

# **CIRCUITOS ANESTÉSICOS**

*Noviembre, 2001*

*Dr. Juan P. D'Este*

## **CIRCUITOS ANESTÉSICOS**

### **SUMARIO**

- 1. Definición**
- 2. Requerimientos**
- 3. Elementos constituyentes básicos**
- 4. Características funcionales**
  - Resistencia**
  - Capacidad**
  - Compliance**
  - Absorción de gases anestésicos**
  - Reinhalación**
  - Constante de tiempo**
- 5. Clasificación**
- 6. Descripción y análisis funcional**
  - Sistemas sin absorción de CO<sub>2</sub>**
  - Sistemas con absorción de CO<sub>2</sub>**
- 7. Circuito circular a bajos flujos**
- 8. Humidificación de los gases inspirados**
- 9. Bibliografía**

## **CIRCUITOS ANESTÉSICOS**

### **1. DEFINICIÓN**

**El circuito anestésico, (también llamado sistema anestésico, sistema respiratorio o circuito respiratorio) es el conjunto de elementos que permiten la conducción de gases y/o vapores anestésicos al paciente y desde el paciente, siendo al mismo tiempo el medio a través del cual se establece el intercambio de gases respiratorios con el exterior.**

**Es la interface entre la máquina de anestesia y el paciente y en él se convierte el flujo continuo proveniente de la misma en flujo respiratorio intermitente.**

Así, la función de estos dispositivos no es sólo permitir una correcta administración de anestésicos por vía pulmonar sino también aportar oxígeno y eliminar adecuadamente el anhídrido carbónico.

### **2. REQUERIMIENTOS DE UN CIRCUITO ANESTÉSICO (CA)**

- a. Aporte preciso y fiable de oxígeno y gas anestésico
- b. Eliminación eficaz de los gases espirados
- c. Resistencia mínima
- d. Gas inspirado con humedad y temperatura adecuadas
- e. Montaje simple
- f. Permitir acoplamiento al dispositivo antipolución

### **3. ELEMENTOS BÁSICOS DE UN CIRCUITO ANESTÉSICO.**

A pesar de su gran diversidad y diferente ordenamiento o ensamblaje, los CA están constituidos por un número de elementos comunes: tubos anillados o corrugados, bolsa reservorio y eventualmente válvulas de sobreflujo y/o válvulas direccionales.

Destacamos las características más importantes de ellos:

#### **3.1 Tubos corrugados**

Son de caucho o polietileno, tienen un diámetro de 22 mm. ( 15 mm en los CA pediátricos) y son flexibles y anillados lo que impide que se obstruyan o se acoden. Cumplen función de conducción y a veces reservorio .

#### **3.2. Bolsa reservorio**

Constituida de caucho o látex, tiene una capacidad de 2 ó 3 l. para un circuito de adultos. Cumple función de reservorio de alta compliance. En la ventilación espontánea o controlada manual se deposita en reserva durante la espiración por lo menos el volumen equivalente de un volumen corriente. Recoge la mezcla de gas fresco que alimenta en forma continua al circuito y eventualmente una fracción más o menos importante de los gases espirados.

Por su gran compliance permite absorber los cambios de presión en el circuito.

### **3.3. Válvula espiratoria o de sobreflujo**

La válvula espiratoria está destinada a dejar pasar al aire libre o a un sistema antipolución una parte o la totalidad de los gases espirados. Su presencia se impone siempre que un sistema recibe más gas que el que se entrega al paciente.

### **3.4. Válvulas direccionales.**

Se hará referencia a ellas en los circuitos que las incorporan

## **4. CARACTERÍSTICAS FUNCIONALES**

### **4.1 Resistencia**

El C.A es una extensión de las vías respiratorias del paciente y por lo tanto un elemento muy importante a tener en cuenta es la resistencia que se pueda crear al flujo gaseoso. Si se crea resistencia al flujo dentro del circuito, en caso de respiración espontánea habrá un aumento del trabajo respiratorio mientras que en la ventilación controlada se traduciría en dificultad a la espiración. La resistencia al flujo dentro de un tubo es, según la ley de Hagen-Poiseuille para flujos laminares, directamente proporcional a la longitud del mismo e inversamente proporcional a la cuarta potencia del radio. De aquí la importancia de que los tubos tengan gran diámetro. Los tubos que se usan habitualmente crean una resistencia despreciable (la zona de mayor resistencia de todo el circuito es el tubo traqueal dado que es la zona más estrecha que deben pasar los gases) . Debe cuidarse que no se produzcan bruscas reducciones de calibre a nivel de conexiones ya que además de la mayor resistencia vinculada al menor radio se agrega la formación de flujos turbulentos que crean aún mayor resistencia (en flujos turbulentos la resistencia es directamente proporcional al cuadrado del flujo e inversamente proporcional a la quinta potencia del radio).

### **4.2. Capacidad**

Se refiere al volumen total de gas contenido en el interior de los componentes del CA. Juega un papel importante en la compliance y en la constante de tiempo (ver más adelante). Como regla

general el rendimiento de un CA es mayor cuanto menor es su capacidad.

### 4.3. Compliance

Los CA contienen gases, que son compresibles por naturaleza, y sus componentes (tubos, bolsa reservorio) son distensibles, por lo que están caracterizados por una compliance. Cuando se crea presión en el CA se acumula una cantidad de gas por encima de la que existe en condiciones basales por cuenta de la compresión que sufre (Ley de Boyle) y de la distensión de las paredes del CA. Se expresa por la relación  $dV/dP$  en **ml/cmH<sub>2</sub>O**. Esta cantidad de gas acumulada en el CA al final de la insuflación si bien no forma parte del volumen corriente del paciente será registrada por el espirómetro como volumen espirado (recibe distintas denominaciones: "volumen perdido o comprimido o acumulado" o "espacio muerto de compresión"). **El volumen de gas acumulado es función de la presión positiva alcanzada en el CA, de la distensibilidad de los componentes y de la capacidad total del mismo.**

Los tubos corrugados de 120 cm de largo y 22 mm de diámetro tienen un volumen aproximado de 500 ml. La compliance de los de goma es de 1 - 4 ml/cmH<sub>2</sub>O mientras en los de plástico la compliance es de 0,3 - 1,5 ml/cmH<sub>2</sub>O.

