

# Resistência das vias aéreas: técnica da oscilação forçada

ENIO L.T. DO VALLE

## INTRODUÇÃO

Em 1956, DuBois *et al.*, aplicando um princípio utilizado anteriormente apenas em eletricidade (teoria das ondas), descreveram uma técnica com o objetivo de medir as propriedades mecânicas dos pulmões e do tórax. Porém, em decorrência das limitações tecnológicas existentes na época, o método esteve esquecido por longos anos, voltando a ser estudado nas décadas de 70 e 80, mas apenas obtendo reconhecimento para aplicação na prática médica diária na década de 90.

Ao contrário dos outros métodos existentes, a oscilação forçada não usa os músculos respiratórios como fonte de força, mas sim um gerador sonoro externo, o qual produz e superpõe oscilações de fluxo à respiração espontânea, para analisar, a seguir, a resposta pressórica resultante.

## PRINCÍPIOS BÁSICOS

Para movimentar o sistema respiratório, durante uma respiração normal, deve ser aplicada uma força (pressão) que seja suficiente para sobrepujar os componentes elásticos, resistivos (friccionais) e inerciais de diferentes partes desse mesmo sistema (pulmões, vias aéreas e parede torácica).

Como já é conhecido, a resistência das vias aéreas (R<sub>va</sub>) é determinada pela razão entre a variação de pressão resistiva  $\Delta P$  e sua correspondente variação de fluxo  $\Delta V$ , durante respiração normal.

$$R = \Delta P / \Delta V$$

Na oscilometria forçada (OF), um gerador sonoro externo (alto-falante) produz ondas de pressão e fluxo com

formato definido, as quais se superpõem às ondas de pressão e fluxo da respiração normal. Para cada condição do sistema respiratório a ser avaliado, uma razão característica entre essas ondas de pressão e fluxo pode ser registrada.

Os transdutores para medir o fluxo (V) e a pressão ao nível da boca (P) são conectados a um pneumotacógrafo e registram os respectivos sinais de pressão total e fluxo total, os quais são compostos de uma parte relativa à respiração espontânea e outra parte relativa ao sinal superposto.

Para determinar a resistência total respiratória, que na oscilometria forçada é chamada de impedância (Z), esses sinais devem ser separados, o que é realizado através de filtros de sinal. Para o cálculo da impedância (Z), apenas os sinais gerados pelo alto-falante são considerados. Os sinais próprios da respiração são utilizados para a obtenção dos parâmetros espirométricos, possibilitando, mais tarde, a avaliação de resultados combinados.

A impedância (Z) é composta de duas partes, uma “real” e outra “imaginária”.

A resistência (R) é proporcional ao fluxo e corresponde à parte “real”, representando o coeficiente de viscosidade de um fluxo laminar. Sua pressão parcial é consumida pela fricção com as paredes e dentro do próprio meio que conduz o fluxo. Assim, deixa o balanço de energia como perda. Em analogia com a eletricidade, corresponde à “resistência ôhmica” o componente de energia que é convertido em luz pela lâmpada.

A reactância (X) corresponde às transformações de energia decorrentes da expansão do volume e da aceleração das massas. Representa, basicamente, a acumulação transitória e posterior retorno de energia. A reactância, por sua vez, também se compõe de duas partes:

A inertância (L) representa a parte inercial da reactância. Corresponde à massa de partículas gasosas em movimento, as quais provocam impactos entre si relacionados ao fluxo, além da reflexão do impulso nas paredes dos tubos, nas bifurcações e nas extremidades abertas ou fechadas. Seu equivalente elétrico é a indutividade ou indutância.

A outra parte da reactância é chamada capacitância (C) e representa o armazenamento capacitivo de energia, sendo proporcional à expansão de volume. A capacitân-

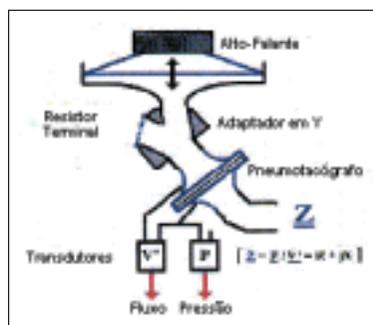


Figura 1 – Sistema para medida da resistência das vias aéreas por oscilometria forçada

cia aumenta em relação direta com a elasticidade e é inversamente proporcional à frequência (f).

