

Comparação de três métodos para medida das curvas de complacência em pacientes com insuficiência respiratória aguda¹

Qin Lu, Sílvia R.R. Vieira, Jack Richecoeur, Louis Puybasset, Pierre Kalfon, Pierre Coriat, Jean-Jacques Rouby

OBJETIVO: As medidas da complacência respiratória, a partir das curvas pressão-volume, são indicadas para avaliar a gravidade da insuficiência respiratória aguda. O objetivo do presente estudo foi comparar diferentes métodos de obtenção das curvas pressão-volume e avaliar sua reprodutibilidade e fidedignidade.

MATERIAIS E MÉTODOS: As curvas pressão-volume toracopulmonares, pulmonares e torácicas foram comparadas em 14 pacientes com IRA por três métodos diferentes: a técnica da superseringa, a das oclusões inspiratórias e um novo método automatizado, utilizando fluxos contínuos de 3 e de 9 l.min⁻¹. Foram avaliadas a forma das curvas, bem como os valores de complacência estática e dos pontos de inflexão inferior e superior, quando presentes.

RESULTADOS: A análise das curvas pressão-volume pelos diferentes métodos revelou que as curvas obtidas com o método constante de 3 l.min⁻¹ foram superponíveis às obtidas pelos métodos da superseringa e das oclusões inspiratórias, enquanto que com o método de 9 l.min⁻¹ houve um discreto desvio para a direita. Apesar disso, as medidas de complacência estática e os valores dos pontos de inflexão inferior foram semelhantes em todos os métodos, permitindo, todos eles, a identificação de pacientes com e sem pontos de inflexão inferior.

CONCLUSÕES: A avaliação das curvas pressão volume em portadores de insuficiência respiratória aguda, por qualquer um dos métodos testados, permite avaliar os valores de complacência estática e de pontos de inflexão inferior, e dividi-los em dois grupos, de acordo com a presença ou ausência de pontos.

Unitermos: Lesão pulmonar aguda; síndrome da angústia respiratória aguda; curvas pressão-volume; complacência estática; ponto de inflexão inferior; ponto de inflexão superior.

Comparison of three methods for measuring pressure-volume curves in patients with acute respiratory failure

OBJECTIVE: Measurement of respiratory compliance based on pressure-volume curves are advocated for assessing the severity of acute respiratory failure. The aim of the present study was to compare different methods of obtaining pressure-

¹ Estudo realizado na Unité de Réanimation Chirurgicale, Département d'Anesthesiologie, Hôpital de la Pitié-Salpêtrière, (Université Paris VI), Paris, França, como parte de tese de doutorado. Correspondência: Grupo de Pesquisa e Pós-Graduação, Rua Ramiro Barcelos 2350, CEP 90035-003, Porto Alegre, RS, Brasil. Trabalho traduzido e modificado a partir de: Lu Q, Vieira SRR, Richecoeur J, Puybasset L, Kalfon P, Coriat P, et al. A simple automated method for measuring pressure-volume curves during mechanical ventilation. Am J Resp Crit Care Med 1999; 159:275-82.

volume curves and to evaluate their reproducibility and reliability.

MATERIALS AND METHODS: Thoracopulmonary, pulmonary and thoracic pressure-volume curves were obtained in 14 patients and compared using three different methods: supersyringe method, inspiratory occlusions method and constant-flow method, using two different flows: 3 and 9 l.min⁻¹. The slope of the curves, the values of static compliance and upper and lower inflection points, when present, were evaluated.

RESULTS: The analysis of the pressure-volume curves through the three different methods showed that the curves obtained using a constant 3 l.min⁻¹ flow were superimposable to the ones obtained using the supersyringe and inspiratory occlusions. Curves obtained using the 9 l.min⁻¹ flow method were associated with a slight rightward shift. However, the values of static respiratory compliance and lower inflection points were similar for all patients regardless of the method, allowing the identification of patients with and without lower inflection points.

CONCLUSIONS: The evaluation of pressure-volume curves, by any of the tested methods, in patients with acute respiratory failure, allows the evaluation of the values of static respiratory compliance and points of lower inflection, as well as their division into two groups, according to the presence or absence of points.

Key-words: Acute respiratory failure; acute respiratory distress syndrome; pressure-volume curves; static compliance; lower inflection point; upper inflection point.

Revista HCPA 1999;19(3):336-49

Introdução

O método da superseringa é geralmente considerado como técnica de referência para medir as curvas estáticas pressão-volume (P-V) do sistema respiratório total em pacientes com insuficiência respiratória aguda (IRA) (1). Os principais problemas apresentados por este método são: o longo tempo necessário para sua realização, a associação com perda de volume devida ao consumo de oxigênio pelos pulmões (2,3), além da desconexão obrigatória do paciente do ventilador. Outro método estático desenvolvido por Levy et al. (4) é o método das oclusões inspiratórias, que pode ser realizado sem a desconexão do ventilador, mas que requer um longo tempo para sua realização, motivo pelo qual é usado em trabalhos de pesquisa, mas torna-se trabalhoso para ser realizado no dia a dia à beira do leito.

Um método alternativo, denominado método do fluxo constante, tem também sido proposto para determinar a complacência respiratória. Suratt et al. (5) compararam o método de fluxo constante com o método

estático, e demonstraram que os valores de complacência medidos com ambos os métodos eram fortemente correlacionados. Também foi demonstrado que as curvas P-V dinâmicas – obtidas com o método do fluxo constante – podem ser usadas para detectar hiperinflação e recrutamento alveolar induzidos por pressão expiratória final positiva (PEEP) (6). Nestes estudos, em que um fluxo constante alto, variando de 20 a 60 l.min⁻¹, era administrado, os pontos de inflexão inferior (P_{inf}) e superior (P_{sup}) não podiam ser corretamente determinados. Recentemente, Servillo et al. (7) usaram um fluxo mais baixo, 15 l.min⁻¹, e compararam este método de fluxo contínuo modificado com o método referência das oclusões inspiratórias. Foi demonstrado que as curvas P-V obtidas eram desviadas para a direita devido a propriedades resistivas do sistema respiratório, resultando assim em uma hiperestimação dos valores de P_{inf} e P_{sup}.

O objetivo do presente estudo foi de validar uma técnica simples, barata e confiável para a medida das curvas P-V à beira de leito, sem desconectar o paciente do ventilador. As

curvas P-V toracopulmonares, pulmonares e torácicas, obtidas com a administração de dois fluxos constantes baixos (3 e 9 l.min⁻¹), liberados por um ventilador convencional, foram comparadas com as curvas obtidas com os métodos da superseringa e da oclusão inspiratória em uma série de pacientes com IRA.

Materiais e métodos

Durante um período de 6 meses, foram estudados, prospectivamente, 14 pacientes com o diagnóstico de lesão pulmonar aguda (LPA) ou síndrome da angústia respiratória aguda (SARA), estabelecidos quando de sua admissão na unidade de tratamento intensivo cirúrgico (UTI) do Grupo Hospitalar Pitié Salpêtrière de Paris, França. Foram incluídos pacientes com LPA e SARA definidas conforme a *American-European Consensus Conference* (8). Foram excluídos pacientes com história de doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC), de insuficiência cardíaca, de isquemia cardíaca aguda, de doença neurológica aguda, e com presença de dreno de tórax com drenagem aérea persistente.