El volumen de gas comprimido depende de la capacidad del circuito y de la presión positiva engendrada. Para una misma masa de gas, el volumen se reduce en un ml/L por cada cmH<sub>2</sub>O de incremento de presión (Ley de Boyle). Es así que sólo en los tubos puede acumularse un volumen entre 50 y 125 ml según el material de los mismos, para una presión positiva de 25 cm/H<sub>2</sub>O. Este volumen adquiere especial relevancia en pediatría donde los volúmenes corrientes son pequeños pero las presiones en el circuito son altas dado el pequeño diámetro de los tubos traqueales.

### 4.4. Absorción de gases anestésicos

Los componentes de los CA (bolsa reservorio, tubos corrugados) absorben los gases anestésicos en grado variable. La cantidad absorbida depende del coeficiente de partición goma/gas o plástico/gas (para el halothano el coeficiente de partición goma/gas es de 120ml/100 ml mientras que para el isoflurano es de 62 ml/ 100 ml; los plásticos tienen un coeficiente de partición similar). A título de ejemplo, un tubo corrugado de goma de un metro puede absorber 56 ml. de vapor de halothano. El CA se comporta como un vaporizador de bajo flujo por muchas horas después que se ha dejado de pasar agente anestésico por el mismo y por lo tanto existe la posibilidad de exposición inadvertida a un paciente, lo que adquiere relevancia en casos de pacientes susceptibles de hipertermia maligna o en casos de sensibilización al anestésico.

#### 4.5. Reinhalación

**Se entiende por reinhalación la inspiración de parte de la mezcla exhalada en la espiración precedente.**

El gas re-inspirado puede contener o no  $\text{CO}_2$ . Así, un circuito circular con absorción de  $\text{CO}_2$ , con bajo flujo de gas fresco (FGF) es un circuito con reinhalación aunque en el gas reinhalado no haya  $\text{CO}_2$ . **Este concepto de reinhalación es el que asumimos en este trabajo.**

Ahora bien, hay autores que definen la **reinhalación como la re-inspiración de gas conteniendo  $\text{CO}_2$  (gas alveolar)** y estiman el volumen reinhalado por el cambio en la relación volumen de espacio muerto (VEM) / volumen corriente (VC). El espacio muerto anatómico está ocupado al fin de la espiración por aire alveolar que será reinhalado en la siguiente inspiración (reinhalación fisiológica) y de ahí la conocida relación VEM/VC de 0.3. Todo incremento de esta relación (con espacio muerto alveolar constante) se considera resultado de reinhalación de aire alveolar.

A continuación nos referiremos a las condiciones y características de la reinhalación en aquellos circuitos **sin absorción de  $\text{CO}_2$** .

**La cantidad de gas reinhalado depende de tres factores:**

**a) Flujo de gas fresco   b) Espacio muerto mecánico   c) Diseño del circuito**

**a.) Flujo de gas fresco (FGF)**

**La cantidad de gas reinhalado varía inversamente con el FGF**

- Si el volumen total de gas fresco aportado es igual o superior que el volumen minuto del paciente no habrá reinhalación, siempre que la espiración no sea impedida (sin resistencia) y se efectúe desde un punto próximo a la vía respiratoria del mismo.

- Si el volumen minuto de gas fresco es menor que el volumen minuto del paciente siempre habrá cierta reinhalación de gas espirado para cubrir la diferencia con el volumen de gas fresco aportado.

**b.) Espacio muerto mecánico (EMM)**

**El EMM de un CA es el volumen ocupado por gases que son reinhalados sin cambio en su composición.** El volumen mínimo de gas que puede ser reinhalado es igual al volumen del EMM

Constituyen EMM del circuito: el segmento paciente de la pieza en Y de los tubos corrugados y la parte inicial de los sistemas de Mapleson. Los filtros colocados a continuación del tubo traqueal incrementan considerablemente el EMM (60 - 90 ml)

Funcionalmente se considera una extensión del espacio muerto anatómico y por lo tanto todo incremento resultará en un incremento de la relación VEM/VC

El espacio muerto de un circuito debe ser minimizado.

### c.) **Diseño del circuito**

El ordenamiento de los distintos componentes del CA es un factor que influye en forma determinante en la presencia de reinhalación como veremos al describir los mismos.

#### 4.5.1 **Efectos de la reinhalación**

Si no hay reinhalación el gas inspirado tiene idéntica composición a la mezcla de gas entregada por la máquina de anestesia

El gas inspirado en presencia de reinhalación, estará compuesto en parte por gas fresco y en parte por gas reinhalado

##### a) **Retención de calor y agua**

El gas fresco es seco y a temperatura ambiente mientras que el exhalado es caliente y húmedo. La reinhalación por lo tanto tiende a reducir la pérdida de calor y agua. De todos modos el gas exhalado pierde rápidamente gran parte de ambos al entrar en el CA (si no se emplean intercambiadores de calor y humedad) de tal modo que, al reinhalarse, su contenido en agua y su temperatura son menores que en el momento de ser exhalado.

##### b) **Alteración de las tensiones del gas inspirado**

El efecto de la reinhalación sobre las tensiones del gas inspirado dependerá de qué parte de los gases exhalados son reinhalados y si éstos pasan al alvéolo

- **Oxígeno: la reinhalación de gas alveolar** implica un gas con tensión parcial de  $O_2$  menor que la del gas fresco.

-  **$CO_2$  : la reinhalación de gas alveolar** causará un aumento en la concentración de  $CO_2$  inspirado a menos que el gas pase por un absorbedor antes de ser reinhalado.

La eficiencia con que el  $CO_2$  es eliminado de un CA sin absorbedor varía con el diseño del circuito. La reinhalación de  $CO_2$  durante la respiración espontánea es indeseable ya que para mantener una  $PaCO_2$  normal el individuo debe aumentar su ventilación y por lo tanto su trabajo respiratorio. Con ventilación controlada el aumento de  $CO_2$  inspirado puede compensarse aumentando el volumen minuto e incluso puede argüirse la ventaja de trabajar con volúmenes grandes y con gas relativamente húmedo y caliente.

##### -**Gases anestésicos:**

**La reinhalación de gas alveolar** ejerce un efecto de amortiguación en la concentración del gas anestésico inspirado: durante la inducción, la concentración inspirada es menor que la entregada en

el gas fresco, por lo que esta etapa se prolonga, sucediendo a la inversa en la fase de educación.

