

Anestesia con flujos bajos y circuito cerrado

¹Sergio Octavio Granados-Tinajero, ²Joana Anel Buck-Soltero.

¹Coordinador de los centros afiliados en México al programa, Comité Europeo para la Enseñanza de la Anestesiología. Federación Mexicana de Colegios de Anestesiología, A.C. ²Clínica LEDA de cirugía plástica y medicina hiperbárica de Tijuana. granadosts@prodigy.net.mx

Resumen

Se denominan flujos bajos en una anestesia general, cuando el flujo de gas fresco que se administra al paciente, es netamente inferior a la ventilación minuto. Couto Da Silva, Aldrete y Orkin, clasifican los circuitos circulares según el flujo de gas fresco utilizado, en cerrados, semicerrados, semiabiertos o abiertos, acorde con el consumo metabólico de oxígeno, que puede ser mínimo, bajo o alto.

En esta clasificación, basada en la ecuación de Brody para el consumo de oxígeno, $VO_2 = (10) (kg^{3/4})$. El circuito de bajos flujos sería aquel en el que el flujo de gas fresco es de 25 a 60 mL por $kg^{3/4}$. Se hablaría de flujos intermedios para rangos de flujo de gas fresco de 60 a 150 mL por $kg^{3/4}$, y de flujos altos para flujo de gas fresco superiores a 150 mL por $kg^{3/4}$.

La anestesia inhalatoria con flujos bajos y circuito cerrado, es la técnica más apropiada para suministrar al paciente la cantidad exacta de los agentes inhalatorios, para lograr la concentración y la presión deseadas en el sistema nervioso central y en el aire alveolar espirado. Además, con esta técnica, es posible llevar al paciente al plano de anestesia quirúrgica que necesita y mantenerlo allí, reducir la pérdida de calor y humedad, al no tener que calentar y humidificar grandes volúmenes de gases frescos, factores que permitirán que el paciente se encuentre en una condición más confortable y permanezca hemodinámicamente estable.

Disminuye la contaminación del quirófano y del medio ambiente con este tipo de técnica, al restringir al mínimo la polución generada por estos vapores, y reduce enormemente el costo de la anestesia al consumir cantidades ínfimas de agentes inhalatorios. Para lograr los objetivos mencionados se requiere la capacitación y el entrenamiento del anestesiólogo en la técnica de los circuitos cerrados con flujos mínimos, la disponibilidad de máquinas de anestesia y ventiladores adecuados y la existencia de monitores multiparamétricos que permitan controlar la fracción inspirada y la fracción espirada de los agentes inhalatorios.

Palabras clave: Anestesia con flujos bajos y circuito cerrado.

Abstract

Low flows in a general anesthesia are called when the flow of cool gas, that is administered to the patient, is clearly less than the minute ventilation. Couto Da Silva, Aldrete and Orkin, classified circular circuits according to the flow of fresh gas used in closed, semi-closed, semi-open or open, in keeping with the metabolic consumption of oxygen, which can be minimal, low, or high.

In this classification, based on the equation of Brody for oxygen consumption, $VO_2 = (10) (kg^{3/4})$, the limit for the closed circuit anesthesia would be up to 25 mL of $kg^{3/4}$ fresh gas flow. The circuit of low flows would be one in which the fresh gas flow out of 25 to 60 mL/ $kg^{3/4}$. We would talk about intermediate flows for flow ranges from 60 to 150 mL of fresh gas per $kg^{3/4}$, and high flows for fresh gas flow higher than 150 mL per $kg^{3/4}$.

The anesthesia inhalation with low flows and closed circuit anesthesia is the most appropriate technique to supply to the patient the exact amount of required inhalational agents to achieve the desired concentration and pressure in the central nervous system and in exhaled alveolar air. In addition, with this technique, it is possible to take the patient to the plane of surgical anesthesia necessary and keep it there, reduce the loss of heat and humidity, not having to heat and humidify large volumes of fresh gas, factors that will allow the patient to be in a comfortable condition and remain hemodynamically stable.

It minimizes contamination of the operating room and the environment with this type of technique, to restrict to a minimum the pollution generated by these vapors, and greatly reduces the cost of anesthesia to consume trace amounts of inhalational agents. To achieve the above objectives, training of the anesthesiologist in the technique of the closed circuits with minimum flows,

the availability of appropriate ventilators and anesthesia machines and the existence of multiparameter monitors that allow controlling the inspired fraction and fraction exhaled inhalational agents are required.

Key Word: Anesthesia inhalation with low flows and closed circuit anesthesia.

Introducción.

En las etapas que nos atreveríamos a señalar, como de inicio de la anestesia inhalatoria, con el uso de vapores anestésicos altamente explosivos, nuestros queridos maestros en su época tuvieron por necesidad que realizar sus anestésias empleando frecuentemente el circuito cerrado.

Posteriormente, en el advenimiento de anestésicos no explosivos y de gran potencia, aparecen en el horizonte anestesiológico dos situaciones diferentes, por una parte al emplear vaporizadores del tipo del *Venri-Trol* y de la caldera de cobre con los que se hacía necesario diluir las pequeñas cantidades de flujo de gas de arrastre que salían de las cámaras de vaporización (pequeños volúmenes pero con altas concentraciones de vapores de anestésico), con grandes cantidades de flujo de gas fresco para hacer las diluciones adecuadas y acordes con las necesidades de la anestesia clínica^{1,3}. Esta situación es la única explicación lógica para el empleo, por facilidad de cálculo de flujos altos de gas fresco, y que conservaría el calificativo de razonable, si tuviéramos que seguir trabajando como hace algunas décadas. Por otra parte, al emplear anestésicos no inflamables, ya no se tenía que conservar aislado del resto del ambiente del quirófano a los vapores anestésicos que se administraban en exceso o que eran exhalados por el paciente, lo que contribuyó en alto grado a generar contaminación por residuos de fases anestésicos en nuestro ambiente de trabajo, hasta niveles insospechados constituyéndose incluso en un importante renglón de riesgos profesionales, situación que aunque ya no se le presta demasiada atención, en realidad en la mayoría de nuestros quirófanos no se ha resuelto^{4,6}.