Todos os pacientes eram portadores de um tubo endotraqueal, e eram ventilados mecanicamente em modo volume controlado (Ventilador César, Taema, França) com os seguintes parâmetros respiratórios: volume corrente de 10 ml/kg, frequência respiratória de 18 bpm, Ti/Ttot de 33% e FIO₂ de 100%. Todos os pacientes foram sedados e curarizados. Todos eram portadores de um cateter pulmonar arterial de termodiluição e de um cateter arterial radial ou femoral para monitorização cardiorrespiratória.

As medidas cardiorrespiratórias estudadas foram: pressões arteriais sistêmicas e pulmonares sistólica, diastólica e média (PAS, PAD, PAM, PAPS, PAPD, PAPM); pressão capilar pulmonar (PCP); pressão venosa central (PVC); débito cardíaco (DC) aferido pela técnica da termodiluição; índice cardíaco (IC); volume sistólico (VS); índice sistólico (IS); índice de resistência vascular pulmonar (IRVP); índice de resistência vascular sistêmica (IRVS); end-tidal CO₂ (PetCO₂); medidas arteriais e venosas de pH e das pressões de O₂ e CO₂; saturações arterial e venosa mistas de oxigênio (SaO₂ e

SvO₂); *shunt* intrapulmonar (Qs/Qt); diferença arteriovenosa de oxigênio (Ca-VO₂); extração de oxigênio (EaO₂); oferta de oxigênio (DO₂); consumo de oxigênio (VO₂); espaço morto alveolar (V_{DA}/V_T); fluxos inspiratório e expiratório, medidos com pneumotacógrafo; volume corrente; medidas de pressão de via aérea (*airway pressure* ou Paw), realizadas na extremidade proximal do tubo endotraqueal (TET) e, em quatro pacientes, medidas também na extremidade distal do TET; pressões esofageanas (Pes), medidas como descrito previamente (9,10); complacência respiratória quase-estática (Cqrs), calculada dividindo-se o volume corrente pela pressão final inspiratória menos a PEEP intrínseca (PEEPi) (11); resistência respiratória total (Rrs), medida pela técnica da oclusão inspiratória final (12), dividindo-se a pressão inspiratória máxima menos a pressão de platô pelo fluxo inspiratório constante imediatamente precedente à pausa final inspiratória.

As curvas P-V toracopulmonares, pulmonares e torácicas foram obtidas e registradas em cada paciente usando três métodos diferentes: 1) método da superseringa, 2) método das oclusões expiratórias, 3) método de fluxo constante a 3 e 9 l.min⁻¹. Com o objetivo de standardizar o volume pulmonar (*lung volume history*), cada método era precedido pela mesma seqüência de ventilação mecânica controle.

Método da superseringa

O paciente era desconectado do ventilador e conectado a uma superseringa, especialmente designada para tal, ao fim de 3 segundos de expiração como previamente descrito (13). Uma seringa de 3 litros (Model Series 5540, Hans Rudolph, Inc., Kansas City, MO) era usada para insuflar os pulmões com oxigênio puro, em passos de 100 ml, até atingir um volume correspondente a uma pressão de platô de 30 cm H₂O. Os intervalos entre cada passo eram de 3 segundos.

Método da oclusão inspiratória

As curvas P-V foram obtidas realizando oclusões inspiratórias a diferentes volumes, de

acordo com o método de Levy (4). Em resumo, as medidas eram realizadas utilizando os botões de pausa inspiratórias e expiratórias finais do ventilador. Durante ventilação mecânica controle e antes da administração do volume corrente correspondente a cada oclusão inspiratória, a PEEP_i era determinada utilizando o botão de pausa final expiratória. Então, o botão de pausa final expiratória era liberado, e a ventilação mecânica controle era retomada por cinco ciclos. Ao final da expiração do quinto ciclo, o volume corrente correspondente a cada oclusão inspiratória era regrado no ventilador, e o botão de pausa inspiratória era pressionado para obter uma pausa inspiratória de 3 segundos. A mesma seqüência era repetida para cada volume corrente a ser estudado. O menor volume corrente estudado foi de 100 ml e o maior correspondia a uma pressão de platô de via aérea de 30 cmH₂O. Entre estes dois extremos, incrementos de 100 ml eram administrados em ordem randomizada. A freqüência respiratória era mantida constante, independentemente do volume corrente estudado.

Método do fluxo constante

Este método era realizado durante ventilação mecânica a volume controlado, usando dois fluxos constantes diferentes: 3 e 9 l.min⁻¹. O ventilador César não é capaz de liberar um fluxo respiratório por períodos superiores a 9,6 segundos, pois a menor freqüência respiratória que pode ser usada é cinco ciclos por minuto, e a maior relação I/E é 80%. Com tais parâmetros, para serem liberados fluxos de 3 e 9 l.min⁻¹, durante 9,6 segundos, deve-se administrar volumes correntes de 500 ou 1.500 ml. Então, após administrarem-se cinco ciclos de ventilação controle, o ventilador era regulado com os seguintes parâmetros: razão I/E de 80%, freqüência respiratória de cinco ciclos por minuto, volumes correntes de 500 ml para o fluxo de 3 l.min⁻¹ ou 1.500 ml para o fluxo de 9 l.min⁻¹. Simultaneamente, o diagrama da curva P-V era visualizado na tela do ventilador. Com esses parâmetros, um fluxo constante inspiratório era administrado, durante 9,6 segundos, sendo de 50 ml.s⁻¹ para os 3 l.min⁻¹

e 150 ml.s⁻¹ para os 9 l.min⁻¹, gerando as curvas P-V na tela do ventilador. As curvas P-V obtidas eram congeladas na tela antes de reiniciar-se a ventilação mecânica (14). Dois cursores presentes na tela eram usados para determinar os valores de P_{inf} e P_{sup}, bem como a inclinação da porção retilínea da curva P-V (complacência toracopulmonar). Os parâmetros eram calculados automaticamente pelo ventilador, após o posicionamento dos cursores. A manobra total levava 2 minutos à beira do leito, sem necessidade de equipamento especial. Simultaneamente, as pressões, fluxos e volumes eram registrados.

Estandarização do volume pulmonar

O volume pulmonar era estandarizado entre os três métodos e para cada curva P-V. Cinco volumes correntes de 10 ml.kg⁻¹ eram administrados, com freqüência respiratória de 18 ciclos por minuto, razão I/E de 33% e zero de PEEP (ZEEP). Ao final da fase expiratória do quinto volume, a curva P-V era medida por um dos três métodos em estudo. Para o método do fluxo constante, as vias aéreas eram ocluídas, no fim da expiração do quinto volume corrente, comprimindo-se o botão da pausa expiratória do ventilador e, simultaneamente, os parâmetros respiratórios eram modificados para freqüência de cinco ciclos por minuto, razão I/E de 80% e volume corrente de 500 ou 1500 ml. A curva P-V era imediatamente visualizada na tela do ventilador, após a liberação do botão da pausa expiratória.

