

---

# Manobras expiratórias forçadas em lactentes

MARCUS HERBERT JONES

## INTRODUÇÃO

As doenças respiratórias são uma das principais causas de morbidade e mortalidade em crianças abaixo de cinco anos de idade no mundo<sup>(1)</sup>. Avanços nos cuidados intensivos permitiram que muitas crianças sobrevivessem a agressões ao aparelho respiratório decorrentes de infecções, prematuridade ou malformações congênitas. A alta e crescente prevalência de doenças pulmonares crônicas como asma e fibrose cística também demandaram o desenvolvimento e adaptação de novas tecnologias para a avaliação funcional nesta faixa etária. A expansão considerável que os testes de função pulmonar em lactentes alcançaram nos últimos anos deve-se ao sucesso da sua aplicação em pesquisa aplicada e como ferramenta de avaliação clínica em diversas enfermidades respiratórias<sup>(2-6)</sup>.

Vários métodos foram desenvolvidos com a intenção de descrever objetivamente os distúrbios ventilatórios, as alterações de resistência e complacência respiratória e os volumes pulmonares<sup>(2,7)</sup>. Os resultados destas investigações contribuíram na compreensão do crescimento pulmonar e o efeito de agressões pré e pós-natais no desenvolvimento do pulmão<sup>(8,9)</sup>. Do ponto de vista clínico, os testes de função pulmonar permitiram avaliar a progressão de doenças respiratórias e o impacto das intervenções médicas.

Entre os vários métodos de avaliação funcional pulmonar os que alcançaram maior aplicação clínica foram os testes que adaptaram a espirometria, simulando, em lactentes não cooperativos, a expiração forçada. A avaliação da função pulmonar em adultos e em crianças acima de cinco anos de idade é feita rotineiramente com espirometria. Apesar da sua simplicidade, a espirometria é um teste bastante informativo, pois a grande maioria dos pacientes com doença respiratória apresenta características obstrutivas cujos efeitos são facilmente detectáveis pela manobra expiratória forçada. Os benefícios da adaptação de um método já consagrado na avaliação de adultos para aplicação em lactentes são bem evidentes: a metodologia das manobras expiratórias forçadas é amplamente conhecida; volumes pulmonares e fluxos expiratórios são conceitos de fácil compreensão e claramente estabelecidos. Em portadores de doenças crônicas, na transição de lactente-criança-adulto, a avaliação funcional pulmonar seria facilitada pela aplicação de metodologia muito semelhante.

---

## Siglas e abreviaturas utilizadas neste trabalho

CPT – Capacidade Pulmonar Total

CRF – Capacidade Residual Funcional

CVF – Capacidade Vital Forçada

FEF<sub>25-75%</sub> – Fluxo Expiratório Forçado entre 25 e 75% da CVF

FEF<sub>50%</sub> – Fluxo Expiratório Forçado a 50% da CVF

FEF<sub>75%</sub> – Fluxo Expiratório Forçado a 75% da CVF

FEM<sub>10%</sub> – Fluxo Expiratório Máximo a 10% da CVF

FEM<sub>25%</sub> – Fluxo Expiratório Máximo a 25% da CVF

MEFP – Manobra Expiratória Forçada Parcial

MEFVE – Manobra Expiratória Forçada a partir de Volumes Elevados

VEF<sub>0,5</sub> – Volume Expiratório Forçado em 0,5 segundo

VEF<sub>0,75</sub> – Volume Expiratório Forçado em 0,75 segundo

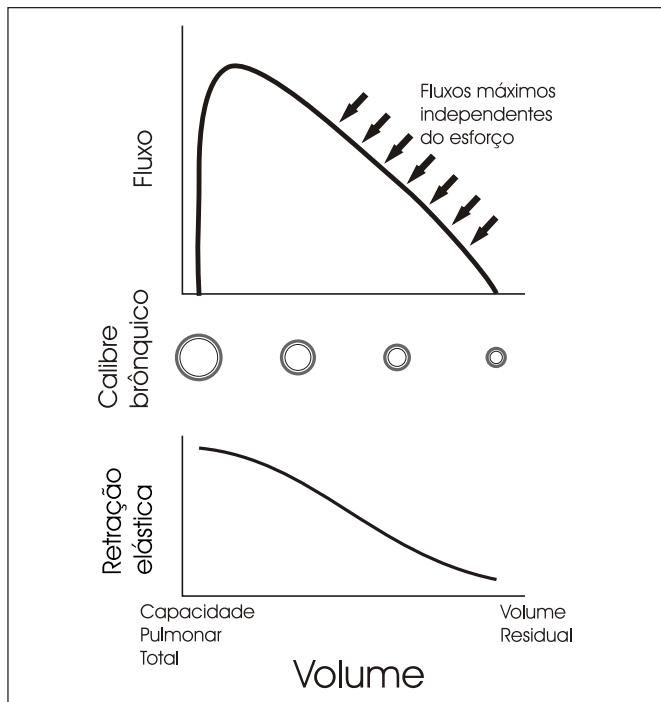
VEF<sub>1</sub> – Volume Expiratório Forçado em um segundo

V<sub>max</sub> CRF – Fluxo Máximo na Capacidade Residual Funcional

---

A validade da espirometria na avaliação funcional pulmonar deriva da relação entre volume pulmonar e fluxos expiratórios e da limitação de fluxo. O volume determina o calibre brônquico e a retração elástica pulmonar. Os fluxos expiratórios máximos são diretamente proporcionais à retração elástica e inversamente proporcionais à resistência (quanto maior o calibre, menor a resistência) e complacência das vias aéreas. O pico de fluxo expiratório ocorre próximo à Capacidade Pulmonar Total (CPT), quando os brônquios estão distendidos e a retração elástica é máxima. Durante a expiração, há uma progressiva redução da retração elástica e do calibre brônquico, aumentando a resistência das vias aéreas. Esta característica define a forma triangular típica da expiração forçada (Figura 1).

Em oposição às medidas de resistência de vias aéreas que são muito influenciadas pelas vias aéreas extratorácicas, as medidas derivadas das manobras expiratórias forçadas são primariamente determinadas pelas vias aéreas intratorácicas. Fluxos expiratórios máximos são independentes do esforço gerado pela musculatura torácica, pois a pressão aplicada sobre os alvéolos também é transmitida para as vias aéreas, especialmente as centrais, diminuindo o seu calibre e aumentando a resistência. No ponto em que as pressões no interior do brônquio e a pressão pleural se igualam (ponto de isopressão), qualquer aumento adicional da pressão pleural é contrabalançado por uma



**Figura 1** – Curva de fluxo expiratório, calibre brônquico e retração elástica pulmonar versus volume pulmonar. Na CPT, a retração elástica e o calibre das vias aéreas estão nos seus valores máximos, gerando fluxos expiratórios elevados. Na expiração há redução do calibre e a retração elástica consequentemente limitando o fluxo expiratório. A maior parte da curva fluxo-volume independe do esforço muscular, pois a pressão é aplicada não apenas sobre os alvéolos mas também sobre as vias aéreas. No ponto de isopressão, quando a pressão interna nos brônquios se iguala à pressão pleural, qualquer aumento de pressão será contrabalançado por uma redução de calibre, com subsequente aumento da resistência.

redução no calibre brônquico (aumento da resistência) e não há aumento de fluxo expiratório. Portanto, os fluxos gerados em manobras expiratórias forçadas refletem características mecânicas fundamentais do pulmão, como o calibre e a retração elástica, e não a força muscular aplicada. Em adultos, a obtenção de fluxo máximo é deduzida pela reprodutibilidade das curvas fluxo-volume. A reprodutibilidade é uma confirmação da qualidade das manobras expiratórias, garantindo que os resultados obtidos estão descrevendo propriedades intrínsecas pulmonares.

Com a intenção de estender as manobras expiratórias forçadas aos lactentes, duas abordagens foram propostas: Deflação Forçada<sup>(10)</sup> e o método da Compressão Torácica Rápida<sup>(11)</sup>.

## DEFLAÇÃO FORÇADA

O método de deflação forçada consiste na aplicação de pressão negativa (sucção) para promover a expiração for-

çada. Este método é aplicável em pacientes em ventilação mecânica, pois requer intubação traqueal, anestesia geral e relaxamento muscular. O uso de sedação profunda e relaxamento muscular reduz consideravelmente a variabilidade das curvas fluxo-volume<sup>(12)</sup>.

