

**Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Faculdade de Medicina
Curso de Pós-Graduação em Medicina: Pneumologia**

**A CONTRIBUIÇÃO DA OSCILOMETRIA DE IMPULSO NA
OBSTRUÇÃO DAS VIAS AÉREAS**

Maria Ângela Fontoura Moreira

**Orientadores:
Dr Paulo de Tarso Roth Dalcin
Dr Sérgio Saldanha Menna Barreto**

TESE DE DOUTORADO

**PORTO ALEGRE
2005**

AGRADECIMENTOS

Ao engenheiro Paulo Sanches, auxílio fundamental e insubstituível em todos os momentos do meu trabalho.

Ao Dr Sérgio Menna Barreto que acreditou na minha capacidade como fisiologista e me oportunizou trabalhar com oscilometria.

À técnica Brigitta Hund Prates com quem há muitos anos trabalho em fisiologia pulmonar e que foi essencial para realização dos exames.

Aos colegas e amigos que participaram do grupo controle sem o qual o trabalho não existiria.

À Marcele e ao Rafael pela ajuda das últimas horas.

“É fundamental diminuir a distância entre o que se diz e o que se faz de tal maneira que, num dado momento, a tua fala seja a tua prática”
Paulo Freire

Ao meu filho Beto e minha mãe Isabel, que mesmo distantes, ainda continuam presentes na minha vida.

À Letícia, Guilherme e João Pedro, motivação para incentivar o meu dia a dia

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTA DE TABELAS

LISTA DE FIGURAS

1. INTRODUÇÃO

1.1. Histórico

1.2. Técnica de oscilações forçadas

1.3. Justificativa

2. OBJETIVOS

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1. Pacientes

3.2. Espirometria

3.3. Oscilometria de impulso

3.4. Análise estatística

4. RESULTADOS

5. DISCUSSÃO

6. CONCLUSÕES

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8. ANEXOS

RESUMO

A oscilometria de impulso (IOS) é uma técnica que avalia a obstrução das vias aéreas através de ondas sonoras sobrepostas à respiração normal, de forma não invasiva e com pequena cooperação do paciente. A espirometria já tem seus critérios e graduações bem definidos, mas necessita de esforço ventilatório e manobras nem sempre de qualidade técnica acessível. **Objetivo:** Avaliar as alterações da mecânica respiratória em relação à impedância das vias aéreas, em pacientes com distúrbio ventilatório obstrutivo (DVO). **Metodologia:** Foram analisados três grupos de pacientes adultos: Grupo controle (sem doença respiratória, espirometria normal), Grupo Controle tabagista (sem doença respiratória, espirometria normal) e o Grupo de obstrutivos (de graus variados), classificados de acordo com o distúrbio ventilatório obstrutivo (Diretrizes para Testes de Função Pulmonar 2002) em: Incipiente (DVOI), Leve (DVOL), Moderado (DVOM) e grave (DVOG). Todos os pacientes realizaram curva fluxo-volume e oscilometria de impulso (entre 5 e 35 HZ). Utilizamos equipamentos da marca Jaeger. Analisamos o VEF1 (volume expiratório forçado no 1ºsegundo), V'máx50 e V'máx75 (Fluxo expiratório máximo a 50% e 75% da capacidade vital) retirados da espirometria e a Fres (frequência de ressonância), R5-35 (resistência entre 5 e 35Hz), X5-35 (reactância entre 5 -35 Hz) e Z (impedância) retirados da oscilometria. Os parâmetros espirométricos foram avaliados em Litros e os oscilométricos em mmHg/L/s. **Resultados:** O grupo controle ficou constituído de 42 pacientes (média de idade: 46 anos), o grupo controle tabagista ficou com 25 pacientes (média de idade: 30 anos) e o grupo obstrutivo com 110 pacientes media de idade: 56 anos. A comparação dos parâmetros oscilométricos de fumantes e não fumantes, não evidenciaram diferença significativa. Unindo-se os dois grupos controles, ficamos com 67 pacientes. O VEF1 médio do grupo controle foi 3,45L e do grupo obstrutivo foi: 2,82L no DVOI, 1,89L no DVOL, 1,47L no

DVOM e 0,72L no DVOG. Os parâmetros oscilométricos destacados pela Jaeger são R5, R20, Fres, X5 e Z.. A Fres foi negativamente correlacionada com os parâmetros da espirometria. X5 ficou positivamente correlacionada com os parâmetros da espirometria. R20 não mostrou correlação estatisticamente significativa com os índices espirométricos. A melhor correlação foi da Fres com O VEF1 ($r = -0,809$ e $r^2_{\log} = 0,720$), e da Fres com o V'máx50 ($r = -0,758$ e $r^2_{\log} = 0,695$). A sensibilidade da Fres para o diagnóstico de obstrução foi de 86% e a especificidade de 85%. **Conclusão:** A oscilometria de impulso foi capaz de separar pacientes obstrutivos e controles normais. A frequência de ressonância foi o melhor parâmetro correlacionado com a espirometria. A inclinação da linha da reactância entre 5Hz e 20Hz foi mais marcada no grupo obstrutivo que no grupo controle.

ABSTRACT

The impulse oscillatory system (IOS) is a method with which to assess airway obstruction through superimposing external signals on the spontaneous breathing, in a non invasive way and with little patient's cooperation. The spirometry has already its criteria and graduation well defined but it needs forced breathing maneuvers not always with accessible technical quality. **Objectives:** Evaluated the respiratory mechanics related to the airway impedance in patients with obstructive ventilatory disturb. **Methodology:** It was analised 3 groups of adults patients: controlling group (without respiratory disease, normal spirometry), smoker controlling group(normal spirometry) and obstructive group (from varied levels,), classified according to the spirometry: in: obstructive ventilatory disease incipient(OVDI), mild (OVDM), moderate (OVDM) and severe(OVDS). All the patients did flow-volume curve and IOS (between 5 and 35Hz). IT was used Jaeger equipments. It was analised FEV1, max flow at 50% end 75% vital capacity taken from spirometry . Fres (ressonance frequency), R5 – R35 (resistance between 5 and 35 Hz), X5 - X 35 (reactance between 5 – 35H) and Z(impedância) taken from oscilometry. **Results:** The control group (CG) was formed by 42 patients (in average 46 years old), the smoker group (SG) with 25 patients (in average 30 anos) and the obstructive group(OG) with 110 patients(in average 56 years old). The oscilometrics results between smoker and nonsmoker did not show significant differences. Joing the 2 controlling groups, we counted 67 patients. The average FEV1, in the CG was 3,45L and in the OG was do 2,82L to the OVDI, 1,89L to the OVDM, 1,47L to the OVDM and 0,72L to the OVDS. The oscillometric parameters suggested by Jaeger are R5, R20, Fres, X5 and Z. The Fres was negatively correlated with parameters of spirometry. X5 was positively correlated with spirometric parameters. R20 didn't have statistical correlation with spirometric indices. The best correlation was Fres to the FEV1($r = -0,809$ and $r^2_{\log} = 0,720$), and Fres to the $V'_{\text{máx}50}$ ($r = -0,758$ and $r^2_{\log} = 0,695$). The sensibility of Fres for

diagnosis obstruction was 86% and the specificity was 85%. **Conclusions:** The IOS was able to discriminate obstructive patients and normal controls. The Resonant Frequency was the best parameter correlated with spirometry. The slope of reactance line between 5Hz and 20 Hz was more marked in obstructive group than the healthy group.

LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 01. Registro do fluxo do paciente com os impulsos sobrepostos
- FIGURA02. Cálculo da impedância, reactância e frequência ressonância
- FIGURA 03. Equipamento Master Screen IOS Jaeger
- FIGURA 04. Exame oscilmétrico em execução
- FIGURA 05. Curva da Reactância
- FIGURA 06. Curva da Resistência
- FIGURA 07. Valores médios da R5
- FIGURA 08. Valores médios da R5-R25
- FIGURA 09. Valores médios da R20
- FIGURA 10. Valores médios da X5
- FIGURA 11. Valores médios da X20
- FIGURA 12. Valores médios da Fres
- FIGURA 13. Valores médios da Z
- FIGURA14.Comportamento da resistência de cada grupo nas frequências
- FIGURA15.Comportamento da reatância nas de cada grupo nas frequências
- FIGURA 16.Correlações: VEF1 e Fres
- FIGURA 17.Correlações: VEF1 e X5
- FIGURA 18.Correlações: VEF1 e X20
- FIGURA 19.Correlações: VEF1 e R5
- FIGURA 20. Correlações:VEF1 e R5-R20
- FIGURA 21.Correlações: V'máx50 e Fres
- FIGURA 22.Correlações: V'máx50 e X5
- FIGURA 23.Correlações: V'máx50 e X20
- FIGURA 24.Correlações: V'máx75 e X20
- FIGURA 25.Correlações: V'máx50 e R5-R20
- FIGURA 26.Correlações: V'máx75 e R5-R20
- FIGURA 27. Correlações: V'máx50 e R5
- FIGURA 28. Correlações:V'máx75 e R20

FIGURA 29. Correlações: V'máx75 e R5

FIGURA 30. Correlações: V'máx50 e R20

FIGURA 31. Correlações: VEF1 e R20

FIGURA 32. Coeficientes de determinação entre espirometria e oscilometria

FIGURA 33. Curva ROC: Variável Fres

FIGURA 34. Curva ROC: Variável X5

FIGURA 35. Curva ROC: Variável R5 – R20

FIGURA 36. Curva ROC: Variável X20

FIGURA 37. Curva ROC: Variável Z

FIGURA 38. Curva ROC: Variável R20

FIGURA 39. Curva ROC: Variável R5

LISTA DE TABELAS

TABELA1. Comparação entre os parâmetros oscilométricos de tabagistas e não tabagistas

TABELA2. Características os grupos estudados

TABELA3. Diagnósticos clínicos no grupo obstrutivo

TABELA4. Valores médios dos parâmetros espirométricos em todos os grupos

TABELA5. Valores médios da resistência nas várias frequências medidas pela oscilometria em cada grupo

TABELA6. Valores médios da reactância nas várias frequências medidas pela oscilometria em cada grupo

TABELA7. Coeficientes de correlação

TABELA8. Sensibilidade e Especificidade dos parâmetros da IOS

1. INTRODUÇÃO

1.1. Histórico

A Oscilometria de Impulso (Impulse Oscillation System - IOS) é uma nova versão da técnica das oscilações forçadas (Forced Oscillation Technique – FOT), segundo os trabalhos de Müller e Voguel em 1981. A FOT determina a mecânica respiratória superimpondo pequenos sinais externos à respiração espontânea do indivíduo, sendo realizada sem fechamento da válvula conectada à peça bucal e sem manobras respiratórias forçadas⁴⁹.

Dubois e col. , em 1956 , descreveram um método oscilatório para medida das propriedades mecânicas do pulmão e do tórax baseado na teoria das vibrações, até o momento aplicadas somente à eletricidade.^{13,25} Entretanto, não despertou muito interesse, talvez devido à maior atração despertada pelo método da pletismografia de corpo inteiro que foi redescoberta no mesmo ano, pelos mesmos autores,

A partir de 1965 os estudos foram retomados, com Karl Muysers. . Em 1968 Grimby e col. publicam outro ensaio sobre o método. Em 1971, Smith em colaboração com Muysers, publica uma modificação do método oscilatório de monofreqüências. Não havia análise computadorizada o que era um grande problema.⁵²

Desde 1970, com o desenvolvimento de microprocessadores, a aplicação de técnicas de processamento de sinais se tornaram disponíveis, permitindo a análise do sinal complexo pela transformada de Fourier.²⁵

Em 1976, com Korn e colaboradores, surgiu a idéia de usar tubos como referência da impedância porque o tubo tem uma baixa resistência para as freqüências da respiração espontânea e alta impedância para a freqüência a 10Hz. Neste mesmo ano, Landser e col desenvolveram um equipamento trabalhando com múltiplas freqüências. Usaram um sinal de ruído pseudo-randômico com igual amplitude em todas as freqüências aplicadas. Em 1978, a Siemens construiu um equipamento baseado nos aperfeiçoamentos de Korn, com

cálculos da resistência e reactância a 10 Hz. O equipamento não diferenciava os componentes de reactância, isto é capacitância e inertância porque trabalhava somente em uma freqüência.⁵²

Desde 1972, inicialmente com Preslin e após com outros autores, estavam sendo investigadas freqüências até 70, 200 e 256 Hz, mas foi observado que freqüências acima de 32 Hz não eram úteis para a análise da mecânica pulmonar^{52,20}.

Em 1981, Muller e Vogel publicaram um texto “The Impulse Oscillometry” , substituindo uma mistura de freqüências geradas eletricamente e aplicadas durante um certo tempo, por um impulso elétrico retangular. Este sistema tornou o método mais simples e com idêntica eficácia.

Os primeiros estudos clínicos, com o objetivo de detectar precocemente várias doenças pulmonares foram de autoria de Van Noord, Kobayashi, Preslin e outros em 1990. Neste ano, na Antuérpia, um encontro patrocinado pela Comunidade Européia de Bio-engenharia, permitiu as primeiras recomendações para Standards Técnicos que permanecem em vigor.²⁰

Em 1994, Johannes Vogel e Udo Smidt publicaram o livro “Impulse Oscillometry” que se constitui em uma obra básica sobre tema⁵².

Em 1995, J.Vogel, D.Nolte e H.J.Smith publicaram o Workshop Impulse Oszillimetrie, contendo 15 textos de autores com experiência na matéria.

O método oscilatório se desenvolveu durante os últimos anos e compreende distintas técnicas. Denominam-se monofreqüência ou multifreqüência segundo a quantidade de freqüências que se usa para sua interpretação e “Pseudorandom noise” (a mesma amplitude para todas as freqüências aplicadas) ou oscilometria de impulso (mescla de freqüências em forma de pulsos), segundo as características do sinal de pressão aplicado.³⁵

Os equipamentos de FOT variam entre os vários laboratórios com estudos clínicos. A maior parte dos grupos desenvolveram a sua própria instrumentação na década de 1990, mas tem se tornado claro que a medida da FOT não é somente mais sensível, mas também mais específica para avaliar as pequenas vias aéreas do que o fluxo médio expiratório forçado da espirometria.²⁰

Há basicamente dois aparelhos em uso, que diferem no tipo de altofalante que produz a oscilação forçada. O ROS (Respiratory Oscillation System) da Sensormedics produz um ruído pseudo-randômico com pressão de oscilação sinusoidal e foi desenvolvido seguindo as experiências do grupo de Paris. O equipamento calcula resistência e reactância entre 4 e 30Hz . O IOS (Impulse Oscillation System) da Jaeger produz breves impulsos individuais alternando entre pressão positiva e negativa 5 vezes por segundo.²⁰ A energia contida no impulso elétrico, retangular, reduz-se continuamente com aumento da frequência. Um altofalante especial tem sido usado no IOS para compensar este efeito na energia do sinal elétrico. Em 5Hz, a amplitude do sinal é ótima.²

Vários trabalhos em sido publicados na literatura internacional, principalmente com crianças e utilizando predominantemente FOT. Até o momento, não há estudos brasileiros publicados usando a IOS. A FOT já vem sendo empregada em Brasília e no Rio de Janeiro, tendo sido alvo de algumas publicações no Brasil e exterior^{1,16,27,36}.

