

## PRINCIPIOS DE LA ANESTESIA CON BAJOS FLUJOS

Dr. Luis Hoyas

Servicio de Anestesia Reanimación y Tratamiento del Dolor

Consortio Hospital general Universitario de Valencia

Valencia. España

### TIPOS DE CIRCUITOS ANESTÉSICOS

De una forma sencilla podríamos definir los **circuitos anestésicos (CA)** como el sistema que permite conducir la mezcla de gas fresco, hasta el sistema respiratorio del paciente y evacuar los gases espirados o en su caso, recuperarlos para readministrarlos de nuevo.

Existen numerosos circuitos, que pueden ser agrupados desde un punto de vista funcional o desde un punto de vista técnico, en diversas clasificaciones (13).

Según el flujo de gas fresco (FGF) utilizado, Couto da Silva y Aldrete (14) y Orkin (15), los clasifican en cerrados, semicerrados, semiabiertos o abiertos. En esta clasificación, basada en la ecuación de Brody para el consumo de oxígeno ( $VO_2 = 10 \cdot kg^{3/4}$ ), el límite para el circuito cerrado sería de hasta 25 ml de FGF por  $kg^{3/4}$ . El circuito de bajos flujos sería aquel en el que el FGF fuera de 25 a 60 ml por  $kg^{3/4}$ . Se hablaría de flujos intermedios para rangos de FGF de 60 a 150 ml por  $kg^{3/4}$ , y de flujos altos para FGF superiores a 150 ml por  $kg^{3/4}$ .

Se define anestesia general con bajos flujos cuando el flujo de gas fresco (FGF) que se administra al paciente es netamente inferior a la ventilación minuto. El mínimo FGF posible es aquel que suple el volumen de gases que capta el paciente. Según el FGF se puede distinguir:

- . Anestesia de bajo flujo (Foldes, 1954): el FGF se reduce hasta 1 *Umin*.
- . Anestesia de flujo mínimo (Virtue, 1974): el FGF se reduce hasta 0.5 *Umin*.
- . Anestesia de circuito cerrado (Baum): el FGF suple la captación de gases.

Esto es posible con estaciones de trabajo de anestesia que incluyan un sistema circular que permita el reciclado de los gases espirados y un sistema de absorción del anhídrido carbónico espirado.

No obstante, esta clasificación, como todas las basadas en la magnitud del FGF utilizado, hace referencia exclusivamente al modo de utilización clínica de los circuitos circulares, así, dependiendo de la cantidad de GF usado, pueden ser utilizados con sistema de reinhalación parcial o total del gas espirado y con absorbedor de CO<sub>2</sub> y excluye el resto de circuitos.

Por otro lado, basándose en el hecho clínico de la presencia o no de absorbedores de CO<sub>2</sub>, Conway (16), Miller (17) y Otteni (18) coinciden en tres grandes categorías de circuitos anestésicos, muy acertadas a nuestro juicio: los circuitos sin reinhalación, los circuitos con reinhalación que no cuentan con sistemas de absorción de CO<sub>2</sub> y los circuitos con reinhalación y absorción de CO<sub>2</sub>, que revisamos a continuación, haciendo énfasis en aquellos a los que, en la actualidad, se les concede una mayor aplicabilidad clínica.

#### **Circuitos con reinhalación de gases espirados y absorción de CO<sub>2</sub>: circuito circular**

De los circuitos con absorbedor de CO<sub>2</sub> que permiten la reutilización de los gases espirados, el más simple es de "vaivén" o *to and fro* de flujo bidireccional, descrito por Waters en 1923 y actualmente fuera de uso. A pesar de ser simple y fiable, tenía el riesgo de aumentar la temperatura del paciente y de introducir polvo de cal sodada en las vías aéreas; además, era incómodo por su peso y su proximidad a la cabeza del paciente (18).