## Método

Para a realização do exame o paciente deve estar sedado através de anestesia geral, com tubo traqueal ou traqueostomia sem vazamentos, monitorização cardíaca, saturação da hemoglobina e capnografia. Inicialmente são feitas inflações pulmonares, aplicando, ao tubo traqueal, oxigênio a uma pressão de  $40\text{cmH}_2\text{O}$ . O paciente é mantido neste volume pulmonar, próximo à CPT, por três segundos. Esta manobra é repetida três vezes para garantir plena expansão e recrutamento de áreas colapsadas do pulmão. Após a última inflação, uma válvula conecta o tubo traqueal a um reservatório de 100 litros com pressão de  $-40\text{cmH}_2\text{O}$ , sustentando esta pressão até o fim da expiração<sup>(13)</sup>. Um pneumotacógrafo conectado ao tubo traqueal registra os fluxos inspiratório e expiratório, assim como a pressão aplicada nas vias aéreas. A pressão negativa necessária para obter fluxos máximos pode ser bem menor do que  $-40\text{cmH}_2\text{O}$ , especialmente em pacientes com quadros clínicos obstrutivos de pequenas vias aéreas ou traqueomalacia. O uso de pressão negativa excessiva pode reduzir os fluxos expiratórios máximos e, portanto, recomenda-se iniciar com pressão menos negativa em pacientes com doenças obstrutivas<sup>(14)</sup>.

## Aplicações e limitações do método

A deflação forçada tem sido usada para estudar a mecânica respiratória em lactentes normais<sup>(10)</sup> e em portadores de várias enfermidades respiratórias<sup>(12,15-18)</sup>. Os parâmetros derivados da manobra de deflação forçada são a Capacidade Vital Forçada (CVF), o Fluxo Expiratório Máximo a 25% da Capacidade Vital e o Fluxo Expiratório Máximo a 10% da Capacidade Vital. Valores normais de referência obtidos em lactentes normais e recém-nascidos são apresentados na Tabela 1<sup>(13,19)</sup>. A Figura 2 ilustra os sinais de fluxo, volume e pressão em via aérea durante a manobra expiratória forçada pelo método de Deflação Forçada.

A natureza invasiva desse método inviabiliza o seu uso na investigação de rotina, mas permanece como uma boa alternativa no estudo de lactentes e crianças sob ventilação mecânica<sup>(20-23)</sup>.

## COMPRESSÃO TORÁCICA RÁPIDA

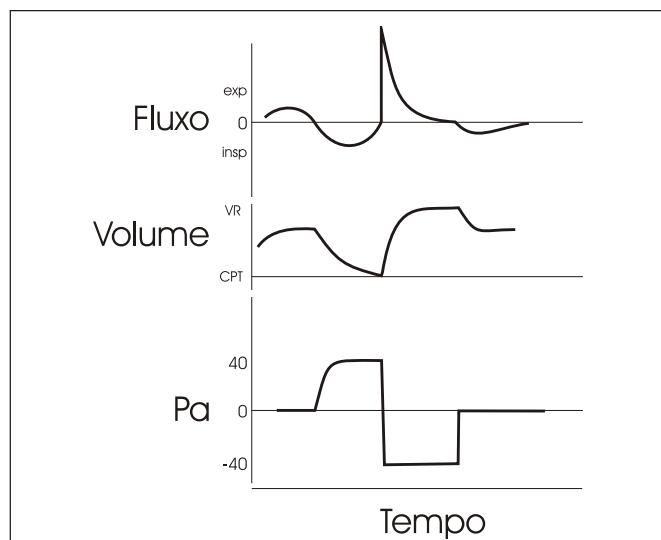
### Manobras Expiratórias Forçadas Parciais (MEFP)

O método de compressão torácica rápida (CTR) em lactentes foi concebido por um grupo de pesquisadores de

**TABELA 1**  
**Valores de referência para CVF, FEM<sub>25%</sub> e FEM<sub>10%</sub> pelo método de Deflação Forçada**

Autor	Amostra	CVF (mL.kg <sup>-1</sup> )	FEM <sub>25%</sub> (mL.kg.s <sup>-1</sup> )	FEM <sub>10%</sub> (mL.kg.s <sup>-1</sup> )
Le Souef <sup>(13)</sup>	16 Recém-nascidos, 1 a 13 dias de vida	46,1	44,4	14,9
Hammer <sup>(19)</sup>	26 Lactentes, 1 a 36 meses de vida	55,3	35,0	8,7

Valores médios obtidos em indivíduos normais. CVF: Capacidade Vital Forçada. FEM<sub>25%</sub>: Fluxo Expiratório Máximo em 25% da CVF, equivalente ao FEF<sub>75%</sub> na espirometria. FEM<sub>10%</sub>: Fluxo Expiratório Máximo em 10% da CVF, equivalente ao FEF<sub>90%</sub> na espirometria.



**Figura 2** – Fluxo, volume e pressão em via aérea (Pa) versus tempo no método de Deflação Forçada. A inflação pulmonar a 40cmH<sub>2</sub>O é sustentada por alguns segundos e após a via aérea é conectada ao reservatório de pressão com -40cm H<sub>2</sub>O. A expiração ocorre por sucção a partir do volume correspondente a 40cmH<sub>2</sub>O (CPT) até o volume residual (VR).

Boston, EUA, em 1978<sup>(11)</sup>. Foi posteriormente aperfeiçoado, utilizando uma jaqueta inflável para transmitir a pressão mais rapidamente e com mais eficiência à superfície do tórax<sup>(24)</sup>. O método de CTR é basicamente uma manobra expiratória forçada parcial, ou seja, a expiração inicia ao fim de uma inspiração normal. A avaliação de fluxos e volumes pulmonares em lactentes com esse método, que apresenta grande semelhança com a espirometria e que requer apenas sedação, atraiu imediatamente interesse generalizado.

## Método

O método da CTR tem sido aplicado em lactentes abaixo de três anos, sendo que os principais limitantes da aplicação do teste em crianças maiores são a dificuldade de sedação e a menor complacência da caixa torácica. O teste requer sedação devido à manipulação da via aérea e

pela necessidade de relaxamento muscular. Sedação com hidrato de cloral (50 a 100mg/kg) tem sido suficiente para realizar as manobras de CTR. Hidrato de cloral nas doses propostas parece ter efeitos mínimos sobre os fluxos expiratórios e os raros efeitos adversos estão relacionados à presença de hipoxemia prévia<sup>(25-28)</sup>. Para uma adequada sedação, a associação de hidrato de cloral com anti-histamínicos pode ser necessária em crianças acima de 2 anos. Como qualquer procedimento que envolva sedação, recursos adequados para reanimação cardiovascular devem estar disponíveis em caso de emergência. Não há consenso sobre a necessidade de pausa alimentar (NPO) para realização do exame.

Após a indução do sono, o paciente é colocado na mesa de exame em posição supina e a jaqueta inflável é ajustada em torno do tórax e abdômen. Para retificar e reduzir a resistência das vias aéreas superiores, um suporte é colocado sob os ombros (coxim). A jaqueta não deve restringir a ventilação e portanto uma folga de 5-6cm é recomendada<sup>(29)</sup>. Esta deverá estar conectada a um reservatório de pressão, usualmente com 100 litros de volume, e que disponha de um sistema de acionamento que permita a inflação da jaqueta em menos de 100 milissegundos. Válvulas e tubulação de grosso calibre são necessárias.

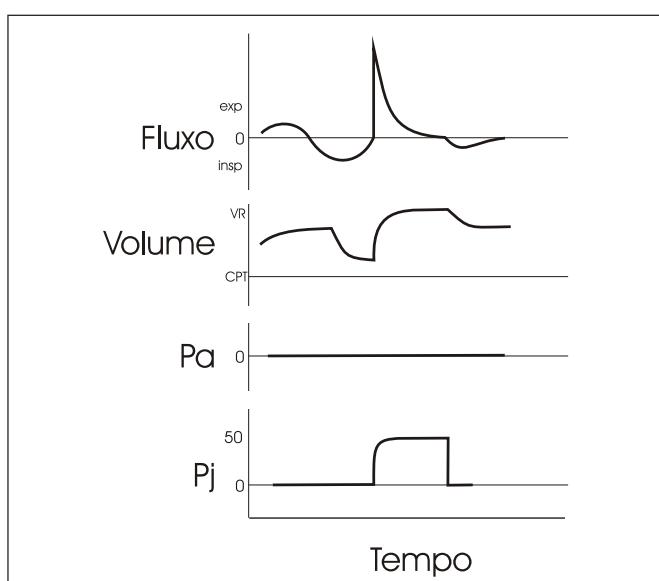
A saturação da hemoglobina deve ser registrada continuamente por oximetria de pulso. Uma máscara é colocada sobre a boca e nariz do paciente e os sinais de fluxo são enviados ao computador. A aquisição dos sinais de fluxo é feita através de um pneumotacógrafo conectado à máscara. O volume é obtido por integração do fluxo.