Como a oscilometria forçada analisa a mecânica pulmonar sob um prisma diferente dos outros métodos (no caso, buscando um “equivalente elétrico”), para podermos compreendê-la necessitamos estabelecer um modelo, ou seja, reduzir estruturas reais complexas a um mínimo relevante de componentes calculáveis.

Em 1961, Mead descreveu um modelo simples e comprovado de mecânica pulmonar, definido de acordo com sua função, subdividindo-se os componentes do sistema pulmões-tórax em parte central e parte periférica do modelo e adicionando-se, posteriormente, uma seção orofaríngea. São 7 os parâmetros estruturais de Mead:

1) Resistência central (Rz) – resultante da soma da resistência das vias aéreas de maior calibre, não distensíveis (Ru), com a resistência da parede torácica, diafragma e tecido pulmonar (Rt). Seu equivalente elétrico é um circuito em série, em que a impedância total é a soma de todas as impedâncias seriadas.

2) Resistência periférica (Rp) – representa a resistência das vias aéreas de pequeno calibre, distensíveis.

3) Complacência pulmonar (Cp)

4) Complacência da parede torácica (Ct)

5) Complacência brônquica (Cb)

6) Inertância central (Lz) – representa a soma da inertância das vias aéreas (Lu) – resultante da reflexão dos impulsos nos tubos, em suas bifurcações e em seu fim – com a inertância de massa – resultante da inércia dos tecidos

7) Complacência orofaríngea (Cm) – que diz respeito aos efeitos da distensibilidade das bochechas e do assoalho da boca e, também, do ar presente na orofaringe. A porção orofaríngea do modelo é considerada “fator de confusão”.

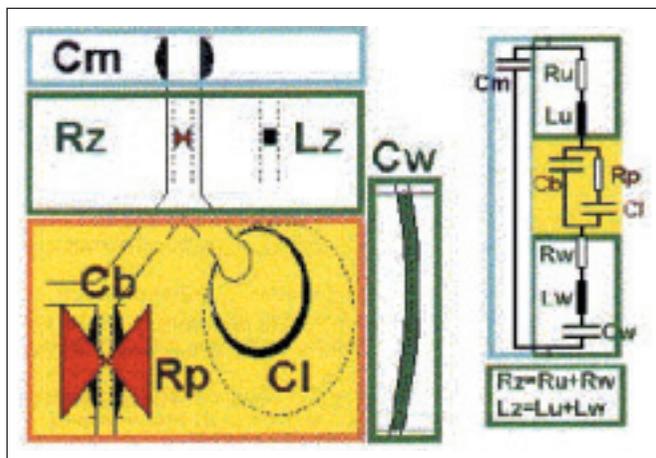


Figura 2 – Modelo eletromecânico de Mead. Equivalente Mecânico (E) e Elétrico (D).

## REALIZAÇÃO DO EXAME

O paciente é colocado sentado, com o pescoço em leve extensão. O nariz é ocluído com um grampo apropriado. O bocal do pneumotacógrafo é colocado entre os lábios, evitando-se o escape de ar pelos cantos da boca. O paciente respira normalmente, em volume de ar corrente, durante 30 segundos.

Durante esse período, o gerador sonoro emite sons em uma frequência que, usualmente, varia entre 5 e 35Hz, os quais se superpõem aos sons da respiração normal (entre 0,2-2Hz). A frequência mínima do gerador externo deve guardar um certo afastamento da frequência natural, para que os filtros possam separar os sinais.

Os resultados são registrados sob a forma de um espectro de impedância, isto é, uma resistência respiratória complexa sobre uma escala de frequências (Figura 3).

