiplo inteiro da frequência de ressonância do objeto (GARCIA,2002).

A reatância de massa é definida como a resistência que a massa oferece ao movimento. Ela é proporcional à própria massa e também à frequência de vibração. Já a reatância elástica é a resistência oferecida pelos componentes elásticos, que por amortecerem os esforços de impulsão, dificultam a vibração dos sistemas mecânicos. A reatância elástica é proporcional ao módulo da elasticidade do material que constitui o corpo e inversamente proporcional à frequência da vibração. As reatâncias são resistências ativas no sentido de que a intensidade varia com a frequência da vibração.

A soma de todos os componentes resistivos que ocorre durante a vibração de um sistema material e elástico é conhecido como impedância. Esta impedância será mínima e, portanto, também será mínima a resistência à vibração, quando as magnitudes das reatâncias forem iguais (CARNEIRO LEÃO, 1982 ; GARCIA, 2002).

## **7.2 Qualidades Fisiológicas do Som**

Podemos classificar as qualidades fisiológicas do som em altura, timbre e intensidade. A altura é a qualidade que permite que os sons possam ser classificados em graves (baixa frequência) e agudos (alta frequência). Nem todas as ondas sonoras são percebidas pelo nosso organismo. Somente as ondas do intervalo de 16Hz a 17.000Hz são captadas pelo ouvido humano e esta capacidade pode variar com a idade e de acordo com o indivíduo. Já a intensidade é a qualidade que permite um som ser percebido a uma maior ou menor distância da fonte sonora, podendo classificado em forte e fraco. Quanto maior for a resistência que o meio oferece à propagação do som, maior será a atenuação da onda, o que significa que a intensidade do som diminui mais rapidamente à medida que o observador se afasta da fonte sonora. Como o nosso ouvido não tem a mesma sensibilidade para todas as frequências sonoras, a intensidade dos sons ouvidos também varia com a frequência.

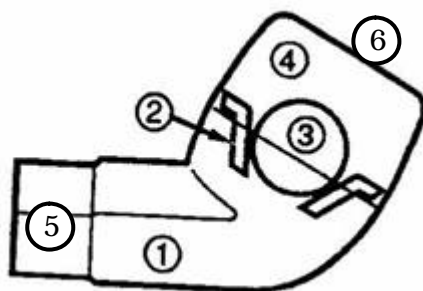
Timbre é a qualidade que diferencia dois sons da mesma altura e da mesma intensidade, mas que são produzidos por fontes sonoras diferentes. O timbre depende do conjunto de sons secundários (harmônicos) que acompanham o som principal (HENEINE, 2000 ; GARCIA, 2002).

Tilkian (2004) e Garcia (2002), relatam que o estetoscópio, prática muito utilizada pelas equipes de saúde, tem seu funcionamento explicado pela física dos tubos acústicos. Sua principal característica é evitar a atenuação da onda sonora por espalhamento permitindo assim a observação e classificação dos sons.

## **8 MATERIAL E MÉTODO**

## 8.1 Descrição Geral

Para realização deste experimento, foram medidas as dimensões de cada dispositivo para depois submetê-los ao experimento propriamente dito. Antes de serem relacionados tais valores, é descrita na figura 12 a nomenclatura utilizada para cada porção analisada.



**Figura 12-** Dispositivo oral de alta frequência: 1-Corpo do Dispositivo; 2- Cone de sustentação da esfera de aço; 3- Esfera de aço, 4- Cilindro ou capuz; 5- Bocal ou entrada; 6- Superfície externa do capuz onde se encontram os orifícios para escape aéreo.( KONSTAN, 1994, p. 690)

Foram utilizados dois dispositivos de oscilação oral de alta frequência: o Flutter VRP1 e o Shaker. Flutter VRP-1 é uma marca registrada da Vario Raw S.A e importado para o Brasil pela Newmed- Produtos para a Saúde LTDA. Shaker é fabricado e distribuído pela NCS- Indústria e Comércio de Aparelhos Hospitalares. Um gerador de fluxo controlado da marca Sullivan V-Light Weight, fabricado e distribuído pela ResMed Ltda- Sleep and Respiratory Systems, fornecia um fluxo de ar com velocidade de 130 l/min e pressão positiva de 20cm de H<sub>2</sub>O.

As medidas abaixo relacionadas foram realizadas com o auxílio de um paquímetro, com o objetivo de determinar as dimensões dos dispositivos e compará-las.

**Quadro 1-** Dimensões das porções dos dispositivos Flutter e Shaker.

Porções do dispositivo	Flutter	Shaker
Esfera	19mm	19mm
Capuz ou cilindro	42mm	41mm
Cone- abertura maior	32mm	32mm
Cone- abertura menor	9,5mm	9mm
Bocal ou entrada	22,5/15mm	19mm
Orifício do capuz	3mm	3mm
Corpo	47mm	47mm

Optou-se pelo gerador de fluxo mostrado na figura 13 a fim de simular o fluxo de ar produzido fisiologicamente por indivíduos durante a realização da terapia propriamente dita e também para evitar-se as variações individuais no comportamento do fluxo aéreo.



**Figura 13-** Gerador de Fluxo Controlado- Sullivan V- Light Weight

Ambos os dispositivos foram mantidos invariavelmente na posição de zero grau, ou seja, posição horizontal em relação ao solo. Eles foram conectados à extremidade distal da traquéia do gerador de fluxo controlado na primeira e terceira fases, sendo que na segunda fase, o bocal dos dispositivos foi conectado em uma das extremidades do acoplador utilizado. Considerou-se extremidade distal aquela que se encontra mais afastada da caixa do gerador de fluxo. As vibrações produzidas pelo gerador através dos dispositivos foram captadas por microfones do tipo eletreto. Todos os microfones foram confeccionados no Laboratório de Espectroscopia Fotoacústica e no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos do IP&D- Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da UNIVAP- Universidade do Vale do Paraíba.

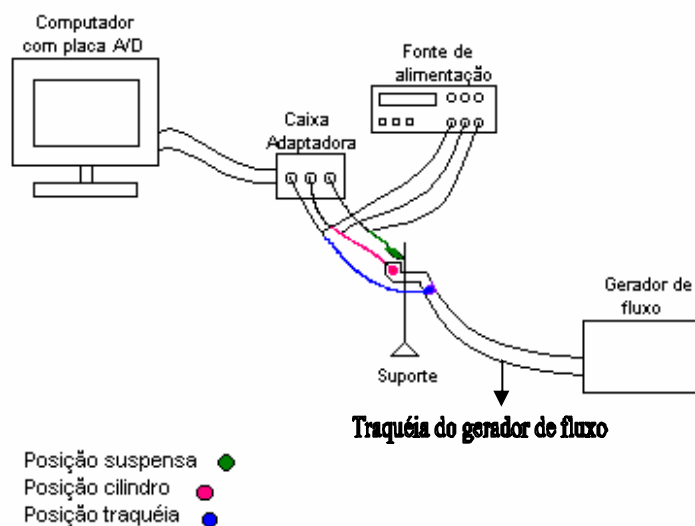
Para captação do sinal e armazenamento dos dados, o gerador de fluxo era acionado, sendo que por convenção, a primeira coleta de dados foi realizada com o Flutter e logo após seguiu-se a reprodução deste procedimento para o segundo dispositivo, o Shaker. Por questões práticas dividimos o experimento em fases que chamamos de Primeira Fase, Segunda Fase e Terceira Fase.

