

**O ANESTESISTA EM FACE DO TRATAMENTO DA
DEPRESSÃO RESPIRATÓRIA GRAVE (*)**

*DR. ALLEN B. DOBKIN, M.D. (**)*

II -- ALGUMAS CONSIDERAÇÕES SÔBRE MECÂNICA
RESPIRATÓRIA QUE GOVERNAM O DESENHO DE
RESPIRADORES.

AP 31 06

A aplicação prática dos respiradores automáticos se baseia no conhecimento das respostas volumétricas características do torax e pulmão humano à aplicação de uma pressão, na avaliação da frequência respiratória ótima que requer um esforço mínimo do paciente e na apreciação da relação entre resistência das vias aéreas e volume pulmonar. Tais conhecimentos constituem o alicerce indispensável para o controle adequado do volume corrente, da amplitude de pressão nas vias aéreas e da frequência da ciclagem inspiro-expiratória de um respirador automático que poderá ser então utilizado para regular inteiramente as características respiratórias de um paciente incapaz de respirar ou assistir ou melhorar a respiração de um paciente cujo esforço respiratório espontâneo é insuficiente para prover uma troca pulmonar adequada.

a) CURVA PRESSÃO-VOLUME

Na curva pressão volume foi estabelecido por uma convenção que o volume em litros é representado verticalmente, enquanto as pressões positivas e negativas são representadas horizontalmente, situando-se o zero no meio do gráfico. O aparelho para as medidas de pressão-volume durante anestesia está representado na figura 1.

(*) *Professor Associado de Anestesia, Universidade de Saskatchewan, Faculdade de Medicina, Saskatoon, Sask., Canadá.*

(**) *Conferência pronunciada no V Congresso Brasileiro de Anestesiologia, Recife, PE., Brasil, Novembro de 1958.*

A curva pressão-volume da inspiração passiva e da expiração passiva é chamada "curva pressão-relaxamento"; tem uma forma em S e cruza o eixo vertical à pressão ambiente (zero), que corresponde ao fim de uma expiração normal (figura 2).

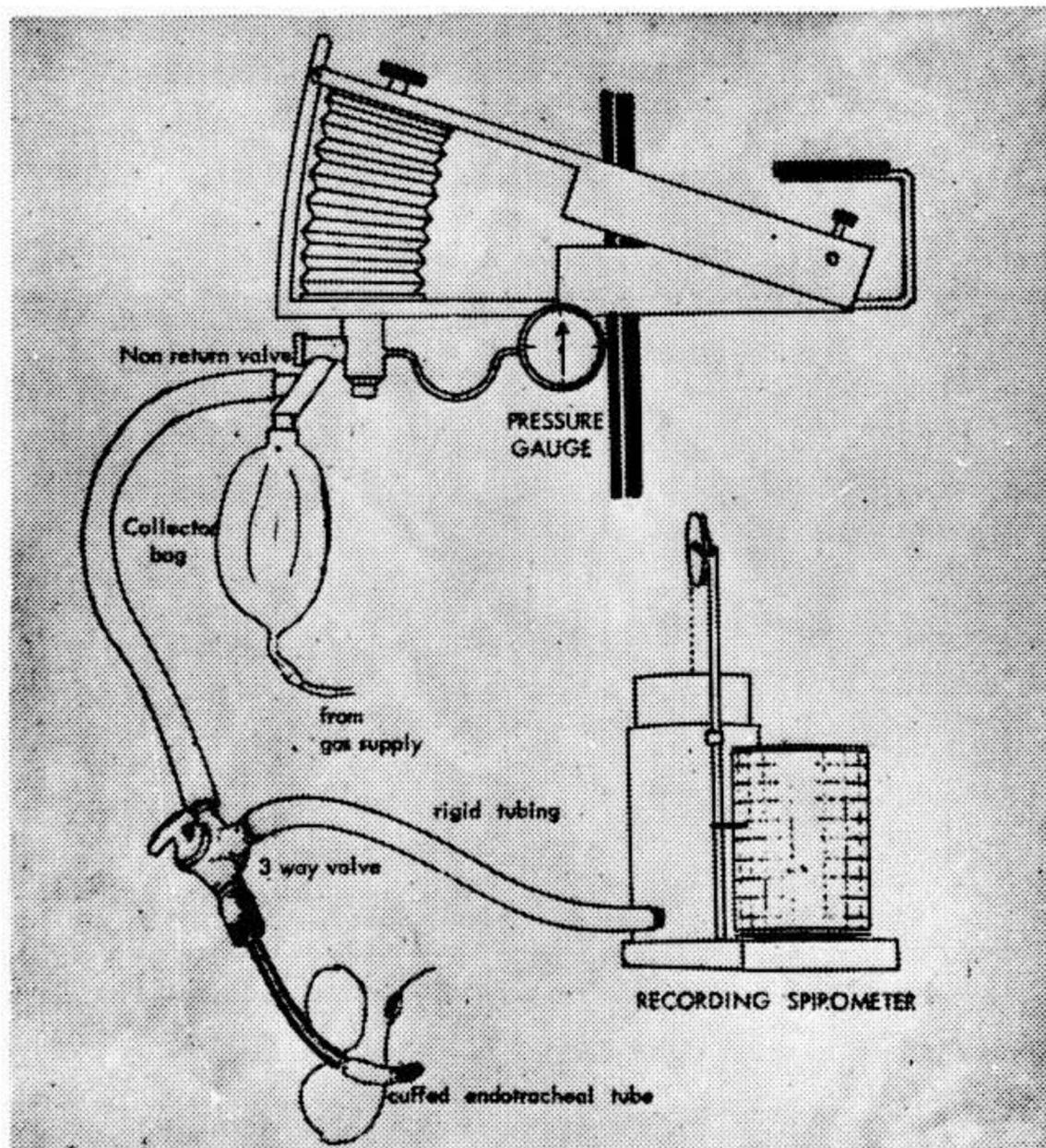


Fig. 1

Aparelho para medir a complacência total num paciente anestesiado apneico

As curvas pressão-relaxamento podem ser obtidas por dois métodos diferentes: pela medida das variações de volume devidas à pressões diferentes ou pela medida das variações de pressões que ocorrem em volumes diferentes.