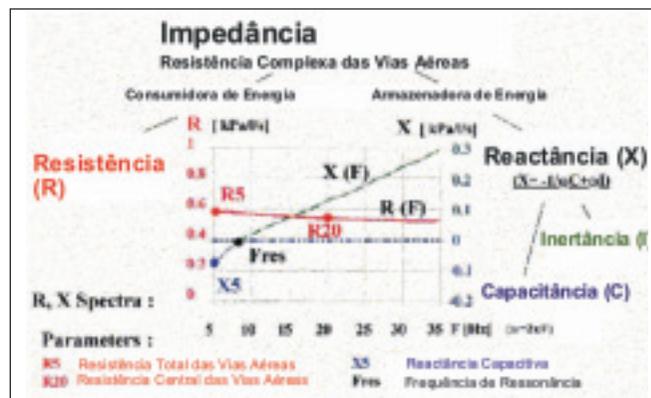


Figura 3 – Espectro da Impedância

## INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS

A oscilometria forçada (OF) mede a impedância das vias aéreas, o que vem a significar, essencialmente, a resistência total das vias aéreas.

São muitos os parâmetros que podem ser medidos, sendo básicos a resistência medida a 5Hz (R5), a resistência medida a 20Hz (R20), a reatância medida a 5Hz (X5) e a frequência de ressonância (Fres), a qual representa a frequência em que a reatância é igual a zero.

TABELA 1  
Parâmetros principais da oscilometria forçada

R5	Resistência total medida a 5Hz (hPa/l/s)
R20	Resistência medida a 20Hz (hPa/l/s)
X5	Reatância medida a 5Hz (hPa/l/s)
Fres	Frequência de ressonância (Hz)

A unidade utilizada é o pascal (Pa) com seus múltiplos, especialmente hectopascals (hPa) e kilopascals (kPa).

Os valores medidos de R5 são considerados patológicos quando excedem 150% de seu valor previsto. Isso corresponde a um aumento equivalente da Rtot (medida por pletismografia) ou queda do VEF<sub>1</sub> da ordem de 20%.

Da mesma maneira, R20 é considerado patológico quando > 150% do previsto.

O valor normal de Fres é 10Hz.

Para que a reactância seja normal, o X5 obtido deve ser maior que o X5 previsto – 0,2kPa/l/s, caracterizando a seguinte fórmula:

$$X5 \text{ normal se } X5 \text{ obtido} > X5 \text{ previsto} - 0,2\text{kPa/l/s}$$

A obstrução periférica se caracteriza por:

- Aumento dos valores relativos à resistência (R), sendo R5 claramente mais elevado que R20;
- Os valores de X5 encontram-se claramente reduzidos;
- A Fres aumenta.

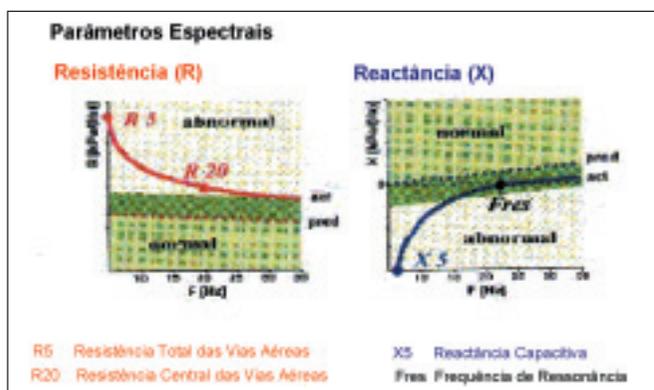


Figura 4 – Aumento da resistência periférica

A obstrução central se caracteriza por:

- Aumento dos valores da resistência, com valores semelhantes de R5 e R20;
- O espectro da reactância tende a se manter dentro de valores normais;
- A Fres se mantém usualmente dentro da normalidade.

A obstrução extratorácica se caracteriza por:

- Presença de um platô na curva de reactância (visível no gráfico espectral);
- R5 > 150% do previsto, na maioria das vezes com R20 também elevada;
- Fres pode estar normal, aumentada ou reduzida.

A restrição pode ser sugerida por:

- Reactância negativa em frequências baixas, sem qualquer alteração da resistência;
- Valores de X5 inferiores a -7,96hPa/l/s.