#### 4.6 Constante de tiempo

Cuando se cambia la composición de la mezcla de gases frescos que entran en el CA se requiere un cierto tiempo para que la mezcla gaseosa existente en el CA adquiera una composición análoga.

Este tiempo está caracterizado por la **constante de tiempo (CT)**

**La CT expresa en minutos la velocidad del cambio para ir de un estado inicial hasta un estado final o de equilibrio**

Por convención una CT se refiere al tiempo necesario para alcanzar el 63% del estado final. La CT depende del **volumen de distribución** de la mezcla gaseosa ( Capacidad del CA más capacidad residual funcional (CRF) ), **del FGF y de la captación ( o eliminación)** por los componentes del circuito y a nivel alveolar . Cuanto menor es la capacidad del circuito y más alto el FGF menor es la CT.

$$CT = \frac{\text{Capacidad del CA} + \text{CRF}}{\text{FGF} - \text{Volumen de gas captado}}$$

### 5. CLASIFICACION DE LOS CIRCUITOS ANESTÉSICOS

Se han propuesto numerosas clasificaciones basadas en distintos criterios (técnicos, funcionales) pero hasta el momento no hay una clasificación aceptada universalmente.

**5.1.** La clasificación clásica de los circuitos anestésicos en abiertos, semiabiertos, semicerrados y cerrados se presta a confusión ya que diferentes autores han definido estos términos en forma diferente. A continuación se expone el criterio definido por **Dripps, Echenhoff y Vandam.**<sup>(6)</sup>

**A. Abiertos :** El paciente recibe directamente gases provenientes de la máquina de anestesia. Los gases espirados dirigidos por válvulas van a la atmósfera.

**B. Semiabiertos :** los gases espirados fluyen hacia la atmósfera y también lo pueden hacer hacia la línea inspiratoria del aparato para ser reinhalados; la reinhalación depende del FGF y del diseño del CA; ( Ej. : Circuitos de Mapleson)

**C. Semicerrados :** los gases espirados van en parte a la atmósfera y en parte se mezclan con los gases frescos reinhalándose, después que el CO<sub>2</sub> de la mezcla es retirado por un absorbente.



D. **Cerrados** : todo el gas espirado es reinhalado. Sólo se incorporan al circuito el  $O_2$  necesario para cubrir las necesidades metabólicas y el agente anestésico.

**Las limitaciones de la clasificación se ponen en evidencia cuando comprobamos que un mismo CA puede ser manejado con diferente criterio funcional , y por ejemplo, los Sistemas en T de Mapleson son considerados por otros autores como semicerrados. Los llamados “abiertos” son también definidos en forma diferente por otros autores.**

## 5.2. Clasificación técnico-funcional

De acuerdo con la Organización Internacional de Standards (ISO), se consideran tres grupos de circuitos según la existencia de reinhalación y la forma de eliminar el  $CO_2$

### A. Sistemas sin reinhalación y sin absorción de $CO_2$

- Controlados por válvulas. El paciente inhala gas fresco de la rama inspiratoria del circuito y el gas espirado va a la atmósfera dirigido por válvulas de no-reinhalación. El FGF es igual al volumen minuto (VM)
- Controlados por flujo. El gas espirado es desplazado del sistema por una corriente de gas fresco suficientemente alta . Sistemas de Mapleson. La reinhalación es posible si el FGF es insuficiente para eliminar el gas espirado

### B. Sistemas con reinhalación y absorción de $CO_2$

- Circuito circular . Requiere absorbedor de  $CO_2$ . Está pensado para trabajar con flujos menores del VM

## 6. DESCRIPCIÓN Y ANÁLISIS FUNCIONAL

### 6.1. SISTEMAS SIN REINHALACIÓN Y SIN ABSORCIÓN DE $CO_2$

#### 6.1.1. Sistemas con flujo controlado por válvulas direccionales

En estos circuitos el gas se mueve sólo en una dirección, excepto en la pieza en T o Y que conecta el circuito al paciente. El flujo está dirigido por válvulas llamadas de no-reinhalación o válvulas direccionales que impiden la reversión del flujo: se asegura la dirección del FGF desde la máquina de anestesia hacia el paciente en la inspiración y desde el paciente a la atmósfera en la espiración ( Fig. 1 ).

Las máquinas de anestesia que disponen de circuito de flujo unidireccional sin absorción de CO<sub>2</sub> emplean diversos sistemas para dirigir el flujo. Por ej. Siemens y Temel tienen una válvula neumática que en el momento que se comprime la bolsa reservorio (por la mano del anestesista o el ventilador) se insufla, obstruyendo la salida de gas en el extremo de la rama espiratoria por lo que el gas insuflado en el circuito sólo puede dirigirse al paciente. (es un sistema en T con oclusión intermitente de la rama espiratoria).

#### 6.1.1.1. Análisis funcional

-El FGF es igual al volumen minuto del paciente. No hay reinhalación si la válvula es competente. El EMM es mínimo (comprende el volumen de la válvula de no reinhalación (aprox. 10 ml) o en el caso del sistema de oclusión de la rama espiratoria la rama "paciente" de la conexión en Y).

#### 6.1.2. Sistemas controlados por flujo

Son esencialmente circuitos en T cuyas diferencias funcionales radican en la diferente posición de sus componentes, fundamentalmente la posición de la entrada de gas fresco.

Se incluyen en este grupo los circuitos que Mapleson clasificó en el año 1954 y las variaciones que a partir de ellos se han diseñado.

##### 6.1.2.1. Sistemas de Mapleson (Fig 2)

Este grupo de CA se caracteriza por la **ausencia de válvulas direccionales**. Dado que no hay una clara separación de los gases inspirados y espirados **la composición de la mezcla inspirada es altamente dependiente del FGF**

Estos circuitos fueron clasificados por Mapleson de la A a la E según la disposición de sus componentes (Fig. 2). Un sexto sistema fue agregado posteriormente a la clasificación, el F, o sistema de Jackson -Rees.

El orden con que están dispuestos los componentes difiere entre los CA y esto tiene influencia determinante en su rendimiento.

De los 6 CA, los más usados son el **A o de Magill** por un lado y por otro el grupo del **D,E y F** que tienen un funcionamiento semejante. En este grupo se incluye el circuito coaxial de **Bain** que es un Mapleson D modificado (Fig 3) El análisis funcional de este grupo se hará, por lo mismo, en conjunto.