Análise das curvas pressão-volume

As curvas P-V eram realizadas duas vezes e uma média de ambas era estabelecida. Cada curva P-V era construída plotando os volumes pulmonares medidos pelo pneumotacógrafo contra as pressões aéreas correspondentes (sem correção da PEEP_i), ou contra as pressões aéreas menos a PEEP_i (com correção da PEEP_i). Para o método da superseringa, a PEEP_i foi considerada como a pressão positiva em volume zero, quando presente. Para a técnica de fluxo constante, a PEEP_i foi considerada como a pressão positiva

medida no momento de fluxo zero, quando presente. Para o método da oclusão inspiratória, a PEEPi foi medida pela técnica da oclusão expiratória, durante ventilação mecânica controlada, antes de cada volume corrente estudado.

Para cada técnica e paciente, as seguintes curvas P-V eram reconstruídas: 1) as curvas P-V toracopulmonares plotando os volumes pulmonares contra as pressões de via aérea com e sem correção da PEEPi; 2) as curvas P-V pulmonares plotando os volumes pulmonares contra a diferenças de pressão entre as pressões aéreas e esofageanas; 3) as curvas P-V torácicas plotando os volumes pulmonares contra as pressões esofageanas. Cada curva P-V era transformada, por meio de um programa gráfico, para determinar os volumes pulmonares correspondentes a incrementos estandardizados de pressão aérea. Para as curvas toracopulmonares e pulmonares, os volumes pulmonares correspondentes a incrementos de pressão de 2,5 cmH₂O eram computados, enquanto para as curvas torácicas, os volumes pulmonares

correspondentes a incrementos de pressão de 0,5 cmH₂O eram computados. Essa transformação permitia comparar os três métodos de acordo com a mesma escala de pressão.

As inclinações das curvas P-V toracopulmonares, após correção da PEEPi, pulmonares e torácicas, eram determinadas por análise de regressão linear, levando em conta a porção retilínea da curva, ou seja, a região acima do Pinf e abaixo do Psup, quando esses estivessem presentes. Determinavam-se assim as complacências estáticas do sistema respiratório, do pulmão e da parede torácica. O valor individual do Pinf era determinado de forma cega, em todas as curvas, por dois médicos independentes, conforme descrito por Gattinoni et al. (15): a complacência inicial era computada como a razão entre a inflação inicial dos primeiros 100 ml e sua pressão aérea correspondente; o Pinf era computado como a pressão correspondente à interseção entre a complacência inicial e a inclinação da porção retilínea da curva P-V (14). O Psup era definido como o primeiro ponto em que a inclinação final

Tabela 1. Características clínicas dos 14 pacientes

Paciente (Nº)	Idade/ Sexo	Causa da admissão	Causa da IRA	Choque	SAPS	LISS	Tempo entre início da IRA e estudo (dias)	Evolução
1	38/M	Clínica	CP	Sim	25	3	6	Óbito
2	71/M	Cirúrgica	BPN	Sim	30	2	3	Sobrevida
3	51/M	Politrauma	BPN	Sim	39	3	3	Óbito
4	50/F	Cirúrgica	BPN	Sim	23	3,5	4	Sobrevida
5	65/M	Clínica	BPN, Sepse	Sim	39	4	20	Óbito
6	36/F	Cirúrgica	BPN,	Não	32	2,5	6	Óbito
7	70/F	Clínica	Aspiração	Sim	62	1,75	12	Sobrevida
8	62M	Cirúrgica	BPN	Sim	65	2,5	4	Óbito
9	70/M	Cirúrgica	BPN,	Sim	68	1,75	6	Sobrevida
10	73/M	Cirúrgica	Aspiração	Sim	56	2,5	7	Óbito
11	73/M	Cirúrgica	BPN,CEC	Não	29	1,75	6	Sobrevida
12	78/M	Clínica	BPN,CEC	Sim	63	1,75	8	Óbito
13	58/M	Politrauma	BPN	Sim	32	1,75	4	Sobrevida
14	64/M	Cirúrgica	BPN	Sim	56	2,25	4	Sobrevida
Média	61		CP		44	2,4	6,6	
DP	13		BPN,CEC		17	0,7	4,5	

IRA = insuficiência respiratória aguda; SAPS = *simplified acute physiologic score*; LISS = *lung injury severity score*; M = masculino; F = feminino; CP = contusão pulmonar; BPN = broncopneumonia; CEC = circulação extracorpórea; DP = desvio padrão.

Tabela 2. Parâmetros hemodinâmicos dos 14 pacientes

Paciente (Nº)	FC (bpm)	PAM (mmHg)	PAPM (mmHg)	PCP (mmHg)	PVC (mmHg)	IC (l.min ⁻¹ .m ⁻²)	IS (ml.m ⁻²)	IRVS (dinas.s.cm ⁻⁵ .m ⁻²)	IRVP (dinas.s.cm ⁻⁵ .m ⁻²)
1	105	56	25	12,0	11,0	8,8	84	414	116
2	73	72	22	11,7	10,8	2,7	37	1.812	317
3	83	93	55	20,0	15,0	2,5	30	2.505	1.127
4	116	100	27	12,0	10,0	4,4	38	1.647	268
5	131	77	30	8,0	6,0	7,4	57	771	235
6	78	69	23	13,0	13,0	2,9	38	1.534	273
7	74	80	19	10,5	7,3	2,5	34	2.358	262
8	125	86	42	19,0	17,0	3,6	29	1.544	504
9	94	90	18	10,2	6,0	2,8	30	2.381	216
10	83	69	26	14,5	13,0	2,8	34	1.596	322
11	91	87	18	3,6	2,7	4,4	49	1.384	259
12	65	73	30	15,5	12,0	2,7	42	1.776	418
13	70	95	20	7,3	5,7	3,2	46	2.242	330
14	87	108	18	9,5	5,8	4,5	52	1.699	152
Média	91	82	27	11,9	9,7	3,9	43	1.690	343
DP	21	14	11	4,4	4,2	1,9	15	591	246

FC = frequência cardíaca; PAM = pressão arterial média; PAPM = pressão arterial pulmonar média; PCP = pressão capilar pulmonar; PVC = pressão venosa central; IC = índice cardíaco; IS = índice sistólico; IRVS = índice de resistência vascular sistêmica; IRVP = índice de resistência vascular pulmonar; DP = desvio padrão.

da curva divergia daquela da porção reta da curva (16).

Os resultados foram expressos como média \pm desvio padrão nos textos e tabelas e como média \pm erro padrão nas figuras. As curvas P-V toracopulmonares, pulmonares e torácicas foram comparadas e analisadas por uma análise de variância de duas vias para dois fatores intra-grupos, isto é, fator método (superseringa, oclusões inspiratórias e fluxo contínuo) e fator pressão (incrementos de pressão). As curvas P-V também foram comparadas calculando-se as áreas sob as curvas criadas pela projeção das pressões sobre o eixo dos volumes. Uma análise de variância de uma via foi usada para comparar as áreas, as complacências das curvas P-V e os valores de Pinf entre os três métodos. O nível de significância foi considerado como 5%.

