

CARACTERÍSTICAS DE FLUXO DO RESPIRADOR DE TAKAOKA (*)

DR. ZAIRO E. G. VIEIRA, E.A. ()**

A relação entre o tipo ou a curva de fluxo produzido pelos ventiladores de pulmão e a habilidade de compensar alterações da complascência e resistência pulmonares tem sido focalizada com freqüência na literatura anestesiológica recente.

A presente investigação foi encetada com a finalidade de estudar o fluxo produzido pelo respirador de Takaoka e compará-lo com a respiração espontânea e outros métodos de ventilação controlada. O pneumotacógrafo de Fleisch e aparelhagem eletrônica apropriada foram empregados para registrar curvas de fluxo e pressão numa mesma paciente.

O respirador de Takaoka é classificado como um gerador de força progressiva limitado a valores baixos, subordinado ao fluxo de entrada no aparelho. O fluxo é relativamente independente da pressão nas vias aéreas e das alterações da complascência ou resistência pulmonares. Esta característica implica numa fase de pressão positiva relativamente prolongada para obter-se um volume minuto adequado. O fluxo máximo fornecido pelo aparelho fica no limite inferior do fluxo inspiratório de um adulto em repouso.

O fluxo expiratório é também constante, fixo, «controlado» pelo aparelho, limitado a valores baixos. Esta «resistência» à expiração contribui para prolongar ainda mais a vigência da pressão positiva intra-pulmonar. A pressão positiva média é, entretanto, mantida em níveis razoáveis com o auxílio da pressão negativa ao final da expiração.

O respirador de Takaoka é classificado como um gerador de força progressiva ou gerador de fluxo, porém com fluxos limitados a valores baixos.

O respirador de Takaoka (1, 2) é um ventilador de pulmão, tipo controlador, com ciclagem por pressão. O volume insuflado é limitado pela pressão máxima pré-regulada no aparelho e, conseqüentemente, sujeito às variações da complascência tóraco-pulmonar e da resistência das vias aéreas. A relação inspiração-expiração é fixa em 1:1.

São inúmeros os estudos clínicos que atestam a popularidade do aparelho entre os anestesiológicos (3, 4, 5, 6, 7),

(*) Trabalho realizado no Departamento de Anestesiologia do Cook County Hospital, Chicago, Illinois, USA.

(**) Assistente do Departamento, Anestesiologista do Hospital do Servidor da Guanabara, Rio de Janeiro, Brasil em intercâmbio científico nos Estados Unidos. Professor Associado da Escola Médica de Pós-Graduação da Universidade Católica do Rio de Janeiro.

principalmente no Brasil e América Hispânica; todavia, são escassos os trabalhos que focalizam as características funcionais do respirador e a repercussão sobre a fisiologia respiratória e circulatória (8, 9, 10).

A literatura anestesiológica recente tem enfocado particularmente o fluxo produzido pelos ventiladores de pulmão e colocado em evidência a relação entre o tipo de fluxo, alterações da complascência e resistência dos pulmões, e ventilação pulmonar adequada. (11).

Com a finalidade de esclarecer esta característica do respirador de Takaoka encetamos a presente investigação. Para análise comparativa incluímos no estudo a respiração espontânea e outros tipos de ventilação controlada.

MÉTODO

O fluxo de gases nas vias aéreas foi medido pelo pneumotacógrafo de Fleisch, previamente calibrado com fluxos conhecidos de oxigênio e verificados por dois fluxômetros de Fischer-Porter, com um desvio standard de 1 por cento (Figura 1). A tela do pneumotacógrafo foi aquecida por uma

