

I CONSENSO BRASILEIRO SOBRE ESPIROMETRIA

1996

Coordenador

Carlos Alberto de Castro Pereira

Doutor em Pneumologia. Médico da Disciplina de Pneumologia da EPM-UNIFESP
Responsável pelo Setor de Função Pulmonar – DAR – HSPE-SP

Participantes

Alfred Lemle

Eduardo Algranti

José M. Jansen

Laércio M. Valença

Luiz E. Nery

Márcia Mallozi

Margareth Gerbase

Ricardo M. Dias

Walter A. Zin

Índice

Prefácio	XI
Simbologia e nomenclatura para pneumologia	XVII
Definições	XXIII
1. Introdução	105
2. Técnica	105
3. Equipamentos, gráficos e computadores	109
4. Controle de qualidade	118
5. Qualificação do pessoal e dos laboratórios de função pulmonar ..	121
6. Manual de procedimentos	121
7. Prova espirométrica	122
8. Valores de referência	130
9. Interpretação	137
10. Classificação de gravidade	145
11. Resposta a broncodilatador	147
12. Relatório final	149
13. Aplicações da espirometria	150
14. Higiene e prevenção de infecção	157
15. Referências	158

Prefácio

A SBPT estabeleceu como uma de suas metas nos anos de 1995-1996 a realização de Consensos em algumas áreas da Pneumologia. O Consenso de Educação em Asma já foi publicado⁽¹⁾. No dia 26 de outubro de 1995, foi realizado o I Consenso Brasileiro sobre Espirometria, no Hotel Glória, durante o V Congresso de Pneumologia e Tisiologia do Rio de Janeiro. Neste dia foram discutidos os pontos mais polêmicos com base num texto preliminar. A conclusão do documento exigiu meses de troca de idéias e correspondência entre os participantes, novas atualizações e esforço para uniformizar o texto. A literatura foi revista mais de uma vez. Procuramos basear o relatório final nas melhores evidências disponíveis, filtradas pela experiência dos participantes. Quando unanimidade não foi alcançada, as discordâncias foram assinaladas. Agradecemos as contribuições solicitadas e fornecidas pela Dra. Sônia Faresin (avaliação pré-operatória) e José A. Neder (avaliação da incapacidade). O apoio da Diretoria da SBPT não faltou em nenhum momento e foi sempre de entusiasmo.

O texto é extenso. A espirometria é um exame simples apenas na aparência, encerrando muitos detalhes que influenciam sua análise e interpretação. A realização e interpretação dos testes exige conhecimento da área e cremos que o documento atual contém o essencial.

A venda de espirômetros é crescente no país. Muitos equipamentos disponíveis têm alta qualidade e amplos recursos. A obtenção de testes adequados, entretanto, depende não só do equipamento mas de compreensão e entusiasmo de quem realiza os exames, bem como da colaboração dos indivíduos testados. Isto diferencia a espirometria de outros exames médicos.

O *Jornal de Pneumologia* foi a fonte básica usada para a retirada das contribuições nacionais sobre a área. Desde o primeiro número, em 1975⁽²⁾, contém publicações sobre função pulmonar, refletindo contribuições importantes. Em 1983 os termos e símbolos foram discutidos por um grupo de peritos⁽³⁾.

Na América do Sul, um Consenso sobre Espirometria foi pioneiramente conduzido por Moreno, no Chile, em 1988⁽⁴⁾ e algumas sugestões influenciaram o texto atual.

Em 1988, foi lançada a questão da adequação de equações estrangeiras para espirometria⁽⁵⁾. Os primeiros passos foram dados nesta área nos últimos anos, com o surgimento de valores previstos nacionais.

Em 1978, Angelo Rizzo escreveu um artigo no *Jornal de Pneumologia*⁽⁶⁾, pioneiro em nosso meio, sobre a curva de fluxo-volume em que concluiu sobre "as vantagens do novo método, destinado a substituir, em futuro próximo, a espirometria clássica". Rizzo foi-se, para tristeza nossa, mas a curva de fluxo-volume incorporou-se à nossa rotina como previsto.

A história é um juiz severo, porque decreta o esquecimento do que não é importante. Passados 150 anos, John Hutchinson é lembrado pelo seu trabalho pioneiro de 1846, em que nos legou a aplicação prática da espirometria em clínica⁽⁷⁾.

Os objetivos deste Consenso são elevar a qualidade técnica dos exames e resumir as indicações para a espirometria. O tempo dirá se o Consenso teve valor e se o esforço valeu a pena.

REFERÊNCIAS

1. Fernandes ALG, Cabral ALB, Faresin SM. I Consenso Brasileiro de Educação em Asma. J Pneumol 22 (supl 1); 1996;1-24.
2. Ratto OR, Santos ML, Bogossian M et al. Estudo comparativo de diversos parâmetros para a avaliação da obstrução brônquica. J Pneumol 1975;1:5-10.
3. Jardim JRB, Romaldini H, Ratto OR. Proposta para unificação de termos e símbolos pneumológicos no Brasil. J Pneumol 1983;9:45-51.
4. Moreno RB, Oyarzún MG. Recomendaciones sobre informe espirométrico. Enferm Respir Cir Torac 1988;4: 97-103.
5. Romaldini H. Quando vamos parar de adaptar padronizações pneumológicas? J Pneumol 1988;14:4.
6. Rizzo A, Rizzo JA. Fluxo-volumetria pulmonar – Estudo comparativo com a espirometria clássica. J Pneumol 1978;4:16-25.
7. Gottschall CAM. Função pulmonar e espirometria. J Pneumol 1980;6:107-120.

Simbologia e nomenclatura para pneumologia

Símbolo	Definição
STPD	Condições padrão, temperatura 0°C, pressão 760mmHg, a seco
BTPS	Condições corporais, temperatura corporal, pressão ambiente, saturada com vapor d'água
ATPD	Temperatura e pressão ambientais, a seco
ATPS	Temperatura e pressão ambientais, saturada com vapor d'água
VR	Volume residual
VRE	Volume de reserva expiratória
VC	Volume corrente
CV	Capacidade vital
VRI	Volume de reserva inspiratória
CI	Capacidade inspiratória
CRF	Capacidade residual funcional
CPT	Capacidade pulmonar total
CVI	Capacidade vital inspiratória
CVF	Capacidade vital forçada
CVFI	Capacidade vital forçada inspiratória
VEF _t	Volume expiratório forçado (cronometrado)
VEF _t /CVF%	Razão entre volume expiratório forçado (cronometrado) e capacidade vital forçada
FEF _{x-y%}	Fluxo expiratório forçado médio de um segmento da manobra de CVF
FEF _{x%}	Fluxo expiratório forçado numa percentagem de volume da CVF
FEFmax	Fluxo expiratório forçado máximo durante a CVF
PFE	Pico de fluxo expiratório
VVM	Ventilação voluntária máxima
TEF	Tempo de expiração forçada
TEF _{x-y%}	Tempo expiratório forçado médio entre dois segmentos de volume da CVF

Definições

As definições e símbolos usados em espirometria estão situados abaixo^(1,2).

Capacidade vital (CV): representa o maior volume de ar mobilizado, podendo ser medido tanto na inspiração quanto na expiração. Esta grandeza é expressa em litros nas condições de temperatura corporal (37°C), pressão ambiente e saturado de vapor de água (BTPS).

Capacidade vital forçada (CVF): representa o volume máximo de ar exalado com esforço máximo, a partir do ponto de máxima inspiração. Esta grandeza é expressa em litros (BTPS).

Volume expiratório forçado no tempo (VEF_t): representa o volume de ar exalado num tempo especificado durante a manobra de CVF; por exemplo VEF₁ é o volume de ar exalado no primeiro segundo da manobra de CVF. Esta grandeza é expressa em litros (BTPS).

Fluxo máximo expiratório (FEF_{máx}): representa o fluxo máximo de ar durante a manobra de capacidade vital forçada. Esta grandeza também é denominada de pico de fluxo expiratório (PFE). Esta grandeza é expressa em litros/segundo (BTPS).

Fluxo (FEFx ou FIFx): representa o fluxo expiratório ou inspiratório forçado instantâneo relacionado a um volume do registro da manobra de CVF. Esta grandeza é expressa em litros/segundo (BTPS).

Fluxo expiratório forçado (FEF_{x-y%}): representa o fluxo expiratório forçado médio de um segmento obtido durante a manobra de CVF; por exemplo FEF_{25-75%} é o fluxo expiratório forçado médio na faixa intermediária da CVF, isto é, entre 25 e 75% da curva de CVF. Esta grandeza é expressa em litros/segundo (BTPS).

Tempo da expiração forçada (TEF): tempo decorrido entre os momentos escolhidos para “início” e “término” da manobra de CVF. Esta grandeza é expressa em segundos.

Tempo expiratório forçado médio (TEF_{x-y%}): representa o tempo expiratório forçado médio de um segmento, obtido durante a manobra da CVF; por exemplo TEF_{25-75%} é o tempo expiratório forçado médio entre 25 e 75% da CVF. Esta grandeza é expressa em segundos.

Ventilação voluntária máxima (VVM): representa o volume máximo de ar ventilado em um período de tempo por repetidas manobras respiratórias forçadas. Esta grandeza é expressa em litros/minuto (BTPS).

Espirômetros de volume: são equipamentos destinados a medir volumes e fluxos a partir de um sinal primário de volume.

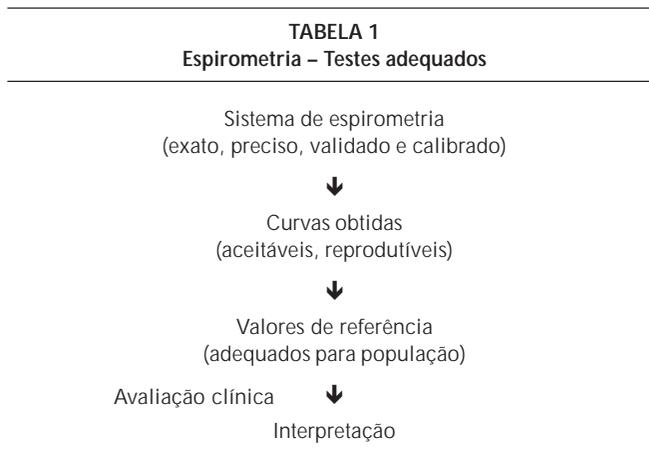
Espirômetros de fluxo: são equipamentos destinados a medir volumes e fluxos a partir de um sinal primário de fluxo.

1. INTRODUÇÃO

A espirometria (do latim *spirare* = respirar + *metrum* = medida) é a medida do ar que entra e sai dos pulmões. Pode ser realizada durante respiração lenta ou durante manobras expiratórias forçadas.

A espirometria é um teste que auxilia na prevenção e permite o diagnóstico e a quantificação dos distúrbios ventilatórios. É um exame ainda subutilizado em nosso meio. A espirometria deve ser parte integrante da avaliação de pacientes com sintomas respiratórios ou doença respiratória conhecida.

A espirometria é um exame peculiar em medicina, posto que exige a compreensão e colaboração do paciente, equipamentos exatos e emprego de técnicas padronizadas aplicadas por pessoal especialmente treinado. Os valores obtidos devem ser comparados a valores previstos adequados para a população avaliada. Sua interpretação deve ser feita à luz dos dados clínicos e epidemiológicos^(3,4).



A responsabilidade para a realização, acurácia e interpretação da espirometria é prerrogativa dos pneumologistas.

2. TÉCNICA

2.1. GENERALIDADES

A espirometria permite medir o volume de ar inspirado e expirado e os fluxos respiratórios, sendo especialmente útil a análise dos dados derivados da manobra expiratória forçada.

A capacidade pulmonar total (CPT) é a quantidade de ar nos pulmões após uma inspiração máxima. A quantidade de ar que permanece nos pulmões após a exalação máxima é o volume residual (VR). A CPT e o VR não podem ser medidos por espirometria. O volume eliminado em manobra expiratória forçada desde a CPT até o VR é a capacida-

de vital forçada (CVF). A capacidade vital pode também ser medida lentamente (CV), durante expiração partindo da CPT ou durante a inspiração, a partir do VR. Os volumes e capacidades pulmonares são mostrados na figura 1.

O volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF₁) é a quantidade de ar eliminada no primeiro segundo da manobra expiratória forçada. É a medida de função pulmonar mais útil clinicamente. Os resultados espirométricos devem ser expressos em gráficos de volume-tempo e fluxo-volume (figura 2). É essencial que um registro gráfico acompanhe os valores numéricos obtidos no teste.

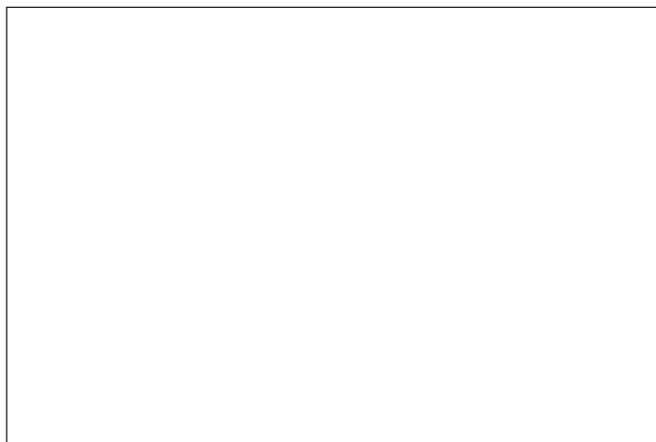


Figura 1 – Volumes e capacidades pulmonares

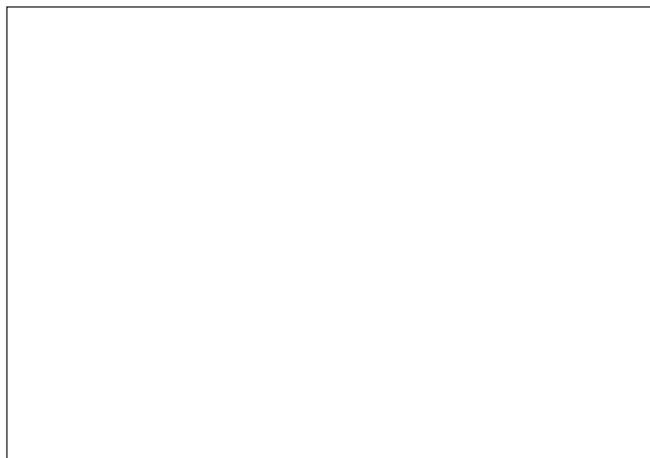


Figura 2 – Curvas fluxo-volume e volume-tempo. O fluxo instantâneo na curva volume-tempo é dado por tangentes em cada ponto da curva.

A curva fluxo-volume mostra que o fluxo é máximo logo no início da expiração, próximo à CPT, havendo redução dos fluxos à medida que o volume pulmonar se aproxima do VR. Os fluxos no início da expiração, próximos ao PFE, representam a porção esforço-dependente da curva, porque podem ser aumentados com maior esforço por parte do paciente. Os fluxos após a expiração dos primeiros 30% da CVF são máximos após um esforço expiratório modesto e representam a chamada porção relativamente esforço-independente da curva⁽⁵⁾. A teoria da limitação da onda é a mais aceita atualmente para explicar estes achados⁽⁶⁾.

A CVF é o teste de função pulmonar mais importante porque num dado indivíduo durante a expiração, existe um limite para o fluxo máximo que pode ser atingido em qualquer volume pulmonar.

Um esforço inicial submáximo será claramente demonstrado na curva fluxo-volume, mas será bem menos evidente na curva volume-tempo (figura 3). Já a detecção de um fluxo constante próximo ou igual a zero no final da curva expiratória forçada será facilmente perceptível na curva de volume-tempo e será menos evidente na curva fluxo-volume.

Provém daí a importância da avaliação da curva fluxo-volume, para verificar a colaboração do paciente no início da manobra expiratória, e da curva volume-tempo para análise dos critérios do final do teste. Uma vez treinado, o paciente pode reproduzir razoavelmente o esforço máximo expiratório inicial.

Embora os fluxos no meio da curva, como o fluxo expiratório em 50% da CVF ($FEF_{50\%}$) sejam grandemente esforço-independentes, eles dependem em grande parte do volume pulmonar e do tamanho das vias aéreas, sendo estas duas

variáveis frouxamente inter-relacionadas (disanapse)⁽⁷⁾. Como resultado, a faixa normal para estes fluxos é bem maior do que as medidas esforço-dependentes, como o VEF_1 e o PFE. Esta desvantagem dos fluxos médios e terminais é parcialmente compensada pela sua grande alteração na doença, fazendo com que possam ser anormais isoladamente nas fases iniciais de distúrbios obstrutivos^(8,9). Um fluxo médio pode ser aproximado por medidas feitas na curva volume-tempo. O fluxo instantâneo aqui seria derivado da tangente num determinado ponto. Para reduzir erros de aproximação, o fluxo é frequentemente derivado entre dois pontos, como entre 25 e 75% da CVF ($FEF_{25-75\%}$). As limitações e vantagens são semelhantes aos fluxos instantâneos derivados da curva fluxo-volume.

O PFE e o VEF_1 são medidas muito úteis de função pulmonar. O VEF_1 tem maior reprodutibilidade porque é mais esforço-independente, porém a dependência do esforço torna a medida do PFE um bom indicador da colaboração na fase inicial da expiração⁽¹⁰⁾.

2.2. CAPACIDADE VITAL FORÇADA

A CVF é medida solicitando-se ao indivíduo que depois de inspirar até a CPT expire tão rápida e intensamente quanto possível num espirômetro de volume ou de fluxo. O volume expirado pode ser lido diretamente a partir de um traçado de volume-tempo como produzido num quimógrafo ou derivado da integração de um sinal de fluxo⁽¹¹⁾.

2.3. VOLUME EXPIRATÓRIO FORÇADO (VEF_t)

O VEF_t pode ser medido introduzindo-se mecanismos de mensuração de tempo na manobra da CVF em intervalos escolhidos. Normalmente isto é feito registrando-se a CVF num gráfico de papel que se move numa velocidade fixa. O volume expiratório forçado em qualquer intervalo pode ser lido no gráfico como visto na figura 4.

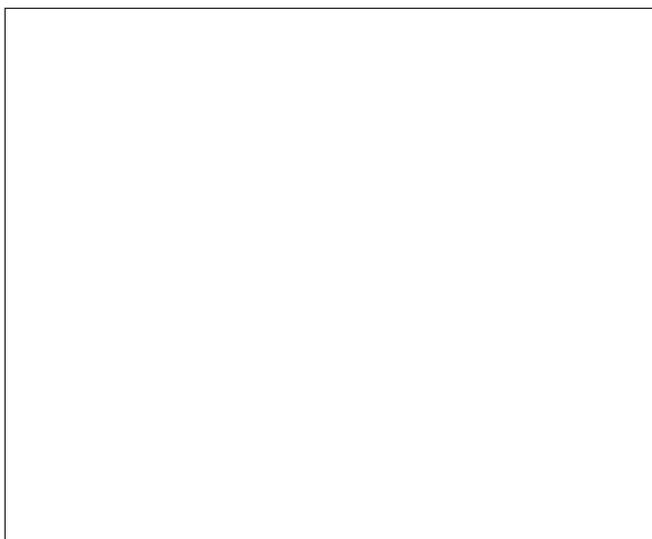


Figura 3 – Curvas fluxo-volume e volume-tempo realizadas com esforços variáveis. O menor esforço inicial é evidente na curva fluxo-volume (acima). O término adequado é melhor avaliado na curva volume-tempo (abaixo).



Figura 4
Manobra de capacidade vital forçada, demonstrando-se os volumes expiratórios forçados em diversos tempos



Figura 5
Método de retroextrapolação

A medida acurada dos intervalos de VEF_t depende da determinação do ponto de início da CVF. A detecção do início do teste é feita pela técnica de retroextrapolação, hoje internacionalmente aceita⁽¹²⁻¹⁴⁾. O método, baseia-se em tomar o trecho mais vertical da curva volume-tempo e por este passar uma reta. A partir do ponto de intersecção com o eixo das abscissas (tempo), traça-se uma reta vertical que, ao tocar a curva, determinará o *volume* extrapolado (figura 5). O valor deste volume não deve exceder 5% da CVF ou 100ml, o que for maior⁽¹²⁾.

Espirômetros computadorizados detectam o início do teste após mudança no fluxo ou volume acima de um valor limiar. O computador então armazena os dados de volume e fluxo na memória e gera uma representação gráfica de volume e tempo. Em espirômetros abertos, em que o doente apenas expira no equipamento, a avaliação do início do teste pode ser prejudicada por perda de ar expirado fora do tubo.

Alguns espirômetros portáteis expressam o VEF_t por integração do fluxo expiratório sem um traçado gráfico. Tais medidas devem ser usadas com cautela, porque pode ser difícil determinar se a manobra foi feita adequadamente.

Todos os valores de VEF_t devem ser corrigidos para BTPS^(12,14,15).

2.4. RAZÃO VEF_t/CVF OU $VEF_{t\%}$

O indivíduo realiza a manobra expiratória completa e a CVF e o VEF_t são obtidos. A razão derivada através da equação $VEF_{t\%} = VEF_t/CVF \times 100$ é calculada.

Os valores relatados para VEF_t e CVF não são necessariamente retirados de uma mesma manobra (ver critérios adiante). Quando a CV for maior do que a CVF, ela pode ser utilizada no denominador^(15,16). Muitos sistemas computadorizados não calculam relações de valores obtidos em diferentes manobras.

2.5. FLUXO EXPIRATÓRIO FORÇADO 25%-75% ($FEF_{25-75\%}$)

O $FEF_{25-75\%}$ é medido a partir da manobra de CVF. Para calcular o $FEF_{25-75\%}$ manualmente, um espirograma volume-tempo é usado⁽¹¹⁾. Os pontos nos quais 25 e 75% da CVF foram expirados são assinalados na curva (figura 6).

Uma linha reta conectando estes pontos é tomada de maneira que seccione duas linhas de tempo separadas por um segundo. O fluxo (l/s) pode ser lido diretamente como a distância vertical entre os pontos de intersecção. A medida computadorizada do $FEF_{25-75\%}$ requer o armazenamento dos dados de volume e fluxo para toda a manobra de CVF. O cálculo do fluxo médio na porção média da curva expiratória é simplesmente o volume expirado dividido pelo tempo requerido entre os pontos 25 e 75%. O $FEF_{25-75\%}$ é dependente da CVF, porém grandes valores do $FEF_{25-75\%}$ podem ser derivados de manobras que produzem pequenas medidas de CVF. Este efeito pode ser particularmente evidente se um indivíduo termina a manobra de CVF antes de alcançar o volume residual⁽¹¹⁾. Quando a CVF muda, por efeito de broncodilatador ou por efeito de doença, a medida do $FEF_{25-75\%}$ também muda, por efeito de mudança de volume, já que o fluxo num determinado ponto da curva expiratória é parcialmente dependente do volume pulmonar, que por sua vez influencia o calibre das vias aéreas⁽⁷⁾. Por este motivo, a interpretação do valor do $FEF_{25-75\%}$ reduzido deve levar em consideração o valor da CVF; mantidas as demais condições determinantes do fluxo expiratório (retração elástica, resistência das vias aéreas), a redução do volume pulmonar resultará em medida dos fluxos instantâneos ou do $FEF_{25-75\%}$ em novos pontos da curva, sendo a redução proporcional à perda de volume.

Portanto, se o $FEF_{25-75\%}$ é medido longitudinalmente ou após broncodilatador, deveria ser medido no mesmo volume da curva inicial (técnica de isovolume)⁽¹⁷⁾. Esta técnica pode ser usada com outras medidas de fluxo que são CVF-

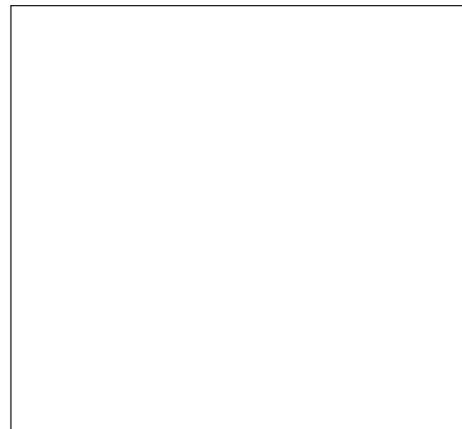


Figura 6 – Medida do $FEF_{25-75\%}$:
 $FEF_{25-75\%} = AC$
em L/s (note que $BC = 1s$)

dependentes. A importância da aquisição destes dados corrigidos é escassa, já que a medida do $FEF_{25-75\%}$ após broncodilatador pouco ou nada acrescenta às medidas da CVF e VEF_1 (18,19).

O maior valor do $FEF_{25-75\%}$ não é necessariamente o valor que constará do relatório final. O $FEF_{25-75\%}$, como os demais fluxos, deve ser selecionado da curva com maior soma de CVF e VEF_1 (12). Os fluxos devem ser corrigidos para BTPS.

2.6. FLUXO EXPIRATÓRIO FORÇADO MÁXIMO (FEFMÁX) OU PICO DE FLUXO EXPIRATÓRIO (PFE)

O PFE poderia ser medido desenhando-se uma tangente na parte mais inclinada da curva volume-tempo, mas o erro desta medida pode ser grande. O PFE é medido mais precisamente por equipamentos que registram diretamente os fluxos ou por derivação do fluxo a partir das mudanças de volume num espirômetro com deslocamento volumétrico. Seja qual for o método, o PFE é representado num gráfico de fluxo-volume. O pico de fluxo inspiratório (PFI) é medido de maneira semelhante. Muitos equipamentos portáteis são disponíveis para medir o fluxo máximo durante uma expiração forçada. O PFE neste caso é expresso em L/min.

2.7. CURVA FLUXO-VOLUME

A curva de fluxo-volume é uma análise gráfica do fluxo gerado durante a manobra de CVF desenhado contra a mudança de volume; é usualmente seguido por uma manobra inspiratória forçada, registrada de modo semelhante (figura 7).

O fluxo é usualmente registrado em L/s e o volume em L (BTPS). Quando as curvas expiratória e inspiratória são re-

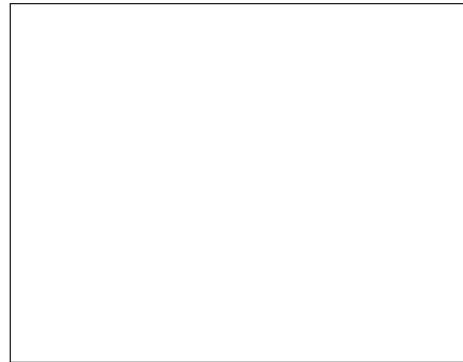


Figura 7 – Alça fluxo-volume

gistradas simultaneamente, a figura resultante é denominada alça fluxo-volume. Para realizar as curvas de fluxo-volume, o indivíduo realiza uma manobra de CVF inspirando até a CPT e então expirando tão rapidamente quanto possível até o VR. Para completar a alça, a manobra da CVF é seguida por uma manobra de CVFI com o indivíduo inspirando tão rapidamente quanto possível do VR até a CPT. O volume é *plotado* no eixo X enquanto o fluxo é registrado no eixo Y. A partir da alça, tanto o PFE quanto o PFI podem ser lidos, bem como o valor de CVF. O fluxo instantâneo em qualquer volume pulmonar pode ser lido diretamente do traçado da curva de fluxo-volume. Os fluxos são habitualmente expressos nos pontos onde determinados volumes já foram eliminados, com a percentagem subscrita referindo-se à CVF; por exemplo, $FEF_{75\%}$ refere-se ao fluxo instantâneo máximo após a expiração de 75% da CVF (1).

Se dispositivos automáticos de tempo são disponíveis no traçado gráfico ou os dados são registrados pelo computador, o VEF_t e o $VEF_{t\%}$ podem ser determinados para intervalos específicos. O armazenamento pelo computador de várias curvas fluxo-volume permite posteriormente sua superposição e comparação, o que é extremamente útil para apreciação da colaboração do paciente e para avaliar a resposta a broncodilatador e durante os testes de broncoprovocação. Frequentemente também a curva fluxo-volume prevista é desenhada para comparação visual (1).

3. EQUIPAMENTOS, GRÁFICOS E COMPUTADORES

3.1. CARACTERÍSTICAS GERAIS

A medida de volumes e fluxos pode ser conseguida por vários tipos de instrumentos. Estes são divididos em duas grandes categorias: 1) aparelhos que medem diretamente o volume de gás e 2) aparelhos que medem diretamente o fluxo de gás⁽¹⁾.

Todo equipamento tem várias características que devem ser conhecidas^(1,20-23):

1) Capacidade – refere-se a quanto o equipamento é capaz de detectar e a faixa ou limites de mensuração. Num espirômetro de volume, isto se refere ao volume mínimo que é capaz de detectar e o volume máximo medido. Num equipamento de fluxo, a capacidade refere-se à possibilidade de detectar fluxos baixos e altos e à faixa de mensuração. Ambos os equipamentos também têm uma capacidade de tempo - por quanto tempo o equipamento irá medir o volume ou fluxo durante qualquer teste.

2) Exatidão ou acurácia – reflete o grau de concordância entre o resultado da medição e o valor verdadeiro convencional da grandeza medida.

Num equipamento de volume, se a injeção de 3L com uma seringa resultar em leitura de 3L o aparelho é acurado para volume. Para medidas de fluxos, valores de referências conhecidos podem ser gerados por rotâmetros de precisão de fluxos constantes, por simuladores de CVF e pelo sistema de ondas de CVF computadorizadas desenvolvido por Hankinson⁽²⁴⁾. Contudo, nenhum equipamento é perfeito e existe usualmente uma diferença aritmética entre os valores de referência conhecidos e os valores medidos; esta diferença é chamada de erro. Quanto maior a acurácia, menor o erro e vice versa.

3) Precisão – é sinônimo de reprodutibilidade e é uma medida da confiabilidade do instrumento. Um teste impreciso é um que demonstra resultados largamente variáveis em medidas repetidas. Um aparelho preciso mostra concordância entre os resultados das medidas realizadas nas mes-

mas condições em curtos períodos de tempo. A analogia clássica do alvo demonstra os conceitos de precisão e exatidão (figura 8).

Equipamentos informatizados permitem maior precisão dos dados espirométricos em relação aos obtidos por cálculos manuais.

4) Linearidade – refere-se à acurácia do instrumento em sua faixa inteira de medida ou sua capacidade. Alguns instrumentos podem ser acurados em fluxos altos, mas podem ser menos acurados com fluxos baixos. Para determinar a linearidade, deve-se calcular a exatidão e a precisão em diferentes pontos na faixa inteira ou capacidade do equipamento e *plotar* os valores de referência medidos contra os valores conhecidos num gráfico. A linearidade é mostrada na figura 9.

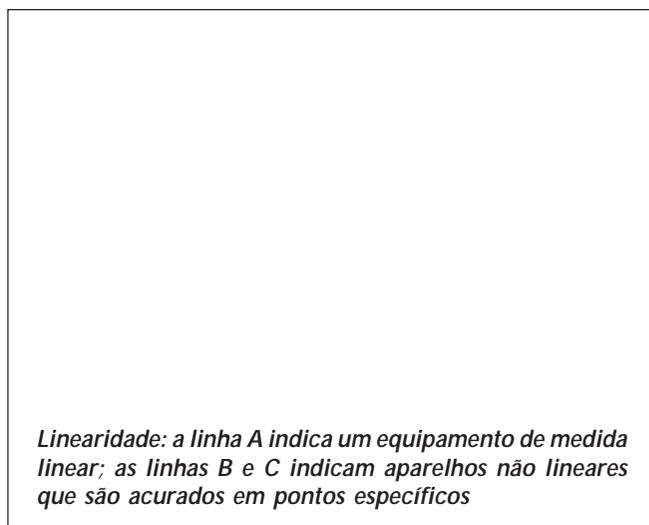
5) Durabilidade – os equipamentos de função pulmonar são usados em geral com grande frequência e devem ser duráveis para permanecer exatos e precisos.

6) Débito – todo instrumento expressa ou comunica os resultados de um teste através de um débito. Várias formas de comunicação existem, como gráficos de volume contra tempo, fluxo contra volume, mostruário digital, etc. Um computador é freqüentemente utilizado para processar e expressar os resultados. Alguns instrumentos têm mais de um tipo de débito. Alguns equipamentos expressam apenas a CVF e VEF₁ e sua relação; outros derivam inúmeros parâmetros da manobra expiratória forçada. Alguns equipamentos expressam os resultados em temperatura ambiente (ATPS); outros em condições de temperatura corporal (BTPS).

7) Outras características importantes são a simplicidade de operação e a capacidade de limpeza e assepsia.



Figura 8 – Relação entre acurácia e precisão nos testes diagnósticos. O centro do alvo representa o valor verdadeiro. A figura A representa um teste preciso mas inacurado; a figura B mostra teste impreciso e inacurado; a figura C mostra um teste preciso e acurado.



Linearidade: a linha A indica um equipamento de medida linear; as linhas B e C indicam aparelhos não lineares que são acurados em pontos específicos

Figura 9 – Medidas de linearidade com injeções de volumes crescentes

3.2. TIPOS

ABERTOS E FECHADOS

Os sistemas para espirometria podem ser classificados em “abertos” e “fechados”⁽¹⁶⁾. O termo “aberto” é usado quando o indivíduo realiza uma inspiração máxima fora do sistema, antes de colocar o tubete na boca e expirar. Nos sistemas “fechados”, o indivíduo inspira e expira no equipamento.

VOLUME E FLUXO

ESPIRÔMETROS COM DESLOCAMENTO DE VOLUME

Estes aparelhos são simples e precisos para medidas de volumes, porém, devido à movimentação das partes mecânicas, as forças de inércia, fricção e momento e o efeito da gravidade devem ser minimizados para que as medidas dos volumes e fluxos sejam exatas e precisas.

Cada espirômetro tem um “fator de campânula”, que representa a distância vertical movida por unidade de volume (mililitros ou litros). O volume pode ser registrado em papel. Um potenciômetro pode ser ligado ao sistema; o débito analógico gerado pelo potenciômetro (em volts) é proporcional ao movimento da campânula. O sinal analógico é usualmente digitalizado através de um conversor e pode ser então manipulado diretamente por um computador⁽²⁵⁾.

Os espirômetros de volume recebem gás exalado dos pulmões, que é eliminado à temperatura corporal (37°C) e plenamente saturado com vapor d’água. À medida que o gás é exalado, ele tende a se resfriar à temperatura ambiente; de acordo com a lei de Charles, à medida que a temperatura decresce o volume também diminui. À medida que o gás esfria, uma parte do vapor d’água condensa e forma

partículas de água, que causa uma perda de volume adicional⁽²⁶⁾. Correções das condições de medida para as condições corporais são necessárias para determinações acuradas dos volumes de gás e fluxos pelos espirômetros de deslocamento de volume, embora a validade da correção por alguns espirômetros tenha sido questionada^(27,28). Todos os volumes registrados são rotineiramente convertidos das condições ambientais (ATPS) para as condições corporais (BTPS), de modo que o volume atual exalado ou inalado pelo indivíduo possa ser calculado^(14,15). A temperatura é medida por um termômetro que deve estar colocado dentro do equipamento⁽²⁹⁾. Alguns espirômetros expressam os valores obtidos nos gráficos para uma temperatura constante, de 25°C, o que é inaceitável.

EXISTEM TRÊS TIPOS DE ESPIRÔMETRO DE VOLUME^(23,26):

1) ESPIRÔMETROS SELADOS EM ÁGUA: Consistem de uma campânula grande (7 a 10L) suspensa num reservatório de água com a extremidade aberta da campânula abaixo da superfície da água. Um sistema de tubos dá acesso ao interior da campânula e medidas precisas de volumes podem ser obtidas.

Dois tipos de espirômetros selados em água, o compensado por peso e o *Stead-Wells*, têm sido largamente usados. O espirômetro compensado por peso (figura 10), ainda usado no Brasil, emprega uma campânula metálica contrabalançada por peso (devido a sua inércia) por um sistema de roldanas e um quimógrafo com velocidade variável. A pena se move em direção oposta à campânula e a manobra expiratória forçada é registrada de cima para baixo. O espirômetro *Stead-Wells* (figura 11) emprega uma campânula de plástico leve, sem peso para contrabalanço, que flutua bem na água. Ao contrário do compensado por peso, as excursões respiratórias defletem a pena na mesma direção da campâ-

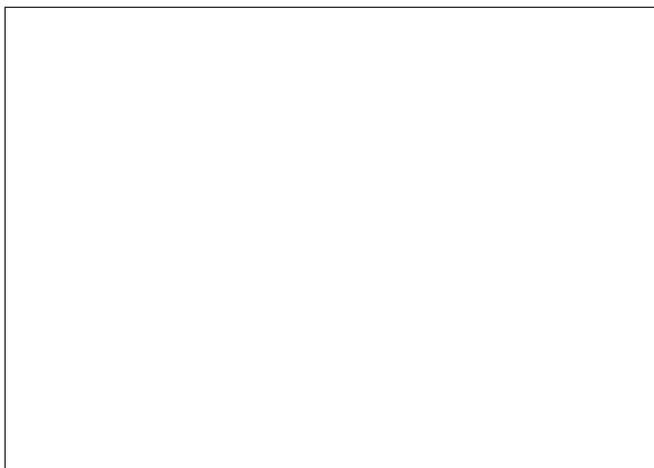


Figura 10 – Espirômetro d’água, volumétrico, compensado por peso

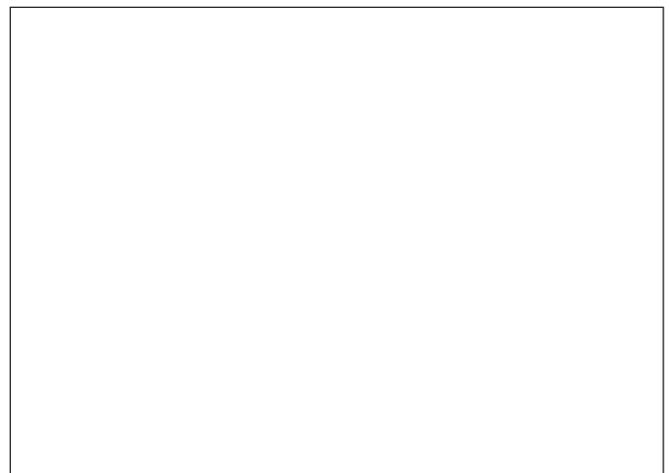


Figura 11 – Espirômetro selado em água, volumétrico, do tipo “Stead-Wells”

nula. A expiração é registrada para cima no gráfico volume-tempo.