## **8.2 A Primeira Fase do Experimento**

A aplicação do protocolo experimental utilizado na aquisição de dados do Flutter e do Shaker para a 1ª fase ocorreu da seguinte forma: os microfones de eletreto foram colocados em uma das extremidades do tubo flexível que compõe um estetoscópio convencional (TILKIAN, 2004). Além de estarem conectados ao tubo flexível dos estetoscópios, os microfones foram ainda conectados ao computador utilizado na aquisição de dados e à fonte de alimentação. A outra extremidade do tubo flexível dos estetoscópios, o diafragma, foi fixada em posições diferentes nos dispositivos a fim de captar o sinal em locais diferentes. Portanto, foram usados nesta fase 3 estetoscópios, cada um em uma posição, a saber:

O primeiro diafragma de um dos estetoscópios utilizados foi fixado na superfície externa da extremidade distal da traquéia do gerador de fluxo controlado. O segundo diafragma foi fixado lateralmente à superfície dos cilindros dos dispositivos e o terceiro diafragma foi sustentado por um suporte de aço contendo uma garra regulável que o manteve suspenso a uma distância de 5cm da superfície de cada capuz, como ilustrado na figura 14.

A seguir, o Flutter teve então, seu bocal conectado à extremidade distal da traquéia do gerador de fluxo controlado, de forma a manter-se numa posição horizontal de zero grau em relação ao solo com o auxílio do suporte de aço, como pode ser observado na figura 14.



**Figura 14-** Sistema Experimental da Primeira Fase, mostrando o posicionamento dos três estetoscópios.

Após esta montagem experimental, o gerador de fluxo foi acionado, realizou-se a captação dos sinais, o armazenamento dos dados e a seguir, o gerador de fluxo foi desligado. Logo após, realizou-se a reprodução deste procedimento, mas agora com o dispositivo Shaker.

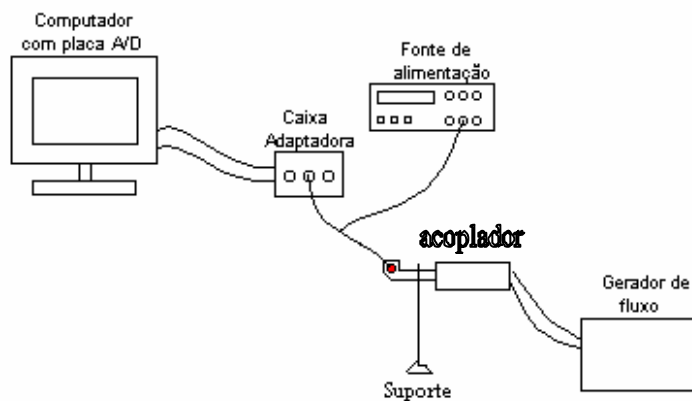


### 8.3 A Segunda Fase do Experimento- O acoplador

Nesta segunda fase, utilizamos um acoplador portátil de material plástico que media 62mm de diâmetro. Este acoplador teve uma extremidade conectada ao bocal dos dispositivos, e sua outra extremidade foi conectada à extremidade distal da traquéia do gerador de fluxo controlado de forma que o fluxo de ar só alcançava os dispositivos após ter passado pelo acoplador.

Assim como na Primeira Fase, o microfone de eletreto foi conectado ao computador, à fonte e ao tubo flexível do estetoscópio. No entanto, o diafragma do estetoscópio foi colocado apenas na superfície lateral do cilindro do Flutter e não em três posições como na Primeira Fase. O Flutter também foi mantido na posição de zero grau através do suporte de aço durante a coleta de dados, como mostrado na figura 15.

Esta fase constou de uma primeira coleta realizada com o acoplador de plástico ainda intacto e de uma segunda coleta onde foi aberto um orifício no acoplador que permitia a saída de ar.



**Figura 15-** Sistema Experimental da Segunda Fase

Com o sistema experimental já montado, o gerador de fluxo foi ligado para captação dos sinais com o fluxo aéreo total pelo acoplador, ou seja, o acoplador ainda sem o orifício de abertura. Após a coleta e o armazenamento de dados, substituiu-se o Flutter pelo Shaker e realizou-se o mesmo experimento de forma idêntica. Esta coleta foi chamada de coleta com fluxo total.

Para a realização da segunda coleta de dados desta Segunda Fase, abriu-se um orifício de abertura no acoplador com o objetivo de reduzir o fluxo de ar que chegava aos dispositivos e verificar a ocorrência ou não de alterações nas frequências geradas. Após a abertura deste orifício, os dispositivos foram posicionados, da mesma forma descrita para a coleta de dados com o fluxo total.

Foi analisado assim, o comportamento das contribuições de frequência em relação ao fluxo total oferecido pelo gerador e também o comportamento das contribuições de frequências em relação à redução do fluxo aéreo, sendo que essa redução no fluxo de ar foi alcançada através da abertura de um orifício no acoplador portátil que mede 17/13 mm.

Foram realizadas portanto, duas coletas de dados na segunda fase: uma com fluxo total, ou seja, com acoplador mas sem o orifício, e a outra coleta foi realizada após a redução do fluxo, coleta denominada fluxo reduzido.

Os sinais captados pelos microfones de eletreto, tanto na Primeira Fase quanto na Segunda Fase, foram digitalizados através de uma placa AD controlada com o software LabView e os dados coletados foram posteriormente analisados utilizando-se o software MatLab utilizando, para tanto, um computador Pentium da marca Itautec.

#### **8.4 A Terceira Fase do Experimento**

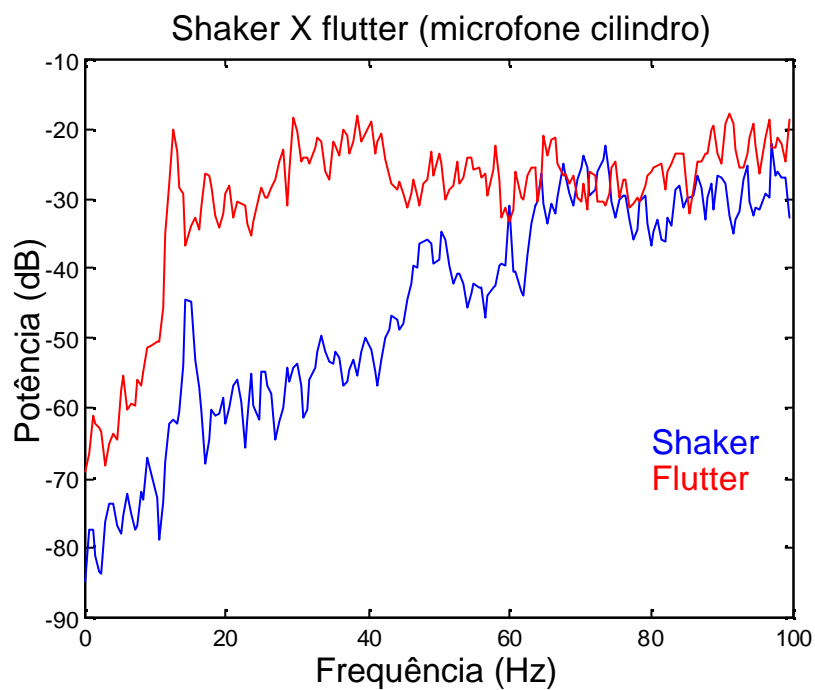
Uma terceira fase incluiu a utilização do Shaker e do Flutter também na posição horizontal e com um sistema experimental semelhante ao descrito para a Segunda Fase, mas sem o acoplador e sem o uso do estetoscópio. Nesta fase, o microfone de eletreto foi fixado diretamente no cilindro de cada dispositivo, e conectado à entrada de som da placa.