1.2. Técnica de Oscilações Forçadas

A resistência das vias aéreas é a diferença de pressão entre o alvéolo e a boca dividida pelo fluxo. A pressão na boca é facilmente medida com um manômetro e o fluxo com um fluxômetro. A pressão alveolar é mais difícil de obter, mas pode ser deduzida de medidas feitas na pletismografia de corpo inteiro.⁵⁵ As vias aéreas possuem uma zona central e uma periférica de base alargada. A resistência central, que corresponde a 90%, pode ser medida pelas técnicas convencionais como a pletismografia, balão esofágico e a técnica de oclusão, mas a resistência das vias aéreas mais periféricas, que corresponde a 10%, não pode ser adequadamente quantificada por estes métodos. O local primordial da resistência na árvore brônquica está nos brônquios de médio calibre, sendo que os bronquíolos contribuem relativamente pouco para a resistência total. Na zona mais periférica não há praticamente débitos e as resistências são resultantes da relação entre as pressões diferenciais e os débitos por ela condicionados.⁹

A IOS se baseia em pulsos de pressão aplicados ao sistema respiratório de um indivíduo respirando espontaneamente e analisa a resposta resultante da via aérea. Esta relação de pressão e fluxo obtida reflete a resistência das vias aéreas e a elasticidade pulmonar.⁴² O sistema usa a deflação da membrana de um altofalante que, estimulada eletricamente, gera impulsos de pressão que se sobrepõem à ventilação espontânea normal, permitindo analisar as respectivas respostas de variação de pressão e fluxos para o cálculo da impedância.^{9,35} Existem dois transdutores, um de débito (V) e outro de pressão bucal (P) conectados ao pneumotacógrafo, que permitem o traçado em ventilação espontânea e posteriormente a curva débito-volume, a que se irão sobrepor os sinais de impulso do altofalante, separados da respiração espontânea por filtração de sinal. A transformada de Fourier permite decompor os sinais de pressão aplicados e os de fluxo resultantes em funções senoidais elementares.^{36,25,3}

O gerador produz pulsos de pressão de magnitude limitada com 30-40 ms de duração. Estes pulsos definem amplitudes e fases inerentes ao componente sinusoidal (fig.1). A pequena duração da onda de impulso por si mesma proporciona linearidade do sinal de pressão e fluxo em face das alterações dinâmicas da respiração no sistema respiratório.⁴⁹ A IOS é diferente do FOT porque, na IOS, um impulso (uma onda de forma retangular) é aplicada pelo altofalante, enquanto na FOT aplica-se um somatório de oscilações senoidais ou um ruído pseudorandômico aleatório, e há diferenças ao processá-las.²⁵

A discriminação das oscilações forçadas superimpostas ao fluxo e pressão respiratória subjacente na IOS estão expostas na figura superior e o registro de um impulso retirado na figura inferior. (fig1)

A onda de impulso, chamada de sinal, contém inúmeras frequências e a distribuição destas se chama espectro. Os sinais provenientes dos transdutores de pressão e fluxo, contendo informações sobre o processo em estudo são analisados pela transformada de Fourier.⁴⁵ Aplica-se a transformada de Fourier para discriminar as componentes de frequência dos sinais de pressão e fluxo. Após este processamento matemático tem-se curvas de amplitude e fase que representam o comportamento destes sinais no domínio frequência. O sistema

respiratório não é linear, assim as oscilações precisam ser pequenas em relação ao sinal para que a não linearidade não comprometa a utilização da transformada de Fourier ^{25,36,45}. Para cada frequência, a relação entre fluxo e pressão deve ser considerada pois determina uma resistência respiratória complexa denominada impedância (Z).^{22,25} (fig.2). A IOS permite medir a resistência periférica a partir da reação que a emissão dos impulsos pulsáteis origina, gerando uma resposta sob a forma de pressões e débitos de impulso.⁹

Esta técnica abrange todo o sistema respiratório regionalizando e quantificando a sua resistência. A impedância respiratória (Z), que varia em função das frequências, tem duas constituintes: a Resistência (R) e a Reatância (X). A Capacitância Periférica em 5Hz (X5) é o parâmetro que nos permite caracterizar a zona periférica mais profunda. Reflete a elasticidade toraco-pulmonar e a variação de volume pulmonar. A melhor sensibilidade é dos valores medidos em frequências baixas.³⁵ A possibilidade de medir R e X simultaneamente é a maior vantagem da técnica das oscilações.¹⁵

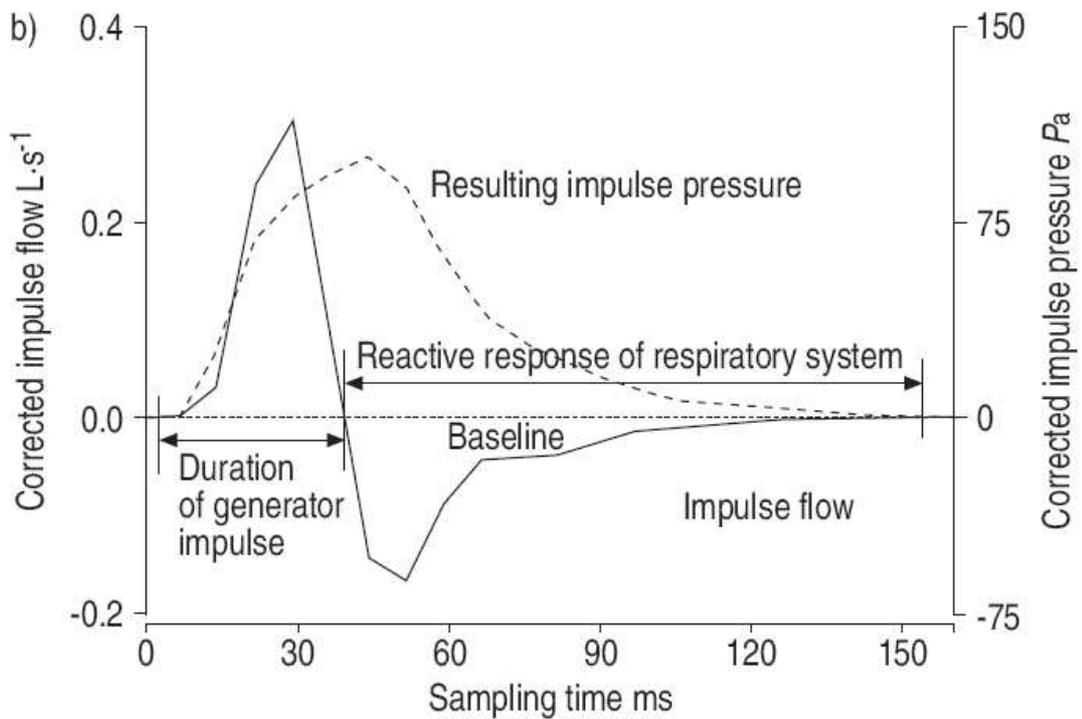
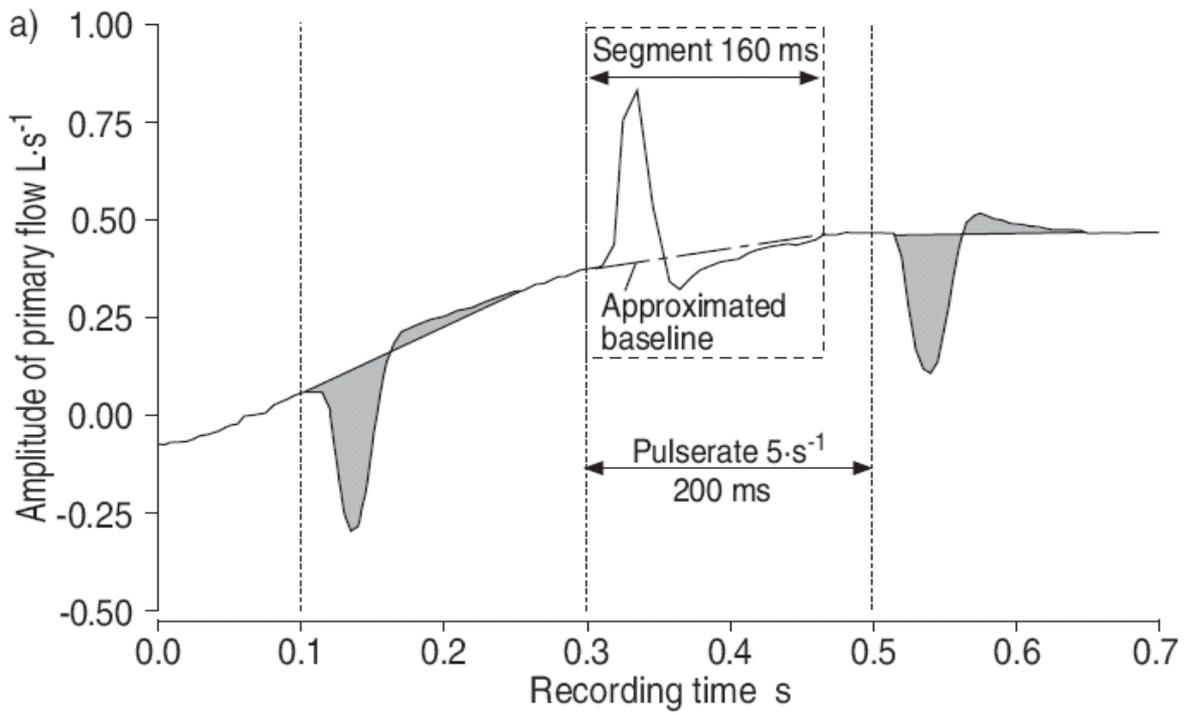


Fig.1. Registro do fluxo do paciente com os impulsos sobrepostos

$$\underline{Z}_{rs}(f) = \frac{\underline{P}_{rs}(f)}{\underline{V}'_{rs}(f)} \quad \{0 < f \leq f \text{ max}\}$$

$$\underline{Z}_{rs}(f) = R_{rs}(f) + jX_{rs}(f) \quad \{0 < f \leq f \text{ max}\}$$

$$X_{rs}(f) = \omega \cdot I - \frac{1}{\omega \cdot Ca} \quad \omega = 2 \cdot \pi \cdot f \quad \{0 < f \leq f \text{ max}\}$$

$$\omega_0 \cdot I = \frac{1}{\omega_0 \cdot Ca} \quad \omega_0 = 2 \cdot \pi \cdot f_{\text{res}}$$

$$f_{\text{res}} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{I \cdot Ca}}$$

Fig. 2. Cálculo da Impedância, reatância e frequência de ressonância.

As bases sobre resistência do sistema respiratório estão contidas no anexo ao final deste trabalho. Trata-se de uma revisão de minha autoria e do Dr Carlos Alberto Pereira que faz parte das Diretrizes para Provas de Função Pulmonar de 2002. A IOS é umas das técnicas utilizadas para mensuração de resistência.(anexo)

1.3. Justificativa

A oscilometria de impulso é um método não invasivo com uma aparelhagem de pequenas dimensões, exigindo colaboração mínima do paciente e apenas alguns segundos de um bom traçado. Pode ser realizado por crianças e idosos. Oferece a oportunidade de diferenciação das desordens ventilatórias, permitindo a regionalização da obstrução das vias aéreas e um aprofundamento da sua avaliação nas zonas mais periféricas. A espirometria, que é o exame mais básico em função pulmonar, requer esforço por parte do paciente na realização das manobras respiratórias e a necessita inspiração profunda, o que pode influenciar no tono brônquico.

2. OBJETIVOS

Avaliar as alterações da mecânica respiratória em relação à resistência e reactância das vias aéreas medidas pela oscilometria de impulso (IOS), em pacientes com e sem distúrbio ventilatório obstrutivo na espirometria.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1. Pacientes

Estudamos três grupos de indivíduos. O primeiro constituído de voluntários adultos (acima de 18 anos) não tabagistas, sem história de doença pulmonar e que apresentavam espirometria normal. Este grupo foi denominado Grupo Controle Não Fumante. O segundo, constituído de voluntários adultos, tabagistas ou ex-tabagistas, sem queixas respiratórias ou história de doença pulmonar e com espirometria normal. Este grupo foi denominado de Grupo Controle Fumante. O terceiro grupo foi formado por pacientes adultos com obstrução, Grupo Obstrutivo, divididos pelo grau de obstrução ventilatória: incipiente(DVOI), leve(DVOL), moderada (DVOM) e grave(DVOG). A classificação dos distúrbios ventilatórios em leve, moderado e grave já está classicamente estabelecida pelas Diretrizes Brasileiras para Testes de Função Pulmonar de 2002¹¹. Utilizamos o termo incipiente para definir pacientes com redução apenas no V'máx50 (Fluxo Expiratório máximo a 50% da Capacidade Vital Forçada) e V'máx75 (Fluxo Expiratório máximo a 75% da Capacidade Vital Forçada) que tornou-se um grupo individualizado para análise.

Os indivíduos dos grupos controle foram voluntários retirados da comunidade. Os pacientes do grupo obstrutivo foram pacientes ambulatoriais do Serviço de Pneumologia do Hospital de Clínicas de Porto Alegre que realizaram exames na Unidade de Fisiologia Pulmonar e que aceitaram submeter-se ao teste. Os pacientes incluídos possuíam obstrução definida na espirometria e tinham diagnóstico de asma⁷, DPOC⁸ ou queixa respiratória em investigação (dispnéia, ronco, tabagismo). Excluímos pacientes com patologias causadoras de distúrbio restritivo.

A maioria dos autores concorda que o peso afeta as medidas funcionais quando se torna excessivo (DPFP 2002)¹¹. Decidimos excluir pacientes com um IMC (Índice de Massa Corporal) acima de 30 Kg/m².

Em relação ao sexo, tivemos o cuidado de não ter uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos já que os homens adultos têm fluxos e volumes superiores às mulheres (DPFP 2002)¹¹.

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética do Grupo de Pesquisa e Pós-graduação do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (GPPG-HCPA 00-005) e foi obtido consentimento informado de cada paciente que submeteu-se ao teste.

3.2. Espirometria

As curvas fluxo-volume foram realizadas em um espirômetro de marca Jaeger (Master Screen IOS, Erich Jaeger, Germany), sempre pela manhã e com o mesmo técnico, seguindo normas técnicas padronizadas (Diretrizes). A CVF (Capacidade Vital Forçada), o VEF1 (Volume Expiratório Forçado no 1º segundo), o V'máx 50 (Fluxo Expiratório Forçado a 50% da CVF) e o V'max75 (Fluxo Expiratório Forçado a 75% da CVF), foram retirados das curvas em valores percentuais e absolutos. Pelo menos três manobras foram realizadas, de acordo com os critérios técnicos das Diretrizes Brasileiras para Testes de Função Pulmonar (DPFP 2002)¹¹. Não testamos a variação ao broncodilatador. A unidade de medida utilizada foi L no volumes e L/s nos fluxos. O equipamento foi calibrado antes da execução de cada exame.

3.3. Oscilometria de impulso (IOS)

A oscilometria de impulso (IOS) foi realizada em um equipamento de marca Jaeger (Master Screen IOS, Erich Jaeger, Germany), com software – versão 4.34. Avaliamos a impedância respiratória (Z), a resistência respiratória (R) e a reactância (X) nas frequências de 5, 10, 15, 20, 25 e 35 Hz, assim como a frequência de ressonância (Fres). A frequência de 30Hz não é disponibilizada pelo equipamento utilizado. Seguimos o método descrito por Vogel et al ⁵² detalhado a seguir. Os parâmetros considerados pelo fabricante como significativos para diagnóstico são Z, R5, R20, X5 e Fres. Todos os exames foram realizados pela manhã previamente à execução da espirometria, para afastar a

possibilidade de aumento da responsividade gerada pelas manobras respiratórias forçadas e para minimizar a influência da fadiga. O horário do exame é importante porque há diferença da reactância e resistência nas horas do dia.¹² Não testamos a variação ao broncodilatador. A unidade de medida utilizada para os parâmetros do IOS foi mmHg/L/s. A calibração de volume é executada diariamente com uma seringa de 2 litros e a calibração da impedância é realizada mensalmente. A calibração da resistência é obtida com a colocação de uma resistência de referência com exatamente: 0,2 kPa/L/s.