**Según la clasificación de Miller el tipo 'A' es con reservorio aferente mientras que los tipos 'D','E', y 'F' presentan reservorio en la rama eferente.**

### 6.1.2.1.1. Mapleson 'A' o sistema de Magill (fig. 4 y 5)

( Reservorio aferente simple)

Se caracteriza por la entrada de gas fresco alejada del paciente, con una bolsa reservorio en el brazo aferente y una válvula de escape cerca de la vía respiratoria.

#### 6.1.2.1.1.1. Análisis funcional

##### -Ventilación espontánea:

(válvula espiratoria completamente abierta).

Dado el ordenamiento de los elementos del CA el gas alveolar se elimina selectivamente lo que lo convierte en un circuito eficiente en esta modalidad de ventilación

Un FGF IGUAL A LA VENTILACIÓN ALVEOLAR MINUTO ES DECIR 70% DEL VOLUMEN MINUTO es suficiente para evitar incremento de CO<sub>2</sub>

(Observar que si ocurre reinhalación de gas alveolar que llega al alvéolo y consecuentemente elevación de PaCO<sub>2</sub> el paciente responderá con incremento del volumen minuto lo que (si se mantiene el mismo FGF) llevará a más reinhalación por lo que la respuesta en este caso no compensa el aumento de CO<sub>2</sub> !)

##### -Ventilación controlada (Fig 5)

El patrón de flujo cambia totalmente con ventilación controlada.

Dado que la válvula de escape debe estar cerrada lo suficiente como para que en el circuito se alcance la presión necesaria en la fase inspiratoria, los gases espirados no escapan del circuito. Durante la inspiración los gases espirados serán arrastrados hacia el paciente por la corriente de gas fresco y la presión positiva impuesta a la bolsa reservorio. El gas inspirado contendrá siempre parte de gas alveolar por más alto que sea el FGF, y, por otra parte, siempre se perderá algo de gas fresco al exterior.

**En suma : este circuito es eficiente en respiración espontánea pero ineficiente en respiración controlada por lo que su uso es desaconsejado en esta modalidad de ventilación.**

### 6.1.2.1.2. Mapleson 'D','E' (Ayre), 'F' (Jackson Rees), Bain

( sistemas con reservorio eferente)

En este grupo **los gases frescos entran al circuito cerca del paciente** y el tubo corrugado hace de rama eferente terminando en un reservorio ciego en el caso del 'D' o abierto por su extremidad distal en el caso del 'F'. El 'D' tiene válvula de escape cerca del reservorio mientras que el 'F' (Jackson Rees) no presenta válvula o la tiene sobre el extremo distal de la bolsa.

El 'E' o sistema de Ayre no tiene bolsa reservorio ni válvula de escape. La rama espiratoria hace de reservorio y termina abierta a la atmósfera.

El circuito de Bain (Fig. 3) es un Mapleson 'D' modificado del punto de vista funcional.. Es coaxial: los gases frescos se aportan a través de un tubo estrecho, central, que llega a la proximidad de la vía respiratoria del paciente mientras que los gases exhalados son conducidos por un tubo corrugado de 22 mm. que está dispuesto por fuera del tubo aferente.

#### 6.1.2.1.2.1. Análisis funcional

- **Ventilación espontánea (Fig. 5)** : Los gases espirados son desplazados por la rama eferente por el FGF hacia la bolsa y al exterior. Si el FGF es alto éste desplazará todo el gas espirado del tubo corrugado y no habrá reinhalación. La  $CO_2$  será dependiente de la ventilación minuto. Si bien un FGF igual al flujo inspiratorio pico ( aprox. 3 veces el volumen minuto) asegura la no reinhalación, puede ser suficiente con un FGF igual a dos veces el VM. En la eficiencia de este sistema tiene un papel fundamental el patrón respiratorio. **Cuanto más larga es la pausa espiratoria menor es la necesidad de FGF** (mayor volumen de gas fresco se acumula en el tubo corrugado y hay menor reinhalación de gas espirado).

Con el sistema de Bain la necesidad de FGF para evitar la reinhalación es aun mayor. La razón parece estar en que la entrada de gas paralela al tubo reservorio y dirigida a la vía respiratoria del paciente resulta en turbulencia considerable dentro del sistema lo que produce mezcla de gas en el tubo reservorio ( lo que no ocurre en los sistemas no coaxiales). Por eso para impedir la reinhalación de gas alveolar el FGF debe estar próximo al flujo inspiratorio pico (mínimo 3 veces el volumen minuto).

El requerimiento de gas fresco con respecto al peso corporal se ha estimado entre 100 y 300 ml/k/m según distintos autores.

**Ventilación controlada:** el rendimiento de estos sistemas con ventilación controlada es diferente.

Hay amplia evidencia que muestra que con hiperventilación, el flujo de gas necesario para obtener normocarbia es sólo de 70 ml./Kg/min .

Si el FGF es menor que el flujo inspiratorio pico el gas inspirado siempre tiene un componente alveolar pero la concentración de CO<sub>2</sub> alveolar depende de la relación entre el FGF y la ventilación y es influida por los caracteres del flujo inspiratorio.

Las recomendaciones con respecto a la necesidad de FGF varían según el criterio adoptado por los autores. Si el criterio ha sido impedir la reinhalación, el FGF necesario es más alto que si el criterio es la normocarbia. Con ventilación controlada este objetivo puede lograrse a pesar de la existencia de considerable reinhalación.

Dadas las ventajas de una reinhalación 'controlada' : mayor humedad, menor pérdida de calor, parece conveniente inclinarse por un FGF relativamente bajo (70-100 ml/k/min) lo que sumaría la ventaja de economía de gases y menor polución.

**En suma : este tipo de circuito puede usarse en ventilación espontánea y controlada con el inconveniente que en espontánea requiere altos flujos de gas fresco**

## 6.2. SISTEMAS ANESTESICOS CON REINHALACIÓN Y ABSORCIÓN DE CO<sub>2</sub>

El CO<sub>2</sub> se elimina del circuito anestésico por absorción. Los gases espirados pueden reinhalarse libres de CO<sub>2</sub>. El FGF mínimo requerido es aquel que aporte el O<sub>2</sub> necesario para la actividad metabólica.