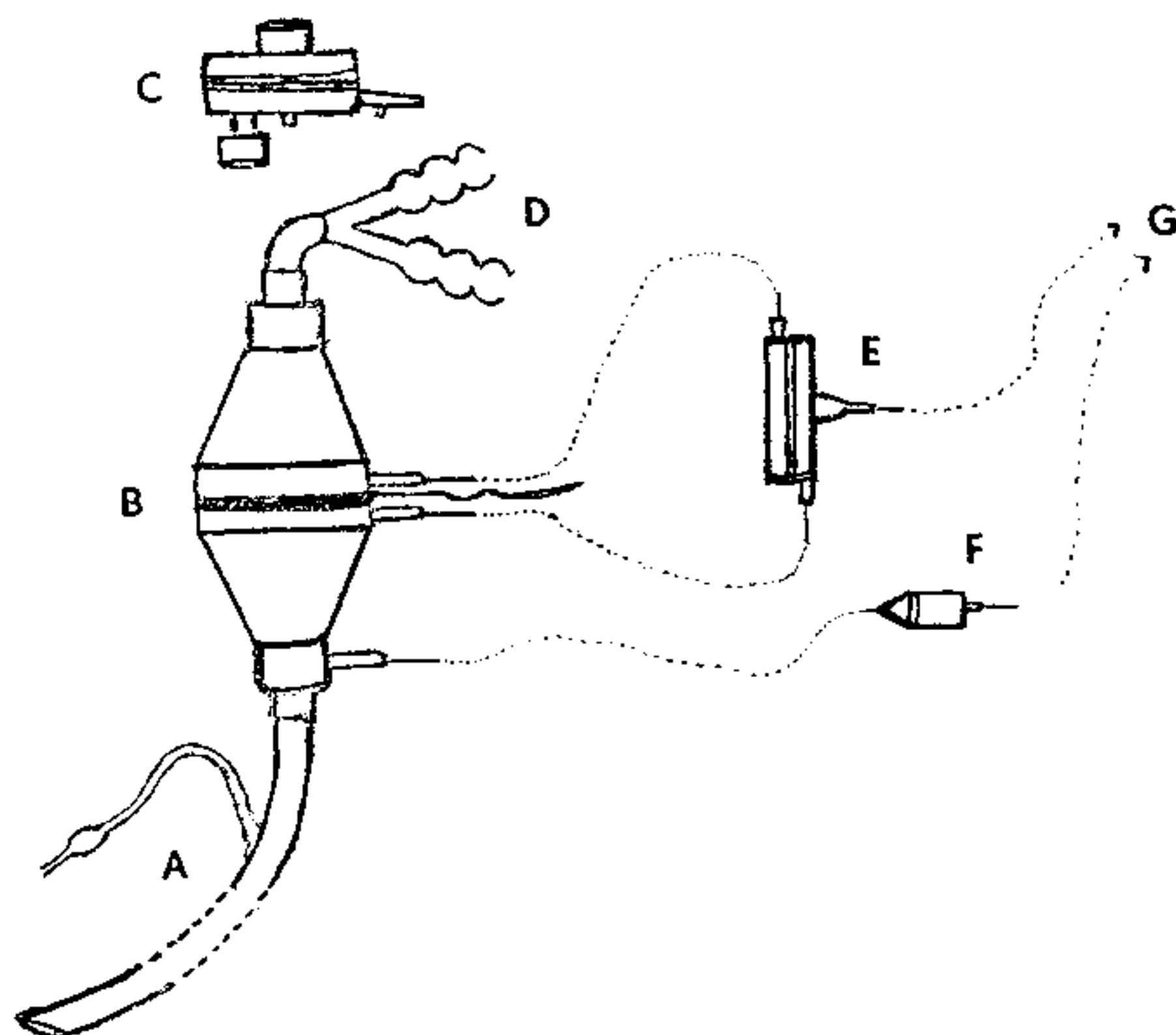


FIGURA 1

Diagrama do sistema empregado para medir fluxos e pressões: A. tubo traqueal, B. pneumotacógrafo de Fleisch, C. Respirador de Takaoka, D. sistema circular de inalação, E. Manômetro eletrônico diferencial para fluxos (mod.PT5A,Grass), F. manômetro eletrônico para baixas pressões (mod.P23BC,Statham), G. Conexões para o aparelho de inscrição direta (Polygraph Grass, mod.7)

pilha de 5 volts para evitar o acúmulo de humidade. O gradiente de pressão entre os lados da tela foi medido diretamente por um manómetro eletrônico de baixa pressão (transducer), modelo PT5A (Grass).

A pressão das vias aéreas foi tomada na extremidade proximal do tubo traqueal e medida por um manómetro eletrônico de baixa pressão (transducer), modelo P23BC (Statham).

As curvas de fluxo e pressão foram visualizadas num osciloscópio e registradas por um aparelho de inscrição direta (Polygraph Grass, modelo 7).

O volume minuto foi medido com a respirómetro de Wright colocado logo após o pneumotocógrafo e o volume corrente calculado a partir dessa medida. A complacência tóraco-pulmonar e a resistência das vias aéreas não foram medidas.

Todos os gráficos foram tomados numa mesma paciente. O controle inicial com respiração espontânea foi realizado com a enferma consciente, antes da indução da anestesia, respirando 100 por cento oxigênio, por meio de uma máscara apropriada e bem ajustada. Para diminuir a turbulência foram evitadas ao máximo as conexões curvas, em ângulo reto ou diâmetro inferior ao do tubo traqueal.

A medicação pré-anestésica consistiu de 10 mg de morfina e 0,2 mg de escopolamina. A paciente pesava 56 quilos e tinha 1,64 metros de altura e foi submetida a uma laparotomia ginecológica. A indução e manutenção da anestesia foram realizadas com uma mistura de protóxido de azoto e fluotano, num sistema circular, com fluxos altos (2 litros de N₂O e 1 litro de O₂) e absorção de gás carbônico. Quando o respirador de Takaoka foi investigado passou-se automaticamente para um sistema sem reinalação, com fluxos de 10 a 15 litros por minuto.

O sistema de medição, amplificação e registro foi verificado antes, durante e depois de cada traçado, pois o alto grau de humidade do gás expirado pode ocasionar desvios acentuados da linha base.

O respirador de Takaoka foi colocado na extremidade proximal do pneumotocógrafo e regulado para fornecer um volume minuto adequado. O ventilador Bird foi adaptado no local da bolsa respiratória do sistema circular e regulado para volume minuto comparáveis. Idêntico procedimento foi utilizado para o controle manual da ventilação. Cada método de ventilação controlada foi usado durante um mínimo de 10 minutos, com a paciente em apnéia, após dose adequada de relaxante muscular.

RESULTADOS

Os gráficos obtidos estão apresentados nas figuras 2 a 6. O traçado superior corresponde à curva de fluxo, em litros por minuto, e o inferior à curva de pressão, em centímetros de água. A curva de fluxo mostra dois segmentos: o fluxo inspiratório, acima da linha base, e o fluxo expiratório, abaixo da linha base (fluxo zero). Cada curva tem um ramo ascendente de retorno a zero.

Respiração espontânea (figura 2).