Equipamento: O equipamento é composto de um pneumotacógrafo, com uma adaptação em Y e uma resistência terminal com efeito insignificante na respiração. (fig.3) O gerador externo de impulsos é constituído de um altofalante, que por deflecção de sua membrana, gera um estímulo pulsátil (pulsação de pressão/débito), através do adaptador em Y, desencadeando a resposta pulmonar que será registrada. Há dois sensores: um de débito (V) e outro de pressão bucal (P), conectados ao pneumotacógrafo, que permitem o registro da ventilação espontânea e da curva débito/volume que vai se sobrepor aos sinais do impulso sonoro, separados da respiração espontânea por filtração de sinal. Desta forma, o pneumotacógrafo e o transdutor de pressão registram o sinal composto, contendo atividades respiratórias e sinal de impulso forçado para processamento.⁴⁹ O fluxo é medido por um pneumotacógrafo aquecido tipo Lilly, com uma resistência menor que 0,05kPa (L/s) em 10L/s, com uma razão de rejeição de modo comum de 70 dB em 35 Hz, limite de fluxo +20L/s, frequência de resposta de 0-100 Hz e precisão de $\pm 2\%$ de 0,2 a 12L/s. O lado proximal do pneumotacógrafo é conectado ao transdutor de pressão. Os sinais de pressão e fluxo provenientes dos impulsos se separam dos provenientes da respiração através de uma análise de tempo e frequência e só se utilizam as primeiras para o cálculo da impedância.³⁵ São processados após terem passado por um filtro com banda de passagem de 4 a 40 Hz, assim a atividade respiratória é quase eliminada.^{45,35} O número de amostras define os valores medidos considerados para a Transformada de Fourier. Na IOS, 32 amostras é o valor utilizado, o que

providencia, por um lado, uma boa supressão da atividade respiratória durante a determinação da impedância e por outro lado, assegura que as constantes de tempo respiratório serão estimadas.⁴⁹

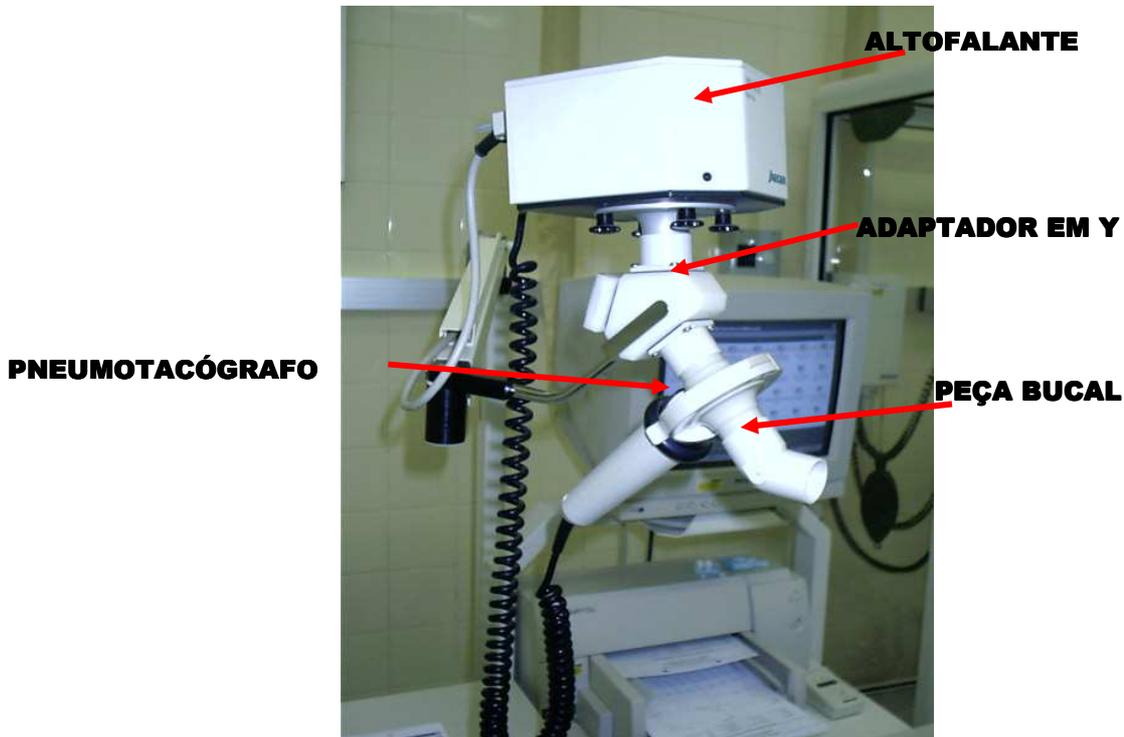


Fig. 3. Equipamento Master Screen IOS Jaeger

Técnica: Orienta-se o paciente a ficar sentado, com o “clip” nasal, a cabeça em posição neutra, sem contrações da glote, sustentando suas bochechas firmemente e respirando o ar ambiente via uma conexão entre a peça bucal e o resistor terminal (fig 4). Há aumento da impedância se há falha na contensão da face (efeito shunt). É mais perceptível em pacientes com obstrução prévia.^{3,45} Há trabalhos mostrando igual eficácia entre o suporte com as mãos ou suporte para o músculo facial.²¹ O altofalante transmite breves impulsos de pressão via adaptador em Y, pneumotacógrafo e peça bucal, para o aparelho respiratório. O

pneumotacógrafo e o transdutor de pressão registram o sinal composto contendo atividades respiratórias e sinais de impulso forçado para posterior processamento.



Fig 4. Exame oscilométrico em execução

Parâmetros oscilométricos: A IOS mede uma resistência respiratória complexa, que varia com a frequência sonora e chama-se **Impedância (Z)**. Ela possui duas constituintes: **Resistência (R)** e **Reactância (X)**. A **R** é considerada inertiva – consumidora de energia e a **X** é considerada capacitiva – acumuladora de energia. A reactância é a representante mais verdadeira da resistência das vias aéreas mais periféricas. A **Frequência de Ressonância (Fres)** é o ponto de encontro da linha da reactância com a linha zero. É o ponto em que a reactância capacitiva (elástica) e inercial se tornam iguais.²⁰ Submetendo-se o componente real da impedância a uma regressão linear, entre a frequência de 5 e 35Hz, obtem-se a intercepção zero e a inclinação da relação da impedância resistiva em relação à frequência.⁵⁷ Desta forma, separam-se as baixas frequências capacitivas das altas frequências inertivas. Em adultos normais, está entre 7-12 Hz (aumenta com a idade e em crianças é maior que em adultos).⁴⁹

Nos gráficos (fig. 5 e fig. 6), as ordenadas y representam R e X (R à esquerda e X à direita) e na abscissa estão registradas as frequências em Hertz

(no IOS trabalha-se entre 5 e 35 Hz). Há uma linha tracejada que correspondente ao zero na ordenada à direita. Esta linha zero é cruzada por uma linha oblíqua, que divide a reactância em 2 partes: acima constitui a **Inertância - I** (reflete o movimento da coluna de ar na via aérea) e abaixo a **Capacitância Periférica** (reflete e a elasticidade toraco-pulmonar e a variação de volume pulmonar). O encontro desta linha oblíqua com o ponto zero da ordenada corresponde à frequência de ressonância (Fres).

Resistência respiratória (R): A R inclui a resistência proximal e distal das vias aéreas (central e periférica), do tecido pulmonar e da parede torácica. A resistência central domina, enquanto a resistência do tecido pulmonar e da parede torácica são negligenciáveis⁴⁹. R5 representa a resistência total das vias aéreas e R20 a resistência central das vias aéreas. A resistência periférica corresponde à diferença entre R5 e R20⁶. Em normais: R quase independe da frequência das oscilações, mas pode aumentar levemente em altas frequências (devido ao efeito de shunt das vias aéreas superiores). Se há obstrução: o R aumenta acima do normal. **Obstrução central** eleva o R independente da frequência. **Obstrução periférica** eleva o R em baixas frequências e cai com o aumento da frequência. Decorre da redistribuição do fluxo devido a alterações nas propriedades elásticas reativas periféricas.⁴⁹ Frequências abaixo de 15Hz são consideradas baixas e acima de 20Hz são altas.

Reactância respiratória (X): É o componente reativo da impedância respiratória. Inclui a força para mover a coluna aérea nas vias aéreas condutivas definida como Inertância (I) e as propriedades elásticas periféricas expressas como Capacitância (Ca). A Capacitância (Ca) não é idêntica à complacência. O componente de X associado à Ca é negativo em sinal e mais proeminente em baixas frequências. O componente de X associado à Inertância é sempre positivo em sinal e domina as altas frequências. A X é influenciada pelas frequências de oscilação. A baixa frequência capacitiva expressa essencialmente a habilidade do sistema respiratório de armazenar energia capacitiva existente na periferia pulmonar. A reactância capacitiva periférica em 5Hz mostra aumento da negatividade tanto na obstrução como na restrição (fibrose pelo endurecimento

pulmonar e no enfisema pela redução do recolhimento elástico/hiperinsuflação).⁴⁹ O X em baixas frequências é particularmente sensível à hiperinsuflação pulmonar, enquanto a R5 pode estar próximo do normal ou somente moderadamente aumentada, a X5 se mostra muito anormal.²³

Enquanto a frequência é baixa, a onda de oscilação é longa e pouco absorvida, entrando em todas as partes do pulmão. A oscilação também é afetada pela frequência respiratória subjacente. R5 reflete a R total das vias aéreas. Quando a frequência é alta, a onda é curta e não pode entrar nos alvéolos. A oscilação é afetada pelo “shunt” das vias aéreas superiores. Assim, R20 reflete a resistência central das vias aéreas. Em baixas frequências, a reactância representa principalmente as propriedades elásticas do sistema respiratório e o componente inercial é muito pequeno.³⁷

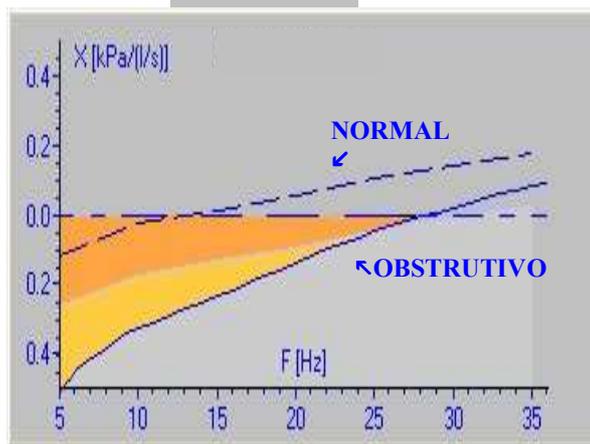


Fig.5 Curva da Reactância

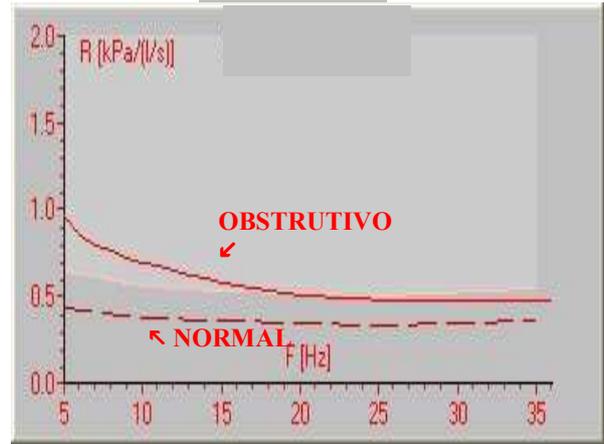


Fig.6 Curva da Resistência

Coerência: A função de coerência é um índice que avalia a proporção de ruído em relação aos sinais medidos e à linearidade do sistema estudado. Só se aceitam curvas com uma coerência maior que 90% sobre 10Hz.³⁵ Em cada uma das frequências, a função de coerência, limitada entre 0 e 1, nos permite avaliar a reprodutibilidade das medidas de impedância, sendo 0.9 o limite inferior para aceitação.⁴⁹

A verificação da coerência não tem sido realizada no IOS. A função do valor da coerência foi substituída por um índice de confiança não conhecido, assim não podemos rejeitar valores.²⁵ O software usado neste estudo não mostra a função de coerência. Ele só aceita valores que estão com a coerência adequada. Entretanto o uso da função de coerência é opcional quando o coeficiente de variação dos parâmetros da impedância é informado. O coeficiente de variação é um índice de confiabilidade e reprodutibilidade, devendo estar entre 5-15%.^{45,40,24}

3.4. Análise estatística

Os dados foram expressos como médias e desvio padrão.

Os resultados dos vários parâmetros foram avaliados usando-se a Análise de Variância (ANOVA).

A partir da detecção de diferença estatisticamente significativa no parâmetro idade entre os grupos foi realizada a Análise de Covariâncias na comparação dos parâmetros. Os ajustes para comparações múltiplas foram realizadas através do teste das diferenças mínimas significativas (LSD – Least Significant Difference).

O grau de associação entre as variáveis espirométricas e oscilométricas foram observados através do cálculo do coeficiente de correlação de Pearson (r). Como as correlações não eram lineares, procuramos um melhor ajuste com equações não lineares, optando-se pelos coeficientes de determinação (r^2) logarítmica e cúbica.

A acurácia para expressar a relação entre sensibilidade e especificidade para detectar obstrução das vias aéreas foi avaliada através da curva ROC (Receiver Operator Characteristic). Ela mostra a possibilidade das taxas positivas verdadeiras (sensibilidade) e os falso-positivos (1-especificidade).

Para todas as comparações os valores de p considerados significativos foram abaixo de 0,05.

A análise estatística foi efetuada utilizando-se o programa SPSS.

4. RESULTADOS

O **Grupo Controle Não Fumante** ficou constituído de 42 indivíduos, o **Grupo Controle Fumante** de 25 e o **Grupo de Obstrutivos** de 110 pacientes, divididos em 23 incipientes, 23 leves, 20 moderados e 44 graves.

A análise inicial dos grupos mostrou uma diferença estatisticamente significativa entre as médias das idades entre o Grupo Controle e o Obstrutivo, estando os pacientes de faixa etária mais elevada no DVOG. Os valores obtidos no estudo de Guo²⁴ com pacientes entre 75 e 91 anos para a R e Fres (entre 4 e 16 HZ) podem ser comparados com valores obtidos em adultos jovens, testados em frequências similares. Smith (2005)⁴⁹ refere aumento da Fres com a idade e, como sabemos que, a Capacidade Vital Forçada atinge seus valores máximos em torno dos 25 anos no sexo masculino e 20 anos no feminino, iniciando-se uma fase de declínio entre 35-40 anos, decidimos analisar o comportamento dos valores oscilométricos nas faixas etárias do grupo controle. Encontramos aumento significativo no X20 no grupo abaixo de 30 anos em relação à década de 30-40 ($p=0,049$) e redução significativa na Fres e da R5-R20 abaixo de 30 anos em relação ao grupo acima de 40 ($p=0,039$ e $p = 0.018$). Decidimos excluir do estudo os indivíduos abaixo de 30 anos e trabalhamos apenas com indivíduos de idade igual ou acima de 30 anos. O grupo controle inicial, que possuía 67 pacientes, passou para 42. Mesmo com este ajuste, os controles permaneciam com idade inferior sendo necessário o uso de um corretor estatístico para homogenizar as amostras no momento das comparações.

A idéia inicial foi comparar fumante e não fumante, mas o início da análise dos dados não mostrou, tanto nos parâmetros da IOS como na espirometria, diferença estatisticamente significativa entre fumantes e não fumantes (tabela 1). Decidimos, então, tornar o grupo controle único, incluindo fumantes e não fumantes, para efetuar as análises.

TABELA 1. Comparação entre os parâmetros oscilométricos de tabagistas e não tabagistas (n = 67)

TABAGISMO → PARÂMETROS ↓	NÃO MÉDIA	DP	SIM MÉDIA	DP	p
Z (mmHg/L/s)	2,80	± 0,81	3,08	± 1,23	0,51
R5(mmHg/L/s)	2,67	± 0,74	2,97	± 1,21	0,40
R20(mmHg/L/s)	2,11	± 0,61	2,24	± 0,98	0,99
R5-R20(mmHg/L/s)	0,56	± 0,29	0,73	± 0,65	0,41
X5(mmHg/L/s)	- 0,73	± 0,34	-0,72	± 0,50	0,97
X20(mmHg/L/s)	0,62	± 0,61	0,62	± 0,98	0,99
Fres(Hz)	11,21	± 2,82	11,91	± 2,98	0,53

As características dos grupos em relação ao sexo, idade e índice de massa corporal encontram-se na tabela 2 e os diagnósticos dos pacientes do Grupo Obstrutivo estão expostos tabela 3.

TABELA 2. Características dos grupos estudados (n=177)

GRUPOS→ CARACTERÍSTICAS ↓	C (n=67)	DVOI (n=23)	DVOL (n=23)	DVOM (n=20)	DVOG (n=44)
IDADE (anos) *	46±11	53±12	57±12	62±11	53±11
IMC (Kg/m ²)	26 ±2,53	27±2,19	26±2,5	26 ±2,60	25 ±2,97
SEXO F (n)	22	10	15	11	19
SEXO M (n)	45	13	8	9	25

F: feminino

M: masculino

* Idades entre 30 e 72 anos

TABELA 3. Diagnósticos clínicos no grupo obstrutivo (n = 110)

OBSTRUTIVOS→ DIAGNÓSTICO↓	DVOI	DVOL	DVOM	DVOG	TOTAL
DISPNÉIA ISOLADA	5	5	1	0	11
TABAGISMO	7	4	1	0	12
RONCOS	6	1	0	0	7
DPOC	3	8	12	35	58
ASMA	2	5	6	9	22
TOTAL	23	23	20	44	110

Analisando os valores médios retirados das curvas fluxo-volume, em cada grupo, observamos que, em todos os parâmetros avaliados, há diferença estatisticamente significativa entre os grupos, exceto no V'máx50 e V'máx75 entre o DVOM e DVOG (tabela 4).

TABELA 4. Valores médios dos parâmetros espirométricos em todos os grupos (n = 177)

GRUPOS→ PARÂMETROS↓	C (n=67)	DVOI (n=23)	DVOL (n=23)	DVOM (n=20)	DVOG (n=44)
VEF1 (L/s)	3,45 ±0,77	2,82 ±0,81	1,89 ±0,48	1,47 ±0,45	0,79 ±0,22
VEF1/CVF (%)	100 ±10	91 ±11	70 ±10	54 ±6	29 ±7
Vmáx50 (L/s)	4,60 ±1,05	2,79 ±0,82	1,38 ±0,47	0,71 ±0,34	0,31 ±0,12
Vmáx75 (L/s)	1,49 ±0,47	0,69 ±0,26	0,36 ±0,17	0,21 ±0,12	0,12 ±0,06

Analisando a **Resistência (R)** nas várias freqüências, observamos que **na R5** não há diferença estatisticamente significativa entre o Controle e o DVOI(p=0,28), DVOI e DVOL(p=0,09), DVOM e DVOG(p=0,19). O Controle difere de todos os demais, exceto do DVOI (tabela 5)(fig.7).