A pressão no reservatório é ajustada. Inicia-se com 10 a 20cmH<sub>2</sub>O em recém-nascidos e portadores de doenças obstrutivas e 30 a 40cmH<sub>2</sub>O em lactentes maiores que estejam assintomáticos no dia do teste. A manobra é repetida com diferentes pressões, com incrementos de 10cmH<sub>2</sub>O até que fluxos máximos sejam alcançados. Em lactentes normais, pressões acima de 100cmH<sub>2</sub>O podem ser necessárias para obter fluxos máximos, especialmente em crianças maiores de dois anos.

Devido à irregularidade da ventilação em lactentes, deve-se acompanhar vários ciclos respiratórios e observar a

reprodutibilidade do final da expiração (Capacidade Residual Funcional, CRF). A jaqueta é acionada ao fim de uma inspiração normal e a compressão sobre tórax e abdômen é mantida até que seja atingido o Volume Residual (VR), simulando uma expiração forçada voluntária.

A Figura 3 ilustra a seqüência dos sinais de fluxo expiratório, volume pulmonar, pressão na via aérea e pressão na jaqueta com o método de CTR.



**Figura 3** – Gráfico do fluxo, volume, pressão em via aérea (Pa) e pressão na jaqueta (Pj) versus tempo na manobra de compressão torácica rápida (CTR). A jaqueta é inflável e acionada ao fim de uma inspiração e a pressão é mantida até o VR.

Uma das questões mais importantes neste método é se a pressão é adequadamente transmitida ao espaço pleural e se fluxos máximos são atingidos. Estima-se que a pressão transpulmonar necessária para atingir limitação de fluxo seja de 20 a 25cmH<sub>2</sub>O<sup>(30,31)</sup>. A eficiência da transmissão da pressão aplicada à superfície do tórax ao espaço subpleural pode ser facilmente medida com o teste de oclusão, proposto por LeSouëf e colaboradores em 1986<sup>(32)</sup>:

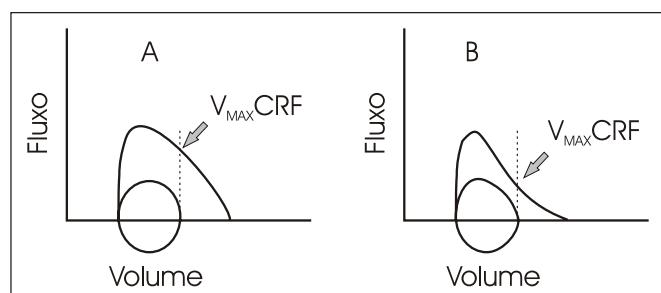
- 1) oclui-se a via aérea ao final de uma inspiração;
- 2) observa-se a estabilização da pressão nas vias aéreas;
- 3) aciona-se a jaqueta inflável e aguarda-se novamente a estabilização da pressão;
- 4) a diferença entre os dois platôs de pressão é a pressão efetivamente transmitida ao espaço pleural.

Esse teste deve ser repetido com diferentes pressões, usualmente entre 10 e 100cmH<sub>2</sub>O, para caracterizar a relação entre as pressões aplicadas e efetivamente transmitidas. A fração transmitida oscila entre 25 a 50%<sup>(33,34)</sup>.

Os fatores mais importantes que afetam a transmissibilidade são: a idade, pela diminuição da complacência torácica<sup>(35)</sup>; o grau de sedação, pela diminuição do tônus muscular<sup>(36)</sup>; e a qualidade da jaqueta. A transmissão da pressão pode também ser medida usando-se um cateter esofágico, mas esse procedimento é desconfortável e excessivamente invasivo para ser utilizado rotineiramente.

### Aplicações e limitações do método MEFP

O método de compressão torácica rápida avalia os fluxos expiratórios apenas na amplitude do volume corrente. O parâmetro obtido pela MEFP que se mostrou mais útil é o Fluxo Máximo na Capacidade Residual Funcional ( $V_{MAX,CRF}$ ), que reflete a função das pequenas vias aéreas<sup>(24)</sup>. Adicionalmente, a forma da curva fluxo-volume (concavidade ou convexidade) sugere a presença ou não de obstrução<sup>(37-39)</sup> (Figura 4). Entretanto, essa característica é de difícil quantificação e permanece como um dado subjetivo na avaliação. A publicação de valores previstos de  $V_{MAX,CRF}$  para lactentes normais (Tabela 2) contribui decisivamente na difusão desse método, permitindo o uso em estudos importantes, respondendo a questionamentos fisiológicos<sup>(40-46)</sup>, estudos farmacológicos<sup>(25,47-52)</sup> e como ferramenta de avaliação clínica em fibrose cística<sup>(53-59)</sup>, displasia broncopulmonar<sup>(60)</sup> e bronquiolite viral aguda<sup>(61,62)</sup>.



**Figura 4** – Curvas fluxo-volume obtidas com o método CTR, curvas parciais. A jaqueta inflável é acionada ao fim de uma inspiração normal. O  $V_{MAX,CRF}$  é o fluxo máximo obtido no volume que corresponde à capacidade residual funcional. Em indivíduos normais (A) a expiração forçada produz uma curva fluxo-volume linear ou levemente convexa. Em portadores de doenças obstrutivas (B), há redução do  $V_{MAX,CRF}$  e a curva apresenta característica concavidade.

Contudo, a MEFP avalia o volume e fluxos expiratórios apenas na amplitude do volume corrente, e ainda não foi suficientemente demonstrado que fluxos máximos sejam rotineiramente alcançados com esse método<sup>(63,64)</sup>. A CRF apresenta grande variabilidade, já que é mantida ativamente pela musculatura inspiratória, particularmente em recém-nascidos devido à alta complacência da caixa torácica. A CRF é, portanto, uma referência relativa do volu-

**TABELA 2**  
**Valores de referência para  $V_{MAX}CRF$  obtido pelo método de Compressão Torácica Rápida, curvas parciais**

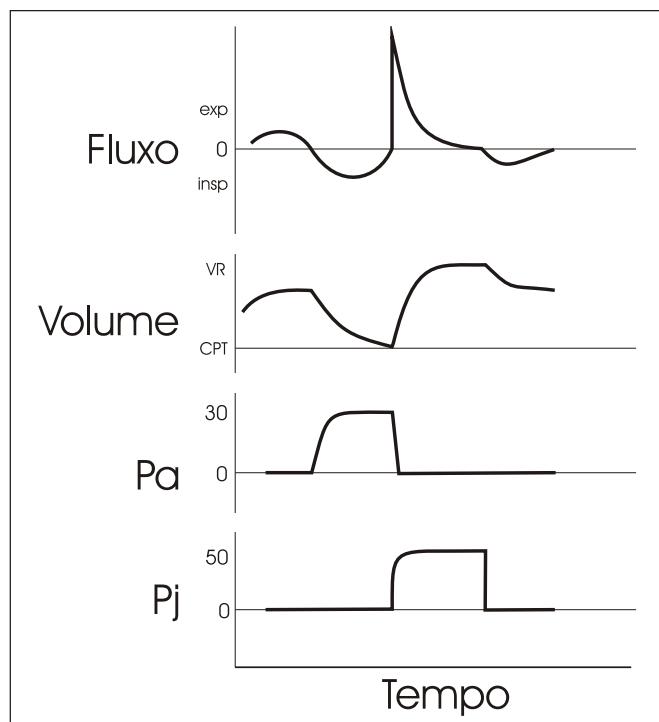
Autor	$V_{MAX}CRF$ (mL/s)	Amostra
Tepper <sup>(40)</sup>	4,5 x comprimento (cm) – 123	120 crianças de 1 a 18 meses
Hanrahan <sup>(43)</sup>	9,67 x comprimento (cm) – 399,8	72 crianças de 1 a 18 meses
Tepper <sup>(83)</sup>	9,36 x comprimento (cm) – 397,4	112 crianças de 1 a 31 meses

me pulmonar, afetada pelo grau de consciência, pelo grau de obstrução respiratória e até mesmo pela posição corporal<sup>(35,65)</sup>. O uso de um ponto de referência instável se reflete no coeficiente de variação que nos estudos disponíveis oscila entre 10 e 19%<sup>(29,40,66-68)</sup>.

