www.medigraphic.org.mx

Rev. Mex. Anest.
Vol. 21, Nº 6, 1972

Vaporización de los líquidos anestésicos volátiles

Dr. Samuel Quintana Reynoso*
Dra. Rosa Muñuzuri y Arana de Garibo**

Un líquido anestésico volátil cuando se encuentra en un recipiente cerrado presenta por encima del líquido un vapor, cuyas moléculas originan una presión conocida como "Presión de Vapor Saturado" o simplemente S.V.P. Esta presión depende de la temperatura y de la naturaleza de cada líquido exclusivamente. No hay una diferencia nítida entre gas y vapor. El término vapor, está generalmente reservado al estado gaseoso de una sustancia, la cual a presión y temperatura ambiente es un líquido. Así tenemos vapores de pentrano, halotano, etc; pero no de óxido nitroso; un cilindro lleno totalmente de óxido nitroso lo conserva en estado líquido y gaseoso, si la temperatura ambiente está por debajo de su temperatura crítica que es de 36.5°C. A 20°C la presión saturada de vapor es de 51 At. o sea 750 i.p.p.c. En climas cálidos, en donde la temperatura se encuentre a 37°C, un cilindro lleno de óxido nitroso contiene sólo gas y su presión será de 76 At. lo cual nos da 1,125 l.p.p.c.

La vaporización de los líquidos anestésicos volátiles puede llevarse a cabo con vaporizadores tanto de superficie como de burbujeo o bien con vaporizadores más complejos como son los termocompensados y presurizados. De los primeros debe tenerse amplio conocimiento, porque es el material con que cuentan la mayoría de los hospitales y porque su uso implica grandes riesgos para el paciente; sobre todo cuando se les usa en circuito cerrado y con ventilación controlada.

De los vaporizadores de superficie, el más conocido es el Goldman que usualmente es colocado dentro del circuito, por lo cual, la ventilación del paciente pasa a través del vaporizador, el que por lo tanto, no debe presentar gran resistencia al flujo de gases. Las concentraciones alcanzadas aun con volúmenes bajos de oxígeno, llegan a un 3 por ciento de vapor de halotano. Al ser conectado este vaporizador al circuito puede alcanzar un alto grado de vaporización, porque la cámara de vaporización está completamente saturada; por la temperatura a que se encuentra inicialmente el líquido anestésico; por los movimientos a que se somete el vaporizador al ser trasla-

* Médico Anestesiólogo Adscrito, Hospital General de México, S.S.A.
** Médico Residente de Anestesiología del mismo hospital.

dado de un lugar a otro; o bien, porque haya entrado alguna pequeña cantidad de líquido a las conexiones del vaporizador. En circuito cerrado, el calor necesario para la vaporización en este vaporizador, está proporcionado por el aumento de la temperatura del circuito, únicamente debe tenerse en cuenta que el vapor de agua de la espiración se condensa en la superficie del líquido anestésico, disminuyendo la vaporización. Si el sistema es semicerrado, las concentraciones tienden a disminuir por la caída de la temperatura en el vaporizador y por el aumento del flujo de oxígeno.

Siendo lo usual que el paciente respire espontáneamente, cuando se hace muy superficial el plano anestésico, el volumen minuto respiratorio se incremetará, vaporizándose más anestésico, con lo que se profundiza el nivel anestésico, reduciéndose entonces la ventilación.

Cuando se le trabaja con ventilación controlada, ya sea manual o mecánica, las concentraciones alcanzadas son muy superiores a las que se mencionaron previamente, probablemente se llegue al 12 ó 13%.

El vaporizador Goldman está construido especialmente para ser usado en odontología y en circuito semicerrado.

De los vaporizadores de burbujeo los más eficaces y conocidos en nuestro medio son el Vernitrol y la Marmita de Cobre o Copper Kettle. Cuentan con un termómetro que mide la temperatura del líquido anestésico y con un medidor extra para oxígeno finamente regulable, oxígeno que es conducido al vaporizador. El funcionamiento de estos dos vaporizadores es muy similar.