Na R20 não há diferença estatisticamente significativa entre o Controle e o DVOI (p=0,452), o DVOI e o DVOL(p=0,078), o DVOL e o DVOM(p=0,153), o DVOM e o DVOG(p=0,307). O Controle difere dos demais, exceto do DVOI (tabela 5)(fig.9)

Na diferença R5-R20 não observamos diferença estatisticamente significativa entre o Controle e o DVOI(p=0,273) e o DVOI e DVOL(p=0,291). O Controle difere de todos os demais, exceto do DVOI (tabela 5)(fig.8)

Na R35 não há diferença estatisticamente significativa entre os grupos. O controle é semelhante ao demais (tabela 5)

As figuras 7,8 e 9 mostram os valores médios de R5, R5-R20 e R20 em cada grupo e estão assinaladas as comparações sem significância estatística (p > 0,05).

TABELA 5. Valores médios da resistência nas várias freqüências medidos pela oscilometria em cada grupo (n = 177)

GRUPOS → PARÂMETROS ↓	C (n=67)	DVOI (n=23)	DVOL (n=23)	DVOM (n=20)	DVOG (n=44)
R5 (mmHg/L/s)	2,78 ±0,95	3,18 ±1,24	3,90 ±1,39	4,93 ±2,11	5,42 ±1,73
R10(mmHg/L/s)	2,60 ±0,92	2,76 ±0,99	3,32 ±1,19	3,97 ±1,57	4,20 ±1,08
R15(mmHg/L/s)	2,44 ±0,87	2,54 ±0,85	3,02 ±1,00	3,60 ±1,36	3,58 ±1,21
R20(mmHg/L/s)	2,16 ±0,76	2,27 ±0,77	2,68 ±0,83	3,02 ±1,14	2,81 ±0,83
R25(mmHg/L/s)	2,15 ±0,75	2,21 ±0,77	2,60 ±0,77	2,80 ±1,02	2,60 ±0,78
R35(mmHg/L/s)	2,18 ±0,79	2,19 ±0,76	2,49 ±0,72	2,65 ±0,94	2,45 ±0,74
R5-R20 (mmHg/L/s)	0,62 ±0,46	0,91 ±0,66	1,21 ±0,84	1,90 ±1,12	2,62 ±1,16

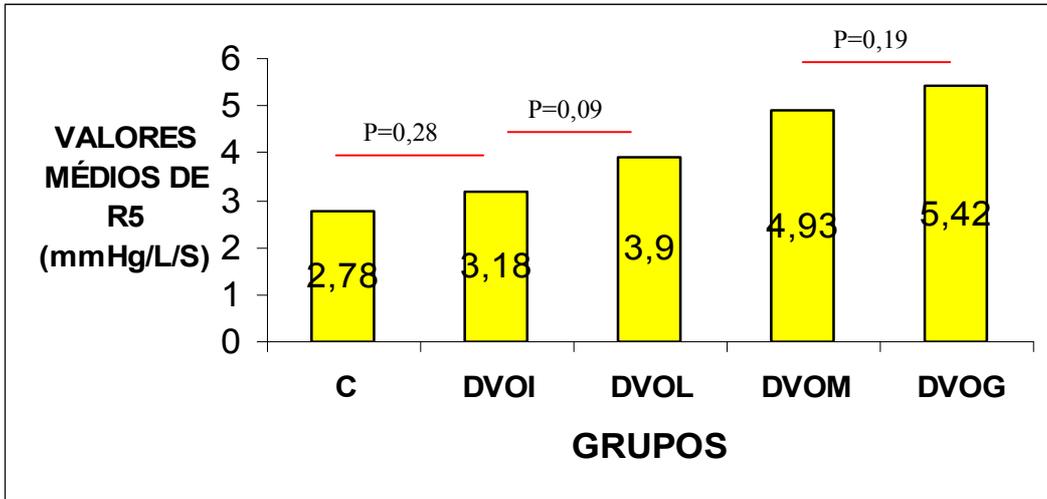


Fig.7. Valores médios de R5 (n=177)

p > 0,05

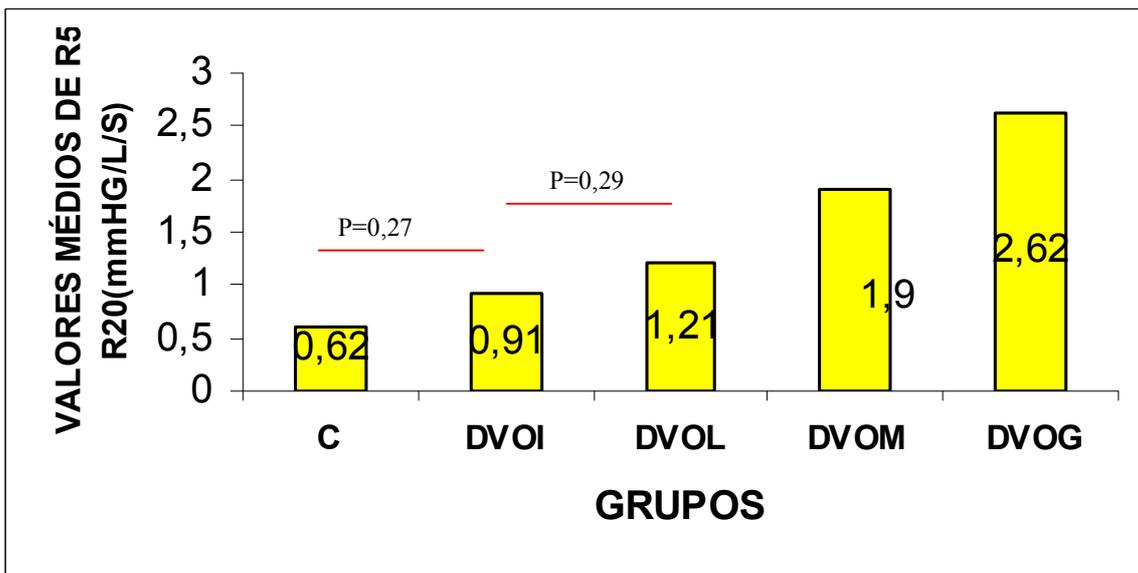


Fig.8. Valores médios de R5-R20 (n=177)

p > 0,05

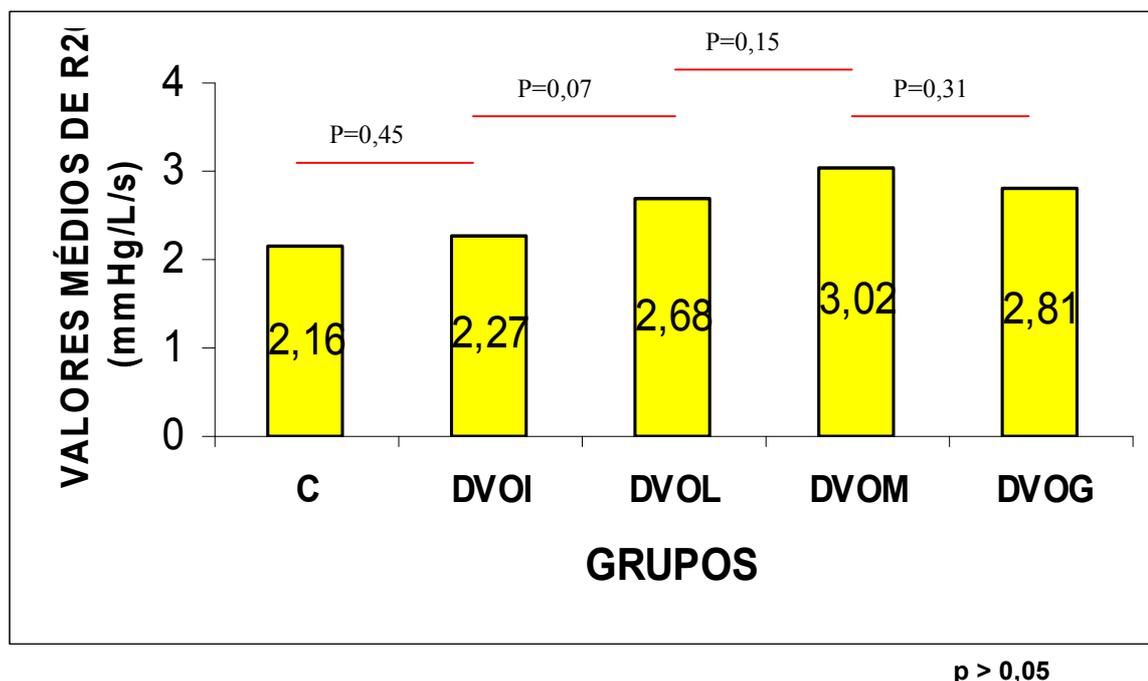


Fig9. Valores médios de R20 (n=177)

Analisando a **Reatância (X)** nas várias freqüências, observamos que **na X5** não há diferença estatisticamente significativa entre o Controle e o DVOI ($p=0,105$) e entre o DVOI e DVOL ($p=0,612$) O Controle difere de todos os demais, exceto do DVOI (tabela60(fig .10).

Na X20 não há diferença estatisticamente significativa apenas entre o DVOI e DVOL ($p=0,499$), entre os demais há. O Controle difere de todos os demais. (tabela6) (fig 11)

Na X35 não há diferença estatisticamente significativa entre o Controle e o DVOI ($p=0,106$) e o DVOI e DVOL($p=0,899$), entre as demais há. O Controle difere de todos os demais, exceto do DVOI. (tabela 6)

A **Freqüência de Ressonância (Fres)** não mostrou diferença estatisticamente significativa entre o DVOI e DVOL. Controle difere de todos os demais, exceto do DVOI. (tabela 6) (fig 12)

A **Impedância Respiratória (Z)** não mostrou diferença estatisticamente significativa entre o Controle e o DVOI ($p=0,213$) e o DVOI e DVOL($p=0,134$). O Controle difere de todos os demais, exceto do DVOI. (tabela 6)(fig.13)

As figuras 10, 11, 12 e 13 mostram os valores médios de X5, X20, Fres e Z em cada grupo e estão assinaladas as comparações sem significância estatística ($p > 0,05$).

TABELA 6. Valores médios da reactância nas várias frequências medidos pela oscilometria em cada grupo (n = 177)

GRUPOS → PARÂMETROS ↓	C (n=67)	DVOI (n=23)	DVOL (n=23)	DVOM (n=20)	DVOG (n=44)
X5 (mmHg/L/s)	-0,73 ±0,40	-1,18 ±0,87	-1,35 ±0,77	-2,13 ±1,22	-3,41 ±1,73
X10(mmHg/L/s)	-0,07 ±0,22	-0,39 ±0,59	-0,59 ±0,55	-1,25 ±0,89	-2,16 ±1,03
X15(mmHg/L/s)	0,24 ±0,21	-0,03 ±0,49	-0,17 ±0,49	-0,80 ±0,75	-1,40 ±0,80
X20(mmHg/L/s)	0,62 ±0,22	0,38 ±0,38	0,28 ±0,42	-0,31 ±0,60	-0,78 ±0,55
X25(mmHg/L/s)	0,99 ±0,27	0,77 ±0,36	0,68 ±0,41	0,17 ±0,46	-0,22 ±0,43
X35(mmHg/L/s)	1,61 ±0,38	1,42 ±0,42	1,42 ±0,48	1,08 ±0,36	0,71 ±0,38
Fres (Hz)	11,47 ±2,88	14,56 ±4,74	16,48 ±4,93	21,87 ±6,16	26,96 ±4,74
Z((mmHg/L/s)	2,90 ±0,98	3,42 ±1,46	4,18 ±1,50	5,45 ±2,43	6,50 ±2,20

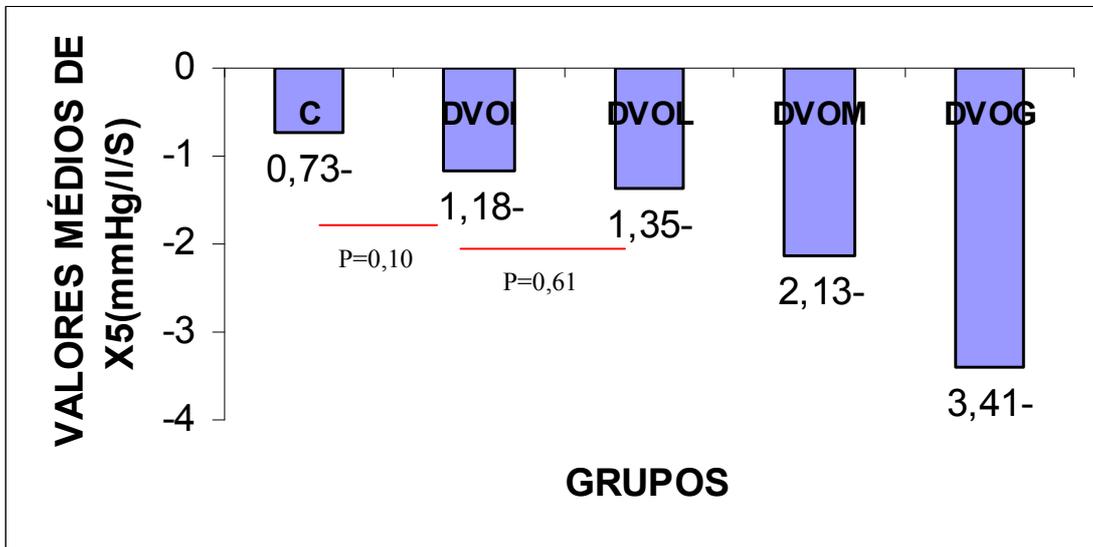


Fig.10 Valores médios da X5 (n=177)

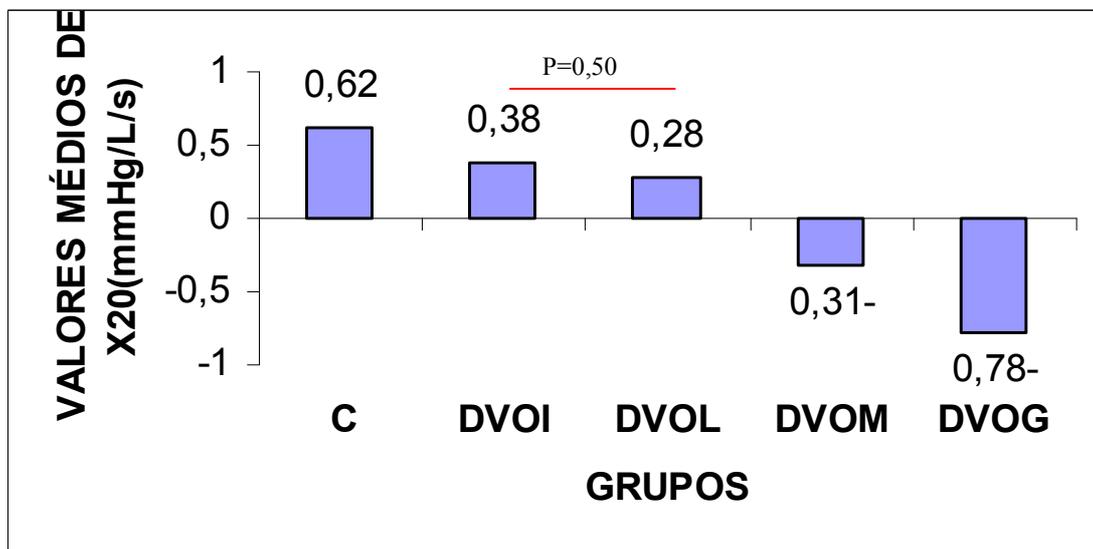


Fig.11 Valores médios da X20 (n=177)

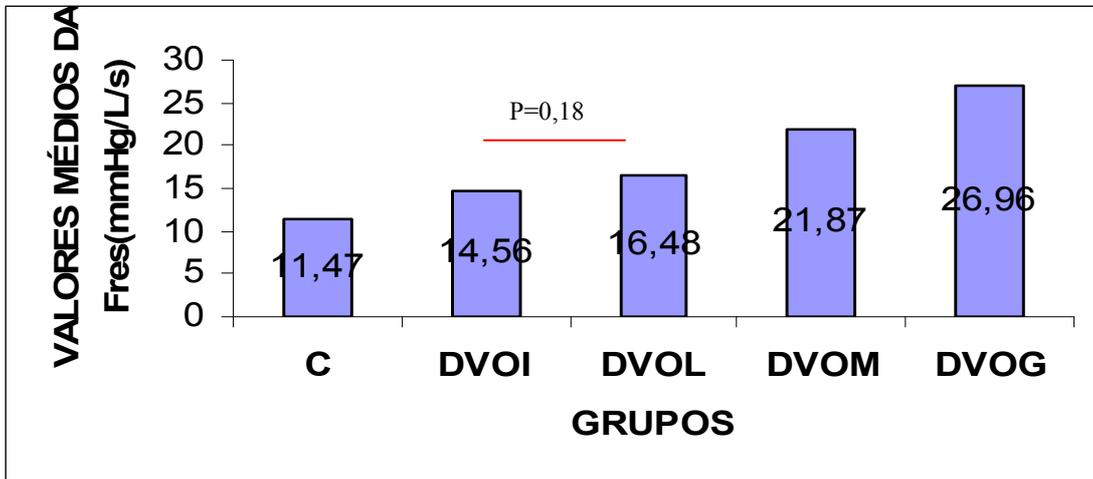


Fig.12 Valores médios da Fres (n=177)