As vantagens primárias dos espirômetros em selo d'água são sua simplicidade e exatidão. Traçados mecânicos diretos podem ser obtidos e comparados aos obtidos pelo computador para comparação ou para calibração e controle de qualidade. As desvantagens são que não podem ser facilmente transportados e requerem drenagem periódica da água e a limpeza é mais complicada.

Os espirômetros compensados por peso não devem ser mais usados. A inércia da campânula não permite registro preciso dos fluxos, especialmente quando estes são elevados, como aqueles do início da manobra expiratória forçada⁽³⁰⁾. O espirômetro do tipo *Stead-Wells* é bastante preciso e é considerado o aparelho de espirometria padrão⁽³¹⁾.

Os problemas encontrados nos espirômetros de selo d'água usualmente provêm de vazamentos na campânula ou no circuito de respiração. A gravidade faz com que o espirômetro perca volume na presença de tais vazamentos. O vazamento geralmente irá resultar em redução da CVF, com pouca ou nenhuma alteração do VEF_1 ; o padrão funcional resultante poderá ser interpretado erroneamente como restritivo ou combinado^(32,33). O sistema deve ser vedado periodicamente e pesos colocados sobre a campânula com registro do traçado por um minuto ou mais.

A manutenção dos espirômetros de água inclui drenagem de rotina da água e checagem para rachaduras ou vazamentos na campânula. A limpeza envolve a substituição das traquéias e peças bucais após cada teste individual. Embora o gás do indivíduo entre em contato direto com a água no espirômetro, contaminação cruzada é rara.

2) **ESPIRÔMETRO DE PISTÃO:** Uma unidade típica consiste de um pistão leve montado horizontalmente num cilindro. O pistão é sustentado por uma haste que repousa em suporte sem atrito (figura 12).

O pistão tem uma grande área de superfície, de modo que seu movimento horizontal é pequeno. O pistão é acoplado à parede do cilindro por um selo macio, flexível e rolante. A resistência mecânica ao deslocamento é mínima.

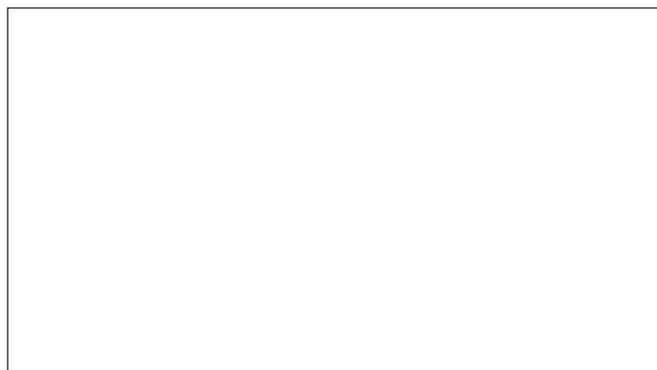


Figura 12 – Espirômetro do tipo pistão

Alguns espirômetros de pistão permitem registro gráfico, mas a maioria utiliza um potenciômetro linear ou rotatório ligado a um conversor AD e computador.

Existem sistemas horizontais e verticais. Os espirômetros de pistão são em geral exatos. Estes aparelhos têm também a vantagem da realização de testes manuais e computadorizados. Apesar de seu grande tamanho, podem ser mais facilmente transportados do que os de água. As desvantagens são: aumento da resistência do pistão e desenvolvimento de rigidez do sistema de rolamento com o uso; a limpeza envolve o desmonte do sistema e deve ser feita sem uso de álcool. O sistema deve ser periodicamente checado para vazamentos.

3) **ESPIRÔMETROS DE FOLE:** Um terceiro tipo de espirômetro de deslocamento de volume é o de fole ou de cunha. Ambos consistem de foles que se dobram e desdobram em resposta às excursões respiratórias. O fole convencional é semelhante a um acordeão (figura 13).

Uma extremidade é fixa enquanto a outra é deslocada em proporção ao volume inspirado ou expirado. O tipo cunha opera de modo semelhante, exceto que se contrai e se expande como um leque. Um lado permanece fixo enquanto que o outro lado se move. O deslocamento do fole por um volume de gás é traduzido por um sistema de registro mecânico ou ligado a um potenciômetro. Para registro mecânico, o papel se move numa velocidade fixa sob a pena, enquanto o espirograma é traçado.

O sistema pode ser horizontal ou vertical. Alguns espirômetros de fole, especialmente aqueles que são montados verticalmente, são construídos especificamente para medida dos fluxos expiratórios (sistemas abertos). Pelo fato de serem influenciados pela gravidade, alguns aparelhos têm mecanismos de compensação. Estes tipos se expandem para cima quando o gás é injetado e então se esvaziam espontaneamente sob seu próprio peso. Os sistemas horizontais permitem medidas tanto da expiração quanto da inspiração (sistema fechado) e, portanto, da alça fluxo-volume.

O fole é comumente composto de um material mole ou complacente, de borracha, silicone ou polivinilcloro (PVC),

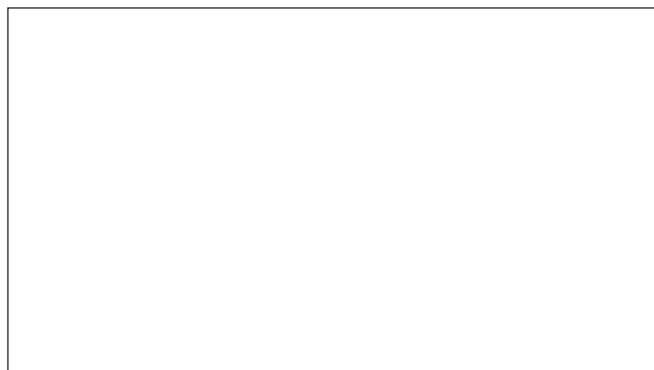


Figura 13 – Espirômetro do tipo fole

que é importante para minimizar a inércia e o atrito dos movimentos do fole. A complacência do fole pode ser dependente da temperatura; ambientes frios podem diminuir a complacência e ambientes quentes podem aumentá-la. Foles compostos de polietileno são menos influenciados pela temperatura⁽²⁶⁾.

A maioria dos espirômetros do tipo fole é exata para medidas de fluxo e volume. Após múltiplas expirações num espirômetro de fole, as dobras podem tornar-se úmidas, pegajosas, resultando em desdobramento desuniforme com resultante não linearidade. Este problema pode ser minimizado deixando-se o fole expandido periodicamente. Controles de vazamentos devem ser feitos periodicamente, com sistema semelhante ao usado para os espirômetros de água. Limpeza periódica do fole deve ser feita de acordo com cada equipamento.

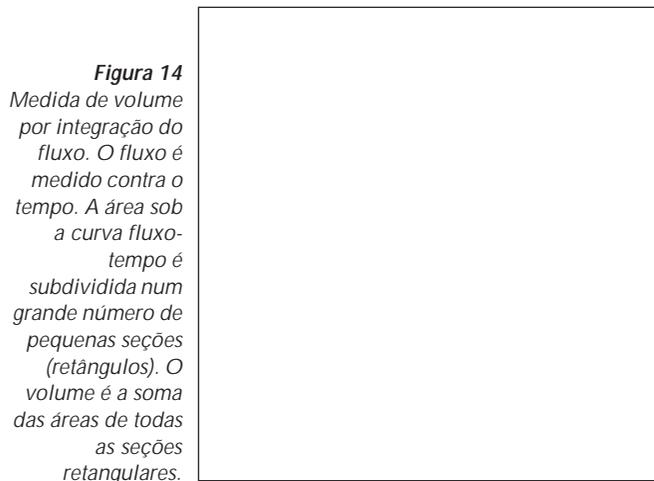
ESPIRÔMETROS COM SENSORES DE FLUXO

O fluxo é medido diretamente e integrado eletronicamente para determinação do volume. Espirômetros com sensores de fluxos usam vários princípios físicos para produzir um sinal proporcional ao fluxo de gás. Estes equipamentos são também chamados de pneumotacômetros ou pneumotacógrafos, embora este nome deva ser reservado para aparelhos que usam o princípio descrito por Fleisch.

São geralmente aparelhos menores e mais leves e mais dependentes da eletrônica do que os aparelhos de volume.

Integração é um processo no qual o fluxo (isto é, volume por unidade de tempo) é dividido num grande número de pequenos intervalos (isto é, tempo) e o volume de cada intervalo é somado (figura 14)⁽²³⁾.

Integração pode ser realizada facilmente por um circuito eletrônico. Determinação acurada dos volumes por integração do fluxo requer sinais de fluxos acurados, medidas de tempo precisas e detecção sensível de fluxos baixos.

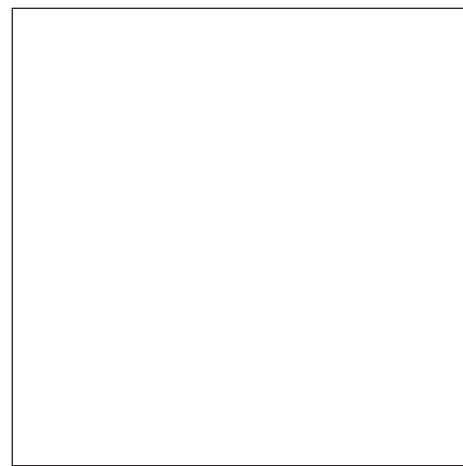


QUATRO TIPOS BÁSICOS DE ESPIRÔMETROS DE FLUXO SÃO DISPONÍVEIS^(26,34):

1) SENSORES DE FLUXO DE PRESSÃO DIFERENCIAL (PNEUMOTACÔMETROS) – O equipamento original foi descrito por Fleisch em 1925; desde então, ocorreram várias modificações numa tentativa de melhorar a concepção original. Todos estes aparelhos medem uma pressão criada pela respiração através de uma resistência muito baixa. As novas modificações ocorreram na estrutura e nos materiais usados para criar a resistência. A medida do fluxo é derivada da queda de pressão através do sistema, pela lei de Poiseuille. Se a resistência é conhecida, constante e baixa o suficiente, de modo que o fluxo não seja limitado durante a expiração contra a resistência, haverá um pequeno mas mensurável aumento de pressão. Durante a inspiração existirá pequena redução da pressão no lado proximal da resistência. Um transdutor diferencial de pressão é usado para medir a mudança de pressão através da resistência e os fluxos são calculados dividindo-se as pressões pelo valor da resistência (figura 15).

O princípio do pneumotacômetro de medida é válido para medida de fluxo laminar, mas a presença de fluxos turbulentos cria pressões elevadas imprevisíveis e medidas incorretamente altas. Instrumentos foram concebidos para minimizar a turbulência, como adaptadores em forma de cone. Linearizadores eletrônicos que reduzem o ganho do transdutor de pressão em fluxos elevados são também usados para compensar a turbulência.

O pneumotacômetro de Fleisch é considerado o padrão, porém aproximadamente metade dos espirômetros nele baseados é imprecisa⁽³⁵⁾. A resistência é criada respirando-se através de um feixe de tubos capilares de metal. O sistema é aquecido para impedir a condensação dentro dos tubos capilares, o que pode acarretar erros de leituras. Várias modificações foram feitas no equipamento original⁽³⁴⁾. A primeira modificação foi substituir os tubos capilares com um sistema de uma ou três telas aquecidas de aço inoxidável



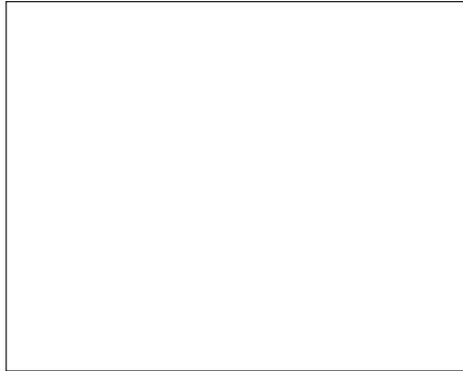


Figura 16
Pneumotacômetro
Rudolph

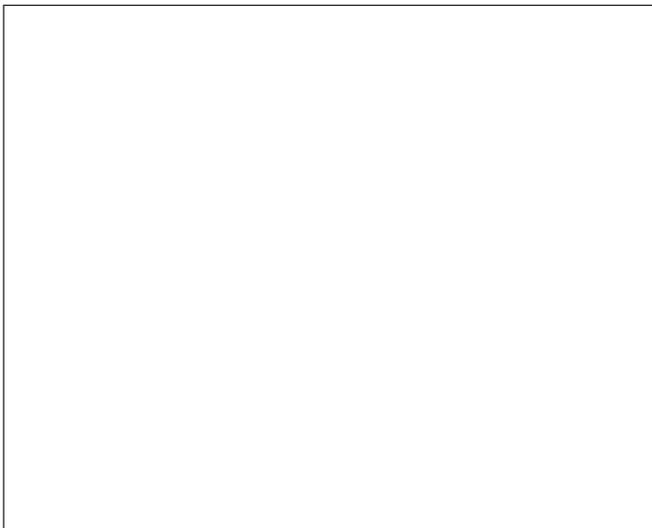


Figura 17 – Pneumotacômetro de tela

(pneumotacômetro de Silverman ou Rudolph ou Lilly) (figura 16). A tela do meio é que dá a resistência, a primeira impedindo o impacto de material particulado e auxiliando na criação de fluxo laminar. A tela externa deve ser limpa com frequência.

Outros espirômetros utilizam novos tipos de elementos resistivos, como papel poroso, de modo que o sensor de fluxo é descartável (figura 17). Tipicamente, estes aparelhos têm a pressão medida apenas no lado a montante. A acurácia destes sistemas depende do cuidado na fabricação dos elementos resistivos descartáveis.

Outros equipamentos sensores de fluxo baseiam-se em termistores, análise ultra-sônica ou derivam valores por giro de turbinas^(23,26).

2) **TERMISTORES** – Uma segunda maneira de medir o fluxo utiliza a convecção térmica ou transferência de calor de um objeto quente para o fluxo de gás. Os equipamentos que utilizam este princípio são denominados termistores. Nestes dispositivos um ou dois fios metálicos, uma esfera ou uma membrana são aquecidos e mantidos em temperaturas elevadas. O fluxo de gás remove calor do objeto quente; quanto

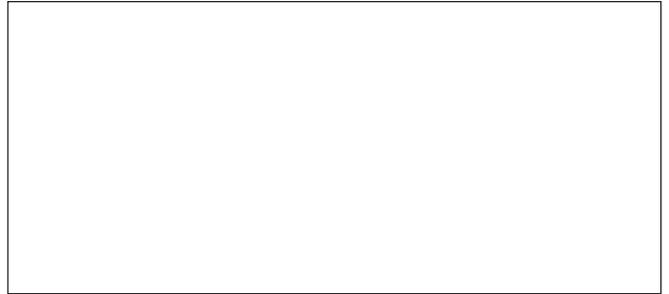


Figura 18 – Termistor

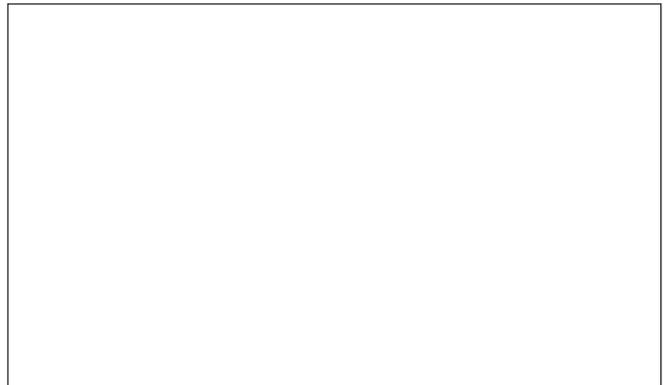


Figura 19 – Turbinômetro

maior o fluxo, maior a transferência de calor (figura 18). A quantidade de corrente elétrica necessária para manter a temperatura constante do objeto quente é proporcional à taxa de fluxo. O desempenho do sistema é melhor quando o fluxo é laminar, porque a transferência de calor é mais linear e previsível.

Fluxo turbulento é minimizado colocando-se o sensor de fluxo longe da boca e conectado à peça bucal por tubos longos e largos. Este tipo de equipamento pode medir fluxo expiratório e inspiratório, mas não distingue a direção do fluxo.

3) **TURBINÔMETROS** – O terceiro princípio para medida de fluxo usa um efeito de moinho de vento. De modo semelhante ao vento girando um moinho, o fluxo aéreo através do sensor faz com que uma turbina, lâmina, hélice ou engrenagem oscile ou gire; quanto mais rápido o fluxo, mais rápidas as oscilações ou os giros (figura 19).

Devido ao componente móvel, inércia, fricção e momento são fatores que devem ser minimizados nestes instrumentos. Num esforço para reduzir estes fatores, elementos leves e lubrificantes são usados, mas podem ocorrer medidas erroneamente elevadas devido ao excesso de momento, o que faz com que a turbina continue a girar após o término da expiração. Espirômetros de turbina são frequentemente inaccurados. O sistema mede os fluxos dentro de certos limites. Um fluxo mínimo é necessário para iniciar os giros e um fluxo máximo não deve ser excedido, porque o elemento

giratório não pode rodar suficientemente rápido, pode ser danificado e irá indicar medidas errôneas.

Os turbinômetros podem ser eletrônicos ou mecânicos; nos eletrônicos, cada rotação ou oscilação da turbina ou lâmina interrompe ou reflete um raio de luz focalizado numa célula fotelétrica. Cada interrupção ou reflexão cria um pulso de eletricidade, a qual é contada por um circuito diagnóstico, e cada pulso de corrente representa um volume de gás. Os resultados são expressos de modo digital.

4) **SENSORES DE FLUXO ULTRA-SÔNICOS** – O fluxo pode ainda ser medido por análise das ondas de som através do princípio do vórtice e princípio ultra-sônico. Equipamentos baseados nestes princípios não serão comentados.

Os espirômetros com sensores de fluxo oferecem algumas vantagens sobre os sistemas de deslocamento de volume^(20,23): 1) tamanho menor permitindo equipamentos portáteis; 2) pelo fato de a maioria dos sensores requerem circuito eletrônico para integração do sinal do fluxo, ou somação de pulsos de volume, os espirômetros baseados em fluxo são usualmente controlados por microprocessadores. A maioria utiliza computadores para obtenção dos traçados. Computadores portáteis ou *laptops* podem ser utilizados; 3) a maioria dos sensores de fluxo podem ser facilmente limpos e desinfetados; 4) estes espirômetros medem o fluxo diretamente e portanto têm a vantagem teórica de medir todos os fluxos mais acuradamente, incluindo o PFE. Já os espirômetros de volume devem diferenciar o volume para derivar o fluxo e os resultados de fluxos são muito dependentes do método usado para sua derivação. Por exemplo, qualquer filtro de baixa passagem do sinal volume-tempo pode reduzir o valor do pico de fluxo obtido. Em adição, o valor de pico de fluxo obtido pode ser reduzido se um segmento maior volume-tempo é usado para derivar o fluxo. O método recomendado para derivar o fluxo a partir da curva volume-tempo deve usar um segmento de 80 milissegundos da curva volume-tempo; 5) em teoria, os espirômetros de fluxo são capazes de medir os mesmos em verdadeiras condições de BTPS, desde que o sensor seja aquecido ou desde que o fluxo medido antes que o gás passe através do sensor seja resfriado. Infelizmente, alguns espirômetros de fluxo não usam sensores aquecidos e a correção apropriada do fator BTPS pode ser difícil de derivar. Além disso, mesmo com sistemas de aquecimento poderão resultar fatores de correção inacurados.

As desvantagens dos equipamentos sensores de fluxo são: 1) a maioria opera com a premissa de que um dado fluxo irá gerar um sinal proporcional. Entretanto, em extremos de fluxo, o sinal gerado pode não ser proporcional. Quase todo dispositivo sensor de fluxo exibe alguma não linearidade, porém esta deve existir na faixa de fluxos obtidos pelos testes. A maioria dos espirômetros baseados em fluxo linearizam o sinal de fluxo eletronicamente ou por meio de correções dadas pelos *softwares*; 2) os resultados de quaisquer

medidas feitas com sensores de fluxo irão depender do circuito eletrônico que converte o sinal bruto em volume ou fluxo real. Os parâmetros de função pulmonar com base temporal, tais como o VEF_1 ou $FEF_{25-75\%}$ requerem mecanismos de tempo precisos bem como medidas acuradas de fluxo. O mecanismo de tempo é crítico na detecção do início e final do teste. O registro de tempo é usualmente deflagrado por uma mudança mínima de fluxo ou pressão. A integração do sinal de fluxo começa quando o fluxo através do espirômetro alcança um valor limiar, usualmente em torno de 0,1 a 0,2L/s. Instrumentos que iniciam a contagem de tempo em resposta a pulsos de volume usualmente têm um limiar semelhante.

Contaminação dos elementos resistivos, termístores ou hélices das turbinas por umidade ou outros *debris* pode alterar as características dos sensores de fluxo do transdutor e interferir com a capacidade do espirômetro para detectar o início ou final do teste. A injeção com seringas de volume conhecido (exemplo: 3L) em fluxos altos e baixos pode revelar volume abaixo do esperado e testar a capacidade de detecção do início e/ou final do teste.

Problemas relacionados ao *drift* eletrônico requerem que os sensores de fluxos sejam calibrados freqüentemente. Muitos sistemas zeram o sinal de fluxo imediatamente antes das medidas. A maioria dos sistemas utiliza uma seringa de 3L para calibração. A acurácia do sensor de fluxo e do integrador pode ser verificada calibrando-se com um sinal de volume.

Talvez a desvantagem mais significativa dos espirômetros de fluxo seja a resultante do efeito de um pequeno erro na estimativa do fluxo zero, o que irá acarretar erro de leitura no volume, particularmente na CVF. Para derivar o volume, o fluxo deve ser integrado com respeito ao tempo e um pequeno erro no fluxo zero é somado durante o tempo expiratório na manobra da CVF. Por exemplo, se o fluxo zero é incorretamente medido como 20ml/s, a CVF medida durante uma manobra com duração de 15s será 300ml (20ml/s x 15s), maior do que a verdadeira CVF. Para reduzir a magnitude deste erro potencial, alguns espirômetros de fluxo terminam a manobra precocemente, algumas vezes prematuramente.

Sensores descartáveis de fluxo são algumas vezes comercializados para reduzir as preocupações de transmissão de doenças infecciosas dos espirômetros para os indivíduos. Contudo, o risco de contaminação cruzada com espirômetros de volume é desprezível e a acurácia dos sensores descartáveis deve ser verificada com cada mudança de sensor.

3.3. REQUISITOS PARA EQUIPAMENTOS

Diversas sociedades internacionais e a ABNT estabeleceram padrões para os espirômetros em relação à sua capaci-

TABELA 2
Recomendações para equipamentos de espirometria

Teste	Amplitude/Acurácia (BTPS-L)	Faixa de fluxo (L/s)	Tempo (s)	Resistência e Pressão retrógrada
CV	7L ± 3% da leitura ou 50ml*	0-12	30	
CVF	7L ± 3% da leitura ou 50ml*	0-12	15	menos de 1,5cm H ₂ O/L/s de 0-12L/s
VEF ₁	7L ± 3% da leitura ou 50ml*	0-12	t	
Tempo zero	O ponto inicial da medida do VEF ₁		Determinado por extrapolação retrógrada	
FEF _{25-75%}	7L ± 5% ou 200ml/s*	0-12	15	Idem VEF ₁
FEF _{x%}	12L/s ± 5% ou 200ml/s*	0-12	15	Idem VEF ₁

* Escolher a variação maior, percentual ou numérica.
Obs.: A amplitude de volume ideal deve ser 8L e a faixa de fluxo 14L/s.

dade, acurácia, erro, linearidade e registros gráficos^(1,12,15,16,36,37). Vários modelos de espirômetros não preenchem os padrões mínimos exigidos^(35,38,39) e antes de sua aquisição deve-se certificar se foram testados e aprovados por sociedades ou laboratórios de referência.

Quando a CVF e o VEF₁ são mensurados, o equipamento deve ser capaz de medir volumes de ar de pelo menos 7 litros, fluxos entre 0 e 12L/s e ter menos de 3% ou 50ml de erro de medida em relação a um valor de referência, o que for o maior. Quando a CV for medida, o espirômetro deve ser capaz de acumular volume por até 30s; na medida da CVF, a capacidade tempo deve ser de no mínimo 15s. Um espirômetro que mede fluxo deve ser 95% acurado (ou dentro de 0,2L/s, o que for maior), na faixa inteira de fluxo de 0 a 12L/s.

Um resumo das recomendações é mostrado na tabela 2.

A capacidade dos espirômetros de acumular volume deve ser de no mínimo 7L⁽¹²⁾ e idealmente deve ser ainda maior em espirômetros de volume de circuito fechado⁽¹⁵⁾. A CV irá exceder 7L em casos excepcionais^(9,40). Fluxo expiratório máximo acima de 12L/s é visto menos raramente, mas ainda assim é incomum. A acurácia mínima de ± 3% da leitura ou ± 0,05L, seja qual for maior, foi sugerida porque os coeficientes de variação em diferentes dias foram de 3% ou menos para a CVF e VEF₁⁽⁹⁾.

O tempo de leitura de 15s visa garantir que o equipamento seja capaz de medir a CVF real. Em portadores de obstrução acentuada ao fluxo aéreo, a CVF pode não ser completada neste tempo, porém manobras muito prolongadas são desconfortáveis e acrescentam pouca informação.

Maior tolerância para a exatidão do FEF_{x-y%} se deve ao fato de serem feitas duas medidas de volume e de tempo. No caso dos fluxos instantâneos, a não existência de um método de calibração suficientemente adequado, para aferição de pneumotacógrafos, e os problemas de erros sistemáticos tornam a exatidão de ± 5% aceitável⁽¹⁾.

Os espirômetros devem fornecer um registro gráfico de tamanho suficiente para análise e eventuais cálculos manuais.

3.4. GRÁFICOS ESPIROMÉTRICOS^(1,12)

Recomenda-se que todo equipamento, mecânico, microcontrolado ou microprocessado seja capaz de gerar as curvas espirométricas na forma impressa. Esta recomendação é obrigatória para testes realizados com fins legais e é altamente desejável para o médico que recebe o resultado do exame. Este requisito se deve a três propósitos básicos: 1) *controle de qualidade* – verificação de teste feito corretamente; 2) *validação* – os registros servem para validar a acurácia do equipamento e do programa do computador utilizado pelo mesmo; neste caso, os cálculos manuais podem ser comparados aos fornecidos pelo sistema; 3) *cálculos manuais* – na ausência de sistema computadorizado, os valores serão calculados por meios gráficos.

Os espirômetros microcontrolados ou microprocessados sem inscrição direta por quimógrafo devem utilizar impressoras gráficas com resolução mínima adequada às condições de validação e cálculos manuais. Os espirômetros mecânicos devem utilizar papel milimetrado específico.

CURVAS VOLUME-TEMPO

1) ESCALA DE VOLUME – As curvas volume vs. tempo devem seguir as seguintes escalas de volume, de acordo com sua finalidade: a) *diagnóstica* – a escala deve ser de no mínimo 10mm/L (BTPS), de modo a possibilitar a visualização das curvas; b) *validação e cálculos manuais* – a escala deve ser de no mínimo 20mm/L (BTPS), de modo a possibilitar a validação do equipamento e exatidão nos cálculos manuais ao se obter os valores por meio gráfico de um exame.

2) **ESCALA DE TEMPO** – As curvas volume vs. tempo, quando impressas ou mostradas em terminais gráficos, devem, pelo menos, estar em conformidade com as seguintes escalas de tempo para cada condição: a) *diagnóstico* – a escala deve ser de pelo menos 10mm/s de modo a possibilitar a visibilização das curvas; b) *validação e cálculos manuais* – a escala deve ser de pelo menos 20mm/s, embora uma escala de 30mm/s seja recomendada.

Para os equipamentos microprocessados ou microcontrolados, a taxa de amostragem do sinal, a resolução temporal e os filtros de alisamento são pontos importantes do projeto do equipamento.

CURVAS FLUXO-VOLUME

Quando uma curva fluxo-volume é impressa ou exibida em terminal gráfico, o fluxo deve estar no eixo vertical, enquanto o volume deve estar no eixo horizontal. Deve existir entre as escalas de fluxo e volume respectivamente um fator tal que, por exemplo, 2L/s de fluxo e 1L de volume correspondam à mesma distância no gráfico em seus respectivos eixos. As escalas mínimas para fluxo-volume devem satisfazer os limites mínimos contidos na tabela 3.

TABELA 3
Escala mínima para gráficos de volume, fluxo e tempo para medidas espirométricas diagnósticas e de validação e cálculos manuais

	Diagnóstico		Validação/Cálculos Manuais	
	Curva volume-tempo	Curva fluxo-volume	Curva volume-tempo	Curva fluxo-volume
Volume (mm/L)	10	5	20	10
Fluxo (mm/L/s)	-	2,5	-	5
Tempo (mm/s)	10	-	20 pelo menos (ideal 30)	-

3.5. COMPUTADORES

Todos os laboratórios de função pulmonar deveriam ter equipamentos informatizados, porque eles podem realizar eficientemente as tarefas envolvidas nos testes de função pulmonar^(1,20,25,41-45).

As vantagens da computação no laboratório de função pulmonar incluem: 1) menor número de erros de cálculo; 2) calibrações realizadas mais consistentemente; 3) redução na variabilidade de medidas repetidas; 4) o tempo para obtenção final dos testes é reduzido dramaticamente para o paciente e o técnico; 5) procedimentos padronizados são seguidos; 6) armazenamento e recuperação de exames prévios para comparação de maneira rápida e eficiente; 7) a repetição de testes esforço-dependentes ou com resultados questionáveis

é prático, porque a computação permite a inspeção imediata das medidas; 8) impressão de relatórios e gráficos.

As desvantagens da computação dos testes de função pulmonar incluem: 1) compreensão e interação menor por parte dos técnicos. Estes problemas podem resultar em dados inválidos se os resultados gerados por computador nunca são questionados^(46,47); 2) muitos sistemas computadorizados aumentam a complexidade do teste; 3) custo maior; 4) maior necessidade de treinamento dos técnicos; 5) incapacidade do usuário de atualizar e corrigir os softwares.

Vários níveis de computação podem ser associados aos espirômetros:

1) **Espirômetros microprocessados** – são os equipamentos que utilizam microprocessadores para realizar cálculos e controlar várias funções do instrumento como a exibição digital dos dados. Numero espirômetros portáteis de pequeno porte utilizam este sistema;

2) **Espirômetros microcontrolados** – são equipamentos fisicamente integrados no qual estão contidos elementos de transdução, circuitos eletrônicos e programa de controle e tratamento do sinal. O sistema microcontrolado usualmente inclui um disco com programas para aquisição e armazenamento de dados, um monitor de alta resolução e uma impressora. Microcomputadores do tipo *laptop* ou *notebook* estão se tornando populares com equipamentos de sensores de fluxos para uso portátil.

Em alguns locais, sistemas de maior porte, como mini-computadores, são utilizados.

O computador realiza duas tarefas básicas⁽²⁰⁾: a primeira é a entrada de uma série de dados do espirômetro para a memória do computador. Esta entrada representa o volume ou o fluxo instantâneos em pequenos intervalos separados de tempo depois do reconhecimento do início do teste; a segunda é o processamento numérico, isto é, o cálculo dos vários índices espirométricos, determinação dos valores previstos a partir de equações de regressão e o relatório final de acordo com o formato determinado pelo programa.

A vantagem primária do sistema computadorizado de função pulmonar é a capacidade de processar sinais analógicos de vários transdutores, tais como espirômetros e pneumotacômetros, para automaticamente adquirir os dados. A aquisição dos dados e o controle do instrumento são implementados por meio de uma interface entre o computador e os vários tipos de equipamentos de função pulmonar (figura 20).

Um dos equipamentos primários usados para interfacear o sistema de função pulmonar ao computador é o conversor analógico digital (CAD). O CAD aceita um sinal analógico e o transforma num valor digital. O sinal analógico é usualmente uma voltagem na faixa de 0 a 10 volts ou -5 a +5 volts. Os CADs são classificados pelos números de *bits* para os quais eles convertem os sinais. Quanto maior o número de *bits*, maior a resolução do sinal de entrada. Os CADs devem



Figura 20 – Sistema de função pulmonar de volume computadorizado

ser de pelo menos 10 bits, o que possibilita 1.024 pontos e uma resolução de 0,008 a 0,016 litros, embora conversores de 12 bits sejam recomendados porque possibilitam 4.096 pontos e uma resolução de 0,002L a 0,004L. Não devem ser usados conversores de 8 bits. Em adição à resolução do CAD, a taxa na qual os dados são amostrados (taxa de amostragem do CAD) afeta a acurácia dos dados obtidos, o que é necessário para análise de testes em que o sinal muda rapidamente, como a manobra expiratória forçada. Se uma série de medidas de fluxos instantâneos for integrada para calcular o volume, o valor instantâneo será o fluxo médio entre as conversões. Cada conversão requer alguns bytes de memória. Isto não representa dificuldade para sistemas com mais de 8K de memória, mas pode ser excessivo para um pequeno sistema dedicado. Se a taxa de amostragem pode ser reduzida sem perda inaceitável de acurácia, existe não apenas a vantagem de menor requerimento de memória, mas também haverá tempo para o microprocessador realizar tarefas adicionais entre as conversões dos pontos. Por exemplo, o volume expirado acumulado pode ser mostrado durante o exame para informar ao operador até quando o esforço expiratório deve ser mantido e assim por diante. Uma solução de compromisso é acumular os dados rapidamente durante a parte inicial da expiração forçada, em que o fluxo está mudando rapidamente, e então reduzir a taxa de amostragem para o restante do teste. Quando isso ocorre, a resolução para a medida do $FEF_{25-75\%}$ frequentemente torna-se inacurada, desde que a inclinação da linha desenhada entre os pontos 25 e 75% da CVF será afetada pelo valor de cada ponto⁽⁴⁵⁾. Um problema semelhante existe se as medidas dos fluxos instantâneos durante a parte terminal da expiração são calculados. Se espirometria computadorizada vai ser usada para detectar obstrução precoce ao fluxo aéreo, a taxa de amostragem deve ser adequada durante toda a expiração. A frequência de amostragem do sinal analógico a ser convertido pelo CAD deve ser de pelo menos 100hz, para cobrir a região do pico de fluxo expiratório (FEFmax), embora frequências maiores sejam recomendadas.

Todo sistema informatizado deve ser analisado em relação aos fatores abaixo relacionados:

1) Medidas exatas ou acuradas – A qualidade mais importante de um sistema de função pulmonar computadorizado é sua capacidade de realizar medidas exatas, o que implica em acurácia dos transdutores e aquisição e leituras corretas pelo *hardware* e *software*. A maneira mais simples de avaliar a exatidão de um sistema computadorizado é comparar os resultados gerados pelo computador com aqueles obtidos com cálculo manual. Embora não seja prático para a maioria dos laboratórios, o uso das ondas padronizadas recomendadas pela ATS deve ser feito para validar os instrumentos e o *software*⁽²⁴⁾.

Não é incomum o encontro de erros nos programas e é de responsabilidade dos fabricantes, sempre que for detectado algum erro, corrigi-lo em todos os equipamentos em posse do usuário sem limite de tempo desde a data de fabricação do mesmo.

O fabricante deve dar informações sobre o desempenho do sistema, porém isto não prescinde que um sistema particular seja testado antes de sua aquisição.

É de responsabilidade do fabricante comunicar a todos os usuários de um determinado sistema a disponibilidade de uma nova versão do programa.

2) O esquema de funcionamento do *software* deve ser fornecido. Cada laboratório deve ter o manual do *software* em que todos os procedimentos são mostrados e em que os algoritmos implementados são descritos claramente. O método de cálculo empregado pelo equipamento para obtenção dos parâmetros, a escolha dos valores para cada um dos parâmetros do exame e a escolha das curvas devem ser bem definidos. O equipamento deve permitir ao operador intervir neste processo de maneira simples e direta. Os critérios de aceitação e reprodutibilidade das diversas curvas (ver adiante) devem ser imediatamente acessíveis após as manobras realizadas. O equipamento deve ser capaz de mostrar o tempo de CVF do início até o fim. O equipamento deve também permitir que o operador possa estabelecer o término da curva.

3) O equipamento computadorizado deve ser capaz de formar um banco de dados das curvas e resultados finais, para que futuras análises de variabilidade entre fases do mesmo exame e/ou exames de um mesmo paciente possam ser feitas para fins de análises clínicas, além de rastrear dessa forma a exatidão do equipamento.

4) Equações de referências armazenadas para os cálculos dos valores previstos devem constar do manual de instrução e um sistema de equações abertas para introdução de valores previstos mais adequados para cada população deve ser disponível.

A origem dos algoritmos utilizados para interpretação é frequentemente obscura, ou baseada em estudos inadequados^(48,49). A utilização irrestrita destes algoritmos resulta frequentemente em erros de interpretação.

4. CONTROLE DE QUALIDADE DO EQUIPAMENTO

Todo laboratório deve ter um plano de controle de qualidade e de padronização para realização dos testes e resultados dos exames⁽⁵⁰⁾.

Uma distinção deve ser feita entre calibração e controle de qualidade⁽⁵¹⁾.

A calibração envolve a medida do débito do espirômetro, a sensibilidade do aparelho de registro ou a geração de um fator de correção do *software* e portanto engloba o ajuste do equipamento para o desempenho dentro de certos limites. Calibração pode ser necessária antes dos testes quando da operação de certos sistemas.

Controle de qualidade é um teste realizado para determinar a acurácia e/ou precisão do equipamento usando um sinal ou padrão conhecido. Controle de qualidade deve ser aplicado rotineiramente⁽¹⁶⁾.

Volume: uma seringa de 3L de volume deve ser fornecida pelo fabricante junto com o equipamento. O teste de volume deve ser feito diariamente antes do início dos trabalhos.