El Copper Kettle, totalmente construido de cobre nos muestra en su parte interior por medio de flechas, el camino que sigue el oxígeno para saturarse del vapor anestésico. (Fig. 1).

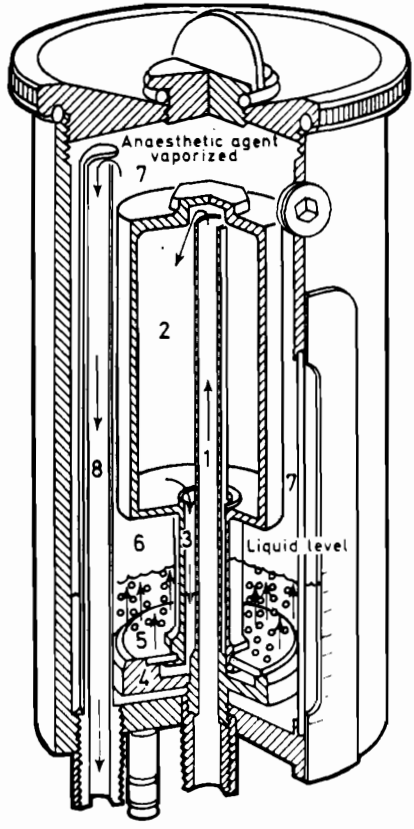


Figura 1

Al emplear algún líquido anestésico volátil en el Copper Kettle, se requiere conocer la presión de vapor saturado y la temperatura del líquido anestésico; entonces la concentración es calculada de principios básicos.

En la figura 2 se muestran algunos líquidos anestésicos volátiles a diferentes temperaturas con sus respectivas presiones de vapor saturado y su concentración correspondiente.

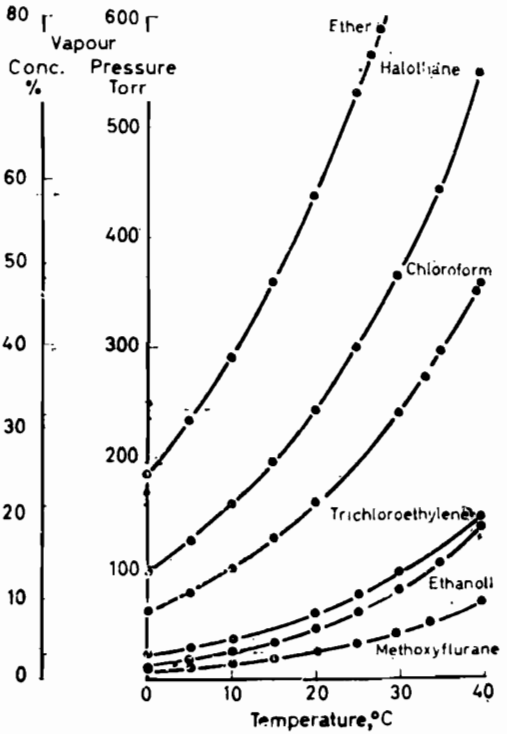


Figura 2

Si queremos emplear halotano a nivel del mar y a 20°C de temperatura, la presión de vapor saturado es de 243 Torr, lo que nos da una concentración de 32 por ciento; luego, haciendo pasar una corriente de oxígeno de 100 cc/min de oxígeno para diluirlo, la concentración se reduce al 3.2 por ciento. Si queremos valernos de un razonamiento matemático, usaremos una regla de tres simple inversa:

Como a más cc de diluente corresponde menos porcentaje, estas cantidades son inversamente proporcionales, por lo que tenemos que igualar el razonamiento de la manera que se ve en la segunda ecuación; de la tabla I en donde se multiplican los medios y se divide por el extremo conocido, por lo que X es igual a 3.2 por ciento.