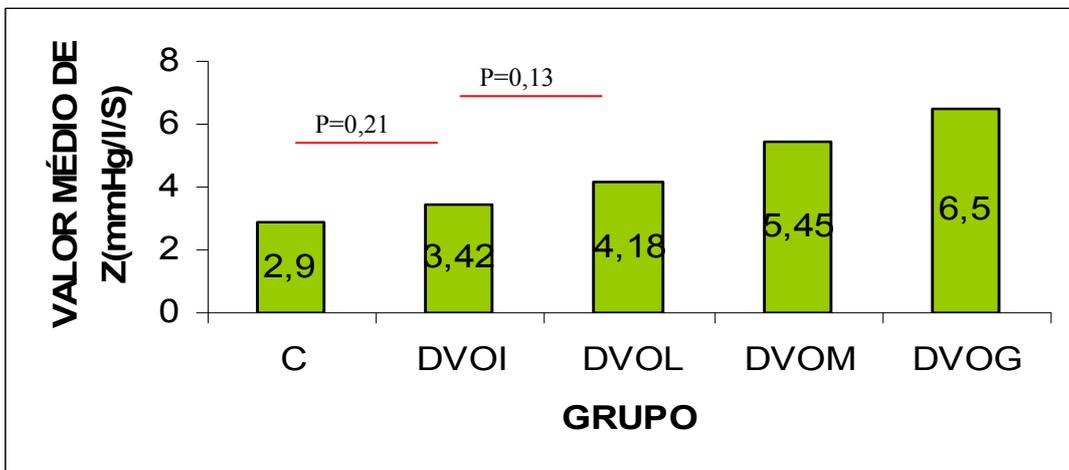


Fig.13. Valores médios da Z (n=177)

Analisando o comportamento da Resistência nas freqüências de 5, 10, 15, 20, 25, e 35 Hz observamos uma tendência de aproximação dos valores médios à medida que a freqüência aumenta, sendo o R35 incapaz de diferenciar os grupos ($p > 0.05$). Na freqüência 20, os valores médios dos grupos tornam-se semelhantes. (tabela 5)(fig. 14.) Calculando-se, em R5, a diferença entre o valor

médio do Controle e o valor médio no DVOG encontramos: 2,64 mmHg/L/s. Esta diferença cai para 0,65 mmHg/L/s ao nível de R20.

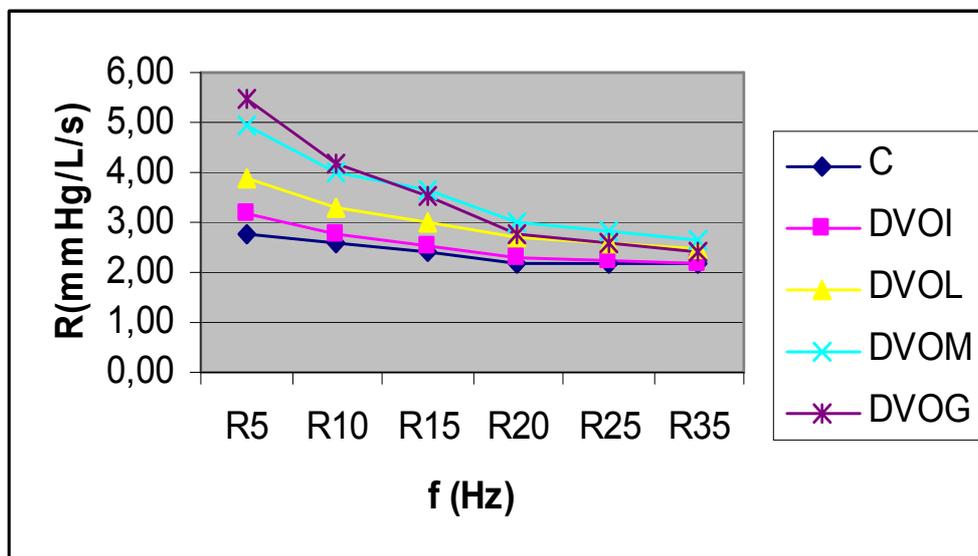


Fig.14. Comportamento da resistência de cada grupo nas diversas frequências (n=177)

Analisando o comportamento da Reactância nas frequências de 5, 10, 15, 20, 25, e 35 Hz observamos uma diferença persistente dos valores médios mesmo com o aumento da frequência, persistindo diferenças significativas entre os grupos até o X35. (tabela6)(fig.15). O comportamento do grupo controle é diferente do DVOG. No primeiro, o X varia 1,35 mmHg/L/s entre 5 e 20 Hz e no segundo varia 4,19 mmHg/L/s entre 5 e 20 Hz.

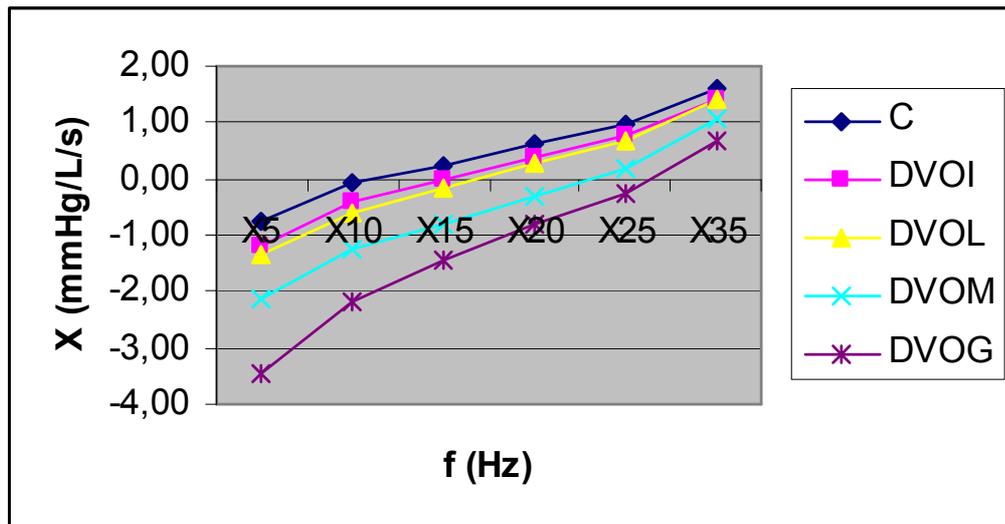


Fig.15. Comportamento da reatância de cada grupo nas diversas frequências (n=177)

Tentando estabelecer uma associação entre os parâmetros espirométricos e oscilométricos, projetamos os valores absolutos individuais encontrados e correlacionamos VEF1, V'máx50, e V'máx75 com R5, R20, R5-R20, Fres, X5 e X20. Os valores das correlações de Paerson (r) encontrados são mostrados na Tabela 7 e nas figuras 16 a 30. Observamos que as correlações mais fortes foram do VEF1, V'máx50, V'máx75 com a Fres ($r = -0.809$, $r = -0.758$, $r = -0.707$, $r = -0.613$, respectivamente). E as mais fracas com o R20 ($r = -0.375$, $r = -0.375$, $r = -0.320$, $r = -0.250$, respectivamente)

Tentando avaliar melhor a associação entre os parâmetros espirométricos e oscilométricos, calculamos vários coeficientes de determinação (r^2) entre as variáveis acima.(Fig. 16 a 31). As melhores linhas de regressão foram a logarítmica para os parâmetros relacionados com VEF1 e V'máx50 e a cúbica para os relacionados com o V'máx75. Os melhores coeficientes obtidos foram:
 $r^2_{\log} : 0.720$

(Fres com VEF1), r^2_{\log} :0.695 (Fres com Vmáx50) e r^2_{cub} 0.643 (Fres com Vmáx75). As mais fracas correlações mantiveram-se com o R20 (r^2_{\log} 0.146 com o VEF1, r^2_{\log} 0.131 com o Vmáx50, r^2_{cub} 0.121 com o Vmáx75).

TABELA 7. Coeficientes de correlação (n=177)

ESPIRO → IOS ↓	VEF1	Vmáx50	Vmáx75
Z	$r = -0,664$ $r^2_{\log}=0,513$	$r = -0,628$ $r^2_{\log}=0,479$	$r = -0,564$ $r^2_{\text{cub}}=0,643$
R5	$r = -0,627$ $r^2_{\log}=0,447$	$r = -0,600$ $r^2_{\log}=0,417$	$r = -0,540$ $r^2_{\text{cub}}=0,387$
R20	$r = -0,375$ $r^2_{\log}=0,146$	$r = -0,375$ $r^2_{\log}=0,131$	$r = -0,320$ $r^2_{\text{cub}}=0,121$
R5-R20	$r = -0,680$ $r^2_{\log}=0,546$	$r = -0,638$ $r^2_{\log}=0,518$	$r = -0,587$ $r^2_{\text{cub}}=0,485$
X5	$r = -0,672$ $r^2_{\log}=0,535$	$r = -0,635$ $r^2_{\log}=0,511$	$r = 0,559$ $r^2_{\text{cub}}=0,472$
X20	$r = -0,773$ $r^2_{\log}=0,683$	$r = -0,721$ $r^2_{\log}=0,655$	$r = 0,669$ $r^2_{\text{cub}}=0,612$
Fres	$r = -0,809$ $r^2_{\log}=0,720$	$r = -0,758$ $r^2_{\log}=0,695$	$r = -0,707$ $r^2_{\text{cub}}=0,643$

P < 0,05

Fres (Hz)

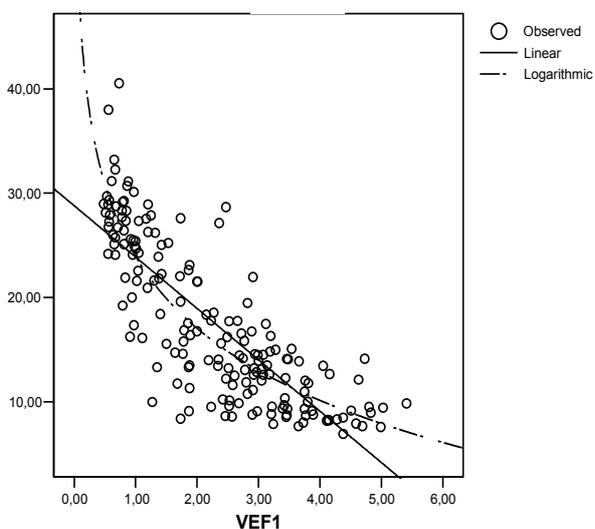


Fig. 16 Correlações: VEF1 e Fres

X5(mmHg/L/s)

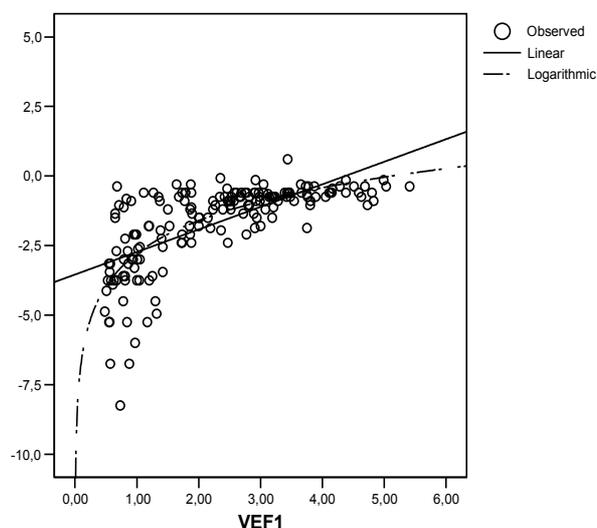


Fig.17 Correlações: VEF1 e X5

X20(mmHg/L/s)

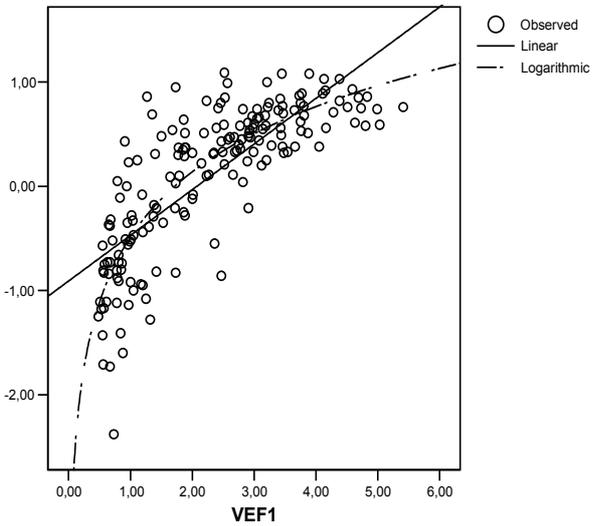


Fig18. Correlações: VEF1 e X20

R5(mmHg/L/s)

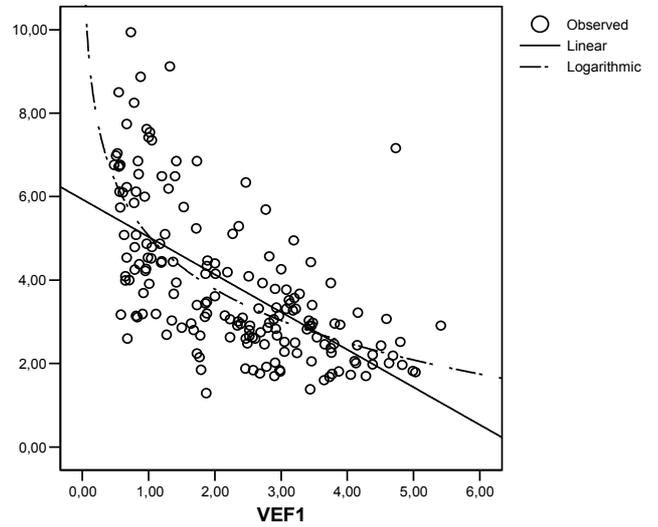


Fig19. Correlações: VEF1 e R5

R5-R20(mmHg/L/s)

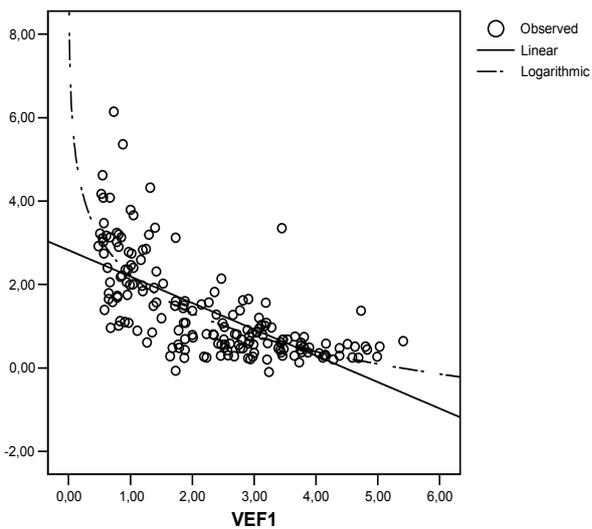


Fig20. Correlações: VEF1 e R5-R20

Fres (Hz)

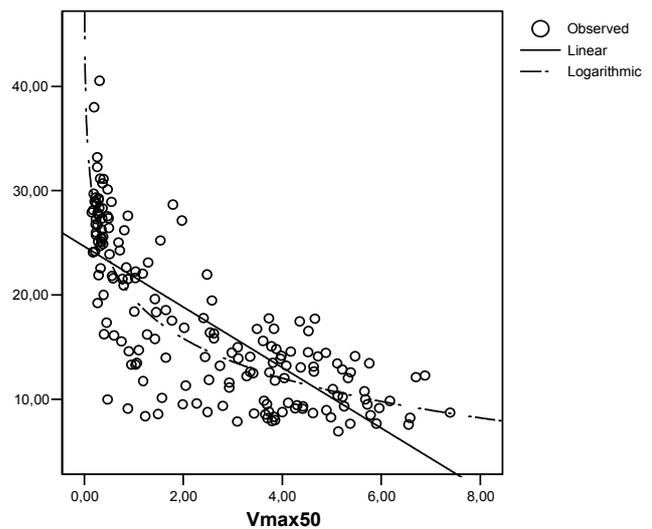


Fig21. Correlações: V máx50 e Fres

X5(mmHg/L/s)