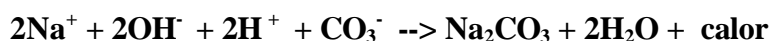
### 6.2.1. Absorción de CO<sub>2</sub>

El absorbente que capta el CO<sub>2</sub> funciona sobre el principio de la neutralización de un ácido (CO<sub>2</sub> + H<sub>2</sub>O = CO<sub>3</sub>H<sub>2</sub>) por una base (un álcali). Los productos terminales son un carbonato, agua y calor.

El absorbente, la conocida cal sodada, se presenta en forma de gránulos irregulares de 3 a 6 mm de lado (los gránulos no deben ser ni muy pequeños, ya que aumentaría la resistencia al pasaje del gas, ni muy grandes porque permiten la formación de canales por donde pasaría el gas sin entrar en contacto con el álcali). Está compuesta por hidróxido de Ca (80%) hidróxido de Na e hidróxido de K en proporciones variables (3-5%) y agua (14-20%). (hay otro tipo de absorbente que está compuesto por hidróxido de Bario en lugar de hidróxido de Na ). El hidróxido de Ca constituye el núcleo del gránulo mientras que las bases fuertes ( NaOH y KOH) y el agua forman la cubierta porosa. La cal sodada es sometida a un tratamiento con sílice que la endurece e impide la formación

de polvo.

El proceso de absorción se produce de la superficie a la profundidad y comporta las reacciones siguientes:



El  $\text{Na}_2\text{CO}_3$  penetra en la profundidad del gránulo y se produce un intercambio de cationes con el  $\text{Ca}(\text{OH})_2$ :



Es por lo tanto un proceso **exotérmico** en el cual se absorbe el  $\text{CO}_2$  y se produce agua que en gran parte se pierde por evaporación. El agua es indispensable para el desarrollo de estas reacciones. **La cal no funciona correctamente si el grado de humedad es menor de 15 %**. La eficacia de la absorción disminuye progresivamente en algunas horas. El reposo permite una cierta regeneración pero sin interés práctico.

Los absorbentes son dotados de un indicador coloreado ( un ácido o una base) cuyo color cambia con la formación de la sal. El indicador informa sobre el grado de agotamiento de la cal sodada pero no del porcentaje de  $\text{CO}_2$  que la atraviesa sin ser absorbido por lo que la información es limitada.

La máxima cantidad de  $\text{CO}_2$  que puede ser absorbido es de 26 litros por 100 grs. de absorbente. Sin embargo la eficiencia real está entre 10 y 20 litros de  $\text{CO}_2$  ( estimando la producción basal de  $\text{CO}_2$  en 200 ml/m , 100 grs de Cal pueden neutralizarse en una hora.)

**Interacción del absorbente con los agentes anestésicos** Clásicamente se conoce que el tricloroetileno (gas anestésico actualmente en desuso) al contacto con la cal sodada da lugar a productos de degradación tóxicos: dicloroacetileno, neurotóxico y explosivo y fosgeno irritante de las vías aéreas. Actualmente es tema de debate y preocupación la degradación que sufre el sevoflurano al ser absorbido por la cal sodada. Se han identificado 5 productos de degradación. Entre éstos el compuesto A (fluorometil-2,2-difluoro-1-(trifluorometil) vinil éter) que se ha comprobado nefrotóxico en ratas y cuya concentración resulta mayor cuando se emplea el circuito con bajos flujos lo que se ha vinculado con el calor generado en el canister y la mayor reinhalación. Si bien no hay evidencia de nefrotoxicidad en humanos, se ha sugerido que el flujo mínimo de sevoflurano en estos circuitos fuese de 2 L / m , aunque trabajos recientemente publicados han permitido demostrar que flujos de 1 L/m no conllevan riesgo de toxicidad renal.

Por otra parte recientemente se ha demostrado que el pasaje de desflurano, enflurano e isoflurano a través de la **cal sodada seca** induce la producción de **monóxido de carbono** .

La preocupación que estos hechos han provocado, ha estimulado la investigación sobre el mecanismo de la degradación del sevoflurano y la producción de monóxido de carbono. Varios trabajos recientemente publicados<sup>(15,16)</sup> prueban que tanto uno como otro fenómeno son motivados por la presencia de álcalis fuertes ( KOH y NaOH ) en la cal sodada. Por lo tanto , el objetivo ha sido producir absorbentes de CO<sub>2</sub> sin estos álcalis. Amsorb <sup>(10,16)</sup> ( Armstrong Medical) es un absorbente de CO<sub>2</sub> compuesto por Ca (OH)<sub>2</sub> , Cl<sub>2</sub> Ca , SO<sub>4</sub> Ca y polivinilpirrolidina con el cual no se observa la producción de compuesto A ni de monóxido de carbono.

### **6.2.2. Circuito circular (CC) (Fig 6)**

Fué introducido por Bryan Sword en 1928.

Es uno de los circuitos más comunmente usado, siendo el más popular en los EEUU.

Los gases circulan por él en un solo sentido merced a la presencia de 2 válvulas unidireccionales.

Los componentes específicos del circuito circular son las válvulas unidireccionales y el canister con el absorbedor.

#### **6.2.2.1.Canister**

El recipiente de la cal sodada o canister debe ser de gran capacidad y gran diámetro dado que debe permitir alojar como mínimo un volumen de gas equivalente a un volumen corriente (El volumen granular y el volumen intergranular representan cada uno alrededor del 50% del volumen total). Cuanto mayor es el volumen del canister, mayor es el tiempo de contacto entre el CO<sub>2</sub> y la cal sodada y mayor la eficiencia de la misma

#### **6.2.2.2. Válvulas unidireccionales**

Son indispensables para asegurar la circulación de la mezcla gaseosa en un sentido único. Son válvulas pasivas que funcionan por diferencia de presión con muy baja presión de apertura (0,2 cm/H<sub>2</sub>O) y baja resistencia al flujo (1 cmH<sub>2</sub>O para un flujo de 30 L/m). El mal funcionamiento de las mismas puede ocasionar reinhalación importante de CO<sub>2</sub> .