O sinal foi observado através de um osciloscópio digital (ÁudioTester ver.1.4h) que conta com a função da transformada de Fourier Rápida (FTT) e que permite observar as contribuições de cada frequência de oscilação do sinal com uma janela de tempo maior do que a utilizada na Primeira e Segunda fases do experimento.

Os espectros foram armazenados no microcomputador em arquivos com formato txt para serem tratados com o software de tratamento de gráficos Microcal<sup>™</sup> Origin<sup>®</sup> 6.0.



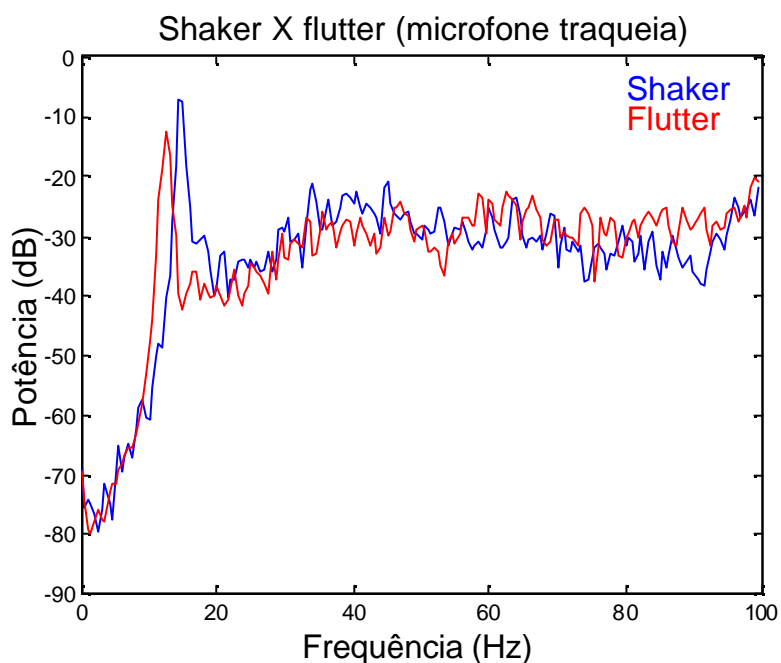
De acordo com a figura 16, podemos observar que na faixa de 0 a 100 Hz, o Shaker apresenta potência ou intensidade inferior ao Flutter e um comportamento monótono crescente até aproximadamente 70 Hz. A partir deste ponto, tanto o Flutter quanto o Shaker tendem a estabilizar a potência, mostrando valores semelhantes. O Flutter apresenta maior estabilidade quando comparado ao Shaker, já que o seu espectro apresenta-se crescente apenas até 40 Hz aproximadamente.



**Figura 16-** Espectros acústicos do Flutter e do Shaker quando o microfone foi fixado no cilindro.

Na faixa de 0 a 40 Hz, ambos os dispositivos comportam-se de forma semelhante, com espectros de potência monotonamente crescentes. A partir deste ponto, o Flutter mantém mais estável seu espectro de potência e o Shaker continua em comportamento crescente para estabilizar-se a partir de 70 Hz.

Pode ser observado na mesma figura 16, que o Shaker e o Flutter apresentam sua frequência fundamental em 15 e 14 Hz, respectivamente, com a presença de seus respectivos harmônicos. Entretanto estas frequências são emitidos com potências diferentes.

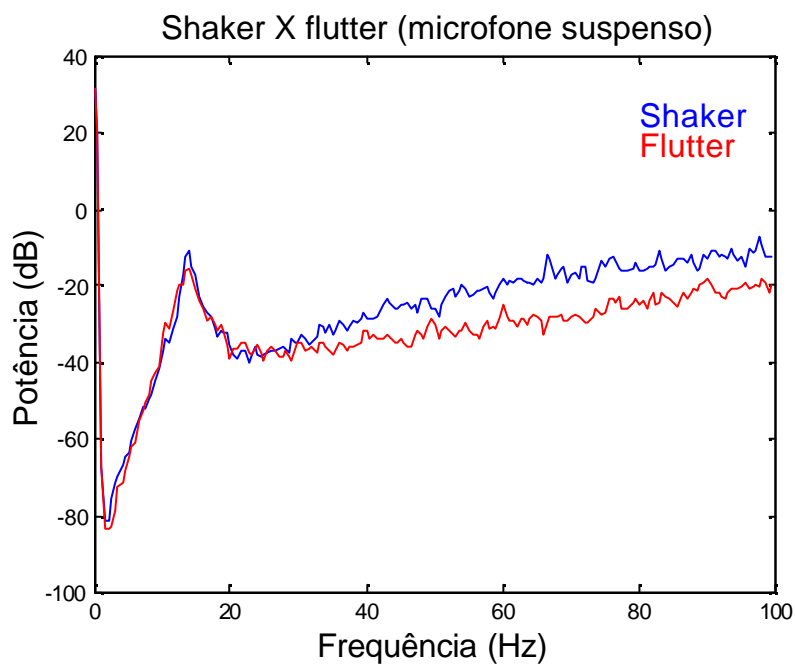


**Figura 17-** Espectros acústicos do Flutter e do Shaker com o microfone fixado na traquéia do gerador de fluxo controlado.

Pode-se observar de acordo com a figura 17, grande semelhança entre os espectros apresentados por ambos os dispositivos, com frequência de 14 Hz para o Flutter e de 16 Hz para o Shaker.

Os picos da frequência fundamental do Flutter e do Shaker, variam de 11 a 13 Hz e de 13 a 15 Hz, respectivamente, mostrando então largura de pico de 2 Hz em cada caso. O Shaker apresenta para sua frequência fundamental uma potência maior do que a apresentada pelo Flutter.