TABLA I

100 c.c.	----------	32%
1000 c.c.	----------	X
1000 c.c.	----------	32%
100 c.c.	----------	X... (X=3.2%)

Los cambios de la presión barométrica no influyen para nada en la presión del vapor saturado de los líquidos anestésicos volátiles; pero en cambio, una variación en la concentración es el resultante.

Tomemos al halotano a la temperatura de 20°C. A dos atmósferas, la concentración cayó a la mitad, porque la presión atmosférica se duplicó; pero la densidad del agente anestésico también se ha doblado. Inversamente, a la mitad de una atmósfera de presión, la concentración aumentará al doble, pero la densidad del agente anestésico disminuye a la mitad. En ambos casos, la masa liberada del anestésico es casi igual a la liberada a nivel del mar, y el efecto anestésico es determinado por la masa liberada en la unidad de tiempo, más bien que por la concentración. Debemos entender por masa, la cantidad de materia en un cuerpo y por densidad, la masa por unidad de volumen. (Tabla II).

TABLA II

760	Torr(1 At.) -------	100%
243	„ ----------	X... (X=31.97%)
1520	Torr(1 At.) -------	100%
243	„ ----------	X... (X=15.98%)
580	Torr(Cd. México) _	100%
243	„ ----------	X... (X=41.89%)

En el Copper Kettle, el calor necesario para la vaporización previene del medio ambiente, que transfiere calor al cobre, el cual lo toma fácilmente por tener una alta capacidad térmica; no obstante esto, la vaporización hace caer la temperatura, y entre más chica sea la marmita de cobre, más caerá la temperatura por el efecto de la vaporización.

En la figura 3 se ve el efecto del flujo sobre la marmita de mayor tamaño disponible (400 ml de capacidad).

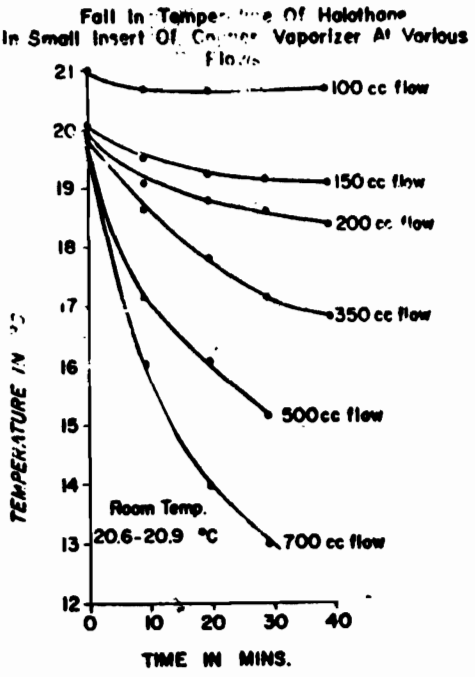


Figura 3

El "efecto de bomba", es aquel que se produce cuando en un circuito cerrado y con ventilación controlada, la mezcla que se encuentra en el circuito y que ya va en dirección del paciente, es regresada al vaporizador por el efecto de la presión positiva intermitente, en donde el oxígeno que no iba saturado con vapor anestésico, se satura, incrementando de esta manera el porcentaje de anestésico.

No obstante que estos dos tipos de vaporizador universal, están colocados fuera del circuito, el efecto de bomba es bastante acentuado cuando se realiza una ventilación controlada, ya sea manual o mecánica. Este inconveniente le sucede a todos los vaporizadores que no están arreglados o presurizados y siempre y cuando el flujo de gases que está ingresando al circuito, sea menor de dos litros por minuto; con corrientes mayores, el efecto de bomba se hace cada vez más insignificante.