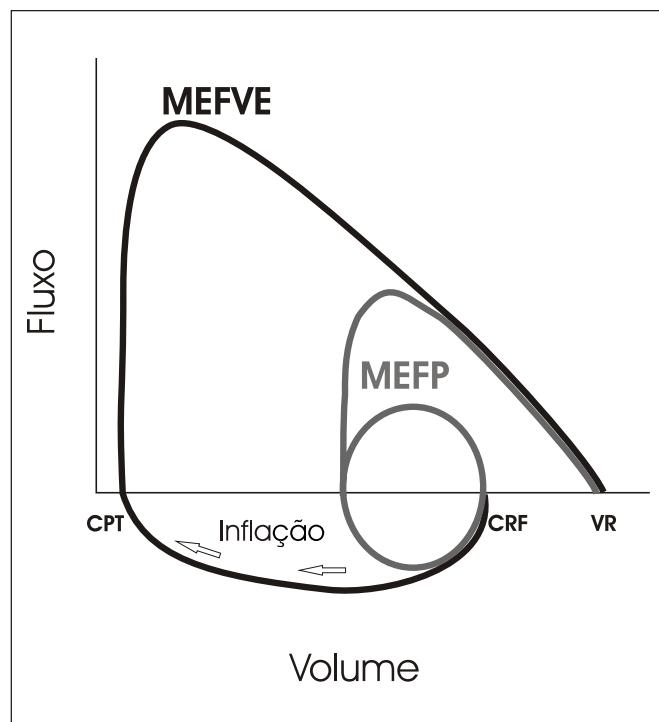
### MANOBRAS EXPIRATÓRIAS FORÇADAS A PARTIR DE VOLUMES ELEVADOS (MEFVE)

Devido às importantes limitações da MEFP, buscou-se modificar o método e o equipamento para permitir que as manobras expiratórias pudessem ser estendidas a volumes acima do volume corrente e tivessem uma referê-

ncia de volume estável. O método que tem sido proposto para contornar esses problemas consiste na inflação a um volume pulmonar próximo à CPT, seguido de compressão torácica até o VR (Figura 5). O método, que tem sido chamado Manobra Expiratória Forçada a partir de Volumes Elevados (MEFVE), tem semelhança com a curva fluxo-volume obtida em adultos e amplia consideravelmente as possibilidades de análise da curva fluxo-volume. Este método oferece volumes de referência (CPT e VR) e permite que volumes e fluxos pulmonares instantâneos sejam analisados<sup>(69)</sup>. A Figura 6 ilustra graficamente a comparação entre manobras parciais e manobras a partir de volumes elevados.



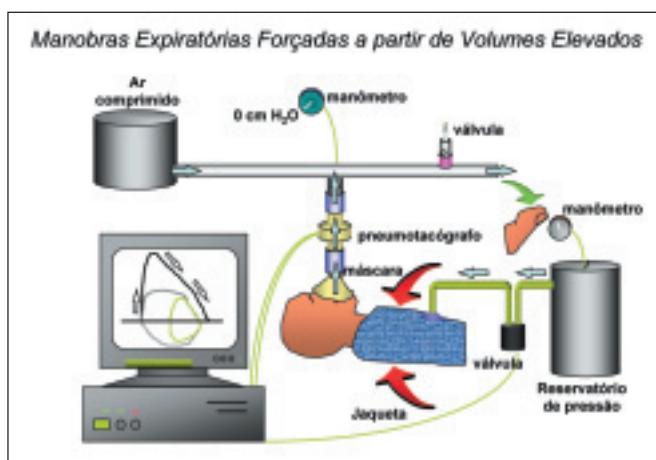
**Figura 5** – Gráfico do fluxo, volume, pressão em via aérea (Pa) e pressão na jaqueta inflável (Pj) versus tempo na manobra de compressão torácica rápida (CTR) com o método MEFVE. Os pulmões são inflados a 30cmH<sub>2</sub>O repetidas vezes, para induzir uma pausa respiratória. A jaqueta inflável é acionada ao fim de uma inflação pulmonar e a pressão é mantida até o VR.



**Figura 6** – Comparação entre MEFP e MEFVE. Curvas Parciais medem os fluxos sobre uma pequena parte do volume pulmonar. Tem sua performance diagnóstica reduzida devido à instabilidade tanto do ponto inicial da expiração como da CRF. A MEFVE tem como vantagem o uso de pontos fixos (CPT e VR) de onde são referidos a Capacidade Vital e fluxos instantâneos.

## MÉTODO

O sistema é uma modificação do método de CTR com o acréscimo do sistema de inflação pulmonar. A Figura 7 apresenta um diagrama do sistema de aquisição de sinais, sistema de compressão torácica e sistema de inflação pulmonar. Uma fonte externa de ar é usada para inflar os pulmões a uma pressão predeterminada que varia entre 15 e 30cmH<sub>2</sub>O nos diversos centros que usam este método. O fluxo de inflação deve ser ajustado de acordo com o paciente. LeSouef e colaboradores propõem 1,5 vez o pico de fluxo inspiratório observado durante volume corrente, o que resulta na prática em fluxos entre 100mL/s e 300mL/s<sup>(13)</sup>. Para evitar que haja passagem de ar para o estômago durante as inflações, deve-se aplicar uma leve pressão sobre a cartilagem cricóide, comprimindo os anéis traqueais contra o esôfago. A distensão gástrica resultan-



**Figura 7 – Equipamentos para Manobras Expiratórias Forçadas a partir de Volumes Elevados (MEFVE).** O circuito usado para a inflação pulmonar consiste na fonte de ar comprimido, manômetro, fluxômetro e válvula de segurança que limita a pressão a 30cmH<sub>2</sub>O. A oclusão da válvula expiratória resulta em inflação do sistema respiratório. Ao final da inflação a uma pressão fixa de 30cmH<sub>2</sub>O, a válvula é aberta e o lactente expira passivamente. Este ciclo de inflações pulmonares é repetido várias vezes (três a 10) para inibir o estímulo ventilatório em lactentes e permitir que a expiração forçada seja feita sem interrupções. A próxima inflação será seguida de acionamento da jaqueta inflável e expiração forçada. A compressão torácica é iniciada, portanto, a um volume que equivale à pressão de 30cmH<sub>2</sub>O e mantida até o Volume Residual, quando a jaqueta é desinflada encerrando a compressão torácica. O sistema de compressão torácica regula a pressão aplicada no tórax e abdômen do lactente e é composto de uma fonte de ar comprimido, uma válvula reguladora de pressão, um reservatório de ar comprimido de 100 litros (capaz de suportar pressões de até 150cmH<sub>2</sub>O), a jaqueta inflável e uma válvula que conecta o reservatório de pressão à jaqueta. A pressão no reservatório é ajustada manualmente antes de cada manobra. Os sinais são registrados no computador através de sensores de fluxo (pneumotacógrafo) e pressão (vias aéreas e jaqueta inflável).

te da passagem de ar pode reduzir a Capacidade Vital por elevação do diafragma.

Uma válvula de segurança limitando a pressão de inflação é importante para garantir que pressões mais altas não sejam aplicadas. Também é importante, para a reproduzibilidade dos resultados, que a pressão seja cuidadosamente regulada, pois mínimas variações podem ter efeitos significativos no volume pulmonar e, por conseguinte, nos fluxos expiratórios<sup>(70)</sup>. O uso de pressão nas vias aéreas exige que a máscara seja levemente pressionada contra o rosto do lactente. A possibilidade de vazamento durante a inflação pulmonar deve ser continuamente monitorada. Com a inflação dos pulmões várias vezes até a CPT, uma breve pausa respiratória é induzida pela hipocapnia decorrente da hiperventilação e também pela indução do reflexo de inflação de Hering-Breuer<sup>(26,71-73)</sup>. Um dos principais problemas técnicos do MEFVE é a atividade da musculatura respiratória, reduzindo a transmissão da pressão ao espaço pleural ou mesmo interrompendo a expiração forçada. A pausa respiratória e o relaxamento muscular induzidos pela hiperventilação e reflexo de Hering-Breuer favorecem uma expiração forçada sem artefatos de atividade muscular.