### 6.2.2.3. Montaje del circuito

Además de los requerimientos genéricos de todo CA, (expuestos al comienzo) la disposición de los elementos del CC debe ser aquella que cumpla mejor con los siguientes objetivos:

**a) Inspiración selectiva de gas fresco y eliminación de gas alveolar**

**b) No reinhalación de CO<sub>2</sub>**

**b) Consumo mínimo de absorbente**

Para un uso eficiente del absorbente, el gas eliminado al exterior a través de la válvula de sobreflujo debe tener la concentración más alta de CO<sub>2</sub>

El siguiente montaje se considera el más práctico y uno de los más eficientes. (Fig. 6)

#### **1. Entrada de gas fresco entre la válvula unidireccional inspiratoria y el absorbedor.**

El FGF proviene de los caudalímetros y pasa por el vaporizador (vaporizador fuera del circuito) antes de entrar en el circuito. Esta disposición del vaporizador es la más frecuente, pero ha de recordarse que el agente anestésico puede aportarse mediante un vaporizador incluido en el circuito o inyectarse en forma líquida en la rama espiratoria

#### **2. Bolsa reservorio: entre la válvula espiratoria y el absorbedor**

**3. Válvulas unidireccionales : se sitúan entre el paciente y la bolsa reservorio tanto en la rama inspiratoria como en la espiratoria. Pueden estar colocadas en la pieza en Y o cerca del canister.** Actualmente el lugar preferido de colocación es cerca del canister.

**4. Válvula de sobreflujo.** Debe situarse entre la válvula espiratoria y el absorbedor. Por ella se elimina todo volumen de gas que exceda el volumen del CA al final de la espiración.

### 6.2.2.4. Uso del circuito circular

El circuito circular puede usarse con distintos criterios funcionales:

**1. Sin reinhalación o reinhalación mínima usando altos FGF** ( $FGF > VM$ , puede prescindirse de la cal sodada).

**2. Con FGF menores que el VM del paciente (semicerrado).** Hay reinhalación proporcional al descenso del FGF. La expresión **“bajo flujo”** en referencia al uso del CC se refiere a FGF menores que el volumen minuto del paciente, pero de diferente grado según los autores. Foldes (1952) describió la técnica con bajo flujo empleando un **FGF de 1 L/min.** En 1974 Virtue,



introdujo el término “anestesia con flujo mínimo” refiriéndose a la anestesia realizada con CC y **FGF de 500 ml / min.**

**3. Circuito cerrado.** El FGF es el mínimo necesario para cubrir las demandas metabólicas del paciente. Hay reinhalación de gases completa después de la absorción de CO<sub>2</sub>. La válvula de sobreflujo está cerrada.

## 7. Circuito Circular a bajos flujos

### 7.1. Requerimientos:

- **Conocimiento riguroso** de las características del CA, del comportamiento farmacocinético del O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>, N<sub>2</sub> y de los agentes anestésicos inhalatorios.
- Disponibilidad de **monitorización de FIO<sub>2</sub>, Capnografía y Analizador de gases anestésicos.**( Fracción inspirada ,FI<sub>an</sub> y espirada , FE<sub>an</sub> )
- **Cal sodada funcionante y con alto grado de humedad** ( 10 – 15 %)
- **Circuito estanco**

### 7.2. Conceptos funcionales peculiares del circuito

-El gas inspirado es una mezcla de proporción variable de gases espirados y gases frescos, La FI de anestésico (FI<sub>an</sub> ) , a diferencia de los circuitos sin reinhalación, será esencialmente diferente de la señalada en el dial del vaporizador (%DIAL) <sup>1</sup>

- La Fracción espirada del gas anestésico (FE<sub>an</sub>) es expresión de la presión parcial del agente anestésico a nivel alveolar y por lo tanto de la profundidad anestésica ( No la concentración seleccionada en el dial del vaporizador)

- El producto FGF x %DIAL es el volumen de vapor anestésico (mls) aportado al circuito por minuto ( no al paciente)

- El producto FI<sub>an</sub> x VM es la cantidad de agente anestésico suministrado al paciente por minuto -  
El producto : (FI<sub>an</sub> – FE<sub>an</sub>) x VM es el volumen de anestésico captado por el paciente

### 7.3. Manejo del CC a bajos flujos

<sup>1</sup> (\*) Nos referimos al vaporizador situado fuera del circuito tal como se usan habitualmente.

El aprovechamiento máximo de la funcionalidad de este circuito se obtiene reduciendo el FGF al mínimo necesario (y en concentraciones adecuadas), tanto para suministrar el O<sub>2</sub> requerido por el consumo metabólico como para mantener el nivel anestésico requerido según las circunstancias clínicas.

### **7.3.1. Aporte de O<sub>2</sub>**

**Hay que aportar un volumen igual o superior al consumo metabólico, con presión parcial suficiente.**

Si se emplea mezcla de N<sub>2</sub>O/O<sub>2</sub>, dado que el O<sub>2</sub> se consume y el N<sub>2</sub>O no, si el FGF es mínimo (por ej. 500 ml O<sub>2</sub> y 500ml N<sub>2</sub>O) puede establecerse una mezcla hipóxica al cabo de un tiempo de anestesia. Por eso es imprescindible contar con la monitorización básica para manejar el CC con flujos mínimos.

### **7.3.2 Aporte de anestésico**

El objetivo de toda anestesia inhalatoria es alcanzar una determinada concentración a nivel del tejido nervioso. Para ello es necesario aportar una cantidad de gas o vapor anestésico suficiente para alcanzar la presión parcial estimada necesaria, lo que depende de la potencia del anestésico y se expresa habitualmente por la Concentración Alveolar Mínima (CAM).

El agente anestésico es captado a nivel alveolar por la sangre capilar pulmonar y transportado en disolución a los tejidos corporales. La cantidad de anestésico captada y disuelta en sangre y en los tejidos del organismo depende de la solubilidad del mismo y del coeficiente de partición (Coeficiente de partición sangre/gas ( $\lambda$ s/g), coeficiente de partición Tejido/sangre ( $\lambda$  t/s), específico para cada órgano o tejido). Cuanto menos soluble es el agente menor cantidad del mismo es necesaria para alcanzar una determinada presión parcial ( La acción anestésica está en relación directa con la presión parcial del anestésico a nivel cerebral)

#### **7.3.2.1. Cantidad de anestésico necesaria para alcanzar una determinada CAM**

##### **Fórmula de Lowe**

Lowe demostró empíricamente que las necesidades de anestésico variaban con la raíz cuadrada del tiempo y describió un modelo para aplicar en circuito cerrado.

