



## Evolución de los circuitos de ventilación en anestesia pediátrica

Dra. Elvira L Galindo-Miranda\*

\* Médico Anestesiólogo, Ex Presidente, Colegio Mexicano de Anestesiología, A. C.

El desarrollo y evolución de la anestesia desde el siglo pasado, han sido una tarea larga, que incluye contribuciones de numerosos individuos y el esfuerzo de trabajos dedicados al progreso de la especialidad. Es interesante y necesario el conocimiento de la mecánica funcional de los circuitos que se emplean durante la anestesia, que han tenido desde su inicio grandes cambios y modificaciones, que actualmente hacen sencillo su manejo, cuando se han comprendido, en vista de que nuestra participación directa sobre el aparato respiratorio es capital y de que la base de la vida es el metabolismo celular, que se continúa por la difusión de los gases, intercambiando el oxígeno y eliminando el CO<sub>2</sub> del paciente y del circuito mismo.

La gran variedad de circuitos anestésicos, que han ido y venido, hablan de las deficiencias que cada uno ha tenido y aunque actualmente no hay un circuito perfecto, cada uno brinda ventajas al paciente y para reducir los riesgos se ha tratado de simplificar los circuitos y hacerlos más funcionales<sup>(1)</sup>.

En vista de las condiciones respiratorias tan diferentes del paciente recién nacido y lactante, con el adulto, los circuitos deberán tomar en cuenta estas consideraciones.

A lo largo del tiempo, aparecieron diferentes tipos de circuitos, todos con ventajas y desventajas, y todos susceptibles del mal uso, con peligro para el paciente. Aunque la clasificación puede ser confusa, se pueden dividir en tres grupos funcionales y con la característica de reinhalación o no de bióxido de carbono en el circuito.

1. Válvulas de no reinhalación (Fink, Lewis-Leigh, Ruben, Fermín, Sierra, Ambú)
2. Circuitos con absorbedor de bióxido de carbono (vaivén –to and fro- y circular)
3. Circuitos con reinhalación parcial de bióxido de carbono (sin absorbedor) Mapleson: Jackson Rees, Sistema en T modificado, Sistema Bain<sup>(2)</sup>

Otra clasificación es la que se refiere a la cantidad de gas fresco y su dilución con aire ambiente o con oxígeno y se refieren como:

- *Circuito abierto*: Un circuito con límites infinitos sin restricción en la entrada de gas fresco y cuyo diluyente es el aire ambiente, tiene el mínimo control de las concentraciones de gases inspirados, y se administra un anestésico con mascarilla o un tubo, a distancia prudente de la cara, como cuando se induce a un niño, acercándose una atmósfera de óxido nitroso, o cuando anestésicos volátiles son administrados con mascarilla a distancia de la cara, aquí no hay reinhalación, y al no tener control del anestésico inhalado, no es un método utilizado.
- *Circuito semiabierto*: Es una mascarilla (Schimmelbusch) cubierta de gasa y aplicada a la cara, el agente que se utilizaba era el éter etílico, y el diluyente el aire ambiente, las concentraciones del gas pueden subir rápidamente, según el grosor de la mascarilla y la gasa y si hay una oclusión total, puede haber reinhalación o la concentración de oxígeno disminuir, por lo que se aconsejaba administrar oxígeno por un tubo, bajo la mascarilla.
- *Circuito cerrado*, fue utilizado desde la segunda mitad del siglo XIX, pero hasta 1915 en que Jackson introdujo la absorción de bióxido de carbono en el laboratorio y Waters en 1923 en el hombre, se inició el diseño de los circuitos con absorbedor de bióxido de carbono. El modelo de vaivén, en el que no hay válvulas unidireccionales, el paciente inspira y espira en una bolsa de reinhalación a través de un frasco de absorción de bióxido de carbono, el gas fresco es introducido en el circuito, proximal al paciente, aunque no hay reinhalación, el espacio muerto se va extendiendo conforme se utiliza la cal sodada, que es el absorbedor de CO<sub>2</sub>, además la reacción produce calor que se transmite al paciente y polvo proce-

dente de la cal, puede pasar al aparato respiratorio del paciente e irritarlo, por estos motivos este circuito dejó de utilizarse<sup>(3)</sup>.