Durante levantamentos industriais ou outros estudos de campo, o equipamento deve ser calibrado cada manhã e mais duas vezes durante o dia. Embora exista habitualmente uma variação mínima dia a dia na calibração de volume, calibração diária é altamente recomendada, para que o início de um problema seja detectado no mesmo dia, eliminando relatórios falsos por semanas ou meses.

Recomenda-se que a seringa seja mantida próxima do espirômetro para que as condições de umidade e temperatura sejam as mesmas.

Para teste de volume, a seringa deve ser conectada à porta de entrada do espirômetro usado nos testes. Para prevenir a correção automática para o BTPS, a correção da temperatura do espirômetro deve ser estabelecida em 37°C. Muitos espirômetros computadorizados já incorporam uma rotina específica para calibração de volume que prescinde da correção de temperatura. Em alguns sistemas a correção de temperatura não pode ser ultrapassada. Nesses casos a injeção com uma seringa de 3L irá resultar numa leitura maior do que 3L, porque o sistema corrige o volume para BTPS. Nesta situação, a operação inversa deve ser realizada, isto é, o volume final deve ser dividido pelo fator BTPS⁽⁵¹⁾. Em pneumotacógrafos aquecidos, a verificação deve ser realizada com o sistema de aquecimento desligado e com a desativação da correção para BTPS⁽³⁸⁾. Para espirômetros de água, a seringa deve ser enchida e esvaziada várias vezes para permitir o equilíbrio com o ar umidificado do equipamento. Para espirômetros de fluxo, um tubo deve ser interposto entre a seringa e o sensor. Isto evita artefatos causados pelo fluxo turbulento gerado pela seringa.

A exatidão ou acurácia e a precisão de qualquer espirômetro pode ser calculada como se segue^(1,38,51):

Desvio = média – valor esperado

Desvio (%) = $\frac{\text{volume injetado} - \text{volume medido}}{\text{volume injetado}} \times 100$

Volume injetado = volume real da seringa

Volume medido = resultado obtido do teste

Os *limites aceitáveis* são de $\pm 3,5\%$ ou $\pm 0,100L$, o que for maior, para volume (CVF, VEF) e para o fluxo (FEF_{25-75%}) é de $\pm 5,5\%$ ou $\pm 0,250L/s$, o que for o maior. As tolerâncias permitidas incluem os erros inerentes às seringas empregadas nos ensaios ($\pm 0,5\%$). A exatidão da seringa deve ser fornecida pelo fabricante. Vazamentos devem ser avaliados periodicamente, ocluindo-se a porção de saída e forçando-se o esvaziamento⁽¹⁶⁾.

Quando espirômetros de fluxo são testados com seringas de volume, diferentes fluxos de injeção devem ser utilizados. Os fluxos atingidos devem simular a faixa usual obtida nos testes, isto é, entre 2 e 12L/s. Pelo menos uma injeção com fluxos alto, médio e baixo deve ser feita.

Linearidade – Uma injeção da seringa de 3L, realizada com espirômetro quase vazio ou quase cheio, deve resultar em medidas comparáveis. Este teste deve ser feito a cada 15 dias. A linearidade nos espirômetros de fluxo deve ser medida semanalmente, através da injeção de volume da seringa de 3L com vários fluxos diferentes. Isto pode ser obtido por injeções com velocidade constante e duração de 1, 3 e 6 segundos aproximadamente.

Vazamentos – O espirômetro deve ser levado até aproximadamente a metade de sua faixa de volume e uma pressão constante ($\geq 3\text{cmH}_2\text{O}$) deve ser aplicada através de pesos colocados sobre a campânula com a porta de saída ocluída. Mudança de volume $< 10\text{ml}$ deve ser vista após um minuto,

TABELA 4
Controle de qualidade

Teste	Intervalo mínimo	Ação
Volume	Diário	Teste com seringa de 3L
Vazamento	Diário	Pressão constante de 3cm H ₂ O por 1min.
Linearidade	• Quinzenal (espirômetros de volume)	Incrementos de 1L com seringa de calibração na faixa inteira de volume
	• Semanal (espirômetros de fluxo)	Diferentes fluxos
Tempo	Quinzenal	Registro mecânico com cronômetro
Software	Novas versões	Quando da instalação – Testes com indivíduos conhecidos

Baseado na ATS, 1995.

enquanto a pressão é aplicada. O espirômetro deve retornar à sua posição original quando a pressão é retirada. Este teste deve ser diário.

Tempo – A cada 15 dias a acurácia do registro mecânico de tempo deve ser verificada com um cronômetro. O erro deve ser menor que 1%. Cada vez que o equipamento é mudado de lugar este teste deve ser repetido.

Os procedimentos que devem ser realizados para controle de qualidade são mostrados na tabela 4.

OUTROS PROCEDIMENTOS

CONTROLES BIOLÓGICOS – Uma maneira semiquantitativa para avaliar a acurácia e a precisão de um espirômetro é realizar medidas repetidas de pelo menos três indivíduos sem doença respiratória, não fumantes, a cada 15 dias. Embora os parâmetros funcionais exibam variabilidade, todos os aspectos do teste são avaliados. Este teste, contudo, não exclui a necessidade de teste diário com seringa de volume. Este tipo de teste pode ser utilizado para comparar espirômetros de diferentes laboratórios.

“Softwares” – Uma fonte importante de erro na espirometria reside em *softwares* inadequados⁽³⁵⁾. Quando da compra do equipamento, deve ser verificado se o mesmo preenche a acurácia exigida.

PROBLEMAS COMUNS

Alguns dos problemas comuns detectados pelo controle de qualidade rotineiro dos espirômetros incluem⁽⁵¹⁾:

- Rachaduras ou vazamentos (nos espirômetros com deslocamento de volume)
- Baixo nível de água (espirômetros de volume)
- Foles gastos ou pegajosos
- Potenciômetros inacurados ou erráticos
- Tubos de fluxo obstruídos ou sujos (sensores de fluxo)
- Resistência mecânica (espirômetros de volume)
- Vazamentos nos tubos e conectores
- Tempo de registro errôneo
- Correção de sinal inapropriado (BTPS)
- Calibração do *software* inapropriada (correções)
- Interface ou *software* defeituosos
- Sujeira no pneumotacógrafo

AO ADQUIRIR UM SISTEMA DE FUNÇÃO PULMONAR COMPUTADORIZADO, VERIFIQUE OS ITENS ABAIXO:

1) Qual é o valor máximo de volume ou fluxo que é aceito pelo CAD? (O volume mínimo deve ser de 7L e o fluxo 12L/s)

2) Qual é a resolução do CAD? (Deve ser no mínimo de 10 bits e idealmente mais)

3) Qual é a velocidade de amostragem do CAD? (Deveria ser de pelo menos de 100Hz no primeiro segundo)

4) Pode o computador acumular dados por pelo menos 15s para a expiração forçada e 30s para a medida da capacidade vital lenta?

5) Como início do teste é identificado? (Deve ser feito pela técnica de retro-extrapolação)

6) Como o final do teste é identificado? (Deve existir um platô de pelo menos 1s)

7) O sistema é capaz de gerar gráficos volume-tempo e fluxo-volume e gravá-los para recuperação posterior?

8) Após cada manobra os gráficos e dados numéricos envolvendo PFE, VEF₁, CVF, volume extrapolado e fluxo terminal são fornecidos?

9) Os gráficos e os dados numéricos são fornecidos consecutivamente e comparados entre as diversas curvas?

10) Existe identificação por parte do sistema do não preenchimento dos critérios de aceitação e reprodutibilidade bem como informação ao técnico de como corrigi-los nas manobras seguintes?

11) O sistema é capaz de deletar retroativamente curvas não reprodutíveis?

12) As curvas são selecionadas de acordo com as recomendações? Isto implica que a CVF e o VEF₁ sejam selecionados de valores não necessariamente provenientes da mesma manobra. Como é feita a seleção dos fluxos? Estes devem ser retirados da curva com maior valor soma de CVF e VEF₁.

13) Que valores previstos são usados? Podem eles serem mudados se o usuário prefere um outro conjunto de equações de regressão ou se novas regressões forem desenvolvidas?

14) Novas versões dos *softwares* serão colocados à disposição do usuário em substituição às anteriores?

15) Um manual detalhado do funcionamento do *software* acompanha o sistema?

Embora um modelo particular de espirômetro tenha sido testado e tenha preenchido as recomendações, um outro instrumento do mesmo modelo pode não preencher os requerimentos. É essencial que os usuários sejam capazes de testar seus próprios instrumentos e avaliar novos equipamentos. O teste de um espirômetro com um voluntário e com uma seringa exata de 3L, pode identificar a maioria dos espirômetros marginais⁽⁵²⁾.

NA AQUISIÇÃO DO SISTEMA, REALIZE UM TESTE SIMPLIFICADO, SEGUINDO OS PASSOS ABAIXO:

1) Compare as especificações fornecidas pelo fabricante com as recomendações mínimas aceitáveis (tabela 2).

2) Verifique vazamentos se o espirômetro é de volume.

3) Simule um paciente normal e um com distúrbio obs-

trutivo injetando ar da seringa de 3L no espirômetro por aproximadamente dois segundos (normal) e seis segundos (obstruído), corrigindo o resultado para temperatura ambiente. O volume obtido nos dois casos deve estar dentro das recomendações aceitáveis ($\pm 0,1L$).

4) Realize manobras de CVF com esforço máximo e com esforço lento, tomando cuidado particular para alcançar fluxos baixos no final da manobra. Observe a diferença entre os valores da CVF e se o espirômetro termina prematuramente a manobra, ou se ele continua a mostrar aumento de

volume quando você se aproxima do volume residual. Este teste é particularmente importante para espirômetros de fluxo.

5) O registro de tempo deve ser verificado com um cronômetro.

6) O VEF_1 determinado automaticamente deve ser comparado por cálculos manuais a partir de várias manobras, usando-se o método de retroextrapolação. Este método é necessário para assegurar que o instrumento está usando processo adequado para análise do início do teste.

5. QUALIFICAÇÃO DO PESSOAL E DOS LABORATÓRIOS DE FUNÇÃO PULMONAR

Cada laboratório de função pulmonar deve ter um *Diretor Médico* que deve supervisionar os exames na rotina diária e deve ser responsável pelo treinamento do pessoal, a qualidade e o estado funcional do equipamento, o estabelecimento de rotinas, bem como a acurácia e interpretação dos resultados, os quais devem ser fornecidos de maneira simples e clara para os médicos que solicitam os testes⁽⁵³⁾. O Diretor Médico deve ter o título de especialista em pneumologia e ter conhecimento especial da área de fisiologia respiratória, possuir conhecimento detalhado do equipamento operado no laboratório e ter conhecimento clínico suficiente para interpretar os testes de função pulmonar dentro do contexto médico. Conhecimento básico de informática e estatística é importante.

Um técnico de função pulmonar treinado, motivado e entusiasmado é tão importante quanto equipamentos exatos e precisos. O Diretor Médico e os técnicos devem discutir diariamente os exames obtidos e sua qualidade e a possibilidade de futura correção.

É de responsabilidade dos *técnicos de função pulmonar*:

- 1) Preparação e calibração do equipamento;
- 2) Preparação e instrução dos pacientes;
- 3) Realização dos testes;
- 4) Verificação dos critérios de aceitação e reprodutibilidade das curvas obtidas;
- 5) Obtenção e cálculos dos dados finais e preparação dos relatórios para interpretação;
- 6) Realização dos procedimentos para controle de qualidade periódicos;
- 7) Limpeza e anti-sepsia do equipamento e seus acessórios.

TIPOS DE LABORATÓRIO, TREINAMENTO E CREDENCIAMENTO

Todos os laboratórios de função implantados devem estar filiados aos Departamentos de Função Respiratória, que devem ser criados por todas as Regionais para o desenvolvimento futuro de supervisão e controle de qualidade da SBPT através de suas representantes.

A SBPT credenciou vários Laboratórios de Referência no país para treinamento de médicos e formação de técnicos de função pulmonar e pretende criar condições para o reconhecimento da profissão de técnico. Os técnicos podem ser qualificados para realização de todos os testes básicos de função pulmonar em laboratórios completos ou receber treinamento específico em determinados setores (exemplo: espirometria).

O tempo de treinamento de novos técnicos na área de espirometria deve ser de pelo menos 80 horas, com realização e análise de pelo menos 200 exames. Certificados devem ser fornecidos pelo Diretor Médico ao final do treinamento, porém os técnicos devem ser submetidos a exames para obtenção da qualificação profissional pela SBPT e suas regionais. O técnico de função pulmonar deve ter conhecimentos básicos de fisiologia respiratória, matemática e informática. Os técnicos habilitados nas diversas áreas de função pulmonar devem receber treinamento mais longo e submeter-se a exame mais abrangente pela SBPT.

Os espirômetros deverão ser validados utilizando-se o conjunto de 24 curvas-padrão sugeridas pela ATS ou um outro conjunto de curvas-padrão que venha a ser homologada pela ABNT e uma seringa computadorizada. A ABNT elabora especificações, mas não atua como órgão certificador com objetivo de verificar se as normas estabelecidas estão sendo seguidas⁽¹⁾. A SBPT não reconhece até o momento nenhum laboratório responsável por validação de equipamentos.

6. MANUAL DE PROCEDIMENTOS

Todo laboratório de função pulmonar deve ter um manual de procedimentos que deve ser seguido rotineiramente, englobando:

- 1) Descrição dos testes e seus objetivos;
- 2) Indicações dos exames;
- 3) Contra-indicações – hemoptise, angina recente, descolamento de retina, crise hipertensiva e edema pulmonar;
- 4) Ficha clínica para avaliação;
- 5) Calibração dos equipamentos antes dos testes;

- 6) Preparação do paciente para realização do exame;
- 7) Diretrizes para controle de qualidade;
- 8) Manutenção básica do equipamento;
- 9) Precauções de segurança relacionadas ao procedimento (controle de infecção, etc.);
- 10) Referência de todas as equações utilizadas para cálculos dos resultados e valores previstos, incluindo bibliografia;
- 11) Documentação dos protocolos informatizados para cálculos e arquivamento dos dados;
- 12) Algoritmo de interpretação dos exames.

7. PROVA ESPIROMÉTRICA

7.1. PREPARAÇÃO PARA O EXAME

INSTRUÇÕES

Quando o paciente marcar o exame, as seguintes instruções ou observações devem ser feitas:

a) Infecção respiratória nas últimas três semanas como gripe, resfriado, bronquite e pneumonia, pode alterar a função pulmonar ou levar à hiper-responsividade brônquica. Em pacientes acompanhados longitudinalmente (exemplo: DPOC), estes testes podem dar impressão de perda funcional acelerada.

b) Broncodilatadores de ação curta devem ser suspensos por quatro horas e os de ação prolongada por 12 horas antes dos testes, se o objetivo for a verificação da presença de obstrução reversível. Se a finalidade do exame for encontrar a máxima função pulmonar, ou se a suspensão do Bd resultar em dispnéia acentuada, Bds podem ser mantidos⁽⁵⁴⁾.

c) Jejum não é necessário.

d) Café e chá não devem ser ingeridos nas últimas seis horas, por efeito broncodilatador, especialmente quando testes de broncoprovocação forem programados.

e) Cigarro - aumenta a resistência ao fluxo aéreo e deve ser proibido por pelo menos duas horas antes do exame.

f) Álcool não deve ser ingerido nas últimas quatro horas.

g) Refeições volumosas devem ser evitadas uma hora antes dos testes.

h) O paciente deve repousar cinco a dez minutos antes do teste.

7.2. QUESTIONÁRIO RESPIRATÓRIO

O médico que solicita o exame deve deixar claro o objetivo do teste e relatar os achados clínico-radiológicos que podem influenciar a interpretação dos dados.

Idealmente, um questionário respiratório deve ser preenchido antes de cada teste. O sugerido abaixo baseia-se no questionário ATS-DLD, 1978⁽⁵⁵⁾, acrescido de questões mais específicas relacionadas a hiper-responsividade brônquica, uma proposta de gradação de dispnéia baseada no consumo de oxigênio de atividades usuais^(14,56) e avaliação de achados radiológicos que podem auxiliar a interpretação dos testes.

SINTOMAS

1. Você habitualmente tosse ou pigarreja pela manhã? Não (0) Sim (1)

2. Você habitualmente elimina catarro? Não (0) Sim (1)
3. Seu peito chia com frequência? Não (0) Sim (1)
4. O chiado melhora com algum remédio? Não (0) Sim (1)

VOCÊ TEM FALTA DE AR:

5. *Grau 0* (esperada) – com atividades extraordinárias, tais como correr, carregar cargas pesadas no plano ou cargas leves subindo escadas. Não (0) Sim (1)

6. *Grau 1* (leve) – com atividades maiores, tais como subir ladeira muito inclinada, dois ou mais andares ou carregando pacote pesado de compras no plano. Não (0) Sim (1)

7. *Grau 2* (moderada) – com atividades moderadas, tais como: subir um andar, caminhar depressa no plano, ou carregar cargas leves no plano. Não (0) Sim (1)

8. *Grau 3* (acentuada) – com atividades leves, tais como: tomar banho, andar uma quadra em passo regular. Não (0) Sim (1)

9. *Grau 4* (muito acentuada) – em repouso ou para se vestir ou caminhar poucos passos devagar. Não (0) Sim (1)

DOENÇAS PULMONARES

10. Já teve alguma doença pulmonar? Não (0) Sim (1)
Qual? _____

11. Tem ou teve asma? Não (0) Sim (1)

12. Toma atualmente remédio para asma? Não (0) Sim (1)

13. Já se submeteu a alguma cirurgia no tórax ou no pulmão? Não (0) Sim (1)

14. Já precisou respirar por aparelho alguma vez? Não (0) Sim (1)

OUTRAS DOENÇAS

15. Cardíacas? Não (0) Sim (1)

16. Doenças sistêmicas com possível envolvimento respiratório? Não (0) Sim (1) Qual? _____

17. HIV positivo? Não (0) Sim (1)

HISTÓRIA PROFISSIONAL

18. Já trabalhou em ambiente com poeira por um ano ou mais? Não (0) Sim (1) Especifique o trabalho _____

TABAGISMO

19. Fuma ou fumou cigarros? Não (0) Sim (1)
20. Com que idade começou a fumar regularmente? aos _____ anos.
21. Caso você tenha parado de fumar totalmente, há quanto tempo você parou? Há _____ anos.
22. Quantos cigarros, desde que começou a fumar, você tem fumado por dia? _____
23. Cálculo dos anos-maço. Multiplique o número de anos fumados pelo número de cigarros fumados ao dia/20. _____ anos-maço.

RADIOGRAFIA

24. Sinais de obstrução ao fluxo aéreo? Não Sim
25. Opacidades localizadas? Não Sim
26. Difusas? Não Sim
27. Seqüelas? Não Sim
28. Sinais de ICC? Não Sim

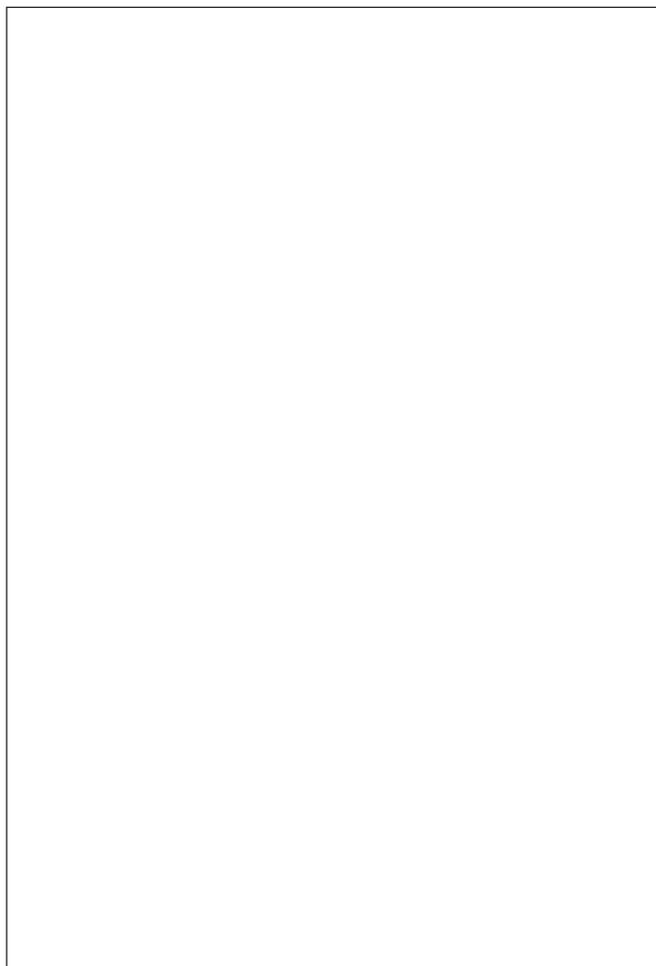


Figura 21 – Medida da estatura

7.3. OBTENÇÃO DE DADOS ANTROPOMÉTRICOS

ESTATURA

A estatura é a variável com maior influência nos valores previstos para a função pulmonar e sua medida deve ser rigorosa. A estatura deve ser medida sem sapatos. A estatura cai com a idade e quase sempre os indivíduos, especialmente os idosos, hiperestimam sua estatura⁽⁵⁷⁾. Valor para a estatura referida pelo indivíduo é inaceitável.

A estatura idealmente deve ser medida por um antropômetro, já que este permite a liberdade das mãos do observador para posicionar o indivíduo. Os calcanhares devem estar juntos e o indivíduo deve estar o mais ereto possível com os calcanhares, panturrilhas, nádegas e dorso em contato com o antropômetro. Quando esta posição é alcançada, o observador alinha a cabeça com as mãos para que a margem orbital inferior esteja alinhada com o meato auditivo externo e a região occipital esteja em contato com o antropômetro (figura 21).

Procedimento incorreto pode resultar em mudanças de estatura aparente de até 5cm. A medida correta da estatura resulta em excelente reprodutibilidade⁽¹⁵⁾.

ENVERGADURA

A envergadura, medida entre a ponta dos dedos dos braços estendidos horizontalmente, pode ser usada como uma estimativa da estatura biológica quando existe deformidade espinhal ou sempre que não for possível medir a estatura⁽¹⁵⁾. Para realização da medida, o indivíduo estende e abduz o braço esquerdo completamente. A semi-envergadura é o comprimento da ponta do dedo mais longo ao centro da fúrcula esternal. A distância é medida com uma fita e então duplicada para dar a envergadura. Em crianças a envergadura estima com precisão a estatura. Na população brasileira adulta, a estatura pode ser calculada dividindo-se a envergadura por 1,03 nas mulheres e 1,06 nos homens⁽⁵⁸⁾.

PESO

Reflete a massa corporal. Em balanças calibradas, o erro de medida deve ser menor que 0,01kg. O indivíduo deve retirar roupas pesadas e o calçado. O índice de massa corporal (IMC) = peso/est² é hoje considerado o melhor indicador de obesidade. A obesidade é classificada em três graus: I – P/alt² de 25 a 29,9; II – 30 a 40 e III – > 40kg/m²⁽⁵⁹⁾. Até 18 anos obesidade é caracterizada por P/est² acima de 12 + idade⁽⁶⁰⁾ aproximadamente. Em estudos populacionais, o peso em geral não afeta as variáveis espirométricas (quan-

do a estatura e o sexo são considerados), a não ser na presença de obesidade mórbida⁽⁴⁰⁾. No laboratório de função pulmonar, restrição pode ser atribuída à obesidade se o grau é II ou III e se a redução da CV resulta da queda do VRE. Valores baixos ($P/alt^2 < 20$) podem também resultar em redução da CVF⁽⁶¹⁾.

BTPTS

As medidas do volume de gás expirado são feitas no equipamento de registro, em que as moléculas de gás estão em temperatura e pressão ambiente (ATP) se o espirômetro é de volume; o gás expirado é usualmente também saturado com vapor d'água e nestas circunstâncias sua condição é designada ATPS. As condições ambientais variam de maneira que os volumes devem ser convertidos para uma condição padrão, a qual, para a maioria dos propósitos, é aquela obtida no pulmão; aqui o gás está na temperatura e pressão corporal e saturado com vapor d'água (BTPTS). Em outras circunstâncias, o volume de gás é expresso para condições padrão de temperatura de 0°C e com pressão de uma atmosfera (760mmHg de gás seco), chamado então de STPD.

Para converter o volume de gás da temperatura e pressão ambiente no espirômetro para o expirado, em condições corporais, usa-se a seguinte equação⁽¹⁴⁾:

$$V_{BTPTS} = V_{ATP} \times \frac{273 + 37}{273 + t} \times \frac{P_B - PH_2O(t)}{P_B - PH_2O} \quad (37)$$

em que V é o volume de gás sob as condições especificadas, t é a temperatura ambiente ou interna do equipamento e 37 é a temperatura corporal em graus Celsius; P_B é a pressão barométrica e PH_2O é a pressão do vapor d'água na t indicada (a 37°C é de 47mmHg). Valores para a PH_2O em gás saturado pode ser obtida para outras temperaturas pela equação:

$$PH_2Ot = 10 - 0,395t + 0,0378t^2$$

A pressão barométrica deve ser baseada na média anual de cada localização, que pode ser obtida sabendo-se a altitude. A aplicação de fator de correção diário para a pressão barométrica não é necessária. O fator de correção é menor do que os erros potenciais da medida de pressão. A aquisição de um barômetro é portanto dispensável.

A conversão das medidas dos volumes respirados de ATPS para BTPTS é baseada na presunção de que a temperatura do gás dentro do espirômetro resfria-se à temperatura ambiente, enquanto que a mecânica do espirômetro não se modifica com a mudança de temperatura. Este equilíbrio não é completo^(28,62): quando o indivíduo realiza manobra da CVF o ar sai dos pulmões a 37°C, mas entra no espirôme-

tro numa temperatura entre 33 e 35°C⁽⁶³⁾. A medida dos fluxos nos pneumotacômetros é influenciada pela viscosidade do gás expirado, que varia com a composição e temperatura deste e com a distância do sensor de fluxo da boca⁽²⁶⁾. Dependendo da temperatura ambiental, o fator de correção BTPTS pode chegar a 10%⁽¹⁶⁾.

Apesar das considerações acima, a correção é feita universalmente^(13,16). Futuramente poderão ser disponíveis sistemas que corrijam dinamicamente a variação de temperatura (BTPTS dinâmica)⁽⁶⁴⁾.

Testes funcionais não devem ser feitos abaixo de 17°C porque: 1) nesta situação a presunção de que o ar exalado a 37°C resfria instantaneamente à temperatura ambiente é ainda mais incorreta e 2) em espirômetros com campânulas de plástico ou borracha, estas tornam-se mais rígidas em baixas temperaturas e mudam o ganho de volume do equipamento.

É comum obter-se e registrar-se a primeira temperatura do início do dia e usá-la em todos os testes. Isto é inaceitável desde que podem resultar erros de estimativa da CVF e VEF_1 acima de 5%⁽²⁹⁾.

Métodos práticos para reduzir o erro BTPTS com espirômetros de volume são⁽²⁹⁾: 1) manter a temperatura do laboratório constante; 2) situar o espirômetro e a seringa de calibração longe de fontes de calor e ar frio; 3) "lavar" o ar do espirômetro várias vezes entre cada manobra para permitir o equilíbrio entre temperatura e umidade do espirômetro com o ar ambiente; 4) comprar espirômetro com medida interna de temperatura ou instalar termômetro interno, se não disponível. Termômetros externos não são ideais, já que a temperatura interna do espirômetro e a ambiente podem diferir; 5) em sistemas informatizados, entrar a temperatura interna antes de cada teste individual.

7.4. REALIZAÇÃO DO EXAME

O indivíduo deve repousar cinco a dez minutos antes do teste. O procedimento deve ser descrito cuidadosamente, com ênfase na necessidade tanto de evitar vazamentos em torno da peça bucal como de inspiração máxima seguida de expiração rápida e sustentada até que o observador ordene a interrupção. O técnico deve demonstrar o procedimento usando um tubete.

Em sistemas fechados, o espirômetro deve ser "lavado" com ar a cada dois testes, para prevenir hipoxemia e hiper-capnia. Se o espirômetro tem absorvente de CO_2 e oxigênio não é adicionado durante o teste, a CV será subestimada por 2 a 3%; o absorvente de CO_2 então deve ser retirado. Dentaduras devem ser mantidas, a menos que sejam mal-ajustadas; o vazamento é menor pelo maior suporte dos lábios e bochechas⁽¹⁵⁾.

Temperatura e umidade devem ser aceitáveis, o ambiente deve ser calmo e privado. Evitar testes a menos de 17°C, desde que as correções de BTPS são menos precisas nestas circunstâncias. Evitar roupas apertadas.

Se o paciente apresenta expectoração em maior quantidade, transitoriamente, o teste deve ser adiado. Alternativamente, fisioterapia pode ser feita no dia anterior.

Os fluxos expiratórios são menores ao acordar e máximos entre o meio-dia e o final da tarde. Testes longitudinais devem ser feitos aproximadamente no mesmo horário do dia, especialmente para detecção de influências ambientais.

O espirômetro deve ter sido calibrado anteriormente. A temperatura deve ser verificada e ajuste realizado. Durante o exame o paciente deve estar na posição sentada. A CVF é maior em pé (1 a 2%) e menor (7 a 8%), na posição deitada em relação à posição sentada em pessoas de meia-idade e idosos^(65,66), o que não ocorre em pessoas mais jovens⁽⁶⁷⁾. A cabeça deve ser mantida em posição neutra e mais ou menos fixa. A flexão e a extensão da cabeça reduzem e elevam respectivamente os fluxos expiratórios forçados iniciais por variação da rigidez traqueal⁽⁶⁾.

O uso de clipe nasal é recomendado sempre, embora se tenha demonstrado que em sistemas abertos não há diferença nos resultados obtidos⁽⁶⁸⁾.

A inspiração até a CPT antes da expiração forçada não deve ser muito rápida.

A pausa pós-inspiratória não deve exceder 3s. A inspiração máxima produz broncodilatação e mudanças na retração elástica. Em normais e indivíduos com asma e DPOC, os fluxos expiratórios são significativamente maiores sem uma pausa ao final da inspiração precedente à manobra em comparação aos testes feitos com uma pausa pós-inspiratória⁽⁶⁹⁻⁷¹⁾. Isso se deve à perda progressiva da retração elástica dos pulmões e da parede torácica com a pausa. A diferença no PFE em normais é de 15% e em DPOC de 30%, quando pausas de 5s ou mais são comparadas com ausência de pausa ou pausa com duração abaixo de 2s⁽⁶⁹⁾.

Em sistemas com registro gráfico, a pena ou o papel devem já estar se movendo em velocidade constante do início da manobra de CVF. Se a expiração começa ao mesmo tempo que o sistema é acionado, a velocidade pode ser menor no início da manobra e o fluxo expiratório inicial será incorreto.

Se o indivíduo está realizando o teste em um sistema aberto, o tubete deve ser mantido próximo à boca e nela colocado imediatamente após o término da inspiração máxima. O tubete deve ser colocado sobre a língua, entre os dentes e os lábios cerrados, evitando-se vazamentos. O indivíduo deve ser estimulado vigorosamente para que o esforço seja "explosivo" no início da manobra. Durante a expiração o técnico deve observar o indivíduo e estimular positivamente para que o esforço seja mantido pelo tempo necessário. A imitação simultânea da manobra por parte do técnico ou a visualização

do gráfico expirado por parte do indivíduo testado pode ser de auxílio em casos mais difíceis.

7.5. CRITÉRIOS DE ACEITAÇÃO DAS CURVAS

A) CAPACIDADE VITAL FORÇADA (CVF)

Os seguintes critérios devem ser usados para julgar a aceitação dos testes obtidos da manobra expiratória forçada.

1) INÍCIO

O início do teste deve ser abrupto e sem hesitação. Qualquer manobra, mesmo sem início lento aparente, deve ter o volume retroextrapolado calculado. O VEF_1 e todos os outros fluxos devem ser medidos após a extrapolação retrógrada, conforme detalhado em *Técnica*.

Volume de retroextrapolação maior do que 5% da CVF ou 100ml (o que for maior) torna a manobra inaceitável⁽¹²⁾.

O volume retroextrapolado foi um dos primeiros critérios sugeridos para avaliar o esforço expiratório inicial. As manobras com grandes volumes extrapolados são quase sempre resultado de hesitação excessiva no início da manobra de CVF e resultam em fluxos menores, incluindo o PFE. Contudo, um grande volume extrapolado nem sempre resulta num VEF_1 menor. Com esforços expiratórios crescentes, a compressão dinâmica das vias aéreas poderá resultar, excedido certo esforço, em valores decrescentes de VEF_1 (dependência negativa do esforço)⁽¹⁰⁾. Isto é mais evidente na presença de obstrução ao fluxo aéreo e em indivíduos normais com pulmões grandes e músculos expiratórios em vantagem mecânica ou mais fortes.

A utilização apenas do volume extrapolado para julgar esforço satisfatório durante a porção inicial da manobra de CVF pode ser insuficiente. O PFE é o melhor índice do esforço expiratório. Variabilidade das medidas de PFE, tempo necessário para se alcançar o PFE ou a percentagem de CVF necessária para se atingir o PFE foram sugeridas para a análise do início da curva^(72,73).

Se o PFE não é fornecido, o esforço no início da manobra é impossível de avaliar; mesmo com diferenças de PFE pequenas, diferenças de até 250ml no VEF_1 poderão ocorrer^(10,74). Espiogramas obtidos graficamente em papel não são superpostos no início da manobra expiratória forçada, fazendo com que as diferenças no VEF_1 e CVF sejam impossíveis de discernir (e quando este achado é detectado o paciente já se foi).

Diversos sistemas permitem a sobreposição das curvas fluxo-volume partindo do volume máximo inspirado. Isto permite ao técnico perceber pequenas diferenças no PFE e nos

fluxos em diversos segmentos da manobra da CVF. Quando apenas a curva fluxo-volume é mostrada durante as manobras, a adição de um marcador do tempo expiratório forçado e de um gráfico de barra mostrando o volume expirado, bem como a análise imediata do fluxo ao final da expiração, compensam a relativa falta de resolução do final da curva fluxo-volume.

Manobras aceitáveis devem ter PFE dentro de 0,5L/s do maior PFE obtido em manobras prévias.

A importância de assegurar que o esforço expiratório inicial é máximo, é a reprodutibilidade do teste. O VEF_1 foi altamente reprodutível em quase 6.000 fumantes quando o PFE foi reprodutível num estudo⁽⁷⁵⁾. Em outro estudo recente, o VEF_1 selecionado da curva com maior PFE não foi mais reprodutível do que o maior VEF_1 retirado de qualquer curva, porém os autores incluíram no critério de aceitação das curvas um tempo mínimo para o alcance do PFE⁽⁷⁶⁾. Inspiração máxima deve ser assegurada em cada teste, tendo evidente influência nos fluxos expiratórios^(77,78).

2) DURAÇÃO E TÉRMINO

A duração da expiração forçada deve ser de no mínimo 6s, a menos que um platô evidente seja observado na curva volume-tempo. Em crianças e adultos jovens e em portadores de fibrose pulmonar, o esvaziamento completo pode ser rápido e tempos abaixo de 6s são aceitáveis. Três critérios para aceitação do final do teste são estabelecidos^(16,79): 1) o doente interrompe o teste, mesmo após repetidas exortações, por desconforto, tosse ou vertigem; 2) ocorre platô evidente na curva volume-tempo por pelo menos 1s, após tempo expiratório mínimo de 6s. Se o sistema mede o volume no último segundo, este deve ficar abaixo de 25ml. Se o paciente interrompe bruscamente a expiração e a sustenta, um platô pode ser evidenciado porém o fluxo expiratório prévio era ainda elevado. Este achado deve ser observado. Alternativamente o sistema pode ser programado para medir o fluxo nos últimos 20ml da CVF, devendo situar-se abaixo de 0,2L/s (72); 3) alguns indivíduos com obstrução grave podem continuar a expiração além de 15 segundos, de modo que 6s é simplesmente um valor mínimo. Na obstrução grave, fluxos baixos mas acima dos aceitáveis podem ser observados ao final da expiração, porém a continuação da manobra além de 15s não irá mudar apreciavelmente a interpretação. Na presença de obstrução, curvas com tempo expiratório acima de 10s são consideradas aceitáveis.

Freqüentemente doentes obstrutivos não preenchem os critérios de aceitação para o final da curva. Em pacientes com obstrução moderada ou acentuada, pode-se solicitar que os mesmos, após 3s do início da expiração máxima, continuem a soprar ininterruptamente porém sem esforço máximo ("relaxe e continue soprando"). A CVF resultante pode ser maior com esta manobra⁽⁸⁰⁾. Os fluxos médios e terminais poderão entretanto ser afetados.

3) NÚMERO DE TESTES

O número de tentativas deve levar em conta que três curvas aceitáveis e duas reprodutíveis são necessárias, que existe um efeito de aprendizado com a repetição das manobras e que há possibilidade de um indivíduo cansar ou aborrecer-se. Considerando os fatores acima, raramente mais de oito curvas são necessárias^(9,81). Em alguns estudos, os maiores valores são conseguidos após três tentativas aceitáveis⁽⁸²⁾, porém a diferença é pequena e não justifica a obtenção de mais dados se as três primeiras curvas são aceitáveis.

Entretanto, se os critérios de reprodutibilidade (ver abaixo) não forem preenchidos, novas manobras devem ser obtidas. O teste pode ser repetido qualquer número de vezes, porém se valores reprodutíveis não são obtidos, após oito tentativas, o teste deve ser suspenso^(9,12,22,82).

7.6. CRITÉRIOS DE ACEITAÇÃO DOS EXAMES

Para aceitação final do exame, os seguintes *critérios de reprodutibilidade* devem ser preenchidos: os dois maiores valores de VEF_1 e CVF devem diferir menos de 0,2L⁽¹⁷⁾. Os critérios de reprodutibilidade devem ser aplicados apenas após a obtenção de manobras aceitáveis⁽¹²⁾.