O primeiro método foi usado por Jaquet em 1908 e por Bernoulli em 1911. Estes autores foram os primeiros a obter curvas deste tipo. Seus pacientes foram colocados numa câmara fechada e respiravam através um tubo colocado na boca e ligado à um espirômetro, fora da câmara. As variações rítmicas da pressão aplicada, no interior da câmara causavam inflação e esvaziamento rítmicos do torax, o que por sua vez era registrado no espirômetro. Isto representou uma aplicação precoce

do princípio do pulmão de aço. Variando as pressões no interior da câmara de 5 em 5 mm. Hg., desde — 40 até + 40, Bernoulli conseguiu estabelecer tóda a curva pressão-volume para o torax humano.

Dados semelhantes podem ser obtidos pela inflação voluntária do torax a partir de um estado de relaxamento completo até um volume conhecido, executando-se medidas sucessivas da pressão nas vias aéreas através um manômetro. Quando o torax inflado relaxa por uma expiração forçada, forma-se uma pressão positiva. Se o torax é primeiramente esvaziado por

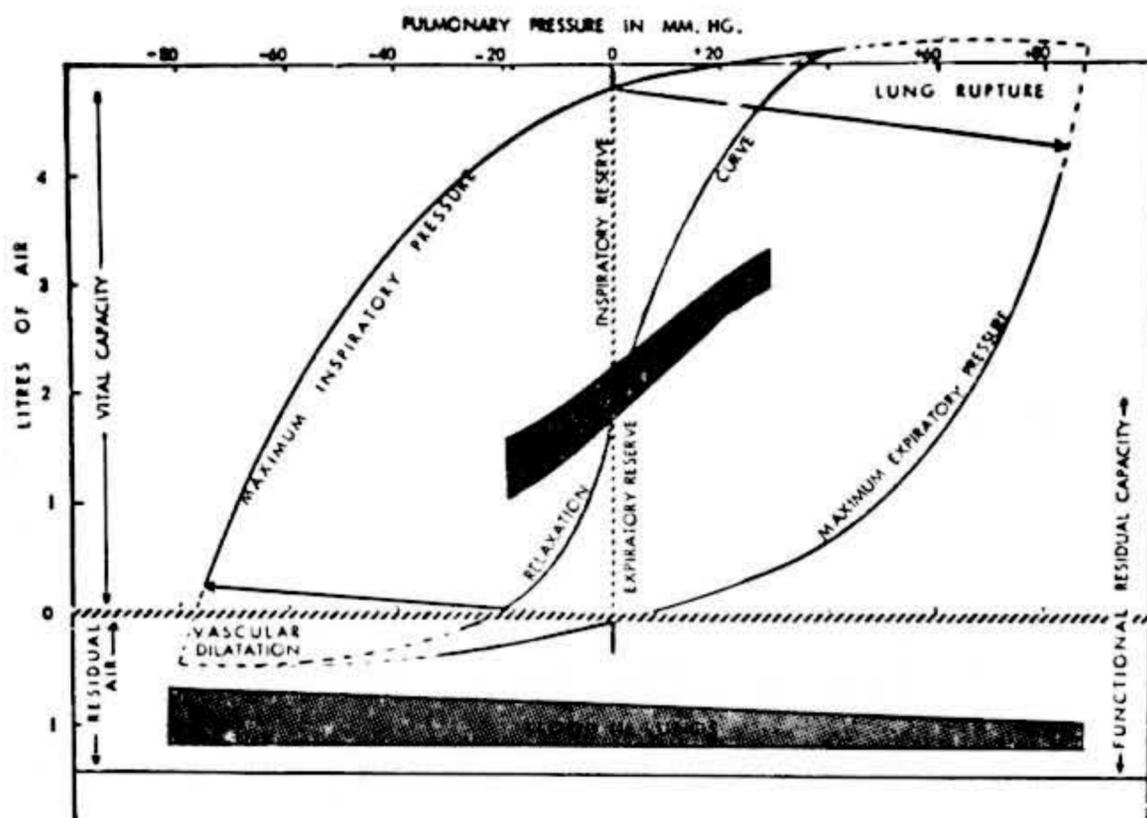


Fig. 2

Curva pressão-volume para respiração passiva (veja descrição no texto) — de Rohn, 1946

uma expiração forçada, obtem-se uma pressão negativa quando os músculos respiratórios se relaxam. Em razão do emprêgo dêste método a curva derivou o nome de “curva pressão-relaxamento”.

A curva é muito útil para estabelecer pressões capazes de produzir quaisquer variações desejadas do volume corrente e que deverão ser aplicadas por um aparelho de respiração artificial.

Dentro dos limites fisiológicos normais a curva é quasi linear; um declive é encontrado ao redor de 100 ml./mm. Hg. no estado normal vigil e em cerca de 70 ml./mm.Hg. no individuo normal sob anestesia geral, embóra existam consideráveis diferenças individuais. É importante reconhecer que estas medidas são estáticas e não podem ser aplicadas ao paciente que está respirando por meios artificiais. Também não são

aplicáveis aos pacientes com doença pulmonar grave, quando a complacência passa a depender diretamente do fluxo de ar e da frequência respiratória.

O efeito da posição na curva pressão-relaxamento foi primeiramente estudado por Rohrer (1915) e subsequentemente confirmado por outros. Foi mostrado que a curva se desviava progressivamente para a direita à medida que a posição era modificada de posição ortostática para a posição inversa (cabeça para baixo). O aumento de desvio correspondia à pressão exercida sobre o diafragma pelo conteúdo líquido abdominal em cada posição intermediária. Este desvio é consideravelmente aumentado nos pacientes obesos ou portadores de enfisema ou de asma com broncospasmo (fig. 3).