El circuito circular fue introducido por Sword en 1926 y el flujo del gas es controlado por dos válvulas unidireccionales, el gas fresco inspirado proveniente de la máquina, pasa al paciente, mediante el control de la válvula y el espirado, pasa a un absorbéador a través de otra válvula que será la inspiratoria y que además impide que ese flujo de gas alveolar, regrese al paciente, Los flujos de gas fresco con circuito circular cerrado deben ser bajos. Para utilizarlos en niños, se diseñó el bloomquist, que es un circuito cerrado pediátrico, pero la resistencia al flujo de gas, generada por las válvulas, el absorbéador y la válvula de desahogo, es alta, especialmente con la frecuencia respiratoria del recién nacido y el lactante, otra desventaja es el armado y la limpieza del circuito y la posible disfunción de las válvulas.

- *Circuito semicerrado*<sup>(3)</sup>. Es un circuito con flujo de gas fresco limitado y provisión para expulsar el exceso de gas, puede ser:

- a) Sin reinhalación de CO<sub>2</sub>
- b) Con reinhalación parcial de CO<sub>2</sub>
- c) Con absorbéador de CO<sub>2</sub>

Los circuitos semicerrados sin reinhalación de CO<sub>2</sub>, están diseñados por válvulas no reinhalatorias, que dirigen el gas fresco hacia el paciente y el gas exhalado hacia la atmósfera. Las más comunes fueron las de Fink, Frumin, Laerdal, Lewis, Leigh, Ruben, Stephen Slater. Pueden ser usadas con ventilación espontánea y controlada.

El flujo de gas fresco es de una vez el volumen minuto, utilizando una bolsa reservoría proximal al circuito, este flujo es práctico en niños pequeños, pero puede ser excesivo en adolescentes y adultos. La ventaja del flujo bajo de gas fresco, poco espacio muerto y la no reinhalación, apoyó el entusiasmo para estos circuitos en pediatría, sin embargo no fue tan popular, ya que las válvulas al humedecerse con la condensación de vapores, no funcionaban bien y podía aumentar la presión a los pulmones, son voluminosas, difíciles de limpiar y producen pérdida considerable de la humedad y el calor. Esto las puso en desventaja con los circuitos en T, utilizados en niños.

Los circuitos semicerrados con reinhalación parcial de CO<sub>2</sub>, han sido los que tienen más aceptación en el manejo desde pacientes recién nacidos hasta adolescentes. El precursor de estos sistemas fue la pieza en T, descrita por Ayre en 1937 y modificada por Jackson Rees (1950), para administrar ventilación artificial; en 1970, el Dr. Francisco García López<sup>(4)</sup> en el Hospital de Pediatría del CMN, realizó una modificación al sistema de Jackson Rees, aumentando el ramal de entrada de flujo de gas fresco, un orificio para

disminuir la presión de inspiración, un ramal para conectar un manómetro y adaptó tres bolsas de caucho de 1, 2 y 3 litros para manejar al paciente según el peso, además las bolsas están perforadas para permitir la salida del gas alveolar y disminuir la reinhalación, este sistema en T modificado del Dr. García López fue muy bien aceptado y fue el sistema utilizado en la República Mexicana durante varios años. Este circuito manejado con el doble del volumen minuto, era útil para manejar niños hasta 30 kg.

En 1972, Bain introdujo un sistema coaxial, que por su mecánica funcional, permite manejar no sólo niños pequeños sino también adultos<sup>(5)</sup>.

De los circuitos diseñados por Magill, el Mapleson D<sup>(6)</sup>, con las modificaciones que mencionamos, es el de mayor uso y eficiencia, para ventilación controlada y su adaptación a cualquier paciente, tiene poca resistencia al flujo, es fácil de limpiar, los gases pueden ser humidificados y los gases espirados eliminados del quirófano.