En un vaporizador Vernitrol o un Copper Kettle se pueden instalar válvulas para evitar el efecto de bomba. El porcentaje que se obtiene al pasar 20 cc de oxígeno por minuto a través del vaporizador, más 500 cc de oxígeno por minuto para diluir y no aplicando presión positiva intermitente, es del 2 por ciento. Por el contrario, al aplicar presión positiva intermitente de 30 cm de agua y con una frecuencia de 20 por minuto, el resultado que se obtiene se aprecia en la siguiente diapositiva: (Figs. 4 y 5).

En el vaporizador "Vapor" de una firma alemana, el efecto de la bomba fue eliminado al agregar un largo tubo curvado en la cámara de vaporización (Fig. 6).

En el Fluotec Mark-3 (Fig. 7), el efecto de bomba fue anulado al aumentar la resistencia de la corriente del gas a la salida de la cámara de vaporización, en relación con la resistencia que se opone a la entrada de la cámara de vaporización; como resultado de esto, al aumentar la presión en la entrada, el gas tiende a pasar por el *by-pass* o válvula de derivación. Otro mecanismo

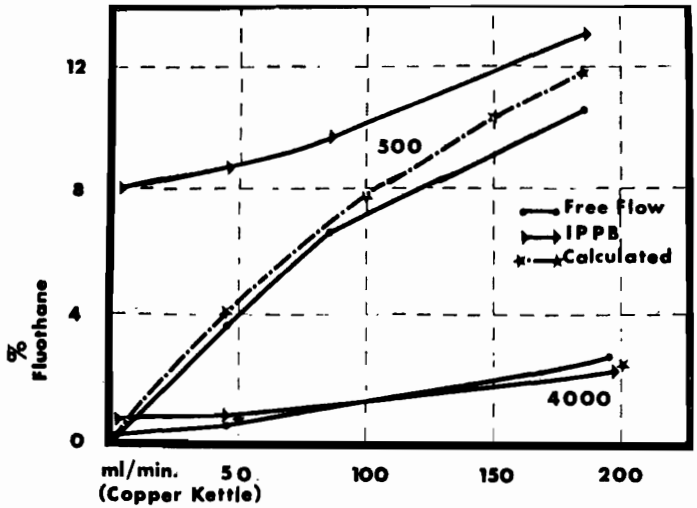


Figura 4

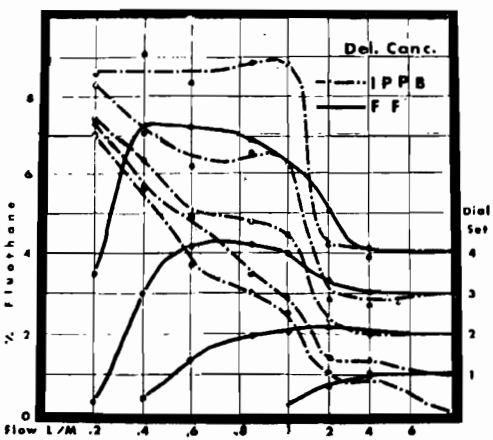


Figura 5

que reduce el efecto de bomba es la reducción en el tamaño de la cámara de vaporización. En el Fluotec Mark-2 es de 750 cc. y en el Fluotec Mark-3 es de tan sólo 270 cc.

En el vaporizador Fluomatic de firma norteamericana, los mecanismos para evitar los efectos de bomba, son muy similares a