A resposta ao broncodilatador se caracteriza por:

- Queda de 50% ou mais de R5;
- Queda de 50% ou mais da Fres;

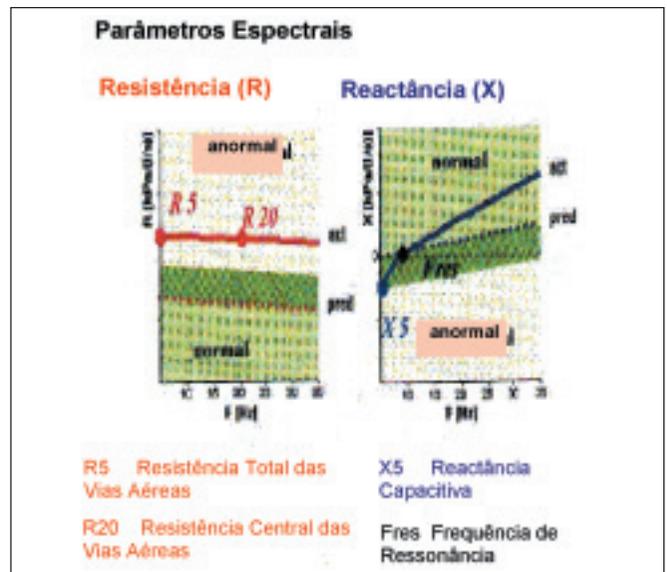


Figura 5 – Aumento da resistência central

- Aumento de 100% ou mais de X5, em relação ao previsto.

No caso da reactância, devemos estar atentos ao fato de estarmos trabalhando freqüentemente com números negativos.

A broncoprovocação positiva se caracteriza por:

- Aumento de 50% ou mais da Fres;
- Aumento de 50% ou mais de R5.

Os valores de referência atualmente usados são os de Peslin *et al.* (1992) para adultos e os de Duiverman *et al.* (1985).

## INDICAÇÕES DA OSCILOMETRIA DE IMPULSO

A oscilometria forçada tem como principal indicação a avaliação da resistência das vias aéreas, para o que apre-

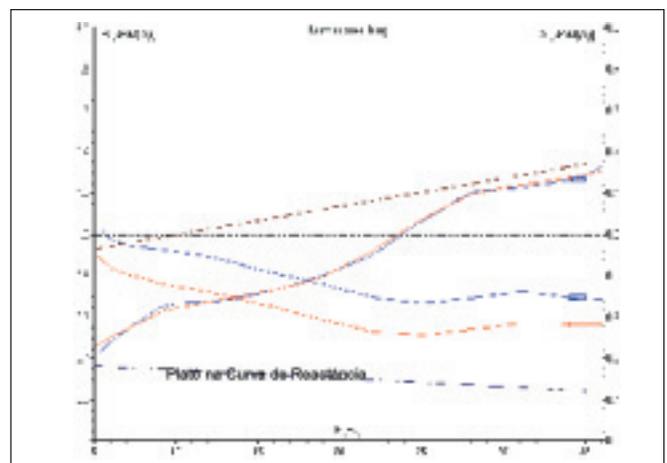


Figura 6 – Espectro de Impedância característico de obstrução extratorácica

senta elevada sensibilidade e especificidade, além de se correlacionar significativamente com as variações do  $VEF_1$ . A análise de respostas individuais sugere que as variações de R tendem a ter maior sensibilidade e as variações de X maior especificidade em relação às variações do  $VEF_1$ .

Em decorrência de ser estritamente não invasiva e requerer apenas cooperação passiva do paciente, a OF vem sendo cada vez mais utilizada para avaliar a presença de obstrução das vias aéreas. Por não utilizar normalmente as manobras de expiração forçada, a OF não modifica o tônus broncomotor, o que a torna o método de escolha para o estudo da reatividade brônquica.

Pelos mesmos motivos, cresce sua utilização para o estudo da Resistência das Vias Aéreas em pacientes pediátricos (acima de 2 anos), em pacientes neurológicos e em medicina ocupacional.