De la mecánica funcional de los circuitos de reinhalación parcial y del conocimiento de la fisiología respiratoria del paciente pediátrico, principalmente del recién nacido, continuaremos esta revisión.

El flujo de gas fresco (FGF), en el circuito de Jackson Rees, que es una modificación del Mapleson D, llega al paciente por la parte proximal, en la primera inspiración entra al paciente y en la espiración (GA), se une al gas fresco que está entrando continuamente, y se dirige por el tubo corrugado a la bolsa respiratoria, que deberá tener una salida al gas excedente, que obligadamente deberá estar siempre abierta, pues es la única salida del CO<sub>2</sub>, es necesario que el tiempo espiratorio sea del doble del inspiratorio para que se lleve a cabo este recorrido y al final de la espiración la distribución quedará como sigue: la primera porción del tubo corrugado será gas fresco y conforme se recorre el tubo, estará mezclado con gas alveolar, el cual está en mayor concentración en la bolsa reservoría. En la siguiente inspiración, el paciente recibirá una mezcla de gas fresco y del gas alveolar que se encuentra en el circuito y de esta manera se lleva a cabo la reinhalación parcial<sup>(7)</sup>. ¿Cuál es el flujo de gases frescos que debe manejarse en el circuito para mantener una paCO<sub>2</sub> dentro de límites fisiológicos? Se realizaron análisis para encontrar el FGF ideal para mantener estable la paCO<sub>2</sub> y se encontró que con un FGF de 2.5 veces el volumen minuto en niños, y con ventilación controlada fisiológicamente, se mantenía esa homeostasis respiratoria. Las condiciones respiratorias tan diferentes del paciente recién nacido y lactantes menores, nos llevan a tener un conocimiento preciso para evitar cualquier alteración fisiológica, que pueda comprometer la hemodinámica del paciente. El recién nacido tiene un metabolismo aumentado y la frecuencia respiratoria será de 30 o más respiraciones por minuto, mismas que deberemos proporcionarle, recordemos que la

presión, que resiste el alvéolo en estos pacientes, a diferencia de los niños mayores o del adulto, es de 10 mmHg. Si es posible deberemos tener un manómetro para monitorizar esta presión, que le imprimimos al alvéolo del paciente, esto nos lleva de la mano al proceso de ventilación perfusión, en que el alvéolo distendido, se pone en contacto con el capilar alveolar llevándose a cabo la oxigenación y salida del CO<sub>2</sub>, si nosotros dejamos ventilar espontáneamente al paciente y revisamos el manómetro, quizás la presión que el paciente alcance sea de 5 o menos mmHg, y entonces el proceso de ventilación perfusión no se realizará adecuadamente y se presentará una unidad de cortocircuito en que el alvéolo no se distiende y no hay ventilación adecuada, por el contrario si la presión que damos al alveolo del recién nacido es de 20 a 25 mmHg, entonces será un alveolo sobredistendido, pero un capilar colapsado y tampoco se llevará a cabo una ventilación adecuada, en este caso, la sobredistensión del alveolo, produce aumento de presión en la circulación pulmonar y esto puede llevar a un accidente cardiovascular. Si nosotros tenemos el circuito adecuado, con la bolsa reservoria que corresponde, adecuamos los flujos y parámetros con que lo debemos manejar, entonces tendremos la seguridad de una anestesia exitosa, sólo por la buena ventilación.

Bain y Spoerel<sup>(7)</sup> en 1972, realizaron cambios aumentando un tubo coaxial dentro del tubo corrugado, así el FGF llega directamente al paciente en la inspiración, además de la mezcla de GF+GA que hay en el tubo corrugado y con esta modificación, se logró poder ventilar a los pacientes adultos con un flujo de 70 a 100 mL y tener una paCO<sub>2</sub> entre 33 y 37 mmHg<sup>(8)</sup>. El tubo corrugado que mide 1.8 m, tiene una capacidad de 500 mL y el volumen mínimo con que debe manejarse para evitar la reinhalación, es de 3 litros, por este motivo, no se aconseja para recién nacido, para el cual hay un sistema Bain más corto que mide 58 cm con el que se puede ventilar adecuadamente al neonato.