Si recordamos, la mayoría de los vaporizadores disponibles para su empleo en clínica anestesiológica actual, están limitados para poder descargar como

límite máximo el triple de la concentración alveolar mínima (CAM), lo que los hace ineficientes ante las necesidades de altas concentraciones de vapor de anestésico en las primeras fases de la anestesia inhalatoria (entrada a plano), cuando se emplean con flujos bajos.

Existen varias formas para lograr incrementos rápidos en las concentraciones de vapores anestésicos que llegan a los alveolos del paciente, a pesar del empleo de flujos bajos, algunas de ellas se citan a continuación.

1. Colocación del vaporizador dentro del circuito, disminuyendo de esta manera la influencia que el flujo de gas fresco tiene sobre la vaporización del agente inhalado. Esta opción no es recomendable ya que si no se está familiarizado con esta manera de colocación del vaporizador, se pueden alcanzar altas concentraciones con las consecuencias lógicas en el paciente, por lo que se haría imperioso monitorizar los niveles inspirados y espirados de anestésico por el paciente.
2. Aumentar los límites de descarga de los vaporizadores manteniéndolos instalados fuera del circuito como estamos acostumbrados. Con esta opción se hace también necesario monitorizar los niveles inspirados u espirados del anestésico por el paciente.
3. El diseño y empleo de sistemas de inyección de alta precisión del anestésico inhalado dentro del circuito respiratorio del paciente, independientes del flujo de gas fresco. Esta opción también hace obligado el monitoreo de los niveles inspirados y espirados de anestésico por el paciente.
4. La administración pro medio de inyección manual del anestésico inhalado en su forma líquida dentro del circuito respiratorio, acorde con las cantidades precisas que el paciente requiere para mantener niveles arteriales constantes del anestésico para establecer y mantener la anestesia clínica empleando el circuito cerrado, con flujos de oxígeno apegados al consumo metabólico de éste. Esta opción si se realiza en condiciones ideales también requeriría del monitoreo de los niveles

inspirados y espirados de anestésico por el paciente⁷.

En este punto del desarrollo del tema, nos plantearémos las siguientes preguntas: ¿Qué flujos de gas fresco pueden utilizarse en un circuito circular?, y ¿Qué se debe considerar como flujos bajos?.

De esta manera debemos plantear, que en un circuito circular se puede utilizar como un circuito cerrado, como un circuito de reinhalación total, de reinhalación parcial o de reinhalación dependiendo siempre de la cantidad del flujo de gas fresco seleccionado (flujo de gas fresco acorde con el consumo metabólico de oxígeno, mínimo, bajo o alto).

Circuito cerrado. Este sistema, descrito originalmente por *Waters y Sword*, requiere del suministro de un volumen de agente anestésico y de gas fresco de arrastre (oxígeno) apegados a la captación y consumo del paciente.

Flujos mínimos. Introducido por *Virtue* en 1974, utilizando un flujo de gas fresco de 0.5 L/min.

Flujos bajos. Descrito inicialmente por *Foldes* en 1952, utilizando un flujo de gas fresco de 1 L/min. Es bajo esta denominación en donde más se abusa de catalogar los flujos usados, ya que según algunos autores, consideran seguir utilizando “flujos bajos”, empleando hasta 3 L/min de gas fresco.

Flujos altos. Cualquier flujo de gas fresco superior a los 3 L/min, en donde por ejemplo, se recicle menos del 40% de los gases inhalados y la relación entre las concentraciones inhaladas por el paciente y las fijas en el dial vaporizador del agente^{8,9}.

Cuáles son los factores que influyen sobre las concentraciones de gases y vapores anestésicos en el circuito?

Para la práctica de la anestesia utilizando flujos bajos es esencial saber cómo controlar eficazmente las concentraciones de gases y agente anestésico dentro del circuito. Los factores que influyen en la composición de los gases inhalados y exhalados en un circuito circular son:

- ✓ El flujo de gases frescos

- ✓ El flujo proporcional de cada gas fresco (sí es que se emplea óxido nitroso)
- ✓ La concentración fijada en el dial del vaporizador para el agente volátil
- ✓ El grado de eficiencia de la flujo compensación del vaporizador empleado
- ✓ La captación y distribución de agente y de gases por el paciente
- ✓ La constante de tiempo del sistema que varía de acuerdo con el volumen del sistema y el FGF

Si bien los primeros tres factores son controlados por el anesthesiólogo, resulta muy difícil examinar cada uno de manera aislada, ya que interactúan e influyen sobre lo que el paciente inhala. Aunque la composición de gases y de agente anestésico suministradas al circuito están determinadas por los valores fijados en los fluxómetros y el dial del vaporizador, lo que el paciente es realidad inhala puede ser muy diferente a lo suministrado teóricamente al circuito. Se puede examinar la interacción de los primeros tres factores, analizando la composición de los gases del circuito en un sistema de reinhalación y de no reinhalación. Según se indicó anteriormente, el sistema circular puede funcionar como de reinhalación o como de no reinhalación dependiendo del flujo de gas fresco seleccionado.