Os critérios de reprodutibilidade são indicadores de exatidão⁽⁸²⁾ - a necessidade de que os valores de pelo menos uma manobra expiratória forçada adicional seja próxima do valor máximo torna menos provável que o indivíduo tenha valores maiores do que aqueles obtidos da melhor curva.

Manobras espirométricas individuais não deveriam ser rejeitadas apenas porque não são reprodutíveis. O único critério para eliminar um teste completamente é a falência de obtenção de manobras aceitáveis após pelo menos oito tentativas⁽⁸³⁾.

Um estudo⁽⁸⁴⁾ demonstrou que os critérios percentuais (5%) de reprodutibilidade para CVF e VEF_1 propostos no passado pela ATS⁽¹²⁾ são mais freqüentemente não preenchidos por indivíduos de menor estatura e volumes pulmonares menores, porque os valores espirométricos são menores. Em contraste, indivíduos de maior estatura e com maiores volumes pulmonares preenchem mais freqüentemente estes critérios. A partir desses dados, as diferenças propostas para CVF e VEF_1 para o critério de reprodutibilidade foram elevadas para 0,2L⁽¹⁶⁾, ao invés do valor anterior de 0,1L, e a variação percentual foi abandonada.

Vários estudos têm mostrado que a má reprodutibilidade do VEF_1 se associa com sintomas respiratórios, história de asma, VEF_1 basal baixo, responsividade a Bd, queda longitudinal maior do VEF_1 e maior morbidade e mortalidade^(85,86). Estas associações decorrem em grande parte de hiper-responsividade brônquica, mas não devem levar ao relaxamento em relação aos critérios de aceitação dos testes.

Em alguns pacientes a manobra expiratória pode induzir broncoconstrição, de maneira que em medidas sucessivas os valores de VEF₁ se tornam progressivamente menores; esta tendência deve ser assinalada no laudo, já que se associa com hiper-responsividade brônquica. Os maiores valores devem ser os relatados⁽⁸⁷⁾.

Muitos espirômetros atuais informatizados mostram os critérios de reprodutibilidade imediatamente.

Os critérios para seleção e análise das curvas espirométricas referidos acima se aplicam tanto a adultos quanto a crianças^(82,88).

7.7. SELEÇÃO DOS VALORES OBTIDOS

Dados de todas as manobras aceitáveis devem ser examinados. A CVF selecionada deve ser a maior, obtida de qualquer curva. O VEF₁ deve ser o maior valor retirado dentre as curvas com valores de PFE situados dentro dos critérios de aceitação (variação de PFE entre o maior e o menor valor < 0,5L). Os valores de CVF e VEF₁ não necessariamente são provenientes da mesma manobra.

Diversas maneiras podem ser utilizadas para selecionar os fluxos em vários pontos da curva expiratória⁽⁸⁹⁾. A Sociedade Respiratória Européia⁽¹⁵⁾ sugeriu que os fluxos devem ser retirados ou da curva com maiores fluxos ou da curva “envelope”, selecionada considerando-se a maior CVF e os maiores fluxos simultaneamente. Isso resulta em fluxos mais elevados.

Na seleção dos fluxos que dependem da CVF, tais como o FEF_{25-75%} e FEF_{50%}, recomenda-se que estes devem ser retirados da “melhor manobra”, aquela com a maior soma de VEF₁ e CVF, como no exemplo abaixo (tabela 5).

Um problema comum pode ocorrer quando estes critérios são usados para produzir um relatório da espirometria. Se um traçado único volume-tempo ou fluxo-volume é selecionado pelo computador, ele pode não conter a CVF ou o VEF₁ que aparece nos dados tabulares.

O sistema deve permitir a seleção individual dos valores e composição de curvas a partir destes dados.

TABELA 5
Espirometria – Seleção das curvas

Teste	Curva				“Melhor” selecionada CVF + VEF ₁
	1	2	3	4	
CVF	3,08	3,02	3,00	3,08	3,08
VEF ₁	1,54	1,50	1,45	1,43	1,50
VEF ₁ /CVF	50	50	48	46	49
FEF _{25-75%}	0,66	0,60	0,63	0,62	0,60
PFE	3,45	3,79	3,85	4,00	4,00
FEF _{50%}	0,90	0,80	0,85	0,80	0,80

Observe que o PFE da curva 1 difere mais de 0,5L do valor máximo e, portanto, os valores de VEF₁ e fluxos instantâneos não devem ser retirados desta curva. Estes valores maiores decorrem de esforço submáximo, com menor compressão dinâmica.

Os critérios para espirometria de boa qualidade são mostrados na tabela 6.

INSTRUÇÕES PARA O TÉCNICO

Sistemas computadorizados ao demonstrar o não preenchimento dos critérios de aceitação e reprodutibilidade permitem a quem realiza o exame a detecção do problema e sua tentativa de correção nas manobras seguintes:

- Volume extrapolado exagerado – “Sopre mais rápido no início”
- Tempo para se atingir o PFE retardado – “Sopre mais forte no início”
- Tempo expiratório curto – “Sopre mais tempo”
- Fluxo terminal interrompido – “Sopre mais ar”
- Diferença grande entre os valores do PFE – “Encha ao máximo os pulmões e sopre mais forte no início”
- Diferença entre as melhores medidas de CVF exagerada – “Encha mais os pulmões antes de soprar”
- Diferença entre os dois melhores valores de VEF₁ exagerada – “Sopre mais rápido no início”

TABELA 6
Critérios para espirometria de boa qualidade

Pelo menos três testes aceitáveis
Inspiração máxima antes do início do teste
Início satisfatório da expiração
Evidência de esforço máximo
Volume retroextrapolado menor que 5% da CVF ou 0,10L, o que for o maior
Diferença entre os três maiores valores do PFE < 0,5L/s
Expiração sem hesitação
Duração satisfatória do teste
Em geral > 6s
Pelo menos 10s na presença de obstrução, idealmente 15s
Término
Platô no último segundo
Desconforto acentuado ou risco de síncope
Artefatos ausentes
Tosse no 1º segundo
Vazamento
Obstrução da peça bucal
Manobra de Valsalva
Ruído glótico
Resultados reprodutíveis
Para CVF e VEF ₁ os dois maiores valores devem diferir < 0,2L
Se estes critérios não são preenchidos após oito tentativas, interrompa o exame e siga com a interpretação usando os três melhores testes
Seleção das curvas para interpretação
Selecione dos testes de qualidade aceitável
Selecione a maior CVF
Selecione o maior VEF ₁ das curvas com valores de PFE aceitáveis
Selecione os fluxos instantâneos da curva com maior soma de CVF e VEF ₁ , obedecido o critério anterior

Com base na ATS^(12,16), Crapo⁽⁷⁹⁾, Enright⁽⁷³⁾.

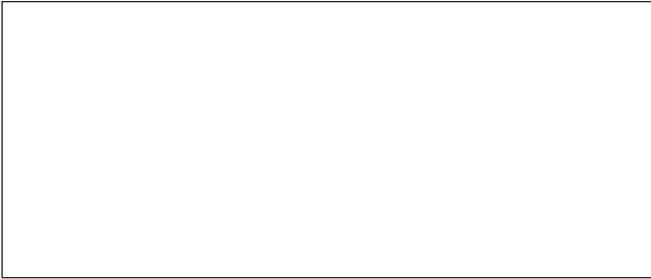


Figura 22 – Início lento da fase expiratória com aceleração na segunda metade da curva. O volume de extrapolação retrógrada é evidentemente inaceitável.



Figura 23 – Manobra característica de esforço submáximo. Nota-se o retarde para se alcançar o pico de fluxo. Na curva de volume-tempo, o volume extrapolado poderá ser exagerado, porém a alteração é menos evidente.

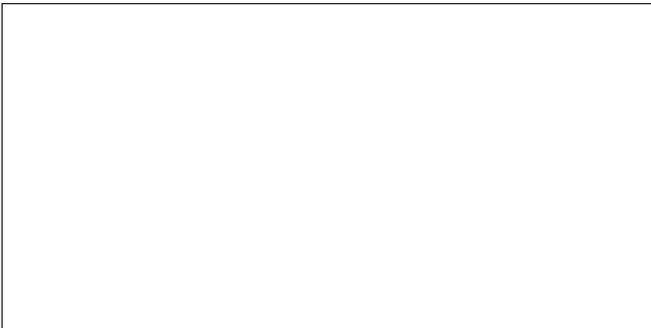


Figura 24 – Presença de tosse durante a manobra de expiração forçada

Exemplos de curvas inaceitáveis mais freqüentemente encontradas são mostrados nas figuras 22 a 27.

7.8. CAPACIDADE VITAL LENTA (CV)

A CV é a mudança de volume medido na boca entre as posições de plena inspiração e expiração completa, sem esforço máximo. A medida pode ser feita de três maneiras:

1) Capacidade Vital Inspiratória (CVI) – A medida é realizada de maneira relaxada, partindo da posição de plena expiração até a inspiração máxima;

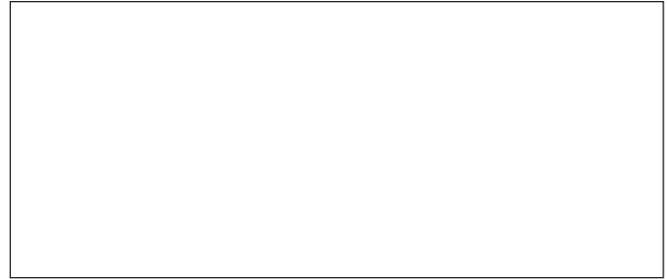


Figura 25 – Presença de manobra de Valsalva durante a expiração

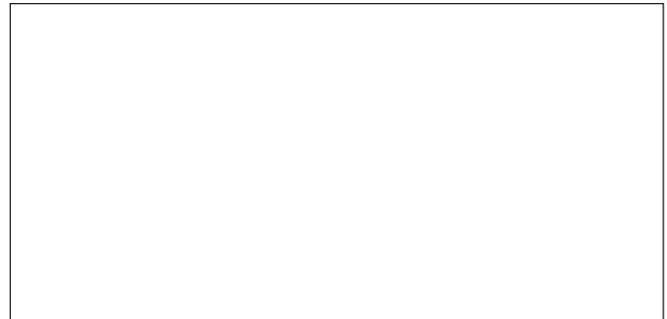


Figura 26 – Interrupção precoce da expiração. Observa-se queda abrupta do fluxo no final da expiração. Achado semelhante pode ser encontrado em crianças e adultos jovens normais.

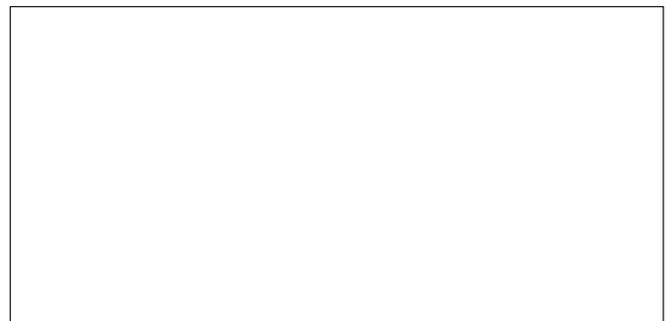


Figura 27 – Manobra interrompida da expiração forçada por obstrução da peça bucal pela língua ou por fechamento da glote

2) Capacidade Vital Expiratória (CVE) – A medida é feita de modo semelhante a partir da posição de plena inspiração até a expiração máxima;

3) CV em dois estágios – A CV é determinada em duas etapas com a soma da CI e VRE. Esta medida não é recomendada na rotina.

A CV deve ser medida de rotina, antes e depois de broncodilatador. A medida usual sugerida é a da CVI⁽¹⁵⁾.

Uma manobra de CV lenta pode ser considerada aceitável se os seguintes critérios são preenchidos^(16,36,51):

1) O volume expiratório final das três respirações que imediatamente precedem a manobra de CV não deve variar mais de 0,1L. A variação do nível expiratório final usualmente

indica que o indivíduo não está respirando consistentemente próximo à CRF, ou que um vazamento está presente. Mesmo se o nível expiratório final for constante, o volume corrente usualmente aumenta quando o indivíduo é convidado a respirar através de peça bucal com clipe nasal. O aumento do volume corrente pode mudar a capacidade inspiratória (CI) ou o volume de reserva expiratória (VRE), dependendo do padrão respiratório que o indivíduo assume.

2) O indivíduo deveria expirar até o VR e então inspirar sem interrupção até a CPT. Um platô de volume deve ocorrer ao final da expiração e inspiração máximas.

3) Pelo menos duas manobras de CV aceitáveis deveriam ser obtidas. Os volumes destas tentativas deveriam diferir <

0,2L um do outro. Se os valores de CV não estão dentro de 0,2L, a manobra deve ser repetida.

4) A CV deveria não diferir mais de 0,2L da maior CVF. Se a CV lenta é menor do que 0,2L da CVF, esforço inadequado pode ser a causa. Se a CV é muito maior do que a CVF, compressão dinâmica das vias aéreas durante a manobra de CVF pode estar causando alçaponamento de ar. Esforço insuficiente durante a CVF também pode causar discrepâncias entre a CVF e a CV. Indivíduos com obstrução evidente ao fluxo aéreo tem mais freqüentemente CVF menor do que a CV. Se a CV é significativamente maior do que a CVF, a relação VEF_1/CVF pode ser superestimada. A relação VEF_1/CV deve ser usada nesta situação.

8. VALORES DE REFERÊNCIA

A) FATORES QUE AFETAM A FUNÇÃO PULMONAR

Antes de caracterizar os testes como anormais, variações técnicas e biológicas devem ser consideradas^(90,91).

Em ordem decrescente de importância influenciam as variáveis funcionais: sexo, estatura, raça, idade, fatores técnicos, peso e outros^(3,92).

1) SEXO

Responde por 30% da variação da função pulmonar, sendo usual a separação das equações de referência por sexo. Os volumes pulmonares são maiores no sexo masculino, mas a relação VEF_1/CVF é discretamente menor, em média, provavelmente pela maior compressão dinâmica resultante da maior força muscular^(40,93).

Após corrigir para o tamanho as meninas têm maiores fluxos do que os meninos, enquanto homens adultos tem maiores volumes e fluxos do que as mulheres.

2) ESTATURA

Após o sexo, é o determinante isolado mais importante da função pulmonar. Eventualmente, indivíduos com estaturas não usuais são testados. Nesta circunstância, a extrapolação para os dados fora da faixa de estatura do estudo de referência é razoável⁽⁹⁴⁾, mas uma observação deve acompanhar os resultados, já que o volume pulmonar pode não seguir a estatura precisamente em casos extremos.

Os fluxos expiratórios são bem mais variáveis entre os indivíduos de mesma estatura do que os volumes.

3) IDADE

Os valores máximos de CVF são alcançados em torno de 25 anos no sexo masculino e 20 anos no sexo feminino^(40,95).

Os estudos de valores de referência transversais levam à idéia de que a função pulmonar começa a declinar tão logo o crescimento cessa. Estudos longitudinais demonstram entretanto que, após a fase de crescimento máximo, a CVF permanece inalterada até 35 a 40 anos, seguindo-se uma fase de declínio que se acelera após os 55 anos^(4,96,97).

A falta de declínio na CVF poderia refletir um aumento na muscularidade e na força respiratória, num tempo em que a CV deveria sofrer redução por perda da elasticidade do parênquima. Este mesmo aumento da força muscular pode entretanto levar a queda dos fluxos medidos ao nível da boca⁽⁴⁰⁾, devido à maior compressão dinâmica das vias aéreas. A seleção do ponto de mudança para inclusão da idade nas equações de referência é, portanto, relativamente

arbitrária, já que a transição do crescimento para a queda ocorre em idades diferentes para diferentes medidas.

A CVF e o VEF_1 sofrem declínio mais acelerado a partir de 55-60 anos, mas idosos podem ter valores bem preservados, por efeito de seleção, já que se demonstrou que maior função pulmonar confere vantagem de sobrevivência⁽⁹⁸⁾.

Os fluxos expiratórios caem com a idade, principalmente os terminais. Os fluxos terminais caem mais que os iniciais, porque as vias periféricas perdem calibre e se tornam mais flácidas, ao contrário do que ocorre com as vias aéreas centrais⁽⁹⁹⁾. A relação VEF_1/CVF declina com a idade.

4) RAÇA

Foi sugerido que os volumes pulmonares são 10 a 15% menores na raça negra⁽¹⁰⁰⁾. Outros autores não encontraram diferenças proporcionais e atribuíram os achados de estudos prévios a fatores sociais^(101,102). Pessoas com mistura de raças usualmente têm valores intermediários.

No Brasil, um estudo⁽¹⁰³⁾ com 139 indivíduos do sexo masculino e 56 do sexo feminino, de raça negra, derivou equações de referência e comparou os resultados obtidos para a raça branca⁽⁴⁰⁾, concluindo que não existiam diferenças. Os negros de outros países tem relação tronco/membros menor, o que não parece suceder no Brasil.

5) PESO

O peso afeta a maioria das medidas funcionais, primeiro por aumento da função – um efeito de muscularidade – e então diminuindo a função à medida que o peso se torna excessivo – efeito de obesidade⁽¹⁰⁴⁾. A maioria dos autores concorda em que o peso não contribui para explicar as variáveis espirométricas ou só o faz em caso de obesidade acentuada, mas a inclusão ou não do peso pode depender das características de cada população individual⁽¹⁰⁴⁾.

No Brasil, os valores espirométricos derivados para adultos não se relacionaram com o peso⁽⁴⁰⁾. Em crianças, embora a contribuição tenha sido pequena, teve influência significativa⁽¹⁰⁵⁾. O peso, provavelmente por refletir o aumento da massa muscular, tem considerável influência nos valores funcionais da adolescência⁽¹⁰⁵⁾.

6) ALTITUDE

Residentes de altas altitudes têm pulmões maiores. No Brasil este fator tem pequena influência⁽⁴⁰⁾.

7) TÉCNICA

Além de fatores biológicos e ambientais, variações de medida podem explicar valores diferentes obtidos em popula-

ções semelhantes. As fontes de variação técnica nos testes de função pulmonar podem situar-se no instrumento, procedimento, observador, indivíduo testado, nas interações entre estes e em outros fatores como temperatura, altitude, posição e seleção e análise das curvas.

Estes fatores foram discutidos no capítulo referente à realização dos testes.

8) ESTADO DE SAÚDE

9) POLUIÇÃO OCUPACIONAL E AMBIENTAL

O fator mais importante é o tabagismo, que afeta a função pulmonar nas crianças⁽¹⁰⁶⁻¹⁰⁸⁾ e adultos. Há aumento da reatividade brônquica⁽¹⁰⁸⁾.

Inalação de outros poluentes e irritantes pode resultar em broncoconstrição em portadores de hiper-reatividade brônquica.

10) ESTADO SOCIOECONÔMICO

Indivíduos fumantes de menor nível socioeconômico têm função pulmonar menor⁽¹⁰⁹⁾. Isso provavelmente resulta de condições ambientais desfavoráveis, maior frequência de doenças respiratórias e acesso menor aos serviços de saúde.

B) CRESCIMENTO

Os crescimentos corporal e pulmonar são proporcionais durante a infância, mas não são linearmente relacionados⁽¹¹⁰⁻¹¹²⁾. A estatura é o fator que exerce a maior influência sobre a CV na infância e a relação entre ambas é melhor descrita por equações exponenciais ou baseadas em potência. Muitas equações consideram apenas a estatura, na infância. No maior estudo que derivou valores nacionais de referência em crianças⁽¹⁰⁵⁾, a idade e o peso, embora tenham contribuição menor, tiveram efeito significativo nas regressões. Muitos dos estudos de função na infância não avaliaram os modelos de maneira estatisticamente adequada.

Durante a adolescência, as pernas crescem proporcionalmente mais do que o tórax. A estatura em geral é máxima aos 17 anos no sexo masculino, mas a CVF continua a aumentar até os 25 anos por aumento da massa muscular. No sexo feminino, a CVF é, entretanto, máxima aos 20 anos. A derivação de valores previstos na transição da infância para a vida adulta é complexa⁽¹¹³⁾; no estudo de Mallozi⁽¹⁰⁵⁾, grande número de normais nesta faixa etária foi avaliado.

Na infância, a relação entre VEF_1/CVF e fluxo/CVF permanecem relativamente constantes, um limite inferior único sendo aceitável para os valores de referência. À semelhança dos adultos e pelos mesmos motivos, as meninas têm estas relações discretamente maiores do que os meninos.

C) CONSIDERAÇÕES ESTATÍSTICAS

Indivíduos de mesmo sexo, idade e estatura têm diferentes valores de função pulmonar. Esses valores poderão ser analisados por: 1) medidas de tendência central, como média e mediana; 2) medidas de dispersão, como o desvio-padrão; e 3) simetria de distribuição através de algum índice matemático.

Quando dados de referências são obtidos, o número necessário de indivíduos para combinar cada estatura e idade seria enorme. As equações de regressão são um método econômico e eficiente para descrever os valores esperados, em função do sexo, estatura e idade. As técnicas de regressão pressupõem que a função pulmonar varia simetricamente em torno de cada valor médio, expresso pela linha de regressão (figura 28)⁽¹¹⁴⁾. A diferença entre cada valor medido e o esperado, derivado pela linha de regressão, é chamada resíduo. Quanto mais próximo os resíduos se situarem da linha de regressão, mais estreita será a faixa dos valores previstos.

O ajuste de determinado modelo de regressão pode ser verificado por:

1) *Coefficiente de correlação* obtido elevado ao quadrado (r^2), que é chamado coeficiente de determinação. Varia de -1 a +1. Valores de r^2 próximos de +1 significam que as variáveis dependentes que entraram no modelo “explicam”, de maneira direta, quase toda a variação da variável dependente. O coeficiente de explicação pode também ser expresso em percentagem, para simplificação.

Em adultos, por exemplo, 50 a 60% da CVF são “explicados” pela idade e estatura num determinado sexo⁽⁹²⁾. Em crianças, estes valores se aproximam de 80%⁽¹⁰⁵⁾.

O coeficiente de explicação (r^2) não é medida ideal do ajuste das equações, já que é uma função complexa do número de pontos, faixa de valores e sua inclinação. A relação com o número de pontos é inversa, isto é, embora o aumento do número de dados permita uma estimativa melhor da inclinação e do intercepto, o valor de r será menor.

2) *Resíduos e limites inferiores* – Deve ser verificado se o modelo de regressão escolhido resulta num ajuste adequado dos resíduos à distribuição normal. Este ponto é essen-



Figura 28 – Regressão linear entre Capacidade Vital Forçada (CVF) e altura. Para cada estatura observa-se dispersão normal dos valores da CVF.

cial, porque os limites inferiores do previsto serão influenciados pela adequação deste ajuste. A não adequação dos resíduos significa que o modelo matemático escolhido para a regressão não é ideal, o que pode resultar em limites inferiores distantes do valor previsto. Como exemplo, aceita-se hoje que os fluxos são melhor descritos por equações não lineares⁽¹¹⁵⁾ e, portanto, a utilização destas fórmulas resulta em limites inferiores inadequados para certos grupos.

Se a dispersão em torno da regressão é constante, ao longo da reta, o limite inferior será estabelecido pela subtração de um valor fixo do valor previsto^(116,117). Em adultos, por exemplo, a CVF no sexo masculino tem valores de dispersão uniformes, independente do valor previsto. Disso resulta que o limite inferior não pode ser estabelecido por uma percentagem fixa (figura 29).

Para um indivíduo masculino com valor previsto de 4L, por exemplo, o limite inferior com base nos dados derivados para a população brasileira será estabelecido subtraindo-se 0,86L, o que resulta num valor inferior de 3,14L ou 79% do previsto. Já para um indivíduo idoso com CVF prevista de 3L, por exemplo, o limite inferior será determinado subtraindo-se os mesmos 0,86L, o que resultará num valor de 2,14L que, dividido pelo valor previsto, será de 71%.

O valor de 80% como limite inferior de função pulmonar surgiu com o estudo de valores derivados por Kory, hoje de

interesse apenas histórico⁽¹¹⁸⁾. Este autor publicou em 1961 valores normais para 468 indivíduos, tendo encontrado um valor médio para a CVF de 4,81L e EPE derivado de regressão linear de 0,58L. Este valor x 1,645 resulta em 0,95L que, subtraído do valor previsto médio, resulta em 3,86L ou 80%. Pennock⁽¹¹⁹⁾ aplicou raciocínio semelhante com base nos dados de Morris⁽¹²⁰⁾ para justificar o limite de 80%.

Se a dispersão em torno da regressão se reduz à medida que o valor previsto cai, de maneira proporcional, os resíduos serão freqüentemente melhor ajustados à distribuição normal por transformação logarítmica das variações. Nesta situação, o limite inferior é uma percentagem fixa e independe do valor previsto.

Os fluxos em crianças e adultos derivados na população brasileira se ajustaram melhor a este modelo (figura 30).

O limite inferior de referência é usualmente estabelecido englobando-se 95% dos indivíduos em torno da linha de regressão, excluindo-se os 5% restantes. Isso coloca 5% da população saudável fora da faixa de referência, o que é mais ou menos válido, dependendo da prevalência de anormalidades prévias na população em que os testes são aplicados⁽¹²¹⁾. Em laboratório de função pulmonar, onde doentes são avaliados, há menor percepção da adequação dos limites inferiores do previsto, já que a probabilidade prévia da doença é alta e a maioria dos testes é obviamente anormal.

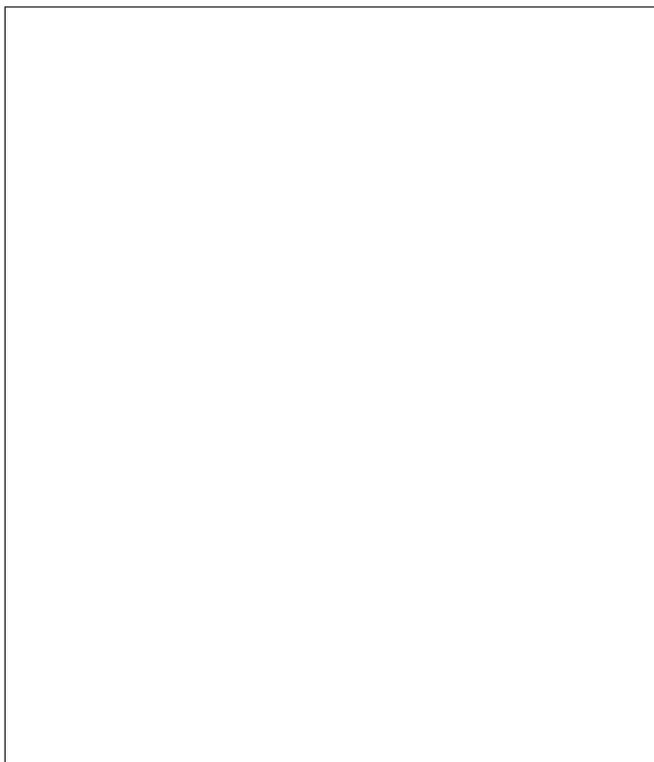


Figura 29 – Regressão linear do VEF_1 com a idade em adultos do sexo masculino. O limite inferior é estabelecido subtraindo-se um valor fixo do valor previsto e portanto não pode ser um percentual constante.

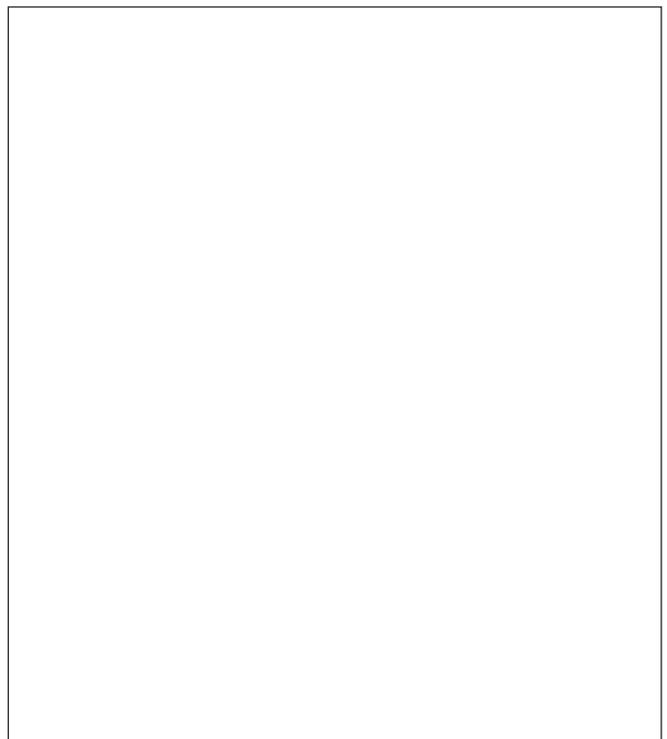


Figura 30 – Regressão logarítmica do VEF_1 e estatura em crianças do sexo feminino. O limite inferior é estabelecido por uma percentagem fixa do valor previsto, já que a dispersão se estreita à medida que o valor esperado se reduz.

Em muitos indivíduos com doença respiratória, com valores funcionais dentro da faixa normal, ocorreram mudanças nos testes, o que poderia ser demonstrado se exames prévios à doença fossem disponíveis. Nesta situação, um valor situado no limite inferior da faixa de referência deve ser caracterizado como tal, o que implica que o teste é mais provavelmente anormal (figura 31).

Na curva de regressão, a dispersão dos valores pode ser expressa pelo erro padrão de estimativa (EPE), que é o desvio-padrão médio dos dados em torno da linha de regressão⁽¹¹³⁾. Se a distribuição em torno da linha for gaussiana, a subtração do EPE x 1,645 da média irá englobar 95% dos indivíduos na faixa considerada de referência, excluindo os 5% restantes. O EPE em torno da linha de regressão, numa equação linear, presume que a distribuição dos resíduos é gaussiana e fixa, isto é, os valores que separam os 5% inferiores distam igualmente da linha, independentemente de onde se situa o valor médio.

Outra maneira estatística de estabelecer os limites é pelo uso do percentil. Este método toma todos os valores dos resíduos, ordena-os numericamente e define o ponto de corte com o valor dos 5% abaixo do resíduo zero. A maior vantagem é que nenhuma suposição é feita sob a forma de distribuição da população, da qual a amostra foi retirada. A dispersão, entretanto, não pode variar aleatoriamente em relação ao valor médio ao longo da linha. Nesta situação, um percentil médio escolhido poderá ser incorreto.

Se a distribuição dos resíduos se aproxima da normal, o limite inferior determinado pelo EPE x 1,645 e pelo 5º percentil resultará em valores semelhantes. Se houver dissociação destes valores, é provável que a equação de regressão selecionada é inadequada.

D) ESCOLHA E ANÁLISE DOS VALORES DE REFERÊNCIA

O termo “valores de referência” foi introduzido para evitar muitas das dificuldades que circundam o termo “valores normais”⁽⁴⁰⁾.

A faixa de referência dá apenas informação sobre a distribuição dos resultados do teste na população saudável da qual eles foram derivados. Não diz nada sobre o verdadeiro positivo, taxa de falso-negativo ou o valor preditivo de um teste positivo⁽³⁾. A interpretação da espirometria deve portanto ser feita sempre à luz dos dados clínicos ou epidemiológicos⁽¹⁶⁾.

A escolha de valores de referência quando pacientes com doença pulmonar clinicamente evidente são avaliados tem importância relativa porque, nesta situação, os testes de função são simplesmente um item de informação num conjunto de vários dados sobre o indivíduo e os testes serão anor-

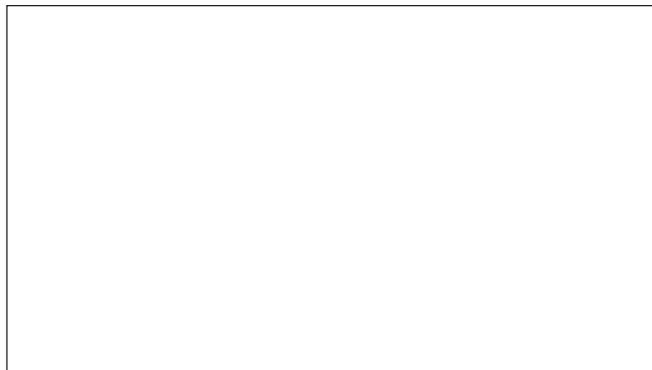


Figura 31 – Distribuição do $FEF_{25-75\%}$ numa amostra de indivíduos normais e pacientes com DPOC leve. *a* e *b* = valores médios. *c* = ponto de corte usual, que resulta em sensibilidade de 20% e especificidade de 95%; 80% seriam considerados testes falsos-negativos.

mais com alta frequência. Já em exames de saúde não longitudinais, o teste deve identificar uma condição num estágio precoce, porém em que a intervenção poderá melhorar a saúde do indivíduo; a seleção dos valores de referência é então de importância crítica.

Os valores de referência diferem amplamente. Glindmeyer⁽¹²²⁾, analisando várias equações publicadas, demonstrou que a CVF prevista pode variar em até 20%.

A escolha de equações para utilização num determinado laboratório deve levar em consideração o preenchimento de certos critérios pelo estudo que derivou os valores de referência^(3,123):

1) *Metodológicos* – os valores devem ser obtidos com técnicas padronizadas, equipamentos acurados e leitura correta das curvas, pelos critérios hoje aceitos;

2) *Epidemiológicos* – a amostra deve ser constituída de não fumantes, sem doença cardiopulmonar prévia ou atual e sem sintomas respiratórios. A amostra deve ser representativa da população na qual os dados serão aplicados com respeito à idade, estatura e composição étnica;

3) *Críticos estatísticos* – deve ser verificado se os vários modelos de regressão foram testados, como os resíduos se ajustaram e como os limites inferiores foram estabelecidos.

As equações derivadas da população brasileira^(40,105) preenchem os critérios acima e devem ser preferidas. São mostradas nas tabelas 7 a 12.

Para a raça negra, os valores não diferem daqueles obtidos para a raça branca^(103,105).

Devido a mudanças nas populações ao longo do tempo, inovações tecnológicas nos equipamentos, mudanças nas padronizações para obtenção das curvas e conceitos estatísticos mutáveis, valores de referências devem ser periodicamente derivados. As equações propostas podem ser validadas em regiões particulares do país por comparação de 30 a 40 indivíduos de ambos os sexos sem doenças respiratórias, não fumantes e com ampla faixa de idade e estatura.

TABELA 7
Equações de regressão, coeficiente de explicação e limites inferiores para variáveis espirométricas na população de referência pediátrica do sexo masculino

Sexo masculino, 6-14 anos, estatura 115-160cm, raças branca e negra (n = 292)							
	Coef. estatura a	Coef. idade b	Constante d	r ²	5º percentil de resíduo	EPE x 1,645	Limite inferior
Logarítmica							
CVF (L)	2,7093	–	–12,6205	0,69	–0,232	–0,2319	P x 0,79
VEF ₁ (L)	2,5431	–	–11,8832	0,69	–0,218	–0,2204	P x 0,80
FEF _{25-75%} (L/s)	1,8309	0,1667	–8,5219	0,50	–0,248	–0,283	P x 0,78

Abreviaturas: n = número de indivíduos; r = coeficiente de correlação (único ou múltiplo).

Valores previstos: logarítmica $\log Z = \log aX + \log bY + C$.

Obs.: O valor para relação VEF₁/CVF% teve r² = 0,05 e para o FEF_{25-75%}/CVF% teve r² = 0,08.

O valor médio previsto para VEF₁/CVF% deve ser único, de 93, sendo o limite inferior determinado pelo 5º percentil dos resíduos de 83%.

O valor médio previsto para FEF_{25-75%}/CVF% deve ser único, de 118, sendo o limite inferior determinado pelo 5º percentil dos resíduos de 91%.

Fonte: Mallozi, 1995.

TABELA 8
Equações de regressão, coeficiente de explicação e limites inferiores para variáveis espirométricas na população de referência pediátrica do sexo feminino

Sexo feminino, 6-14 anos, estatura 116-167cm, raças branca e negra (n = 310)								
	Coef. estatura a	Coef. idade b	Coef. peso c	Constante d	r ²	5º percentil de resíduo	EPE x 1,645	Limite inferior
Linear								
CVF (L)	0,02417	0,0561	0,010	–2,2197	0,73	–0,477	–0,494	P – 0,477
VEF ₁ (L)	0,02336	0,0499	0,008	–2,1240	0,75	–0,429	–0,428	P – 0,429
Logarítmica								
FEF _{25-75%} (L/s)	2,0561	0,2791	–	–9,9287	0,62	0,343	0,304	P x 0,74

Abreviaturas: n = número de indivíduos; r = coeficiente de correlação (único ou múltiplo).

Valores previstos: logarítmica $\log Z = \log aX + \log bY + \log cZ + d$.

Obs.: O valor para relação VEF₁/CVF% teve r² = 0,00 e para o FEF_{25-75%}/CVF% teve r² = 0,00.

O valor médio previsto para VEF₁/CVF% deve ser único, de 93, sendo o limite inferior determinado pelo 5º percentil dos resíduos de 81%.

O valor médio previsto para FEF_{25-75%}/CVF% deve ser único, de 120, sendo o limite inferior determinado pelo 5º percentil dos resíduos de 90%.

Fonte: Mallozi, 1995.

TABELA 9
Equações de regressão, coeficiente de explicação e limites inferiores para variáveis espirométricas na população de referência adolescente e adultos jovens do sexo masculino

Sexo masculino, 15 a 24 anos, estatura 155-185cm, raças branca e negra (n = 427)								
	Coef. estatura a	Coef. idade b	Coef. peso c	Constante d	r ²	5º percentil de resíduo	EPE x 1,645	Limite inferior
Logarítmica								
CVF (L)	1,3100	0,3170	0,3529	–7,6487	0,43	–0,212	–0,189	P x 0,81
VEF ₁ (L)	1,2158	0,1900	0,3077	–6,6830	0,38	–0,193	–0,181	P x 0,82
FEF _{25-75%} (L/s)	0,7513	–	0,3303	–3,6530	0,09	–0,382	–0,350	P x 0,68

Abreviaturas: n = número de indivíduos; r = coeficiente de correlação (único ou múltiplo).

Valores previstos: logarítmica $\log Z = \log aX + \log bY + \log cZ + d$.