En el Hospital Infantil de México, se realizó un estudio para corroborar gasométricamente el uso indistinto de los tamaños del circuito Bain, y se concluyó que el de 1.8 m no debe utilizarse en niños menores de 10 kg, a riesgo de alcalosis respiratoria peligrosa y el de 58 cm, no es recomendable después de los 10 kg, por la reinhalación que lleva a acidosis respiratoria<sup>(9)</sup>.

Algunos datos teóricos de flujo de gas fresco, propuestos por Rose & Froese<sup>(10)</sup> para el manejo de niños, y tener concentraciones adecuadas de paCO<sub>2</sub> son los que aparecen en el cuadro.

En el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, Etulain e Igartúa en 1978, realizaron un estudio con flujos de 100 mL/kg/min en pacientes neuroquirúrgicos, con el fin de obtener una alcalosis que permitiera vasoconstricción arterial cerebral en límites seguros para el paciente y la cirugía, con técnica de hiperventilación y concluyeron que la asociación de dicha técnica con el circuito Bain es eficaz siempre y cuando se igualen los flujos con la ventilación alveolar minuto o bien sean incrementados<sup>(11)</sup>.

Círculo semicerrado con absorbedor de CO<sub>2</sub>. Es el circuito cerrado, con válvula de rebosamiento abierta, el FGF se aumenta y parte del GA, queda en la cal y otra parte sale por la válvula de rebosamiento a la atmósfera, debe cuidarse el no hiperventilar al paciente, ya que sin haber reinhalación, se puede llevar al paciente a un estado de alcalosis respiratoria severa.

Es indicado para manejar niños mayores de 30 kg, mantiene humedad y calor, y como el circuito cerrado, debe vigilarse el estado de las válvulas, su buen funcionamiento y el cambio de la cal soda<sup>(3)</sup>.

Como hemos visto la evolución ha tenido cambios muy diferentes en los circuitos, todos tienen ventajas y desventajas, unos más, las cuales deben conocerse para que así la ventilación adecuada nos lleve a una exitosa anestesia.

**Cuadro.** Flujo de gas fresco para el manejo de niños.

FGF paCO <sub>2</sub> 37	FGF paCO <sub>2</sub> 30	
10-30 kg	1,000 mL/min + 100 mL/kg	1,600 mL/min + 100 mL/kg
Más de 30 kg	2,000 mL/min + 50 mL/kg	3,200 mL/min + 50 mL/kg

## REFERENCIAS

- Rayburn RL. Pediatric anesthesia circuits. Annual Refresher courses lectures. ASA 1981;117:1-10.
- Conway CM. Alveolar gas relationship during use of semi-closed rebreathing anaesthetic systems. Br J Anaesth 1976;48:865.
- Edmond I, Eger II. Anesthetic systems. Construction and function. Anesthetic Uptake and Action. 1st ed. 1974:206-227.
- García LF, Guerrero RJ, Solís MV. Sistema de tubo en T modificado para anestesia pediátrica. Rev Mex Anest 1970;6:305-312.
- Bain JA, Spoerel WE. Carbon dioxide output in anaesthesia. Canad. Anaesth. Soc J 1976;23:153.
- Miller DM, Couper JL. Comparison of the fresh gas flow requirements and resistance of the preferential flow system with those of the Magill system. Br J Anaesth 1983;55:569.
- Bain JA, Spoerel WE. A streamlined anesthetic system. Can Anaesth Soc J 1972;19:426-435.
- Henville JD, Adams AP. The Bain anaesthetic system. Anaesthesia 1976;31:247-256.

9. Arceo VJ, Garduño ST, Melman SE. Estudio comparativo entre los sistemas Bain pediátrico y adulto. Rev Mex Anest.
10. Rose DK, Byrick RJ, Froese AB. Carbon dioxide elimination during spontaneous ventilation with a modified Mapleson D system: Studies in a lung model. Can Anaesth Soc J 1978;25:353-365.
11. Etulain F, Igartúa L. Hiperventilación con circuito Bain en neurocirugía. Anestesiología. 1978:3.