En un sistema de no reinhalación empleando flujos de gas fresco superiores a la ventilación minuto del paciente, la mezcla de gases que el paciente inhala está directamente determinada por la concentración de agente fijada en el vaporizador y las concentraciones de agente fijada en el vaporizador y las concentraciones proporcionales de gases suministradas por el flujo de gas fresco (sí se utiliza óxido nitroso). Esencialmente lo que el anesthesiólogo suministra al sistema es exactamente lo que el paciente inhala porque la mezcla es siempre fresca. No hay reinhalación de gas previamente exhalado debido al alto grado de barrido. Si se emplea el sistema circular como sistema de reinhalación, esto es con flujo de gases frescos inferiores a la ventilación minuto del paciente, la situación es muy distinta, ya que entre menor sea el flujo de gas fresco, se barrerá, menor cantidad de gas dentro del circuito. De manera tal, que el flujo de gas fresco determinará el grado de reinhalación, y en última instancia la composición de los gases inhalados por el paciente. Cuanto menor

sea el flujo de gases frescos, serán mayores la reinhalación y la mezcla de las concentraciones fijadas de gases frescos y agente volátil efectuada por los gases exhalados y reciclados. En consecuencia, en un sistema de reinhalación, la concentración inspirada puede ser muy diferente al valor fijado en fluxómetros y vaporizador, especialmente si se trata de un sistema cerrado.

Como ya se señaló, el flujo de gas fresco influye sobre el grado de reinhalación y, por consiguiente es un factor importante que termina la composición de los gases y del agente anestésico inhalado por el paciente. De manera que si empleamos el circuito permitiendo la reinhalación con flujos bajos de gas fresco, si el flujo de gas fresco (FGF) es menor que el volumen de ventilación minuto (V_{min}), el gas reciclado retorna al paciente y provoca que la concentración inhalada por el paciente caiga por debajo de la fijada en el vaporizador. Cuando menor sea el FGF, mayor será la diferencia entre la concentración inhalada y el valor indicado en el vaporizador. Pudiendo considerarse que los gases reciclados diluyen las concentraciones de FGF del agente. El grado de dilución aumenta al reducirse el FGF⁷. En consecuencia, a FGF de 1 L/min, la concentración inspirada del agente volátil será siempre inferior al valor indicado en el dial del vaporizador, a menos que recientemente se haya reducido el valor del dial del vaporizador o este se haya cerrado.

¿Cómo influyen la captación y distribución en el paciente en las concentraciones del agente inhalada y exhalada?

Dado que el paciente capta anestésico volátil, la concentración del agente exhalado o alveolar (F_A) y, por consiguiente la concentración de agente reciclado es inferior a la descarga (F_D) por el vaporizador, contribuyendo a la disminución de la fracción inhalada (F_I). Independientemente del agente, al comenzar la anestesia, la captación por el paciente es alta. Por lo tanto, la diferencia entre las concentraciones de agente volátil inhaladas y las exhaladas es inicialmente grande. Al comenzar la anestesia, la mayoría compensa esta etapa de alta captación suministrando una concentración de agente mayor de lo realmente necesario en los alvéolos, técnica a la que se hace referencia comúnmente como "sobrepresión". En general, al cabo de 10 minutos, la captación disminuye al comenzar a equilibrarse las presiones parciales en los alvéolos, la sangre y los tejidos con abundante

perfusión, entre ellos el cerebro. En este tiempo, las concentraciones inhaladas y las exhaladas, aunque continúan siendo diferentes, acortan su brecha de diferencia.

Como afecta la velocidad de captación el coeficiente de solubilidad sangre/gas del agente utilizado?

El coeficiente de solubilidad sangre/gas de un agente volátil determina la rapidez con que se alcanza una concentración alveolar porque determina la cantidad de anestésico que será captado por la sangre. Los agentes menos solubles desarrollan una concentración alveolar que se aproxima a la inhalada de forma relativamente rápida. Los agentes más solubles muestran un aumento en la concentración alveolar con mayor lentitud debido a su mayor captación (solubilidad) en la sangre. En consecuencia un agente relativamente soluble como el halotano presentará una concentración alveolar menor con respecto a la inhalada, en comparación con un agente de baja solubilidad como el desflurano¹⁰.

La constante de tiempo del circuito

Es otro de los factores que influyen en la velocidad de captación del anestésico administrado al paciente a través del circuito anestésico, habitualmente no lo tenemos en mente, pero como veremos es fundamental para entender la administración de los anestésicos volátiles, sobre todo cuando se utilizan flujos bajos. Se define como el tiempo requerido para lograr un cambio del 63% en la composición de los gases inhalados del circuito, y se puede determinar dividiendo la capacidad del sistema (volumen del circuito respiratorio, incluidos los componentes de la máquina de anestesia, más la capacidad residual funcional del paciente, que por facilitar los cálculos, podríamos establecerlos en diez mL) divididos entre el flujo de gas que pasa por el circuito, el resultado nos indicará en min el tiempo necesario en lograr en el circuito el 63% del cambio generado, en dos constantes de tiempo se logrará un cambio del 86%, con tres constantes de tiempo se logrará alcanzar un 95% del cambio generado. De manera que repasando, la constante de tiempo se define como el volumen del sistema de respiración dividido entre el volumen del flujo total de gases frescos menos la captación de la mezcla por el paciente.

Cuanto mayor sea el volumen del circuito, más tiempo llevará cambiar las concentraciones inhaladas. Sin

embargo, a flujos muy altos de gases frescos, los cambios ocurrirán con mayor rapidez. A bajos flujos, los cambios ocurrirán con mayor rapidez. A bajos flujos, los cambios requerirán mayor tiempo. Una alta captación por parte del paciente también tendrá a demorar la respuesta a los cambios en la concentración fijada, aumentando la constante de tiempo del circuito. Si se cuenta con el monitor de gases anestésicos se puede observar con facilidad la rapidez real de estos cambios. La manera más fácil de utilizar los flujos bajos e incluso el circuito cerrado con flujos metabólicos usando los vaporizadores normales de amplia disposición, es contando idealmente con sistema de monitorización de los gases anestésicos, tanto inhalados como exhalados.