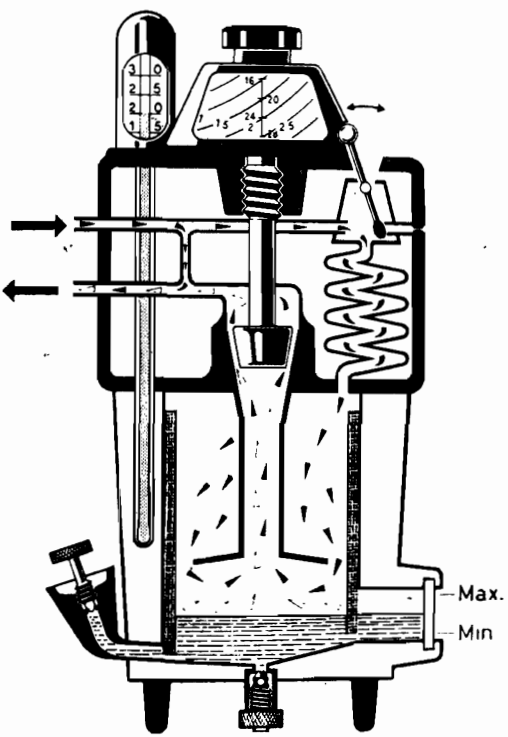
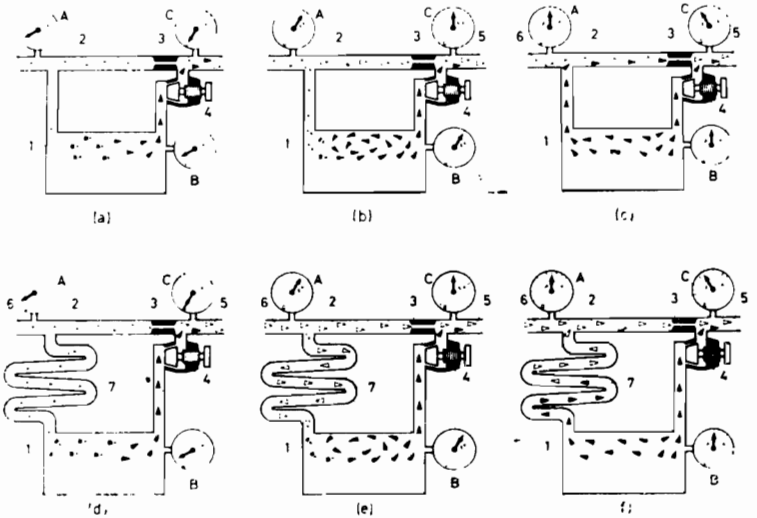


Figura 6



los descritos para el Fluotec Mark-3 (Figs. 8 y 9).

En las figuras 10 y 11 se comparan las concentraciones alcanzadas por el efecto de bomba, entre el Fluotec Mark-2 y el Mark-3, trabajando en igualdad de circunstancias, con presiones positivas intermitentes de 35 cm de agua, frecuencia de 12 por minuto y con tiempo de inspiración de un segundo:

El efecto de bomba en los circuitos cerrados como hemos visto, es de tomarse muy en cuenta y es posible que muchas de