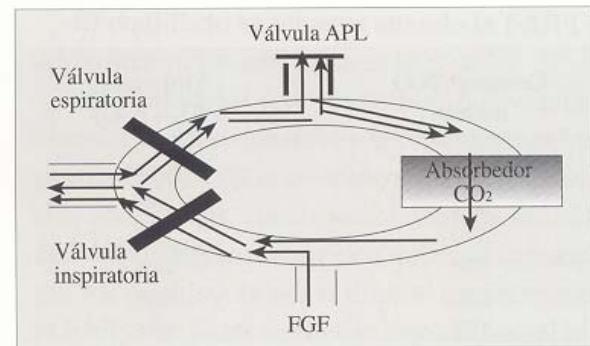
El circuito circular, con flujo bidireccional, es el más ampliamente utilizado en la actualidad como circuito principal en las mesas de anestesia. Se denomina así porque sus componentes están dispuestos de forma circular. Este circuito previene la

rehinalación de anhídrido carbónico mediante la absorción por cal sodada, pero permite la reinhalación parcial del resto de gases espirados reponiendo el oxígeno y los anestésicos consumidos, con un flujo de gas fresco (FGF). Es el más completo y el que tiene mayor diversidad de aplicaciones, puesto que permite seleccionar cualquier nivel de FGF (desde circuito cerrado o con flujos mínimos hasta flujos altos).

### Estructura del circuito circular

**Los elementos básicos de un sistema circular son(16):**

- . Una entrada común de gas fresco que incluye oxígeno y gases anestésicos, y se regula con rotámetros de precisión y vaporizadores de agentes halogenados.
- . Rama inspiratoria y espiratoria con válvula unidireccional en cada rama que se unen en la pieza en Y.
- . Conjunto de ventilación mecánica que incluye fuelle, bolsa o pistón.
- . Circuito de ventilación espontánea o manual con bolsa reservorio.
- . Válvula limitadora de presión para ventilación mecánica.
- . Válvula APL o de sobrepresión para ventilación espontánea o manual.
- . Válvula de escape para gases residuales.



**Figura 3.** El circuito circular es simplemente una forma de reciclar agentes anestésicos y gases. Los gases excesivos o residuales salen por una válvula de escape. Los gases retenidos y espirados son purificados («limpiados de CO<sub>2</sub>») y luego retornados al lado inspiratorio donde se mezclan con los gases frescos y son reinhalados. Los puntos representan las concentraciones y el trazo continuo la predicción del modelo PK.

- Recipiente del absorbedor de anhídrido carbónico (figura 1).
- Pieza en Y, con sensor de espirometría y toma de muestra de los gases
- Filtro antibacteriano

**La posición relativa de los componentes** da lugar a múltiples posibles circuitos, con diferentes características. El estudio de Eger y Ethans (19), se describen ocho posibilidades y se analiza la posición idónea de los componentes, fundamentalmente de las válvulas unidireccionales, la entrada de FGF, la bolsa reservorio y la válvula espiratoria.

**Las principales características de un buen sistema anestésico( 17 ) son:**

1. Espacio muerto mínimo. Un volumen interno mínimo ( baja constante de tiempo)) que condicione una compliancia baja.
2. Resistencias inspiratorias y espiratoria mínima que no produzcan Auto-PEEP y faciliten la ventilación espontánea..

3. Ausencia de reinhalación de gases espirados sin CO<sub>2</sub>.
4. Coeficiente elevado de utilización de los gases frescos.
5. Posibilidad de una ventilación espontánea, asistida y controlada, sin reinhalación de gases espirados no libres de CO<sub>2</sub>

### **Comportamiento de los gases en el circuito circular**

Los anestésicos y gases inhalados durante una anestesia con bajos flujos tienen un comportamiento dinámico, es decir, son variables en el tiempo. A continuación se describen los factores que determinan este comportamiento para cada uno de los gases:

**Oxígeno.** El O<sub>2</sub> es consumido continuamente por el paciente según su metabolismo. Durante la anestesia general podemos considerar que el consumo de O<sub>2</sub> es prácticamente constante, salvo situaciones de hipercatabolismo, y se mantiene dentro de unos valores que pueden calcularse según la fórmula de Brody:

$$VO_2 = 10 \times \text{Peso} \times \text{colpora}^{13/4}$$

De forma práctica, el consumo de O<sub>2</sub> es aproximadamente de 3,5 ml/kg/min, es decir, unos 300 ml/min para un adulto. El FGF debe aportar al circuito circular, como mínimo, este volumen de O<sub>2</sub>.

**Óxido nitroso (N<sub>2</sub>O).** El N<sub>2</sub>O se caracteriza por su baja solubilidad y resistencia a la biodegradación. Es un anestésico de potencia muy baja (CAM 105%) que se utiliza a concentración alta (70%), y que una vez ha saturado los tejidos es devuelto al circuito anestésico. Por lo tanto, la captación del N<sub>2</sub>O viene determinada principalmente por la diferencia alveolo-arterial de la presión parcial. Esta diferencia es alta al inicio de la anestesia y disminuye con el tiempo a medida que aumenta la saturación del gas en los tejidos. La captación del N<sub>2</sub>O puede calcularse de forma aproximada, para un paciente adulto de peso medio, por medio de la función exponencial descrita por Severinghaus:

$$\text{Captación N}_2\text{O} = 1.000 \times t^{1/2} \text{ ml/min}$$

La adición de óxido nitroso a altas concentraciones en el FGF en circuitos de flujos bajos puede comprometer la presión alveolar de O<sub>2</sub> (P<sub>AO<sub>2</sub></sub>) por su efecto de segundo gas.