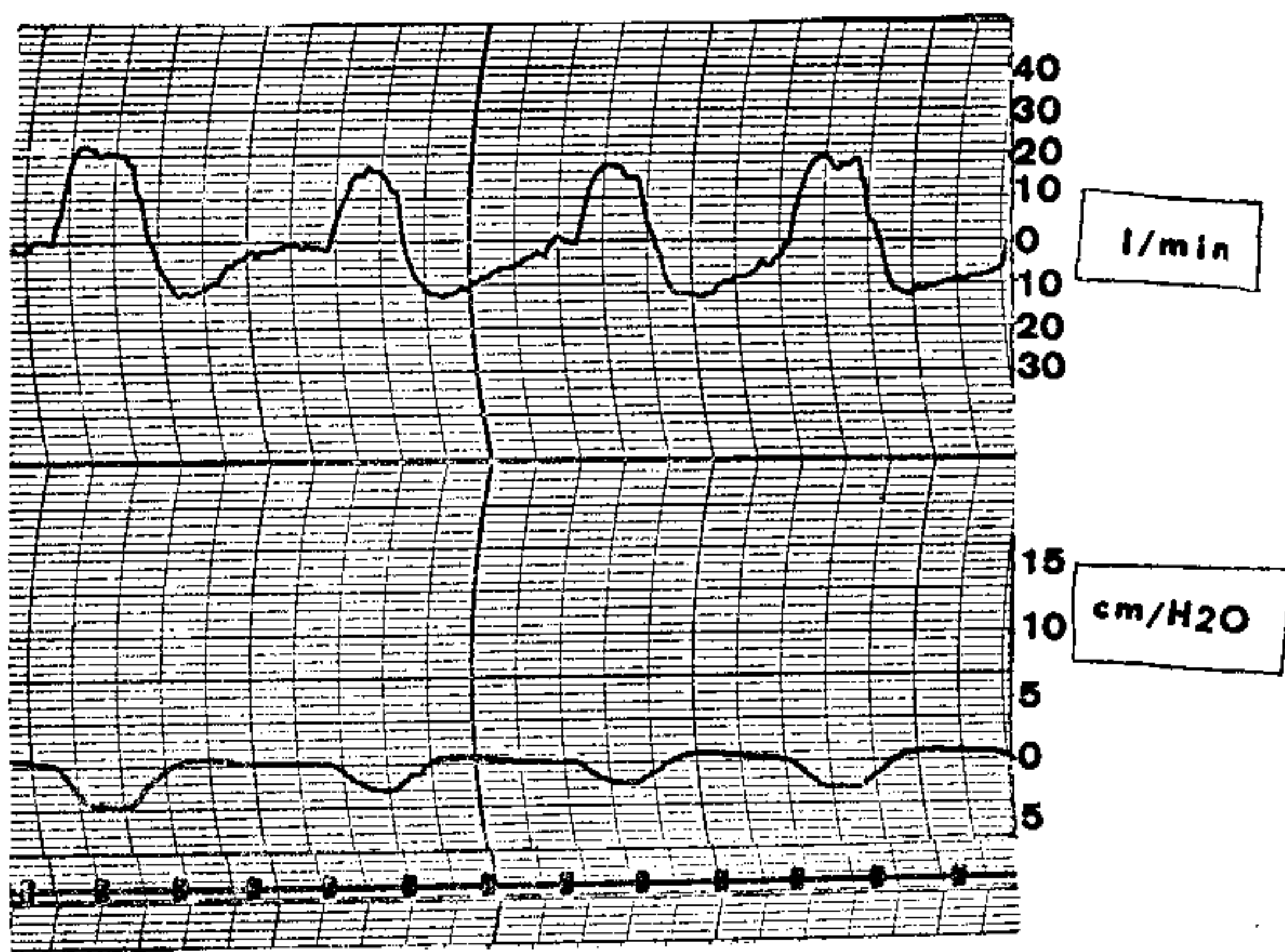


FIGURA 2

Respiração espontânea, curva de fluxos parabólica.

Há uma pressão negativa inspiratória, que se aplanar ao redor de 3cm/H₂O e volta à linha base. Segue-se uma pausa, em pressão zero, antes do próximo ciclo respiratório. A relação inspiração-expiração é de 1:2.

O fluxo inspiratório aumenta rapidamente nos momentos iniciais e de forma gradual daí por diante. O fluxo máximo, ao redor de 20 l/min., é atingido no terço final da fase de pressão negativa. O retorno a linha base tem um aspecto semelhante e o fluxo é nulo quando a pressão volta a zero.

Na expiração, o fluxo atinge um mínimo de 10 a 12 l/min numa curva semelhante à anterior, porém volta a zero mais vagarosamente. Segue-se uma pequena pausa em que não há movimento de gás.

O volume corrente era 300 ml e a frequência respiratória 18/min.

Com respiração profunda os fluxos atingiram valores de 30 a 40 l/min. A curva, entretanto, sempre conservou o seu aspecto parabólico.

Infelizmente, as condições ambientais — sala de operações, apreensão pré-operatória, decúbito dorsal, medicação pré-anestésica — impossibilitaram a obtenção de uma curva de fluxo "normal" (curva de Fleisch). Notam-se imediatamente os pequenos desvios da "normalidade" da relação inspiração-expiração e da pausa.

Respirador de Takaoka (figura 2).