Resultados

Foram estudados 11 homens e três mulheres (idade média 61 ± 13 anos), cujas características clínicas, hemodinâmicas e

respiratórias são mostradas nas tabelas 1, 2 e 3. As causas de admissão na UTI cirúrgica foram: dois politraumas, oito complicações pós-operatórias após grandes cirurgias e quatro doenças clínicas agudas. Na admissão, os pacientes apresentavam um índice de severidade da doença avaliado pelo *simplified acute physiologic score* (SAPS II) (17) de 44 ± 17 , e um índice de severidade da lesão pulmonar (*lung injury severity score* - LISS) (18) de $2,4 \pm 0,7$. A causa mais importante de IRA era pneumonia. A mortalidade média foi de 50%. As medidas hemodinâmicas e respiratórias demonstraram hipoxemia arterial (PaO₂ de 171 ± 92 mmHg), aumento do *shunt* pulmonar verdadeiro (Qs/Qt de $39 \pm 11\%$), hipertensão arterial pulmonar (PAPM de 27 ± 11 mmHg) e Cqrs reduzida (48 ± 13 ml.cmH₂O⁻¹). A Rrs foi de $4,3 \pm 1,1$ cmH₂O.l⁻¹.s, sendo seu valor máximo de 6,2 (paciente 5).

A PEEPi, medida em todos os pacientes e por todas as técnicas, estava presente na maioria deles. Embora variasse de um método para outro, a PEEPi não foi para cada paciente, de um modo geral, diferente entre os três

Tabela 3. Parâmetros respiratórios dos 14 pacientes

Paciente (Nº)	PaO ₂ (mmHg)	PaCO ₂ (mmHg)	Qs/Qt (%)	V _{DA} /V _T (%)	DO ₂ (ml.min ⁻¹ .m ⁻²)	VO ₂ (ml.min ⁻¹ .m ⁻²)	VC30 (ml)	Rrs (cmH ₂ O.l ⁻¹ .s)	Cqrs (ml.cmH ₂ O ⁻¹)
1	63	53	51	33	857	270	1.200	3,4	41
2	237	38	45	48	328	68	1.100	4,1	52
3	59	43	43	73	496	135	1.300	4,7	58
4	300	47	31	28	527	126	800	6,0	24
5	49	75	70	70	779	143	900	6,2	28
6	245	34	29	69	426	107	900	4,4	37
7	299	28	24	38	332	110	1.400	4,8	58
8	65	55	41	45	447	173	1.500	5,6	40
9	166	40	37	35	377	94	1.800	4,1	54
10	100	36	28	37	376	153	1.500	3,4	49
11	212	29	40	29	747	122	1.500	2,7	53
12	196	28	36	64	366	71	1.800	3,2	70
13	262	40	37	38	419	84	1.500	3,8	59
14	141	38	32	33	659	190	1.500	3,3	50
Média	171	42	39	45	510	132	1.336	4,3	48
DP	92	13	11	16	178	54	318	1,1	13

PaO₂ = pressão arterial de oxigênio; PaCO₂ = pressão arterial de gás carbônico; Qs/Qt = *shunt* pulmonar verdadeiro; V_{DA}/V_T = espaço morto alveolar; DO₂ = oferta de oxigênio indexada; VO₂ = consumo de oxigênio indexado; VC30 = volume corrente para alcançar pressão platô de 30 cmH₂O; Rrs = resistência do sistema respiratório; Cqrs = complacência quase estática do sistema respiratório; DP = desvio padrão.

métodos, sendo discretamente mais elevada quando usado o fluxo contínuo de 9 l.min⁻¹ (média de 2,7 ± 0,4 cmH₂O *versus* média de 1,9 ± 0,3 cmH₂O para o fluxo de 3 l.min⁻¹, de 1,7 ± 0,4 cmH₂O para o método das oclusões inspiratórias e de 2 ± 0,3 cmH₂O para a superseringa).

Análise global das curvas pressão-volume

Conforme mostrado nas figuras 1 e 2, as curvas P-V toracopulmonares e pulmonares obtidas com os métodos da superseringa, das oclusões inspiratórias e do fluxo constante com 3 l.min⁻¹ foram superponíveis. As curvas toracopulmonares traçadas plotando-se os volumes pulmonares tanto contra os valores absolutos de pressão de via aérea como contra a diferença entre pressão de via aérea e PEEPi foram semelhantes. Entretanto, a curva toracopulmonar obtida pelo fluxo constante com 9 l.min⁻¹ mostrou-se levemente desviada para a direita, com as áreas sob as curvas significativamente diferentes das obtidas pelos

outros métodos ($P < 0,01$). O mesmo desvio discreto foi observado nas curvas pulmonares. As curvas torácicas foram semelhantes entre todos os métodos.

Nos quatro pacientes em que pressões traqueais proximal e distal foram medidas simultaneamente, as curvas traçadas plotando-se os volumes pulmonares tanto contra as pressões de via aérea distal como proximal foram superponíveis para todos os métodos utilizados. As curvas obtidas durante o método de fluxo constante de 9 l.min⁻¹, com as pressões proximais e distais, estão representadas na figura 3.

Inclinações das curvas pressão-volume

A tabela 4 mostra os valores individuais das complacências do sistema respiratório, do pulmão e da parede torácica obtidas das curvas P-V toracopulmonares, pulmonares e torácicas usando os métodos da superseringa, das oclusões inspiratórias e do fluxo constante de 3 e 9 l.min⁻¹. As complacências do sistema

Tabela 4. Valores individuais de complacência toracopulmonar, pulmonar e torácica obtidos a partir dos diferentes métodos nos 14 pacientes (EM ML.CMH₂O⁻¹)

Paciente Nº	Complacência											
	Toracopulmonar				Pulmonar				Torácica			
	Sser	F Cont 9l.min ⁻¹	F Cont 3l.min ⁻¹	OC	Sser	F Cont 9l.min ⁻¹	F Cont 3l.min ⁻¹	OC	Sser	F Cont 9l.min ⁻¹	F Cont 3l.min ⁻¹	OC
1	54	52	49	52	75	62	59	73	198	198	148	168
2	55	54	55	53	62	63	62	48	247	223	294	242
3	76	76	75	72	69	74	63	70	270	308	262	297
4	33	32	31	34	31	35	36	37	293	237	274	281
5	40	41	41	38	45	43	43	45	281	294	267	249
6	45	41	40	44	50	46	47	51	144	168	144	128
7	59	58	59	60	72	68	55	72	329	384	317	415
8	43	33	37	42	50	59	51	60	219	198	149	231
9	58	59	63	59	86	88	91	92	217	252	211	170
10	58	59	54	56	72	70	74	75	184	176	216	229
11	54	55	63	53	59	60	58	62	366	388	264	393
12	74	74	92	70	96	95	91	90	256	249	160	192
13	59	55	62	54	94	69	89	77	177	259	215	196
14	57	58	42	54	73	68	58	72	380	383	266	269
Média	55	53	55	53	67	64	63	66	259	271	228	253
DP	12	13	16	11	19	16	18	16	72	77	59	81

Sser = superseringa; F Cont = fluxo contínuo; OC = oclusão inspiratória; DP = desvio padrão.

respiratório, do pulmão e da parede torácica não foram significativamente diferentes.