*En la tabla II se observa que mientras el consumo de O<sub>2</sub> es constante en el tiempo, el de N<sub>2</sub>O presenta un comportamiento dinámico. En el primer minuto son captados por el paciente 226 ml de O<sub>2</sub> y 1.893 ml de N<sub>2</sub>O, mientras que en el minuto 36 la captación de O<sub>2</sub> permanece constante y la de N<sub>2</sub>O disminuye hasta 146 ml. Con un FGF de 1.000 ml/min, compuesto por 500 ml de O<sub>2</sub> y 500 de N<sub>2</sub>O, en el minuto 36, por ejemplo, retornan al circuito 274 ml de O<sub>2</sub> y 328 ml de N<sub>2</sub>O, que no son captados por el paciente. Es decir, proporcionamos un FGF con FiO<sub>2</sub> de 0,5 y la FiO<sub>2</sub> del circuito circular va disminuyendo progresivamente por aumento del volumen de retorno del N<sub>2</sub>O por disminución de su captación. Esto puede llevar a administrar al paciente una mezcla hipóxica..*

**Anestésicos inhalatorios halogenados.** La captación de los anestésicos halogenados es variable en el tiempo y depende de varios factores relacionados con el circuito anestésico, la ventilación, el gasto cardíaco, la perfusión tisular y los coeficientes de partición en sangre y tejidos (ver anteriormente). El consumo tisular es máximo inicialmente para disminuir exponencialmente en el tiempo a una velocidad inversamente proporcional a la constante de tiempo de cada compartimento.

El objetivo de una anestesia inhalatoria es obtener una concentración de anestésico a nivel cerebral que anule las respuestas somatosensoriales al estímulo quirúrgico. Esta concentración es diferente para cada anestésico halogenado de acuerdo a su valor de CAM.

Para el manejo de los anestésicos inhalatorios en un circuito circular deben considerarse las siguientes concentraciones:

. Fracción del vaporizador (FV): concentración del anestésico inhalatorio, en volumen porcentual, procedente del vaporizador que entra al circuito circular con el FGF. Es la concentración que marca el dial del vaporizador.

. Fracción inspiratoria (FI): concentración del anestésico inhalatorio, en volumen porcentual, que es inspirado por el paciente. Se determina por el monitor de gases entre la Y del circuito y la boca del paciente.

. Fracción alveolar (FA): concentración del anestésico inhalatorio, en volumen porcentual, al final de la espiración. Se mide en el monitor de gases como concentración al final de la espiración. Su valor es una estimación de la concentración alveolar del anestésico, la cual expresa su CAM. En una situación estable esta concentración está relacionada directamente con la concentración cerebral.

La velocidad con que aumenta la concentración alveolar del anestésico (FA) con respecto a la concentración inspirada (FI) durante la inducción se relaciona de manera inversa con la solubilidad en sangre de los agentes anestésicos (co-eficiente de partición [1..] de cada anestésico inhalatorio). Por ello:

. Cuanto mayor es el coeficiente de partición sangre/gas, mayor es la captación. La FA disminuye, por lo que la relación FA/FI disminuye.

. Cuanto menor es el coeficiente de partición sangre/gas, menor es la captación. La FA aumenta y la relación FA/FI también aumenta.

El equilibrio se alcanza cuando la FA/FI se aproxima a 1 (la captación es 0 ).

En la anestesia con flujos altos, la concentración del anestésico inhalatorio procedente del vaporizador (FV) y la concentración inspiratoria (FI) son iguales, siendo únicamente la solubilidad del anestésico la que determina su captación por los tejidos y la que influye el cociente entre la FA/FI. En la anestesia con bajos flujos, el factor que influye la relación FV /FA, además de la solubilidad del anestésico, es el volumen de gas fresco.