## Aplicações e limitações do método MEFVE

Os dados iniciais obtidos com o método MEFVE são encorajadores e sugerem um significativo aumento da sensibilidade para detecção de obstrução em comparação com MEFV. Em um estudo com lactentes, MEFVE detectou diferenças entre a função pulmonar de crianças normais em comparação com pacientes assintomáticos portadores de fibrose cística. Curvas parciais, usando o V<sub>MAX</sub> CRF, foram insensíveis para detectar essa diferença, o que sugere um aumento da sensibilidade com a mensuração de fluxos acima do volume corrente<sup>(74)</sup>. Isso provavelmente se deve a menor variabilidade do método, com um coeficiente de variação em torno de 5%<sup>(29,67,68)</sup>.

A demonstração de que fluxos máximos eram alcançados com MEFVE, um ponto fundamental para que o método seja aceito como válido, foi feita por medidas da pressão transpulmonar com cateter esofágico por meio de curvas isovolume pressão-fluxo<sup>(30,75)</sup>. A presença de limitação de fluxo também foi demonstrada em lactentes com um método não-invasivo, através da aplicação de pressão expiratória negativa<sup>(76)</sup>.

Os parâmetros obtidos e geralmente relatados em estudos envolvendo MEFVE incluem: CVF, Fluxo Expiratório Forçado a 50% (FEF<sub>50%</sub>), FEF<sub>75%</sub>, FEF<sub>25-75%</sub> Volume Expiratório Forçado em 0,5s (VEF<sub>0,5</sub>), VEF<sub>0,75</sub>. A variável antropométrica com melhor correlação para o cálculo de valores previstos é o comprimento. O Pico de Fluxo Expiratório (PFE) não tem maior utilidade, sendo totalmente dependente da pressão aplicada pela jaqueta. Devido a uma

constante de tempo muito breve nesta faixa etária, as manobras expiratórias duram menos de um segundo, impedindo a utilização do  $VEF_1$  na avaliação funcional. Os parâmetros  $VEF_{0,5}$  e  $VEF_{0,75}$  parecem ter boa sensibilidade para obstrução, mas em lactentes jovens, com menos de 6 meses de vida, a manobra pode ser muito rápida, e ser concluída em menos de 0,75 segundo. Em crianças e adultos, o  $VEF_1$  é o parâmetro mais usado para detectar obstrução respiratória devido a sua sensibilidade e especificidade. Em lactentes, parâmetros do tipo volume por tempo ( $VEF_1$ ,  $VEF_{0,5}$  e  $VEF_{0,75}$ ) têm *performance* reduzida devido ao crescimento desigual entre volume pulmonar e calibre de vias aéreas<sup>(69,77,78)</sup>. Dados preliminares em nosso laboratório sugerem que fluxos instantâneos, como  $FEF_{50\%}$  e  $FEF_{75\%}$ , podem ser mais sensíveis para obstrução do que  $VEF_{0,5}$ ,  $VEF_{0,75}$ . Os valores previstos são apresentados na Tabela 3 e foram obtidos em 155 lactentes normais. A pressão de inflação pulmonar utilizada foi de 30cmH<sub>2</sub>O. Assim como na MEFP, não há diferenças significativas entre os sexos nos parâmetros apresentados.

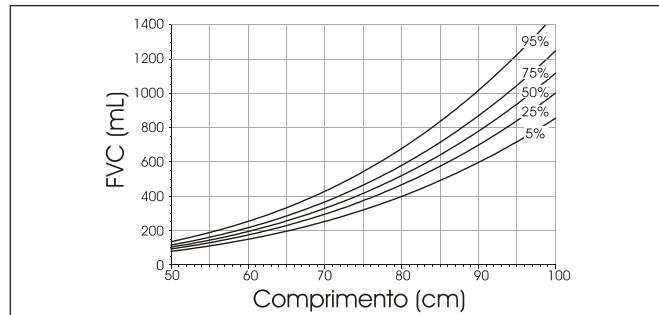
**TABELA 3**  
Equações de Regressão dos Parâmetros do Teste de Função Pulmonar e Comprimento

Parâmetro	Equação	$r^2$
$\ln(CVF) =$	$-8,746 + 3,424 * \ln(\text{comprimento})$	0,91
$\ln(VEF_{0,5}) =$	$-6,713 + 2,893 * \ln(\text{comprimento})$	0,90
$\ln(FEF_{50\%}) =$	$-1,548 + 1,878 * \ln(\text{comprimento})$	0,65
$\ln(FEF_{75\%}) =$	$-4,938 + 2,505 * \ln(\text{comprimento})$	0,63
$\ln(FEF_{85\%}) =$	$-5,549 + 2,524 * \ln(\text{comprimento})$	0,56
$\ln(FEF_{25-75\%}) =$	$-2,323 + 2,035 * \ln(\text{comprimento})$	0,68

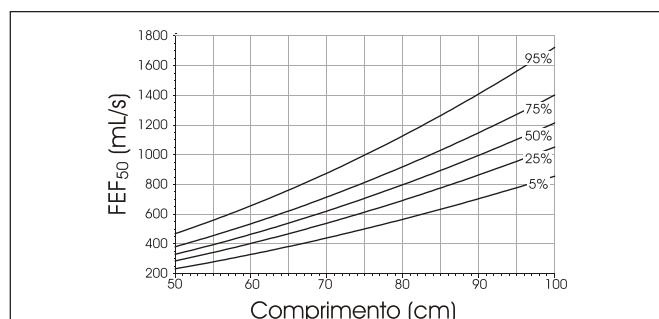
$\ln$  = logaritmo natural, Comprimento em cm. Exemplo: para calcular o valor previsto de Capacidade Vital Forçada em um lactente de 80 cm primeiramente calculamos o logaritmo natural de 80 = 4,3820. Multiplicamos 4,3820 por 3,424 e subtraímos 8,746 = 6,258. Este número é o logaritmo natural da Capacidade Vital. Para obter o valor em mL, calcule e (base dos logaritmos naturais, aproximadamente 2,71828) na potência 6,258.  $e^{6,258} = 522$ mL. Os outros parâmetros podem ser calculados da mesma maneira.

As Figuras 8 e 9 mostram as equações de valores previstos para  $CVF$  e  $FEF_{50\%}$  versus comprimento com os percentis 50 (média), 5, 25, 75 e 95<sup>(77)</sup>. Em consonância com normas propostas pela *American Thoracic Society*, na análise dos resultados de função pulmonar adotamos o percentil 5 como o limite inferior da normalidade<sup>(64)</sup>.

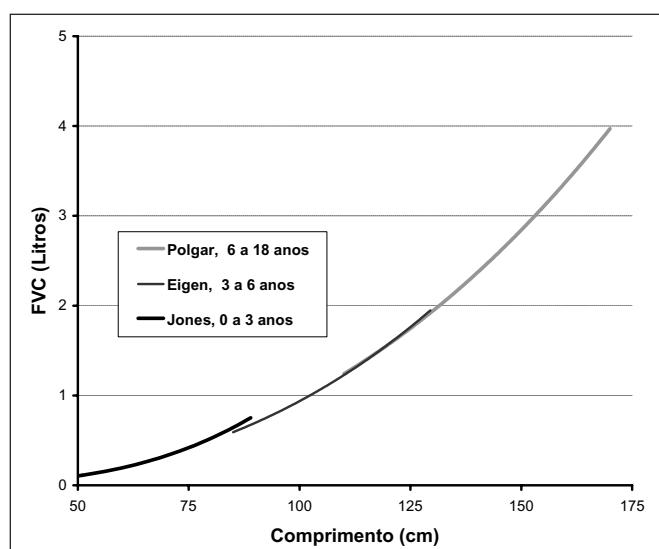
As equações de valores previstos para lactentes estão alinhadas com os valores publicados para crianças de três a seis anos por Eigan *et al.*<sup>(79)</sup> e para indivíduos acima de seis anos por Polgar<sup>(80)</sup>. A Figura 10 ilustra a concordância entre estas três publicações para  $CVF$ , reforçando o potencial uso deste método na avaliação funcional pulmonar de crianças não-cooperativas.