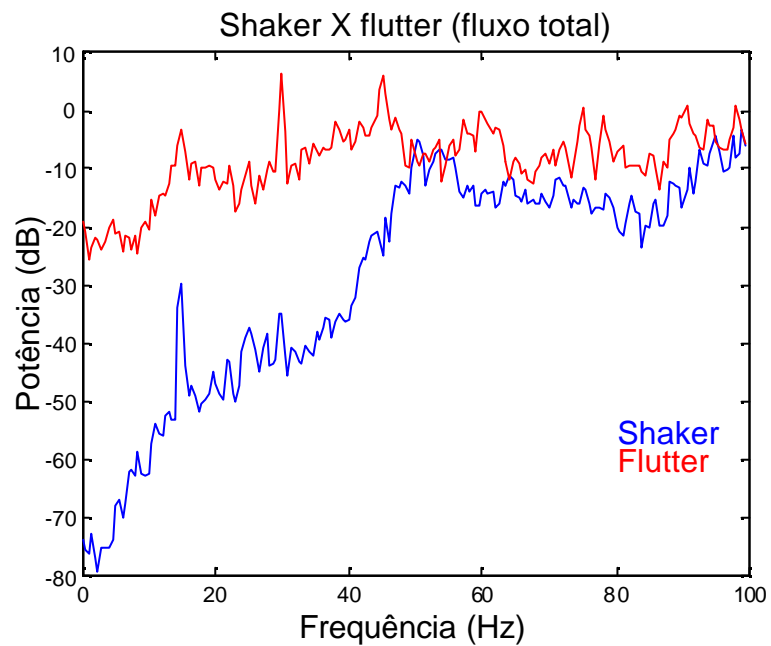
A análise da figura 18 mostra que, tanto o Shaker quanto o Flutter apresentam a frequência fundamental de 16 Hz aproximadamente, com picos que variam de 10 a 20 Hz, mostrando larguras de pico de 10 Hz. A partir de 30 Hz, o Shaker apresenta potências maiores quando comparado ao Flutter.



**Figura 18-** Espectros acústicos do Flutter e do Shaker quando o microfone foi fixado na posição suspensa.

A figura 19 apresenta as contribuições de diferentes frequências quando utilizado o acoplador de fluxo ainda sem o orifício de abertura. Pode-se perceber que nesta situação, o Shaker apresenta um espectro crescente de potência na faixa de 0 a 50 Hz. Já o Flutter apresenta um espectro mais estável a partir de 15 Hz. Nota-se que, com relação à frequência, os dispositivos comportam-se de forma semelhante, apresentando ambos frequência fundamental em torno de 15 Hz e estabilização da potência emitida em 45Hz aproximadamente.

Observa-se ainda que o pico da frequência fundamental do Shaker é mais bem definido e com maior intensidade na frequência de 15Hz. Já o seu harmônico apresenta forma menos definida em relação ao harmônico do Flutter.

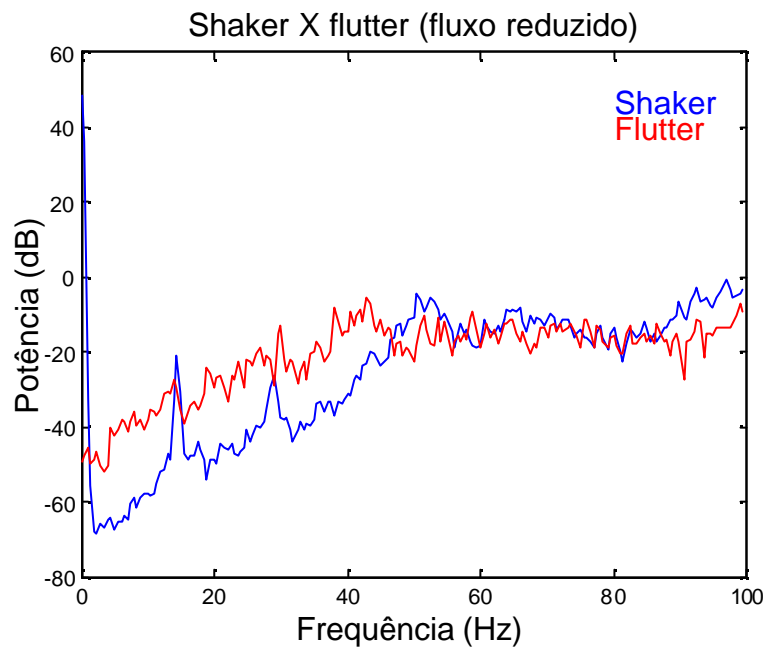


**Figura 19-** Espectros acústicos do Flutter e do Shaker quando o microfone foi fixado no cilindro conectado ao acoplador opcional.



Ambos os dispositivos comportam-se de forma semelhante até 50Hz com comportamento crescente da intensidade, assim como a partir de 50 Hz, onde valores de potência semelhantes.

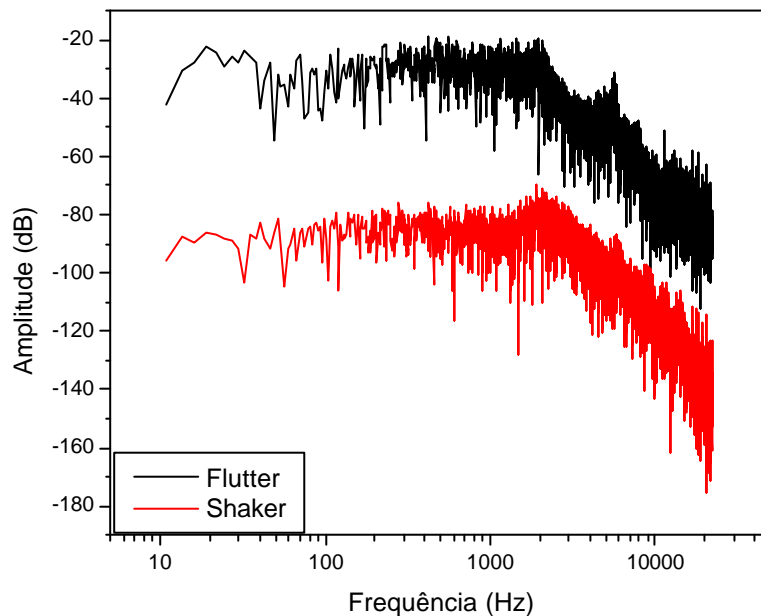
Observa-se que as frequências fundamentais em ambos os aparelhos continuam sendo 15 Hz. Porém, observa-se que as frequências estão muito mais bem definidas (pico de tamanho maior) no Shaker, quando comparado com o Flutter.



**Figura 20-** Espectros acústicos do Flutter e do Shaker quando o microfone foi fixado no cilindro. Acoplador opcional com o orifício de abertura.

Observou-se, portanto, que para o modelo experimental analisado, o fluxo de ar gerou frequências na faixa de 10 a 50 Hz, tanto para o Shaker quanto para o Flutter e que ambos apresentaram a frequência fundamental de 15Hz.

De acordo com a figura 21 pode-se observar também que, para as condições estudadas, ambos aparelhos apresentam frequências ressonantes de alta frequência diferentes. Pode-se observar que o Flutter apresenta frequências ressonantes em 1,9; 5,7 e 8,2 kHz, enquanto o Shaker apresenta estas frequências em 2,1; 5,8; 8,9; 11,5 e 14,4 kHz.