De esta manera, si se cuenta con el monitor de gases anestésicos, se recomienda iniciar la anestesia, sin olvidar realizar durante la inducción una adecuada desnitrogenación, mediante la ventilación del paciente con FGF de tres a cuatro L/min. Si además contamos con el monitoreo de las fracciones inspiradas y espiradas de oxígeno, se podrá evaluar el proceso de desnitrogenación de manera indirecta, al observar cómo se incrementa inicialmente la fracción inhalada de oxígeno, y secundariamente ir observando como la fracción exhalada va aumentando hasta acercarse a la inhalada, recomendando en términos generales que cuando la brecha entre el oxígeno inhalado y el exhalado se encuentra en diez volúmenes porcentuales, con una fracción inhalada de oxígeno entre 80 y 90%, se habrá logrado una adecuada desnitrogenación, lo cual nos permitirá un tiempo sorprendentemente largo (10 a 15 min en pacientes con suficiente capacidad residual funcional) desde el inicio de la apnea del paciente para efectos de lograr el control definitivo de la vía aérea hasta el momento en que la oximetría de pulso baje a 90%.

Una vez intubada la tráquea del paciente, se puede iniciar la anestesia inhalatoria cambiando el FGF entre 500 mL a un L, de acuerdo con el tipo de máquina de anestesia con que se esté trabajando (hay que considerar las posibles fugas y su magnitud, y la distensibilidad de los componentes del circuito respiratorio y/o la comprensibilidad del gas dentro del circuito y en ocasiones los candados de seguridad de algunas máquinas). Si se está administrando desflurano, con este FGF se puede abrir el dial del vaporizador entre ocho y diez volúmenes porcentuales, y se estará pendiente en los siguientes diez minutos de

la fracción exhalada que el monitor de gases nos muestre, ya que estaremos buscando que esta lectura se acerque lo más posible a la CAM deseada, de preferencia lograr que sea discretamente superior a la CAM deseada. Todos estos ajustes entre el FGF y la apertura del dial del vaporizador dependerán de la eficiencia del vaporizador de acuerdo con sus mecanismos de compensación, de la CAM deseada y su relación con la lectura de concentración espirada, y del grado de reducción del FGF.

Por las razones antes citadas, al disponer de otros sistemas más eficientes de vaporización, y del monitoreo de gases anestésicos en el paciente, observando una conducta anestesiológica más comprometida ecológicamente, entendiendo que no tenemos por qué seguir desperdiciando recursos y comprometiendo nuestra salud es que la razón nos guía a regresar a los orígenes de la práctica de la anestesia inhalada.

Anestesia cuantitativa en circuito cerrado

Si iniciáramos este apartado con la pregunta, ¿deben calcularse y por ende, administrarse los anestésicos volátiles de acuerdo al peso del paciente?, seguramente que la respuesta hasta antes de leer las siguientes líneas, o de haber tenido conocimiento previo de esta técnica de administración de los anestésicos inhalatorios será negativa. Sin embargo, en función de la razón, los anestésicos volátiles no tienen por qué escapar a esta forma de cálculo de su dosis, sobre todo si prácticamente para todos los demás fármacos que utilizamos en nuestra práctica anestesiológica, calculamos las dosis requeridas en función del peso del paciente. Este es el principio fundamental en el que se basa esta forma de cálculo y administración de los anestésicos volátiles en circuito cerrado, no utilizando el vaporizador convencional (vaporizador fuera del circuito), en su lugar, se administra el anestésico líquido dentro del circuito anestésico, a través de una válvula instalada entre la manguera del circuito y la rama espiratoria de este vaporizador dentro del circuito, (figura 1), administrando el anestésico en dosis previamente calculadas para cada paciente en función de su peso (gasto cardiaco), y en tiempos preestablecidos acordes con la cinética de captación del anestésico volátil que se haya elegido para su administración.

Figura 1. Vaporizador universal



El circuito cerrado es una forma de administración de anestesia inhalatoria que ha caído en desuso en la práctica anestesiológica actual, debido al advenimiento de potentes anestésicos no explosivos, usando vaporizadores que no garantizan las dosis de salida precisa a flujos bajos, por lo que el circuito cerrado ha terminado siendo relegado^{11,12}.

Las aparentes desventajas del circuito cerrado, siempre exageradas por los detractores de su uso¹³. Sin embargo, resulta irrefutable, el que mediante el uso del circuito cerrado, se conservan adecuadamente el calor y la humedad de las vías respiratorias del paciente^{14,15}, se disminuye ostensiblemente la contaminación ambiental en el quirófano por residuos de gases anestésicos⁶ y secundariamente se minimiza la liberación de hidrocarburos fluorados, que deterioran la capa de ozono; otra ventaja es la reducción en los costos de operación al disminuir la cantidad de oxígeno y anestésicos inhalados empleados¹⁶, que bajo las condiciones actuales de trabajo, determinan siendo desperdiciados y arrojados al ambiente. Por otra parte, el uso de esta técnica nos obliga, a algo que al parecer nos cuenta mucho trabajo a la mayoría de los anestesiólogos: entender cabalmente lo que sucede con los anestésicos que les administramos a nuestros pacientes.

Cálculo del consumo metabólico de oxígeno.

La primera diferencia con la que nos enfrentamos al emplear esta técnica, es que se tiene que utilizar un flujo de oxígeno que no se determina caprichosamente de acuerdo a las preferencias infundadas de cada anestesiólogo, sino que se apega muy estrechamente a la cantidad calculada como correspondiente al consumo metabólico de este gas¹⁷. Desde 1942 Brody demostró la existencia de una correlación logarítmica lineal entre el consumo de oxígeno y el peso de los mamíferos, independientemente de su tamaño (desde un ratón de 30 g, hasta un elefante de 8000 kg). De modo tal que el consumo de oxígeno es una función exponencial del peso corporal, que cuando es expresado en mL/min es igual a $(10) (\text{kg}^{3/4})$.