A faixa correspondente ao volume corrente, na figura 2, mostra as modificações de volume quando se respira, contra pressões positivas ou negativas diversas. Na pressão ambiente

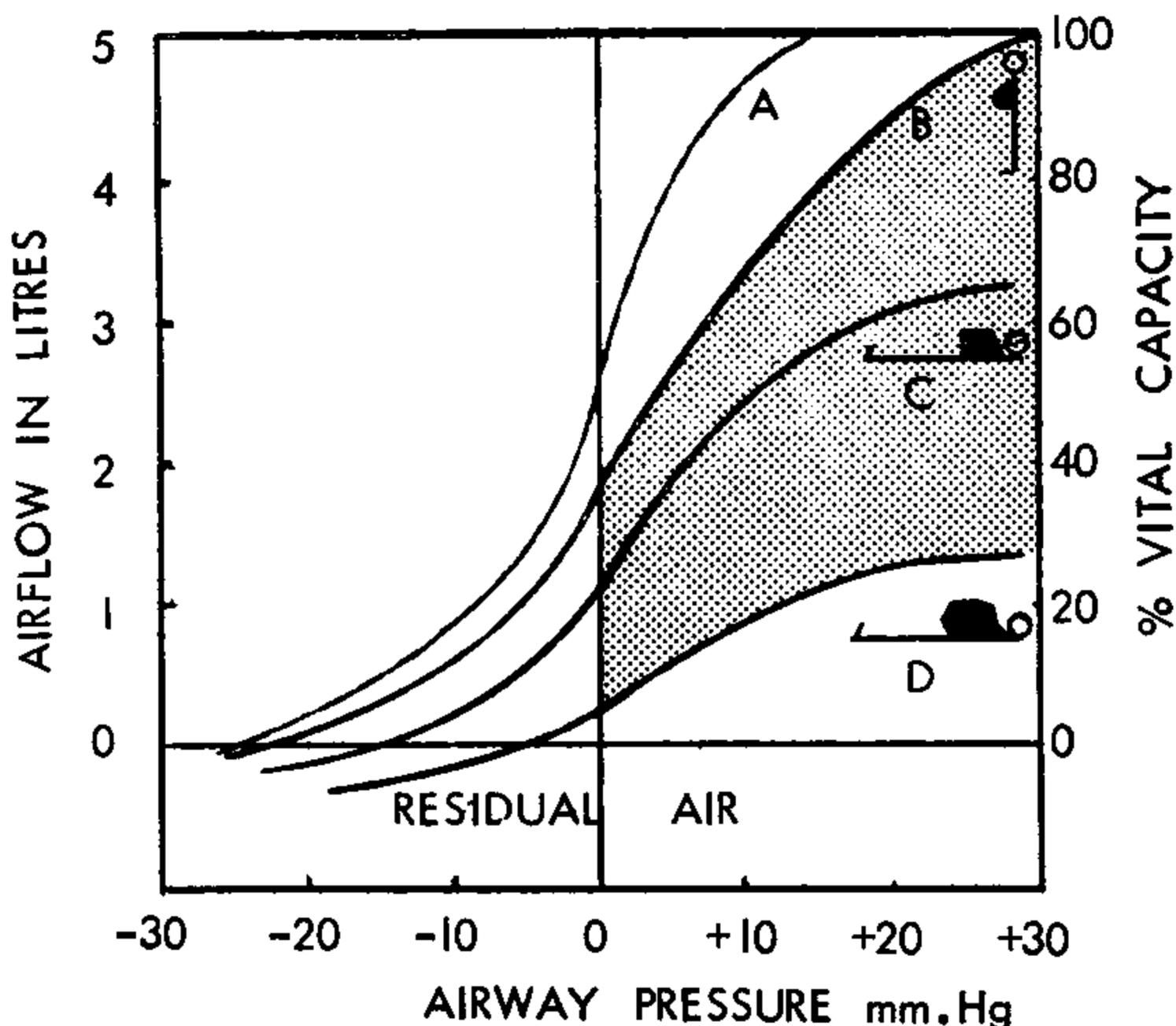


Fig. 3

- A — B) Indivíduo sadio ortoestático
 B — C) Indivíduo sadio decúbito dorsal horizontal
 C — D) Indivíduo enfisematoso ou obeso em decúbito dorsal horizontal

(zero) o limite inferior da faixa de volume corrente cruza a curva pressão-relaxamento (a expiração sendo passiva). Numa pressão positiva de 5mm. Hg. o limite superior (inspiratório) da faixa de volume corrente é que se torna o ponto de cruzamento com a curva pressão-relaxamento. Nesta situação a inspiração torna-se inteiramente passiva, enquanto a expiração é ativa. Em pressões ainda maiores a expiração se faz continuamente sob pressão, deixando de ser passiva, mesmo no pico da inspiração. Quando se respira contra pressões negativas também não ha ponto de relaxamento, porém neste caso é a inspiração que se faz continuamente sob pressão para impedir o colapso do torax.

Os limites externos do diagrama são formados pelas pressões máximas inspiratória e expiratória que podem existir em volumes pulmonares diversos. Estas pressões são medidas respirando com o máximo de esforço contra um manômetro de mercúrio, tomando-se cuidado para evitar o emprêgo das bochechas no soprar ou da lingua no aspirar. O volume correspondente é registrado num espirômetro introduzido no circuito respiratório, utilizando-se como ponto de referência o volume de relaxamento obtido ao final de uma expiração passiva. Após obter o volume de relaxamento desejado, o individuo é transferido do espirômetro para o manômetro e as pressões máximas inspiratória e expiratória conseguidas são devidamente registradas. Estas pressões são colocadas num gráfico de encontro ao volume corrente existente no momento em que tais pressões se desenvolveram. Para pressões positivas êste volume é ligeiramente menor do que o volume calculado pelo espirômetro, porque a pressão comprime todo o ar dos pulmões, inclusive o ar residual. Portanto, a partir do ponto de inspiração máxima e pressão ambiente (zero) as pressões expiratórias são representadas pela seta da direita. Da mesma maneira, a partir do ponto de expiração máxima e pressão ambiente (zero) as pressões inspiratórias são representadas pela seta da esquerda, que se eleva ligeiramente.

Esta seta inclina menos do que aquela, para pressões positivas, porque o volume pulmonar total é restrito ao ar residual e não inclui a capacidade vital.

Estas curvas delimitam tôdas as possibilidades de variação de pressão e volume que possam ocorrer em quaisquer manobras respiratórias. Não podem ser obtidas pressões negativas ou positivas maiores do que estas, a não ser que sejam utilizados meios artificiais.