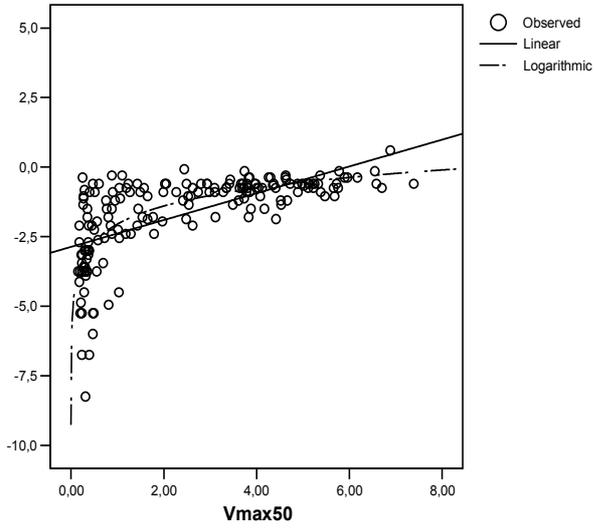


Fig.22Correlações: V' máx50 e X5

X20(mmHg/L/s)

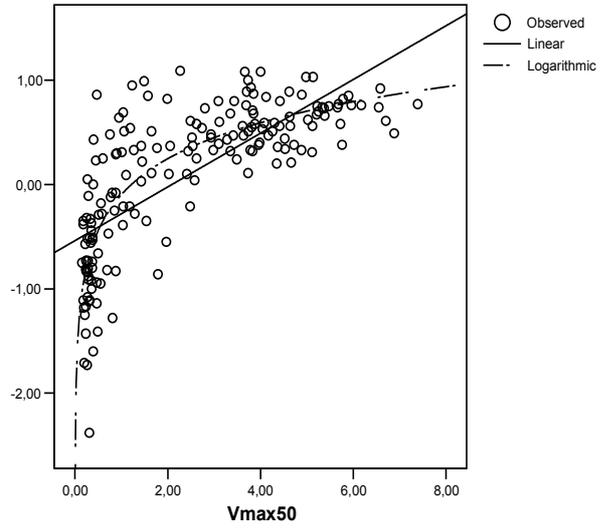


Fig.23Correlações: V' máx50 e X20

X20(mmHg/L/s)

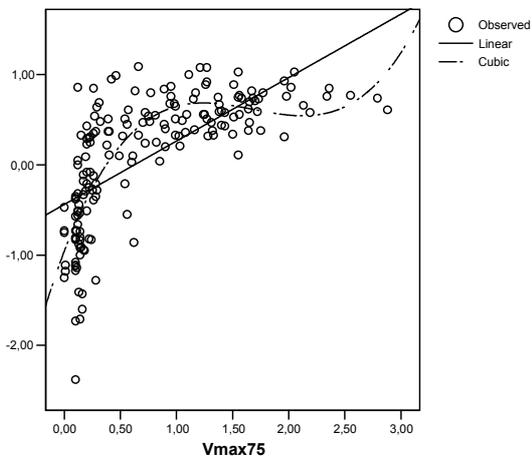


Fig24: Correlações V' máx75 e X20

R5-R20mmHg/L/s

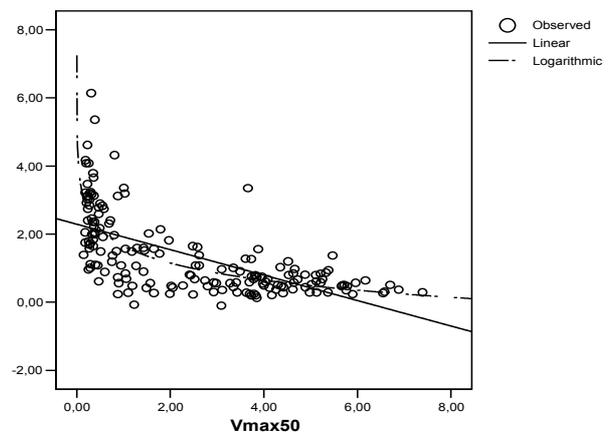


Fig.25:Correlações V' máx50 e R5-R20

R5-R20mmHg/L/s

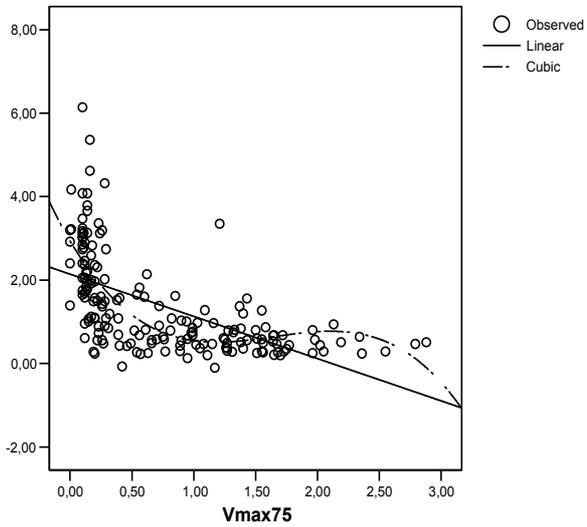


Fig26. Correlações: V' máx75 e R5-R20

R5(mmHg/L/s)

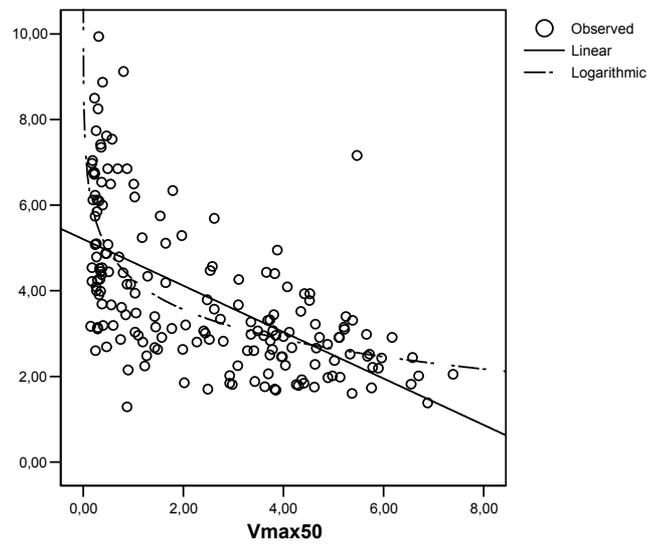


Fig27. Correlações: V' máx50 e R5

R20(mmHg/L/s)

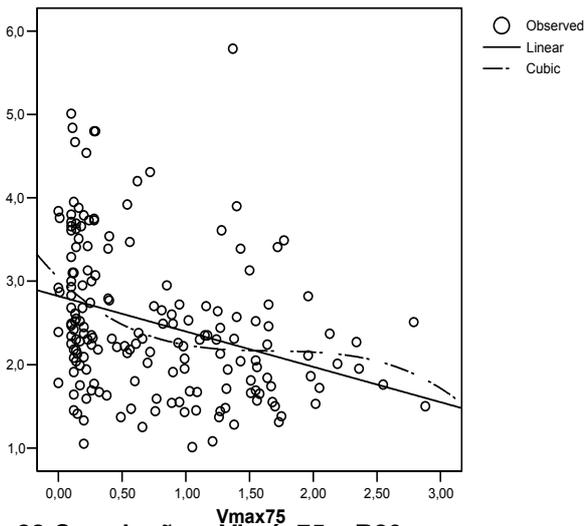


Fig28. Correlações: V' máx75 e R20

R5(mmHg/L/s)

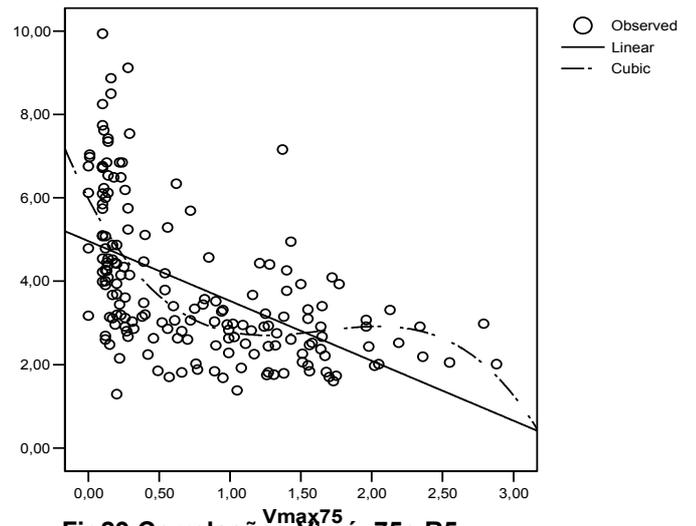


Fig29. Correlações: V' máx75 e R5

R20(mmHg/L/s)

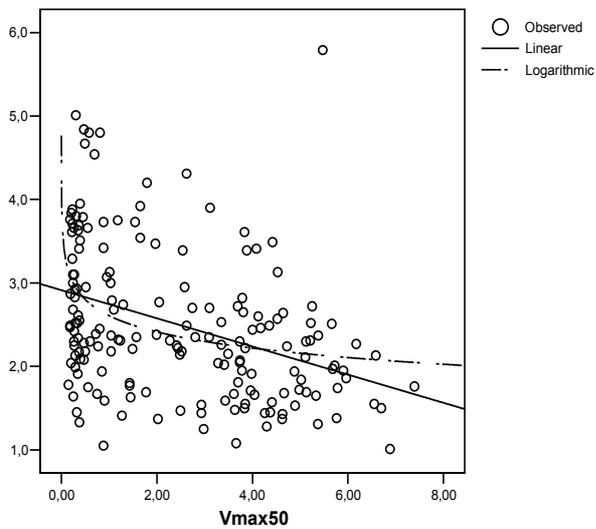


Fig30. Correlações: V'max50 e R20

R20(mmHg/L/s)

R20

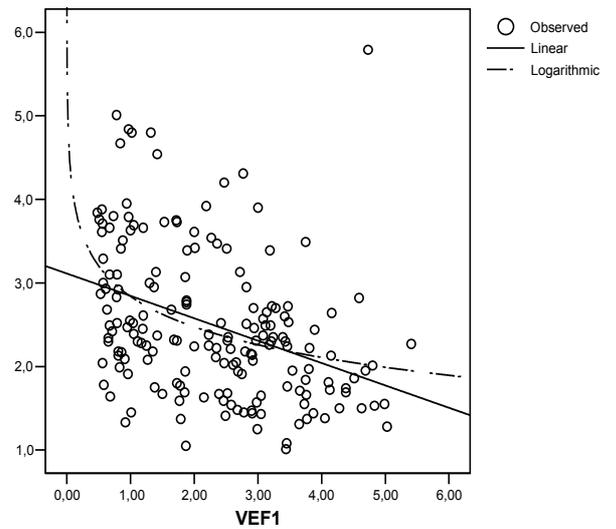


Fig31. Correlações: VEF1 e R20

Uma representação gráfica dos coeficientes de determinação das variáveis espirométricas e oscilométricas está exposta na figura 32. Observamos que a Fres e a X20 são os parâmetros que apresentaram melhor associação com a espirometria.

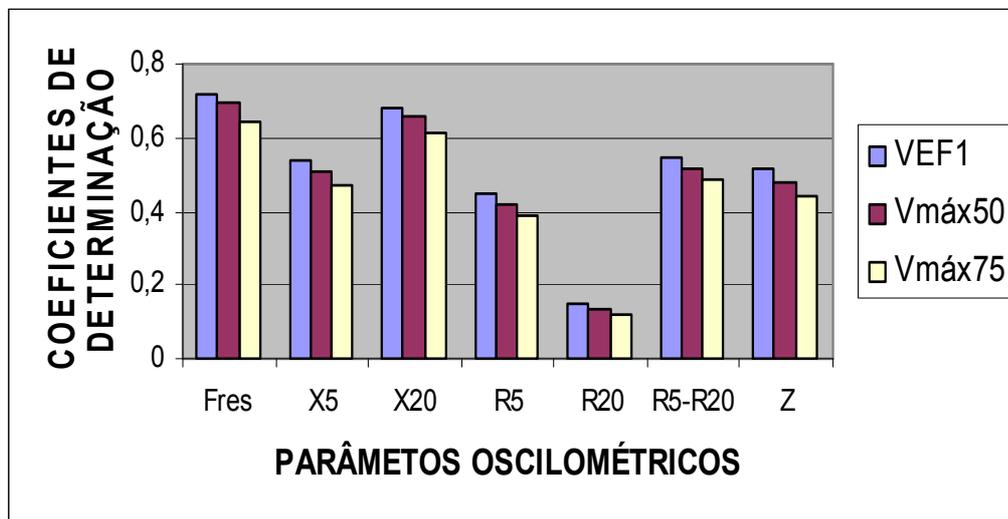


Fig.32. Coeficientes de determinação entre os parâmetros espirométricos e oscilométricos (n=177)

Para avaliar a sensibilidade (S) e especificidade (E) da IOS na detecção de pacientes com obstrução calculamos a curva ROC. Os pacientes foram divididos em 2 grupos: controles e obstrutivos. Entre os obstrutivos há um grupo de pacientes denominado DVOI que refere-se aos pacientes com comprometimento apenas de vias aéreas de menor calibre pela espirometria. Muitos autores não aceitam esta classificação e nas Diretrizes Brasileiras Para Provas de Função Pulmonar de 2002 não há esta categoria de distúrbio ventilatório. Então criamos três situações: o grupo de DVOI excluído, o grupo de DVOI associado ao grupo controle e o grupo de DVOI associado ao grupo obstrutivo. Não há valores definidos para normalidade em adultos, então optamos por pontos de corte com equilíbrio de valores entre S e E. Nossos resultados mostraram melhor S e E quando o DVOI é excluído de ambos os grupos.(Tabela 8 e Fig. 33 a 39). A Fres e o X20 foram os parâmetros em que conseguimos os melhores valores.

TABELA 8. Sensibilidade e Especificidade dos parâmetros da IOS

	SENSIBILIDADE (S)	ESPECIFICIDADE (E)	VALOR
Fres (Hz)	86%	85%	14,5
R5(mmHg/L/s)	85%	71%	2,99
R20(mmHg/L/s)	79%	55%	2,1
R5 – R20 (mmHg/L/s)	85%	79%	0,8
X5(mmHg/L/s)	87%	75%	- 0,78
X20(mmHg/L/s)	86%	81%	0,41
Z(mmHg/L/s)	80%	77%	3,41

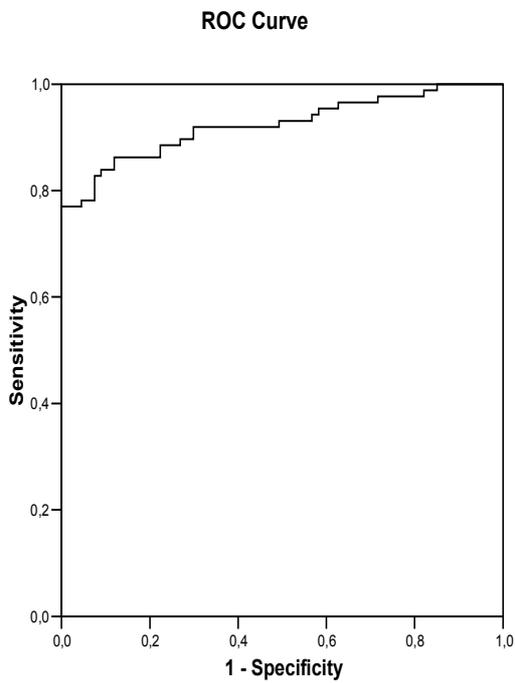


Fig.33 Curva ROC Variável Fres

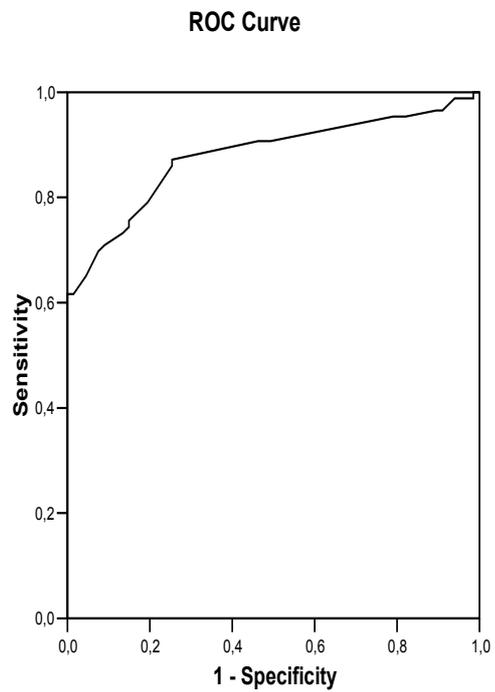
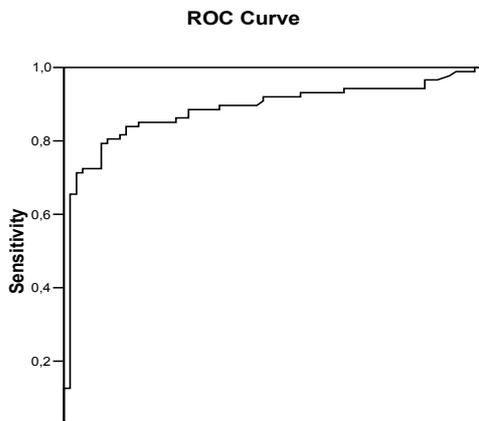
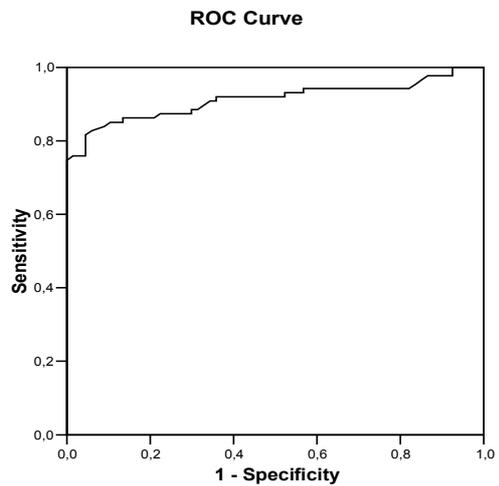


Fig.34 Curva ROC Variável X5



Diagonal segments are produced by ties.