**Figura 21-** Espectros acústicos dos Flutter e do Shaker quando o microfone foi fixado ao cilindro para a coleta das contribuições de alta frequência, realizadas na terceira fase.

## **10 DISCUSSÃO**

Coote et al. (2004) reafirmam a importância da depuração mucociliar para a remoção eficiente de partículas inaladas (microorganismos e poluentes ambientais) agindo na manutenção da esterilidade pulmonar. Uma variedade de doenças respiratórias como a fibrose cística, a asma e a bronquite crônica apresentam uma deterioração do sistema mucociliar, que quando associada a um componente inflamatório, resultam em obstrução do fluxo aéreo com risco elevado de colonização microbiana, reforçando o processo inflamatório e contribuindo para a progressão da doença.

O dispositivo Flutter vem sendo utilizado em fisioterapia respiratória, a fim de promover a depuração do muco das vias aéreas, onde a exalação de fluxo aéreo através do aparelho causa a oscilação da esfera de aço, a qual produz variações rítmicas na pressão expiratória positiva entre 10 e 25 cmH<sub>2</sub>O. Essas propriedades promovem a limpeza e a estabilização das vias aéreas, prevenindo seu colapso precoce, facilitando o direcionamento cefálico do muco e talvez altere ainda a quantidade e a reologia do muco, segundo afirmam Homnick, Anderson e Marks (1998).

Por ser considerada uma estrutura viscoelástica, o muco reage de forma diferente a frequências distintas, ou seja, o comportamento mecânico do muco varia com a frequência do estímulo sobre ele aplicado. Diante de estímulos mais lentos, o componente de frequência de resposta mais lenta (a viscosidade) assume um papel mais relevante, mas diante de estímulos de frequências maiores, o comportamento mecânico do muco será determinado pelo seu componente elástico (MACCHIONE et al., 1995 e SALDIVA, 1990).

Os resultados encontrados no nosso modelo experimental mostraram que ambos os dispositivos desenvolvem frequências altas e baixas e, já que o muco é um elemento viscoelástico que reage tanto a altas frequências quanto a baixas frequências, pode-se sugerir que os dispositivos cumprem o papel de mudar a reologia do muco, alterando sua elasticidade e viscosidade e favorecendo o transporte mucociliar.

Para Jardim et al. (2000) e Adler e Dulfano (1976), a eficiência do transporte mucociliar depende tanto da frequência de batimentos ciliares e da magnitude de energia ciliar, determinadas pelo comprimento e densidade dos cílios, quanto das propriedades viscoelásticas e de superfície do muco, que determinam a sua interação com os cílios. Para o autor, a frequência de batimento ciliar varia entre 10 e 20 Hz.

Nossos resultados demonstraram que tanto o Shaker quanto o Flutter geram uma frequência fundamental de 15 Hz. Essa frequência já foi descrita em estudos anteriores realizados por Hardy (1994), Scherer et al. (1998) e Volsko, Difiore e Chatburn (2003), para o dispositivo Flutter.

Como a frequência dos movimentos ciliares está em torno de 8 Hz na traquéia e 20 Hz nos brônquios segundo Afzelius (1976) e Van Der Schans et al. (1996) e a frequência fundamental do Flutter e do Shaker é de 15 Hz, podemos sugerir que ambos os dispositivos têm capacidade de promover a amplificação dos movimentos ciliares uma vez que, de acordo com Garcia (2002), um objeto só é capaz de vibrar estimulado por uma fonte sonora se esta fonte possui uma frequência semelhante ou um múltiplo inteiro da frequência de ressonância do objeto.

É o que acontece com os dispositivos e os cílios: os dispositivos emitem uma frequência semelhante à frequência do movimento ciliar e por isso ampliam a frequência fisiológica desses movimentos, potencializando-os. Essa característica permite aos dispositivos otimizar a atividade mucociliar e favorecer a depuração do excesso de secreções.

King, Zidulka e Philips (1990), reforçam esta afirmativa dizendo que a utilização de um aparelho de oscilação oral de alta frequência associado a alterações de pressão são capazes de produzir uma frequência semelhante à frequência de movimento dos cílios pulmonares, facilitando o transporte mucociliar.

Os resultados encontrados sugerem que o Shaker seja mais eficiente quando comparado ao Flutter, já que a partir de uma mesma velocidade de fluxo ele é capaz de desenvolver uma potência mais alta, qualquer que seja o posicionamento do microfone.

Além disso, o Shaker apresenta picos de frequência ressonantes mais bem definidos e potências relativas também maiores em toda a faixa de frequência analisada de 0 a 100 Hz. Talvez este fato possa ser explicado pelas diferenças geométricas existentes entre eles.

Ao analisar-se a frequência desenvolvida com o fluxo reduzido, percebe-se que não houve variação da frequência fundamental, o que sugere que os dois dispositivos podem ser utilizados para o mesmo objetivo, tanto para crianças (baixos fluxos) quanto para adultos (fluxos maiores). Essa observação condiz com o conceito ditado por Hardy (1994) que diz que a pressão é alterada através da mudança de fluxo e que a oscilação muda com a alteração no ângulo do dispositivo e, como no nosso experimento não houve mudança no ângulo de inclinação dos dispositivos, a oscilação produzida por eles também não mudou. Ou seja, a redução de fluxo muda a pressão mas não é capaz de interferir na frequência de oscilação. Portanto, podemos dizer ainda que a pressão também não interfere na frequência de oscilação produzida, uma vez que no experimento realizado, a redução de fluxo provavelmente reduziu também a pressão mas esta redução não foi capaz de alterar a frequência fundamental.

Cada sistema apresenta uma frequência de ressonância própria, na qual a impedância é mínima e as vibrações são mais intensas, resultando em uma frequência ideal de vibração (GARCIA 2002). Portanto, as altas frequências encontradas na nossa análise correspondem provavelmente às frequências ressonantes do próprio dispositivo.

Acredita-se que a relevância deste trabalho está no fato de que ele representa uma iniciativa pioneira de comparação entre dois dispositivos terapêuticos, portáteis e de fácil utilização, amplamente empregados na depuração do excesso de secreções brônquicas e que apresentam custos bastante diferentes. O valor do Flutter pode variar entre 50 a 100 dólares e do Shaker entre 50 e 80 reais, dependendo do fornecedor.

Além disso, nosso trabalho mostra dados que sugerem uma eficiência superior do Shaker em relação ao Flutter, fato que pode ser de extrema importância social permitindo a utilização de equipamentos eficazes, nacionais e de baixo custo pelas populações de baixa renda que necessitem deste tipo de recurso terapêutico. A realização de estudos posteriores podem colaborar e confirmar clinicamente essa vantagem.

## **11 CONCLUSÃO**



Concluimos portanto, que as frequências acústicas geradas pelos dispositivos de oscilação oral de alta frequência Shaker e Flutter VRP-1, quando analisadas pela técnica acústica, são semelhantes e apresentam em 15Hz suas frequências fundamentais.