Esta función resulta ser un excelente predictor del consumo de oxígeno en condiciones basales, y resulta simplemente de la elevación del peso en kg del paciente a la tercera potencia y posteriormente obtener su raíz cuarta, o directamente si se puede, elevando el peso en kg al exponencial 0.75 (de manera más precisa sería al exponencial 0.73), y posteriormente multiplicándolo por el factor 10. Si seguimos un ejemplo para un paciente de 100 kg. Tenemos $100^{0.75} = 100^{3/4} =$ raíz cuarta de $100 \times 100 \times 100 =$ raíz cuarta de 1 000 000 = raíz cuadrada de 1 000 = 31.6 (número de Brody para este paciente de 100 kg). El número de Brody es la base del esquema de Brody, el cual se desarrollada como sigue:

- Número de Brody x 10 = consumo metabólico de oxígeno en mL/min
- Consumo de oxígeno en mL/min x 0.8 = producción de CO₂ n mL/min
- Número de Brody x 2 = gasto cardiaco en dL/min
- Número de Brody x 5 = requerimientos basales de líquidos en mL/h

De modo tal que para nuestro paciente hipotético del ejemplo anterior, con un peso de 100 kg, con un número de Brody de 31.6, al multiplicarlo por 10 obtenemos 316, que es el consumo metabólico oxígeno en mL/min, por lo que con administrarle 350 mL/min de oxígeno en circuito cerrado, estaremos cubriendo sus requerimientos basales, y si partimos de esta base, resulta totalmente irracional e injustificado administrar los dos o hasta cuatro L/min, que por costumbre y sin ninguna base científica vemos utilizar reflejando la ausencia de conocimiento. De este mismo número de Brody, 31.6, al multiplicarlo por 2, se puede

obtener un gasto cardiaco aproximado de 63.2 dL/min. Los requerimientos basales de líquidos en mL/h serán 158 (31.6 x 5). La producción de CO₂ será de 252.8 mL/min (316 x 0.8), lo cual equivale a 15.16 L/h, y ya que 100 gramos de cal sodada absorben 20 L de CO₂, si se tienen 500 gr de cal sodada en cada canastilla, se tiene un amplio margen de seguridad en lo que se refiere a la absorción de CO₂. Es importante señalar la necesidad de realizar un minucioso chequeo de nuestra máquina para detectar posibles fugas, ya que por pequeñas que estas fueran, prácticamente nos imposibilitarían la realización de la técnica. Además, hay que lograr una adecuada desnitrogenización de la capacidad residual funcional del paciente, lo cual se logra mediante la ventilación pulmonar con oxígeno a cuatro L/min, durante cinco minutos, antes de proceder a cerrar el circuito y ajustar la administración de oxígeno al consumo metabólico.

¿Cuánto anestésico administrar?

La concentración alveolar mínima (CAM) se ha establecido como medida de potencia anestésica desde 1965 en que *Eger* la definió como la concentración alveolar mínima (que mantiene por 15 a 20 min, para permitir el equilibrio con el cerebro) que es requerida para evitar el movimiento en el 50% de los pacientes expuestos a una incisión abdominal. La selección del 50% de los pacientes fue porque así facilitaba el estudio, ya que en la anestesia inhalatoria clínica, la mayoría de los pacientes son sometidos a concentraciones alveolares de 1.3 veces la CAM (factor CAM) para conseguir una dosis efectiva en el 95% (De₉₅). Cuando se desee lograr la anestesia con el empleo exclusivo del anestésico volátil tendremos que aumentar en un tercio la CAM, esto se logra multiplicando la CAM x 1.3, ya que si decidimos balancear nuestra anestesia con anestésicos intravenosos (opioides), se pretenderá cubrir la mitad de los requerimientos anestésicos con el opioide y la otra mitad con los agentes volátiles, por lo que para efecto de nuestro cálculo de factor CAM, multiplicaremos la CAM por 0.65 (1.3/2). De manera que si proseguimos con el ejercicio eligiendo utilizando exclusivamente el anestésico inhalado, emplearemos el factor 1.3 para multiplicarlo por la CAM.

Esta metodología de administración de anestésicos inhalados se fundamenta en tratar de mantener concentraciones arteriales lo más constantes posibles¹⁸. Para ello, el cálculo de la dosis unitaria (la

dosis de anestésico que deberá administrarse en tiempos preestablecidos acordes con la cinética del anestésico en cuestión, con la intención de lograr mantener concentraciones arteriales constantes), se basa en los factores que influyen la captación del agente anestésico, tales como el nivel de anestesia deseado (factor CAM), el gasto cardiaco y el coeficiente de solubilidad sangre/gas (λ S/G) y la presión de vapor a temperatura ambiente del agente en uso (Cuadro 1).

Anestésico	CAM % (v/v)	(λ S/G)	Presión de vapor
Halotano	0.75	2.3	242
Enflurano	1.7	1.9	180
Isoflurano	1.3	1.48	250
Sevoflurano	2.1	0.68	160

De esta forma, la fórmula general para el cálculo de la dosis es:

$$2 \frac{1.3 \text{ (CAM)} \times \text{coeficiente de solubilidad sangre/gas} \times \text{gasto cardiaco (dL/min)}}{\text{Cantidad de vapor producida al evaporarse 1 mL de anestésico líquido}}$$

Ya que los λ S/G igualan o equiparan los valores de las concentraciones de vapor entre las fases de gas y de sangre, y ya que es de esperarse que el equilibrio se alcanzará en un alvéolo normal, la concentración de anestésico en sangre sistémica arterial (Ca) puede ser calculada a partir de la concentración alveolar (C_A), suponiendo que se excluyen los cortocircuitos intrapulmonares.