**Anhídrido carbónico (CO<sub>2</sub>).** El CO<sub>2</sub> se produce en el proceso de la respiración y forma parte del gas espirado, el cual debe ser eliminado antes de la reinhalación. El circuito circular incluye un reservorio con un absorbedor de CO<sub>2</sub> formado por gránulos, al contacto de los cuales la mezcla gaseosa que lo recorre es depurada del CO<sub>2</sub> que contiene(18). En el proceso de absorción se produce agua y calor.

. El absorbente que capta el CO<sub>2</sub> actúa por el principio de la neutralización de un ácido (el ácido carbónico, formado por la hidratación del CO<sub>2</sub>) por una base (los hidróxidos alcalinos de la cal sodada o baritada). Los productos terminales de la reacción son carbonato, agua y calor.

## **Técnica de bajos flujos sin N<sub>2</sub>O**

La adición de N<sub>2</sub>O a altas concentraciones en el FGF cuando se trabaja a bajos flujos puede comprometer la PAO<sub>2</sub>. Es por ello que muchas escuelas realizan técnicas de bajos flujos sin N<sub>2</sub>O, facilitando en gran medida esta técnica ya que permite :

. Iniciar la anestesia con FGF bajos desde el principio, con O<sub>2</sub> con o sin aire, ya que nunca se producen concentraciones hipóxicas ni déficit de volumen en el circuito porque la captación de O<sub>2</sub> es relativamente constante y siempre inferior al FGF.

. Si se plantea una anestesia inhalatoria con bajos flujos desde la fase inicial se debe cebar el circuito anestésico. Si se pretende llenar un circuito circular de 5 litros de capacidad y 3 L de capacidad pulmonar del paciente con 1 % de un anestésico inhalatorio, se debe introducir en él 80 ml de vapor anestésico. Con un FGF de 1.000 ml

y el dial del vaporizador al 8% ( $1.000 \text{ ml/min} \times 8\% = 80 \text{ rnl/min}$  vapor anestésico) durante 1- 1,5 minutos se habrá llenado el circuito con la concentración de anestésico inhalatorio deseada. A partir de este instante de inicio, la diferencia  $(F_i - F_e) \times \text{vol/rmin}$  nos indicará cuánto representa la captación del paciente.

*. Básicamente, el desarrollo del proceso anestésico es similar al expuesto en el punto anterior.*

*. Existe el «método MAAS» (Minimal-flow Autocontrol Anesthesia System), desarrollado por el Dr. J. Mas Marfany y cols.(20) cuya lectura se recomienda.*

## ***Características del circuito circular que influyen en la técnica de bajos flujos***

### **Distensibilidad del circuito. El problema de la compliancia**

El circuito circular fue concebido para la ventilación espontánea, alternada transitoriamente con la ventilación asistida o controlada manualmente en caso de necesidad. Por eso ofrece resistencias mínimas y su compliancia no preocupa a los que la utilizan, puesto que en ventilación espontánea ésta no interviene, a causa del débil gradiente de presión en el circuito. No es lo mismo en ventilación automática, con gradientes de presión que alcanzan los 30-40 cm H<sub>2</sub>O.

En los aparatos con circuito circular, la compliancia viene determinada por su volumen interno y por la compliancia de los sistemas elásticos que lo componen (bolsa reservorio, concertina, cánister, tubuladuras, etc.). Cuando se instaura ventilación mecánica con presión positiva intermitente, el volumen corriente fijado en el ventilador es diferente del que recibe el paciente: la distensibilidad del sistema circular tiende a disminuir el volumen corriente entregado mientras que el flujo total de gases frescos tiende a aumentar el volumen corriente. Por lo tanto, a causa de la compresibilidad de los gases y la expansión de algunos componentes del sistema en condiciones de presión, no todo el gas que administra el ventilador llega a los pulmones del paciente.

Actualmente, la mayoría de las estaciones de anestesia compensan la compliancia, de manera que el volumen programado por el anestesiólogo siempre es administrado al paciente, independientemente de que existan cambios clínicos que afecten a la resistencia de las vías aéreas o que aumenten las presiones en la vía aérea.

### **La capacidad del circuito ¿qué influencia tiene en su funcionamiento?**

El volumen interno de un circuito es la suma de los volúmenes de todos sus componentes y es el determinante principal de la velocidad con que se mezclan los gases frescos con el gas espirado. Este es un proceso exponencial que viene determinado por la constante de tiempo ( $t$ ) (ver Tabla 11).

Cuando se utilizan flujos bajos, las variaciones efectuadas en la composición de los gases frescos solamente llegan a producir los cambios correspondientes en la composición de los gases del circuito después de períodos muy dilatados de tiempo. Este período aumenta cuanto mayor sea el volumen interno del circuito, ya que es uno de los principales factores determinantes de la constante de tiempo.