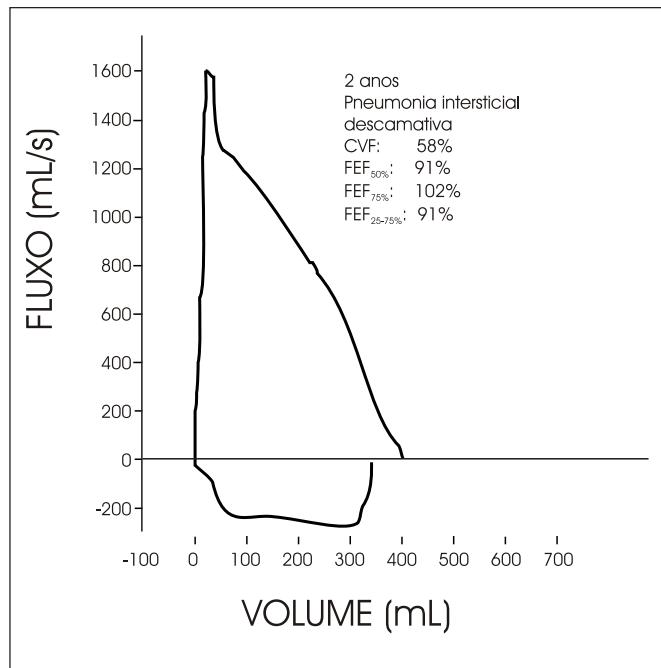
**Figura 8** – Gráfico da equação de valores previstos de  $CVF$  versus comprimento com os percentis 50 (média), 5, 25, 75 e 95 em lactente normais de três a 149 semanas de vida<sup>(77)</sup>. O percentil 5 corresponde ao limite inferior da normalidade.



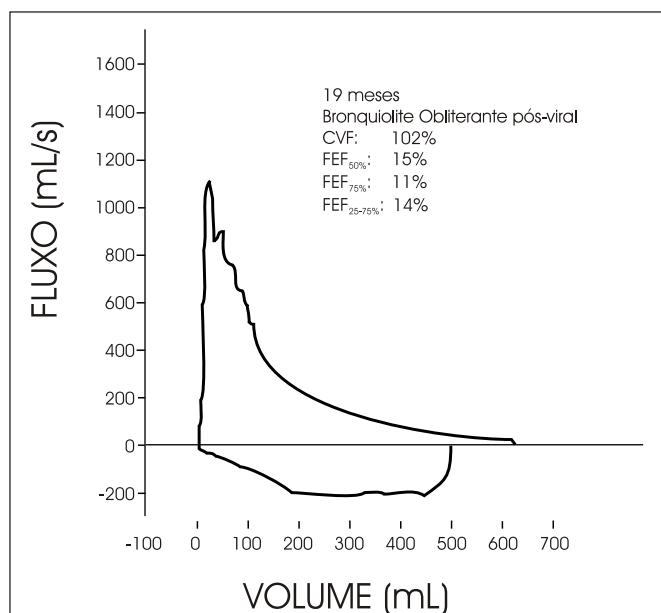
**Figura 9** – Gráfico da equação de valores previstos de  $FEF_{50\%}$  versus comprimento com os percentis 50 (média), 5, 25, 75 e 95 em lactente normais de três a 149 semanas de vida<sup>(77)</sup>. O percentil 5 corresponde ao limite inferior da normalidade.



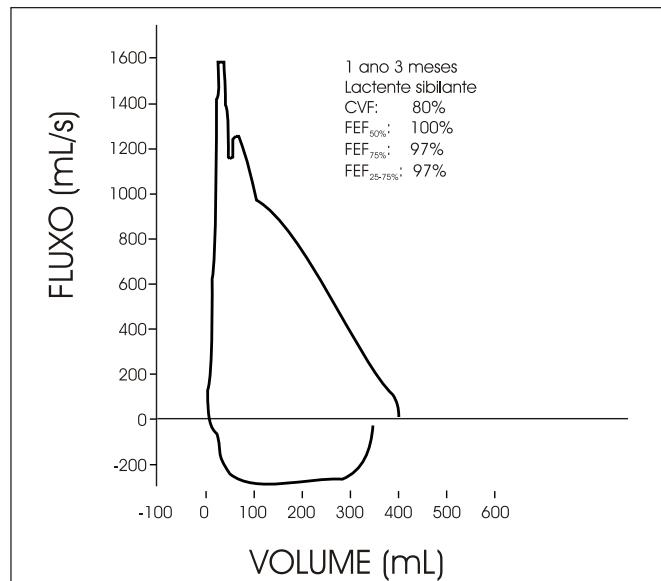
**Figura 10** – Gráfico de Capacidade Vital versus comprimento em três grupos etários: lactentes, pré-escolares e indivíduos entre seis e 18 anos. Pode-se observar que há uma boa concordância entre essas equações e que o acréscimo das manobras expiratórias forçadas a partir de volumes elevados tem o potencial de permitir o acompanhamento funcional pulmonar em lactentes com o mesmo método utilizado em adultos.



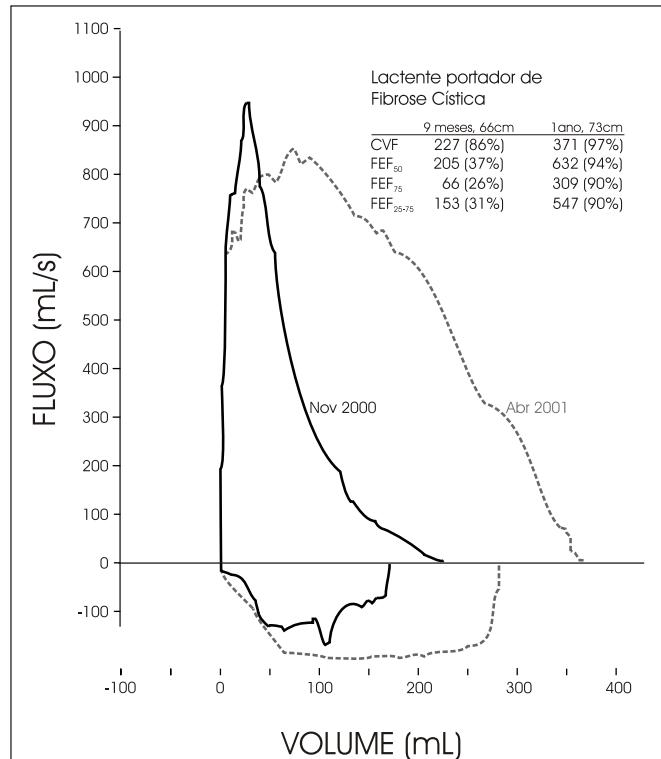
**Figura 11** – Criança de dois anos de idade com diagnóstico de Pneumonite Intersticial Descamativa. A curva fluxo-volume evidencia uma acentuada redução da Capacidade Vital, com preservação dos fluxos expiratórios. Valores expressos em percentagem do previsto.



**Figura 13** – Criança de 19 meses, portadora de Bronquiolite Obliterante pós-viral. Capacidade Vital preservada e marcada redução de fluxos expiratórios. Valores expressos em percentagem do previsto. Observa-se também acentuada concavidade da curva expiratória, característica de doenças obstrutivas.



**Figura 12** – Lactente sibilante de um ano e três meses recebendo medicação profilática e testado na intercise. Curva fluxo-volume dentro dos limites da normalidade. Valores expressos em percentagem do previsto.



**Figura 14** – Lactente portador de Fibrose Cística. Testes realizados durante internação por exacerbão respiratória (nov 2000) com fluxos expiratórios reduzidos e cinco meses após (abril 2001), clinicamente assintomático, com resultados dentro dos limites da normalidade.

Concluindo, a MEFVE é considerada, atualmente, o método mais reproduzível para avaliar a função pulmonar em crianças abaixo de três anos<sup>(69,81)</sup>.

### Exemplos clínicos

As manobras expiratórias forçadas são usadas na avaliação de distúrbios ventilatórios, permitindo diagnósticos de doenças obstrutivas e restritivas. Apresentamos aqui alguns casos nos quais a avaliação funcional através do método MEFVE demonstrou-se útil na confirmação diagnóstica, na avaliação do grau de disfunção ventilatória ou no acompanhamento clínico de crianças portadoras de doenças respiratórias.