Concentración alveolar (CA) = factor CAM = mL de vapor/dL.

Transporte sanguíneo de los anestésicos y su captación y almacenamiento tisular:

La concentración arterial (Ca) de anestésico y del gasto cardiaco (Q) determina la velocidad con la que los tejidos son saturados por moléculas de anestésico. El producto de estos dos factores Ca Q está influenciado por los coeficientes de solubilidad sangre/gas y representa la cantidad de anestésico descargada a los tejidos en cada minuto, de modo que:

$$\text{Ca Q} = \text{f CAM} \times \lambda \text{ S/G} \times \text{Q}$$

Para efectos de cálculo de la dosis de cebamiento, hay que considerar el volumen del sistema ventilatorio,

que es la suma del volumen del circuito anestésico, más la capacidad residual funcional del paciente. Durante la anestesia, para la mayoría de los adultos, el volumen ventilatorio o volumen del sistema es de alrededor de diez litros o 100 decilitros, de esta manera se puede establecer que:

Volumen del sistema = volumen del circuito anestésico + CRF

Cebamiento ventilatorio = volumen del sistema x concentración alveolar deseada

= volumen del sistema x C_A deseada

= volumen del sistema x f CAM = 100 x f CAM

Cebamiento arterial: La cantidad de anestésico necesario para cebar el comportamiento arterial es el producto de la concentración arterial deseada por la cantidad de sangre circulante a través de los pulmones durante el primer minuto de anestesia, o gasto cardiaco. Por lo que:

Cebamiento arterial = concentración arterial deseada x Q
 = f CAM x $\lambda S/G$ x Q = Ca x Q

Como ya se había señalado, la dosis de cebamiento total suma del cebamiento ventilatorio y del arterial, por lo que:

Dosis de cebamiento = cebamiento ventilatorio + cebamiento arterial

= Ca Q + volumen del sistema x f

CAM = Ca Q + 100 x f CAM

La dosis de cebamiento es introducida una sola vez al inicio de la anestesia y la concentración arterial se mantendrá constante mediante la descarga subsecuente dentro del circuito de la cantidad de agente que sea captado por todos los tejidos en el cuerpo.

Por ejemplo, la dosis de cebamiento en un paciente hipotético de 100 kg que recibirá sevoflurano, donde: f = 1.3, CAM = 2.1, volumen del sistema 100 dL y Q = 2 ($\text{kg}^{3/4}$) = 63.25 dL.

Dosis de cebamiento = (cebamiento ventilatorio) + (cebamiento arterial)

= (100 x f CAM) + (Ca x Q)

= (100 x CAM + (f CAM x $\lambda S/G$ x Q)

= (1000 x 1.3 x 2.1) + (1.3 x 2.1 x 0.68 x 63.25)

= 273 + 117.4 = 390.4 mL de vapor de sevoflurano

mL de vapor de sevoflurano/160 (presión de vapor de sevoflurano)

390/160 = 2.44 mL de sevoflurano líquido.

En este caso, la cantidad de vapor de sevoflurano que

llega a todos los tejidos perfundidos en el cuerpo cada minuto, es la concentración arterial por el gasto cardiaco, o la cantidad arterial circulante por minuto (CaQ).

Ca Q = Ca x Q = f CAM x $\lambda S/G$ x Q = 1.30 x 2.1 x 0.68 x 63.25 (paciente de 100 kg)

= 117.4 mL de vapor de sevoflurano/min

= 0.73 mL de sevoflurano líquido.

Sí se mantiene una concentración arterial constante (que es el principio en el cual se basa esta metodología), los órganos corporales acumularán vapor o gas anestésico de una manera predecible, de manera que resulta válido establecer que: La dosis acumulada de vapor de sevoflurano en el paciente hipotético de 100 kg, en el min 100 de anestesia, es de 3904 mL de vapor, y ya que la relación es lineal, 390.4 mL se acumulan durante cada raíz cuadrada del intervalo. El momento de aplicación por ejemplo de la dosis número diez, equivale a sacarle la raíz cuadrada al tiempo de anestesia que corresponde al minuto 100.

De manera que se puede establecer que:

Dosis acumulada = $390 t^{3/2} = 2 (195) t^{3/2}$ en mL de vapor

= 2 (195) x 10 = 3904 mL de vapor

= 2 Ca Q x $t^{1/2} = 2$ x f CAM x $\lambda S/G$ x Q $t^{1/2} = 2$ Ca Q x \sqrt{t} en mL de vapor

En la ecuación anterior, el valor 390 es factorizado a dos (195) con la intención de enfatizar la importancia de la concentración arterial por el gasto cardiaco, que es la cantidad de anestésico descargada por la sangre arterial por minuto a los tejidos. El compartimento de sangre arterial descarga 195 mL de vapor de sevoflurano por minuto en este ejemplo. Por lo que la dosis acumulativa corporal total en cualquier momento del procedimiento anestésico es igual a:

2 Ca Q x \sqrt{t} en mL de vapor

Dosis acumulada al minuto 1 = 2 Ca Q x $1^{3/2} = 2$ Ca Q x $\sqrt{1}$

Dosis unitaria = 2 Ca Q

La velocidad con la que un anestésico inhalado es captado por todo el cuerpo puede ser matemáticamente derivada por la diferencial de la dosis acumulada. En general:

$D(2k t^{1/2})/dt = k t^{-1/2}$. En general el caso específico del sevoflurano, k = 195 y representa la concentración arterial por el gasto cardiaco (Ca Q), por lo tanto, la velocidad de captación (Qan) para el sevoflurano es:

Qan = $d(2 \times 195 t^{1/2})/dt = \frac{1}{2} (2 \times 195 t^{-1/2})$

$$= 195 t^{-1/2} = 195 \sqrt{t} \text{ en mL de vapor por minuto.}$$

La dosis acumulada se puede calcular a partir de la velocidad de captación, ya que la dosis acumulada para cualquier momento o tiempo t es una cantidad igual al doble de la descarga arterial minuto multiplicada por la raíz cuadrada de ese momento o tiempo.