Obs.: O valor para relação VEF₁/CVF% teve r² = 0,06; para o FEF_{25-75%}/CVF% r² = 0,01.

O valor médio previsto para VEF₁/CVF% deve ser único, de 94, sendo o limite inferior determinado pelo 5º percentil dos resíduos de 82%.

O valor médio previsto para FEF_{25-75%}/CVF% deve ser único, de 117, sendo o limite inferior determinado pelo 5º percentil dos resíduos de 74%.

Fonte: Mallozi, 1995.

TABELA 10
Equações de regressão, coeficiente de explicação e limites inferiores para variáveis espirométricas na população de referência adolescente e do sexo feminino

Sexo feminino, 15-19 anos, estatura 144-174cm, raças branca e negra (n = 276)								
	Coef. estatura a	Coef. idade b	Coef. peso c	Constante d	r ²	5º percentil de resíduo	EPE x 1,645	Limite inferior
Logarítmica								
CVF (L)	1,7374	0,2823	0,1491	-9,0562	0,73	-0,198	-0,187	P x 0,87
VEF ₁ (L)	1,9293	0,2255	0,1105	-9,8100	0,75	-0,181	-0,174	P x 0,87
FEF _{25-75%} (L/s)	2,0561	0,2791	-	-9,9287	0,62	-0,234	-0,243	P x 0,91

Abreviaturas: n = número de indivíduos; r = coeficiente de correlação (único ou múltiplo).

Valores previstos: logarítmica $\log Z = \log aX + \log bY + \log cZ + d$.

Obs.: O valor para relação VEF₁/CVF% teve r² = 0,00; para o FEF_{25-75%}/CVF% teve r² = 0,00.

O valor médio previsto para VEF₁/CVF% deve ser único, de 97, sendo o limite inferior determinado pelo 5º percentil dos resíduos de 88%.

O valor médio previsto para FEF_{25-75%}/CVF% deve ser único, de 124, sendo o limite inferior determinado pelo 5º percentil dos resíduos de 100%.

Fonte: Mallozi, 1995.

TABELA 11
Equações de regressão, coeficiente de explicação e limites inferiores para variáveis espirométricas na população de referência adulta do sexo masculino

Sexo masculino, 25-78 anos, estatura 152-182cm, raça branca (n = 334)							
	Coef. estatura a	Coef. idade b	Constante d	r ²	5º percentil de resíduo	EPE x 1,645	Limite inferior
Linear							
CVF (L)	0,0590	-0,0229	-4,569	0,50	0,864	0,873	P - 0,864
VEF ₁ (L)	0,0473	-0,0281	-3,145	0,58	0,790	0,747	P - 0,790
Logarítmica							
VEF ₁ /CVF%	-	-0,1198	4,854	0,24	0,0997	0,1048	P x 0,90
FEF _{25-75%} (L/s)	2,0020	-0,6977	6,3279	0,35	0,5138	0,5350	P x 0,60
FEF _{75-85%} (L/s)	2,2537	-1,1640	-7,2889	0,51	0,5523	0,6134	P x 0,58
FEF _{25-75%} /CVF%	-	-0,4407	6,1205	0,14	0,5090	0,5220	P x 0,60

Abreviaturas: n = número de indivíduos; r = coeficiente de correlação (único ou múltiplo).

Valores previstos: linear $Z = aX + bY + C$.

logarítmica $\log Z = \log aX + \log bY + C$.

Fonte: Pereira, 1992.

TABELA 12
Equações de regressão, coeficiente de explicação e limites inferiores para variáveis espirométricas na população de referência adulta do sexo feminino

Sexo feminino, 20-76 anos, estatura 136-170cm, raça branca (n = 141)							
	Coef. estatura a	Coef. idade b	Constante d	r ²	5º percentil de resíduo	EPE x 1,645	Limite inferior
Linear							
CVF (L)	0,0433	-0,0164	-2,967	0,54	0,556	0,574	P - 0,556
VEF ₁ (L)	0,0338	-0,0210	-1,782	0,62	0,433	0,505	P - 0,433
Logarítmica							
VEF ₁ /CVF%	-	-0,1212	4,8707	0,31	1,1022	0,1038	P x 0,90
FEF _{25-75%} (L/s)	1,2843	-0,6546	-3,0208	0,38	0,4720	0,5078	P x 0,60
FEF _{75-85%} (L/s)	2,0786	-1,2686	-6,1431	0,51	0,6220	0,7468	P x 0,54
FEF _{25-75%} /CVF%	-	-0,4237	6,1032	0,19	0,4242	0,4968	P x 0,61

Abreviaturas: n = número de indivíduos; r = coeficiente de correlação (único ou múltiplo).

Valores previstos: linear $Z = aX + bY + C$.

logarítmica $\log Z = \log aX + \log bY + C$.

Fonte: Pereira, 1992.

POPULAÇÃO ESTRANGEIRA

ADULTOS

Muitos equipamentos disponíveis no mercado brasileiro utilizam equações estrangeiras de referência e as mais comuns serão comentadas.

Nos Estados Unidos, três equações, de Morris⁽¹²⁰⁾, Crapo⁽¹²⁴⁾ e Knudson⁽⁹⁵⁾, são utilizadas por 85% das instituições⁽¹²⁵⁾. Na Europa, as equações de Quanjer⁽¹⁵⁾, deduzidas de inúmeras outras por compilação e também conhecidas como ECCS, são muito usadas.

Morris⁽¹²⁰⁾ – Apenas dois esforços expiratórios foram obtidos. O VEF₁ foi derivado não pelo método de retroextrapolação, o que o subestima em aproximadamente 0,2L e torna a razão VEF₁/CVF% menor.

Crapo⁽¹²⁴⁾ – Uma amostra de indivíduos selecionados (mormons), habitantes de grande altitude (1.400m), foi avaliada. Estes valores se situam entre os maiores relatados⁽¹²⁶⁾.

Knudson⁽⁹⁵⁾ – As equações publicadas em 1983 se basearam em regressões lineares. Apenas 86 homens foram estudados na faixa etária entre 25 e 85 anos e, diferentemente de outros investigadores, os dados espirométricos apresentavam acentuada assimetria⁽¹²⁶⁾. O limite inferior de 95% foi marcadamente diferente quando definido pelo EPE, em comparação ao 5º percentil dos resíduos. A CVF aumentou neste estudo 84ml/cm de estatura no sexo masculino, sendo a média da literatura 56ml/cm⁽¹²⁷⁾. Os valores teóricos aplicados para indivíduos brasileiros de baixa estatura resultam em valores grandemente subestimados⁽⁴⁰⁾.

Quanjer⁽¹⁵⁾ – Os valores derivados por este autor, como os demais citados acima, diferem em geral dos obtidos na nossa população⁽⁴⁰⁾.

CRIANÇAS

Valores freqüentemente utilizados para crianças são os de Polgar⁽¹²⁸⁾ e Hsu⁽¹²⁹⁾. Os obtidos por Polgar foram compilados de outros autores e uma comparação com os valores médios obtidos no Brasil em crianças de idade até 14 anos demonstrou que os números para CVF são aproximadamente 0,2L maiores e para o VEF₁ 0,05L maiores. Os valores de Hsu diferem para mais ou para menos dependendo se indivíduos de raça branca, negra ou hispânicos são utilizados nas regressões. Estas equações empregam apenas a estatura como variável independente, por modelos de potência, numa larga faixa de idade pediátrica.

Em crianças, os modelos lineares são em geral inadequados, daí resultando diferenças nos valores previstos por Knudson⁽⁹⁵⁾ para a faixa pediátrica, em comparação aos encontrados na nossa população.

IDOSOS

Um estudo americano recente⁽¹³⁰⁾ derivou valores previstos para indivíduos idosos (acima 65 anos). Estes valores resultam em dados previstos muito próximos aos derivados para população brasileira do sexo masculino na qual havia número razoável de idosos; já no sexo feminino, os valores previstos são diferentes. É necessário o desenvolvimento de equações de referência nacionais para esta faixa etária.

9. INTERPRETAÇÃO

1) PARÂMETROS ISOLADOS

CV(F)

A CVF é normalmente igual à CV lenta. Em indivíduos sem obstrução ao fluxo aéreo, a CVF e a CV devem diferir menos de 0,2L. CVF maior que CV significa em geral falta de colaboração na manobra lenta. A CVF pode ser menor do que a CV em alguns indivíduos com distúrbio obstrutivo (diferença significativa acima de 0,2L), se a expiração forçada causa colapso de vias aéreas, com resultante alçaponação de ar^(131,132).

A CVF pode ser reduzida no enfisema pela perda do suporte elástico das pequenas vias aéreas. A CVF também pode ser reduzida por tampões de muco e estreitamento bronquiolar, como se encontra na bronquite crônica, asma e bronquiectasias. CVF reduzida também pode ser vista em alguns indivíduos com obstrução de vias aéreas centrais como tumores⁽¹³³⁾. Neste caso também a CV pode ser muito maior que a CVF.

Muitos indivíduos com obstrução ao fluxo aéreo têm CVF na faixa prevista. Contudo, o tempo requerido para expirar a CVF (tempo expiratório forçado) é freqüentemente prolongado. Indivíduos normais expiram a sua CVF em geral em menos de 6s. Indivíduos com obstrução acentuada ao fluxo aéreo podem requerer 20s ou mais para expirar totalmente a CVF. Medida acurada da CVF em indivíduos gravemente obstruídos pode ser limitada pelo intervalo no qual o espirômetro acumula volume. Muitos espirômetros acumulam volume apenas por 6 ou 10s. A CVF e os fluxos derivados de tais curvas podem ser inaccurados se o indivíduo interrompe a expiração forçada num tempo insuficiente para esvaziamento pulmonar completo. O diagnóstico de obstrução será entretanto quase sempre evidente se pelo menos 10s de registro forem obtidos.

CV(F) reduzida é também achado comum de doenças restritivas⁽¹³⁴⁾. Neste caso, diferentemente das doenças obstrutivas, a redução percentual do VEF₁ acompanha de perto a redução da CV(F)⁽¹³⁵⁾.

Uma CV(F) menor que o previsto em indivíduos com restrição pode resultar de um aumento na quantidade ou tipo de colágeno como na fibrose pulmonar. Fibrose pulmonar também pode decorrer de inalação de poeiras, efeito de drogas ou radiação. Restrição também pode resultar do acúmulo de líquido intrapulmonar, transudato ou exsudato, como em edema pulmonar ou pneumonias. Lesões que ocupam espaço tais como tumores ou derrames pleurais também podem reduzir a CV(F) ao comprimir o tecido pulmonar⁽¹³⁴⁾.

Doenças neuromusculares tais como *miastenia gravis*, ou deformidades da parede torácica, como escoliose, limi-

tam a mobilidade da parede torácica. Qualquer doença que afete a função de fole da parede torácica ou a distensibilidade do tecido pulmonar tende a reduzir a CV(F).

Obesidade e gravidez são causas comuns de CV(F) reduzida, porque interferem com a movimentação do diafragma e a excursão da parede torácica.

Do exposto acima conclui-se que a redução da CV(F) é um achado funcional inespecífico. A interpretação de CV(F) reduzida em indivíduos com evidências de obstrução ao fluxo aéreo é discutida adiante.

Pacientes com dispnéia, CVF reduzida, razão VEF₁/CVF e FEF₂₅₋₇₅/CVF ou TFEF_{25-75%} normais e radiografia de tórax normal devem ser avaliados para: 1) obesidade – se a relação P/est² estiver elevada e o VRE reduzido, o diagnóstico de restrição por obesidade pode ser aceito⁽¹³⁶⁾; 2) doença neuromuscular – a força dos músculos respiratórios será reduzida e o VRE será o compartimento da CVF mais afetado⁽¹³⁷⁾; além disso, a CV obtida em decúbito dorsal poderá ser menor 25% ou mais em relação à obtida na posição sentada⁽¹³⁸⁾; 3) doença cardíaca deve ser excluída por dados clínicos e complementares; 4) se a causa da restrição permanece obscura, medida de difusão de CO deve ser obtida; se baixa, aponta para doença intersticial ou de circulação pulmonar (esta pode resultar em restrição leve); se normal, sugere restrição extrapulmonar, porém não exclui a possibilidade de doença intersticial; TCAR estará a seguir indicada para avaliar presença de doença intersticial, porém em um estudo recente a TC de alta resolução foi normal em três de 25 casos de fibrose pulmonar idiopática com repercussão funcional⁽¹³⁹⁾.

VEF_t

As manobras de VEF_t medem o volume de gás expirado em várias unidades de tempo, sendo, na realidade, medidas do fluxo médio, em seus respectivos intervalos de tempo. O VEF₁ é a medida básica do VEF_t, mas o registro do VEF₃ e VEF₆ é interessante.

Distúrbio ventilatório obstrutivo é caracterizado por redução do fluxo expiratório em relação ao volume pulmonar expirado. A obstrução ao fluxo aéreo resulta da redução da retração elástica e/ou aumento da resistência das vias aéreas. Os distúrbios obstrutivos resultam, nas fases iniciais, em redução dos fluxos terminais, porém a expressão “obstrução ao nível de pequenas vias aéreas” para caracterizar este achado deve ser abandonada⁽⁹⁾.

O VEF₁ pode também ser reduzido na presença de obstrução de grandes vias aéreas; nestes casos a obstrução central será mais aparente nas curvas fluxo-volume.

Indivíduos com VEF₁ acentuadamente reduzido tem chance muito maior de morrer por DPOC⁽¹⁴⁰⁾ e por câncer de pul-

mão⁽¹⁴¹⁾. Embora o VEF_1 se correlacione com o prognóstico e a gravidade dos sintomas em muitas formas de doença pulmonar obstrutiva, a evolução para pacientes individuais não pode ser prevista acuradamente.

O VEF_1 avalia basicamente distúrbios obstrutivos. Pode, secundariamente à redução da CVF, estar diminuído em distúrbios restritivos isolados, sendo que neste caso o VEF_1 em percentagem é em geral maior do que a CVF percentual, sendo a CVF no máximo 5% maior⁽¹³⁵⁾.

Os valores também podem ser reduzidos por esforço inadequado ou falta de cooperação.

FEF_{25-75%} E FLUXOS TELEXPÍRATORIOS

Há 40 anos o $FEF_{25-75\%}$ foi proposto como índice de função pulmonar⁽¹⁴²⁾. Posteriormente, sua sensibilidade para detecção de obstrução foi estabelecida^(143,144) e vários estudos de correlação anátomo-funcional demonstraram que na presença de $FEF_{25-75\%}$ anormal existem alterações histológicas nas vias aéreas periféricas⁽¹⁴⁵⁾. Os resultados comparativos entre a sensibilidade do $VEF_1/CVF\%$ ou $VEF_{1\%}$ e o $FEF_{25-75\%}$ em pacientes com DVO leve ou outros grupos propensos a DVO dependem grandemente da seleção das equações de regressão utilizadas e de como o limite inferior é definido. Já comparações de anormalidades em pacientes com DPOC estabelecida tendem a mostrar mudanças muito mais surpreendentes para o $FEF_{25-75\%}$ do que para a relação $VEF_1/CVF\%$. Entretanto, devido à correlação existente entre o $FEF_{25-75\%}$ e a razão $VEF_1/CVF\%$, quando esta é anormal, a medida do $FEF_{25-75\%}$ torna-se redundante.

O $FEF_{25-75\%}$ mede o fluxo médio num determinado intervalo de volume que inclui o fluxo de vias aéreas de médio e pequeno calibre. Os valores diminuem com a idade. O $FEF_{25-75\%}$ é bastante variável, melhor expresso em todas as idades por equações logarítmicas, e seu limite inferior situa-se em geral na faixa de 60 a 65% dos valores previstos^(40,105,115).

A grande variabilidade dos fluxos pode ser reduzida fazendo-se a divisão dos mesmos pela CVF, já que o volume pulmonar tem alguma relação com o calibre das vias aéreas. A relação $FEF_{25-75\%}/CVF$ foi proposta com este objetivo. Num estudo longitudinal de mais de 1.000 indivíduos, os melhores preditores do declínio funcional nos fumantes foram a razão $VEF_1/CVF\%$ e a razão $FEF_{25-75\%}/CVF$ iniciais⁽¹⁴⁶⁾.

O $TEF_{25-75\%}$ ^(147,148) é considerado por alguns autores como relativamente independente do volume e mais fácil de interpretar, porém sua correlação com o $FEF_{25-75\%}/CVF\%$ é praticamente perfeita, já que $TEF_{25-75\%} = CVF/2 \times FEF_{25-75\%}$ ⁽⁴⁰⁾. A relação $FEF_{25-75\%}/CVF\%$ tem unidades em recíproca de tempo (L/s), o que é de mais difícil compreensão do que o $TEF_{25-75\%}$, que reflete diretamente o prolongamento da expiração em distúrbio obstrutivo. Entretanto, a relação $FEF_{25-75\%}/CVF\%$ tem unidade igual a relação VEF_1/CVF (1/tempo), o que é semelhante a uma constante que expressa a velocidade de

esvaziamento pulmonar (1/resistência x complacência)⁽¹⁴⁹⁾. A escolha de um dos dois índices (TFEF ou FEF/CVF) é indiferente, desde que baseada em valores previstos da mesma população.

Quando os coeficientes de correlação entre variáveis antropométricas e fluxos e volumes são comparados, observa-se sistematicamente que as correlações para os fluxos são menores; disto resulta a grande variabilidade dos fluxos e sua dificuldades de interpretação, o que levou a ATS a ignorá-los na análise da espirometria⁽³⁾.

PFE

O PFE é um parâmetro expiratório esforço-dependente, que reflete o calibre das vias aéreas proximais. A interpretação de redução do PFE deve ser valorizada apenas quando valores reprodutíveis forem obtidos. A dependência do esforço torna a medida do PFE um índice interessante para avaliar a colaboração na fase precoce da expiração – a pressão transpulmonar máxima se correlaciona bem com o PFE máximo⁽¹⁰⁾. O PFE pode ser utilizado como um índice da capacidade de tossir ou, indiretamente, da força expiratória.

Indivíduos com obstrução leve ao fluxo aéreo podem ter valores de PFE normais e isto também pode ser encontrado em casos eventuais de obstrução acentuada, em que após um alto PFE ocorre rápida redução dos fluxos no restante da curva expiratória. Nestes casos, a correlação entre PFE e VEF_1 é ruim e o PFE subestima a gravidade do distúrbio obstrutivo. Indivíduos que “tossem” ao realizar manobras de PFE podem também produzir resultados falsamente elevados e dissociados do VEF_1 .

O PFE será amputado em casos de obstrução central de vias aéreas. Valores uniformemente reduzidos e reprodutíveis nestes casos indicam acentuada redução da luz traqueal e podem ser utilizados para monitorizar o curso do processo.

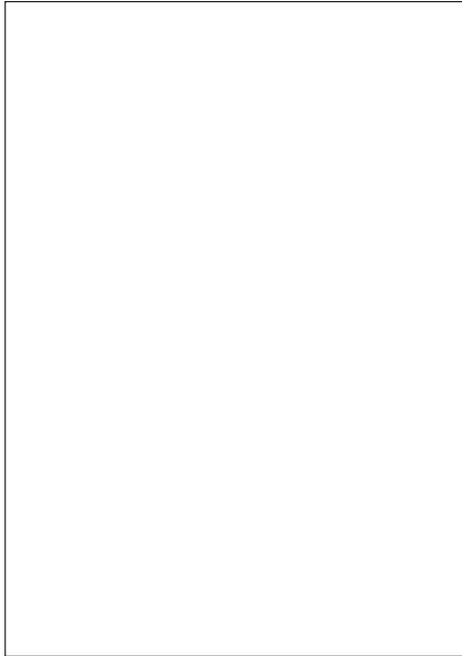
O PFE pode ser medido por aparelhos portáteis, o que é largamente utilizado para acompanhamento de crises de asma ou monitorização de asmáticos a longo prazo. Embora aumento de mais de 60L/min no PFE após broncodilatador se correlacione bem com elevação significativa do VEF_1 ⁽¹⁵⁰⁾, em doenças obstrutivas a reversibilidade é verificada com mais segurança por espirometria.

CURVA DE FLUXO-VOLUME

Reduções significativas no fluxo ou no volume são facilmente discerníveis nas curva de fluxo-volume (figura 32).

A forma da curva expiratória em indivíduos normais demonstra uma linha reta ou discretamente côncava para o eixo de volume. Em indivíduos com obstrução leve difusa, o fluxo é diminuído particularmente em baixos volumes pulmonares, havendo com a progressão da obstrução uma con-

Figura 32 – Curvas de fluxo-volume em distúrbios restritivo (acima) e obstrutivo (abaixo); note a elevação do VR no distúrbio obstrutivo.



cavidade maior aparente na curva. A inclinação da curva fluxo-volume (pico de fluxo/CVF) é a constante de tempo média de esvaziamento dos pulmões e se correlaciona com a relação $VEF_1/CVF^{(147)}$. Os valores para os fluxos terminais são sempre mais alterados percentualmente quando há obstrução difusa, o contrário ocorrendo em obstrução de vias aéreas centrais. A redução do $FEF_{50\%}$ se correlaciona bem com o $FEF_{25-75\%}$ em distúrbios obstrutivos, porém os valores absolutos para o $FEF_{50\%}$ são maiores.

Devido a que a perda da retração elástica e o aumento da resistência das vias aéreas resultam num perfil de obstrução ao fluxo aéreo semelhante, diferentes doenças obstrutivas como asma, enfisema e bronquite crônica são indistinguíveis pela análise da curva fluxo-volume.

A obstrução das vias aéreas superiores⁽¹⁵¹⁻¹⁵⁶⁾ mostra achados característicos nas curvas expiratória, inspiratória ou ambas (figura 33).

As anormalidades funcionais surgem quando o calibre da via aérea se reduz em geral a menos de 8mm⁽¹⁵⁷⁻¹⁵⁹⁾, sendo afetados os fluxos dependentes do esforço. O VEF_1 se altera quando o calibre cai abaixo de 5mm.

A comparação entre os fluxos expiratórios e inspiratórios no meio da CVF auxilia a localizar a obstrução. Obstrução fixa tipicamente resulta em redução aproximadamente igual dos fluxos inspiratórios e expiratórios em 50% da CVF. Processos obstrutivos que variam com a fase da respiração também produzem padrões característicos. Na obstrução extratorácica variável, usualmente os fluxos expiratórios são normais, mas há redução dos fluxos inspiratórios. Devido a que o processo obstrutivo se localiza fora do tórax, a curva fluxo-volume expiratória pode parecer normal, sendo a porção

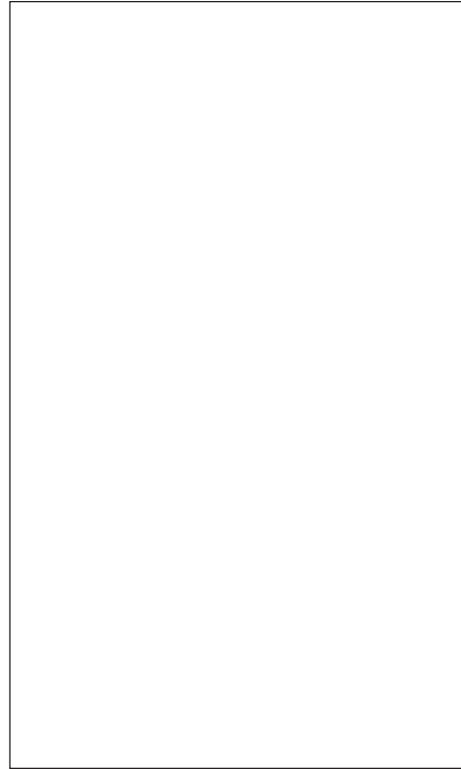


Figura 33
Achados na alça fluxo-volume de obstrução alta de vias aéreas

TABELA 13
Achados funcionais em obstrução de vias aéreas altas

Obstrução fixa

- Amputação dos fluxos, com achatamento semelhante das alças expiratória e inspiratória
- $FEF_{50\%}/FIF_{50\%} \sim 1$

Obstrução extratorácica variável

- Amputação/achatamento da alça inspiratória, com preservação da alça expiratória
- $FEF_{50\%}/FIF_{50\%} > 1$
- $FEF_{25-75\%}/FIF_{25-75\%} > 1$
- $FIF_{50\%} < 1,7L/s^*$

Obstrução intratorácica variável

- Amputação/achatamento da alça expiratória, com preservação da alça inspiratória
- $FEF_{50\%}/FIF_{50\%} < 1$
- $VEF_1 (ml)/PFE (L/min) \geq 10^*$
- $VEF_1/VEF_{0,5} \geq 1,5$

* Critérios numéricos mais específicos. A forma das curvas é entretanto o dado característico.

inspiratória achatada. Na obstrução intratorácica variável, o PFE é usualmente reduzido e o fluxo expiratório é diminuído até que o local da limitação de fluxo muda para as vias aéreas mais periféricas. Isto dá à alça expiratória uma aparência retangular, sendo a porção inspiratória tipicamente normal. Os achados funcionais da obstrução alta são mostrados na tabela 13.

Na suspeita de obstrução alta, instruções cuidadosas devem ser dada pelo técnico para obtenção de esforços máximos, especialmente durante a fase inspiratória. Esta é muito esforço-dependente e má colaboração pode simular obstrução extratorácica variável. A alça inspiratória máxima deve ser obtida de rotina. Não infreqüentemente, obstrução não suspeitada clinicamente é diagnosticada pelos achados funcionais.

Oscilações de fluxo (figura 34) podem ser observadas nas curvas de fluxo-volume e não devem excluir os testes, não devendo ser atribuídas erroneamente à tosse⁽¹⁶⁰⁾. Outros achados ocasionais na curva expiratória são também mostrados na figura 34.

Oscilações de fluxo são definidas como uma seqüência reprodutível de acelerações e desacelerações de fluxo, criando um padrão em “dentes de serra” superposto ao contorno geral da alça de fluxo-volume. As oscilações podem ocorrer em qualquer porção das curvas inspiratória ou expiratória. Pelo menos três oscilações devem estar presentes. As oscilações de fluxo não são específicas para apnéia obstrutiva do sono⁽¹⁶²⁾, sendo esta a causa em 25% dos casos, mas assinalam a presença de uma afecção das vias aéreas superiores, que deve ser investigada⁽¹⁶³⁾. Na maioria das vezes as oscilações de fluxo representam rápidas variações na resistência e calibre das vias aéreas⁽¹⁵⁸⁾.

Doenças restritivas podem mostrar fluxos normais ou acima do normal em relação ao volume pulmonar, mas como os fluxos instantâneos são medidos em relação ao valor da CVF encontrada e não prevista, eles poderão estar reduzidos se avaliados em valores percentuais do previsto. Em casos de distúrbio restritivo puro, a curva de fluxo-volume irá aparecer uma curva normal em miniatura (figura 32).

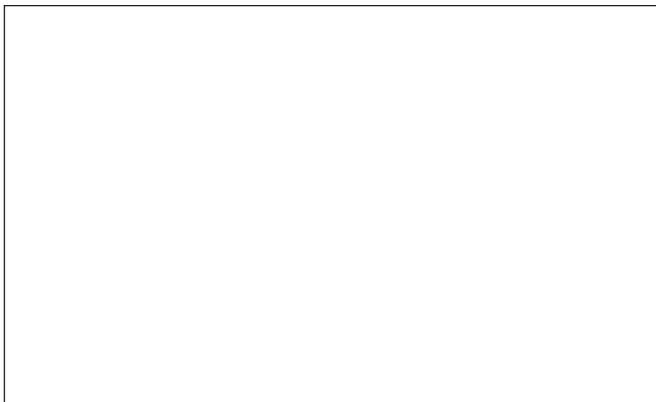


Figura 34 – Achados ocasionais em curvas de fluxo-volume (baseado na referência 161). A) Em geral indica esforço inadequado mas pode ser ocasionalmente reprodutível e válida, especialmente em mulheres jovens não fumantes – “curva em arco-íris”. B) A curva em “joelho” é uma variante normal freqüentemente vista em não-fumantes, especialmente quando jovens. C) Oscilações – padrão “em dente de serra”. D) Em geral indica tosse. Na ausência desta e se reprodutível sugere colapso traqueal momentâneo (traqueomalácia).

VEF_t/CVF%

Uma criança ou adulto jovem expira mais de 80% da CVF no 1º segundo⁽¹⁰⁵⁾; indivíduos com idade até 45 anos expiram em geral mais de 75% da CVF no 1º segundo; indivíduos mais idosos expiram em geral mais de 70% da CVF no 1º segundo⁽⁴⁰⁾. A razão esperada para determinado indivíduo deve ser derivada de equações específicas. Em adultos brasileiros, valores abaixo de 90% do previsto são anormais⁽⁴⁰⁾. Os valores derivados usando-se o VEF₁ e a CVF previstos nem sempre são os mesmos dos valores previstos para a relação, já que as equações são expressas de maneira diferente. A razão VEF₁/CVF tende a diminuir com a idade, por mudanças nas propriedades elásticas do pulmão.

2) DEFINIÇÃO DOS DISTÚRBIOS VENTILATÓRIOS

DISTÚRBO VENTILATÓRIO RESTRITIVO (DVR)

Um distúrbio restritivo é caracterizado fisiologicamente por redução na CPT. Quando a CV e a CVF são reduzidas na presença de relação VEF₁/CVF% e FEF₂₅₋₇₅/CVF normais ou elevados, distúrbio restritivo é **inferido**.

Redução da CPT é o critério que caracteriza a presença de DVR. Entretanto, a CV(F) é mais freqüentemente reduzida do que a CPT em doenças difusas⁽¹³⁵⁾, devido ao menor efeito sobre o volume residual⁽¹³⁴⁾ e à grande variação de volume necessária para caracterizar CPT reduzida. Distúrbio ventilatório restritivo poderia ser caracterizado pela medida dos volumes pulmonares quando a CV(F) está reduzida com VR não elevado, porém alguns autores consideram este achado como inespecífico⁽¹⁶⁴⁾.

Casos são ocasionalmente encontrados em que o diagnóstico clínico é de doença obstrutiva, mas existem achados que classificam o distúrbio como restritivo ou combinado. Dois estudos^(165,166) demonstraram que em 10-15% dos casos de DVR o diagnóstico clínico era de doença obstrutiva. As curvas eram aceitáveis.

Considerar as seguintes possibilidades^(32,33,167,168):

1) Vazamento no espirômetro – Resulta em redução desproporcional da CVF em relação ao VEF₁.

2) Inspiração incompleta, interrupção precoce da expiração por falta de colaboração ou por acúmulo de volume pelo espirômetro por tempo curto (usualmente 6s). Isto irá resultar em CVF subestimada e relações VEF₁/CVF% e FEF₂₅₋₇₅/CVF% superestimadas. Na ausência de traçado gráfico, a situação torna-se ainda mais complicada. Em equipamentos que *plotam* apenas a curva fluxo-volume, a avaliação do término da curva é freqüentemente prejudicada.

3) Alçaponamento de ar – Ocasionalmente é tão acentuado em doenças obstrutivas que a relação VEF₁/CVF% é

normal, por aumento do VR e redução da CVF. Análise da relação $VEF_1/CVF\%$, VEF_1 e CV(F) após Bd pode evidenciar distúrbio obstrutivo⁽¹⁶³⁾. Outra possibilidade, além do grande aumento do VR, é a presença de bolhas de enfise-ma, que podem não ser evidentes na radiografia de tórax.

Nas duas situações acima, a medida do VR por pletismo-grafia permitirá detectar o ar alçaponado.

4) Fechamento das vias aéreas – Quando completo, exclui parte do pulmão, que pode continuar a ser ventilado colateralmente, mas não contribui para a expiração forçada. Em asma, este padrão pode ser encontrado ou por tampões de muco⁽¹⁶⁹⁾ ou por broncoconstricção⁽¹⁷⁰⁾. Neste caso a inclinação expiratória da curva de fluxo-volume permanece semelhante à prevista, mas há resposta ao Bd. Entretanto, sempre que um teste com DVR mostrar resposta a Bd significativa, o traçado deve ser revisto cuidadosamente buscando-se erros técnicos. Na dúvida, dar laudo descritivo, considerando a resposta como indicativa de possível distúrbio obstrutivo⁽⁵⁴⁾.

Na ausência de DPOC associada, obstrução importante de bronquio-fonte unilateral usualmente resulta num padrão aparentemente restritivo⁽¹³³⁾, por efeito de amputação funcional. Isto também pode ser visto na bronquiolite obliterante com pneumonia em organização.

5) Superposição de doenças – Eventualmente restrição pode “apagar” os achados espirométricos de obstrução, presente anteriormente⁽¹⁶⁷⁾. O exemplo mais comum é a superposição de insuficiência cardíaca a DPOC. Em outras situações, o diagnóstico é supostamente de doença obstrutiva pura (exemplo: bronquite crônica), mas o doente tem doença mista (bronquiectasias).

Em distúrbios restritivos moderados ou graves, a CVF inteira pode ser expirada no primeiro segundo e o VEF_1 é igual a CVF (razão $VEF_1/CVF\% = 100\%$). Em doenças intersticiais, existem freqüentemente bronquiectasias de tração, pelo efeito da retração elástica sobre as vias aéreas intrapulmonares. A redução da resistência ao fluxo e o aumento da retração elástica podem elevar os fluxos expiratórios e resultar em razão $VEF_1/CVF\%$ e $FEF_{25-75}/CVF\%$ acima do previsto ou $TEF_{25-75\%}$ grandemente encurtado. Este achado tem valor, indicando pior prognóstico em fibrose pulmonar idiopática⁽¹⁷¹⁾.

Quando a relação $FEF_{25-75}/CVF\%$ situar-se acima de 150% (95º percentil em adultos e crianças brasileiros), ou $TEF_{25-75\%} < 0,3s$ está caracterizada a presença de restrição com fluxos supranormais^(40,172). O achado de fluxos supranormais com demais dados espirométricos na faixa de referência deve levantar a suspeita de doença intersticial na presença de dispnéia. Por outro lado, o envolvimento bronquiolar nas doenças difusas é freqüente. Nesta situação os fluxos, que num determinado volume pulmonar deveriam ser elevados pela doença intersticial, não o serão como esperado⁽¹⁷³⁻¹⁷⁵⁾. A inspeção da curva fluxo-volume pode demonstrar concavidade na parte terminal da alça expiratória e sugerir obstrução associada.

DISTÚRPIO VENTILATÓRIO OBSTRUTIVO (DVO)

Distúrbio ventilatório obstrutivo pode ser definido como uma redução desproporcional dos fluxos máximos com respeito ao volume máximo (CVF) que pode ser eliminado.

O VEF_1 e a razão $VEF_1/CVF\%$ são os índices mais usados e melhor padronizados para caracterizar a presença de distúrbio obstrutivo. Redução do VEF_1 na presença da razão $VEF_1/CVF\%$ reduzida define um distúrbio obstrutivo. Redução da razão $VEF_1/CVF\%$ em sintomáticos respiratórios, mesmo com $VEF_{1\%}$ normal, define igualmente distúrbio obstrutivo. Indivíduos com grande valores de CVF (mais de 120% do previsto) podem ter a razão $VEF_1/CVF\%$ reduzida e devem ser considerados como uma variante fisiológica na ausência de sintomas respiratórios e teste com broncodilatador negativo⁽¹⁷⁶⁾. Uma possível maior incidência de HRB neste grupo de indivíduos não foi encontrada⁽¹⁷⁷⁾. O diagnóstico de distúrbio obstrutivo deve considerar primariamente a razão $VEF_1/CVF\%$ e o $VEF_{1\%}$. Outras medidas de fluxo expiratório como $FEF_{25-75\%}$ devem ser considerados apenas depois que a presença e a gravidade de obstrução forem determinadas usando estas variáveis primárias. Se a razão $VEF_1/CVF\%$ é limítrofe, uma redução do $FEF_{25-75\%}$ ou outros fluxos terminais, especialmente se corrigidos para a CVF, indicam obstrução ao fluxo aéreo em indivíduos sintomáticos respiratórios. Este achado deve entretanto ser interpretado com cautela em estudos epidemiológicos.

Um estudo avaliou a acurácia do espirograma em DVO⁽¹⁷⁸⁾. Este foi definido por dados clínicos e pletismográficos. Os dados utilizados para caracterizar obstrução foram as relações $VEF_1/CVF\%$ e $FEF_{50}/CVF\%$. A sensibilidade foi de 80% e a especificidade de 97%. O uso de fluxo derivado do meio da curva adicionou sensibilidade à relação $VEF_1/CVF\%$.

Fluxos telexpiratórios não são em geral recomendados na interpretação da espirometria, por várias razões: 1) a variabilidade dos testes é grande em normais. A maior sensibilidade aparente em alguns estudos deve-se à utilização de limites normais inadequados⁽¹⁴³⁾; 2) o encontro de testes anormais não se relaciona com a queda do VEF_1 em estudos longitudinais⁽¹⁷⁹⁾; 3) o uso de múltiplos testes para a interpretação do mesmo distúrbio aumenta a taxa de falsos-positivos⁽¹⁸⁰⁾. Como cada teste tem uma chance de 5% de ser considerado anormal, o uso de múltiplos parâmetros irá resultar em valores falsos-positivos freqüentes. Devido a isso, o número de parâmetros que entram na interpretação deve ser restrito. Sugerimos CVF, VEF_1 , $FEF_{25-75\%}$ e suas relações apenas (ou TFEF). A análise dos fluxos telexpiratórios pode ser justificada se a probabilidade prévia de doença for alta (a especificidade nesta situação é maior). Quando a obstrução é difusa e incipiente, os fluxos terminais são mais afetados. Quando estes são isoladamente anormais, a obstrução deve ser caracterizada como leve, na presença de achados clíni-

cos respiratórios e não como a obstrução de pequenas vias aéreas.