No lado direito do diagrama, em pressões relativamente baixas, está delimitada a área correspondente à respiração

com pressão positiva contínua (para tratamento do edema pulmonar) ou respiração com pressão positiva intermitente para respiração artificial. Em pressões mais altas (35-50mm. Hg.) o ar pode começar a vazar através o tecido conetivo nos bronquíolos, infiltrar pelo mediastino e produzir enfisema intersticial no pescoço ou no abdomen. Em pressões ainda mais altas (50-80 mm. Hg.) os pulmões podem romper. A linha pontuada no lado direito do gráfico, representando pressões expiratórias, é inexplorada devido ao perigo de dano aos pulmões.

O lado esquerdo do gráfico representa a fase inspiratória. Pressões negativas altas podem ser produzidas em indivíduos submersos na água e respirando ar à pressão ambiente, através um tubo que alcança a superfície. Neste caso, a curva de pressão inspiratória indica a profundidade máxima em que a inspiração é possível em qualquer volume pulmonar. De acôrdo com o diagrama, a pressão inspiratória máxima é cerca de 80 mm. Hg. McKay (1948) estudou esta questão e concluiu que 5 pés de água (1,52 metros) era a profundidade limite, além da qual a inspiração se tornava impossível. Isto corresponde a cerca de 110 mm. Hg. Pressões negativas extremas, como aquelas indicadas pela linha pontuada, não foram exploradas devido ao perigo de superdistensão dos vasos sanguíneos e à possibilidade de hemorragia pulmonar.

Uma linha vertical de zero à qualquer ponto da curva inspiratória ou expiratória representa a capacidade vital. Pode-se observar que pequenas modificações de pressão, em qualquer direção, podem ter efeito pouco acentuado sobre a capacidade vital, porém em altas pressões, quer positivas ou negativas, a capacidade vital diminui marcadamente e eventualmente pode chegar a zero. Pode-se observar, outrossim, que o volume de inspiração máxima pode ser um pouco aumentado quando se emprega uma pressão positiva nos pulmões e vice-versa (Rahn e outros, 1946).

O ar residual varia grandemente com a pressão, sendo muito maior nas pressões positivas e um pouco menor nas pressões negativas. Do lado da pressão positiva, este aumento do ar residual resulta principalmente da inabilidade dos músculos expiratórios em esvaziar normalmente o torax. Um outro fator de menor importância é a variação da quantidade de sangue no torax. Esta quantidade diminui nas pressões positivas, porém aumenta nas pressões negativas. Tais variações causam modificações correspondentes do espaço disponível para o ar residual. Medidas experimentais indicam que 200 a 500 ml. de sangue podem ser expulsos dos pulmões pela pressão positiva (Fenn e outros, 1947).

A curva pressão-relaxamento pode também ser analisada em relação à elasticidade pulmonar e à elasticidade das outras estruturas que tomam parte na respiração, incluindo o diafragma, parede torácica e parede abdominal. Isto é ilustrado na figura 4, onde a curva de relaxamento é representada por

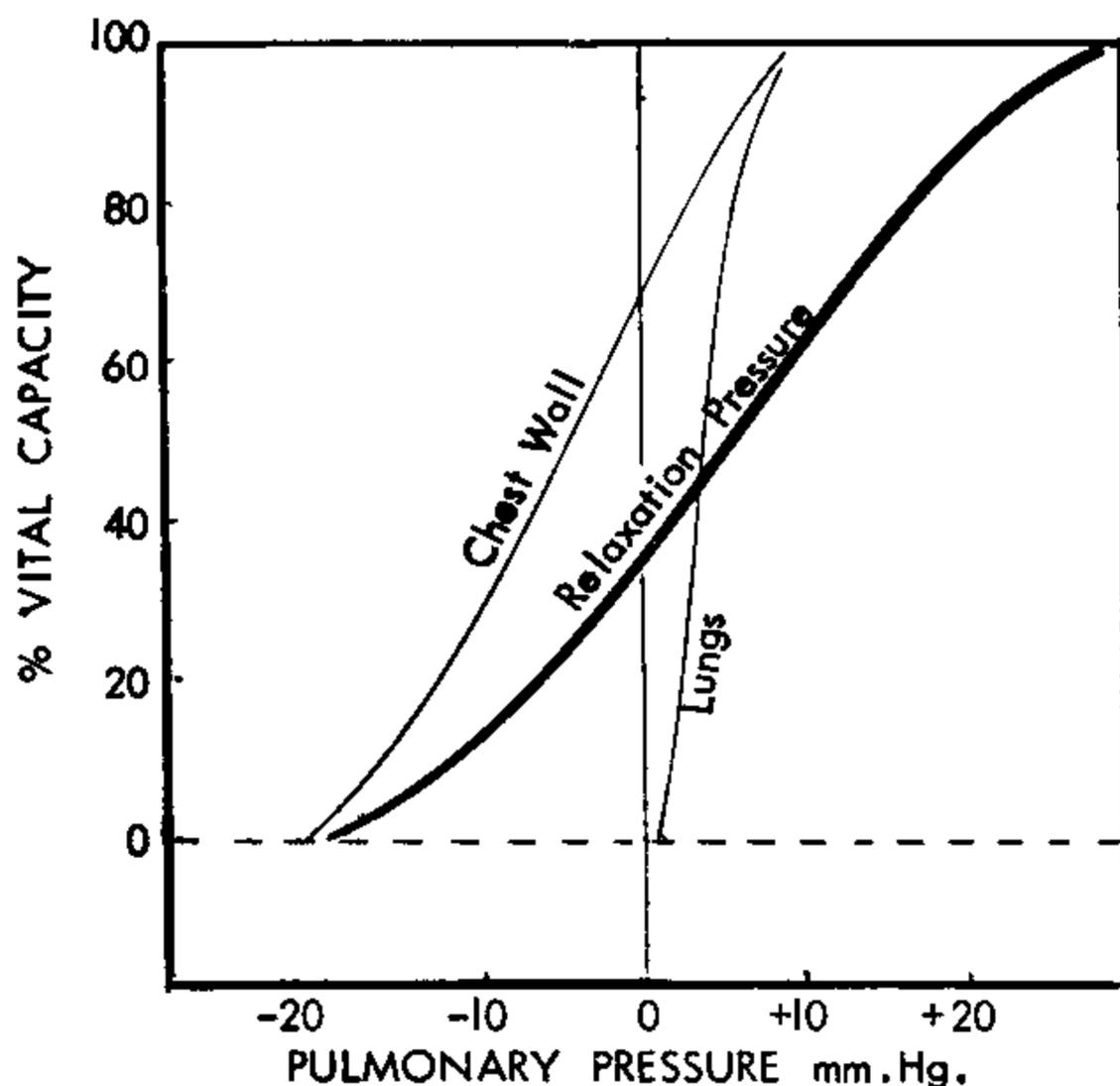


Fig. 4

Curva pressão-relaxamento mostrando os prováveis componentes devidos à parede torácica e pulmão separadamente