Fig35 Curva ROC Variável R5 - R20



Diagonal segments are produced by ties.

Fig36 Curva ROC Variável X20

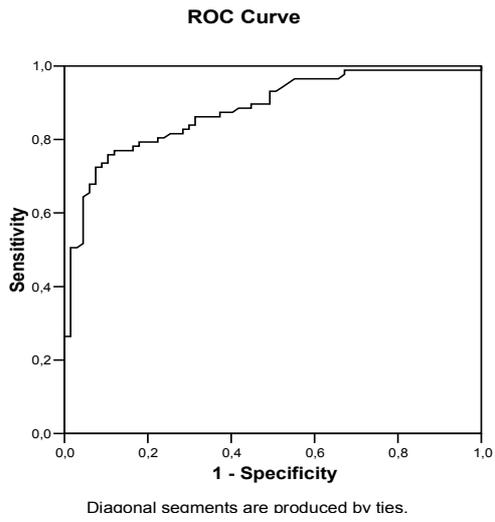


Fig.37 Curva ROC Variável Z

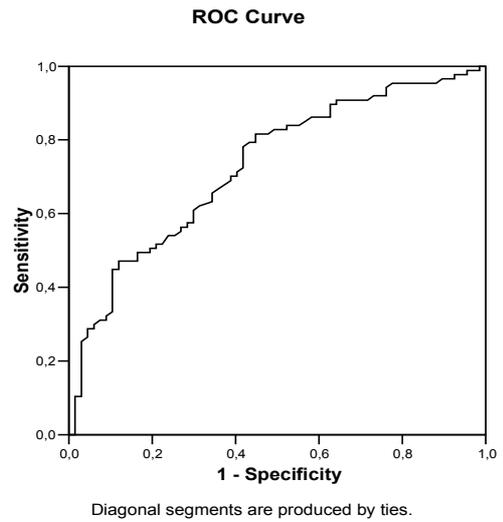


Fig.38 Curva ROC Variável R20

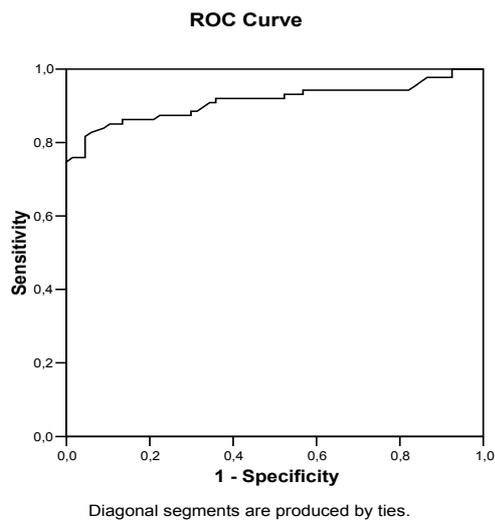


Fig.39 Curva ROC Variável R5

5. Discussão

A Oscilometria de Impulso (IOS) é uma técnica de diagnóstico das alterações da função respiratória, complexa em suas bases teóricas, mas de simples e rápida execução, exigindo colaboração mínima e podendo ser usada em um grande número de doentes, incluindo indivíduos de idade avançada e crianças. O exame disponibiliza um grande número de parâmetros, permitindo uma regionalização da obstrução das vias aéreas e um aprofundamento na avaliação das zonas mais periféricas. A IOS inclui o reconhecimento funcional das pequenas vias aéreas fornecendo informações adicionais aos testes de função pulmonar comumente utilizados.⁴⁹ Auxilia na localização da área de obstrução das vias aéreas, permitindo uma melhor avaliação do comprometimento das pequenas vias aéreas com manobras de fácil execução, complementando a avaliação clínica. Há mais de uma técnica oscilatória e vários equipamentos aplicando este método ou métodos similares nas populações estudadas, tornando difícil as comparações entre os trabalhos. As técnicas mais freqüentemente empregadas, que utilizam sinais de pressão externos aplicados à via aérea são: do somatório de freqüências (FOT), do ruído randômico pusátil (PRN) e das oscilações de pressão sob a forma de pulsos (IOS).⁴⁹ Valores normais para a IOS nas diferentes idades ainda não está bem estabelecido e as modificações no grau e padrão nas diferentes doenças ainda devem ser melhor avaliadas.²⁵ Os valores obtidos com a FOT são menores que com o IOS, principalmente em baixas freqüências e para altas resistências.²⁵ A comparação entre resultados publicados é limitada pela grande variabilidade de técnicas, equipamentos usados e as populações estudadas.³¹ No nosso estudo, comentamos resultados de trabalhos referentes à FOT e à IOS porque o nosso propósito não é discutir valores obtidos, que são diferentes, e sim questionar e analisar o comportamento dos exames, que parecem ser similares.

A influência das características antropométricas como idade, peso, altura e sexo ainda não estão seguramente definidos na IOS. Duiverman (1985)¹⁵ utilizando a FOT em crianças de 2 a 12 anos observou que os valores de R são

superiores nos meninos, mas os valores de X inferiores. Frei (2005)¹⁸ estudou crianças de 3 a 10 anos e observou que a X reduz com a idade e a R e a Fres aumentam. Guo e col²⁴ analisaram 223 indivíduos normais não tabagistas acima de 65 anos. Encontraram R e Fres mais altos em mulheres. As R tendem a ser mais baixas em jovens. A altura é o maior preditor da impedância respiratória pois a idade e peso são negligenciáveis em adultos. Clément J e col.⁵ reuniram 458 escolares entre 4 a 20 anos. Na faixa dos 18 a 20 anos a R é levemente mais elevada em mulheres que em homens. Os valores de R e X de adultos são atingidos aos 15 anos nas meninas e aos 18 nos meninos. Há aumento na desigualdade das constantes ventilatórias com a idade.²⁴ O R é levemente mais baixo que em jovens e levemente mais alto em mulheres. Ducharme, avaliando crianças de 3 a 17 anos observou que a altura é o melhor preditor para a R respiratória total em 8,12 e 16 HZ.¹⁴ No nosso estudo, encontramos uma diferença significativa entre as médias de idade dos grupos. Dividimos os controles em faixas etárias: um grupo com menos de 30 anos, o segundo entre 30 a 40 anos e terceiro grupo acima de 40. Encontramos aumento significativo, após os 30 anos, da Fres e da R5-R20. Foi necessário o uso de um corretor estatístico tornar os grupos comparáveis.

O VEF1 é considerado o parâmetro mais importante na avaliação da obstrução respiratória, sendo o único teste recomendado para uso rotineiro. Para que uma nova técnica seja considerada relevante para aplicação clínica, deve ser altamente correlacionada com o VEF1 ou fornecer informações adicionais.³⁶ Muitas pessoas não conseguem realizar as manobras espirométricas corretamente devido ao esforço necessário para sua execução. Uma técnica que reproduza seus resultados, mas de fácil execução seria o ideal. Na DPOC, as pequenas vias aéreas (na região dos bronquíolos respiratórios) fecham primeiro, assim retendo ar nos alvéolos distais. Este fechamento da via aérea ocorre somente com volumes pulmonares muito baixos, no indivíduo normal.⁵⁵ As vias aéreas periféricas também tem sido reconhecidas como o local principal de obstrução em asmáticos. Nestes, há um aumento da contribuição das vias aéreas distais na resistência pulmonar total.⁵¹ A inflamação distal das vias aéreas pode

causar comprometimento do parênquima e, devido à interdependência mecânica das vias aéreas e do parênquima, pode haver alteração da mecânica pulmonar.⁵¹ Se, com a medida da impedância, pudermos ter um melhor mapeamento da árvore respiratória, teremos uma avaliação mais completa das doenças obstrutivas, com informações complementares à espirometria. Publicações prévias tem confirmado haver correlação entre a resistência das vias aéreas medidas por pletismografia e pela oscilação forçada, atestando sua validade da técnica.¹⁸ Também tem sido encontrada correlação significativa entre volumes expiratórios forçados e a FOT. ²⁴

Na intenção de avaliar a influência do tabagismo nos valores oscilométricos, separamos não tabagistas e tabagistas, todos com espirometrias normais. A diferença da resistência, reactância e Fres não foi significativa, apesar dos valores estarem levemente mais elevados no grupo fumante. Não foi graduada a carga tabágica e 46% dos pacientes neste grupo eram ex-fumantes. O trabalho de Faria e col avaliou a mecânica respiratória em tabagistas e encontrou aumento da resistência media comparando normais e tabagistas com espiro normal.^{16,17} Hayes e cols²⁶ compararam 12 não fumantes e 15 fumantes e encontraram elevações não significativas da R média entre 5 e 30Hz. Kohlhäufel³³ encontrou X mais baixa entre 10-35Hz e Fres mais elevada nos fumantes comparados aos não fumantes (Fres: 12,6 +/- 4.0Hz e 10,8+/-2,9Hz, respectivamente). A R não diferiu entre 10 e 35 Hz. Oostveen⁴⁵ e colaboradores sugerem que a FOT é uma técnica tão eficiente quanto a espirometria para detectar as anormalidades causadas pelo cigarro. Shiota e col,⁴⁸ observaram uma clara diferença com respeito à história de tabagismo nos pacientes ao nível de .R5 e R20. Bisschop² e col. observaram elevações não significativas na R comparando fumantes, ex-fumantes e não fumantes. Coe et col⁶ observaram R mais elevada em fumantes com mais de 45 anos e não com os abaixo de 45 anos. O X foi mais negativo nos tabagistas e modificações deste parâmetro seriam indicações precoces do efeito deletério do cigarro na respiração.⁶ Clement⁴ estudou 442 indivíduos saudáveis e 126 com obstrução leve entre 15 e 57 anos. A FOT foi sensível para separar normais (fumantes e não fumantes) de pacientes com queixas respiratórias. Mesmo que o

FOT não seja um sensível indicador de tabagismo, não implica que a técnica seja inapta para detectar doença pulmonar obstrutiva inicial. Há necessidade de uma melhor especificação da carga tabágica na seleção dos pacientes.

Os pacientes obstrutivos deste estudo foram divididos em grupos de acordo com o grau de obstrução pela espirometria. Introduzimos uma categoria denominada DVOI, referindo-se a pacientes com espirometria alterada apenas ao nível do V'máx50 e V'máx75, com VEF1 normal. A partir do DVOL já há redução do VEF1 e o V'máx50 e V'máx75 vão ficando progressivamente mais comprometidos.

Os parâmetros oscilométricos sugeridos pela Jaeger, são R5 (R total), R20(R central) e R5-R20 (corresponde à R periférica), X5 (reactância a 5Hz) e Fres (Frequência de Ressonância). No nosso estudo, a R5, R5-R20, X5, X20 e a Fres conseguiram separar os pacientes do grupo controle dos grupos:DVOL, DVOM e DVOG. O DVOI apresentou um comportamento intermediário entre os controles e os obstrutivos leves. A R20 não foi discriminativa para os demais grupos. A R35 não mostrou diferença ente os grupos. A análise das médias da R nas frequências estudadas mostra uma tendência não discriminatória dos grupos nas frequências mais altas. Valores mais elevados da R5 foram obtidos nas obstruções mais graves com queda progressiva em direção a R20.

A Fres e a X5 separaram os Controles dos demais, exceto do DVOI. Estas duas vriáveis não separaram DVOI e DVOL. O X20 separou todos, exceto DVOI de DVOL. A análise das médias da X nas frequências estudadas mostra a persistência de uma tendência discriminatória dos grupos ao longo das frequências. A negatividade em X5 é maior nos obstrutivos mais graves. A X20 foi um parâmetro discriminatório, ainda que não destacado no manual do equipamento.

A impedância (Z) discrimina C dos grupos obstrutivos, exceto do DVOI.

As melhores correlações foram entre a Fres com VEF1 ($r = -0,809$ e $r^2_{\log} = 0,720$), Fres com Vmáx50 ($r = -0,758$ e $r^2_{\log} = 0,695$), Fres com Vmáx75 ($r = -0,707$ e $r^2_{\text{cub}} = 0,643$) e a X5 com VEF1 ($r = 0,672$ e $r^2_{\log} = 0,535$) . A correlação mais fraca foi do R20 com VEF1($r = 0,375$ e $r^2_{\log} = 0,146$).

A FOT se correlaciona com os índices espirométricos de obstrução como o VEF1 e V'máx50. Crianças com VEF1 < 80% do previsto tem médias mais altas em R0 e R16 que crianças com VEF1 > 80% do previsto. Este aumento está relacionado ao grau de anormalidade da função pulmonar.¹⁰

Meigin e col.³⁷ estudaram 57 pacientes com DPOC e 30 indivíduos normais. A R e a Fres foram mais elevadas e a X mais baixa no DPOC. A Fres estava negativamente correlacionada com a função pulmonar (com o VEF1 - 0.671 e com o Vmax50 -0.666). A X5 positivamente correlacionado com a função pulmonar. R20 não teve correlação com a função pulmonar. As nossas observações foram semelhantes com valores superiores nas correlações citadas. Índices mais sensíveis para detectar DPOC: Fres e R5, mais baixo R20. Concordamos com o autor que considera a Fres como melhor e o R20 mais fraco.

Vink avaliou a R e X entre 5-35 Hz em 19 crianças com asma antes e após metacolina.⁵⁴ O VEF1 se correlacionou bem com R5 e R10 (r = -0,71 e -0,75 p<0,001) e com o X5 e X10 (r = 0,52 e 0,57 p<0,001). Nossos valores de correlação entre VEF1 com R5 e VEF1 com X5 em adultos, foram similares(-0,627 com R5 e 0,672 com X5).

Li C e col avaliaram 50 pacientes com DPOC e observaram que a R periférica aumenta em relação ao grupo de normais, também a Fres aumenta e a X periférica reduz ao mesmo tempo. Estes dados são comparáveis aos nossos que mostram uma R5 e uma Fres mais elevadas e uma X5 mais reduzida nos pacientes obstrutivos.

A negatividade de X nas baixas frequências está aumentada no DPOC devido à obstrução das vias aéreas periféricas com resultante contração da periferia pulmonar exposta à oscilação de baixa frequência. O X é mais sensível para detectar obstrução periférica no DPOC que o R.⁴⁹

Olaguibel,⁴² analisando 33 crianças asmáticas entre 3 e 6 anos, observou que a R obtida através do IOS em baixas frequências foram reprodutíveis e correlacionados com o VEF1 na espirometria e a resistência na pletismografia (Raw). Os coeficientes de correlação encontrados foram: entre R5 e VEF1: -0,51

e entre R5 e a Raw: 0,49. Nós obtivemos um r de -0,625 entre a R5 e VEF1 em adultos.

Zerah e col. , estudando 22 pacientes com asma e 20 com DPOC, encontrou uma relação linear significativa ($r=0,7$) entre a condutância retirada do FOT e o VEF1 da espirometria na resposta ao broncodilatador.⁵⁷

Em pacientes com DPOC, as curvas da R e X geralmente estão claramente alteradas, com uma R frequência dependente, e uma Fres aumentada.⁴

Kim e col.³² realizou um estudo para avaliar a utilidade da FOT em pacientes com asma, para estimar a associação entre a severidade da asma e os parâmetros da FOT e a relação entre FOT e espirometria. Em 216 pacientes, foram medidos pela FOT Z, R5, R20, R35 e Fres. O VEF1, CVF, FMEF foram retirados da espirometria. Há diferença de acordo com a severidade na: Fres, R5, R20, R5-R20 ($p < 0,05$). O VEF1 se correlacionou significativamente com a Fres ($r=-0,55$), com a R5 ($r=0,48$) e com a Z ($r=-0,49$). As nossas correlações do VEF1, com Fres foi -0,809 com a R5 foi -0,627 e com Z foi -0,664. A separação da gravidade foi melhor obtida com Fres, e R5-R20 em nosso estudo. A R20 não foi discriminatória.