### CONCLUSÕES

As manobras expiratórias forçadas têm sido usadas como ferramenta clínica e em pesquisa desde que foram propostas, no final da década de 70. Os avanços tecnológicos no registro e análise dos dados e a disponibilidade de valores de referência estimularam a sua aplicação.

### REFERÊNCIAS

1. Von Mutius E. Paediatric origins of adult lung disease. *Thorax* 2001; 56:153-7.
2. Respiratory mechanics in infants: physiologic evaluation in health and disease. American Thoracic Society/European Respiratory Society. *Am Rev Respir Dis* 1993;147:474-96.
3. Stocks J, Sly P, Tepper R, Morgan W, editors. *Infant Respiratory Function Testing*. New York: John Wiley & Sons; 1996.
4. Stocks J. Lung function testing in infants. *Pediatr Pulmonol Suppl* 1999; 18:14-20.
5. Frey U, Stocks J, Coates A, Sly P, Bates J. Specifications for equipment used for infant pulmonary function testing. ERS/ATS Task Force on Standards for Infant Respiratory Function Testing. European Respiratory Society/American Thoracic Society. *Eur Respir J* 2000;16:731-40.
6. Sly PD, Tepper R, Henschen M, Gappa M, Stocks J. Tidal forced expirations. ERS/ATS Task Force on Standards for Infant Respiratory Function Testing. European Respiratory Society/American Thoracic Society. *Eur Respir J* 2000;16:741-8.
7. Gaultier C, Fletcher ME, Beardsmore C, England S, Motoyama E. Respiratory function measurements in infants: measurement conditions. Working Group of the European Respiratory Society and the American Thoracic Society. *Eur Respir J* 1995;8:1057-66.
8. Stick SM, Burton PR, Gurrin L, Sly PD, LeSouef PN. Effects of maternal smoking during pregnancy and a family history of asthma on respiratory function in newborn infants. *Lancet* 1996;348:1060-4.
9. Sheikh S, Goldsmith LJ, Howell L, Parry L, Eid N. Comparison of lung function in infants exposed to maternal smoking and in infants with a family history of asthma. *Chest* 1999;116:52-8.
10. Motoyama EK. Pulmonary mechanics during early postnatal years. *Pediatr Res* 1977;11(3 Pt 2):220-3.
11. Adler SM, Wohl ME. Flow-volume relationship at low lung volumes in healthy term newborn infants. *Pediatrics* 1978;61:636-40.
12. Motoyama EK, Fort MD, Klesh KW, Mutich RL, Guthrie RD. Early onset of airway reactivity in premature infants with bronchopulmonary dysplasia. *Am Rev Respir Dis* 1987;136:50-7.
13. LeSouef PN, Castile R, Turner D, Motoyama E, Morgan W. Forced expiratory maneuvers. In: Stocks J, Sly P, Tepper R, Morgan W, editors. *Infant respiratory function testing*. New York: Wiley-Liss, 1996; 379-409.
14. Hammer J, Newth CJ. Effort and volume dependence of forced-deflation flow-volume relationships in intubated infants. *J Appl Physiol* 1996; 80:345-50.
15. Mallory GB Jr, Motoyama EK, Koumbourlis AC, Mutich RL, Nakayama DK. Bronchial reactivity in infants in acute respiratory failure with viral bronchiolitis. *Pediatr Pulmonol* 1989;6:253-9.
16. Nakayama DK, Mutich R, Motoyama EK. Pulmonary dysfunction in surgical conditions of the newborn infant. *Crit Care Med* 1991;19: 926-33.
17. Mallory GB Jr, Chaney H, Mutich RL, Motoyama EK. Longitudinal changes in lung function during the first three years of premature infants with moderate to severe bronchopulmonary dysplasia. *Pediatr Pulmonol* 1991;11:8-14.
18. Boas SR, Kurland G, Greally PG, Motoyama EK. Evolution of airway hyperresponsiveness in infants with severe congenital diaphragmatic hernia. *Pediatr Pulmonol* 1996;22:295-304.
19. Hammer J. Forced expiratory flow analysis in infants and children. In: Zach M, Warner JO, Carlsen K-H, Sennhauser FH, editors. *New diagnostic techniques in pediatric medicine: European Respiratory Society Journals*, 1997;1-26.
20. Newth CJ, Stretton M, Deakers TW, Hammer J. Assessment of pulmonary function in the early phase of ARDS in pediatric patients. *Pediatr Pulmonol* 1997;23:169-75.
21. Hammer J, Newth CJ. Infant lung function testing in the intensive care unit. *Intensive Care Med* 1995;21:744-52.