uma linha em negrito comparada com as prováveis curvas pressão-volume do pulmão e da parede torácica, isoladamente, representadas em linhas finas. No volume de relaxamento, quando a curva cruza a linha zero de pressão ambiente (cerca de 35% da capacidade vital), as pressões exercidas pelo torax e pelos pulmões são iguais e opostas. Durante a inspiração o torax tem uma tendência a expandir com uma pressão igual à pressão de colapso dos pulmões. Num volume cerca, de 53% da capacidade vital, o torax atinge a sua posição de repouso, sendo esta posição o ponto em que a curva pressão-volume do torax cruza o eixo zero de pressão. Neste volume, a curva de elasticidade pulmonar cruza a curva pressão-relaxamento. Neste ponto toda a pressão de relaxamento é devida à elasticidade pulmonar, de maneira que no pneumotorax cirúrgico,

quando há colapso do pulmão, o torax deveria expandir até seu ponto de repouso.

Se representarmos gráficamente as relações pressão-volume de um balão de borracha também encontraremos uma curva, em forma de S. De acôrdo com a teoria da distensibilidade da borracha há uma porção média no balão que é mais distensível, onde as moléculas estão dispostas em cadeias menos dispersas e onde a elasticidade diminue a medida que o volume aumenta. Em pequenos volumes as forças moleculares opoem uma maior resistêcia à expansão e em volumes maiores a borracha, endurece devido à um processo de cristalização. Êstes fenômenos são observados respectivamente nos recém-natos e nos pacientes idosos. Entre êstes extremos de idade a porção ingreme da curva do pulmão humano tem um declive de cerca de 15% da capacidade vital/mm. Hg., enquanto a distensibilidade geral do pulmão é cerca de 5% a 6% da capacidade vital/mm. Hg.

A elasticidade do pulmão pode ser medida pelo registro da pressão intrapleurale em diferentes volumes. Neergard e Wirz (1927) mostraram que isto pode ser medido no diagrama volume-pressão pelo declive de uma linha ligando os pontos correspondentes ao fim da inspiração e ao fim da expiração — pontos onde a velocidade de movimento do ar é zero (isto é, pontos onde a direção do fluxo de ar se reverte).

b) O TRABALHO DA RESPIRAÇÃO.

A pressão máxima registrada em cada volume, na figura 2, representa a soma algébrica das pressões ativa e passiva. A pressão produzida pela contração dos músculos respiratórios (ativa) é obtida subtraindo-se a pressão de relaxamento de cada volume pulmonar das pressões máximas inspiratória e expiratória, para o mesmo volume.

Na figura 5 a zona entre a curva pressão-relaxamento e o eixo vertical de pressão zero representa o trabalho elástico necessário para insuflar ou esvaziar o torax, partindo do volume de relaxamento. V_r . Êste trabalho é o que deveria ser necessário, se a variação de volume ocorresse tão vagarosamente que a resistêcia de fricção fosse negligível. Na respiração real o caso não é êste e a linha pontuada $V_rA'A$ representa as pressões de fato necessárias para aumentar o volume a 1,6 litros de V_r . a G, numa frequência de 15/minuto. O trabalho total exercido durante esta inspiração é $V_rA'AG$. Durante a expiração a energia potencial V_rAG está à disposição para efetuar o trabalho da expiração.

Neste caso, a energia potencial armazenada durante a inspiração é mais do que suficiente para expiração, posto que a área

expiratória no diagrama fica inteiramente coberta pelo triângulo (VrAG). Note-se que apenas uma pequena fração da área total do diagrama pressão-volume é necessária para a respiração normal. Mesmo na respiração com uma frequência alta de 100 litros/minuto, apenas cerca de um terço da área total seria necessária.

c) FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA ÓTIMA.

Para uma determinada ventilação alveolar há uma certa frequência respiratória que exige um mínimo de trabalho. Se a frequência é muito alta, o volume corrente é pequeno e a ventilação do espaço morto constitui uma grande fração do total. Se, por outro lado, a frequência é muito baixa, o volume corrente é muito grande.

Respiratory loop VrAA' on the PV diagram was obtained from a patient during passive ventilation in a tank respirator. This loop represents the pressure required to increase the lung volume 1.6 litres (Vr to G) at a frequency of 15 breaths per minute. Simultaneous values of pressure and volume are shown by broken lines. Relaxation curve is shown by solid diagonal line Vr. Area of VrA'AG represents respiratory power ('work') for the frequency of breathing used.

(from Otis, Fenn, & Rahn, 1950)

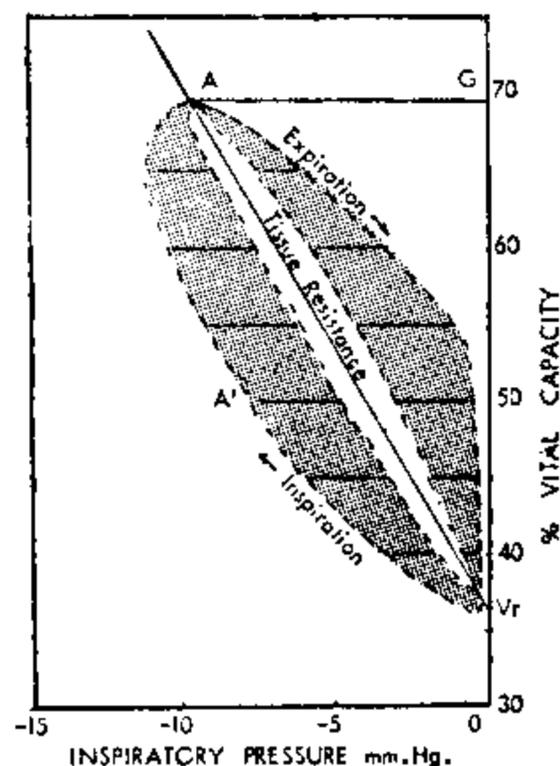


Fig. 5

Area respiratória (loop) para calcular a energia da respiração

Um grande volume corrente representa desvantagem, pois o trabalho elástico aumenta com o quadrado do volume corrente. A frequência ótima para uma ventilação alveolar determinada pode ser matematicamente calculada empregando as frações correspondentes ao alvéolo e ao espaço morto no cômputo do volume corrente. Para uma ventilação alveolar de 6 litros/minuto a frequência ótima é 15 respirações por minuto. Em condições de repouso, portanto, o homem parece escolher instintivamente a frequência respiratória mais aproximada daquela necessária para um trabalho mínimo. De um ponto de vista econômico isto não é muito importante pois o custo total de respiração por dia é relativamente pequeno.