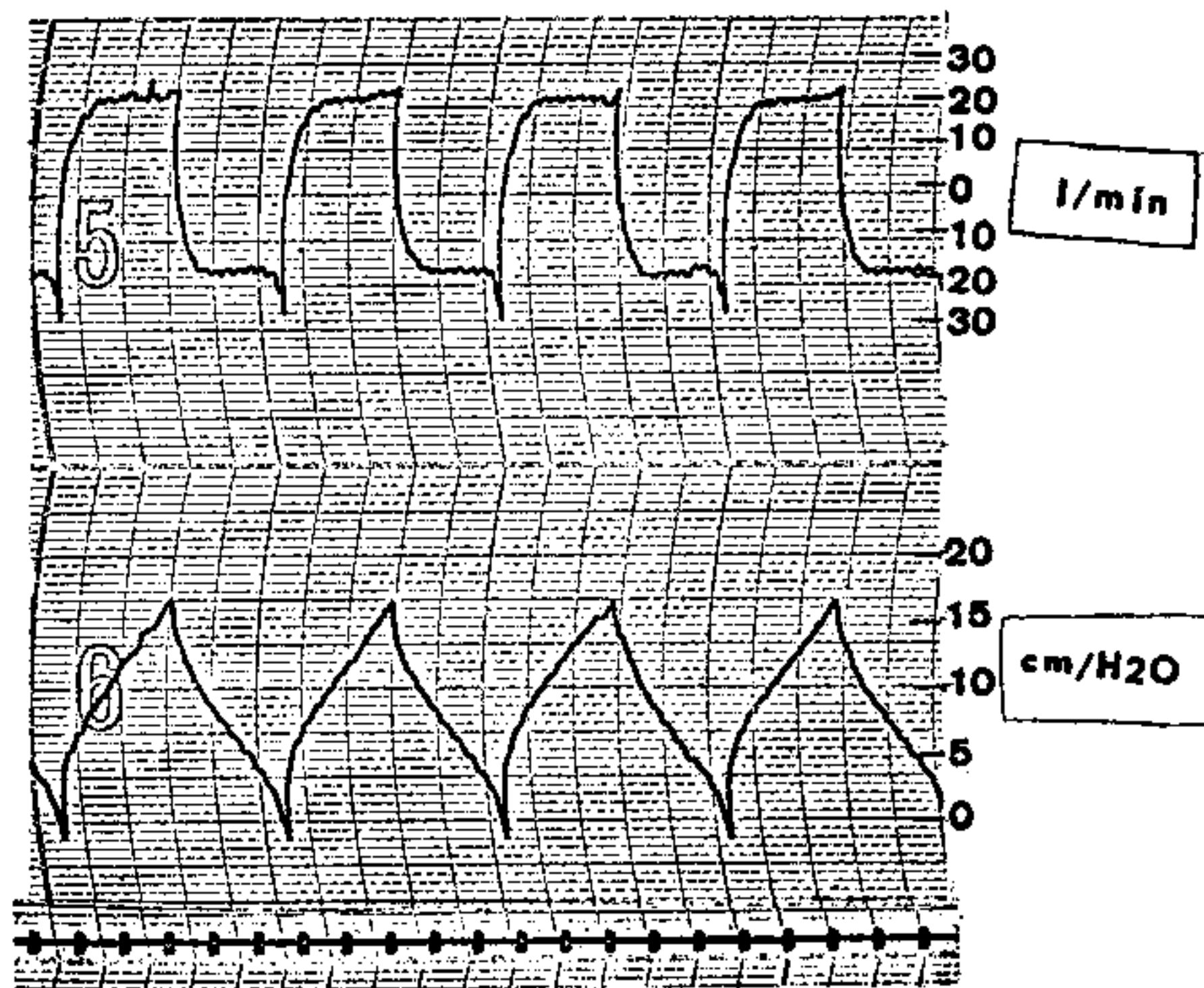


FIGURA 3

Respirador de Takaoka: curva de fluxo retangular.

A pressão mostra um aumento contínuo, gradual, aritmético, em linha reta, até um máximo de 16 cm/H₂O, caindo de maneira semelhante até valores negativos da ordem de — 3 cm/H₂O. A relação inspiração-expiração é de 1:1.

O fluxo inspiratório sobe abruptamente com o início da aplicação da pressão positiva, atingindo bruscamente um

planalto aos 15 l/min. Este valor corresponde ao fluxo de entrada de gás no respirador. Apesar da pressão ainda mostrar um aumento progressivo, o fluxo permanece fixo e só cai a zero, de maneira abrupta, quando a pressão máxima é atingida.

O fluxo expiratório tem uma curva idêntica: aplanase ao redor de 15 l/min e retorna a zero quando a pressão negativa volta à linha base.

A curva de fluxo tem um aspecto retangular típico (onda quadrada).

O volume corrente era 625 ml e a frequência respiratória 12/min.

Modificações da regulação da pressão máxima (12 a 25 cm/H₂O), ocasionaram alterações mínimas no fluxo, enquanto a frequência respiratória e, conseqüentemente, o volume corrente eram profundamente alterados. Inversamente, variações do fluxo de entrada no aparelho (10 a 20 l/min) resultaram em alterações mínimas da pressão máxima pré-regulada; novamente, a duração da inspiração (frequência) e, conseqüentemente, o volume corrente eram grandemente alterados.

Ventilação controlada manual (figura 4).