El modelo de la raíz cuadrada del tiempo estima la cantidad de anestésico captada por los tejidos en función del tiempo.

Antes de alcanzar el alvéolo en concentraciones adecuadas el agente anestésico debe aportarse al circuito anestésico y distribuirse en el volumen que constituye la capacidad residual funcional (CRF).

A este volumen se le denomina **volumen de distribución** ( capacidad del CC + CRF)

Se llama “**dosis de cebado**” la cantidad de anestésico expresada en mililitros de vapor requerida para llenar el volumen de distribución y saturar la sangre con la concentración deseada de anestésico.

Lowe denominó **dosis unitaria** la cantidad adicional de anestésico que debe aportarse a medida que es captado por los tejidos. Esta cantidad es la misma durante el primer minuto, los siguientes 3, los siguientes 5 etc. ( 1, 4, 9, 16, 25...). Es decir la dosis es la misma pero los intervalos de tiempo son mayores cada vez

Para calcular la dosis unitaria es necesario: - Estimar el Gasto cardíaco

- Preseleccionar una CAM

- Conocer el coef de partición sangre /gas

$$\text{Captación de anestésico por tejidos} = \frac{2 (\text{CAM} \times \lambda_{s/g}) \times \text{GC}}{\sqrt{t}}$$

La dosis de cebado será : Dosis unitaria + volumen de distribución x CAM

### 7.3.2.2. Fórmula de Mas Marfany

#### **Etapas de llenado del circuito.**

Considera una etapa inicial de llenado del CC con el criterio anteriormente expresado

$$(\text{Volumen del circuito} + \text{CRF}) \times \% \text{ del anestésico} \times \text{FGF}$$

Por ej. para un circuito de 5000 ml de capacidad , y estimando la CRF en 2000 se necesitan 70 ml para alcanzar una concentración del 1%. Con un FGF de 1 L /min al 5% esa concentración se alcanza en 90 segundos aprox..

Al mismo tiempo se incorpora anestésico a la circulación y hay que considerar en la primera etapa la cantidad de anestésico necesaria para saturar la sangre y el grupo de tejidos más ricamente vascularizados en forma similar a lo sostenido por Lowe.

#### **Mantenimiento**

El criterio para el mantenimiento de la anestesia se basa en los siguientes conceptos.

1. Anestésico suministrado al circuito :  $FGF \times \%DIAL$
2. Anestésico suministrado al paciente :  $FI_{an} \times VM$
3. Anestésico devuelto al circuito :  $FE_{an} \times VM$
4. Anestésico captado  $(FI_{an} - FE_{an}) \times VM$

<b>Fórmula de equilibrio : <math>FGF(dl) \times \% DIAL = (FI_{an} - FE_{an}) \times VM</math></b>
--

Dado que la diferencia entre FI y FE del anestésico es calculable a partir de los datos que nos aporta el analizador de gases, si se mantienen constantes el VM y el FGF , se puede deducir fácilmente la concentración que es necesario fijar en el vaporizador para mantener la  $FE_{an}$  en el nivel deseado.

Se ha comprobado en la práctica clínica la adecuación de la fórmula siempre que se mantenga normoventilación y manejando un FGF próximo a la décima parte del volumen minuto.

Si bien clásicamente se recomienda comenzar con FGF altos para reducir el tiempo de inducción , Mas Marfany cree conveniente comenzar con FGF bajos y recurrir a seleccionar concentraciones elevadas de vapor anestésico y de esta forma evitar el largo tiempo de inducción vinculado a la elevada constante de tiempo de estos circuitos.

#### **7.4. Evaluación del circuito circular a bajos flujos**

##### **7.4.1. VENTAJAS**

- . **Reducción de la contaminación atmosférica.** Aunque actualmente se evita la polución en quirófano, recordamos que los fluorocarbonados atacan la capa de ozono
- . **Economía** en el uso de los anestésicos inhalatorios
- . **Conservación de la humedad y calor** en el gas inspirado

##### **7.4.2. DESVENTAJAS**

. Se requiere **más atención** al circuito por lo que puede disminuirse la atención a otros aspectos del cuidado del paciente

. Peligro de **acumulación de gases no deseados** en el circuito

( CO, metano, acetona, y productos surgidos de la interacción de agentes anestésicos con la cal sodada)

## 8. HUMIDIFICACIÓN DE LOS GASES INSPIRADOS.

Los gases frescos suministrados por la máquina de anestesia están secos y a temperatura ambiente. Cuando se intuba la tráquea la función de calentamiento y humidificación naturales de la rinofaringe es anulada. Sin embargo el aire alveolar está saturado con vapor de agua (44 mg H<sub>2</sub>O/L, a 37°C ) aunque el gas inspirado esté seco. El agua del aire inspirado y el calor necesario para calentarlo viene de la superficie mucosa por debajo de la tráquea. Los efectos adversos de esta situación después de ventilación prolongada son conocidos: pérdida de agua, pérdida de calor, que lleva a disminución de la temperatura corporal, y alteración de la mucosa con disminución de la actividad ciliar, desecación de las secreciones y reducción de la actividad del surfactante.

No hay acuerdo sobre el nivel mínimo de humedad requerido para evitar el daño mucoso. Las cifras señaladas por distintos autores van de 17 a 33 mg H<sub>2</sub>O/L.

La humedad aportada en los circuitos anestésicos varía con su diseño. Si no hay reinhalación, la humedad aportada por el gas inspirado es prácticamente 0. Con el circuito de Bain se ha demostrado que con un flujo de gas fresco de 5 L/m, volúmenes corrientes de 0.35-070 L/m y frecuencia respiratoria de 10-20/m la humedad aportada era de 9.8-16.5 mg H<sub>2</sub>O/L. la que estaría por debajo del nivel de humedad mínimo requerido.

Con el circuito circular son varios los factores que determinan un mayor aporte de humedad en el gas inspirado: flujo de gas fresco reducido, reinhalación en proporción i Se denomina nversa al flujo de gas fresco y la humedad proporcionada por la cal sodada funcionante (2 mol de H<sub>2</sub>O por cada molécula de CO<sub>2</sub> absorbido). Sin embargo sólo con el uso de flujos bajos (0,5-2 L/m) se obtiene una humedad absoluta en la rama inspiratoria por encima de la mínima requerida (21,6-25.2 mg H<sub>2</sub>O/L al cabo de 60 m.)