DISTÚRBIO VENTILATÓRIO MISTO OU COMBINADO (DVC) E OBSTRUTIVO COM CV(F) REDUZIDA

A espirometria é freqüentemente realizada sem a medida de todos os volumes pulmonares. O diagnóstico de DVO na presença de CV normal é simples. A confusão ocorre na presença de distúrbio obstrutivo quando a CV(F) é reduzida antes e após Bd (se qualquer medida, tanto da CV como da CVF, pré ou pós-broncodilatador for normal, DVR pode ser excluída mesmo sem medida da CPT)⁽¹³⁵⁾. CV(F) reduzida pode se dever apenas ao processo obstrutivo ou à restrição associada. Em tais casos, a medida da CPT deve ser feita, porque a CPT ao contrário da CV(F), varia em direções opostas no DVR e DVO. Na presença de achados de obstrução, na impossibilidade de medir a CPT, a maioria dos participantes considerou que o distúrbio não deve ser chamado de misto ou combinado apenas porque a CV e a CVF estão reduzidas⁽¹⁸¹⁾. Não houve entretanto consenso sobre o laudo a ser dado. Um grupo prefere caracterizar o distúrbio como “obstrutivo com CV(F) reduzida”^(54,79). O diagnóstico de distúrbio misto ou combinado é portanto considerado impossível sem a medida da CPT. A redução da CV(F) poderia decorrer da obstrução ou restrição associada, sem possibilidade de separá-las. Outro grupo considera que a extensão da queda da CV(F) pode ser de auxílio na caracterização do distúrbio. A CV(F) cai nos distúrbios restritivos proporcionalmente à queda do VEF₁, mas cai proporcionalmente menos nos distúrbios obstrutivos; nos distúrbios mistos, a queda é maior do que a esperada nos distúrbios obstrutivos, mas menor do que nos distúrbios restritivos⁽¹³⁵⁾. Há entretanto certa sobreposição.

Na impossibilidade de medir a CPT, na presença de DVO com CVF reduzida, a diferença entre os valores percentuais previstos para a CVF e para o VEF₁ pode ser calculada antes do Bd⁽¹³⁵⁾. Se esta diferença for ≥ 25 (exemplo: CVF 62%, VEF₁ 30%, diferença 32%) o distúrbio poderia ser caracterizado como obstrutivo com CV(F) reduzida por provável hiperinsuflação associada. Nesta situação quando a CPT é medida, DVO foi confirmada em 95% dos casos em um estudo⁽¹³⁵⁾. Se a diferença for menor ou igual a 12 (exemplo: CVF 40%, VEF₁ 30%, diferença 10%) distúrbio misto pode ser **inferido** se os critérios para aceitação, especialmente os de término da curva expiratória, forem preenchidos e se o diagnóstico clínico é de doença(s) que freqüentemente resulta(m) em padrão misto, como DPOC + tuberculose residual, ou a radiografia de tórax indicar doença associada que resulta em menor complacência toracopulmonar, como seqüela pleural por exemplo.

Se a diferença entre a CVF e o VEF₁ situa-se entre 12 e 25 com VEF₁/CVF e/ou FEF₂₅₋₇₅/CVF reduzidos ou as condições acima para caracterização de distúrbio misto não foram preenchidas, o laudo deve ser distúrbio ventilatório obstrutivo com CVF reduzida. Sem a medida da CPT seria então impossível caracterizar melhor o distúrbio.

Exemplos de interpretação de espirometria são mostrados nas tabelas 14 a 20.

TABELA 14
Diagnóstico: Pré-operatório. Fumante com tosse crônica

	Encontrado	Previsto	Porcentagem	Limite inferior
CV (L)	4,65	3,98	117	3,11
CVF (L)	4,63	3,98	116	3,11
VEF ₁ (L)	2,90	3,15	92	2,36
FEF _{25-75%} (L/s)	1,33	2,80	44	1,80
VEF ₁ /CVF%	62	79		71
FEF/CVF%	29	77		46

Conclusão: Distúrbio ventilatório obstrutivo leve.
Observe a redução na relação VEF₁/CVF% com VEF₁% acima do limite inferior do previsto. Este achado na presença de sintomas respiratórios caracteriza DVO leve.

TABELA 15
Diagnóstico: DPOC

	Encontrado	Previsto	Porcentagem	Limite inferior
CV (L)	2,63	3,11	85	2,56
CVF (L)	2,63	3,11	85	2,56
VEF ₁ (L)	1,20	2,43	49	2,00
FEF _{25-75%} (L/s)	0,30	2,23	13	1,34
VEF ₁ /CVF%	45	79		71
FEF ₂₅₋₇₅ /CVF%	11	76		46

Conclusão: Distúrbio ventilatório obstrutivo moderado.

TABELA 16
Diagnóstico: DPOC

	Encontrado	Previsto	Porcentagem	Limite inferior
CV (L)	2,10	4,11	51	3,23
CVF (L)	1,93	4,11	47	3,23
VEF ₁ (L)	0,55	3,25	17	2,46
FEF _{25-75%} (L/s)	0,18	3,07	6	1,84
VEF ₁ /CVF%	28	79		71
FEF ₂₅₋₇₅ /CVF%	9	77		46

Conclusão:
Laudo 1 – Distúrbio ventilatório obstrutivo grave, com CVF reduzida.
Laudo 2 – Distúrbio ventilatório obstrutivo grave, com CVF reduzida por hiperinsuflação pulmonar.
O aumento da relação VR/CPT explicaria a redução da CVF, quando a diferença percentual entre CVF e VEF₁ é > 25%.

TABELA 17
Diagnóstico: DPOC

	Encontrado	Previsto	Porcentagem	Limite inferior
CV (L)	1,07	2,67	40	2,11
CVF (L)	1,07	2,67	40	2,11
VEF ₁ (L)	0,56	2,17	23	1,73
FEF _{25-75%} (L/s)	0,23	2,22	10	1,33
VEF ₁ /CVF%	52	80		72
FEF _{25-75%} /CVF%	21	82		50

Conclusão: Distúrbio ventilatório obstrutivo grave, com CVF reduzida.
Na ausência da medida da CPT melhor caracterização do distúrbio é impossível.

TABELA 18
Diagnóstico: DPOC + ICC

	Encontrado	Previsto	Porcentagem	Limite inferior
CV (L)	1,78	3,05	58	2,49
CVF (L)	1,78	3,05	58	2,49
VEF ₁ (L)	1,09	2,31	52	1,88
FEF _{25-75%} (L/s)	0,50	2,09	24	1,25
VEF ₁ /CVF%	61	77		70
FEF _{25-75%} /CVF%	28	72		44

Conclusão:
Laudo 1 – Distúrbio ventilatório obstrutivo moderado, com CVF reduzida.
Laudo 2 – Distúrbio ventilatório misto ou combinado moderado.
Distúrbio obstrutivo está caracterizado pela relação VEF₁/CVF% reduzida; a presença de restrição associada poderia ser inferida pela pequena diferença entre CVF% e VEF₁% (< 12%) e dado clínico (ICC) indicativo de possível restrição. Recomenda-se entretanto a medida da CPT.

TABELA 19
Diagnóstico: Atelectasia de lobo médio e inferior

	Encontrado	Previsto	Porcentagem	Limite inferior
CV (L)	1,60	2,37	68	1,82
CVF (L)	1,60	2,37	68	1,82
VEF ₁ (L)	1,30	1,79	73	1,36
FEF _{25-75%} (L/s)	1,00	1,85	54	1,11
VEF ₁ /CVF%	81	77		70
FEF _{25-75%} /CVF%	62	73		44

Conclusão: Distúrbio ventilatório restritivo de grau leve.
Na presença de CVF reduzida, desde que possível, a CPT deve sempre ser medida. Os fluxos são reduzidos por amputação de volume.

TABELA 20
Diagnóstico: Fibrose pulmonar intersticial idiopática

	Encontrado	Previsto	Porcentagem	Limite inferior
CV (L)	1,72	2,37	73	1,82
CVF (L)	1,72	2,37	73	1,82
VEF ₁ (L)	1,49	1,79	83	1,36
FEF _{25-75%} (L/s)	2,75	1,85	149	1,11
VEF ₁ /CVF%	87	77		70
FEF _{25-75%} /CVF%	160	73		44

Conclusão: Distúrbio ventilatório restritivo de grau leve, com fluxos supranormais.
Na presença da redução da CVF com FEF_{25-75%}/CVF% > 150 ou TEF_{25-75%} < 0,3 segundos o esvaziamento pulmonar é acelerado por redução da resistência das vias aéreas ou aumento da retração elástica.
Na presença de CVF reduzida, desde que possível, a CPT deve sempre ser medida.

TABELA 21
Espirometria – Interpretação (I)

* Na presença de FEF_{25-75%}/CVF% > 1,50 ou TEF_{25-75%} < 0,3s o distúrbio poderá ser caracterizado como restritivo com fluxos supranormais.

TABELA 22
Espirometria – Interpretação (II)

-
- * Em indivíduos de comunidade assintomáticos e com CVF > 120% do previsto entre este achado pode ser uma variante fisiológica.
 - ** O distúrbio será caracterizado como misto se CPT \leq ao 5º percentil obtido em doenças obstrutivas.
 - *** Segundo: Pereira CAC. J Pneumol 1991;17:59-68.
 - **** Sem medida da CPT este laudo será aceito: 1) critérios de aceitação preenchidos; 2) diagnóstico clínico de doença possivelmente mista ou achados radiológicos de componente restritivo. Na ausência destes critérios classificar como obstrutivo com CVF reduzida.

Se a CPT for medida, distúrbio misto estará caracterizado se a mesma se encontra **abaixo do nível esperado para a obstrução**, e não **abaixo do limite inferior de referência**, já que as doenças obstrutivas elevam a CPT⁽¹³⁵⁾.

DVC podem se dever a doença única ou a combinação de doenças⁽¹⁸²⁾. No primeiro caso, situam-se doenças granulomatosas como a sarcoidose, tuberculose, PCM e granuloma eosinofílico, e outras como bronquiectasias, ICC e linfangioleiomiomatose. Na combinação de doenças destaca-se, em nosso meio, a associação de tuberculose residual com DPOC. Outras combinações comuns envolvem seqüelas pleurais com asma e/ou DPOC.

O achado de DVC pode levar à reconsideração do diagnóstico clínico ou explicar dispnéia. Em tossidor crônico,

por exemplo, deve-se considerar o diagnóstico de bronquiectasias. Em DPOC, pode indicar o desenvolvimento de congestão pulmonar por ICC associada. Nas doenças intersticiais, o diagnóstico diferencial na presença de obstrução evidente é estreitado. Por estes motivos, torna-se importante separar os DVC dos DVO com CVF reduzida.

Se a CV ou CVF após broncodilatador situa-se na faixa normal, restrição ou distúrbio misto estão excluídos.

Um algoritmo de interpretação da espirometria é proposto nas tabelas 21 e 22.

Outros algoritmos propostos não reconhecem as limitações da espirometria para classificação num certo número de pacientes e sugerem limites pobremente fundamentados⁽⁴⁹⁾.

10. CLASSIFICAÇÃO DA GRAVIDADE

A classificação da gravidade dos distúrbios ventilatórios deveria levar em consideração um outro índice independente que seja de importância clínica, como grau de dispnéia, capacidade de exercício e prognóstico.

Na DPOC, a capacidade de exercício, expressa pelo consumo máximo de O_2 (VO_2 máx), correlaciona-se significativamente com o VEF_1 , mas o grau de obstrução “explica” aproximadamente 50% do VO_2 máx⁽¹⁸³⁾.

Em doenças intersticiais, a situação é ainda pior, com a CVF(%) correlacionando-se com o VO_2 máx de maneira significativa, porém em grau ainda menor. Pacientes com doença pulmonar difusa têm frequentemente distúrbios graves da troca gasosa e do desempenho de exercício, com CVF situada em valores entre 50 e 80% do previsto. O laudo de DVR moderado neste caso não reflete a limitação do paciente. O ponto de corte de 50%, para caracterizar DVR grave, é altamente específico, isto é, praticamente todos os pacientes estão incapacitados, mas é pouco sensível⁽¹⁸⁴⁾. Em alguns pacientes observa-se redução da CVF com troca gasosa não afetada. Nesta situação, o acompanhamento da doença pela CVF tem maior valor.

De modo semelhante, a correlação da dispnéia, quando quantificada, com a CVF ou VEF_1 , em doenças restritivas e obstrutivas, não excede 30%⁽¹⁸⁵⁾.

Uma outra maneira de tentar classificar a gravidade dos distúrbios seria levar em conta o prognóstico. Função ventilatória menor, indicativa de obstrução ou não, associa-se a menor sobrevida na população geral⁽¹⁸⁶⁾. Isso decorre de maior mortalidade por causas respiratórias e não respiratórias. Em DPOC, a sobrevida torna-se menor com redução progressiva do VEF_1 , sendo especialmente afetada, quando os valores do VEF_1 pós-Bd situam-se abaixo de 40% do previsto^(140,187). Num estudo clássico^(187,188), pacientes com DPOC e VEF_1 pós-Bd abaixo de 42% tiveram sobrevida média de cinco anos e de 25% se o VEF_1 situava-se abaixo de 30%. Em pacientes com graus mais leves de obstrução, a mortalidade foi apenas discretamente aumentada em relação aos controles. Para manter coerência com a alta especificidade sugerida para as doenças difusas, um ponto de corte de 40% para o VEF_1 pré-Bd deve ser utilizado para caracterizar DVO grave, em pacientes com DPOC. Este ponto de corte, além de sugerir pior prognóstico, indica limitação evidente para atividades da vida diária e caracteriza isoladamente incapacidade⁽¹⁸⁹⁾. Em fibrose pulmonar idiopática, a redução da CVF tem correlação com a sobrevida⁽¹⁷¹⁾. Em casos individuais, entretanto, a aplicação destes dados, tanto para DPOC como para doença intersticial, é limitada⁽¹⁸⁸⁾.

A combinação de achados extremos, ex. dispnéia acentuada com VEF_1 levemente reduzido em DPOC deve dirigir

a procura de mecanismo adicional para a falta de ar por outros meios, como medida da difusão para avaliar enfisema extenso com limitação ao fluxo aéreo pouco anormal ou teste de exercício para detecção de limitação cardíaca associada.

Na prática clínica, os valores previstos são usados para graduar a gravidade, porém a classificação de qualquer anormalidade deve levar em conta a doença subjacente. Uma obstrução leve com redução do VEF_1 num portador de obstrução traqueal significa que a luz foi reduzida a menos de 5-6mm e indica a necessidade de medidas urgentes. A maioria dos asmáticos com obstrução leve estará assintomática. Num paciente com fibrose pulmonar idiopática, CVF próxima a 50% indica doença em fase final; já num caso de sarcoidose, a implicação prognóstica é muito menos sombria.

A diminuição da CV tem alguma relação com a perda ou com a extensão da doença em muitos distúrbios não obstrutivos.

A fraqueza de músculos respiratórios produz um padrão restritivo na espirometria, a CV sendo relativamente sensível como indicador da fraqueza de músculos respiratórios⁽¹³⁷⁾. Em geral, quando a CV cai, a força muscular está reduzida a mais da metade do normal. O clínico deve estar alerta para o desenvolvimento da falência ventilatória se a CV for menor que 20ml/kg. Uma redução de mais de 25% na CV com mudança de posição sentada para deitada é um sinal de fraqueza diafragmática.

A relação $VEF_1/CVF\%$ tem sido usada⁽¹⁹⁰⁾ ou não⁽³⁾ na classificação da gravidade dos distúrbios ventilatórios, mas se for incluída não deve ser usada isoladamente, porque a CV(F) pode achar-se reduzida.

Algumas considerações devem ser feitas:

- Possibilidade de relação $VEF_1/CVF\%$ reduzida em indivíduos com pulmões grandes por compressão dinâmica elevada. Em normais este achado é incomum e, em sintomáticos respiratórios, esta redução deve ser valorizada como indicativo de obstrução. A vantagem da redução da relação $VEF_1/CVF\%$ reside exatamente em considerar dois dados obtidos do próprio indivíduo, sendo menos dependente de valores previstos.

- Nas doenças obstrutivas dois padrões podem ocorrer: 1) elevação do VR com aumento menor proporcionalmente da CPT. A CVF, por consequência é mais reduzida e a relação $VEF_1/CVF\%$ é menos alterada do que o $VEF_{1\%}$. A gravidade da doença é melhor classificada pelo VEF_1 percentual; 2) elevação do VR com aumento proporcional da CPT, com CV preservada. Nestes doentes a dispnéia é mais acentuada.

tuada pelo maior grau de hiperinsuflação e, portanto, a relação $VEF_1/CVF\%$ seria uma melhor expressão da gravidade da doença.

– A maior crítica à relação $VEF_1/CVF\%$ para gradação seria que freqüentemente o doente não alcança o tempo expiratório adequado e portanto a relação $VEF_1/CVF\%$ é superestimada⁽³⁾. Toda interpretação funcional parte da premissa de que dados adequados foram obtidos.

A relação $VEF_1/CVF\%$ pode ser utilizada, conjuntamente com o VEF_1 percentual, para graduar os DVO, considerando-se em caso de discordância, a classificação pelo mais anormal. Uma classificação é mostrada na tabela 23.

TABELA 23
Classificação dos distúrbios ventilatórios segundo a gravidade

Grau	VEF_1 (% do previsto)	CVF (% do previsto)	$VEF_1/CVF\%$ (% do previsto)
Leve	60-LI	60-LI	60-LI
Moderado	41-59	51-59	41-59
Grave	≤ 40	≤ 50	≤ 40

Obs.: 1) Os limites inferiores (LI) de referência são variáveis e devem ser estabelecidos individualmente; 2) Na presença de sintomas respiratórios, $FEF_{25-75}^-/CVF\%$ ou TEF_{25-75} isoladamente anormal indica distúrbio obstrutivo leve; 3) Na presença de discordância classificar pelo grau mais acentuado.

11. RESPOSTA A BRONCODILATADOR (Bd)

A resposta a Bd é usualmente avaliada por variações do VEF_1 e da CVF (fig. 35).

Os fluxos derivados da curva de fluxo-volume e o $FEF_{25-75\%}$ não devem ser considerados⁽³⁾. Nos estudos antigos se valorizavam inadequadamente variações de $FEF_{25-75\%}$ de 20% ou mais⁽¹⁹¹⁾, daí sua maior sensibilidade aparente. Quando corrigidos para o efeito de mudança de volume pulmonar⁽¹⁹²⁾, seu aumento significativo deve ser de 45-50% e então respostas isoladas são raras ou inexistentes^(19,192). O VEF_1 detecta resposta no início da curva e a CVF de toda a curva expiratória, incluindo seu final, de modo que a medida do $FEF_{25-75\%}$ não adiciona informações.

Para realização do teste, Bds devem ser suspensos previamente se o objetivo é avaliar a magnitude da reversibilidade. Habitualmente quatro jatos de 100mcg de fenoterol ou salbutamol, preferivelmente por câmara de expansão, são fornecidos após instruções e a resposta é medida depois de 15 a 20 minutos de espera. Esta dose resulta em melhora máxima ou próxima desta⁽¹⁹³⁾. A dose deve ser anotada no relatório.

As maneiras mais usuais⁽¹⁹⁴⁾ de expressar a resposta a Bd são: percentagem de incremento em relação ao valor espirométrico inicial, percentagem de incremento em relação ao valor previsto, mudança absoluta e em relação ao valor previsto menos valor inicial.

A resposta a Bd, expressa como percentagem do valor basal (VEF_1 pós-Bd VEF_1 pré-Bd/ VEF_1 pré x 100) irá mostrar maiores aumentos naqueles com VEF_1 menor^(194,195). Se o VEF_1 sobe de 500 para 600ml após Bd, a resposta percentual em relação ao basal foi de 100/500 ou 20%, e a absoluta de 100ml. Embora possa se alegar que o ganho funcional para este grau de obstrução seja importante, ele está dentro da variabilidade do VEF_1 repetido em curto prazo e portanto poderia não ter havido efeito algum da droga. Já se o VEF_1 se eleva de 2.500 para 2.600ml, a resposta em relação ao basal foi de 4%, a absoluta sendo igualmente de 100ml.

A segunda maneira de expressar a resposta é feita pela diferença absoluta entre o VEF_1 pós-Bd e pré-Bd. A vantagem da expressão por um valor absoluto é que a correlação com o VEF_1 inicial é menor⁽¹⁹⁴⁾ e a sensibilidade e especificidade para separar asma de DPOC são maiores^(21,196). A desvantagem é que com valores basais elevados como em indivíduos normais, a variação absoluta excede freqüentemente os valores de incremento encontrados em portadores de doenças obstrutivas que recebem placebo. Quando o placebo é fornecido o VEF_1 em geral aumenta menos de 200ml em portadores de DVO⁽¹⁹⁷⁻¹⁹⁹⁾, enquanto que aumentos acima de 200ml são freqüentemente encontrados em indivíduos normais⁽²⁰⁰⁾.

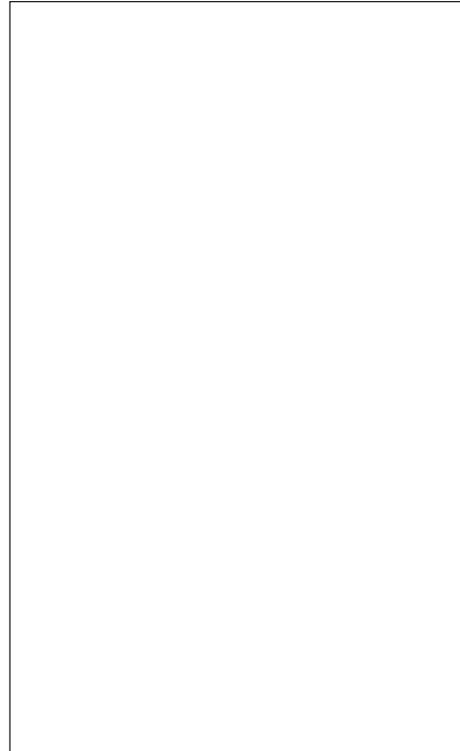


Figura 35 – Curva de fluxo-volume antes (acima) e após broncodilatador (abaixo). Note o aumento dos volumes, incluindo CVF, e dos fluxos.

A Sociedade Torácica Britânica considera resposta a Bd o incremento do VEF_1 acima de 0,2 L como critério isolado⁽³⁶⁾.

Para retirar o grau de influência dos valores basais, critérios associados de resposta percentual em relação ao valor inicial e resposta absoluta foram sugeridos^(3,197).

A resposta a Bd pode ser ainda expressa pela variação absoluta do VEF_1 em relação ao valor previsto (VEF_1 pós-Bd – VEF_1 pré-Bd) x 100/ VEF_1 previsto. Este índice tem as seguintes vantagens: 1) não se correlaciona com o VEF_1 basal e portanto expressa a magnitude da resposta independente do grau de obstrução; 2) corrige a resposta para o tamanho do indivíduo, idade e sexo. Demonstrou-se, por exemplo, que a resposta do VEF_1 difere em homens e mulheres, mas este índice corrigido para o valor previsto resulta na expressão da resposta por um número único^(75,200); 3) é a expressão de resposta mais reprodutível em estudos longitudinais⁽²¹⁾. Por esses motivos, a comparação de drogas broncodilatadoras é melhor realizada por este índice, o que irá corrigir eventuais diferenças na obstrução inicial ao fluxo aéreo.

Este índice tem aceitação crescente e foi considerado pela Sociedade Respiratória Européia em seu Consenso⁽¹⁵⁾. É o recomendado para adoção entre nós.

As respostas a broncodilatador serão consideradas significantes se excederem a variação após broncodilatador dado

para indivíduos normais ou a variação após placebo fornecido para indivíduos com distúrbios obstrutivos. Três estudos importantes^(191,200,201) foram publicados sobre resposta a Bd em normais, sendo os limites de resposta para o VEF₁ encontrados de 8, 9 e 10%. A resposta absoluta variou com o tamanho do indivíduo. A partir desses dados, resposta significativa a Bd, na ausência de obstrução ao fluxo aéreo, pode ser caracterizada se o VEF₁ se eleva 10% ou mais em relação ao valor previsto⁽²⁰⁰⁾. Um valor isolado para o incremento absoluto não pode ser estabelecido, variando de acordo com o tamanho do indivíduo.

Dados em mais de 700 pacientes com obstrução ao fluxo aéreo, não publicados (Pereira e Rebelo), mostraram que a correlação entre incremento absoluto do VEF₁ após Bd e variação percentual em relação aos previstos brasileiros, em adultos, é muito elevada (r = 0,96). O valor de 0,2L se correlaciona com a elevação do VEF₁ de 7,5% do previsto.

A resposta a Bd em crianças é semelhante àquela encontrada em adultos⁽²⁰²⁾, e as mesmas considerações acima se aplicam⁽²⁰³⁾.

Os limites para resposta a Bd são mostrados na tabela 24.

Resposta estatisticamente significativa a Bd não é sinônimo de asma. Pacientes com DPOC, se testados repetidamente, irão responder na maioria dos casos a beta-adrenérgico e/ou anticolinérgico⁽²⁰⁴⁾. Por outro lado, alguns pacientes com asma, especialmente nos extremos de obstrução, não responderão agudamente a Bd. Poucos estudos tentaram separar asma de DPOC pela resposta a broncodilatador. Quando expressos os resultados em relação ao valor inicial, não há combinação de sensibilidade e especificidade satisfatórias^(196,205). Numa análise de 208 asmáticos e 466 portadores de DPOC com VEF₁ inicial semelhante, o incremento de 10% do VEF₁ em relação ao valor previsto separou asma de DPOC com sensibilidade de quase 50% e especificidade de 90% (Pereira, dados não publicados). As

expressões das respostas por valor absoluto ou em relação ao valor inicial tiveram pior capacidade discriminatória. Estes dados concordam com um estudo menor publicado por Meslier *et al.*⁽¹⁹⁶⁾.

A resposta estatística ao Bd, se significativa, estabelece a presença de obstrução ao fluxo aéreo, mesmo sendo a espirometria antes da droga normal. Isto poderia ter aplicação na suspeita clínica de asma, porém se a relação VEF₁/CVF% é normal, teste de broncoprovocação deve ser preferido com esta finalidade. A não resposta a Bd é freqüente nesta circunstância⁽²⁰⁶⁾ e o doente teria que retornar em outra ocasião para realizar o teste de broncoprovocação.

Respostas clinicamente significantes são mais difíceis de estabelecer. Melhora após administração de Bd presumivelmente significa melhora funcional e clínica a longo prazo. Contudo, estudos recentes indicaram que a resposta aguda a Bd tem valor limitado para prever a resposta a longo prazo a agonista beta-adrenérgico ou teofilina^(207,208). Mesmo quando droga idêntica à usada no teste agudo de reversibilidade é prescrita a longo prazo, as respostas podem ser diferentes⁽²⁰⁹⁾.

A ausência de resposta no laboratório de função pulmonar não exclui resposta a longo prazo. O laudo portanto de “distúrbio ventilatório obstrutivo que não responde a Bd” tem implicação terapêutica escassa. Outra inferência inadequada é equacionar resposta a Bd com hiper-responsividade brônquica. A correlação entre broncoconstrição e resposta a broncodilatador é imperfeita e não é possível inferir com certeza a presença de uma pela outra⁽¹⁹⁸⁾.

O VEF₁ é o parâmetro funcional mais importante na avaliação da resposta a Bd. Entretanto, alguns pacientes, espe-

TABELA 25
Espirometria – Interpretação (III)
Resposta a broncodilatador

TABELA 24

Critérios de resposta a broncodilatador para CVF e VEF₁ baseados nos dados obtidos em normais e portadores de distúrbios obstrutivos

	Distúrbio obstrutivo		
	Ausente	Presente	
		VEF ₁	VEF ₁
Varição absoluta (ml, pós-pré Bd)	≥ 300 em geral*	≥ 200 e	≥ 350
Varição percentual em relação ao previsto (pós-pré Bd/previsto)	≥ 10	> 7	-

* A resposta absoluta na ausência de obstrução varia com o tamanho do indivíduo. O critério percentual neste caso deve ser usado isoladamente.

cialmente com obstrução grave, podem mostrar resposta isolada de volume, com elevação significativa apenas da CV(F)⁽²¹⁰⁾. Esta resposta deve ser valorizada porque se correlaciona com a redução do alçaponamento de ar e melhora da dispnéia⁽²¹⁰⁻²¹²⁾. Elevação de 0,35L caracteriza resposta a broncodilatador pela CVF.

Atenção deve ser dada ao tempo expiratório antes e depois de Bd, uma vez que muitos pacientes conseguem prolongar a expiração após a droga, com elevação da CVF⁽²¹¹⁾.

Se este achado se correlaciona com redução da dispnéia, é desconhecido. Esta resposta pode ser valorizada se: 1) o tempo expiratório após Bd não excede 10% daquele pré-Bd ou 2) a elevação da CVF se mantém significativa quando medida em condição isotemporal, isto é, a CVF após Bd é medida no mesmo tempo da CVF pré-Bd⁽²⁰⁾; 3) o VEF₆ se eleva de maneira significativa (> 0,25L)⁽⁷⁵⁾.

Um algoritmo para interpretação da espirometria após Bd é mostrado na tabela 25.

12. RELATÓRIO FINAL

No relatório final da espirometria, vários dados em relação à qualidade do exame, dose de broncodilatador, valores

previstos, algoritmo para caracterização e classificação dos distúrbios devem ser assinalados (tabela 26).

TABELA 26
Espirometria – Relatório final

- Tipo e marca do equipamento
 - Equações utilizadas de previstos
 - Comentários sobre aceitação e reprodutibilidade
 - Algoritmo de interpretação adotado
 - Dose de Bd fornecida
 - Classificação dos distúrbios e sua gravidade
-

13. APLICAÇÕES DA ESPIROMETRIA

Os testes de função pulmonar podem dar informações secundárias ou ter um papel central na avaliação de doentes pulmonares^(79,213,214).

Várias aplicações da espirometria serão discutidas:

1) IDENTIFICAÇÃO DE DOENÇA OU ENVOLVIMENTO PULMONAR

Em indivíduos sob risco, a presença de doença pulmonar pode ser confirmada pela espirometria. Exemplos incluem DVR em indivíduos expostos a asbesto, DVO em indivíduos expostos a isocianato ou DVR em portadores de doenças sistêmicas que envolvem frequentemente o pulmão, como esclerose sistêmica progressiva, AR e LES; o mesmo se aplica às doenças neuromusculares. Na suspeita de doença difusa, além da espirometria a difusão de CO deve ser obtida, já que é um teste mais sensível. Na falta desta, uma queda de 4% ou mais na saturação de O₂ em teste de caminhada rápida em corredor por 6min se correlaciona com redução moderada ou acentuada da difusão de CO^(215,216).

Na suspeita de HRB, quando a espirometria é normal, teste de broncoprovocação deve ser realizado. Este deve ser indicado⁽²¹⁷⁻²¹⁹⁾ na presença de:

- a) Sintomas sugestivos de HRB, como chiado sem resfriado;
- b) Suspeita de asma de início recente;
- c) Tosse por mais de três semanas de causa não aparente, excluídas outras causas, especialmente rinossinusite crônica⁽²²⁰⁾;
- d) Dispnéia por mais de três semanas de causa não aparente, especialmente se intermitente, ao acordar, aos esforços ou associada a chiado⁽²²¹⁾;
- e) Diagnóstico de DPOC pelo clínico com espirometria normal – a confirmação de HRB pode indicar necessidade de tratamento, neste e nos demais casos acima.

O teste de broncoprovocação está sendo analisado para prever o desenvolvimento de doença. A presença de HRB indica maior declínio funcional em fumantes com DPOC leve⁽²²²⁾.

2) QUANTIFICAÇÃO DA DOENÇA

Desde que os testes de função pulmonar são medidas quantitativas, eles são a maneira mais objetiva para mensurar a extensão do envolvimento pulmonar pela doença. Em geral os testes de função pulmonar se correlacionam com a extensão da doença demonstrável por outros métodos clíni-

cos, incluindo a radiografia de tórax. Contudo, correlação pobre com a radiografia convencional é bem conhecida em DPOC, doença vascular pulmonar e em pneumoconioses, em que existe pouca correlação com o tipo ou a profusão das pequenas opacidades⁽²¹³⁾.

A limitação da classificação de gravidade dos diferentes distúrbios ventilatórios já foi comentada anteriormente.

3) DIAGNÓSTICO

É frequentemente dito que “os testes de função pulmonar não fazem diagnóstico”. Em geral isto é verdadeiro, mas no mesmo sentido que a radiografia também não estabelece diagnóstico. A demonstração de distúrbio ventilatório restritivo na função pulmonar e de infiltrado intersticial na radiografia de tórax tem limitações semelhantes. Nas doenças pulmonares obstrutivas, o perfil espirométrico não indica a doença responsável, exceto se a obstrução é completamente revertida, o que define asma.

Para propósitos práticos, obstrução crônica ao fluxo aéreo é descartada quando DVO não é demonstrado pela espirometria, mas se o paciente tem dispnéia ou tosse crônica um teste de broncoprovocação é sugerido.

4) DETECÇÃO DE DOENÇA PRECOCE

Um programa para detecção em massa de determinada anormalidade pode ser desencadeado se a história natural da doença pode ser modificada por alguma intervenção terapêutica ou pela remoção de fatores de risco no estágio em que a doença é detectada. Não existem evidências convincentes de que a utilização da espirometria resulte, após a detecção de resultados anormais, em terapia mais efetiva, como cessação maior do tabagismo. Deve também ser salientado que os que fumam e têm função ventilatória normal não podem ser tranquilizados de que a continuação do tabagismo é segura.

Já quando um indivíduo busca atenção médica, uma relação inteiramente diversa existe⁽²²³⁾. Aqui o médico deve aplicar a ciência e a arte no interesse da saúde do paciente. Testes espirométricos para indivíduos aparentemente saudáveis em grupos de alto risco devem ser considerados parte de um exame regular. Indivíduos de alto risco incluem grandes fumantes⁽²²⁴⁾ e aqueles sujeitos a riscos inalatórios no trabalho. As vantagens de tais testes funcionais de rotina seria tornar o indivíduo consciente de seu estado de “saúde respiratória”, para alertar o médico para pequenas mudanças que podem representar uma tendência de perda acele-

rada na função pulmonar e para estabelecer dados basais para comparações posteriores se mudanças marcadas ocorrerem na função pulmonar.

4.1) EM INDIVÍDUOS

Em fumantes, doença nas pequenas vias aéreas (PVA) é demonstrável muitos anos antes do desenvolvimento de DPOC clinicamente evidente. Desde que as PVA respondem por 10 a 20% da resistência total das vias aéreas, o VEF_1 e a razão $VEF_1/CVF\%$ podem estar normais. Muitos testes foram propostos para detectar esta fase⁽²²⁵⁾, mas o valor preditivo em relação ao desenvolvimento de DPOC incapacitante é baixo⁽²²⁶⁾.

Uma alternativa mais custo-efetiva é perguntar se o indivíduo é fumante ou não. Se o indivíduo tem mais de 35 anos e fuma, uma razão $VEF_1/CVF\%$ ou FEF_{25-75}/CVF abaixo do limite inferior deve levar à intensificação dos esforços para interrupção do tabagismo e é indicação para acompanhamento funcional anual⁽²²⁷⁾. Se esses índices são normais, estímulo deve ser dado para o abandono do cigarro “antes que os pulmões sejam lesados”.

4.2) EM GRUPOS

Recentemente, foi determinada pela legislação trabalhista brasileira (NR7, de 12/94), que os trabalhadores de qualquer empresa, com qualquer número de funcionários, que tenham exposição a poeiras façam radiografia de tórax e espirometria na admissão, na mudança de função e em diversos intervalos determinados. Esta periodicidade irá depender da natureza dos aerodispersóides, se fibrogênicos ou não, e do tempo de exposição (no caso dos não fibrogênicos). Adesão estrita ao controle de qualidade nos laboratórios de função responsáveis pelos testes é essencial, para valorização adequada dos resultados e confiança nos estudos longitudinais.

Espirometria é fácil de administrar, barata e segura e razoavelmente sensível para a detecção de doença pulmonar. A espirometria periódica de trabalhadores expostos é melhor do que a avaliação isolada, transversal, na identificação de lesão pulmonar precoce. Múltiplos exames comparados no tempo, um com o outro, podem ser mais sensíveis do que exame único comparado a valores esperados de uma população de referência. Quando o indivíduo serve como seu próprio controle, outros fatores usados para reduzir a variabilidade transversal dos testes (idade, altura, sexo, raça) podem não ser relevantes. Desde que os trabalhadores são, na média, mais saudáveis⁽²²⁸⁾ do que a população geral, a espirometria longitudinal pode permitir identificação mais precoce de um trabalhador experimentando uma perda de capacidade pulmonar excessiva antes que a perda seja aparente de estudos transversais. Isso pode ser particularmente

verdadeiro para trabalhadores com VEF_1 acima da média (100% do previsto)^(52,228).

5) INVESTIGAÇÃO DE DISPNEIA

Muitos pacientes queixam-se de dispnéia aos esforços, sendo a história, o exame físico, a radiografia de tórax e o ECG normais. Espirometria está indicada nestes casos e quando associada a teste de broncoprovocação irá identificar doença obstrutiva ou HRB em grande número de casos^(221,229,230). Se estes forem normais, na ausência de sintomas de síndrome de hiperventilação ou dispnéia psicogênica, o paciente deve ser encaminhado para teste de exercício com medidas metabólicas que orientará melhor o curso posterior da investigação.

6) ACOMPANHAMENTO E RESPOSTA AO TRATAMENTO

Para muitas aplicações, os resultados dos testes de função pulmonar são interpretados com base em medidas seriadas nas quais os valores iniciais ou finais constituem os números de referência. Alterações que excedem facilmente o erro de medida são encontradas diariamente e constituem uma das bases da medicina clínica; já mudanças nos testes de função ao longo de meses ou anos em exposições ocupacionais ou para avaliar o efeito do tabagismo podem ser pequenas e, para que uma tendência significativa seja estabelecida, um longo tempo de observação com repetidas medidas pode ser necessário.

Para estudo de grupos, considerando-se o VEF_1 , um tamanho de amostra de 100 indivíduos e um acompanhamento de pelo menos cinco anos são necessários para se estabelecer tendências⁽¹⁵⁾. Os indivíduos devem ser avaliados na ausência de infecção respiratória recente e preferencialmente pelos mesmos técnicos, no mesmo horário e época do ano e no mesmo equipamento, comprovada sua reprodutibilidade⁽²²⁸⁾.

A utilização da espirometria como instrumento de detecção de doença para vigilância implica num rígido programa de controle de qualidade.