Ambos os dispositivos tem capacidade para auxiliar a depuração de secreções brônquicas amplificando os movimentos ciliares fisiológicos.

O dispositivo nacional Shaker mostrou-se mais eficiente do que o Flutter segundo os espectros analisados nas diferentes condições estudadas.

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

ADLER, K.; DULFANO, M. J. The rheological factor in mucociliary clearance. **J Lab Clin Med**, v. 88, n.1, p.22-28, jul. 1976.

AFZELIUS, B. A. A human syndrome caused by immotile cilia. **Science**, v. 193, p. 317-319, 1976.

AGUR, A M. R. **Grande Atlas de anatomia**. 9.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993.

ALTHAUS, P.; CAO, P.; ESCOFFEY, A. M. Comparaison du masque PEP et do Flutter VRP1 dans la toilette bronchique de males mucoviscidosiques. Germany. **Schweiz Méd Wochenscher**, v.119, n.27, p. 39, 1989.

ANTUNES, L. C. O.; CARVALHO, S. M. F.; BORGES, F. D.; ASSIS, V. L. G. N.; GODOY, I. Comparação da eficácia da fisioterapia respiratória convencional com o Flutter VRP1 em pacientes com bronquiectasia. **Salusvita**, v.20, p. 11-21, 2001.

APP, E. M.; KIELSEMANN R.; REINHARDT, D.; LINDEMANN H.; DASGUPTA, B.; KING M.; BRAND, P. Sputum rheology changes in cyistic fibrosis lung disease following two different types of physioterapy: Flutter vs drenagem autógena. Germany. **Chest**, v.114, p.171-177, 1998.

ARBEX, M. A.; CANÇADO, J. E. D.; PEREIRA, L. A. M.; BRAGA, A. L. F.; SALDIVA, P. H. N. Queima de biomassa e efeitos sobre a saúde. **J. Bras. Pneumol**, v.30, p. 158-175, 2004.

BENJAMIN, R. G. et al. Removal of bronhial secretions by two-phase gas-liquid transport. **Chest**, v.95, p.658-663, 1989.

BERTOLAZZO, W. Anatomia do sistema respiratório, In: BETHLEM, M **Pneumologia**, 4.ed São Paulo: Atheneu, 2000.

BETHLEM, M., **Pneumologia**. 4.ed. São Paulo: Atheneu, 2000.

BIRRER, R. B. **Sports medicine for the primary care physician**. 2.ed. Boca Raton: CRC Press, 1994.

BRAIN, J. D.; VALBERG, P. A. Deposition of aerosol in the respiratory tract. **Am. Rev. Respir. Dis.**, v.120, p. 1325-1373, 1979.

BROOKS, D.; NEWBOLD E.; KOSAR, F. L.; RIVIERA, M. The flutter device and expiratory pressures. **Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation**, v.22, p. 53-57, 2002.

CAMNER, P.; MOSSBERG, B. Airway mucus clearance and mucociliary transport In: Aerosols in medicine. **Principles, Diagnosis and Therapy**. Amsterdam: Elsevier, 1993. p. 247-260.

CARNEIRO LEÃO, M. **Princípios de biofísica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1982.

CHANG, H. G.; WEBER. M. E.; KING, M. Mucus transport by high frequency nonsymmetrical oscillatory airflow. **Journal Applied Physiology**, v. 65, n.3, p. 1203-1209, 1988.

CHATHAN, K.; MARCHAL, C. et al. The Flutter VRP1 device for post thoratotomy patients. Edimburg. **Physiotherapy**, v.79, n.2, p. 95-98, 1993.

CHOPRA, S. K.; TAPLIN G. V.; SIMMONS, D. H.; ROBINSON JR., G. D.; ELAM, D.; COULSON, A. Effects of hydration and physical therapy on tracheal transport velocity. **American Review of Respiratory Disease**, v. 115, 1977.

CLARKE, S. W. Physical Defences of the respiratory tract. London. **Eur J Respir Dis Suppl**, v. 64, 1983.

COOTE, K.; NICHOLLS, A.; ATHERTON, H.C.; SUGAR, R.; DANAHAY, H. Mucociliary clearance is enhanced in rat models of cigarette smoke and lipopolysaccharide-induced lung disease, Reino Unido. **Experimental Lung Research**, v. 30, p. 59-71, 2004.

DASGUPTA, B.; TOMKIEWICS R.P.; BOYD, W. A., et al. Effects of combined treatment with rhDNAse and airflow oscillations on spinnability of cystic fibrosis sputum *in vitro*. **Pediatr Pulmonol**, v. 20, p. 78-82, 1995.

DARBEE, J. C.; OHTAKE, P. J.; BRYDON, J. B. G.; CERNY, J. F. Physiologic evidence for the efficacy of positive expiratory pressure as an airway clearance technique in patients with cystic fibrosis. **Physical Therapy**, v. 84, n. 6, 2004.

SANTOS, J. W. A.; WALDOW, A.; DE FIGUEIREDO, C. W. C.; KLEINUBING, D. R.; DE BARROS, S. S. Discinesia ciliar primária. Santa Maria. **Jornal de Pneumologia**, v. 27, n. 5, p. 262-268, 2001.

DOUGLAS, C. R. **Tratado de fisiologia em fisioterapia**. Tecmed, 2004.

ERICSSON, C. H.; SVARTENGREN, K.; SVARTENGREN, M., et al. Repeatability of airway deposition and tracheobronchial clearance rate over three days in chronic bronchitis, **Eur Respir Journal**, v. 8, p. 1886-1893, 1995.

FELTRIM, M. I. Z.; PARREIRA, V. F. **Fisioterapia Respiratória- Consenso de Lyon**, 2001.

FINK, B. J.; MAHLMEISTER, J. M. High-frequency Oscillation of the airway and chest wall. **Respiratory Care**, v. 47, n. 7, p. 797-807, 2002.

FISHMAN, A. P. **Diagnóstico das doenças pulmonares**. 2 ed. São Paulo: Manole, 1992.

FITTING, J. H. Respiratory muscles in chronic obstructive pulmonary disease. Switzerland. **Swiss Med WKLY**, v.131, p. 483-486, 2001.

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

GAVA, M. V.; ORTENZI, L. Estudo analítico dos efeitos fisiológicos e da utilização do aparelho Flutter VRP1. São Paulo. **Fisioterapia em Movimento**, v.11, n.1, p.37-48, 1998.

GIROD, S.; ZAHM, J. M.; PLOTKOWSKI, C.; BECK, G.; PUCHELLE, E.; Role of the physicochemical properties of mucus in the protection of the respiratory epithelium, France. **Eur Respir J**, v. 5, p. 477-487, 1992.

GOLDSTEIN, R. S. Ventilatory muscle training, Toronto. **Thorax**, v. 48, p. 1025-1033, 1993.

GONDOR, M.; NIXON, P. A.; MUTICH, R.;REBOVICH, P.; ORENSTEIN, D. M. Comparisson of Flutter device and chest physical therapy in the treatment of cistic fibrosis pulmonary exacerbation. **Pediatric Pulmonology**, v. 28, p. 255-260, 1999.