Os valores das diferentes frações do trabalho respiratória em função da frequência estão representados na figura 6. As curvas representam o trabalho necessário para produzir uma ventilação alveolar de 6 litros/minuto na frequência de 15. O trabalho elástico diminui progressivamente com a diminuição do volume corrente ou com o aumento da frequência. As frações correspondentes à viscosidade e à turbulência, entretanto, tem tendência a aumentar. A resistência viscosa é uma fração linear da velocidade, enquanto a resistência da turbulência é o quadro da velocidade. Neste volume de ventilação alveolar (6 litros-minuto) o fator turbulência é uma pequena parte do total, nos volumes minuto maiores ela aumenta rapidamente. O diagrama representa apenas o trabalho da inspiração, assumindo que a expiração é passiva. Isto é verdade para volumes

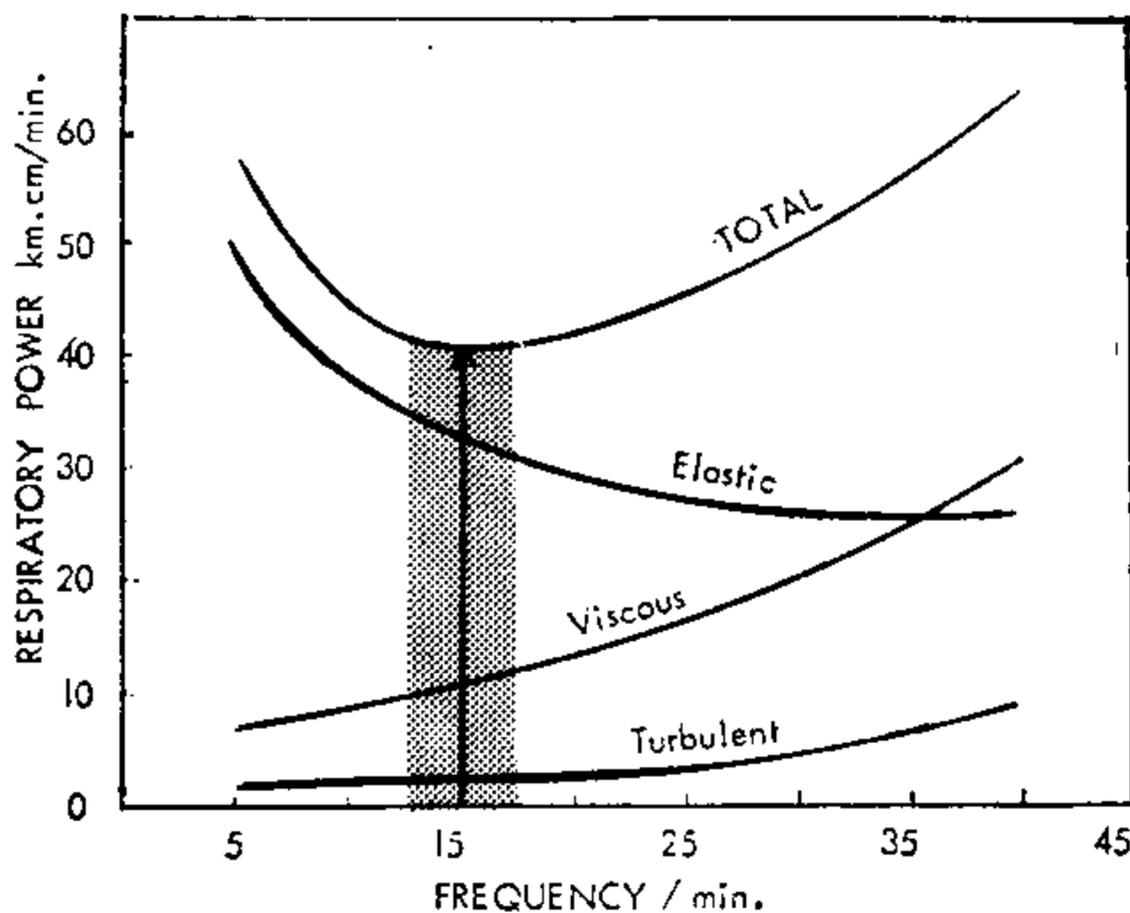


Fig. 6

Efeito da frequência respiratória sobre o gasto de energia (de Otis e outros, 1950)

relativamente baixos de ventilação. Em volumes minuto maiores, quando o total da energia elástica potencial acumulada na inspiração é empregado para a expiração, o trabalho total para a inspiração e expiração é igual ao dobro dos valores das resistências da viscosidade e da turbulência (excluindo o trabalho elástico). Isto é verdade se o padrão de velocidade expiratória for igual ao padrão inspiratório, pois se o trabalho elástico for somado ao trabalho inspiratório teria que ser necessariamente subtraído do trabalho expiratório.

No individuo normal há uma ventilação máxima além da qual o CO₂ alveolar aumentará em lugar de diminuir. Nos pacientes com doença pulmonar o volume ventilatório máximo adequado para reduzir o pCO₂ é muito menor do que o normal. Desta maneira o paciente com enfisema grave é geralmente incapaz de reduzir o pCO₂ arterial pela hiperventilação voluntária.