### **Eficacia del circuito circular. Coeficiente de utilización del FGF**

La eficacia de un circuito viene determinada (21) por el coeficiente de utilización del FGF, que se define como la relación entre el volumen de gas fresco que entra en los pulmones respecto al volumen total de gas fresco que entra en el circuito, es

decir, el porcentaje de gas que es aportado al circuito y entra realmente en los pulmones.  
La eficacia de un circuito depende de:

1. El punto de entrada del FGF al circuito circular. 2. Colocación y funcionamiento de la válvula APL. 3. Cantidad de FGF aportado al sistema. El grado de utilización del FGF aumenta con la disminución del FGF, llegando a ser del 100% cuando trabajamos con flujos mínimos.  
4. Patrón ventilatorio. 5. Fisiopatología pulmonar. 6. Relación FGF/volumen minuto(22).

**La eficacia de un circuito** determina:

. El FGF mínimo que se debe utilizar en un aparato: si el circuito que se utiliza tiene una eficacia del 80% a FGF de 1 Umin, y se trabaja con 500 ml de O<sub>2</sub> y 500 ml de N<sub>2</sub>O, la cantidad de O<sub>2</sub> que entrará en los pulmones será únicamente de 400 ml/min. Si se admiten un nivel de fugas de 200 ml en el sistema para, por ejemplo, la medición de gases, la cantidad de O<sub>2</sub> que entra en los pulmones se verá reducida a 300 ml, próximo al consumo metabólico según la ley de Brody.

. El FGF que se debe utilizar cuando el absorbente de CO<sub>2</sub> está agotado o no se dispone de cal para cambiarlo: si el coeficiente de utilización del FGF es del 50% con FGF de 6 Umin y se ventila al paciente con un volumen minuto de 6 L/min, la cantidad de FGF que entra en los pulmones es únicamente de 3 Umin. Si no se dispone de absorbente de CO<sub>2</sub> (por estar agotado, por ejemplo) se producirá reinhalación de CO<sub>2</sub>. La cantidad de FGF que deberá ser aportado a este sistema será hasta 2,5-3 veces el volumen minuto del paciente para que no exista reinhalación de CO<sub>2</sub>.

### **Absorbedores de CO<sub>2</sub>**

Clínicamente, la utilización de circuito circular con absorbedor de CO<sub>2</sub> presenta como *ventaja* fundamental la *preservación del calor y humedad*. Pero también puede presentar *inconvenientes*.

. Producción de monóxido de carbono (CO). Fang y Eger (23), en 1994, estudiaron las condiciones para la producción de CO en los absorbedores de CO<sub>2</sub>:

1. Los absorbedores completamente secos (0% de contenido de agua) producen CO cuando se exponen a los agentes halogenados (desflurano > enflurano > isoflurano), poseedores de radicales CMF<sub>2</sub> en su molécula, mientras que la producción de CO en las mismas condiciones con halotano y sevoflurano es insignificante. En todo caso, es proporcional a la concentración del anestésico administrada.

2. La producción de CO aumenta con el aumento de la temperatura del absorbedor.

3. La producción de CO, para un mismo grado de hidratación, es mayor con absorbentes de cal baritada que de cal sodada.

4. La humidificación del absorbedor reduce drásticamente la producción de CO. El FGF alto disminuye la cantidad de agua generada por el proceso químico de absorción de CO<sub>2</sub> y seca la cal sodada o baritada debido a un considerable aumento de la cantidad de gas fresco frío y seco que atraviesa el absorbente. Ambos mecanismos pueden favorecer la producción de CO en los absorbedores de CO<sub>2</sub>. Por lo tanto, cuando se utilicen absorbedores de CO<sub>2</sub>, se recomienda usar FGF mayores de 5 Umin solamente en casos necesarios, cambiando con frecuencia la cal aunque esté mínimamente cargada de CO<sub>2</sub> exhalado(24).

. El sevoflurano, al interaccionar con los absorbedores de CO<sub>2</sub> se degrada en varios productos. El más importante es el llamado compuesto A, que produce nefrotoxicidad en ratas y a concentraciones mucho más elevadas puede llegar a producir hepatotoxicidad, daño pulmonar y muerte. Sin embargo, este fenómeno no se ha podido

demostrar en humanos. Los factores que aparentemente favorecen la aparición del compuesto A son: el uso de bajos flujos o circuito cerrado, el empleo de cal baritada en lugar de cal sodada, concentraciones elevadas de sevoflurano en el circuito anestésico, la alta temperatura del absorbedor de CO<sub>2</sub> y la presencia de un absorbedor nuevo y seco.