No estudo de Villa Asensi e col.⁵³ em 34 pacientes com fibrose cística foi observada uma correlação significativa entre VEF1 e R total, seguida pela Z, Fres, R5 e X5. Observou também um enfraquecimento das correlações entre o VEF1 e as R nas frequências acima de 5Hz. Estes dados concordam com nossos resultados que mostram correlações significativas entre as variáveis espirométricas e oscilométricas, com enfraquecimento das variáveis relacionadas ao R nas frequências mais altas.

PS Beraldo¹ estudou 8 tetraplégicos e 25 saudáveis com média de idade de 24 anos. Fez pletismografia e FOT. Avaliou a Z, Fres, R5 e R10 pela FOT. A R na pletismografia foi diferente entre os grupos. A FOT não detectou alterações entre os grupos antes e após administração de ipratropio. A correlações com a Raw obtidas foram: $r= 0,46$ com a Fres, $r= 0,43$ com a R5 e $r= 0,43$ com a Z..

Di Mango e col. estudaram 15 pacientes com DPOC e Controles. A R foi menor nos controles e no obstrutivos leves e moderados ficaram sobrepostos. A

diferenciação entre as classes diminuiu com o aumento da frequência. Os pacientes graves exibiram R mais elevadas ao longo de todas as frequências, com inclinação mais acentuada e o X mais negativo. Estes dados ratificam as nossas observações que mostram os pacientes graves com R mais elevada, reduzindo-se ao longo das frequências.

Hellinckx²⁵, seu estudo com asma e DPOC observou redução da amplitude dos sinais de pressão e fluxo à medida que a frequência aumenta. Tanto na FOT como na IOS. O que vai ao encontro das nossas observações, mostrando uma queda do R à medida que a frequência aumenta. As altas frequências se tornam menos acuradas.

Zerah e col⁵⁷ estudando um grupo de pacientes com asma e DPOC observou aumento da R na FOT mais marcada em baixas frequências. Isto tem sido associado à falta de homogeneidade dos pulmões e é comumente observada em obstrução das vias aéreas. “Shunts” das vias aéreas superiores durante a manobra da oscilação forçada tem sido responsável por subestimar a R principalmente em pacientes com obstrução.

O aumento da frequência torna a R não discriminativa. No nosso estudo, na R5, conseguíamos distinguir os grupos, em R20 esta capacidade de separação reduziu-se, tornando-se nula em R35. O estudo de Hellinckx e col. observou que, com o aumento da frequência, a correlação entre a R da IOS e FOT com a pletismografia se torna pobre (r^2 decai de 0,59 em 5Hz para 0,28 em 26Hz).e ficam marcadamente menores em relação à pletismografia em altas frequências. Esta redução pode ser explicada pelo “shunt” das vias aéreas superiores com redução do fluxo oscilatório nas bochechas. Assim, as altas frequências tem menos acurácia para objetivos clínicos²⁵

Janssens³¹ considera a Fres e o R0 os parâmetros com mais alta sensibilidade e especificidade para identificar obstrutivos.

Meigin e col³⁷ analisaram a S e E da IOS para o diagnóstico de DPOC. A Sensibilidade para diagnóstico no DPOC foi: Fres 94,74%, R5: 59,65%, X5: 54,38%. A especificidade foi: Fres 86,66%, R5 96,66%, X5 90%. Em nosso estudo

obtivemos em equilíbrio entre S e E. Nossos valores: 86% e 85% para o VEF1, 85% e 71% para o R5, 79% e 81% para o X5.

O médico nunca deve confiar em uma freqüência isolada , mas considerar as curvas de R/freqüência e X/freqüência como um todo. O valor em 5-6 Hz e a inclinação da da curva de R/freqüência pode ser mais relevante do que cada valor isoladamente. É importante considerar ambos (X e R) na interpretação das propriedades mecânica respiratória.

É uma técnica de grande sensibilidade para detectar obsrução das pequenas vias aéreas e complementar a outros exames de função pulmonar que requerem maior cooperação por parte do paciente como a espirometria.

6. CONCLUSÕES

A análise dos dados permitiu as seguintes conclusões sobre a IOS:

A técnica permite identificar os pacientes obstrutivos.

O parâmetro mais sensível para detecção da obstrução foi a Fres

A R20 não se mostrou um parâmetro discriminatório.

A X20 mostrou-se um parâmetro discriminatório.

A inclinação na curva da resistência entre os obstrutivos foi relevante

Apresenta boa correlação com a espirometria (VEF1, V'máx50, V'máx75)

A reactância foi capaz de separar os graus de obstrução.

Destaca o componente periférico nas obstruções.

É uma técnica rápida com manobras de fácil execução para o paciente.

Poderia ser uma grande ajuda na avaliação da função pulmonar.

É uma técnica com alto potencial na análise da obstrução das vias aéreas.

Ainda em fase experimental, necessitando maiores estudos para aplicação na rotina clínica.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BERALDO PS. Forced Oscillation Technique vs body plethysmograph to assess bronchodilation in tetraplegic patients. *Chest*, oct, 1999.

2. BISSCHOP C, PICHON A, GUÉNARD H and DENJEAN A. Accounting for flow dependence of respiratory resistance during exercise. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 00:1-12, 2003.

3. CARDOSO AP and FERREIRA JMR. Oscilometria de impulso-novo método de avaliação da função respiratória. *Rev Port Pneumol*, vol IV(2): 175-205, 1998.

4. CLÉMENT J, LANDSER FJ and VAN DE WOESTIJNE. Total resistance and reactance in patients with respiratory complaints with and without airways obstruction. *Chest*, 83(2): 215-220, 1983.

5. CLÉMENT J, DUMOULIN B, GUBBELMANS S, HENDRIKS KP and VAN DE WOESTIJNE. Reference values of total respiratory resistance and reactance between 4 and 26 Hz in children and adolescents aged 4-20 years. *Bull Eur Physiopathol Respir*, 23: 441-448, 1987.

6. COE CI, WATSON A, JOYC H, PRIDE NB. Effects of smoking on changes in respiratory resistance with increasing age. *Clinical Science*, 76: 487-494, 1989.

7. III Consenso Brasileiro no Manejo da Asma. SBPT. *J Pneumol*, 28(1), 2002.

8. II Consenso Brasileiro sobre Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica. SBPT. *J Pneumol*, 30(%), 2004.

9. COUTO A, REIS FERREIRA JM e CARDOSO AP. Mecânica Ventilatória. In: Estudo Funcional Respiratório. Antônio Couto e José Manuel Reis Ferreira. Lidel – edições técnicas, Lisboa, 2004.

10. DELACOURT C, LORINO H, FUHRMAN C, HERVE-GUILLOT M, REINERT P, HARF A and HOUSSET B. Comparison of forced Oscillation Technique and the Interrupter Technique for Assessing Airway Obstruction and its Reversibility in Children. *Am J Respir Crit Care Med*, 164: 965-972, 2001.

11. DIRETRIZES PARA TESTES DE FUNÇÃO PULMONAR. SBPT. *J Pneumol*, 28(3), 2002.

12. DREWS D, VOGEL J, WILKE A and SMITH HJ. Impulse oscillometry and body position. *Pneumologie*, 51(2): 478-82, 1997.

13. DUBOIS AB, BRODY AW, LEWIS DH, BURGESS BF. Oscillation mechanics of lungs and chest in man. *J Appl Physiol*, 8:587-594, 1956.

14. DUCHARME FM, DAVIS GM, DUCHARME FM. Measurement of respiratory resistance in the emergency department: feasibility in young children with acute asthma. *Chest*, 111(6): 1519-1525, 1997.

15. DUIVERMAN EJ, CLÉMENT J, VAN DE WOESTIJNE KP, VAN DEN BERGH and KERREBIJN KF. Forced oscillation technique. Reference values for resistance and reactance over a frequency spectrum of 2-26Hz in healthy children aged 2,3-12,5 anos., *Bull Eur Physiopathol Respir*, 21(2): 171-178, 1985.

16. FARIA ACD, MELO PL, LOPES A, JANSEN JM e COSTA A. Mecânica respiratória em indivíduos tabagistas com exames espirométricos normais e com obstrução leve. *Pulmão RJ*, 14(2): 118-122, 2005.

17.FARIA ACD, COSTA AA, LOPES AJ, JANSEN JM e MELO PL. Influência da carga tabágica sobre as propriedades resistivas e reativas do sistema respiratório. IFMBE Proc., 5(1): 177-180, 2004.

18.FREI J, JUTLA J, KRAMER G, HATZAKIS GE, DUCHARME F and DAVIS M. Impulse Oscillometry – Reference Values in Children 100 to 150 cm in Height and 3 to 10 Years of Age. Chest, 128: 1266-1273, 2005.

19.GOVAERTZ E, DEMEDTS M, VAN DE WOESTJINE KP. Total respiratory impedance and early emphysema. Eur Respir J, 6: 1181-1185, 1993.)

20..GOLDMAN M. Clinical Application of Forced Oscillation. Pulmonary Pharmacology & Therapeutics, 14: 341-350, 2001.

21.GOLDMAN MD, CARTER R, KLEIN R, FRITZ G, CARTER B and PACHUCKI P. Within and between-day variability of respiratory impedance, using impulse oscillometry in adolescent asthmatics. Pediatr Pulmonol, 34(4): 312-319, 2002.

22.GOLDMAN M, SAADEH C and ROSS D. Clinical application of forced oscillation to assess peripheral airway function. Respiratory Physiology & Neurobiology. Article in Press, 2005.

23.GOVAETZ E, DEMEDTS M, VAN DE WOESTJINE KP. Total respiratory impedance and early emphysema. Eur Respir J, 6: 1181-1185, 1993.)

24.GUO YF, HERMANN F, MICHEL JP and JANSSENS JP. Normal values for respiratory resistance using forced oscillation in subjects > 65 years old. Eur Respir J, 26(4): 602-608, 2005.

25.HELLINCKX J, CAUBERGHS M, De BOECK K, DEMEDTS M. Evaluation of impulse oscillation system: comparison with forced oscillation technique and body plethysmography. *Eur Respir J*. 18: 564-570, 2001.

26.HAYES DA, PIMMEL RL, FULTON JM, BROMBERG PA. Detection of respiratory mechanical dysfunction by forced random noise impedance parameters. *Am Rev Resp Dis*, 120: 1095 – 1099, 1979.

27.HORAN T, MaATEUS S, BERALDO P, ARAÚJO L, URSCHER J, URMENYI E and SANTIAGO F. Forced oscillation technique to evaluate tracheostenosis in patients with neurologic injury. *Chest* 120(1): 69-73, 2001.

28.HOUGHTON CM, WOODCOCK AA and SINGH D. A comparison of lung function methods for assessing dose-response effects of salbutamol. *Br J Clin Pharmacol*, 58(2): 134-141, 2004.

29.HOUGHTON CM, WOODCOCK AA and SINGH D A comparison of plethysmography, spirometry and oscillometry for assessing the pulmonary effects of inhaled ipratropium in healthy, subjects and patients with asthma.*Br J Clin Pharmacol*, 59(2): 152-159, 2005.

30..JANSSENS JP, PACHE JC, and NICOD LP. Physiological changes in respiratory function associated with ageing. *Eur Respir J*, 13: 197-205, 1999.

31.JANSSENS JP, NGUYEN MC, HERRMANN FR and MICHEL JP. Diagnostic value of respiratory impedance measurements in elderly subjects. *Respir. Med.* 95: 415-422, 2001.

32.KIM CW, KIM JS, PARK JW and HONG CS. Clinical application of forced oscillation techniques (FOT) in patients with bronchial asthma. *Korean J Intern Med*, 16(2): 80-86, 2001.

33. KOHLHAUFL M, BRAND P, SCHEUCH G, SCHULZ H, HAUSSINGER k, and HEYDER J. Impulse oscillometry in healthy nonsmokers and asymptomatic smokers: effects of bronchial challenge with methacholine. *J Aerosol Med*, 14(1): 1-12, 2001.

34. LANDSER FJ, CLEMENT J and VAN DE WOESTIJNE KP. Normal values of total respiratory resistance and reactance determined by forced oscillations influence of smoking. *Chest*, 81: 586-591, 1982.

35. LINARES M, CONCHA MI and METER PR. Correlacion entre la espirometria y la resistencia y reactancia respiratória medida por oscilometria de impulso em ninos asmáticos. *Rev Chil Enferm Respir*, 18(2), 2002.

36. MELO PL, WERNECK MM and GIANNELLA-NETO A. Avaliação da mecânica ventilatória por oscilações forçadas: fundamentos e aplicações clínicas, *J Pneumol*, 26(4): 194-206, 2000.

37. MEIGIN W., SHANFU N, YANQUIN L, ZHIFENG Z and CHUNXUE B. The diagnostic value of total respiratory impedance by impulse oscillometry in chronic obstructive lung disease. *Chinese Medical Journal*, 112(11): 982-984, 1999.

38. MOREIRA MA, SANCHES P, PRATES BH and MENNA BARRETO. A oscilometria de impulso na obstrução das vias aéreas. *J.Pneumol*. 30(3): S2, 2004.

39. MOREIRA MA, SNCHES P, PRATES BH and MENNA BARRETO. A oscilometria de impulso na obstrução das vias aéreas. *Arch Bronconeumol*, 40(Supl 4): 1-38, 2004.

40. NEILD J, TWORT C, and CHNN S. The repeatability and validity of respiratory resistance measured by the forced oscillation technique. *Respir Med*, 83: 111-118, 1989.

41. OLAGUIBEL JM, ALVAREZI MJ, URIBE P, GARCIA BE and TABAR AI. Nuevas técnicas em el estudio del asma. *Anales Sis San Navarra* 26: 57-63, 2003.

42. OLAGUIBEL JM, ALVAREZ MJ, ANADA M, GOMEZ B, GARCIA BE and TABAR AI. Comparative analysis of bronchodilator response measured by impulse oscillometry (IOS), spirometry and body plethysmography in asthmatic children. *J Invest Alergol Clin Immunol*, 15(2): 102-106, 2005.

43. OLEH LTC, HINATINK W, NIVEN AS, HURWITZ KM, and SIERRA NA. Use of impulse oscillometry in adult bronchoprovocation testing. *Chest*, October 25: 198S, 2000.

44. ORTIZ G and MENENDEZ R. The effects of inhaled albuterol and salmeterol in 2 to 5 years old asthmatic children as measured by impulse oscillometry. *J Asthma*, 39(6), 2002.

45. OOSTVEEN E, MACLEOD d, LORINO H, FARRE R, HANTS Z, DESAGER K and MARCHAL F. ERS Task Force on Respiratory Impedance Measurements - The forced oscillation technique in clinical practice: methodology, recommendations and future developments. *Eur Respir J.*, 22(6): 1026-1041, 2003.

46. OUD M and MAARSINGH EJ. Spirometry and forced oscillometry assisted optimal frequency band determination for the computerized analysis of tracheal sounds in asthma. *Physiol Meas*, 25(3): 595-606, 2004.

47.PELZER AM and THOMSON ML. Effect of age, sex, stature, and smoking habits on human airway conductance. J Appl Physiol, 21: 469-476, 1966.

48.SHIOTA S, KATOH M, FUJII AOKI S, MATSUOKA R and FUKUCHI Y. Predictive equations and the reliability of the impulse oscillatory system in Japanese adults subjects. Respirology, 10(3), 2005.

49.SMITH HJ, REINHOLD P, GOLDMAN MD. Forced oscillation technique and impulse oscillometry. Eur Respir Mon 31: 72-105, 2005.

50.SMITH HJ. Impulse Oscillometry – Quick Interpretation Guide, 2004

51.TULIC MK and QUTYABA H. Contribution of the Distal Lung to the Pathologic and Physiologic Changes in Asthma: Potential Therapeutic Target. Chest, 123(3): 348S-355S, 2003.

52.VOGEL J and SMIDT U. Impulse Oscillometry: analysis of lung mechanics in general practice and clinic, epidemiological and experimental research. Pmi Verlagsgruppe, Germany, 1994.

53.VILLA ASENSI JR, MIGUEL DIEZ J, VECCHI AA, POSADAS AS , RODRIGUES NMA and GONZLES S. Valoracion de la funcion pulmonar por médio de la oscilometria forzada de impulso en pacientes con fibrosis quística. Arch Bronconeumol, 34(11): 520-524, 1998.

54.VINK GR, ARETES HG, VAN DER LAAG J and VAN DER ENT CK. Impulse oscillometry: a mesure for airway obstruction. Pediatr Pulmonol, 35(3): 214-219, 2003.

55.WEST JB. Pulmonary Physiology and Pathophysiology: na integrated, case-based approach, 1º ed, Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

56. WITTE KK, MORICE A, CLELAND JG and CLARK AL. The reversibility of increased airways resistance in chronic heart failure measured by impulse oscillometry. *J Card Fail*, 10(2): 149-154, 2004.

57. ZERAH F, LORINO AM, LORINO H, HARF A and MACQUIN-MAVIER I. Forced oscillation Technique vs spirometry to assess bronchodilatation in patients with asthma and COPD. *Chest*, 108: 41-47, 1995.