A OF permite também a detecção de obstruções da via aérea extratorácica, sendo indicada, entre outras, no estudo de pacientes com aumento volumétrico da tireóide e em obstruções pós-intubação traqueal.

A técnica mostra-se promissora na avaliação de pacientes portadores da síndrome da apnéia obstrutiva do sono, medindo-se a impedância com o paciente sentado e deitado.

A análise detalhada de cada movimento respiratório também apresenta grande potencial diagnóstico, revelando as variações fluxo e volume-dependentes em gráficos espectrais diferenciados.

Tratando-se de um método complexo e de desenvolvimento recente, a OF possui grande quantidade de dados que não podem ser avaliados precisamente em relação a seu potencial. Os atuais valores de referência também podem ser considerados preliminares.

## REFERÊNCIAS

- DuBois AB, Brody AW, Lewis DH, Burgess BF. Oscillation mechanics of lungs and chest in man. *J Appl Physiol* 1956;8:587-94.
- Mead J. Mechanical properties of lungs. *Physiol Rev* 1961;41:281-320.
- Vogel J, Smidt U. Impulse oscillometry: analysis of lung mechanics in general practice and the clinic, epidemiological and experimental research. Frankfurt am Main; Moskau; Sennwald; Wien: pmi-Verl.-Gruppe, 1994.
- Carvalhoes-Neto N, Lorini H, Gallinari C, Escolano S, Mallet A, Zerah F, Harf A, Macqui-Mavier I. Cognitive function and assessment of lung function in the elderly. *Am J Resp Crit Care Med* 1995;152:1611-5.
- Klug B, Bisgaard H. Measurement of lung function in awake 2-4-year-old asthmatic children during methacholine challenge and acute asthma: a comparison of the Impulse Oscillation Technique, the Interrupter Technique, and Transcutaneous Measurement of Oxygen versus Whole-Body Plethysmography. *Pediatr Pulmonol* 1996;21:290-300.
- Bisgaard H, Klug B. Lung function measure in awake young children. *Eur Respir J* 1995;8:2067-75.
- Schmekel B, Smith HJ. The diagnostic capacity of forced oscillation and forced expiration techniques in identifying asthma by isocapnic hyperpnoea of cold air. *Eur Respir J* 1997;10:2243-9.
- Bouaziz N, Beyaert C, Gauthier R, Monin P, Peslin R, Marchal F. Respiratory system reactance as an indicator of the intrathoracic airway response to methacholine in children. *Pediatr Pulmonol* 1996;22:7-13.
- Farré R, Peslin R, Rotger M, Barbera JA, Navajas D. Forced oscillation, total respiratory resistance and spontaneous breathing lung resistance in COPD patients. *Eur Respir J* 1999;14:172-8.
- Pham QT, Bourgard E, Chau N, Willim G, Megherbi SE, Teculescu D, Bohadana A, Bertrand JP. Forced oscillation technique (FOT): a new tool for epidemiology of occupational lung diseases? *Eur Respir J* 1995; 8:1307-13.
- Timonen KL, Randell JT, Salonen RO, Pekkanen J. Short-term variations in oscillatory and spirometric lung functions indices among school children. *Eur Respir J* 1997;10:82-7.
- Pairon JC, Iwatsubo Y, Hubert C, Lorino H, Nouaigui H, Gharbi R, Brochard P. Measurement of bronchial responsiveness by forced oscillation technique in occupational epidemiology. *Eur Respir J* 1994;7: 484-9.
- Cuijpers CE, Wesseling GJ, Kessels AG, Swaen GM, Mertens PL, de Kok ME, Broer J, Sturmans F, Wouters EF. Low diagnostic value of respiratory impedance measurements in children. *Eur Respir J* 1997; 10:88-93.
- Farré R, Rotger M, Marchal F, Peslin R, Navajas D. Assessment of bronchial reactivity by forced oscillation admittance avoids the upper airway artefact. *Eur Respir J* 1999;13:761-6.
- Dreus D. Impuls-Oszillometrie und Körperposition. 1996 Forschungsinstitut für Respiratorische Diagnostik. Berlin Buch.