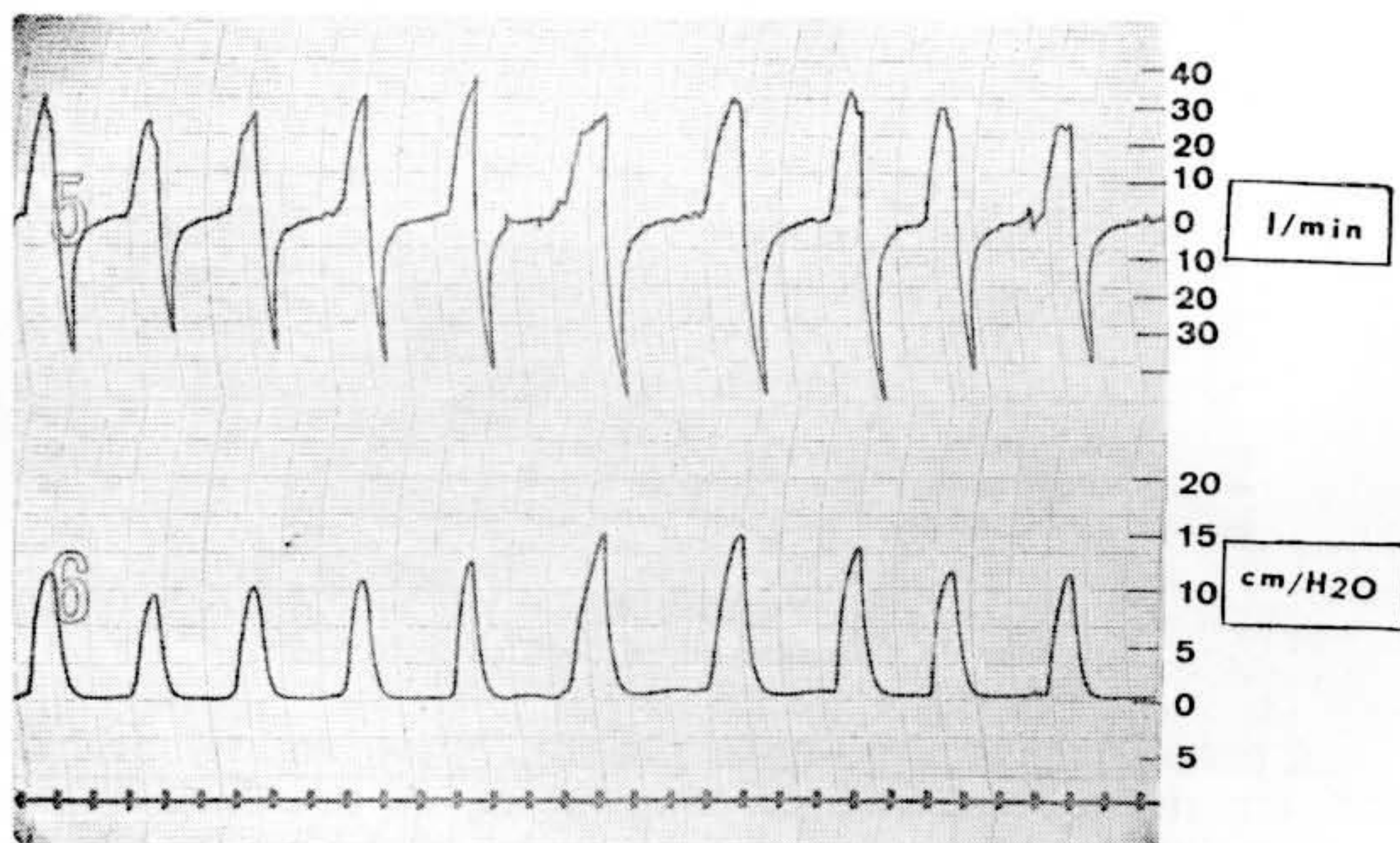


FIGURA 4

Ventilação controlada manual: curva de fluxo com um pico que não coincide com o pico de pressão.

A pressão positiva inspiratória atinge rapidamente 12 a 14 cm/H₂O, formando um pico, e volta, também rapidamente, à linha zero. A relação inspiração-expiração é de 1:1,5.

O fluxo inspiratório eleva-se rapidamente a um máximo de 30 a 40 l/min, formando um pico que antecede o pico de pressão e cai bruscamente a zero.

O fluxo expiratório alcança bruscamente um pico de 35 a 40 l/min, retornando a zero em dois estágios: abruptamente de início e depois, gradativamente.

O volume corrente era de 400 ml e a frequência 16/min.

Assistidor-controlador Bird (Mark 8 e Mark 4), (figura 5).