**Humidificadores :**

**1. Humificador calentado eléctricamente.** Es un medio muy eficaz de humidificación. Sus inconvenientes son: a) Posibilidad de sobrehumidificación b) riesgo de contaminación del agua calentada y de la condensada en las ramas del circuito lo que impone un cambio y una esterilización regular del aparato con el costo consiguiente.

**2. Nebulizador ultrasónico.** Si bien genera gotas muy finas y homogéneas este método tiene el inconveniente de aportar agua en forma líquida no en forma de vapor por lo que requiere energía del organismo para su conversión en vapor.

### **3. Intercambiadores de calor y humedad (ICH)**

Los humidificadores intercambiadores de calor actúan por conservación del calor que, de otro modo, se perdería en cada respiración. Su principio de funcionamiento se basa en que el paciente respira hacia y a través de un material poroso y abierto que tiene una inercia térmica. El aire exhalado que está saturado de vapor de agua a 34-35°C se enfría durante su paso por el material poroso frío . El calor liberado por la condensación del vapor de agua y por el enfriamiento del gas se absorbe por el material del humidificador. Este material se calienta progresivamente hasta aproximarse a la temperatura del gas espirado. Cuando se alcanza el equilibrio con éste no se produce intercambio alguno de calor y desaparece la condensación del vapor de agua en la superficie del ICH. Durante la inspiración el aire frío y seco atraviesa el material poroso del ICH ahora ya caliente y húmedo por la espiración anterior . El agua se evapora , tomando el calor necesario para dicha evaporación de la capacidad de reserva calórica del material poroso y del agua condensada en él.

#### **Constitución de los ICH**

Actualmente están constituidos por una membrana hidrófoba sobre la cual el vapor de agua se condensa. Hay múltiples modelos. Por los datos de que disponemos el más eficiente hasta el momento es el filtro Pall Ultipore. Está compuesto de una membrana cerámica higrofóbica plegada que ofrece una gran superficie de intercambio: 700 cm<sup>2</sup>. Al mismo tiempo que intercambiador de humedad y calor es un filtro bacteriano eficiente (eficiencia de filtración: 99,9977%, o lo que es lo mismo, sólo permite pasar 23 microorganismos por millón en un test de filtrado). Según estudios de

laboratorio este filtro provee una humedad absoluta de 26.9 mgH<sub>2</sub>O/L dentro de los 15 m. a un FGF de 6 L/m.

### **Inconvenientes de los ICH**

- Espacio muerto: es variable según el filtro. El Pall tiene 90 ml. Debe tenerse en cuenta al programar el volumen minuto. No es adecuado para respiración espontánea ni pediatría.
- Resistencia. Todos los ICH tienen resistencia menor de 3 cm/H<sub>2</sub>O. Sin embargo puede incrementarse cuando el volumen de agua condensada es muy elevado o cuando existen secreciones abundantes.
- La capacidad de humidificación se reduce con flujos de gas fresco altos
- La humedad aportada por estos filtros no es suficiente en la ventilación prolongada habiéndose observado desecación de las secreciones y accidentes por obstrucción de la vía aérea.

### **Uso.**

Deben conectarse próximos a la vía aérea es decir en el extremo del circuito anestésico.

Son de uso único.

### **Conclusión**

La gran mayoría de los autores están de acuerdo en que una humidificación de los gases respirados es siempre indispensable en el niño y en el adulto en caso de ventilación prolongada. Para duraciones de menos de una hora esta necesidad parece menos evidente. Los filtros ICH actualmente disponibles son capaces de aportar niveles aceptables de humidificación de la vía aérea y previenen la contaminación del equipo anestésico disminuyendo el riesgo de infección cruzada y la susceptibilidad a complicaciones pulmonares.

## **BIBLIOGRAFIA**

1. Andrews JJ. Delivery systems for inhaled anesthetics. In: Barash PG. Clinical anesthesia 3th edition. Lippincott- Raven 1997.
2. Baum JA. Low flow anaesthesia. Butterworth - Heinemann 1996
3. Badgwell JM, Swan J, Foster A. Volume-controlled ventilation is made possible in infants by using compliant breathing circuits with large compression volume. Anesth Analg 1996;82:719

4. Cook LB. The importance of the expiratory pause. Comparison of the Mapleson A, C and D breathing systems using a lung model. *Anaesthesia* 1996; 51:453-460
5. Chazalet JJ and Eurin B. Utilisation des filtres et des échangeurs de chaleur et d'humidité en anesthésiologie. *Encycl Méd Chr Paris*,. Anesthésie 36180 A40. ed 1991.
6. Dorsch JA and Dorsch SE. Understanding anesthesia equipment. 3rd Ed. Williams and Wilkins. 1994
7. Ehrenwerth J and Eisenkraft JB.(Ed) Anesthesia equipment. Mosby- Year Book 1993
8. Fang ZX et al. Carbon monoxide production from degradation of desflurane, enflurane, isoflurane, halothane, and sevoflurane by soda lime and Baralyme. *Anesth analg* 1995;80:1187
9. Hedley RM. Heat and moisture exchangers and breathing filters. *Br J Anaesth* 1994;73:227-236
- 10 . Mchaourab Ali et al. Lack of degradation of sevoflurane by a new carbon dioxide absorbent in humans. *Anesthesiology* 2001; 94:1007-9
11. Mas Marfany J. II Curso teórico y práctico de manejo de circuitos anestésicos a bajos flujos. 20-21 nov.1998. UIC. Hospital General de Catalunya
12. Meakin GH. Low –flow anaesthesia in infants and children. *Br J Anaesth*. 1999;83:50-57
13. Miller DM. Breathing systems for use in anaesthesia. *Br.J.Anaesth* 1988;60:555-564
14. Morio M. et al. Reaction of sevoflurane and its degradation products with soda lime. Toxicity of the byproducts. *Anesthesiology* 1992;77:1155-1164
15. Murray JM. Et al. Amsorb. A new carbon dioxide absorbent for use in anesthetic breathing systems. *Anesthesiology* 1999; 91:1342:1348
16. Yamakage M. Et al. Carbon dioxide absorbents containing potassium hydroxide produce much larger concentrations of compound A from sevoflurane in clinical practice. *Anesth Analg* 2000; 91:220-224