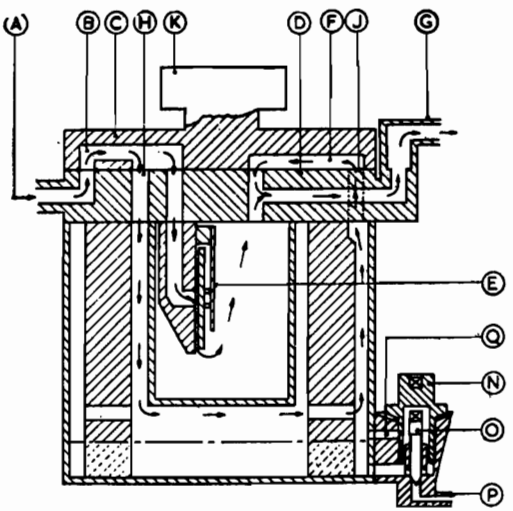


Figura 8

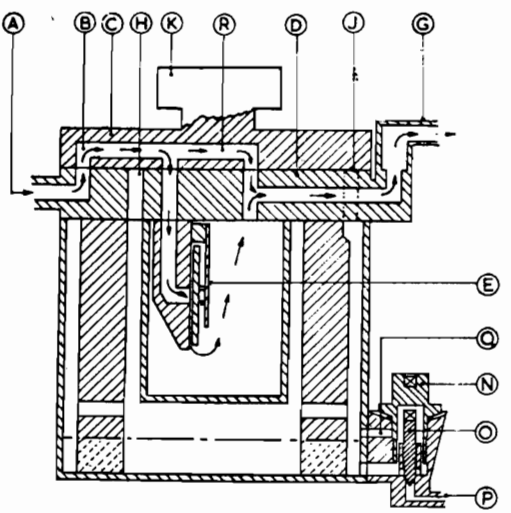


Figura 9

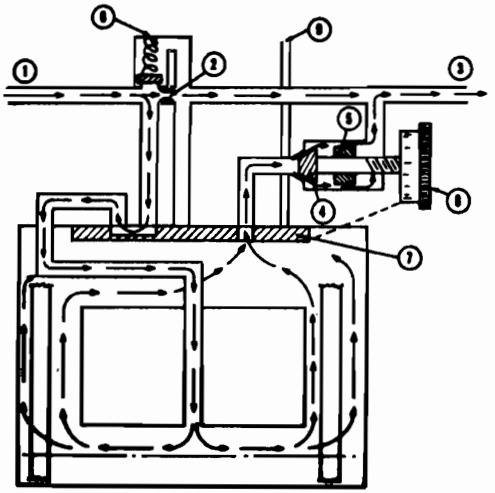


Figura 10

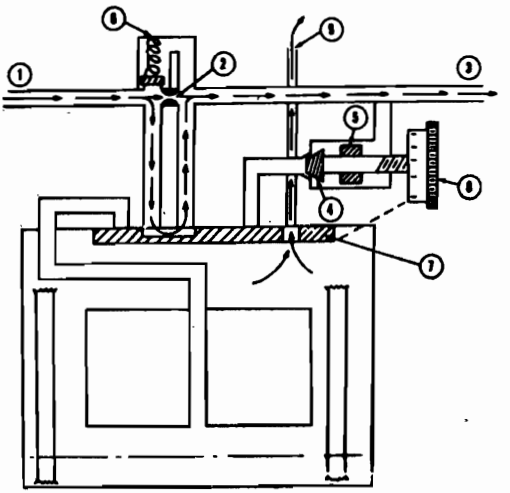


Figura 11

las dificultades encontradas en el pasado, cuando se utilizó el halotano, sean atribuibles a los efectos de este fenómeno.

Las características de flujo y concentración y las de temperatura y concentración, tanto en el Fluotec Mark-3 como en el Fluomatic, tienen muy poca variación, por lo que el porcentaje deseado, será el del número que se escoja en el dial.

El Fluotec Mark-3, trabaja eficientemente con flujos tan bajos como 250 cc y tan altos como 18 l de oxígeno por minuto. El control de la vaporización con los cambios de la temperatura, se realiza por medio de una cintilla bimetálica, situada en un lugar donde no se le adhiere timol y fuera de los vapores de halotano que la puedan corroer. Cuando baja la temperatura, la cintilla restringe el paso de oxígeno, forzándolo a entrar a la cámara de vaporización, aumentando de este modo la concentración del anestésico. Las características de flujo y concentración, muestran una ligera elevación con flujos pequeños y con flujos mayores, hay una ligera disminución.

Las características de temperatura y concentración, muestran ligera elevación a bajas temperaturas y casi ningún cambio a temperaturas altas. (Fig. 12).