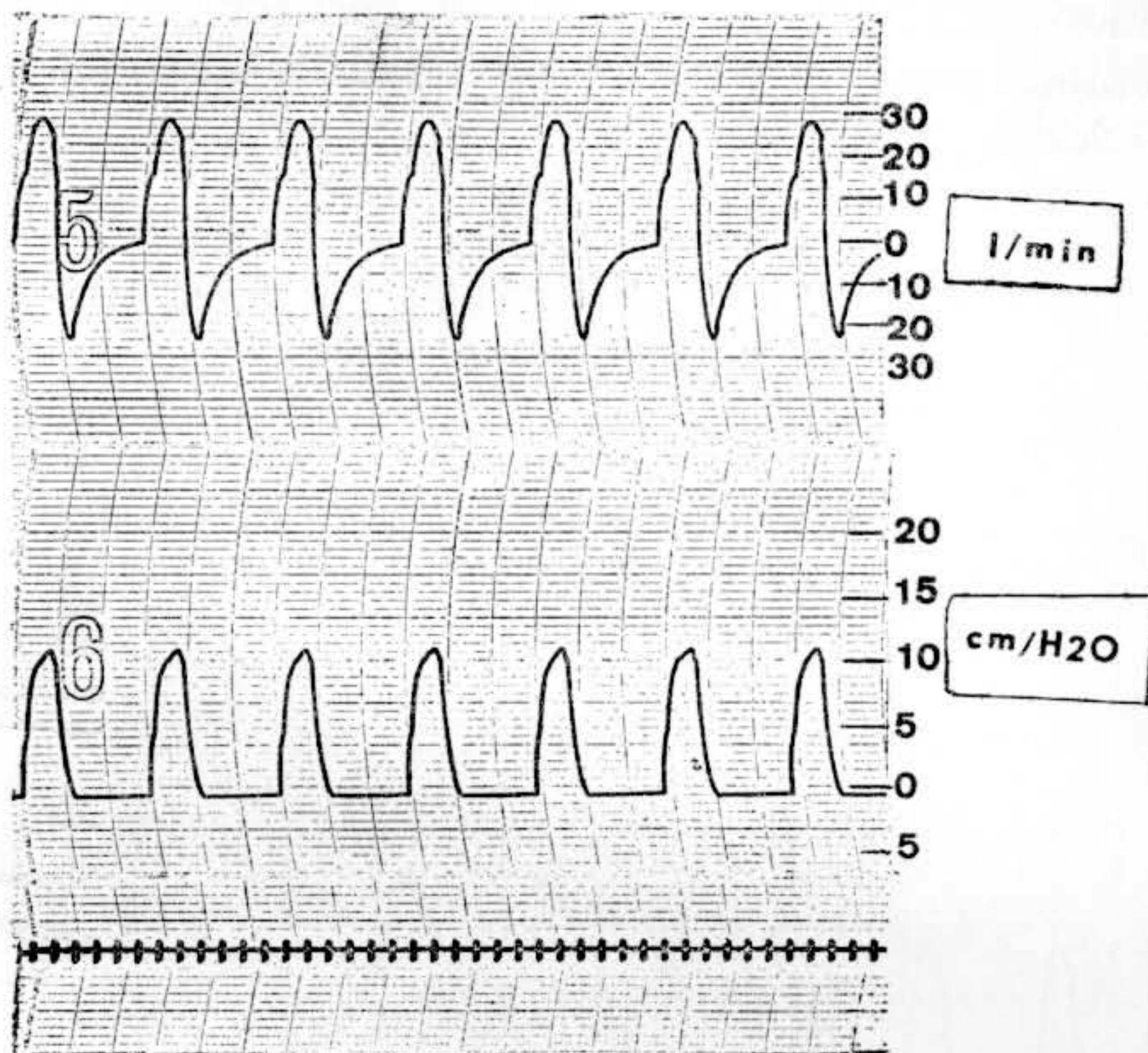


FIGURA 5

Assistidor-controlador Bird: curva de fluxo com um pico que não corresponde ao pico de pressão.

O aparelho foi convenientemente regulado para reproduzir pressões e frequências comparáveis às anteriores e uma relação inspiração-expiração de 1:2.

A curva de pressão mostra um aumento rápido em dois estágios: o primeiro representa a pressão necessária para vencer a resistência não elástica e o segundo, para vencer a resistência elástica dos pulmões. A pressão atinge um pico

ao redor de 10 cm/H₂O e cai rapidamente a valores ligeiramente negativos -0,5 cm/H₂O), seguindo-se uma pausa.

A curva de fluxo inspiratório tem um aspecto idêntico à curva de pressão, porém, o fluxo máximo (28 l/min) é atingido momentos antes de ser alcançada a pressão máxima.

O fluxo expiratório atinge rapidamente um máximo de 22 l/min. O retorno a zero é gradativo e mais vagoroso na fase final. O emprêgo da tampa perfurada na extremidade livre da conexão em T retarda a queda do fluxo.

O volume corrente era 830 ml e a frequência 10/min.

A figura 6 mostra o traçado obtido com a mudança do assistidor-controlador Bird para o respirador de Takaoka e é apresentada para realçar as características funcionais distintos de cada aparelho.