Ponto de inflexão inferior e superior

A tabela 5 apresenta os valores individuais do Pinf do sistema respiratório, do pulmão e da parede torácica obtidos das curvas P-V toracopulmonares sem correção da PEEPi, pulmonares e torácicas, usando-se os métodos da superseringa, da oclusão inspiratória e do fluxo constante de 3 e 9 l.min⁻¹. Os valores do Pinf obtidos das curvas toracopulmonares pela técnica da superseringa e das oclusões inspiratórias foram similares. Usando-se o método do fluxo contínuo de 9 l.min⁻¹, o Pinf identificado foi, em média, 1 cmH₂O mais alto do que o obtido com os outros métodos, mas a diferença não foi significativa. Em um paciente (número 8), o ponto foi hiperestimado em, no mínimo, 3 cmH₂O. O Pinf identificado nas curvas P-V obtidas com o fluxo contínuo de 3 l.min⁻¹ foi

levemente mais baixo do que o obtido pelos métodos estáticos, mas a diferença não foi estatisticamente significativa. Em um paciente (número 12), um discreto valor de Pinf foi identificado na curva toracopulmonar, usando-se o método do fluxo constante de 3 l.min⁻¹, estando ausente nos outros métodos.

Com todos os métodos, os valores dos Pinf computados a partir das curvas P-V pulmonares foram inferiores aos calculados a partir das curvas P-V toracopulmonares. Em um paciente (número 14), um valor discreto de Pinf foi identificado na curva P-V toracopulmonar, mas não foi observado na curva P-V pulmonar, conquanto estivesse presente na curva P-V torácica. Pinf pôde ser claramente identificado nas curvas P-V torácicas de nove dos 11 pacientes que apresentavam Pinf na curva P-V toracopulmonar. Em dois pacientes (números 1 e 9), Pinf identificado na curva P-V toracopulmonar estava também presente na

Tabela 5. Valores individuais do ponto de inflexão inferior nas curvas toracopulmonares, pulmonares e torácicas obtidos a partir dos diferentes métodos nos 14 pacientes (EM CMH₂O)

Paciente Nº	Sser	F Cont 9 l.min ⁻¹	F Cont 3 l.min ⁻¹	OC	Sser	F Cont 9 l.min ⁻¹	F Cont 3 l.min ⁻¹	OC	F Cont 9 l.min ⁻¹	F Cont 3 l.min ⁻¹	OC
	1	12,0	11,0	10,0	11,0	8,0	6,0	6,0	7,5	NI	NI
2	8,0	8,5	8,0	8,0	2,5	5,0	3,0	5,0	1,8	1,7	1,0
3	15,5	15,0	11,0	14,0	4,5	4,5	4,0	5,0	1,0	1,0	1,6
4	13,0	14,0	14,0	11,0	10,5	7,5	7,0	7,5	2,5	2,0	2,7
5	7,0	8,0	7,0	9,0	5,5	7,5	7,5	5,0	1,8	1,8	2,0
6	13,5	13,0	13,0	13,5	7,0	8,5	8,5	7,5	4,2	4,2	2,2
7	6,5	7,0	6,5	6,0	5,0	5,5	5,0	6,0	2,6	2,5	1,7
8	12,5	15,5	10,0	12,0	5,5	6,0	6,0	5,5	2,3	2,3	2,8
9	5,5	9,0	7,0	8,5	5,0	4,0	4,0	4,0	NI	NI	NI
10	6,5	7,5	6,5	7,5	5,0	4,5	4,0	7,5	2,5	2,4	1,6
11	NI	NI	NI	NI	NI	NI	NI	NI	NI	NI	NI
12	NI	NI	4	NI	NI	NI	NI	NI	NI	2,6	NI
13	NI	NI	NI	NI	NI	NI	NI	NI	NI	NI	NI
14	4,0	5,0	NI	3,0	NI	NI	NI	NI	2,6	NI	2,5
Média	9,5	10,3	8,8	9,4	5,9	5,9	5,5	6,1	2,4	2,3	2,0
DP	3,9	3,6	3,1	3,3	2,2	1,5	1,8	1,3	0,9	0,9	0,6

Sser = superseringa; F Cont = fluxo contínuo; OC = oclusão inspiratória; DP = desvio padrão.

curva P-V pulmonar, mas não foi observado na curva P-V torácica.

Quanto ao P_{sup}, não foi possível delimitá-lo adequadamente. Como a pressão máxima foi limitada em 30 cmH₂O para evitar distensão pulmonar, e apenas pacientes com IRA moderada foram incluídos, a maioria dos pacientes não apresentava P_{sup} nas curvas traçadas.

Discussão

O presente estudo demonstrou que as curvas P-V toracopulmonares, pulmonares e torácicas obtidas com os métodos da superseringa, das oclusões inspiratórias múltiplas e do fluxo constante 3 l.min⁻¹ foram superponíveis. O método do fluxo constante de 9 l.min⁻¹ foi associado com um leve desvio da curva para a direita, provavelmente devido a um componente resistivo. Os valores do P_{inf} e das complacências toracopulmonares, pulmonares e torácicas não foram significativamente diferentes entre os métodos. O estudo indica

que a técnica do fluxo constante pode corretamente avaliar as propriedades elásticas do pulmão e da parede torácica, sem ser afetado pelas propriedades resistivas do tubo endotraqueal e do sistema respiratório, principalmente quando um fluxo constante baixo, como 3 l.min⁻¹, for usado.

Os valores das complacências calculadas foram semelhantes entre os diferentes métodos, não se tendo evidenciado influência de fatores resistivos. Embora as propriedades resistivas do sistema respiratório não influenciem as inclinações das curvas P-V, elas podem, em alguns casos, interferir marcadamente com a determinação do P_{inf} (7). Os ventiladores não podem fornecer um fluxo completamente constante desde o início da respiração (12). O tempo necessário para alcançar o fluxo constante corresponde a uma mudança imediata na pressão de vias aéreas, devido ao componente resistivo do sistema respiratório. Durante ventilação controlada a volume, a resistência total do sistema respiratório correlaciona-se com circuito respiratório, tubo