Com base em estudos longitudinais, a redução anual esperada do VEF_1 é pequena, 20 a 30ml em não fumantes e 40 a 50ml ao ano para os fumantes^(146,231).

A redução do VEF_1 anual difere se estimada por estudos longitudinais ou transversais. A maioria dos estudos transversais presume um declínio constante no VEF_1 com idade crescente. Em contraste, o declínio longitudinal do VEF_1 aumenta com o tamanho corporal e com a idade após os 36 anos^(146,231,232).

Mesmo com os melhores programas de controle de qualidade, o espirômetro em si pode ser uma fonte significativa de variabilidade associada com espirometria longitudinal. A exatidão do equipamento deve ser de $\pm 3\%$ da leitura. Assim, se um indivíduo tem um VEF_1 estável de 4L em duas ocasiões separadas, o instrumento poderia ler $+3\%$ (4,12L) em uma ocasião e -3% (3,88L) em outra ocasião. Esta diferença entre estes dois testes hipotéticos, inteiramente devida ao espirômetro, representa uma mudança de 240ml no VEF_1 , ou em torno de dez vezes o declínio esperado para não fumantes⁽²²⁸⁾.

Para valorizar mudanças longitudinais, apenas o VEF_1 e a CVF devem ser considerados; os fluxos sofrem grande influência do volume em que são medidos e podem mudar em direções imprevisíveis, se ocorrerem alterações simultâneas na resistência das vias aéreas e na elasticidade pulmonar. Mesmo se o VEF_1 e a CVF são os únicos usados, uma segurança maior de variabilidade anormal longitudinal é dada se as mudanças demonstram uma tendência consistente.

Pode-se em geral afirmar que a CVF e o VEF_1 variam em relação ao basal 5% ao longo de um dia, 10% ao longo de semanas e até 15% ao longo de um ano⁽²³³⁾. Estes limites podem ser valorizados em casos individuais. Um método prático⁽²²⁸⁾ para interpretação longitudinal é estabelecer um valor basal para o VEF_1 preferencialmente por alguns testes. O limite inferior longitudinal do VEF_1 é calculado tomando-se 85% deste valor basal menos o declínio esperado no período de tempo baseado na idade do indivíduo. Como exemplo, um indivíduo de 40 anos de idade tem VEF_1 de 3,0L e nova medida repetida cinco anos após revela VEF_1 de 2,40L. Considerando-se uma queda do VEF_1 de 25ml/ano e uma possível variabilidade da espirometria ao longo de anos de até 15%, a queda máxima esperada poderia ser calculada^(224,235):

$$\text{Queda máxima (ml)} = \text{anos de seguimento} \times 25 + VEF_1 \text{ inicial} \times 0,15$$

Portanto para o exemplo acima, a queda esperada poderia ser de até 0,525L. Sendo a queda encontrada de 0,60L, conclui-se por declínio funcional acelerado.

Antes de qualquer decisão final, os dados devem ser analisados para estabilidade.

Para doentes com obstrução ao fluxo aéreo, mudanças de pelo menos **10% em relação ao valor previsto do VEF_1 , excedido 0,20L, são requeridos ao longo de semanas**, para valorização de mudança por alguma intervenção ou piora⁽²³⁵⁾. Para doentes com doenças intersticiais, mudança funcional é considerada significativa quando a **CVF muda igualmente 10% ou mais em relação ao valor inicial, excedido o valor mínimo de 0,20L**⁽²³⁶⁻²³⁹⁾.

Testes longitudinais tem grande importância clínica, mas sua valorização deve ser individualizada. Num paciente portador de doença freqüentemente progressiva e fatal como a

fibrose pulmonar idiopática, o achado de estabilidade funcional é bastante reconfortante e é considerado atualmente resposta ao tratamento⁽²³⁷⁾. Já tal achado num portador de sarcoidose em tratamento indicaria não resposta e seria desanimador.

Espirometrias são indicadas em:

ASMA

a) Em crises – a função pulmonar é freqüentemente anormal quando sinais e sintomas desaparecem (em geral com VEF_1 acima de 50% do previsto)⁽²⁴⁰⁾. Por dados clínicos os médicos freqüentemente subestimam a gravidade da obstrução e avaliam incorretamente a magnitude da resposta ao tratamento⁽²⁴¹⁾. Na falta de espirometria, o PFE pode ser usado, porém o VEF_1 é melhor indicador do grau de obstrução⁽²⁴²⁾.

b) Manutenção – espirometrias periódicas são indicadas em asmáticos com doença moderada/grave para verificar o nível de função atingido após introdução de tratamentos de manutenção como corticosteróides inalados. Valores de função ocasionalmente obtidos podem não refletir o curso mutável da obstrução⁽²⁴³⁾, porém valores freqüentemente reduzidos indicam necessidade de tratamento mais intenso ou impossibilidade de retirada ou redução das doses da medicação e permitem também detectar pacientes pouco sintomáticos com obstrução importante (asma silenciosa). Resposta a Bd “espetaculares” associadas a história de crises súbitas e intensas apontam para asma lábil, que é de alto risco.

DPOC

DPOC é uma doença definida funcionalmente. A capacidade do médico de estimar a presença de gravidade da doença a partir dos dados clínicos é limitada^(244,245). Além disso, o VEF_1 é o melhor indicador prognóstico^(187,188).

Espirometrias anuais, fora do período de exacerbação, devem ser realizadas para avaliação da história natural da doença. De modo semelhante à asma, espirometrias seriadas após mudanças de tratamento podem dar informações importantes.

Freqüentemente, pacientes com doença pulmonar obstrutiva não têm reversibilidade completa do VEF_1 após Bd. Para verificar o grau de reversibilidade, independente da suspeita clínica (asma crônica ou DPOC com componente reversível), pode ser necessário um ensaio com corticosteroide. O seguinte protocolo é recomendado:

- Obter espirometria basal;
- Administrar prednisona 0,5mg/kg ou equivalente por dia por duas semanas;
- Ao final de duas semanas, repetir a espirometria;
- Se o VEF_1 melhorar menos de 0,3L ou 10% em relação ao previsto, interromper o corticóide;

- Se o VEF₁ melhorar mais de 0,3L ou 10% em relação ao previsto, o paciente tem obstrução reversível e corticóide inalado deve ser prescrito.

DOENÇAS INTERSTICIAIS DIFUSAS CRÔNICAS

Para acompanhamento, medidas de dispnéia por questionários validados⁽⁵⁶⁾, difusão de CO, SatO₂ no exercício e CVF são os testes mais importantes⁽²⁴⁶⁾ e devem ser repetidos em geral a cada três meses ou em prazos maiores ou menores, de acordo com a evolução individual. Em alguns casos, a troca gasosa é mais afetada; em outros, a SatO₂ de exercício é preservada, apesar de importante redução da CVF. Nestes casos, o parâmetro mais alterado deve merecer maior atenção durante o acompanhamento.

7) AVALIAÇÃO DE INCAPACIDADE

Cada vez mais indivíduos expostos a agentes ocupacionais ou portadores de doença respiratória são encaminhados para caracterização de incapacidade. Dois conceitos devem ser lembrados⁽²⁴⁷⁻²⁴⁹⁾:

Disfunção (*impairment*) – Anormalidade ou perda funcional atribuível a um agravo à saúde. Pode ser temporária ou permanente e sua avaliação é uma atribuição essencialmente médica.

Incapacidade (*disability*) – Efeito global da disfunção na vida do indivíduo, resultante da interação entre o grau de

disfunção e aspectos ergonômicos, socioeconômicos, educacionais e culturais. É de responsabilidade multidisciplinar, com caráter médico-administrativo.

No campo respiratório, o estabelecimento de disfunção/incapacidade (D/I) modifica-se substancialmente de acordo com a natureza predominantemente “fixa” (pneumoconioses, DPOC) ou “variável” (asma) do distúrbio funcional ligado à doença subjacente.

a) Doença respiratória com anormalidade funcional estável.

Na presença de entidade nosológica com substrato anátomo-funcional “fixo” ou potencialmente estável (silicose, asbestose, pneumoconiose do carvoeiro, fibrose pulmonar crônica, DPOC), os testes funcionais pulmonares no repouso (espirometria, DCO) e a dispnéia devem ser os aspectos inicialmente valorizados.

A disfunção será considerada acentuada⁽²⁵⁰⁻²⁵²⁾ sempre que:

– A espirometria revelar distúrbio ventilatório de qualquer tipo, grave CVF < 50%, VEF₁/CVF% < 40%, VEF₁ < 40% do previsto;

– A DCO for < 40% do previsto;

– Presença de *cor pulmonale*;

– Hipoxemia arterial no repouso (documentada no mínimo em duas ocasiões, separadas por quatro ou mais semanas, num paciente estável): a) PaO₂ < 60mmHg ou SatO₂ < 90%, se associado a *cor pulmonale*, hipertensão pulmonar ou poliglobulia; b) PaO₂ repouso ou exercício < 55mmHg ou SatO₂ < 85%, independentemente de outros achados.

A disfunção será considerada ausente se os testes mostram valores na faixa prevista (tabela 27).

TABELA 27
Classificação de disfunção respiratória no repouso e exercício para doenças com anormalidade funcional estável*

Grau	I Sem disfunção	II Disfunção leve	III Disfunção moderada	IV Disfunção acentuada
a) Sintoma dispnéia	Ausente	Andando rápido no plano ou subindo ladeira devagar	Andando no plano com pessoa da mesma idade ou subindo lance de escada	Andando devagar no plano 100 metros, esforços menores ou mesmo em repouso
b) Espirometria**				
%CVF†		60-LI nl	51-59	< 50
% VEF ₁ ‡, VEF ₁ /CVF%	> LI nl#	60-LI nl	41-59	< 40
c) Difusão**				
D _L CO (% previsto)	> 70	60-69	41-59	< 40
d) Exercício**				
VO ₂ máx (% previsto)	> 70	60-69	41-59	< 40
VO ₂ máx (mL/min x kg-1 ou L/min)	> 25	20-25	15-20	< 15 ou < 1L/min

* Modificada da AMA, 1984, 1988, 1993; ATS, 1982, 1986; EPM, 1994.

** Os valores previstos da normalidade deverão seguir as normas da Sociedade Brasileira de Pneumologia e Tisiologia.

† É a variável fundamental para a graduação do distúrbio restritivo.

‡ É a variável fundamental para a graduação do distúrbio obstrutivo.

Limite inferior da normalidade – limite inferior do intervalo de confiança de 95% (X – 1,64 x desvio-padrão).

Em casos de disfunção presente mas não grave, teste de exercício poderá ser necessário para melhor caracterização, especialmente se a queixa de dispnéia for desproporcional. Destaca-se como indicação formal nos indivíduos sem disfunção grave no repouso, exercendo atividades com esforço sustentado de grau moderado ou com picos de esforço intenso. O exercício deve ser interpretado seguindo propostas recentes⁽²⁵¹⁾.

No caso de doença ocupacional, as alterações radiológicas (OIT, 1980) devem ser valorizadas em conjunção com os critérios clínico-funcionais.

Por questões operacionais, a avaliação será efetuada num nível básico de resolução (clínica, radiografia de tórax e espirometria) e, em casos específicos, num nível avançado (associando-se aos supracitados, a DCO, gasometria arterial ou saturação de oxiemoglobina e o teste de exercício cardiopulmonar). O nível avançado será efetuado nos centros de referência para diagnóstico e graduação da disfunção em pneumoconioses, a serem legalmente estabelecidos.

b) Doença respiratória com anormalidade funcional variável.

Nas entidades clínicas com alterações funcionais de caráter transitório (asma), a definição do grau de disfunção deve ser realizada por espirometria, resposta a Bd e classificação clínica. Uma proposta foi feita recentemente⁽²⁴⁷⁾, mas sua adoção em nosso meio é difícil. Além disso, alguns pontos propostos são discutíveis, como a valorização da resposta ao Bd e a correlação da gravidade com a hiper-responsividade brônquica, que é tênue.

Na caracterização da disfunção por asma, alguns aspectos devem ser ressaltados⁽²⁵³⁾:

– Confirmação do diagnóstico da doença por espirometria e/ou broncoprovocação ou testes de função pulmonar seriados com ou sem o uso de corticosteróide oral.

– Nos casos de asma ocupacional, o agente sensibilizante deve ser afastado precocemente; disfunção permanente só deve ser caracterizada após decorridos dois anos, já que resolução completa das alterações funcionais pode ser lenta. Igualmente, flutuações inesperadas na gravidade da doença podem ocorrer. Neste intervalo, a perda funcional deve sempre ser considerada transitória.

– O tratamento deverá ser feito por médico experiente no manuseio de casos de asma de difícil controle. A medicação mínima necessária para controle deverá ser caracterizada por ajustes no tratamento, seguidos de períodos de observação de pelo menos três meses. Fatores importantes a considerar são: adesão, persistência de fatores desencadeantes e doenças coexistentes.

Disfunção grave estará caracterizada após ajuste ótimo no tratamento e afastamento de fatores desencadeantes se:

1) o VEF_1 pós-Bd permanecer abaixo de 50% em três ou mais testes realizados nos últimos seis meses, em largos intervalos ou;

2) o doente necessitar para controle corticóide oral contínuo diário na dose de pelo menos 20mg de prednisona ou equivalente por pelo menos seis meses ou;

3) sintomas contínuos, exigindo uso diário de beta-2 agonista inalado, apesar da utilização de pelo menos 10mg de prednisona ou equivalente por dia, associado ou não a corticóide inalatório em doses altas (> 1.000mcg, beclometa-sona ou equivalente).

8) AVALIAÇÃO PRÉ-OPERATÓRIA

A espirometria nos dias atuais não é mais considerada exame pré-operatório de rotina em cirurgia geral como era no passado⁽²⁵⁴⁾. Isso ocorreu por uma avaliação crítica do valor preditivo da espirometria em relação ao risco de complicações pulmonares pós-operatórias⁽²⁵⁵⁻²⁶¹⁾.

1) Cirurgia torácica com ressecção pulmonar

A espirometria é um exame pré-operatório considerado de rotina em todo candidato a ressecção pulmonar^(262,263). Além dos valores de função pulmonar deve-se considerar a extensão radiológica da doença e a magnitude da ressecção proposta.

Mais importante do que os valores de função pulmonar pré-operatórios é o quanto restará no pós-operatório. Um exemplo simples é o paciente portador de pulmão excluído, que será submetido a pneumonectomia cirúrgica deste pulmão e que apresenta VEF_1 de 1,0L. Se o pulmão a ser retirado tivesse função normal, tal intervenção não seria possível. Como o pulmão já não tem nenhuma função, o VEF_1 espelha somente a função do pulmão remanescente.

Inicialmente a CVF e o VEF_1 devem ser determinados após tratamento intensivo do distúrbio obstrutivo, geralmente presente.

O cálculo da perda funcional no pós-operatório deve levar em conta a possibilidade de ampliação da ressecção planejada. O cirurgião pode planejar uma lobectomia, mas no ato operatório uma pneumonectomia pode ser necessária. Em caso de lobectomia, na ausência de atelectasia, o VEF_1 pós-operatório pode ser estimado considerando-se o número de segmentos (S) a ressecar. Cada segmento representa $1/19 = 0,0526$ da função pulmonar. Este cálculo subestima o VEF_1 pós-operatório por 0,25L em média⁽²⁶⁴⁾, o que pode ser somado na estimativa final: VEF_1 pós-op = VEF_1 pré-op x $(1 - 0,0526 \times S) + 0,25$.

Quando o valor do VEF_1 é de 60% ou mais de 2,0L, o paciente é julgado capaz de tolerar uma pneumonectomia. Quando o valor do VEF_1 pré-operatório é menor do que 30% do previsto ou 0,6L, qualquer ressecção é considerada geralmente contra-indicada⁽²⁶⁵⁾.

Quando o VEF_1 situar-se entre estes limites, mapeamento pulmonar quantitativo deve ser obtido (em geral o de perfusão apenas é suficiente, já que as áreas mal ventiladas

resultam em vasoconstrição reflexa com redução da perfusão). O VEF_1 pós-operatório pode ser estimado multiplicando-se o VEF_1 pré-operatório pela percentagem de perfusão do pulmão contra-lateral à ressecção^(262,266-268). Se o VEF_1 estimado for maior que 40%, o doente é liberado para a cirurgia⁽²⁶⁸⁾.

Se o VEF_1 previsto pós-operatório for menor do que 30% o paciente não é candidato à lobectomia ou pneumonectomia. Ressecção segmentar ou em cunha, especialmente por toracoscopia, é ainda possível com VEF_1 entre 0,6 e 1L.

O limite de 0,8L para o VEF_1 foi anteriormente sugerido, pela maior incidência de incapacidade por insuficiência respiratória e pela maior mortalidade⁽²⁶⁹⁾ e considerando-se um adulto de tamanho médio⁽²⁷⁰⁾. Recentemente, o limite de 30% foi sugerido para substituir este valor único⁽²⁶⁸⁾.

Em pacientes com função pulmonar estimada limítrofe (VEF_1 entre 30 e 40%), estudos de exercício⁽²⁷¹⁾ e medidas da DLCO e $SatO_2$ de exercício podem definir melhor a operabilidade^(272,273). Estes também estão indicados para avaliar o impacto de doenças cardiovasculares, presença de arritmias e isquemia miocárdica e quando a dispnéia é desproporcional à função ventilatória.

À medida que o VEF_1 pós-operatório estimado cai, verifica-se uma associação significativa com a ocorrência não só de complicações pulmonares, como cardíacas⁽²⁷⁴⁾.

TABELA 28
Avaliação funcional em candidatas à cirurgia
com ressecção pulmonar

Um roteiro de avaliação pré-operatória em cirurgia torácica (modificado da referência 263) é mostrado na tabela 28.

2) *Cirurgia cardíaca*

A espirometria não deve ser utilizada de rotina porque nenhuma anormalidade nos parâmetros espirométricos é capaz de prever a ocorrência de complicações pulmonares pós-operatórias.

A história e exame físico minuciosos são tão sensíveis quanto a espirometria em detectar pacientes de risco e candidatos às mesmas^(275,276).

3) *Cirurgia abdominal*

O risco de complicações pulmonares pós-operatórias se relaciona com a proximidade da cirurgia em relação ao diafragma. Cirurgias abdominais altas terão maior repercussão funcional do que cirurgias abdominais baixas e estas mais do que cirurgias de extremidades⁽²⁷⁷⁻²⁷⁹⁾.

Quando a literatura sobre teste de função pulmonar no pré-operatório é revista, diversos problemas emergem:

a) As complicações pós-operatórias são definidas de maneira variável;

b) Quando anormalidades da função pulmonar são detectadas no pré-operatório, os doentes podem ser tratados mais intensamente⁽²⁸⁰⁾, reduzindo ou anulando o valor preditivo se as complicações pós-operatórias são comparadas com aquelas encontradas em um grupo com espirometria normal. Os diversos estudos não relatam as condutas decorrentes do conhecimento dos valores funcionais pré-operatórios e o nível de vigilância empregado nos doentes com anormalidades⁽²⁶⁰⁾;

c) Os testes funcionais nem sempre são aplicados a todos os pacientes;

d) Asma freqüentemente não é caracterizada no pré-operatório, embora seja frequente o relato de broncoespasmo como complicação.

Quando a relação $VEF_1/CVF\%$ é reduzida, usualmente os doentes têm sintomas e o teste funcional pode não fornecer mais informações do que a história e o exame físico. Por este raciocínio, porém, doentes com DPOC não deveriam fazer espirometria.

Considerando as ressalvas acima, não existem evidências de que a espirometria tenha melhor valor preditivo para complicações pulmonares pós-operatórias além daqueles fornecidos pelos dados clínicos. Isto foi verificado em estudos de regressão múltipla, em que variáveis com maior valor preditivo são selecionadas dentre diversas^(258,281,282). Escalas para estimativa de risco operatório foram desenvolvidas e se mostraram úteis^(261,283).

Embora o tabagismo, idade acima de 65 anos e obesidade se associem com maior redução da função pulmonar pós-operatória, seu valor preditivo isolado é baixo. Doenças clínicas associadas, especialmente cardiovasculares, tempo de cirurgia acima de três horas e meia e diagnóstico de pneumopatia elevam o risco de complicações; quando presentes

em associação resultam em complicações pulmonares em cirurgias abdominais altas em metade dos pacientes⁽²⁵⁸⁾.

A espirometria está indicada para candidatos à cirurgia abdominal, sintomáticos respiratórios ou portadores de doença pulmonar crônica sem avaliação funcional recente (tabela 29). Nesta situação, a espirometria será de auxílio no melhor preparo pré-operatório.

4) Cirurgia periférica

Incluem todas as cirurgias cuja incisão operatória não permita acesso à cavidade torácica ou abdominal. A incidência de complicações pulmonares pós-operatórias neste tipo de cirurgia é muito baixa, em torno de 2%⁽²⁶¹⁾. Por esse motivo não se recomenda a realização de espirometria de rotina no pré-operatório das mesmas^(259,260).

Embora a cirurgia de cabeça e pescoço seja do tipo periférica, a incidência de complicação pulmonar nos pós-operatório é elevada, em torno de 20%. Muitos pacientes candidatos a este tipo de cirurgia são fumantes e portadores de DPOC e têm maior risco de aspiração.

Pelo pequeno número de estudos prospectivos neste grupo de pacientes, há interesse em indicar-se espirometria no

pré-operatório dos mesmos, porém de maneira protocolada para que se possa tirar conclusões definitivas a respeito da sua indicação^(284,285).

As indicações para espirometria pré-operatória são mostradas na tabela 29.

TABELA 29
Indicações para espirometria pré-operatória

- Ressecção pulmonar
- Diagnóstico prévio de doença pulmonar crônica, incluindo asma, ou dados clínicos sugestivos de obstrução crônica ao fluxo aéreo importante*, sem avaliação funcional recente, nos seguintes procedimentos:
 - Derivação coronariana
 - Cirurgia abdominal alta
 - Cirurgia abdominal baixa se o processo cirúrgico é extenso ou prolongado
 - Outras cirurgias, especialmente de cabeça e pescoço

* Sugerem obstrução ao fluxo aéreo importante um ou mais dos seguintes: tabagismo, especialmente > 30 anos-maço, diminuição do som vesicular, sibilos e PFE < 200L/min.

14. HIGIENE E PREVENÇÃO DE INFECÇÃO

Dois tipos de transmissão de infecções são possíveis ao se realizar testes de função pulmonar: 1) direta – o contágio de hepatite e HIV são improváveis através da saliva, mas são possíveis se existirem lesões de mucosa oral, gengivas sangrantes ou hemoptise; 2) indireta – existe a possibilidade de transmissão de tuberculose, infecções virais diversas e talvez infecções bacterianas e fúngicas através dos aerossóis gerados.

Os equipamentos de espirometria não têm sido diretamente implicados na transmissão de infecções, porém germes têm sido recuperados além das peças bucais, da parte proximal da tubulação e da água nos espirômetros de volume, especialmente após alguns dias de uso^(286,287). Os espirômetros de fluxo são menos suscetíveis à contaminação bacteriana, em comparação com os espirômetros de água⁽²⁸⁸⁾. As seguintes medidas devem ser rotineiramente tomadas para prevenção de infecções⁽¹⁶⁾:

Técnicos – Os técnicos devem lavar as mãos imediatamente após a manipulação de tubetes, peças bucais, tubos corrugados, válvulas respiratórias ou interior dos equipamentos. Se o técnico tiver lesões nas mãos deve usar luvas permanentemente.

Equipamento – As peças bucais ou tubetes devem ser desinfetados, esterilizados ou descartados após cada uso.

Nos sistemas fechados, os tubos corrugados devem ser trocados ou descontaminados entre cada paciente. Em sistemas abertos, em que apenas se expira no equipamento, apenas a troca de tubete é necessária se indivíduos imunocompetentes são testados.

Nos espirômetros de volume, “lavagem” com ar ambiente deve ser feita entre os pacientes, por pelo menos cinco vezes, na faixa inteira de volume, para facilitar a depuração de aerossóis.

A água dos espirômetros de campânula deve ser trocada semanalmente. A campânula e o corpo do espirômetro devem ser lavados e desinfetados a cada 1-2 meses. Pneumotacógrafos devem ser desmontados e lavados ao final de cada dia de uso.

Filtros – São disponíveis no comércio filtros antibacterianos e antivirais para uso na proximidade do bocal. A resistência imposta ao sistema deve ser conhecida. A influência sobre as medidas, especialmente aos elevados fluxos expiratórios iniciais, deve ser avaliada⁽²⁸⁹⁾. O sistema deve ser calibrado com o filtro instalado⁽¹⁶⁾. Os filtros devem ser considerados para uso rotineiro.

Pacientes – Precauções especiais devem ser tomadas em doentes com hemoptise, lesões orais ou sangramento gengival. O uso de filtros é obrigatório em doentes imunossuprimidos, como pós-transplantados.

Precauções extras devem ser tomadas para pacientes com doenças infecciosas transmissíveis conhecidas, como portadores de HIV. Nestes casos um equipamento especial deve ser reservado, que deve ser desmontado e desinfetado após cada paciente.

Alternativamente, sistemas especiais podem ser construídos⁽²⁹⁰⁾.

Em lugares onde indivíduos com tuberculose são testados deve-se dar atenção especial às condições ambientais, tais como ventilação, filtragem do ar e descontaminação ultravioleta. Máscaras adequadas devem ser usadas pelos técnicos. Em pacientes com suspeita clínica de tuberculose e sendo necessária avaliação funcional, recomenda-se aguardar o resultado da baciloscopia de escarro, antes de realizar o exame.

LAVAGEM

Para lavagem do material, detergentes normais com ou sem substâncias proteolíticas ou desinfetantes clorados são associados à limpeza mecânica com escovas.

Desinfecção e esterilização – sistemas químicos são os usuais. Os mais comuns são: glutaraldeído a 2% e solução com base de amônia quaternária. O efeito desinfetante e esterilizante depende do tempo de contato. Para o glutaraldeído, dez minutos são necessários para desinfecção bacteriana e duas horas para esporos. Em geral, 20 minutos são um tempo aceitável.

O corpo do espirômetro e as campânulas podem ser submetidos a procedimentos mais breves. Pode-se encher o espirômetro com a solução e mergulhar a campânula repetidamente.

Após o uso de glutaraldeído, deve-se realizar lavagem com água sucessivamente, pois a substância é irritante para pele e mucosa. Para sua manipulação, devem ser usadas luvas impermeáveis.

Reservatórios fechados para imersão dos componentes usados nos testes devem ser disponíveis e o local onde é realizada a desinfecção e esterilização deve ser bem ventilado.

15. REFERÊNCIAS

1. ABNT. Espirômetros – Requisitos, RJ, 1996:1-9.
2. Jardim JRB, Romaldini H, Ratto OR. Proposta para unificação dos termos e símbolos pneumológicos no Brasil. *J Pneumol* 1983;9:45-51.
3. American Thoracic Society. Lung function testing: selection of reference values and interpretative strategies. *Am Rev Respir Dis* 1991;144:1202-1218.
4. Harber P. Interpretation of lung function tests. In: Simmons DH, ed. *Current Pulmonology*, St Louis: Mosby, 1991:261-296.
5. Fry DL, Hyatt RE. Pulmonary mechanics. A unified analysis of the relationship between pressure, volume and gas flow in the lung of normal and diseased human subjects. *Am J Med* 1960;29:672-689.
7. Mead J. Dysanapsis in normal lungs assessed by the relationship between maximal flow, static recoil, and vital capacity. *Am Rev Respir Dis* 1980;121:339-342.
6. Dawson SV, Elliot EA. Wave-speed limitation on expiratory flow – a unifying concept. *J Appl Physiol* 1977;43:498-515.
8. Becklake MR, Permutt S. Evaluation of tests of lung functions for screening for early detection of chronic obstructive lung disease. In: Macklem et al. *The lung in transition between health and disease*. New York: Marcel Dekker, 1979;345-387.
9. Ferris BG. Epidemiology standardization project – III. Procedures for pulmonary function testing. *Am Rev Respir Dis* 1978;118(suppl 2):55-88.
10. Krowka MJ, Enright PL, Rodarte J, Hyatt RE. Effect of effort on measurement of forced expiratory volume in one second. *Am Rev Respir Dis* 1987;136:829-833.
11. Ruppel G. Spirometry and pulmonary mechanics. In: _____ *Manual of pulmonary function testing*. St Louis: Mosby, 1994;43-82.
12. American Thoracic Society. Standardization of spirometry – 1987 update. *Am Rev Respir Dis* 1987;136:1285-1298.
13. Knudson RJ, Lebowitz MD, Slatin RC. The timing of the forced vital capacity. *Am Rev Respir Dis* 1979;119:315-318.
14. Cotes JE. Basic equipment and methods. In: _____ *Lung function. Assessment and application in medicine*. 5th ed. London: Blackwell Scientific Publications, 1993;21-64.
15. Quanjer PH, Tammeling GJ, Cotes JE, Pedersen R, Peslin R, Yearnault JC. Lung volumes and forced ventilatory flows: report of working party, standardization of lung function tests. European Community for steel and coal – official statement of the European Respiratory Society. *Eur Respir J* 1993;6(suppl 16):5-40.
16. American Thoracic Society. Standardization of spirometry. 1994 update. *Am J Respir Crit Care Med* 1995;152:1107-1136.
17. Boggs PB, Bhat KD, Vekorices WA, Debo MS. The clinical significance of volume adjusted maximal mid expiratory flow (iso-volume FEF_{25-75%}) in assessing airway responsiveness to inhaled bronchodilator in asthmatics. *Ann Allergy* 1982;48:139-142.
18. Berger R, Smith R. Acute postbronchodilator changes in pulmonary function parameters in patients with chronic airways obstruction. *Chest* 1988;93:541-546.
19. Pereira CAC, Sato T, Morrone N. Resposta funcional a broncodilatador – utilidade da CVF e FEF_{25-75%}. *J Pneumol* 1984;10(supl):113(resumo).
20. Dawson A, Mohler JG. Microprocessor-assisted spirometry. In: Clausen JL. *Pulmonary function testing. Guidelines and controversies. Equipment, methods, and normal values*. Grune & Stratton, 1982;83-90.
21. Dompeling E, Van Schayck CP, Molina J et al. A comparison of six different ways of expressing the bronchodilating response in asthma and COPD; reproducibility and dependence of prebronchodilator FEV₁. *Eur Respir J* 1992;5:975-981.
22. Hankinson JL. Instrumentation for spirometry. *Occup Med* 1993;8:397-407.
23. Ruppel G. Pulmonary function testing equipment. In: _____ *Manual of pulmonary function testing*. St Louis: Mosby, 1994;237-302.
24. Hankinson JS, Gardner RM. Standard wave forms for spirometry testing. *Am Rev Respir Dis* 1982;126:363-364.
25. Ruppel G. Computers in the pulmonary function testing. In: _____ *Manual of pulmonary function testing*. St Louis: Mosby, 1994;303-342.
26. Doure FH. Flow and volume measuring devices. In: Branson R, Hess DR, Chatburn RL, eds. *Philadelphia: JB Lippincott*, 1995;217-235.
27. Perks WH, Sopwith T, Brown D, Jones CM, Green M. Effects of temperature on Vitalograph spirometer readings. *Thorax* 1983;38:592-594.
28. Pincock AC, Miller MR. The effect of temperature on recording spirometry. *Am Rev Respir Dis* 1983;128:894-898.
29. Johnson LR, Enright PL, Voelker HT, Tashkin DP. Volume spirometers need automated internal temperature sensors. *Am J Respir Crit Care Med* 1994;150:1575-1580.
30. Stead WW, Wells HS, Gault L, Ognavonich J. Inaccuracy of the conventional water-filled spirometer for recording rapid breathing. *J Appl Physiol* 1959;14:448-450.
31. Wells HS, Stead WW, Rossing TD et al. Accuracy of an improved spirometer for recording fast breathing. *J Appl Physiol* 1959;14:451-454.
32. Lewin BM. Pitfalls of spirometry. *J Occup Med* 1981;23:35-38.
33. Townsend MC. The effects of leaks in spirometers on measurement of pulmonary function. The implications for epidemiologic studies. *J Occup Med* 1984;26:835-841.
34. Sullivan WJ, Peters GM, Enright PL. Pneumotachographs: theory and clinical applications. *Respir Care* 1984;29:736-749.
35. Nelson SB, Gardner RM, Crapo RO, Jensen RL. Performance evaluation of contemporary spirometers. *Chest* 1990;97:288-297.
36. British Thoracic Society and Associations of Respiratory Technicians and Physiologists. Guidelines for the measurement of respiratory function. *Respir Med* 1994;88:165-194.
37. Gardner RM, Crapo RO, Billings RG, Shigeoka JW, Hankinson JL. Spirometry: What paper speed? *Chest* 1983;84:161-165.
38. Dias RM. Avaliação do desempenho de sistemas computadorizados de espirografia em uso no Brasil. Rio de Janeiro. Tese, Professor Titular, Universidade Federal Fluminense, 1993.
39. Gardner RM, Hankinson JL, West BJ. Evaluating commercially available spirometers. *Am Rev Respir Dis* 1980;121:73-81.
40. Pereira CAC, Barreto SP, Simões JG, Pereira FWL, Gerstler JG, Nakatani J. Valores de referência para espirometria em uma amostra da população brasileira adulta. *J Pneumol* 1992;18:10-22.
41. Faraco PR, Jansen JM. Aplicação de microcomputador no processamento de dados de espirografia e curva fluxo-volume. *J Pneumol* 1986;12:121-126.
42. Gardner RM, Clausen JL, Cotton DJ, Crapo RD, Epler GR, Hankinson JL, Johnson RL. Computer guidelines for pulmonary laboratories. *Am Rev Respir Dis* 1986;134:628-629.
43. Mohler JG, Wolf GA. Computers in pulmonary medicine. In: Wilson AF. *Pulmonary function testing. Indications and interpretations*. Orlando: Grune & Stratton, 1985;255-274.
44. Romer W, Palmer A, Ward SA, Abraham S, Caceres CA. Clinical spirometry using computer techniques. *Am Rev Respir Dis* 1966;94:181-187.

45. Dias RM, Chibante AMS, Magarão SL, Böhringer R. Avaliação do desempenho de sistema computadorizado para análise de função pulmonar. *J Pneumol* 1988;14:19-26.
46. Crapo RO, Gardner RM, Berlin SL, Morris AH. Automation of pulmonary function equipment. Use beware! *Chest* 1986;90:1-3.
47. Künzli N, Ackermann-Liebrich U, Keller R, Perruchoud AP, Schindler C, SAPALDIA team. Variability of FVC and FEV₁ due to technician, team, device and subject in an eight centre study: three quality control studies in SAPALDIA. *Eur Respir J* 1995;8:371-376.
48. Ellis JH, Perera SP, Levin DC. A computer program for the interpretation of pulmonary function studies. *Chest* 1975;68:209-213.
49. Thomas HM, Garrett RC. Interpretation of spirometry. A graphic and computational approach. *Chest* 1984;86:129-131.
50. Gardner RM, Clausen JL, Crapo RO et al. Quality assurance in pulmonary function laboratories. *Am Rev Respir Dis* 1986;134:625-627.
51. Ruppel G. Quality assurance in the pulmonary function laboratory. In: _____ Manual of pulmonary function testing. St Louis: Mosby, 1994; 343-392.
52. Hankinson JL. Pulmonary function testing in the screening of workers: Guidelines for instrumentation, performance, and interpretation. *J Occup Med* 1986;28:1081-1092.
53. Gardner RM, Clausen JL, Epler G et al. Pulmonary function laboratory personell qualifications. *Am Rev Respir Dis* 1986;134:628-629.
54. Moreno RB, Oyarzún MG. Recomendaciones sobre informe espirometrico. *Enferm Respir Cir Torac* 1988;4:97-103.
55. Ferris BG. Epidemiology standardization project – II. Recommended respiratory disease questionnaires for use with adults and children in epidemiologic research. *Am Rev Respir Dis* 1978;118(suppl 2):7-53.
56. Mahler DA, ed. *Dyspnea*. New York: Futura, 1990;1-271.
57. Parker JM, Dillard TA, Phillips YY. Impact of using stated instead of measured height upon screening spirometry. *Am J Respir Crit Care Med* 1994;150:1705-1708.
58. Rufino R, Costa CH, Antão VCS, Pinheiro GA, Jansen JM. Relação envergadura/altura: um valor para estudos espirométricos em brasileiros. *Pulmão/RJ* 1996;7:40-44.
59. Garrow JS. *Obesity and related diseases*. New York: Churchill Livingstone, 1988.
60. Must A, Dallal GE, Dietz WH. Reference data for obesity: 85th and 95th percentiles of body mass index (wt/ht²). *Am J Clin Nutr* 1991;53: 839-846.
61. Arora NS, Rochester DF. Respiratory muscle strength and maximal voluntary ventilation in undernourished patients. *Am Rev Respir Dis* 1982; 126:5-8.
62. Cramer D, Peacock A, Denison D. Temperature correction in routine spirometry. *Thorax* 1984;39:771-774.
63. Madan I, Bright P, Miller MR. Expired air temperature at the mouth during a maximal forced expiratory manoeuvre. *Eur Respir J* 1993;6: 1556-1562.
64. Forche G, Harnoncourt K, Stadlober E, Zenker G. BTPS correction with dynamic spirometers. *Respiration* 1986;49:274-279.
65. Laloo UG, Becklake MR, Goldsmith CM. Effect of standing versus sitting position on spirometric indices in healthy subjects. *Respiration* 1991; 58:122-125.
66. Townsend MC. Spirometric forced expiratory volume measured in the standing versus the sitting posture. *Am Rev Respir Dis* 1984;130:123-124.
67. Pierson DJ, Dick NP, Petty TL. A comparison of spirometric values with subjects in standing and sitting positions. *Chest* 1976;70:17-20.
68. Verrall AB, Julian JA, Muir DCF, Haines AT. Use of noseclips in pulmonary function tests. *J Occup Med* 1989;31:29-31.
69. D'Angelo E, Prandi E, Marazzini L et al. Dependence of maximal flow-volume curves on time course of preceding inspiration in patients with chronic obstruction pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med* 1994; 150:1581-1586.
70. D'Angelo G, Prandi E, Milic-Emili J. Dependence of maximal flow-volume curves on time course of preceding inspiration. *J Appl Physiol* 1993; 75:1155-1159.
71. Wanger JS, Ikle DN, Cherniack RM. The effect of inspiratory maneuvers on expiratory flow rates in health and asthma: influence of lung elastic recoil. *Am J Respir Crit Care Med* 1996;153:1302-1308.
72. Enright PL, Connett JE, Kanner R et al. Spirometry in the lung health study – II. Determinants of short-term intra-individual variability. *Am J Respir Crit Care Med* 1995;151:406-411.
73. Enright PL, Johnson LR, Connett JE et al. Spirometry in the lung health study – I. Methods and quality control. *Am Rev Respir Dis* 1991;143: 1215-1223.
74. Medinger AE. Should largest FEV₁ be reported from spirometric trials? *Am Rev Respir Dis* 1990;141(suppl):A 223 (abstract).
75. Enright PL. Reporting the reproducibility of spirometric results. *Am Rev Respir Dis* 1992;146:1367-1368.
76. Wise RA, Connett J, Kurnow K et al. Selection of spirometric measurements in a clinical trial, the lung health study. *Am J Respir Crit Care Med* 1995;151:675-681.
77. Coates AL, Desmond KJ, Demizio D et al. Sources of variation in FEV₁. *Am J Respir Crit Care Med* 1994;149:439-443.
78. Park SS. Effect of effort versus volume on forced expiratory flow measurement. *Am Rev Respir Dis* 1988;138:1002-1006.
79. Crapo RO. Pulmonary-function testing. *N Engl J Med* 1994;331:25-30.
80. Stoller JK, Basheda S, Laskowski D et al. Trial of standard versus modified expiration to achieve end-of-test spirometry criteria. *Am Rev Respir Dis* 1993;148:275-280.
81. Nathan SP, Lebowitz MD, Knudson RJ. Spirometric testing. Number of tests required and selection of data. *Chest* 1979;76:384-388.
82. Kanner RE, Schenker MB, Muñoz A, Speizer FE. Spirometry in children. Methodology for obtaining optimal results for clinical and epidemiological studies. *Am Rev Respir Dis* 1983;127:720-724.
83. Glindmeyer HW, Jones RN, Backman HW, Weill H. Spirometry: quantitative test criteria and test acceptability. *Am Rev Respir Dis* 1987; 136:449-452.
84. Hankinson JL, Bang KM. Acceptability and reproducibility criteria of the American Thoracic Society as observed in a sample of the general population. *Am Rev Respir Dis* 1991;143:516-521.
85. Eisen EA, Dockery DW, Speizer FE, Fay MC, Ferris BG. The association between health status and the performance of excessively variable spirometry tests in a population-based study in six US cities. *Am Rev Respir Dis* 1987;136:67-74.
86. Neale AN, Demers RY. Significance of the inability to reproduce pulmonary function test results. *JOM* 1994;36:660-666.
87. Gimeno F, Berg WC, Sluiter HJ, Tammeling GJ. Spirometry – induced bronchial obstruction. *Am Rev Respir Dis* 1972;105:68-74.
88. Quanjer PH, Helms P, Bjure J, Gaultiev C, eds. Standardization of lung function tests in paediatrics. *Eur Respir J* 1989;2(suppl 4):121-264.
89. Peslin R, Bohadana A, Hannahart B, Jardin P. Comparison of various methods for reading maximal expiratory flow-volume curves. *Am Rev Respir Dis* 1979;119:271-278.
90. Becklake MR, White N. Sources of variation in spirometric measurements – Identifying the signal and dealing with noise. *Occup Med* 1993; 8:241-263.
91. Buist AS. Evaluation of lung function: concepts of normality. In: Simons DH. *Current Pulmonology* vol. 4. Wiley Medical, 1983;141-165.