### **Monitorización del circuito circular**

Ciertas particularidades de la anestesia con bajos flujos poseen una especial relevancia en lo que atañe a la seguridad del paciente:

1. El exceso de gases disminuye: cuando el volumen almacenado en el circuito es inferior al volumen gaseoso que es extraído por el efecto de la captación total individual de gases o que se pierde por fugas, se produce una alteración de la ventilación, con caída de las presiones pico y meseta, del volumen minuto y, en su caso, una modificación del patrón ventilatorio.

2. La diferencia entre la concentración de O<sub>2</sub> del FGF y la del circuito aumenta con la magnitud de reducción del FGF. Al contrario de lo que sucede con una anestesia general con flujos altos, la concentración de O<sub>2</sub> se modifica continuamente durante el transcurso de una anestesia con bajos flujos y resulta muy afectada por la captación individual de O<sub>2</sub>.

3. La diferencia entre la concentración de anestésicos del FGF y del circuito aumenta en relación con la magnitud de reducción del FGF. Con flujos muy bajos ( $< 1$  Umin) se seleccionan en el vaporizador concentraciones del agente anestésico mucho mayores que con FGF altos. Si al aumentar el FGF nos olvidamos de reducir la concentración del vaporizador existe riesgo de sobredosificación accidental.

Por lo tanto, para la administración segura de una anestesia general con bajos flujos se debe de utilizar la siguiente monitorización, con alarmas seleccionadas y activadas:

1. Presión de vías respiratorias.
2. Volumen minuto espirado.
3. FiO<sub>2</sub>: permite conocer mezclas hipóxicas.
4. Con FGF  $< 2$  Umin: concentración de agentes anestésicos en gases

respiratorios.

La FI de anestésico inhalatorio nos permite valorar la diferencia existente entre la concentración del anestésico en el circuito y la concentración de anestésico en el FGF (determinado por el dial del vaporizador fuera del circuito).

La *pulsioximetría* monitoriza la saturación de O<sub>2</sub> de la sangre. Una modificación de este parámetro puede estar originada por múltiples causas derivadas del equipo, pero también por diversas causas relacionadas con el paciente. Por tanto, la pulsioximetría no es un parámetro con el que se monitorice específicamente el funcionamiento del circuito.

Lo mismo es válido para la medida de la concentración espiratoria de CO<sub>2</sub>. Este parámetro nos proporciona una información continua y completa - inspiración y espiración - sobre el paciente y el funcionamiento del aparato, independientemente del FGF elegido y de la constante de tiempo del circuito. Las alteraciones de la ventilación serán identificadas de modo más rápido e inmediato por medio de la monitorización continua de la presión inspiratoria y del volumen ventilatorio. La FI CO<sub>2</sub> nos informa del grado de agotamiento del absorbedor y la Fet CO<sub>2</sub> valora la ventilación alveolar (y el grado de producción y eliminación de CO<sub>2</sub>).

Por lo tanto la monitorización de seguridad sin relación con el FGF deberá ser:

1. ECG.
2. Presión arterial.
3. Pulsioximetría.
4. Capnografía.

## Contraindicaciones de la anestesia general con bajos flujos

La administración de anestesia general con bajos flujos no está indicada en las siguientes intervenciones:

1. Anestésias generales de corta duración con mascarilla.
2. Técnicas que no garanticen el neumotaponamiento de las vías respiratorias (broncoscopias con broncoscopio rígido).
3. Aparatos y equipos técnicamente limitados, con pérdidas elevadas por fugas.
4. Monitorización insuficiente.
5. El pulmón sirve como órgano de eliminación de metabolitos volátiles como la acetona en el coma diabético, metilmercaptanos en el coma hepático, acetaldehído en la intoxicación por paraaldehído, alcohol en la intoxicación etílica y metano que aumenta en la obstrucción intestinal. Es posible que en estos casos la utilización de bajos flujos deba realizarse con precaución para facilitar la eliminación de estas sustancias por el pulmón.

La elevada estanqueidad que se consigue con la mascarilla laríngea correctamente colocada permite la administración de anestésias generales con flujos bajos sin problemas. La utilización de tubos endotraqueales sin balón en la anestesia pediátrica tampoco impide que se pueda reducir el FGF siempre que la elección del tubo sea adecuada, dado que la captación total de gases en los lactantes y niños pequeños es muy baja y, por ello, la proporción del exceso de gases es comparativamente alta.