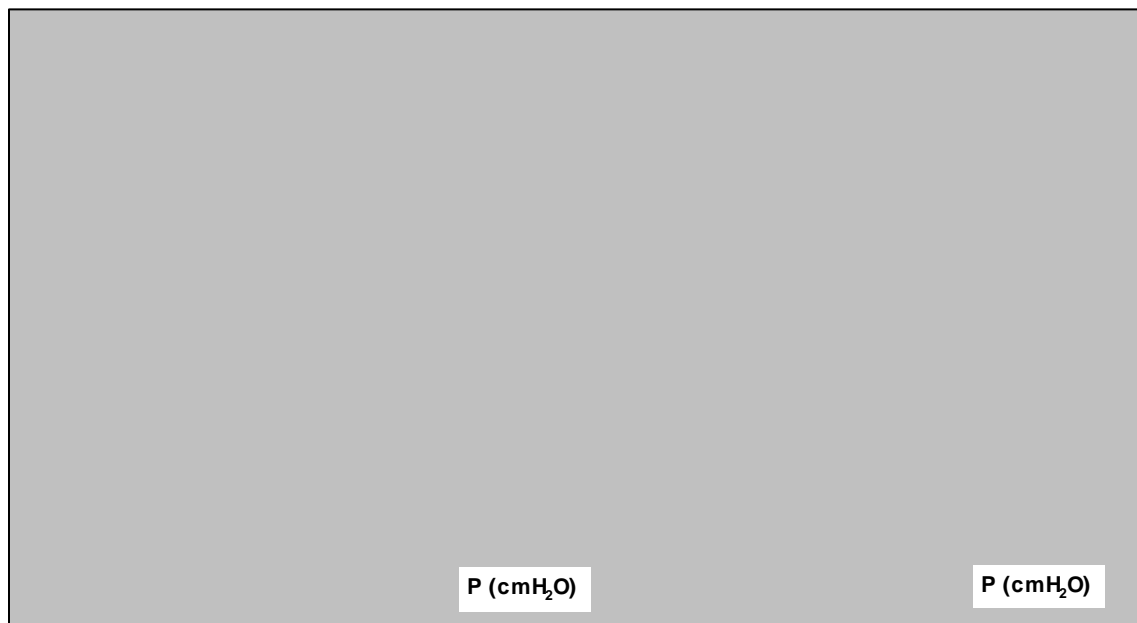


Figura 1. Curvas pressão-volume toracopulmonares sem correção da PEEP intrínseca (à esquerda) e com correção da PEEP intrínseca (à direita) obtidas pelos métodos da superseringa (∇), das oclusões inspiratórias (\square) e do fluxo constante de $3 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ (Δ) e de $9 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ (\circ). As curvas obtidas pelo fluxo contínuo de $9 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ são levemente desviadas para a direita, enquanto as obtidas pelos demais métodos são superponíveis.

endotraqueal, vias aéreas e parênquima pulmonar. O componente resistivo relacionado ao tubo endotraqueal pode ser anulado se as pressões intratraqueais forem medidas diretamente. Entretanto, as vias aéreas, o parênquima pulmonar não homogêneo e o comportamento viscoelástico do tecido pulmonar são uma permanente fonte de resistência. Como consequência, a primeira parte da curva P-V,

obtida com o método do fluxo constante, pode ser influenciada pelas propriedades resistivas do sistema respiratório, levando a uma hiperestimação do Pinf. Esse fenômeno ocorreu no paciente 8, no qual uma resistência respiratória elevada resultou em hiperestimação do Pinf pelo método do fluxo constante de $9 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$. Nos demais pacientes, os valores desse ponto não mostraram variação significativa quando

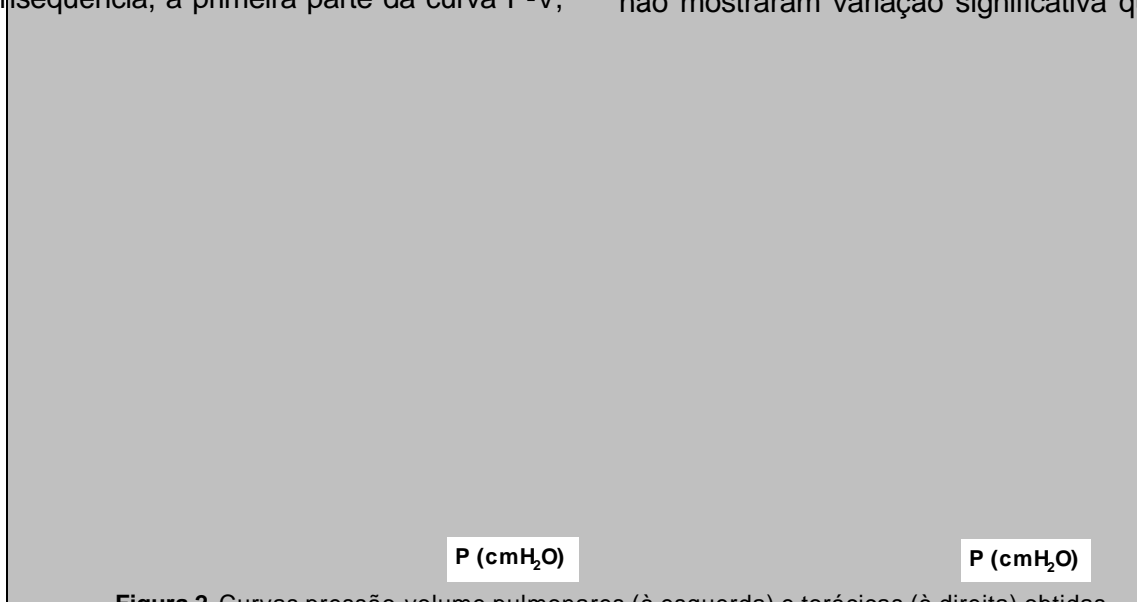


Figura 2. Curvas pressão-volume pulmonares (à esquerda) e torácicas (à direita) obtidas pelos métodos da superseringa (∇), das oclusões inspiratórias (\square) do fluxo constante de $3 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ (Δ) e de $9 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ (\circ). As curvas pulmonares obtidas pelo fluxo contínuo de $9 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ são levemente desviadas para a direita. Apesar disso, as curvas obtidas pelos diferentes métodos não foram significativamente diferentes.

realizadas com esse fluxo, apesar do leve desvio da curva para a direita.

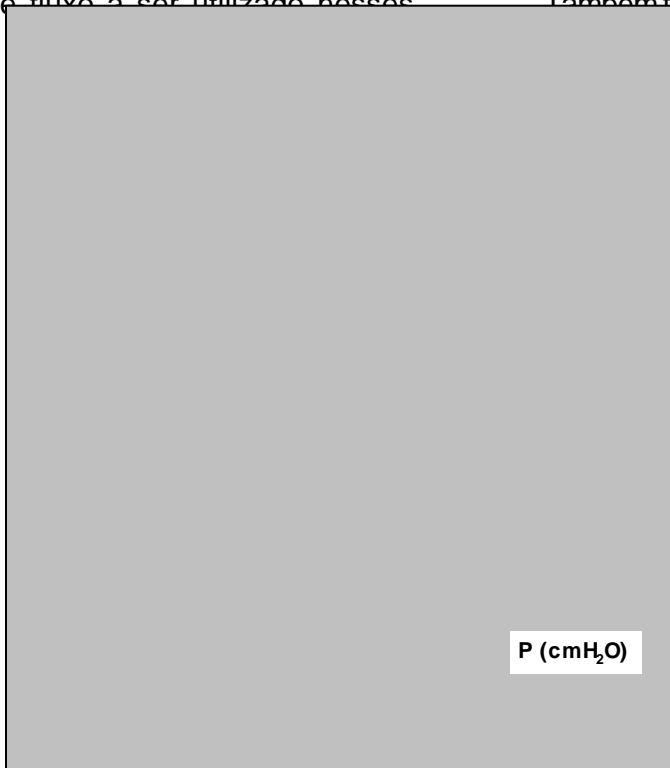
A resistência do sistema respiratório é também relacionada ao nível de fluxo inspiratório (19,20). Servillo et al. (7) verificaram que as curvas P-V desviavam-se para a direita quando um fluxo constante de 15 l.min⁻¹ era liberado pelo ventilador. Em contraste, Mankikian et al. (21) observaram que as curvas obtidas com o fluxo constante de 1,7 l.min⁻¹ eram superponíveis às traçadas com o método da superseringa. Nossos resultados, em uma série de pacientes com resistência respiratória normal ou levemente aumentada, demonstraram que as curvas P-V obtidas com um fluxo constante de 3 l.min⁻¹ foram similares àquelas dos métodos estáticos, enquanto as obtidas com um fluxo constante de 9 l.min⁻¹ mostraram um leve desvio para a direita. Tal desvio não influenciou significativamente as medidas de P_{inf}. Além disso, nossos resultados confirmaram a idéia de que a resistência do sistema respiratório é fluxo-dependente (22). Em nosso estudo, pacientes com DPOC e broncoespasmo foram excluídos, sendo necessárias novas investigações para definir o nível ótimo de fluxo a ser utilizado nesses

pacientes com elevada resistência respiratória.