92. Becklake MR. Concepts of normality applied to the measurement of lung function. *Am J Med* 1986;80:1158-1163.
93. Knudson RJ, Achroter RC, Knudson DC, Sujihara S. Influence of airway geometry on expiratory flow limitation and density dependence. *Respir Physiol* 1983;51:113-123.
94. Aikten ML, Schoene RB, Franklin J, Pierson DJ. Pulmonary function in subjects at the extremes of stature. *Am Rev Respir Dis* 1985;131:166-168.
95. Knudson RJ, Lebowitz MD, Holberg CJ, Burrows B. Changes in the normal maximal expiratory flow-volume curve with growth and aging. *Am Rev Respir Dis* 1983;127:725-734.
96. Burrows B, Cline MG, Knudson RJ, Taunig LM, Lebowitz MD. A descriptive analyses of the growth and decline of the FVC and FEV. *Chest* 1983;83:717-724.
97. Tager IB, Segal MR, Speizer FE. The natural history of forced expiratory volumes. Effects of cigarette smoking and respiratory symptoms. *Am Rev Respir Dis* 1988;138:837-849.
98. Beaty TH, Newill CA, Cohenb BH, Tockman MS, Bryant SH, Spurgeon HA. Effects of pulmonary function on mortality. *J Chronic Dis* 1985;38:703-710.
99. Knudson RJ. Physiology of the aging lung. In: Crystal RG, West JB, eds. *The lung. Scientific foundations*. New York: Raven Press, 1991;1749-1759.
100. Rossiter CE, Weill H. Ethnic differences in lung function: evidence for proportional differences. *Int J Epidemiol* 1974;3:55-61.
101. Myers JE. Differential ethnic standards for lung function, or one standard for all? *South Afr Med J* 1984;65:768-772.
102. White NW, Hanley JH, Laloo HG, Becklake MR. Review and analysis of variation between spirometric values reported in 29 studies of healthy African adults. *Am J Respir Crit Care Med* 1994;150:348-355.
103. Scalabrini Costa F. Valores de referência para espirometria em uma amostra da população brasileira adulta da raça negra. Tese, Mestrado, Escola Paulista de Medicina, 1994.
104. Schoenberg JB, Beck GJ, Bouhys A. Growth and decay pulmonary function in healthy blacks and whites. *Respir Physiol* 1978;33:367-393.
105. Mallozi MC. Valores de referência para espirometria em crianças e adolescentes, calculados a partir de uma amostra da cidade de São Paulo. Tese, Doutorado, Escola Paulista de Medicina, 1995;116p.
106. Wang XW, Gold DR, Speizer FE et al. A longitudinal study of the effects of parental smoking on pulmonary function in children 6-18 years. *Am J Respir Crit Care Med* 1994;149:1420-1425.
107. Haby MM, Peat JK, Woolcock AJ. Effect of passive smoking, asthma, and respiratory infection on lung function in australian children. *Pediatr Pulmonol* 1994;18:323-329.
108. Sherman CB. The health consequences of cigarette smoking. *Pulmonary diseases*. *Med Clin North Am* 1992;76:355-375.
109. Cincotto AN. A influência da classe social nos sintomas, nos antecedentes respiratórios e na função pulmonar em uma amostra da população brasileira adulta de fumantes e não fumantes. Tese, Doutorado, Escola Paulista de Medicina, 1993;146p.
110. Quanjer PH, Borsboom GJJM, Brunekreof B, Zach M, Forche G, Cotes JE, Sanchis J, Paoletti P. Spirometric reference values for white european children and adolescents: Polgar revisited. *Pediatr Pulmonol* 1995;19:135-142.
111. Wang XW, Dockery DW, Wypij D, Fay ME, Ferris BG. Pulmonary function between 6 and 18 years of age. *Pediatr Pulmonol* 1993;15:75-88.
112. Polgar GJ, Weng TR. The functional development of the respiratory system. *Am Rev Respir Dis* 1979;120:625-695.
113. Lebowitz MD, Sherrill DL. The assessment and interpretation of spirometry during the transition from childhood to adulthood. *Pediatr Pulmonol* 1995;19:143-149.
114. Dias RM. Análise das equações para previsão de valores espirográficos normais. *J Pneumol* 1990;16:206-211.
115. Dirksen A, Groth S. Calculation of reference values for lung function tests. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1986;22:231-237.
116. Miller A, Thornton JC. The interpretation of spirometric measurements in epidemiologic surveys. *Environ Res* 1980;23:444-468.
117. Miller MR, Pincock A. (Editorial) Predicted values: How should we use them? *Thorax* 1988;43:265-267.
118. Kory RC, Callahan R, Boren HG, Syner JC. The veterans administration-army cooperative study of pulmonary function. *Am J Med* 1961;30:243-258.
119. Pennock BE, Cottrell JJ, Rogers RM. Pulmonary function testing. What is normal? *Arch Intern Med* 1983;143:2123-2127.
120. Morris JF, Koski A, Johnson LC. Spirometric standards for healthy nonsmoking adults. *Am Rev Respir Dis* 1971;103:57-67.
121. Clausen JL. Prediction of normal values. In: _____ Pulmonary function testing. Guidelines and controversies. Equipment, methods and normal values. Grune & Stratton, 1982;49-59.
122. Glindmeyer HW. Predictable confusion. *J Occup Med* 1981;23:845-849.
123. Taussig LM, Chernick V, Wood R et al. Standardization of lung function testing in children. *J Pediatr* 1980;97:668-676.
124. Crapo RO, Morris AH, Gardner RM. Reference spirometric values using techniques and equipment that meet ATS recommendations. *Am Rev Respir Dis* 1981;123:659-664.
125. Ghio AJ, Crapo RO, Elliot CG. Reference equations used to predict pulmonary function. *Chest* 1990;97:400-403.
126. Miller A. Reference values for pulmonary function tests. In: _____ Pulmonary function tests in clinical and occupational lung diseases. Grune & Stratton, 1986;197-213.
127. Mathur N, Ratogi SK, Gupta BN, Husain T. A global comparison of predicting equations on spirometry in the male population. *Int J Epidemiol* 1990;19:331-338.
128. Polgar C, Promadhat V. Pulmonary function testing in children: techniques and standards. Philadelphia: WB Saunders, 1971.
129. Hsu KHK, Jenkins DE, Hsi BP. Ventilatory function of normal children and young adults, mexican, american, white and black. I. Spirometry. *J Pediatr* 1979;95:14-23.
130. Enright PL, Adams AB, Boyle PJR, Sherrill DL. Spirometry and maximal respiratory pressure references from healthy Minnesota 65 to 85-year-old women and men. *Chest* 1995;108:663-669.
131. Bubis MJ, Ligurdson M, McCarthy DS, Anthonisen NR. Differences between slow and fast vital capacities in patients with obstructive disease. *Chest* 1980;77:626-631.
132. Chan ED, Irwin CG. The detection of collapsible airways contributing to airflow limitation. *Chest* 1995;107:856-859.
133. Gelb AF, Tashkin DP, Epstein JD et al. Physiologic characteristics of malignant unilateral main-stem bronchial obstruction. *Am Rev Respir Dis* 1988;138:1382-1385.
134. Ries AL, Clausen JL. Lung volumes. In: Wilson AF, ed. *Pulmonary function testing. Indications and interpretations*. Orlando: Grune & Stratton, 1985;69-85.
135. Pereira CAC, Sato T. Limitação ao fluxo aéreo e capacidade vital reduzida: distúrbio ventilatório obstrutivo ou combinado? *J Pneumol* 1991;17:59-68.
136. Cavallazzi AC, Beppu OS, Afonso JE, Santos ML, Ratto OR. Estudo de alguns parâmetros da função pulmonar em obesos sem hipoventilação. *J Pneumol* 1981;7:218-222.

137. Mendonça EMC, Pereira CAC. Mecânica pulmonar nas doenças neuromusculares. *J Pneumol* 1984;10:223-232.
138. Allen SM, Hunt B, Green M. Fall in vital capacity with posture. *Br J Dis Chest* 1985;79:267-271.
139. Orens JB, Kazerooni EA, Martinez FJ et al. The sensitivity of high-resolution CT in detecting idiopathic pulmonary fibrosis proved by open lung biopsy. A prospective study. *Chest* 1995;108:109-115.
140. Anthonisen NR, Wright EC, Hodgkin JE and the IPPB trial group. Prognosis in chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1986;133:14-20.
141. Skillrud DM, Offord KP, Miller RD. Higher risk of lung cancer in chronic obstructive pulmonary disease: a prospective, matched, controlled study. *Ann Intern Med* 1986;105:503-507.
142. Leuallen EC, Fowler WS. Maximal mid-expiratory flow. *Am Rev Tuberc* 1955;72:783-800.
143. McFadden ER, Linden DA. A reduction in maximum mid-expiratory flow rate. A spirographic manifestation of small airway disease. *Am J Med* 1972;52:725-737.
144. Valença LM, Moraes RC. Manifestações espirográficas da doença das vias aéreas periféricas. *J Pneumol* 1976;2:23-27.
145. Cosio M, Ghezzi H, Hogg JC. The relation between structural changes in small airways and pulmonary function tests. *N Engl J Med* 1977;298:1277-1281.
146. Burrows B, Lebowitz MD, Camilli AE, Knudson RJ. Longitudinal changes in forced expiratory volume in one second in adults. Methodologic considerations and findings in healthy non-smokers. *Am Rev Respir Dis* 1986;133:974-980.
147. Brown LK, Miller A, Pilupski M, Lau TS. Forced midexpiratory time: reference values and the effect of cigarette smoking. *Lung* 1995;173:35-46.
148. Segall JJ, Butterworth BA. The maximal midexpiratory flow time. *Br J Dis Chest* 1968;62:139-146.
149. Wise RA. Spirometry: FEV₁ and FVC – The fundamentals. In: *Practical Pulmonary Function Testing*. Postgraduate Course 6. ATS, 1996.
150. Dekker FW, Schruer AC, Stek PJ, Dijkman JH. Validity of peak expiratory flow measurement in assessing reversibility of airway obstruction. *Thorax* 1992;47:162-166.
151. Acres JC, Kryger MH. Clinical significance of pulmonary function tests. Upper airway obstruction. *Chest* 1981;80:207-211.
152. Kryger M, Bode F, Antec R, Anthonisen N. Diagnosis of obstruction of the upper and central airways. *Am J Med* 1976;61:85-93.
153. Miller RD, Hyatt RE. Evaluation of obstructing lesions of the trachea and larynx by flow-volume loops. *Am Rev Respir Dis* 1973;108:475-481.
154. Owens GR, Murphy DMF. Spirometric diagnosis of upper airway obstruction. *Arch Intern Med* 1983;143:1331-1334.
155. Rotman HH, Liss HP, Weg JG. Diagnosis of upper airway obstruction. *Chest* 1975;68:796-799.
156. Rizzo A, Rizzo JA. Valor das curvas de fluxo-volume no diagnóstico da obstrução da laringe e da traquéia. *J Pneumol* 1981;7:223-226.
157. Lobato JE, Ruocco HH, Oliveira RB, Batista RM. Obstrução fixa das vias aéreas superiores - estudo simulado. *J Pneumol* 1991;17:103-108.
158. Lobato JE, Rezende AG, Ruocco HH et al. Curva fluxo-volume na obstrução das vias aéreas superiores – relato de dois casos. *J Pneumol* 1990;16:149-154.
159. Miller RD, Hyatt RE. Obstructing lesions of the larynx and trachea: clinical and physiologic characteristics. *Mayo Clin Proc* 1969;44:145-161.
160. Vincken WG, Cosio MG. Flow oscillations on the flow-volume loop: clinical and physiological implications. *Eur Respir J* 1989;2:543-549.
161. Hyatt RE. Flow-volume loops: pattern recognition and diagnostic utility. In: *Postgraduate Course 6 – Practical pulmonary function testing – ATS*, 1996.
162. Walsh RE, Michaelson ED, Harkleroad LE et al. Upper airway obstruction in obese patients with sleep disturbance and somnolence. *Ann Intern Med* 1972;76:185-192.
163. Neukirch F, Weitzenblum E, Liard R, Korobaeff M, Henry C, Orvoën-Frija E, Kauffmann F. Frequency and correlates of the saw-tooth pattern of flow-volume curves in an epidemiological survey. *Chest* 1992;101:425-431.
164. Clausen JL. Clinical interpretation of pulmonary function tests. *Respir Care* 1989;34:638-650.
165. Gilbert R, Auchincloss JH. What is a “restrictive” defect? *Arch Intern Med* 1986;146:1779-1781.
166. Weaver JM, Abrams HL, Lapp NL. The spirometric pattern of “reversible restriction”. *Am Rev Respir Dis* 4(pt 2):A601, 1989 (abstract).
167. Crapo RO, Morris AH. Pulmonary function testing: sources of error in measurement and interpretation. *South Med J* 1989;82:875-879.
168. Townsend MC, Duchene AG, Fallat RJ. The effects of underrecorded forced expirations on spirometric lung function indexes. *Am Rev Respir Dis* 1982;126:734-737.
169. Collp C, Williams H. Total occlusion of airways producing a restrictive pattern of ventilatory impairment. *Am Rev Respir Dis* 1973;108:118-122.
170. Olive Jr JT, Hyatt RE. Maximal expiratory flow and total respiratory resistance during induced bronchoconstriction in asthmatic subjects. *Am Rev Respir Dis* 1972;106:366-376.
171. Schwartz DA, Helmers RA, Galvin JR, Van Forsen DS, Frees KL, Dayton CS, Burmeister LF, Hunninghake GW. Determinants of survival in idiopathic pulmonary fibrosis. *Am J Respir Crit Care Med* 1994;149:450-454.
172. Tan CSH, Tashkin DP. Supernormal maximal mid-expiratory flow rates in diffuse interstitial lung disease. *Respiration* 1981;42:200-208.
173. Saito M, Sato T, Pereira CAC, Morrone N. Obstrução de pequenas vias aéreas em doenças intersticiais. *J Pneumol* 1982;8(supl):24-25 (resumo).
174. Plotkowski LM, Jansen JM, Milagres JA, Macedo EP, Kux R. Síndrome mista – diagnóstico da obstrução de pequenas vias aéreas em pacientes restritivos. *J Pneumol* 1985;11:117-126.
175. Tavares JL, Jansen JM, Plotkowski LM et al. Envolvimento brônquico nas pneumopatias intersticiais difusas. *J Pneumol* 1990;16:137-148.
176. Miller A. Spirometry and maximum expiratory flow-volume curves. In: _____ *Pulmonary function tests in clinical and occupational lung disease*. Orlando: Grune & Stratton, 1986;15-51.
177. Kivity S, Solomon A, Schwarz Y, Trajber I, Topilsky M. Evaluation of symptomatic subjects with low forced expiratory ratios (VEF₁/VC). *Thorax* 1994;49:554-556.
178. Gilbert R, Auchincloss JH. The interpretation of the spirogram – how accurate is it for “obstruction”? *Arch Intern Med* 1985;145:1635-1639.
179. Stanescu DC, Rodenstein DO, Hoeven C, Rober A. “Sensitive tests” are poor predictors of the decline in forced expiratory volume in one second in middle-aged smokers. *Am Rev Respir Dis* 1987;135:585-599.
180. Vedal S, Crapo RO. False positive rates of multiple pulmonary function tests in healthy subjects. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1983;19:263-266.
181. Caldeira-Pires K, Silva Jr CT, Caparelli L, Jansen JM, Plotkowski LM. É comum o diagnóstico errôneo de síndrome respiratória mista? *J Pneumol* 1986;12(supl):7(resumo).
182. Miller A. Patterns of impairment. In: _____ *Pulmonary function tests in clinical an occupational lung disease*. Orlando: Grune & Stratton, 1986;249-283.

183. Jones NL, Jones G, Edwards RHT. Exercise tolerance in chronic airway obstruction. *Am Rev Respir Dis* 1971;103:477-491.
184. Epler GR, Saber FA, Gaensler EA. Determinations of severe impairment (disability) in interstitial lung disease. *Am Rev Respir Dis* 1980;121:647-661.
185. Leblanc P, Bowie DM, Summers E et al. Breathlessness and exercise in patients with respiratory disease. *Am Rev Respir Dis* 1986;133:21-25.
186. Vollmer WM. Respiratory symptoms, lung function, and mortality in a screening center cohort. *Am J Epidemiol* 1989;129:1157-1169.
187. Traver GA, Cline MG, Burrows SB. Predictors of mortality in chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1979;119:895-902.
188. Burrows B. Course and prognosis in COPD. In: _____ Chronic obstructive pulmonary disease. Current concepts. Hodgkin JE, Petty TL, eds. Philadelphia: WB Saunders, 1987;268-278.
189. Renzetti AD, Bleecker ER, Epler GR, Jones RN, Kanner RE, Repster LH. Evaluation of impairment/disability secondary to respiratory disorders. *Am Rev Respir Dis* 1986;133:1205-1209.
190. Morris AH, Kanner RE, Crapo RO, Gardner RM. Clinical pulmonary function testing: a manual of uniform laboratory procedures. 2nd ed. Salt Lake City: Intermountain Thoracic Society, 1984.
191. Lorber DB, Kaltenborn W, Burrows B. Responses to isoproterenol in a general population sample. *Am Rev Respir Dis* 1978;118:855-861.
192. Sherter CB, Connolly JJ, Schilder DP. The significance of volume-adjusting the maximal midexpiratory flow in assessing the response to a bronchodilator drug. *Chest* 1978;73:568-571.
193. Jansen JM, Plotkowski LM, Kux R, Santos Filho EB, Milagres JA. Determinação da melhor dose de um broncodilatador – Estudo dose-resposta com salbutamol spray em pacientes asmáticos. *J Pneumol* 1986;12:211-216.
194. Weir DC, Burge PS. Measures of reversibility in response to bronchodilators in chronic airflow obstruction: relation to airway calibre. *Thorax* 1991;46:43-45.
195. Eliasson O, Degraff Jr AC. The use of criteria for reversibility and obstruction to define patient groups for bronchodilator trials. Influence of clinical diagnosis, spirometric, and anthropometric variables. *Am Rev Respir Dis* 1985;132:858-864.
196. Meslier N, Rocineux JL, Six P et al. Diagnostic value of reversibility of chronic airway obstruction to separate asthma from chronic bronchitis: a statistical approach. *Eur Respir J* 1989;2:497-505.
197. Sourk RL, Nugent KM. Bronchodilator testing: confidence intervals derived from placebo inhalations. *Am Rev Respir Dis* 1983;128:153-157.
198. Alberts WM, Goldman AL, Leaverton PG. Bronchodilator testing “confidence intervals” based on the level of bronchial responsiveness. *Chest* 1992;102:737-741.
199. Tweeddale PM, Alexandre F, McHardy GJR. Short term variability in FEV₁ and bronchodilator responsiveness in patients with obstructive ventilatory defects. *Thorax* 1987;42:487-490.
200. Dales RE, Spitzer WO, Tousignant P, Schechter M, Suissa S. Clinical interpretation of airway response to a bronchodilator. Epidemiologic considerations. *Am Rev Respir Dis* 1988;138:317-320.
201. Watanabe S, Renzetti AD Jr, Begin R, Bigler AH. Airway responsiveness to a bronchodilator aerosol. *Am Rev Respir Dis* 1974;109:530-537.
202. Ekwo EE, Weinberger MM, Dusdieker LB, Huntley WH, Rodgers P, Maxwell GA. Airway response to inhaled isoproterenol in normal children. *Am Rev Respir Dis* 1983;127:108-109.
203. Jones MH. Estudo da associação entre a resposta espirométrica à inalação de salbutamol e hiper-reatividade brônquica em crianças normais. Tese, Mestrado, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 1995;96p.
204. Nisar M, Earis JE, Pearson MG, Calverley PMA. Acute bronchodilator trials in chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1992;146:555-559.
205. Kesten S, Rebeck AS. Is the short-term response to inhaled beta-adrenergic agonist sensitive or specific for distinguishing between asthma and COPD? *Chest* 1994;105:1042-1045.
206. Bibi H, Montgomery M, Pasterkamp H, Cherniack V. Relationship between response to inhaled salbutamol and methacholine bronchial provocation in children with suspected asthma. *Pediatr Pulmonol* 1991;10:244-248.
207. Guyatt GH, Townsend M, Nogradi MS et al. Acute response to bronchodilator – An imperfect guide for bronchodilator therapy in chronic airflow limitation. *Arch Intern Med* 1988;148:1949-1952.
208. Pereira CAC, Shimabokuro A, Sato T, Saito M, Campos HS, Nakatani J. Teofilina e fenoterol associados ou combinados com brometo de ipratrópio em DPOC: efeitos a longo prazo medidos por função pulmonar seriada, qualidade de vida e uso adicional de broncodilatador. *J Pneumol* 1995;21:274-282.
209. Peacock MD, Johnson JE. Utilization of acute bronchodilator responses in stable COPD to predict the relative efficacy of individual agents. *Chest* 1992;101:1552-1557.
210. Gimeno F, Postma DS, Van Altna R. Plethysmographic parameters in the assessment of reversibility of airways obstruction in patients with clinical emphysema. *Chest* 1993;104:467-470.
211. Gerard WM, Light RW. Should the FVC be considered in evaluating response to bronchodilator? *Chest* 1983;84:87-89.
212. Ramsdell JN, Tisi GM. Determination of bronchodilation in the clinical pulmonary function laboratory. Role of changes in static lung volumes. *Chest* 1979;76:622-628.
213. Miller A. Applications of pulmonary function tests. In: _____ Pulmonary function tests in clinical and occupational lung disease. Orlando: Grune & Stratton, 1986;3-11.
214. Gottschall CAM. Função pulmonar e espirometria. *J Pneumol* 1980;6:107-120.
215. Stover DE, Greeno RA, Gagliardi AJ. The use of a simple exercise test for the diagnosis of pneumocystis carinii pneumonia in patients with AIDS. *Am Rev Respir Dis* 1989;139:1343-1346.
216. Wagner PD, Gale GE. Ventilation-perfusion relationship. In: Lenfant C, Whipp BJ, Wasserman K, eds. Exercise: pulmonary physiology and pathophysiology. New York: Dekker M, 1991;121-142.
217. Cockcroft DW, Hargreave FE. Airway hyperresponsiveness. Relevance of random population data to clinical usefulness. *Am Rev Respir Dis* 1990;142:497-500.
218. Rijcken B, Schouten JP, Mensinga TT, Weiss ST, De Uries K, Der Sende RV. Factors associated with bronchial responsiveness to histamine in a population sample of adults. *Am Rev Respir Dis* 1993;147:1447-1453.
219. Corrao W. Bronchoprovocation challenge. A clinical test whose time has come. *Chest* 1993;104:1323-1324.
220. Stolz DP, Palombini BC, Villanova CA, Pereira EA, Gastal OL, Alt DC, Gastal CS. When you treat bronchial hyperreactivity for the control of chronic cough you may fail more than 85% of the cases if you do not recognize associated comorbidities. *Am J Respir Crit Care Med* (abstract) 1996;155:A516.
221. Pereira CAC, Pedroza PJB, Bersácola SH, Silva RCC. Dispneia. *JBM* 1994;66:95-118.
222. Tashkin DP, Altose MD, Connett JE et al. Methacoline reactivity predicts changes in lung function over time in smokers with early chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med* 1996;153:1802-1811.
223. American Thoracic Society. Screening for adult respiratory disease. *Am Rev Respir Dis* 1983;768-774.

224. O'Connor GT, Sparrow D, Legal M, Weiss S. Risk factors for ventilatory impairment among middle-aged and elderly men. The normative aging study. *Chest* 1993;103:376-382.
225. Wright JL, Lawson LM, Pare PD et al. The detection of small airways disease. *Am Rev Respir Dis* 1984;129:989-994.
226. Buist AS, Vollsen WM, Johnson LR, McCorrante LE. Does the single-breath N₂ test identify the smoker who will develop chronic airflow limitation? *Am Rev Respir Dis* 1988;127:293-301.
227. Fletcher C, Peto R. The natural history of chronic airflow obstruction. *Br Med J* 1977;1:1645-1648.
228. Hankinson JL, Wagner GR. Medical screening using periodic spirometry for detection of chronic lung disease. *Occup Med* 1993;8:353-361.
229. Pratter MR, Curley FJ, Duboris J et al. Cause and evaluation of chronic dyspnea in a pulmonary disease clinic. *Arch Intern Med* 1989;149:2277-2282.
230. De Paso WJ, Winterbauer RH, Lusk JA et al. Chronic dyspnea unexplained by history, physical examination, chest roentgenogram, and spirometry. *Chest* 1991;100:1293-1299.
231. Vollmer WM, Johnson LR, McComant LE, Buist SA. Longitudinal versus cross-sectional estimation of lung function decline – further insights. *Stat Med* 1988;7:685-696.
232. Glindmeyer HW, Diem JE, Joner RN, Weill H. Noncomparability of longitudinal and cross-sectionally determined annual change in spirometry. *Am Rev Respir Dis* 1982;125:544-548.
233. Pennock BE, Rogers RM, McCaffree DR. Changes in measured spirometric indices: what is significant? *Chest* 1981;3:97-99.
234. US Department of Health and Human Services. Technical considerations in the use of spirometry in screening and surveillance of mineral – dust exposed workers. In: Occupational exposure to respirable coal mine dust, 1995;302-305.
235. Siafakas NM, Vermeire P, Pride NB et al. Optimal assessment and management of chronic obstructive pulmonary disease (COPD). *Eur Respir J* 1995;8:1398-1420.
236. Cochrane GM, Prieto F, Clark TJH. Intrasubject variability of maximal expiratory flow volume curve. *Thorax* 1977;32:171-176.
237. Hanson D, Winterbauer RH, Kirtland SH, Rae W. Changes in pulmonary function test results after 1 year survival in patients with idiopathic pulmonary fibrosis. *Chest* 1995;108:305-310.
238. Grott S, Dirksen A, Dirksen H, Rossing N. Intraindividual variation and effect of learning in lung function examinations: a population study. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1986;22:35-42.
239. Rozias CJ, Goldman AL. Daily spirometric variability. *Arch Intern Med* 1982;142:1287-1291.
240. McFadden ER, Kiser R, DeGroot WJ. Acute bronchial asthma: relations between clinical and physiologic manifestations. *N Engl J Med* 1973;288:221-225.
241. Emerman CL, Cydulka RK. Effect of pulmonary function testing on the management of acute asthma. *Arch Intern Med* 1995;155:2225-2228.
242. Enright PL, Lebowitz MD, Cockcroft DW. Physiologic measures: pulmonary function tests. Asthma outcome. *Am J Respir Crit Care Med* 1994;149:S9-18.
243. Jones KP. The role of measuring forced expiratory volume in one second in determining therapeutic changes made in an asthma clinic in general practice. *Respir Med* 1995;89:171-174.
244. Badgett RG, Tanaka DJ, Hunt DH et al. Can moderate chronic obstructive pulmonary disease be diagnosed by historical and physical findings alone? *Am J Med* 1993;94:188-196.
245. Hollman DR, Simiel DL. Does the clinical examination predict airflow limitation? *JAMA* 1995;273:313-319.
246. Watters LC, King TE, Schwarz MI et al. A clinical radiologic, and physiologic scoring system for the longitudinal assessment of patients with idiopathic pulmonary fibrosis. *Am Rev Respir Dis* 1986;133:97-103.
247. American Thoracic Society. Guidelines for the evaluation of impairment/disability in patients with asthma. *Am Rev Respir Dis* 1993;147:1056-1061.
248. Cotes JE. Rating respiratory disability: a response on behalf of a working group of the European Society for Clinical Respiratory Physiology. *Eur Respir J* 1990;3:1074-1076.
249. Becklake MR, Rodarte JR, Kaliner AR. NHLBI Workshop summary – scientific issues in the assessment of respiratory impairment. *Am Rev Respir Dis* 1988;137:1505-1510.
250. American Medical Association. The respiratory system. Guides to the evaluation of permanent impairment. 4th ed. Chicago: AMA, 1993; 115-129.
251. Neder JA. Consumo máximo de oxigênio na avaliação da disfunção aeróbica de pacientes com pneumoconiose. Nova proposta de classificação da perda funcional. Tese, Doutorado, Escola Paulista de Medicina, 1995.
252. Nery LE, Neder JA, Bagatin E. Avaliação da disfunção e da incapacidade secundária a pneumopatias ocupacionais. *J Pneumol* 1994;20:182-193.
253. Chan-Yeung M. Evaluation of impairment/disability in patients with occupational asthma. *Am Rev Respir Dis* 1987;135:950-951.
254. Tisi GM. Pre-operative evaluation of pulmonary function. Validity, indications and benefits. *Am Rev Respir Dis* 1979;119:293-310.
255. American College of Physicians. Preoperative pulmonary function testing. *Ann Intern Med* 1990;112:793-794.
256. Kroenke K, Lawrence VA, Theroux JF, Tuley MR, Hilsenbeck S. Post-operative complications after thoracic and major abdominal surgery in patients with and without obstructive lung disease. *Chest* 1993;104:1445-1451.
257. Lawrence VA, Page CP, Harris GD. Preoperative spirometry before abdominal operations. A critical appraisal of its predictive value. *Arch Intern Med* 1989;149:280-285.
258. Pereira EDB. Índice prognóstico para complicações pulmonares no pós-operatório de cirurgia abdominal alta. São Paulo, Tese, Doutorado, Escola Paulista de Medicina, 1994.
259. Zibrak JD, O'Donnell CR, Macton K. Indications for pulmonary function testing. *Ann Intern Med* 1990;112:763-771.
260. Zibrak JD, O'Donnell CR. Indications for preoperative pulmonary function tests. *Clin Chest Med* 1993;14:227-236.
261. Barros JA. Avaliação pulmonar pré-operatória em candidatos à cirurgia geral eletiva. Tese, Mestrado, Escola Paulista de Medicina, São Paulo, 1994.
262. Reilly Jr JJ, Mentzer SJ, Sugarbaker DJ. Preoperative assessment of patients undergoing pulmonary resection. *Chest* 1993;103(supl 4):342-345.
263. Shields TW. Surgical therapy for carcinoma of the lung. *Clin Chest Med* 1993;14:121-147.
264. Zeiher BG, Gross TJ, Kern JA, Lanza LA, Peterson MW. Predicting postoperative pulmonary function in patients undergoing lung resection. *Chest* 1995;108:68-72.
265. Thomas SD, Berry PD, Russell GN. Is this patient fit for thoracotomy and resection of lung tissue? *Postgrad Med J* 1995;71:331-335.
266. Marshall MC, Olsen GN. The physiologic evaluation of the lung resection candidate. *Clin Chest Med* 1993;14:305-320.
267. Molinari JF, Menna Barreto S, Chatkin JM. Determinação da função pulmonar diferencial através da técnica radioisotópica. *J Pneumol* 1991; 17:114-118.

268. Markos J, Mullan BP, Hillman DR et al. Preoperative assessment as a predictor of mortality and morbidity after lung resection. *Am Rev Resp Dis* 1989;139:902-910.
269. Gass GD, Olsen GN. Preoperative pulmonary function testing to predict postoperative morbidity or mortality. *Chest* 1986;89:127-135.
270. Miller JI. Preoperative evaluation. *Chest Surg Clin North Amer* 1992; 2:701-711.
271. Bechard D, Wetstein L. Assessment of exercise oxygen consumption as preoperative criterion for lung resection. *Ann Thorac Surg* 1987; 44:344-349.
272. Ferguson MK, Reeder LB, Mick R. Optimizing selection of patients for major lung resection. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1995;109:275-283.
273. Rao V, Todd TRJ, KVVS A et al. Exercise oximetry versus spirometry in the assessment of risk prior to lung resection. *Ann Thorac Surg* 1995;60:603-609.
274. Kearney DJ, Lee TH, Reilly JJ, DeCamp MM, Sugarbaker DJ. Assessment of operative risk in patients undergoing lung resection. Importance of predictive pulmonary function. *Chest* 1994;105:753-759.
275. Brown SR, Birnbaum ML, Chopra PS. Pre and postoperative pulmonary function abnormalities in coronary artery revascularization surgery. *Chest* 1978;73:316-320.
276. Cain HD, Stevens PM, Adaniya R. Preoperative pulmonary function and complications after cardiovascular surgery. *Chest* 1979;76:130-135.
277. Celli BR. What is the value of preoperative pulmonary function testing? *Med Clin North Am* 1993;77:309-325.
278. Wait J. Preoperative pulmonary evaluation. *Am J Med Sci* 1995;310: 118-125.
279. Martins FMT. Alterações funcionais em pós-operatório. *J Pneumol* 1980;6:169-172.
280. Kabalin CS, Yarnold PR, Grammer LC. Low complication rate of corticosteroid-treated asthmatics undergoing surgical procedures. *Arch Intern Med* 1995;155:1379-1384.
281. Hall JC, Tarala RA, Hall JL, Mander J. A multivariate analysis of the risk of pulmonary complications after laparotomy. *Chest* 1991;99:923-927.
282. Williams RP, Charlson ME, Mackenzie CR, Gold JP, Shires GT. Predicting postoperative pulmonary complications. Is it a real problem? *Arch Intern Med* 1992;152:1209-1213.
283. Torrington KG, Henderson CJ. Preoperative respiratory therapy (PORT). A program of preoperative risk assessment and individualized postoperative care. *Chest* 1988;93:946-951.
284. Gal TJ. Physiologic basis and rationale for pulmonary function testing in patients undergoing head and neck surgery. *Otolaryngol Clin North Am* 1981;14:723-733.
285. Rao MK, Reilley TE, Schuller DE, Young DC. Analysis of risk factors for postoperative pulmonary complications in head and neck surgery. *Laryngoscope* 1992;102:45-47.
286. Tablan O. Infection control in pulmonary function laboratories. *Infect Control* 1985;6:442-444.
287. Rutala DR. Infection risks associated with spirometry. *Infect Control Hosp Epidemiol* 1992;12:89-92.
288. Burgos F, Martinez C, Torres A, Gonzales J, Bellacasa JP, Roca J, Anta MTJ, Roisin RR. Assessment of bacterial colonization of lung function equipment (preliminary results). *Am Rev Respir Dis* 1993;147 (supl):A400(abstract).
289. Fuso L, Accardo D, Berignani G, Ferrante E, Della Corte A, Pistelli R. Effects of a filter at the mouth on pulmonary function tests. *Eur Respir J* 1995;8:314-317.
290. Denison DM, Cramer DS, Hanson PJV. Lung function testing and AIDS. *Respir Med* 1989;83:133-138.