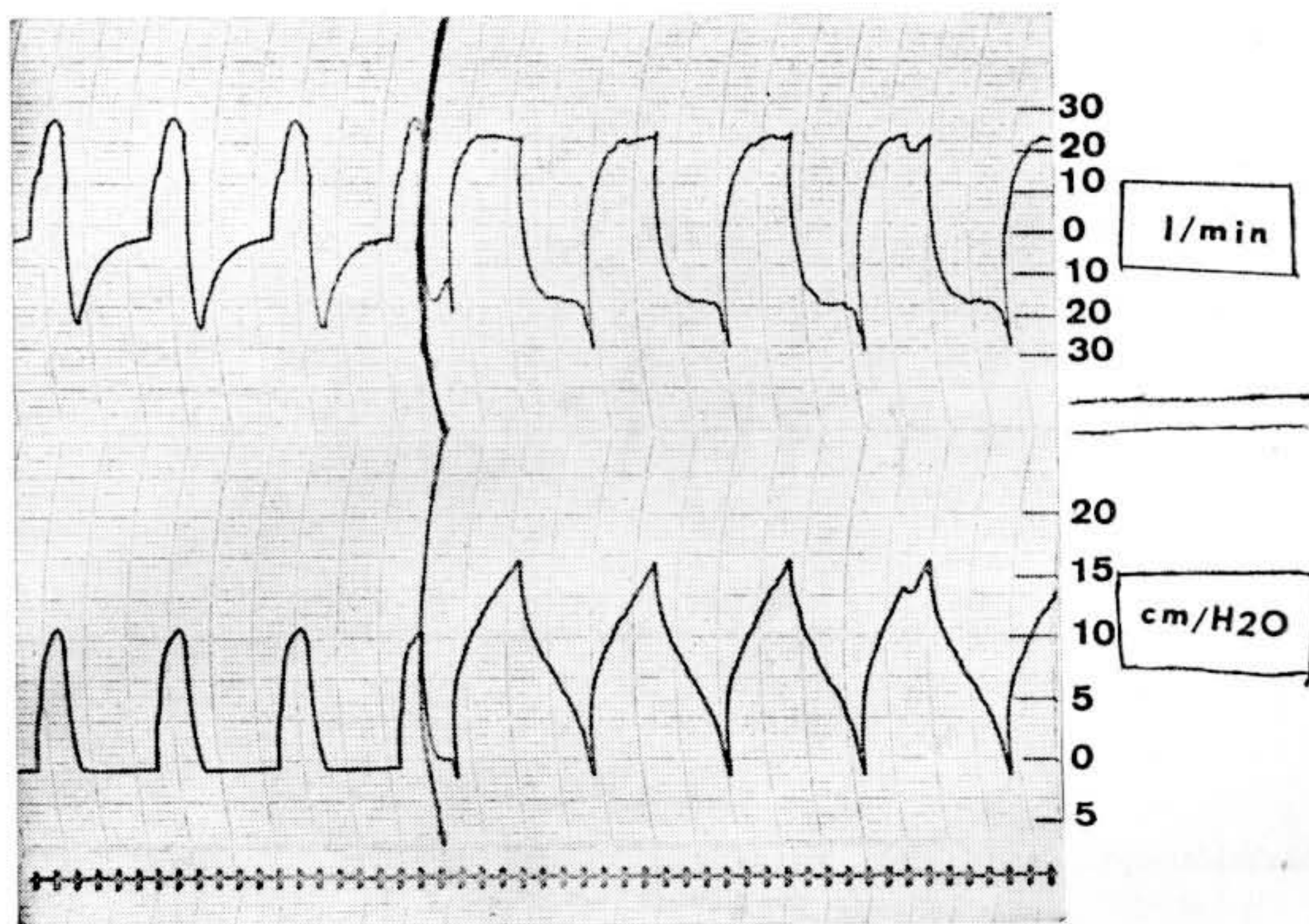


FIGURA 6

Curvas comparativas em seqüência: assistidor-controlador Bird e respirador de Takaoka.

A frequência respiratória era a mesma, 10/min, e os volumes-corrente comparaveis, 830 ml para o primeiro e 800 ml para o segundo.

DISCUSSÃO

O respirador de Takaoka aplica *progressivamente*, nas vias aéreas, a força (pressão) da fonte de energia (oxigênio ou gás comprimido), resultando no aspecto linear, em progressão aritmética, da curva de pressão.

Fluxo inspiratório.

O fluxo inspiratório é constante e fixo, daí o aspecto retangular da curva, diretamente subordinado ao fluxo de entrada no aparelho, é relativamente independente da pressão nas vias aéreas ou das alterações da complacência tóraco-pulmonar. O volume insuflado (volume corrente) depende da duração da insuflação (fase de aumento progressivo da pressão).

As características das curvas de pressão e de fluxo inspiratório classificam o respirador de Takaoka como um *gerador de força progressiva* ou *gerador de fluxo* ⁽¹⁾, (figura 7), porém limitado a fluxos baixos (15 l/min). ⁽¹⁾.

O assistidor Bird (Mark 8) usado isoladamente e sem o misturador de ar, tem características semelhantes, porém com fluxos altos, (até 60 l/min.).

Há uma outra variedade de geradores de fluxo, em que o gás é comprimido por um pistão que caminha com velocidade variável (Engstrom, March III). O fluxo inspiratório, neste caso, não é limitado a valores baixos e atinge o máximo progressivamente, acompanhando o aumento gradual da pressão positiva. A curva de fluxo tem um aspecto parabólico, semelhante a respiração espontânea, com um cume arredondado.

As curvas de fluxo inspiratório com ventilação controlada manual e com o assistidor-controlador Bird (na regulação empregada), mostram um pico, que não coincide com o pico de pressão. A pressão, por sua vez, é aplicada de maneira brusca, vencendo rapidamente a resistência das vias aéreas. Estas são as características dos *geradores de força constante* ou *geradores de pressão* ⁽¹⁾ (figura 7).

Em conclusão: o respirador de Takaoka produz um fluxo inspiratório fixo, constante e limitado a valores baixos. Esta característica e a relação fixa de 1:1 entre as fases da respiração implicam numa duração relativamente longa da fase de pressão positiva, para obter-se um volume corrente adequado.

O fluxo máximo fornecido pelo aparelho fica no limite inferior do fluxo inspiratório de um adulto em repouso.

Fluxo expiratório.

Em conclusão: o respirador de Takaoka oferece uma resistência fixa à expiração impedindo o esvaziamento rápido dos pulmões. A deflação é lenta e progressiva o que implica numa vigência mais prolongada da pressão positiva intrapulmonar.

A pequena pressão negativa ao final da fase expiratória contribui para reduzir a pressão positiva média intrapulmonar e, ao mesmo tempo, assegura um esvaziamento adequado dos pulmões.

Uma discussão mais detalhada sobre a repercussão fisiológica da fase de pressão positiva, da fase de pressão negativa e da ausência de pausa respiratória no respirador de Takaoka fogem ao escopo deste trabalho.

COMENTÁRIOS

O conhecimento detalhado de *tôdas* as características funcionais de um ventilador de pulmão é extremamente importante para o anestesiológista interpretar corretamente, e em benefício do paciente, os valores de pressão, fluxo e volume obtidos nos vários segmentos da via aérea entre o aparelho e os alvéolos. ⁽¹²⁾

Como nos outros aspectos da medicina, "um pouco de conhecimento" é perigoso; procurar relacionar a resposta de um ventilador às alterações de complascência e resistência pulmonares, levando-se em conta apenas uma das características do aparelho, (volume ou pressão), pode conduzir ao desastre.