Em todos os pacientes, as pressões foram medidas na extremidade proximal do tubo endotraqueal, eliminando assim aumentos de pressão aérea relacionados às propriedades resistivas dos circuitos ventilatórios. Nos quatro pacientes em que pressões foram simultaneamente medidas nas extremidades proximais e distais do tubo endotraqueal, as curvas P-V foram superponíveis quando traçadas plotando-se volume pulmonar quer contra pressões proximais, quer contra distais, sugerindo que a resistência imposta pelo tubo endotraqueal no 8 não resultou em aumento significativo da pressão aérea quando um fluxo constante de 9 l.min⁻¹ foi administrado.

Nas curvas toracopulmonares, uma boa concordância foi observada para os valores do P_{inf} obtidos pelos três métodos bem como pelos dois níveis de fluxo constante administrados, indicando que o método do fluxo constante com um fluxo igual ou inferior a 9 l.min⁻¹ não esteve associado com aumento importante de pressão resistiva dependente de fluxo, apesar do leve desvio para a direita observado com este fluxo.

Também foi observada concordância para



fluxo constante de 3 l.min⁻¹ comparando-se as pressões de via aérea proximais (○) e distais (●). As duas curvas não são significativamente diferentes.

os valores de P_{inf} obtidos nas curvas pulmonares e torácicas. Recentemente, Mergoni et al. (23) mostraram que a parede torácica pode contribuir para o aparecimento do P_{inf} observado na curva P-V toracopulmonar. Esse fenômeno esteve presente em nove pacientes, nos quais P_{inf} foi observado na curva P-V torácica. No paciente 14, o P_{inf} , cujo valor foi discreto, esteve completamente relacionado à parede torácica, já que nenhum ponto foi identificado na curva P-V pulmonar.

Com relação ao nível de P_{inf} , o valor que encontramos nas curvas toracopulmonares foi semelhante ao descrito por Mergoni et al. (23), superior aos de Roupie et al. (16) e inferior aos de Amato et al. (24,25). Essa discrepância é provavelmente explicada por diferença de gravidade dos pacientes estudados, já que os doentes do grupo de Amato et al. (24,25) apresentavam doença pulmonar mais severa.

Quanto ao P_{sup} , não foi possível delimitá-lo devido ao desenho do protocolo: a pressão máxima foi limitada em 30 cmH_2O para evitar distensão pulmonar, e apenas pacientes com IRA moderada foram incluídos. Estudos subseqüentes incluindo portadores de IRA severa são necessários para avaliar a eficácia do método de fluxo constante para medir o P_{sup} na curva P-V.

Para standardizar o volume pulmonar entre os três métodos, as curvas P-V foram realizadas seguindo cinco ciclos de ventilação mecânica com um tempo expiratório fixo de 2,2 segundos. Como consequência, na maioria dos pacientes, a PEEPi estava presente no começo de cada procedimento. Conforme recomendado por Rossi et al. (26), para as técnicas das oclusões inspiratórias a PEEPi deve ser subtraída da pressão aérea quando se medir a complacência do sistema respiratório. Em nossos pacientes, a PEEPi foi subtraída em todos os métodos. Para a superseringa, a PEEPi foi considerada como a pressão positiva presente em volume zero. Para as oclusões inspiratórias, ela foi medida antes de cada volume corrente a ser estudado. Com o método do fluxo constante, a PEEPi estava incluída na porção inicial da pressão aérea correspondendo ao decréscimo do fluxo expiratório, desde seu valor no final da expiração até zero, devendo ser subtraída do aumento

inicial de pressão aérea, com a finalidade de estimar adequadamente a pressão resistiva relacionada ao fluxo constante (27).

O método da superseringa é tradicionalmente considerado como o de referência para medir as curvas P-V (1), tendo como inconvenientes a desconexão obrigatória do paciente do ventilador e problemas associados à perda de volume devido ao consumo de oxigênio pelos pulmões (2,3). A técnica das oclusões inspiratórias também é bastante confiável, podendo ser realizada sem a desconexão do ventilador. Esta é amplamente utilizada em trabalhos de pesquisa, principalmente por permitir sua fácil realização em PEEP (4,6,28,29), mas tem como desvantagem o longo tempo necessário para sua realização. O fluxo constante, por sua vez, apresentou várias vantagens em relação aos outros métodos: 1) não houve necessidade de desconectar o paciente do ventilador; 2) as manobras totais de reconstrução das curvas P-V foram rápidas e permitiram a construção simultânea das curvas P-V na tela do respirador; 3) o método foi simples, não dispendioso e não necessitou de equipamentos específicos; 4) a análise das curvas P-V pôde ser realizada à beira de leito, já que o ventilador era equipado com um programa de computador que permitia a visualização da curva em sua tela e possibilitava a medição da inclinação da curva e do P_{inf} , com o auxílio de cursores móveis. Além disso, desde que o ventilador fosse equipado com um transdutor de pressão adicional que pudesse ser conectado à extremidade distal da traquéia, a curva P-V podia ser registrada à beira do leito sem a influência das propriedades resistivas dos circuitos ventilatórios e do tubo endotraqueal. Embora essa técnica para a medida da curva P-V tenha sido testada com o ventilador César, ela pode ser implementada com vários ventiladores de UTI, desde que equipados com uma tela e com um programa que permitam visualizar e analisar as curvas P-V.

O método apresentou, porém, algumas limitações. Primeiramente, o fluxo inspiratório foi indiretamente estabelecido dependendo da razão I/E, da frequência respiratória e do volume corrente. Em segundo lugar, a obtenção de um fluxo inspiratório constante por um período

superior a 10 segundos não foi possível devido a uma frequência respiratória mínima que teve de ser utilizada e que, nos ventiladores atualmente em uso, é igual ou superior a cinco ciclos por minuto. Como consequência, os volumes correntes máximos que puderam ser utilizados ficaram limitados a 500 ml para um fluxo de 3 l.min⁻¹ ou a 1.500 ml para um fluxo de 9 l.min⁻¹. Assim sendo, o P_{sup} não foi determinado com essa técnica em pacientes com IRA moderada, nos quais volumes mais altos deveriam ser alcançados. Essas dificuldades poderiam, talvez, ser minimizadas se os ventiladores viessem equipados com um gerador de fluxo que fornecesse fluxos constantes de 3, 6 e 9 l.min⁻¹ durante períodos de administração de 10, 20 e 30 segundos. Seria também interessante que estes tivessem um botão que permitisse realizar uma expiração prolongada antes da manobra, além de uma tela e de um programa de computador para visualização e análise da curva P-V. Desta forma, poderia haver uma melhora importante da monitorização respiratória à beira do leito. Tornar a curva P-V facilmente acessível aos intensivistas, sem desconectar o paciente do ventilador, representaria, certamente, um avanço no campo da ventilação mecânica. Enquanto tais aprimoramentos técnicos são aguardados, o método descrito neste estudo constitui uma alternativa que pode ser adotada na realização das curvas P-V.