22. Hammer J, Newth CJ. Effect of lung volume on forced expiratory flows during rapid thoracoabdominal compression in infants. *J Appl Physiol* 1995;78:1993-7.
23. Numa AH, Newth CJ. Assessment of lung function in the intensive care unit. *Pediatr Pulmonol* 1995;19:118-28.
24. Taussig LM, Landau LI, Godfrey S, Arad I. Determinants of forced expiratory flows in newborn infants. *J Appl Physiol* 1982;53:1220-7.
25. Turner DJ, Morgan SE, Landau LI, LeSouef PN. Methodological aspects of flow-volume studies in infants. *Pediatr Pulmonol* 1990;8:289-93.
26. Rabbette PS, Costeloe KL, Stocks J. Persistence of the Hering-Breuer reflex beyond the neonatal period. *J Appl Physiol* 1991;71:474-80.
27. Jackson EA, Rabbette PS, Dezateux C, Hatch DJ, Stocks J. The effect of triclofos sodium sedation on respiratory rate, oxygen saturation, and heart rate in infants and young children. *Pediatr Pulmonol* 1991; 10:40-5.
28. Mallol J, Sly PD. Effect of chloral hydrate on arterial oxygen saturation in wheezy infants. *Pediatr Pulmonol* 1988;5:96-9.
29. Turner DJ, Stick SM, Lesouef KL, Sly PD, Lesouef PN. A new technique to generate and assess forced expiration from raised lung volume in infants. *Am J Respir Crit Care Med* 1995;151:1441-50.
30. Feher A, Castile R, Kisling J, Angelicchio C, Filbrun D, Flucke R, et al. Flow limitation in normal infants: a new method for forced expiratory maneuvers from raised lung volumes. *J Appl Physiol* 1996;80:2019-25.
31. Hayden MJ, Sly PD, Devadason SG, Gurrin LC, Wildhaber JH, LeSouef PN. Influence of driving pressure on raised-volume forced expiration in infants. *Am J Respir Crit Care Med* 1997;156:1876-83.
32. LeSouef PN, Hughes DM, Landau LI. Effect of compression pressure on forced expiratory flow in infants. *J Appl Physiol* 1986;61:1639-46.
33. Stick S, Turner D, LeSouef P. Transmission of pressure across the chest wall during the rapid thoracic compression technique in infants. *J Appl Physiol* 1994;76:1411-6.
34. Turner DJ, Lanteri CJ, LeSouef PN, Sly PD. Pressure transmission across the respiratory system at raised lung volumes in infants. *J Appl Physiol* 1994;77:1015-20.
35. Papastamelos C, Panitch HB, England SE, Allen JL. Developmental changes in chest wall compliance in infancy and early childhood. *J Appl Physiol* 1995;78:179-84.
36. Shulman D, Bar-Yishay E, Beardmore C, Godfrey S. Determinants of end expiratory volume in young children during ketamine or halothane anesthesia. *Anesthesiology* 1987;66:636-40.
37. Allen JL. Assessing lung function in infants from the shape of forced expiratory flow-volume curves. *Am Rev Respir Dis* 1988;138:514-5.
38. LeSouef PN, Hughes DM, Landau LI. Shape of forced expiratory flow-volume curves in infants. *Am Rev Respir Dis* 1988;138:590-7.
39. Mead J. Analysis of the configuration of maximum expiratory flow-volume curves. *J Appl Physiol* 1978;44:156-65.
40. Tepper RS, Morgan WJ, Cota K, Wright A, Taussig LM. Physiologic growth and development of the lung during the first year of life. *Am Rev Respir Dis* 1986;134:513-9.
41. Martinez FD, Morgan WJ, Wright AL, Holberg CJ, Taussig LM. Diminished lung function as a predisposing factor for wheezing respiratory illness in infants. *N Engl J Med* 1988;319:1112-7.
42. Morgan WJ, Geller DE, Tepper RS, Taussig LM. Partial expiratory flow-volume curves in infants and young children. *Pediatr Pulmonol* 1988;5:232-43.
43. Hanrahan JP, Tager IB, Castile RG, Segal MR, Weiss ST, Speizer FE. Pulmonary function measures in healthy infants. Variability and size correction. *Am Rev Respir Dis* 1990;141(5 Pt 1):1127-35.
44. Martinez FD, Morgan WJ, Wright AL, Holberg C, Taussig LM. Initial airway function is a risk factor for recurrent wheezing respiratory illnesses during the first three years of life. *Group Health Medical Associates. Am Rev Respir Dis* 1991;143:312-6.
45. Tepper RS, Rosenberg D, Eigen H, Reister T. Bronchodilator responsiveness in infants with bronchiolitis. *Pediatr Pulmonol* 1994;17:81-5.
46. Tepper RS, Rosenberg D, Eigen H. Airway responsiveness in infants following bronchiolitis. *Pediatr Pulmonol* 1992;13:6-10.
47. Prendiville A, Green S, Silverman M. Bronchial responsiveness to histamine in wheezy infants. *Thorax* 1987;42:92-9.
48. Prendiville A, Green S, Silverman M. Paradoxical response to nebulised salbutamol in wheezy infants, assessed by partial expiratory flow-volume curves. *Thorax* 1987;42:86-91.
49. Prendiville A, Green S, Silverman M. Airway responsiveness in wheezy infants: evidence for functional beta adrenergic receptors. *Thorax* 1987; 42:100-4.
50. Prendiville A, Green S, Silverman M. Ipratropium bromide and airways function in wheezy infants. *Arch Dis Child* 1987;62:397-400.
51. Young S, Le Souef PN, Geelhoed GC, Stick SM, Turner KJ, Landau LI. The influence of a family history of asthma and parental smoking on airway responsiveness in early infancy. *N Engl J Med* 1991;324: 1168-73.
52. Henderson AJ, Young S, Stick SM, Landau LI, LeSouef PN. Effect of salbutamol on histamine induced bronchoconstriction in healthy infants. *Thorax* 1993;48:317-23.
53. Maayan C, Bar-Yishay E, Yaacobi T, Marcus Y, Katzenelson D, Yahav Y, et al. Immediate effect of various treatments on lung function in infants with cystic fibrosis. *Respiration* 1989;55:144-51.
54. Tepper RS, Montgomery GL, Ackerman V, Eigen H. Longitudinal evaluation of pulmonary function in infants and very young children with cystic fibrosis. *Pediatr Pulmonol* 1993;16:96-100.
55. Beardmore CS, Bar-Yishay E, Maayan C, Yahav Y, Katzenelson D, Godfrey S. Lung function in infants with cystic fibrosis. *Thorax* 1988; 43:545-51.
56. Beardmore CS. Lung function from infancy to school age in cystic fibrosis. *Arch Dis Child* 1995;73:519-23.
57. Tepper RS, Hiatt P, Eigen H, Scott P, Grosfeld J, Cohen M. Infants with cystic fibrosis: pulmonary function at diagnosis. *Pediatr Pulmonol* 1988;5:15-8.
58. Hiatt P, Eigen H, Yu P, Tepper RS. Bronchodilator responsiveness in infants and young children with cystic fibrosis. *Am Rev Respir Dis* 1988; 137:119-22.
59. Clayton RG, Sr., Diaz CE, Bashir NS, Panitch HB, Schidlow DV, Allen JL. Pulmonary function in hospitalized infants and toddlers with cystic fibrosis. *J Pediatr* 1998;132(3 Pt 1):405-8.
60. Tepper RS, Morgan WJ, Cota K, Taussig LM. Expiratory flow limitation in infants with bronchopulmonary dysplasia. *J Pediatr* 1986;109: 1040-6.
61. Silverman M, Thomson A, Stocks J, Elliott J. Lung function after acute bronchiolitis. *Arch Dis Child* 1983;58:665-6.
62. Henderson AJ, Arnott J, Young S, Warshawski T, Landau LI, LeSouef PN. The effect of inhaled adrenaline on lung function of recurrently wheezy infants less than 18 months old. *Pediatr Pulmonol* 1995;20: 9-15.
63. England SJ. Current techniques for assessing pulmonary function in the newborn and infant: advantages and limitations. *Pediatr Pulmonol* 1988;4:48-53.
64. Lung function testing: selection of reference values and interpretative strategies. American Thoracic Society. *Am Rev Respir Dis* 1991;144: 1202-18.
65. Henschen M, Stocks J. Assessment of airway function using partial expiratory flow-volume curves: how reliable are measurements of max-

- imal expiratory flow at frc during early infancy? *Am J Respir Crit Care Med* 1999;159:480-6.
66. Wall MA, Misley MC, Dickerson D. Partial expiratory flow-volume curves in young children. *Am Rev Respir Dis* 1984;129:557-62.
  67. Modl M, Eber E, Weinhandl E, Gruber W, Zach MS. Reproducibility of forced expiratory flow and volume measurements in infants with bronchiolitis. *Pediatr Pulmonol* 1999;28:429-35.
  68. Modl M, Eber E, Weinhandl E, Gruber W, Zach MS. Assessment of bronchodilator responsiveness in infants with bronchiolitis. A comparison of the tidal and the raised volume rapid thoracoabdominal compression technique. *Am J Respir Crit Care Med* 2000;161(3 Pt 1):763-8.
  69. The raised volume rapid thoracoabdominal compression technique. The Joint American Thoracic Society/European Respiratory Society Working Group on Infant Lung Function. *Am J Respir Crit Care Med* 2000;161:1760-2.
  70. Lum S, Hoo AF, Stocks J. Effect of airway inflation pressure on forced expiratory maneuvers from raised lung volume in infants. *Pediatr Pulmonol* 2002;33:130-4.
  71. Rabbette PS, Dezateux CA, Fletcher ME, Costeloe KL, Stocks J. Influence of sedation on the Hering-Breuer inflation reflex in healthy infants. *Pediatr Pulmonol* 1991;11:217-22.
  72. Baraldi E, Filippone M. Passive respiratory mechanics to assess lung function in infants. *Monaldi Arch Chest Dis* 1994;49:83-5.
  73. Rabbette PS, Stocks J. Influence of volume dependency and timing of airway occlusions on the Hering-Breuer reflex in infants. *J Appl Physiol* 1998;85:2033-9.
  74. Turner DJ, Lanteri CJ, LeSouef PN, Sly PD. Improved detection of abnormal respiratory function using forced expiration from raised lung volume in infants with cystic fibrosis. *Eur Respir J* 1994;7:1995-9.
  75. Feher A, Castile R, Tepper R, Kisling J, Angelicchio C, Filbrun D, et al. Flow limitation during full flow curves in normal infants. *Am J Respir Crit Care Med* 1994;149:A694.
  76. Jones MH, Davis SD, Kisling JA, Howard JM, Castile R, Tepper RS. Flow limitation in infants assessed by negative expiratory pressure. *Am J Respir Crit Care Med* 2000;161(3 Pt 1):713-7.
  77. Jones M, Castile R, Davis S, Kisling J, Filbrun D, Flucke R, et al. Forced expiratory flows and volumes in infants. Normative data and lung growth. *Am J Respir Crit Care Med* 2000;161(2 Pt 1):353-9.
  78. Tepper RS, Jones M, Davis S, Kisling J, Castile R. Rate constant for forced expiration decreases with lung growth during infancy. *Am J Respir Crit Care Med* 1999;160:835-8.
  79. Eigen H, Bieler H, Grant D, Christoph K, Terrill D, Heilman DK, et al. Spirometric pulmonary function in healthy preschool children. *Am J Respir Crit Care Med* 2001;163(3 Pt 1):619-23.
  80. Polgar G. Pulmonary function tests in children. *J Pediatr* 1979;95:168-70.
  81. Stocks J, Sly PD, Morris MG, Frey U. Standards for infant respiratory function testing: what(ever) next? *Eur Respir J* 2000;16:581-4.
  82. Stocks J. Respiratory function testing in early childhood: where have we come from and where are we going? *Pediatr Pulmonol Suppl* 1999;18:24-8.
  83. Tepper RS, Reister T. Forced expiratory flows and lung volumes in normal infants. *Pediatr Pulmonol* 1993;15:357-61.