GREEN, J. F.; **Fundamental cardiovascular and pulmonary physiology**. Philadelphia: [s.n.] 1982.

HARDY, K. A. A review of airway clearance: new techniques, indications and recommendations. Califórnia. **Respir Care**, v. 39, n. 5, p. 440-452, 1994.

HASHIMOTO, Y.; MURATA, A.; MIKAMI. M.; NAKAMURA, S.; YAMANAKA, E.; KUDOH, S. Influence of the rheological properties of airway mucus on cough sound generation Tokyo. **Respirology**, v.8, p. 45-51, 2003.

HENEINE, I. F. **Biofísica básica**. Rio de Janeiro: Atheneu, 2000.

HILL, S. L.; WEBBER, B. Mucus transport and physioterapy- a new series, London. **Eur Respir J**, v. 13, p. 949-950, 1999.

HLASTALA, M. P.; BERGER, A. J. **Physiology of respiration** New York. Oxford University Press, 1996.

HOMNICK, D. N., ANDERSON, K.; MARKS, J. H. Comparisson of the flutter device to standard chest physiotherapy in hospitalized patients with cystic fibrosis/ A pilot study, Flórida. **Chest**, v. 144, p. 993-997, 1998.

HOUTMEYERS, E.; GOSSELINK, R.; GAYAN-RAMIREZ, G.; DECRAMER M. Regulation of mucociliary clearance in health and disease. Belgium. **European Respiratory Journal**, v. 13, p. 1177-1188, 1999.

JARDIM, J. R.; GASTALDI, A. C.; PERES, D.; OLIVEIRA, J. C. A. Produção e transporte de muco e drogas mucoativas. In: **Pneumologia: atualização e reciclagem**, v. III, São Paulo: Atheneu, 2000.

JONES, R.; REID, L. Secretory cells and their glycoprotein in health and desease. **Br. Med Bull**, v. 34, p. 9-16, 1978.

JONHSON, R. L.; HSIA, C. C. W.; TAKEDA, S. I.; WAIT, J. L.; GLENNY, R. W. Efficient design of the diaphragm: distrbution of blood flow relative to mechanical advantage. Seatle. **J Appl Phisiol**, v. 93, p. 925-930, 2002.

KING, M. Rôle of mucus viscoelasticity in clearance by cough. Canadá. **Eur J Dis**, v. 71, suppl 153, p. 165-172, 1987.

KING, M.; BROCK, G.; LUNDELL, C. Clearance of mucus by simulated cough. Canadá. **J Appl Phisyol**, v.58, n. 6, p. 1776-1782, 1985.

KING, M.; GILBOA, A.; MEYER, F. A.; SILBERBERG, A. On the transport of mucus and its rheologic simulants in ciliated systems. Canadá. **Am Rev Respir Dis**, v. 110, 1974.

KING, M.; RUBIN, B. K. **Mucus physiology and pathophysiology. Therapeutic aspects**, In: , DERENNE, J. P. Acute respiratory failure in chronic obstructive pulmonary disease. New York. **Marcel Dekker**, v. 92, p. 391-411, 1996.

KING, M.; ZAHM, J. M.; PIERROT, D.; VASQUEZ-GIROD, S.; PUCHELLE, E. The role of mucus gel viscosity, spinnability and adhesive properties in clearance by simulated cough. **Biorheology**, v. 26, p. 737-745, 1989.

KING, M.; ZIDULKA, A.; PHILIPS, D. M. Traqueal mucus clearance in high-frequency oscillation: effect of peak flow rate bias. **European Respiratory Journal**, v. 3, n. 1, p. 6-13, 1990.

KONSTAN, M. W.; STERN, R. C.; DOERSHUK, C. F. Efficacy of the Flutter device for airway mucus clearance en patients with cystic fibrosis. Cleveland. **The Journal of Pediatrics**, v. 124, p. 689-693, 1994.

KREYLING, W. G.; SCHEUCH, G. Clearance of particles deposited in the lungs: In: HEYDER, J. **Particle lung interactions**. New York. Marcel Dekker, p. 323-367, 2000.

LERU, P.; BISTRICEANU, G. et al. Flutter VRP1 desitin a new physotherapy device for the treatment of chronic obstructive bronchitis. Buchrest. **Romanian journal of internal medicine**, v. 32, n. 4, p. 315-320, 1994.

LEVITZKY, M. G. **Pulmonary Physiology**. 4 ed. New York: McGraw-Hill, 1995

LUCAS, A. M. Principles underlying ciliary activity in the respiratory tract. II A comparison of nasal clearance in man, monkey and other mammals. **Arch. Otolaryngol**, v. 20, p. 518-541, 1934.

MACCHIONE, M.; GUIMARÃES, E.T.; SALDIVA, P. H. N.; LORENZI-FILHO, G. Methods for studying respiratory mucus clearance. São Paulo. **Braz J Med Biol Res**, v. 28, p. 11-12, 1995.



MADSEN, K.; PEDERSEN, P. K.; DJURHUUS, M. S.; KLITGAARD, N. A. Effects of detraining on endurance capacity and metabolic changes during prolonged exhaustive exercise. Denmark. **The American Physiological Society**, 1993.

MAHLMEISTER, M. J.; FINK, J. B.; HOFFMAN, G. L.; FIFER, L. F. Positive expiratory pressure mask therapy: theoretical and practical considerations and a review of the literature. **Respir Care**, v. 36, n. 11, p. 1218-1229, 1991.

MIER-JEDRZEJOWICZ, A.; BROPHY, C.; MOXHAM, J.; GREEN, M. Assessment of diaphragm weakness. London. **Am Rev Respir Dis**, v. 137, p. 877-883, 1987.

MOORE. **Anatomia orientada para clínica**. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan, 2001.

MORGAN, L.; PEARSON, M.; DE LONGH, R.; MACKEY, D.; WALL, H. VAN DER.; PETERS, M.; RUTHLAN, J. Scintigraphic measurement of tracheal mucus velocity *in vivo*. Austrália. **Eur Respir J**, v. 23, p. 518-522, 2004.

NADEL, J. A.; WIDDICOMBE, J. H.; PEATFIELD, A. C. Regulations of airway secretion, ion transport, and water movement. In: **Handbook Of Physiology**. Bethesda: American Physiological Society, 1985. cap.13.

NEWHOUSE, P. A.; WHITE, F.; MARKS, J. H.; HOMNICK, D. N. The intrapulmonary percussive ventilator and flutter device compared to standard chest physiotherapy in patients with cystic fibrosis. New York. **Clin Pediatr**, v. 37, p. 427-432, 1998.

PALOMBINI, B. C.; MIORIM, M. C. G. Expectoração, catarro, escarro e pigarro. In: **Doenças das vias aéreas: uma visão clínica integradora**. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.

PASCHOAL, I., Estrutura e função da mucosa das vias aéreas, In: TATIANA ROSOV, **Doenças pulmonares em pediatria: diagnóstico e tratamento**. São Paulo. Atheneu, 1999.