Conclusão

Os resultados obtidos no presente trabalho mostraram que os métodos testados para obtenção das curvas P-V foram, de um modo geral, similares. O método do fluxo constante igual ou inferior a 9 l.min⁻¹, obtido pelos parâmetros ventilatórios não convencionais aqui usados, demonstrou ser simples, não dispendioso, seguro e confiável para realizar as curvas P-V à beira do leito, desde que cuidados sejam tomados para permitir esvaziamento pulmonar antes da obtenção das curvas e evitar PEEP intrínseca.

Referências

1. Matamis D, Lemaire F, Harf A, Brun-Buisson C, Ansquer JC, Atlan G. Total respiratory pressure-volume curves in the adult respiratory distress syndrome. *Chest* 1984;86:58-66.
2. Dall'Ava-Santucci J, Armaganidis A, Brunet F. Causes of error of respiratory pressure-volume curves in paralyzed subjects. *J Appl Physiol* 1988;64:42-9.
3. Gattinoni L, Mascheroni D, Basilico E, Foti G, Pesenti A, Avalli L. Volume/pressure curve of total respiratory system in paralyzed patients: artifacts and correction factors. *Intensive Care Med* 1987;13:19-25.
4. Levy P, Similowski T, Corbeil C, Albala M, Pariente R, Milic-Emili J, et al. A method for studying the static volume-pressure curves of the respiratory system during mechanical ventilation. *Journal of Critical Care* 1989;4:83-9.
5. Suratt PM, Owens DH. A pulse method of measuring respiratory system compliance in ventilated patients. *Chest* 1981;80:34-8.
6. Ranieri VM, Giuliani R, Flore T, Dambrosio M, Milic-Emili J. Volume-Pressure curve of the respiratory system predicts effects of PEEP in ARDS: "Occlusion" versus "Constant flow" technique. *Am J Respir Crit Care Med* 1994;149:19-27.
7. Servillo G, Svantesson C, Beydon L, Roupie E, Brochard L, Lemaire F, et al. Pressure-volume curves in acute respiratory failure: automated low flow inflation versus occlusion. *Am J Respir Crit Care Med* 1997;155:1629-36.
8. Bernard GR, Artigas A, Brigham KL, Carlet J, Falke K, Hudson L, et al. The American-European Consensus Conference on ARDS. Definitions, mechanisms, relevant outcomes, and clinical trial coordination. *Am J Respir Crit Care Med* 1994;149:818-24.
9. Mead J, McIlroy MB, Selverstone NJ, Kreiete BC. Measurement of intraesophageal pressure. *J Appl Physiol* 1955;7:491-5.
10. Mead J, Gaensler EA. Esophageal and pleural pressure in man, upright and supine. *J Appl Physiol* 1959;14:81-3.
11. Jonson B, Nordstrom L, Olsson SG, Akerback D. Monitoring of ventilation and lung mechanics during automatic ventilation. A new device. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1975;11:729-43.
12. Bates JHT, Rossi A, Milic-Emili J. Analysis of the behavior of the respiratory system with constant inspiratory flow. *J Appl Physiol* 1985;58:1840-8.
13. Harf A, Lemaire F, Lorino H, Atlan G. Etude de la

- mecanique ventilatoire: application à la ventilation artificielle. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1975;11:709-29.
14. Lu Q, Vieira SRR, Richecoeur J, Puybasset L, Kalfon P, Coriat P, et al. A simple automated method for measuring pressure-volume curves during mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 1999;159:275-82.
 15. Gattinoni L, Pesenti A, Avalli L, Rossi F, Bombino M. Pressure-volume curve of total respiratory system in acute respiratory failure. Computed tomographic scan study. *Am Rev Resp Dis* 1987;136:730-6.
 16. Roupie E, Dambrosio M, Servillo G, Mentec H, El Atrous S, Beydon L, et al. Titration of tidal volume and induced hypercapnia in acute respiratory distress syndrome. *Am J Resp Crit Care Med* 1995;152:121-8.
 17. Legall JR, Lemeshow S, Saulnier F. A new simplified acute physiology score (SAPS II) based on a European/North American multicenter study. *JAMA* 1993;270:2957-63.
 18. Murray JF, Matthay MA, Luce JM, Flick MR. An expanded definition of the adult respiratory distress syndrome. *Am Rev Resp Dis* 1988;138:720-3.
 19. Polese G, Rossi A, Appendini L, Brandi G, Bates JHT, Brandolese R. Partitioning of respiratory mechanics in mechanically ventilated patients. *J Appl Physiol* 1991;71:2425-33.
 20. Tantucci C, Corbeil C, Chasse M, Robatto FM, Nava S, Braidy J, et al. Flow and volume dependence of respiratory system flow resistance in patients with adult respiratory distress syndrome. *Am Rev Resp Dis* 1992;145:355-60.
 21. Mankikian B, Lemaire F, Benito S, Brun-Buisson C, Harf A, Maillot JP, et al. A new device for measurement of pulmonary pressure-volume curves in patients on mechanical ventilation. *Crit Care Med* 1983;11:897-901.
 22. D'Angelo E, Calderini E, Torri E, Robatto M, Bono D, Milic-Emili. Respiratory mechanics in anesthetized paralyzed humans: effects of flow, volume, and time. *J Appl Physiol* 1989;67:2556-64.
 23. Mergoni M, Martelli A, Volpi A, Primavera S, Zuccoli P, Rossi A. Impact of positive end-expiratory pressure on chest wall and lung pressure-volume curve in acute respiratory failure. *Am J Resp Crit Care Med* 1997;156:846-54.
 24. Amato MBP, Barbas CSV, Medeiros DM, Schettino GDP, Lorenzi Filho G, Kairalla RA, et al. Beneficial effects of the "open lung approach" with low distending pressures in acute respiratory distress syndrome. *Am J Resp Crit Care Med* 1995;152:1835-46.
 25. Amato MBP, Barbas CSV, Medeiros DM, Magaldi RB, Schettino GPB, Lorenzi-Filho G, et al. Effect of a protective-ventilation strategy on mortality in the acute respiratory distress syndrome. *N Engl J Med* 1998;338:347-54.
 26. Rossi A, Gottfried SB, Zocchi L, Higgs D, Lennox S, Calverley PMA, et al. Measurement of static compliance of the total respiratory system in patients with Acute Respiratory Failure during mechanical ventilation. *Am Rev Resp Dis* 1985;131:672-7.
 27. Maltais F, Reissmann H, Navalesi P, Hernandez P, Gursahaney A, Ranieri VM, et al. Comparison of static and dynamic measurements of intrinsic PEEP in mechanically ventilated patients. *Am J Respir Crit Care Med* 1994;150:1318-24.
 28. Ranieri VM, Eissa NT, Corbeil C, Chassé M, Braidy J, Matar N, et al. Effects of positive end-expiratory pressure on alveolar recruitment and gas exchange in patients with the Adult respiratory distress syndrome. *Am Rev Resp Dis* 1991;144:544-51.
 29. Ranieri VM, Mascia LM, Fiore T, Bruno F, Brienza A, Giuliani R. Cardiorespiratory effects of positive end-expiratory pressure during progressive tidal volume reduction (permissive hypercapnia) in patients with acute respiratory distress syndrome. *Anesthesiology* 1995;83:710-20.