Las contraindicaciones absolutas son escasas y obvias: intoxicación por humo o gases, hipertermia maligna, sepsis y broncospasmo grave agudo.

## Ventajas e inconvenientes del circuito circular

Como se ha comentado una de las grandes ventajas de este tipo de circuitos es que permite utilizar desde FGF iguales o muy cercanos al consumo del paciente (circuito cerrado) hasta FGF altos (circuito abierto). La utilización de los flujos bajos ha sido fundamentada por numerosos autores (23,24), principalmente, por los siguientes motivos:

**1.- Economía.** Es indiscutible que la anestesia inhalatoria resulta más barata cuando se aplica con flujos bajos o circuito cerrado debido a la reducción en el consumo de halogenados, de oxígeno y de óxido nítrico (24,25). Esta ventaja será, además, más notable con la incorporación de nuevos anestésicos cada vez más caros y puede permitir en fecha ya cercana la aplicación de un anestésico interesante pero excesivamente caro como el Xenón (26).

**2.- Ecología.** La utilización de flujos bajos y, sobre todo, de circuito cerrado reduce notablemente la contaminación de quirófano y del medio ambiente por los anestésicos halogenados y protóxido de nitrógeno (27). No obstante, el riesgo de contaminación de quirófano con el uso de flujos altos debería quedar minimizado con la utilización sistemática de los sistemas antipolución existentes, fácilmente adaptables a los respiradores y aparatos de anestesia. La reducción de la contaminación ambiental, debe basarse en el uso de vapores que no dañan la capa de ozono (sevoflurano y desflurano) y la sustitución del N<sub>2</sub>O por Xenón.

**3.- Humidificación y calentamiento de los gases inspirados.** En realidad, este efecto sólo se consigue de forma ostensible con flujos del orden de 0,6l/min o inferiores, como se ha demostrado en el único estudio clínico que ha relacionado la temperatura con el nivel de FGF administrado (28). El beneficio que, en este sentido, aporta la utilización de flujos bajos sólo se consigue con anestésias de muy larga duración, ya que las pérdidas calóricas por vía respiratoria no superan las 15 kcal/hora o sea, un 10% de las



pérdidas totales. Por otro lado, cuando se utilizan filtros hidrófobos en la pieza en Y para evitar la pérdida de humedad vía respiratoria, la humedad procedente del circuito no atraviesa el filtro, condensándose el agua en las tubuladuras y siendo aconsejable el uso de trampas de agua.

-El riesgo de transmisión de infecciones respiratorias, aunque la acción bactericida de la cal sodada (medio alcalino y temperaturas de hasta 60 °C) hace improbable la contaminación microbiana (31).

## COMPONENTES DE LOS CIRCUITOS ANESTESICOS

La caracterización de cualquier CA viene dada por el número, características y ubicación relativa de los componentes que lo integran.

. Los componentes de un circuito anestésico dado pueden ser uno o más de los siguientes:

**1.- Tubos anillados.** Tienen la función de conducir las mezclas de gases y, en ocasiones, de ejercer el papel de reservorio. Su tamaño y el de sus conexiones se halla estandarizado según normas internacionales. Deben seleccionarse aquellos que presentan un baja compliancia u recordar que los construidos en caucho pueden absorber cantidades significativas de Halotano y Sobre todo Metoxifluorano.

**2.- Bolsa reservorio.** Caracterizada por su gran compliancia (superior a la del resto del circuito), suele estar construida en caucho y tiene como función principal servir de reservorio con un contenido equivalente a, como mínimo, el volumen corriente utilizado. Recoge la mezcla de gas fresco que alimenta, permanentemente al circuito y, en ocasiones (según el tipo de circuito), una fracción más o menos importante del gas espirado. Permite asistir o controlar la ventilación manual, supervisar la ventilación espontánea y amortiguar las subidas ,de presión que pudieran generarse en el CA .

**3.- Válvula espiratoria.** Está destinada a dejar pasar a la atmósfera un parte o la totalidad (según el tipo de circuito y cómo se esté utilizando) el gas espirado. Es imprescindible cuando el sistema recibe más gas del consumido por el paciente. Habitualmente se trata de válvulas llamadas de “ *sobrepresión o sobre flujo* “, puesto que permiten la salida del gas cuando el circuito alcanza el nivel de presión previamente regulado ("presión de apertura"). En ventilación espontánea y con la utilización de flujos bajos, la válvula se regula para que la fuga de gas se produzca sólo al final de la espiración, cuando la presión en el CA se eleva por la llegada del gas espirado.