Num paciente com insuficiência pulmonar a ventilação alveolar pode ser suficiente para prover uma eliminação adequada de CO₂ em repouso, de maneira que um pCO₂ arterial normal será mantido. Qualquer fator que aumente o trabalho respiratório tais como, aumento da resistência por obstrução brônquica, fibrose pulmonar ou congestão e válvulas defeituosas nos aparelhos de anestesia, é capaz de produzir uma retenção de CO₂. Do mesmo modo, a febre devida à infecção aumenta a produção de CO₂, aumentando ainda mais o trabalho respiratório até chegar a um ponto em que a ventilação é inadequada resultando uma elevação aguda do pCO₂ arterial e queda do pH, mesmo que o paciente esteja hiperventilando.

d) AÇÃO DOS MÚSCULOS RESPIRATÓRIOS.

A área total de um diagrama pressão-volume representa o trabalho total que poderia ser executado por todos os músculos respiratórios para o transporte de ar para dentro e para fora dos pulmões. Entretanto, os músculos por si próprios trabalham meramente encurtando-se sob tensão. Quando os intercostais externos se encurtam eles elevam o gradil costal e os intercostais internos fazem o inverso. A área do diagrama pressão-volume deriva simplesmente da soma das áreas de todos os diagramas comprimento-tensão dos músculos individualmente interessados na respiração.

Os músculos respiratórios são capazes também de encurtarem apenas uma fração apreciável do seu comprimento, sendo isto necessário para a execução eficiente de seu trabalho. Se eles encurtarem-se demasiado a tensão é muito baixa, se eles encurtarem-se pouco o trabalho efetuado é muito pequeno. Suas condições de trabalho para a respiração são evidentemente tão vantajosas quanto as dos demais músculos esqueléticos.

Num estudo recente da resistência das vias aéreas e volume pulmonar no qual estagios diversos de inflação pulmonar foram usados em cada individuo, a "*condutividade das vias aéreas*" (a reciproca da resistência) foi aproximadamente linear em relação ao estágio de inflação. A regressão da condutividade das vias aéreas sobre o volume pulmonar mostrou que a resis-

tência das vias aéreas *em crianças* é 3 a 5 vezes mais do que nos adultos. Esta diferença está mais relacionada à diferenças de volume pulmonar do que à diferenças de idade.

Comentários e Resumo

Apesar da mecânica da respiração ser um assunto estudado no homem há cerca de 50 anos, nosso conhecimento à este respeito ainda é muito fragmentário. É pois muito difícil relacionar as características físicas da respiração com respiradores mecânicos que pretendem regulá-la. Com base nos dados e informações que podemos dispôr atualmente, podemos no entanto concluir que os respiradores automáticos devem ser projetados e desenhados de maneira que o volume, a amplitude de pressão e a frequência da ciclagem possam ser controlados individualmente. Desta maneira um respirador poderá ser empregado numa enorme variedade de pacientes e um melhor conhecimento do assunto pode ser adquirido — em lugar de emprêgo indiscriminado de volumes e/ou pressões fixas para todos os pacientes na esperança de não produzir danos.

O anestesiolegista, tem uma posição ímpar, pois êle trata diariamente pacientes com acentuada depressão respiratória e pode — pela observação cuidadosa — determinar as características que seriam desejáveis num respirador mecânico. Sòmente registrando cuidadosamente os dados de cada parâmetro respiratório, as respostas cardio-vasculares do paciente e a sequência pós-operatória, podemos nós, em última análise, decidir quais são as qualidades desejáveis de um respirador mecânico. Nesse interim devem ser aguardados os resultados daqueles que estão adquirindo uma larga experiência com o uso de uma grande variedade de respiradores automáticos, nos quais a ventilação pulmonar é executada por um método pré-determinado, em relação aos fatos conhecidos da mecânica respiratória.

Summary

Although the mechanics of respiration have been studied in man for over 50 years, our knowledge of this important subject is still very sketchy. It is therefore difficult to relate the physical characteristics of respiration to regulating devices on mechanical respirators. However, on the basis of present information, automatic devices should be designed so that the volume delivered, the pressure amplitude and the rate of cycling may be controlled individually. In this way, the respirator can be applied to a wide variety of patients, and more reliable knowledge can be procured — rather than applying relatively fixed volume or pressure settings for all patients, and hoping that no harm will be done. The anesthesio-

logist is in a unique position, in that he deals every day with patients with severe respiratory depression, and can — by careful observation, determine the characteristics which would be desired in a mechanical respirator. Only by keeping careful records of each respiratory parameter, of the cardiovascular responses of the patient and their postoperative course, can we ultimately decide on what the most desirable features of a mechanical respirator may be. In the meantime, he must await the reports from those who are procuring extensive experience in the use of a variety of automatic respirators in which pulmonary ventilation is provided by a "tailor — made" method, as related to known facts in respiratory mechanics.

Bibliografia

1. *Attinger, E. O., Monroe, R. G. and Segal, M. S.* (1956) — The Mechanics of Breathing in Different Body Positions, I. In Normal Subjects, *J. Clin. Invest.* 35, 904.
2. *Attinger, E. O., Herschfus, J. A., and Segal, M. S.* (1956) — The Mechanics of Breathing in Different Body Positions, II. In Cardiopulmonary Disease, *J. Clin. Invest.* 35, 912.
3. *Attinger, E. O., Goldstein, M. M. and Segal, M. S.* (1958) — The Mechanics of Breathing in Normal Subjects and In Patients With Cardiopulmonary Disease, *Ann. Int. Med.* 48, 1269.
4. *Baldwin, E. de F., Cournand, A. and Richards, D. W., Jr.,* (1949) — Pulmonary Insufficiency, II. A Study of Thirty Nine Cases of Pulmonary Fibrosis, *Medicine* 28, 201.
5. *Baldwin, E. de F., Cournand, A. and Richards, D. W., Jr.,* (1949) — Pulmonary Insufficiency, III. A Study of 122 Cases of Chronic Pulmonary Emphysema, *Medicine* 28, 201.
6. *Bayliss, L. E. and Robertson, G. W.* (1939) — The Visco-elastic Properties of the Lungs, *Quart. J. Exper. Physiol.* 29, 27.
7. *Bernoulli, G.,* (1911) — Zur Mechanik der Atembewegungen, *Arch. f. exper. Path. u. Pharmakol.* 66, 313.
8. *Campbell, E. J. M.* (1958) — The Respiratory Muscles and the Mechanics of Breathing, London, Lloyd-Luke (Medical Books) Ltd.
9. *Mackay, R. S.* (1948) — To Determine the Greatest Depth in Water at Which One Can Breathe Through a Tube, *Am. J. Physics* 16, 186.
10. *Neergaard, K. V. and Wirz, K.,* (1927) — Uber eine Methode zur Messung der Lungenelastizitat am lebenden Menschen, insbesondere beim Emphysem, *Ztschr. f. klin. Med.* 105: 35.
11. *Otis, A. B., Fenn, W. O. and Rahn, H.* (1950) — Mechanics of Breathing, *J. Appl. Physiol.* 2, 592.
12. *Rahn, H., Otis, A. B., Chadwick, L. E. and Fenn, W. O.* (1946) — The pressure — volume diagram of the Thorax and Lung, *Am. J. Physiol.* 146, 161.
13. *Rohrer, F.* (1915) — Der Stromungswiderstand in den menschlichen Atemwegen und der Einfluss der unregelmassigen Verzweigung der Bronchial-systems auf den Atmungsverlauf verschiedenen Lungenbezirken Pflugers, *Arch. f. d. ges. Physiol.* 162, 225.