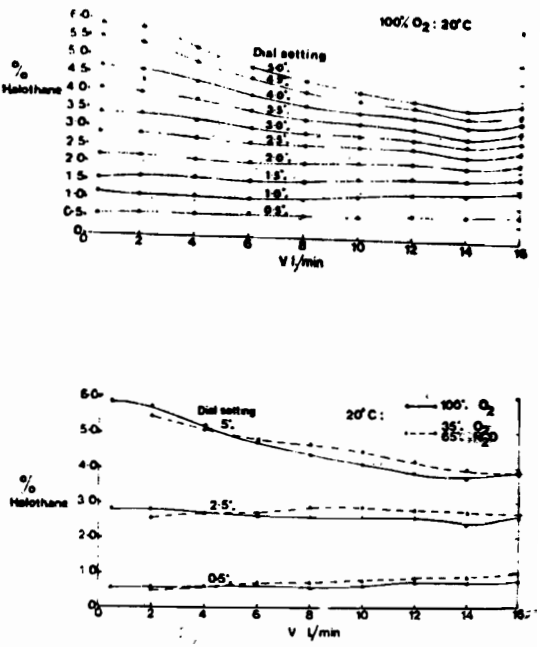


Figura 12

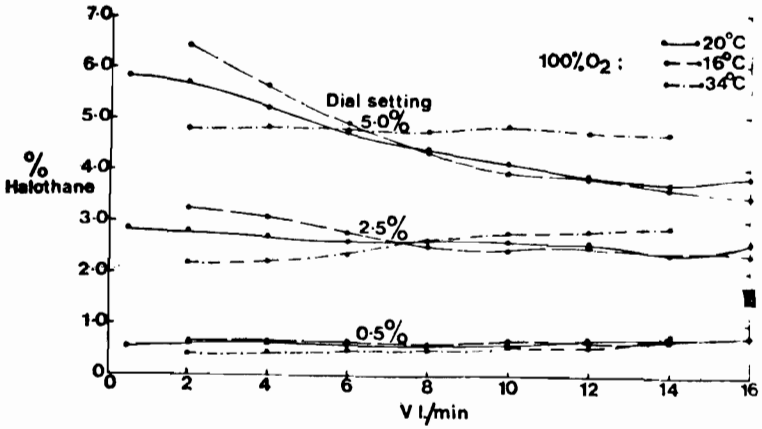


Figura 13

El Fluomatic, trabaja correctamente con flujos de 500 cc a 10 l de oxígeno por minuto. El control de la temperatura se realiza por medio de dos válvulas que están colocadas a la salida de la cámara de vaporización, el material con que están construidas es a base de politetrafluoroetileno, sustancia plástica que posee un alto coeficiente termal de expansión, que se dilata o se contrae con los cambios de la temperatura.

Las características de flujo y concentración, muestran una caída de la concentración a altos flujos.

Las características de la concentración a diferentes temperaturas, muestran discreta caída a bajas temperaturas y ligera elevación a altas temperaturas (Fig. 13).

Finalmente, nuevos vaporizadores están apareciendo en el mercado, el modelo D.M. 5,000 de casa norteamericana, es un aparato de anestesia que tiene interconstruidos tres vaporizadores para otros tantos líquidos anestésicos volátiles, los cuales están presurizados a 800 Torr, que anulan el efecto de bomba. La temperatura dentro de los vaporizadores es mantenida a 25°C por medio de un termostato conectado a la corriente eléctrica alterna; ventajas éstas, que les confiere una salida de anestésico

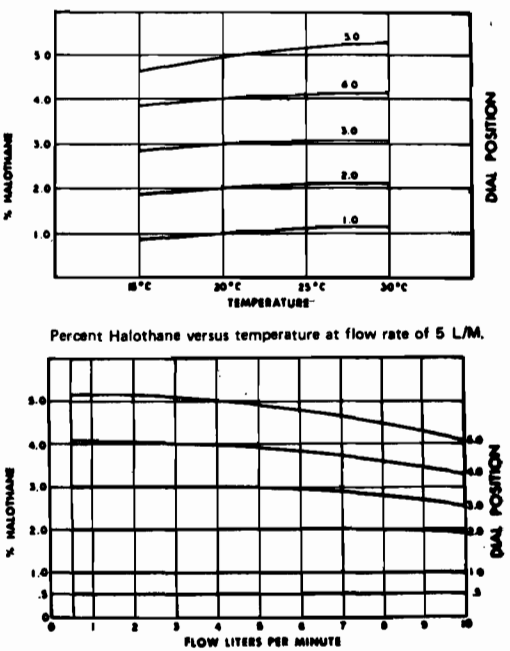


Figura 14

precisa y constante. Los medidores de los vaporizadores están calibrados para leerse directamente en volumen de vapor anestésico. Esto los diferencia de otros vaporizadores que nos dan porcentajes de saturación pero no vapor.