**4.- Válvulas unidireccionales.** Tienen la función de asegurar el sentido circular (unidireccional) de los gases en los circuitos circulares. Las más ampliamente utilizadas son las de cúpula por ejercer una baja resistencia al flujo de gas y presentar una baja presión de apertura (0.2 cmH<sub>2</sub>O).

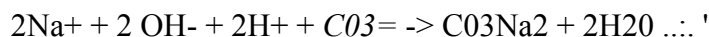
**5.- Absorbedor de CO<sub>2</sub>.** Se trata de un cilindro (“Cánister”) dispuesto en sentido vertical u horizontal, y relleno del material absorbente de CO<sub>2</sub>. Suele estar construido en material plástico o vidrio, lo que permite observar los cambios en el color del absorbente. Los construidos en metal, por el contrario, tienen la ventaja de disipar mejor el calor y la electricidad estática, aunque esta última propiedad tiene poca importancia porque los materiales absorbentes son buenos conductores .Y ello impide que se acumule una carga importante de electricidad. Su capacidad es de alrededor de 3 L, Y su compliancia muy baja. .

Los gases penetran en el cánister durante la espiración y permanecen hasta la espiración siguiente, lo que asegura un tiempo prolongado de contacto con la cal sodada. Normalmente, el absorbedor de CO<sub>2</sub> funciona en posición vertical. Los gases espirados circulan en sentido ascendente a través de él, y tienden a formar canales preferentes en las zonas donde encuentran menor resistencia, sobretodo junto a las paredes del cánister. En estos canales hay una menor densidad de gránulos de absorbente y es menor el espacio intergranular, por lo que los gases pueden atravesarlos sin ser totalmente desprovistos del CO<sub>2</sub>. El consumo inicial de la cal sodada suele producirse en las zonas periféricas y más bajas y, progresivamente, en posiciones más centrales y superiores; lo que da lugar a la formación de una zona con forma de cono invertido que se encuentra fuera del trayecto del gas. Un método eficaz para paliar este efecto, que reduce el rendimiento de la cal sodada, consiste en cambiar la posición del cánister respecto de la dirección del gas espirado.

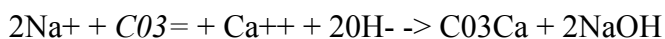
La absorción del CO<sub>2</sub> tiene su aplicación en los circuitos de carácter circular en los que se busca la reutilización de los gases anestésicos, lo que conlleva la reinhalación parcial o total del gas espirado. En estos casos la preceptiva eliminación del CO<sub>2</sub> espirado se consigue por medios químicos, aplicando el principio de la neutralización de un ácido (el ácido carbónico, formado por la hidratación del CO<sub>2</sub>) por una base. Los absorbentes depositados en el cánister se presentan en forma de gránulos (de 3 a 6 mm de diámetro) y se hallan compuestos por hidróxido cálcico, agua e hidróxido sódico (en el caso de la cal sodada ó soda lime) o hidróxido de bario (en el caso de la cal baritada ó barium lime, mucho menos utilizada). La reacción por la cuál se elimina el CO<sub>2</sub> es la siguiente:



El ácido carbónico así disociado reacciona con el hidróxido sódico disociado:



El carbonato sódico formado penetra entonces en el interior de los gránulos del absorbente y entra en contacto con el hidróxido cálcico:



La reacción es exotérmica (lo que produce el calentamiento de los gases), y conlleva la regeneración del hidróxido sódico y la formación de agua (humidificación de los gases) y carbonato cálcico. La capacidad máxima de absorción es de 26 L de CO<sub>2</sub> por cada 100 gr de cal sodada, aunque en la práctica no se sobrepasa el 70% de esta capacidad. Para conocer el grado de consumo "del absorbedor, se incorpora a los gránulos un indicador que cambia de color progresivamente. .

El llenado del cánister con la cal sodada debe ser tal que el volumen intergranular (aproximadamente el 50% del volumen del cánister) sea siempre superior al volumen corriente del paciente.

**6.- Entrada de gas fresco.** Los flujos de O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>O y aire que alimentan el circuito deben ser suministrados por caudalímetros de precisión, que permiten una gradación de 50 ml/min. Incluso, durante la utilización de circuito cerrado, se considera necesaria una escala de 10 ml/min (1).