CURARIZANTE
DE
SÍNTESE

FLAXEDIL

2559 F - 3697 RP



CIRURGIA

ABDOMINOPELVIANA, TORÁCICA, PULMONAR

ANESTESIA ENDOTRAQUEAL
CONVULSOTERAPIA



ATIVIDADE DO CURARE NATURAL
LARGA MARGEM DE SEGURANÇA
SEM EFEITOS HISTAMÍNICOS



Caixa de 25 ampolas de 2 cm³ a 40 mg



A marca de confiança

RHODIA

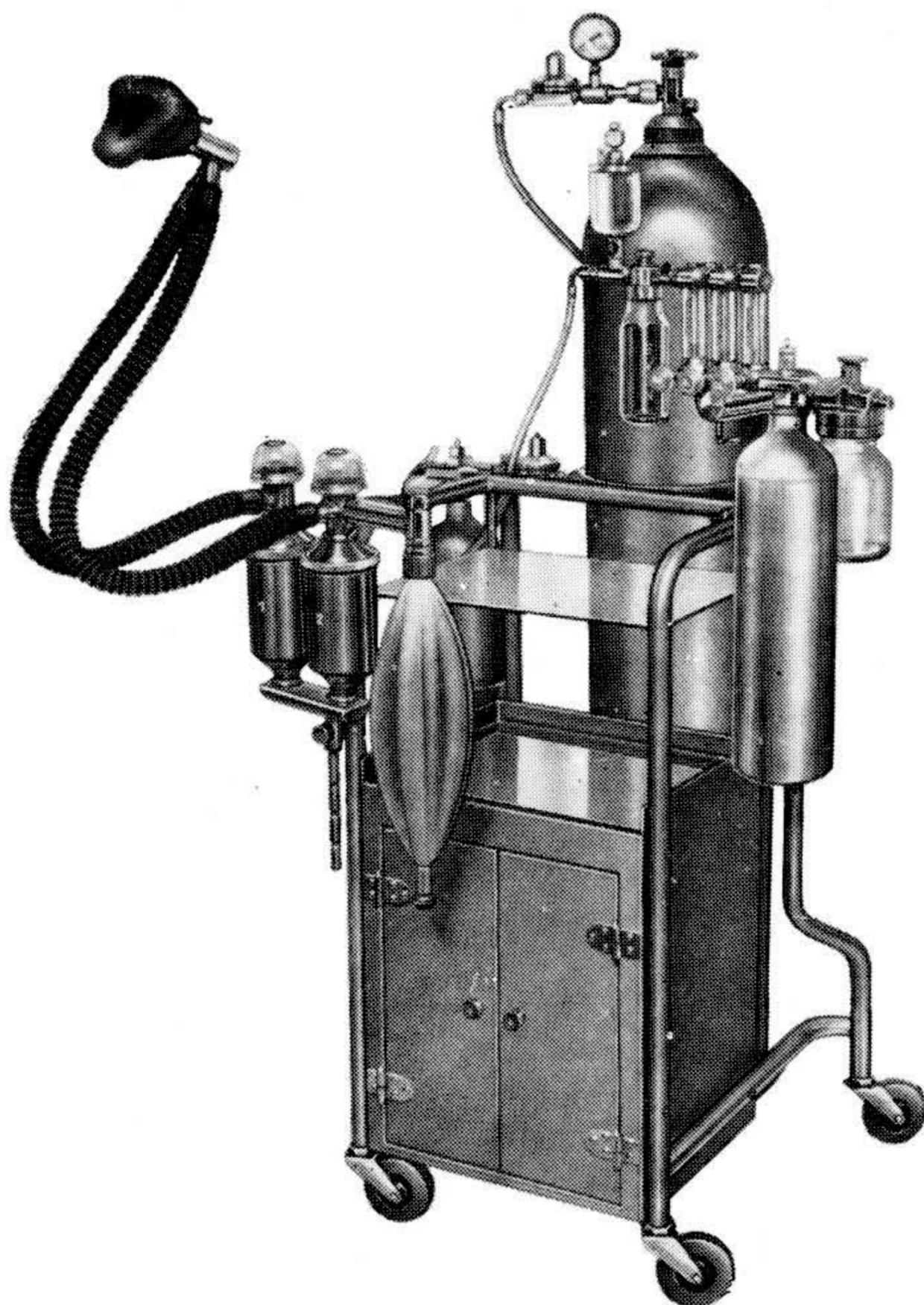
Caixa Postal 8095 - São Paulo, SP

precisão

resistência

segurança

NARCOSUL M.G.-101



aparelhos de diversos modelos e acessórios
para Anestesia e Oxigênio-terapia

NARCOSUL INDUSTRIAL E COMERCIAL LTDA.

RUA LUZITANA, 661 - PÔRTO ALEGRE - R. G. S. - BRASIL

REPRESENTANTE NO RIO:

WENCESLAU BRANDÃO

AVENIDA RIO BRANCO, 20 - S/902 - RIO DE JANEIRO
E REPRESENTANTES EM OUTROS ESTADOS