Por lo tanto:

$$\text{Dosis acumulada} = 2Ca Q \times t^{1/2} = 2 \times f \text{ CAM} \times \lambda S/G \times QT^{1/2} = 2 Ca Q \times \sqrt{t} \text{ en mL de vapor.}$$

Así como la ecuación de velocidad de captación puede ser derivada a partir de la diferencial de la dosis acumulada, también podemos obtener la dosis acumulada por la operación matemática inversa, la ecuación de integral de la captación:

$$\text{Integral de la velocidad de captación} = \text{dosis acumulada} = \int_0^t Ca Q t^{-1/2} dt = 2Ca Q \times t^{1/2} + c$$

En función de toda la sustentación que nos permiten los cálculos anteriores, se pueden establecer los siguientes ejemplos:

Cálculos para un paciente de 100 kg, manejado con sevoflurano:

$$\text{Descarga arterial minuto} = Ca Q = f \text{ CAM} \times \lambda S/G \times Q$$

$$= 1.3 \times 2.1 \times 0.68 \times 63.25$$

$$= 117 \text{ mL de vapor de sevoflurano/min}$$

$$= 0.73 \text{ mL de sevoflurano líquido/min}$$

$$Q_{an} = Ca Q T^{-1/2} = 117/\sqrt{t} \text{ en mL de vapor}$$

$$\text{Dosis de cebamiento} = Ca Q + 100 f \text{ CAM} = 117 + 100 (1.3 \times 2.1) = 390 \text{ mL de vapor}$$

$$390/160 = 2.44 \text{ mL de sevoflurano líquido}$$

$$\text{Dosis unitaria} = 2Ca Q = 234 \text{ mL de vapor}$$

$$234/160 = 1.46 \text{ mL sevoflurano líquido}$$

¿Cuándo administrar el anestésico? Como ya se mencionó esta interrogante se resuelve con la integral de la velocidad de captación = dosis acumulada. $\int_0^t Ca Q t^{-1/2} dt = 2Ca Q \times t^{1/2} + c$

Si bien la respuesta a la pregunta anterior, se obtiene a través de la integral de la velocidad de captación, para hacerlo más accesible aceptaremos que tanto estudios empíricos, como los cálculos matemáticos han demostrado que una ecuación de saturación exponencial puede predecir la velocidad con la que el cuerpo capta un anestésico inhalatorio. Así se ha observado que la velocidad de captación disminuye a lo largo del paso del tiempo de exposición al anestésico, por lo que podemos establecer que: la tasa de captación de un anestésico inhalado es inversamente

proporcional a la raíz cuadrada del tiempo, y que: La dosis acumulada es proporcional a \sqrt{t} tiempo.

O expresado de otra manera, el número de dosis acumulativa del anestésico es directamente proporcional a la raíz cuadrada del tiempo de aplicación de la dosis. De modo tal que las dosis del anestésico son inyectadas a través de una válvula, en un tubo que funciona como “*vaporizador universal*”, y que se coloca entre la manguera y la válvula espiratoria del circuito, a intervalos que corresponden al cuadrado del número de la dosis. En el tiempo correspondiente a la dosis 0 hay que administrar la dosis de cebamiento tanto del circuito respiratorio, como del compartimiento arterial del paciente. A partir de esa dosis 0 nos guiamos por los datos del (Cuadro 2).

Cuadro 2. Tiempos de administración de las dosis

No. De dosis	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
No. De doble ² = minuto de aplicación	0	1	4	9	16	25	36	49	64	81	100	121
Intervalo En minutos		1	3	5	7	9	11	13	15	17	19	21

Luego entonces la dosis de cebamiento, que se calculó para sevoflurano en este paciente de 100 kg, en 2.44 mL, aplicables de manera única en el minuto 0, al inicio de nuestra anestesia. Posteriormente y de acuerdo a la tabla de tiempos ya descrita, se administra la dosis uno, y a partir de este momento solamente la dosis calculada como unitaria (1.46 mL de sevoflurano líquido) se aplicará al minuto uno de anestesia (ya que por ser la dosis número uno, al elevarse al cuadrado el número de la dosis 1 x 1), que en este caso coincide también con un minuto después de haber administrado la dosis 0. La dosis dos (2 x 2) se administrará al minuto cuatro (también 1.46 mL de sevoflurano líquido), y así sucesivamente, de la misma manera, siguiendo la secuencia de elevar al cuadrado el número de la dosis para obtener el minuto en el que se deberá aplicar, contando a partir del tiempo y/o dosis cero de nuestro procedimiento.

Como puede observarse, la dosis de cebamiento es discretamente inferior al doble de la dosis unitaria, por

lo que con facilidad y sin grandes cambios, se podrían obviar los cálculos de la dosis de cebamiento, y concretarnos a calcular la dosis unitaria, para aplicarla como ya se estableció de acuerdo con los tiempos señalados, e iniciando al minuto cero de la anestesia con el doble de la dosis unitaria para sustituir la de cebamiento.

Terminación de la anestesia

Si por ejemplo, en el minuto 81 (noventa dosis) se observa que es posible que la cirugía se termine alrededor del minuto 100, se suspende la dosis que normalmente se aplicaría en el minuto 81, lo cual resulta en concentraciones suficientes dentro del circuito cerrado (de acuerdo a la constante de tiempo del circuito), para mantener la anestesia por los 20 a 30 minutos restantes, para terminar la cirugía, o si se considera necesario, de acuerdo a la valoración individual del caso, se puede dar una dosis fraccionada adicional del caso, se puede dar una dosis fraccionada adicional, para poder terminar la cirugía. Ajustes semejantes pueden hacerse a la dosis calculadas si se hace necesario, lo que si resulta fundamental, es respetar el esquema de tiempos de aplicación de las dosis unitarias de tiempos de aplicación de las dosis unitarias, todo ello con la intención de lograr concentraciones arteriales deseables y constantes, a lo cual puede contribuir enormemente el empleo de la monitorización de los gases anestésicos tanto inhalados como exhalados, para poder ajustar nuestro procedimiento a la CAM deseada.