Por exemplo, os ventiladores que ciclam por volume, são tidos como imunes às variações de complascência ou resistência dos pulmões; todavia, quando tais aparelhos são geradores de pressão e a complascência diminui (ou a resistência aumenta), a inspiração tornar-se-á mais prolongada; se não houver uma redução equivalente na duração da expiração, a frequência e conseqüentemente o volume minuto serão reduzidos. Da mesma maneira, um ventilador que cicla por pressão é particularmente susceptível às alterações da complascência e resistência pulmonares; todavia, se tal ventilador fôr um gerador de fluxo nas duas fases da respiração (e ciclar por pressão em ambas), as variações do volume corrente serão precisamente compensadas por modificações da frequência e o volume minuto manter-se-á constante.

Em quaisquer situações, a evidência final e conclusiva de uma ventilação pulmonar adequada é a medida do volume expirado.

AGRADECIMENTOS

Ó autor agradece ao corpo clínico do Departamento de Anestesiologia e da Divisão de Cirurgia do Cook County Hospital pela colaboração prestada. Um reconhecimento especial é devido ao Dr. Vincent J. Collins, diretor do Departamento de Anestesiologia, e ao Dr. Alon P. Winnie, diretor-associado, pelo incentivo e pelo apoio material que colocaram a disposição para esta investigação, e ao Sr. Steve Redka, pela paciência com que suportou o aprendizado do autor no manuseio da aparelhagem eletrônica.

SUMMARY

FLOW CHARACTERISTICS OF THE TAKAOKA RESPIRATOR

The Takaoka respirator is a pressure cycled, pressure limited lung ventilator, with a fixed inspiratory-expiratory relationship in a 1:1 ratio. Essentially it is an injector placed between a high pressure source (cylinder of compressed gas with a reducing valve and a regulator) and the lungs.

Flow curves were obtained with the Fleisch pneumotachograph and a differential pressure transducer. Pressure curves were obtained with a low pressure transducer. Minute volume was monitored with the Wright respirometer. Curves were obtained with spontaneous respiration, manual controlled ventilation, and with various pulmonary ventilators for comparison.

The data obtained showed that the inspiratory flow of the Takaoka respirator is constant, fixed, limited to low flows (maximum 15/20 liters/minute), and relatively independent of the airway pressure or lung-thorax compliance. The flow rises abruptly to its maximum and remains steady until the end of inspiration, when it falls suddenly to zero (square wave curve). Since the maximum flow cannot exceed 15/20 liters/minute, a relatively long inspiratory phase is necessary to ensure an adequate ventilation.

The expiratory flow curve is identical with the inspiratory curve. There is a fixed resistance within the respirator that limits the expiratory flow, thus the return of intrapulmonary pressure to zero is delayed.

The Takaoka respirator is a «flow generator», limited to low flows (maximum 15 liters/minute), in both phases of respiration.

BIBLIOGRAFIA

1. Takaoka, K. — Respirador automático de Takaoka. Rev. Bras. Anest. 14:380, 1964.
2. Dobkin, A. B. — Takaoka respirator for automatic ventilation of the lungs. Can. Anaes. Soc. J. 8:566, 1961.
3. Amaral, R. G. — Emprêgo do fluotano com o vaporizador de Takaoka. Rev. Bras. Anest. 14:9, 1964.
4. Nicoletti, R. L. e outros — Analgesia pelo trileno. Rev. Bras. Anest. 14:23, 1964.
5. Nicoletti, R. L. e outros — Analgesia pelo éter. Rev. Bras. Anest. 14:231, 1964.
6. Russo, R. P., coordenador — Simposium sôbre metoxifluorano. Rev. Bras. Anest. 15: n.º 1 (jan-março), pg. 34, 64, 83, 92, 116, 124, 141, 145, 1964.
7. Dobkin, A. B. e outros — A study of chloroform anesthesia in a precision system. Can. Anaes. Soc. J. 7:268, 1960 e 7:379, 1960.
8. Nicoletti, R. L. e outros — O uso do analisador de Draeger para CO₂ adaptado ao respirador de Takaoka. Rev. Bras. Anest. 10:165, 1960.

9. Virtue, R. W. e outros — The respiratory pattern and cardiac output. Brit. J. Anaes. 33:77, 1961.
10. Rev. Arg. Anest.
11. Mapleson, W. W. — The effect of changes of lung characteristics on the functioning of automatic ventilators. Anaesthesia 17:300, 1962.
12. Mushin, W. W. — Thoracic Anesthesia. F. A. Davis, Philadelphia, 1963, pág. 248.
13. Collins, V. J. — Recommended standards of procedures in inhalation therapy. Southern Med. J. 57:1059, 1964.

DR. ZAIRO E. G. VIEIRA
Dep. of Anesthesiology
Cook County Hospital
Chicago, Illinois (60612), USA.

XIII CONGRESSO BRASILEIRO DE ANESTESIOLOGIA

VITÓRIA, DE 24 A 29 DE OUTUBRO DE 1966

TEMÁRIO

● **TEMAS OFICIAIS:**

- a) **PASSADO, PRSENTE E FUTURO DA ANESTESIOLOGIA.**
- b) **RISCOS ANESTÉSICOS.**

● **MESAS REDONDAS:**

- 1) **Anestesia e Equilíbrio Ácido Básico.**
- 2) **Alterações hemodinâmicas em Anestesia.**
- 3) **Anestesia em pacientes portadores de doenças endócrinas.**

- **CURSOS DE ATUALIZAÇÃO**
- **TV EM CIRCUITO FECHADO**
- **SESSÕES CINEMATOGRAFICAS**
- **TEMAS LIVRES**

SECRETARIA E INFORMAÇÕES:

**Regional da SBA em Vitória — Edifício Banco Mineiro da
Produção, 13.º andar — S/1302 — Vitória, Espírito Santo —
BRASIL**