La concentración se obtiene por medio de una sencilla operación aritmética al aplicarse las fórmulas propuestas por la casa fabricante. (Fig. 14).

TABLA III

$$\frac{\text{PORCENTAJE DESEADO} \times \text{VOLUMEN TOTAL}}{100} = \text{C.C. VAPOR}$$

$$\frac{\text{C.C. VAPOR} \times 100}{\text{VOLUMEN TOTAL}} = \%\ \text{CONCENTRACION}$$

Queremos hacer notar, que para tener al paciente en plano quirúrgico, se requiere de una alta concentración anestésica, producto de la precisión en el vaporizador que antaño no se encontraba. (Tabla III).

NOTA: Ilustraciones reproducidas del libro de Física de Hill.

REFERENCIAS

1. Collis, J. M.: Concentration graphs for the Halox vaporizer. *Anaesthesia, 21*:558, 1966.
2. Hall, J. M., Hellowell, J., Fischer, E. L. Burns, T.H.S. y Fuzzy, G.J.J.: A test of two types of halothane vaporizer. *Brit. J. Anaesth. 38*: 484, 1966.
3. Hill, D. W.: Halothane concetration obtained from a Drger Vapor vaporizer. *Brit. J. Anaesth. 35*:285, 1963.
4. ——Physics Applied to Anaesthesia IV: Heat. *Brit J. Anaesth. 38*:219, 1966.
5. ——Physics Applied to Anaesthesia V: Cases and Vapours. *38*:476. 1966.
6. ——Physics Applied to Anaesthesia VI: Cases and Vapours *38*:753, 1966.
7. ——Physics Applied to Anaesthesia 2nd. ed. Butterworth & Co. 1972.
8. ——y Lowe, H. J.: Comparison of concentrations of halothane in closed and semi-closed circuits during controlled ventilation. Anesthesiology. *23*:291, 1962.
9. ——y Taylor, T. H.: Nomograms for the Halox vaporizer. *Brit. J. Anaesth. 39*:598, 1967.
10. Feldman, S. A. y Morris, L. E.: Vaporization of ether and halothane in the copper kettle. *Anesthesiology. 19*:650, 1958.
11. Paterson, G. M., Hulands, G. H. y Nunn, J. F.: Evaluation of a new halothane vaporizer: the Fluotec Mark-3. *Brit. J. Anaesth. 41*:109, 1969.
12. Safar, P. y Tenicela, R.: High altitudephysiology in relation to anesthesia and inhalational therapy. *Anesthesiology. 25*:515, 1967..
13. Titel, J. H., Lowe, H. J., Elam, J. O. y Crosholz, J. R.: Quantitative closed circuit halothane anesthesia. *Anesth. Analg. 47*:560, 1968.
14. Keet, J. E., Valentine, G. W. y Riccio, J. S.: An arrangement to prevent pressure effect on the Vernitrol vaporizer. *Anesthesiology. 24*: 734, 1963.
15. Goldman, V.: The Goldman halothane vaporizer Mark-2. Anaesthesia. *17*:537, 1962.
16. Pérez, T. L.: Vaporización. Conferencias del curso de especialización en Anestesiología. Hosp. Gineco. Obst. "La Raza", 1967.
17. Manual Foregger. Vaporizers & Accesories.
18. Manual Ohio. Heidbrink: Series D. M. 5000.
19. Manual Ayerst 101. Fluotec MK-3.

Templo de Sto. Domingo.
Oaxaca. Oax.