Hasta aquí esta amplia explicación fundamentada en el importante texto de *Lowe y Ernest* de la práctica cuantitativa de la anestesia el cual considero un clásico en el tema, posteriormente han ido apareciendo una serie de variantes, en cuando a la técnicas y dispositivos, algunos de ellos asistidos por programas de cómputo o turbinas para facilitar la rápida disposición del anestésico en el circuito respiratorio del paciente¹⁹⁻²⁴. Hasta aquí esta amplia explicación fundamentada en el importante texto de *Lowe y Ernest* de la práctica cuantitativa de la anestesia el cual considero un clásico en el tema, posteriormente han ido apareciendo una serie de variantes, en cuanto a técnicas y dispositivos, algunos de ellos asistidos por programas de cómputo o turbinas para facilitar la rápida disposición del anestésico en el circuito respiratorio del paciente¹⁹⁻²⁵.

Referencias

1. Lowe HJ, Ernest EA. The quantitative practice of anesthesia. Baltimore: Williams & Wilkins. 1981.
2. Aldrete JA. The history of the "closed circuit and low flow anesthesia system. Society." *The circular* 1988;5:3-4.
3. Aldrete JA. Factores que afectan la concentración del anestésico vaporizado en marmitas de cobre. *Rev Mex Anest* 1969; 18:39-40.
4. Aldrete JA. Desde los altos a los bajos flujos: A donde hemos llegado. *Rev Mex Anest* 1984;42:51-55.
5. Nicholson JA, Sada T, Aldrete JA. Residual halothane: patient and personal exposure. *Anesth Analg* 1975;54:449-454.
6. Aldrete JA, Virtue RW. Scavenging of anesthetic gases. *Anesth Analg* 1980;59:163-164.
7. Granados-Tinajero S, Lorenzana-Jimenez M, Canto-Sánchez L. Contaminación por anestésicos halogenados durante el uso de tres circuitos anestésicos. *Rev Mex Anest* 1986;9:159-167.
8. Ibañez M, Company R, Pérez-Solaz A, Carrau M. Técnicas anestésicas con circuito circular: flujos bajos, mínimos y circuito cerrado. En ventilación mecánica en anestesia y cuidados críticos. Editorial ARAN 2009;411-446.
9. Aldrete JA. A practical perspective on low minimal and closed system anesthesia. *Acta Anesth Belg* 1984;35:251-256.
10. Aldrete JA. From the theory to the practice of near-closed system anesthesia. *Applied Cardiopulmonary Pathophysiology* 1995;2:5-11.
11. Ponz L, Mas-Masfany J, Martín-Larrauri R. Anestesia con bajos flujos. Anestesia con circuito cerrado. En tratado de anestesia y reanimación. Editado por Luis M. torres, Editorial ARAN, Madrid 2001;11. Tomo II, 1719-1746.
12. Candia A. Anestesia cuantitativa, estado actual. *Rev Colob Anesthesiol* 2001;29:33-41.
13. Granados-Tinajero S. Circuito cerrado. Anestesia cuantitativa. *Anestesia en México* 1994;4:S52-S54.
14. Hendrickx FJ, Soetens M, De vel M, et al. Carboxyhemoglobin concentrations during desflurane and isoflurane closed-circuit anesthesia. *Acta Anaesthesiol Belg*. 1996;47:67-72.
15. Aldrete JA, Cubillos P, Sherill D. Humidity and temperatura changes during low flow and closed system anaesthesia. *Acta Anaesth Scand* 1981;25:312-314.
16. Aldrete JA. Closed circuit and the pediatric patient. *The Circular* 1998;5:12-13.
17. Aldrete JA, High flow vs low flows: Cost differences in: Cost of anesthesia. Mediglobe SA, Fribourg Switzerland 1990;142-148.
18. Baum JA, Nunn g. Pharmacokinetics of anaesthetic gases. En low flow anesthesia the theory and practice of low flow, minimal flow and closed system anaesthesia.

- Butterworth-Heinemann 1996;25-69.
19. Vermeulen PM, Lerou JG, Dirksen R et al. A system model for halothane closed-circuit anesthesia. *Anesthesiology* 1995;83:515-527.
 20. Westenskow DR, Wallroth CF. Closed-loop control for anesthesia breathing systems. *J Clin Monit* 1990;6:249-256.
 21. Cooman S, De Mey N, Dewulf B, et al. Desflurane consumption during automated closed-circuit delivery is higher than when a conventional anesthesia machine is used with a simple vaporizer-O₂-N₂O fresh gas flow sequence. *BMC Anesthesiology* 2008;8:4-9.
 22. Hendrickx JF, Soetens M, Van der Donck A, et al. Uptake of desflurane and isoflurane during closed-circuit anesthesia with spontaneous and controlled mechanical ventilation. *Anesth Analg* 1997;84:413-419.
 23. Candia-Arana CA. Controlador de asa abierta para sevoflurano con flujos mínimos guiado por entropía. *Rev Mex Anesth* 2009;32:A117-S181.
 24. Philip JH. Closed circuit anesthesia. *en anesthesia equipment principles and applications*. Mosby 1993;617-635.
 25. Meyer JU, Kullik G, Wruck N, et al. Advanced technologies and devices for inhalational anesthetic drug dosing. In *modern anesthetics Handbook of experimental pharmacology* 2008;182:451-470.