PRYOR, J. A. Physiotherapy for airway clearance in adults. London. **Eur. Respir J**, v. 14, p. 1418-1424, 1999.

PUCHELLE, E.; ZAHM, J. M.; DIVIVIER, C. Spinnability of bronchial mucus/ Relationship with viscoelasticity and mucus transport properties. **Biorheology**, v. 20, p. 239-249, 1983.

ROTH, Y.; KRONENBERGER, J. The effect of prostaglandins E<sub>2</sub> and F<sub>2</sub> on brain and tracheal ciliary activity. **Laryngoscope**, v. 104, p. 856-859, 1994.

RUBIN, B. K.; RAMIREZ, O.; ZAYAS, J. G.; FINEGAN, B.; KING, M. Collection and analyses of respiratory mucus from subjects without lung disease. Canadá. **Am Rev Respir Dis**, v. 141, p. 1040-1043, 1989.

SADE, J. et al. The Role of mucus in transport by cilia. Israel. **Am. Rev. of Resp. Dis.**, v. 102, p. 48-52, 1975.

SALATHÉ, M.; O'RIORDAN, T. G.; WANNER, A. Mucociliary clearance. In: **The lung**, Scientific Foundations. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997. p. 2295-2308.

SALDIVA, P. H. N. Bases anatômicas e funcionais do trato respiratório, In: TATIANA ROZOV, **Doenças pulmonares em pediatria: Diagnóstico e Tratamento**. São Paulo. Atheneu, 1999.

SALDIVA, P. H. N. Aparelho mucociliar: aspectos funcionais e métodos de estudo. São Paulo. **Jornal de Pneumologia**, v. 16, n. 3, p. 161-170, 1990.

SAULEDA, J.; GEA, J.; OROZCO-LEVI, M.; COROMINAS, J.; MINGUELLA, J.; AGUAR, C.; BROQUETAS, J.; AUGUSTI, A. G. N. Structure and function relationships of the respiratory muscles. Barcelona. **Eur Respir J**, v. 11, p. 906-911, 1998.

SANTOS, J. W. A.; WALDOW, A.; DE FIGUEIREDO, C. W. C.; KLEINUBING, D. R.; DE BARROS, S. S. Discinesia ciliar primária. Santa Maria. **Jornal de Pneumologia**, v. 27, n. 5, p. 262-268, 2001.

SCHERER, T. A.; BARANDUN, J.; MARTINEZ, E.; WANNER, A.; RUBIN, E. M. Effect of high-frequency oral airway and chest wall oscillation and conventional chest physical therapy on expectoration in patients with stable cystic fibrosis. **Chest**, v. 113, p. 1019-1027, 1998.

SCHERER, T. A.; BARANDUN, J.; MARTINEZ, H.; WANNER, A.; RUBIN, E. M. Effect of high-frequency oral airway and chest wall oscillation and conventional chest physical therapy on expectoration in patients with stable cystic fibrosis, Switzerland. **Chest**, v. 113, p. 1019-1027, 1998.

SIAFAKAS, N. M.; ALEXPOULOU, C.; BOUROS, D. Respiratory muscle function in endocrine diseases. Greece. **Monaldi Arch Chest Dis**, v. 54, n. 2, p. 154-159, 1999.

SIAFAKAS, N. M.; MITROUSKA, I.; ARGIANA, E.; BOUROS, D. Effects of surgery on the function of the respiratory muscles. Greece. **Monaldi Arch Chest Dis**, v. 54, n. 6, p. 526-531, 1999.

SLEIGH, M. A.; BLAKE, J. R.; LIRON, N. The propulsion of mucus by cilia. **Am Rev Respir Dis**, v. 137, p. 726-741, 1988.

THOMPSON, C. S.; HARRISON, S.; ASHLEY, J.; SMITH, D. L. Randomized crossover study of the Flutter device and the active cycle of breathing technique in non-cystic fibrosis bronchiectasis. Bristol. **Thorax**, v.57, p. 446-449, 2002.

TILKIAN, A. G; CONOVER, M. B. **Entendendo os sons e sopros cardíacos**. São Paulo: Roca, 2004.

VAN DER SCHANS; VAN DER MARK, T. W.; RUBIM, B. K.; POSTMA, D. S.; KOËTER, G. H. **Chest physical therapy: mucus mobilizing techniques**. Philadelphia: Pulmonary Rehabilitation, 1996. , p. 229-246.

VAN WINDEN, C. M. Q.; VISSER, A.; HOP, W.; STERK, P. J.; BECKERS, S.; JONGSTE, J. C. Effects of Flutter and PEP mask physiotherapy on symptoms and lung function in children with cystic fibrosis. The Netherlands. **Eur Respir J**, v. 12, p. 143-147, 1998.

VOLSKO, T. A.; DI FIORE, J. M.; CHATBURN, R. L. Performance comparison of two oscillating positive expiratory pressure devices: Acapella versus Flutter. Ohio. **Respiratory Care**, v. 48, n. 2, p. 124-130.

VOSHAAR, Th.; HAMMAN, I.; KOHLER, D. Effects of Physiotherapy with VRP1 desitin (Flutter) on lung function bronchial clearance and lung ventilation. Germany. **European respiratory journal**, v. 5, p. 195, 1992.

WANNER, A.; SALATHÉ, M.; O'RIORDAN, T. Mucociliary Clearance in the Airways. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 154, p. 1868-1902, 1996.

WEINER, P.; MAGADLE, R.; BECKERMAN, M.; WEINER, M.; BERAR-YANAY, N. Specific expiratory muscle training in COPD. Israel. **Chest**, v. 124, p. 468-473, 2003.

WELSH, M. D.; ANDERSON, M. P.; RICH, D. P.; et al. Abnormalities of airway epithelial chloride transport in cystic fibrosis. In: **Airway Secretion: Physiological Bases for the Control of Mucous Hypersecretion**. New York: Marcel Dekker, 1994. p. 513-526. [Lung Biology in Health and disease, v.72]

WEST, J. B. **Fisiologia respiratória**, 6 ed. São Paulo: Manole, 2002.

WIDDICOMBE, J. G. Control of secretion of tracheobronchial mucus. London. **Br Med Bull**, v. 34, n. 1, p. 57-61, 1978.

ZAHM, J. M.; PUCHELLE, E.; DUVIVIER, C.; DIDELON, J. Spinnability of respiratory mucus/ Validation of a new apparatus: the filancemeter. **Bull Eur Physiopathol Respir**, v. 22, p. 609-613, 1986.

ZIN, W. A.; ROCCO P. R. M. Mecanismos de defesa das vias aéreas. In: AIRES, M. M. **Fisiologia**. 2ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.

ZIN, W. A.; ROCCO, P. R. M. Sistema respiratório. In : AIRES, M. M. **Fisiologia Humana**. Rio de Janeiro: Atheneu 1999.

ZIN, W. A. Fisiologia do Sistema respiratório. In: BETHLEM, **Pneumologia**, 4.ed. São Paulo: Ateneu, 2000.

**ANEXOS**