

**Garantía de volumen
Nuevos enfoques en la ventilación
controlada por volumen para neonatos**

Jag Ahluwalia, Colin Morley, Hans Georg Wahle

Aviso importante:

La medicina experimenta cambios constantes como resultado de nuevas investigaciones y experimentos. Aunque los autores de esta guía introductoria han intentado proporcionar información lo más actual posible, particularmente en lo que se refiere a aplicaciones y modos de funcionamiento, las medidas clínicas siguen siendo responsabilidad del lector.

Autores:

Dr. Jag Ahluwalia MA FRCPCH
Consultant Neonatologist and Director,
Neonatal Intensive Care Unit
Rosie Hospital
Cambridge, UK

Professor Colin Morley MD FRCP FRCPCH FRACP
Professor/Director, Neonatal Medicine
The Royal Women's Hospital
132 Grattan Street
Carlton, Victoria
Australia

Hans Georg Wahle Dipl. Ing. BSc Hons
Dräger Medical GmbH
Moislinger Allee 53/55
23542 Lübeck, Alemania

Todos los derechos quedan reservados a Dräger Medical GmbH, en particular los de duplicación y distribución. Queda desautorizada la reproducción o el almacenamiento a través de medios fotográficos, electrónicos o mecánicos de este trabajo en su totalidad o por partes sin el permiso explícito de Dräger Medical GmbH.

ISBN 3-926762-42-X

Garantía de volumen
Nuevos enfoques en la ventilación
controlada por volumen para neonatos

Jag Ahluwalia
Colin Morley
Hans Georg Wahle

CONTENIDO

1.0	Introducción	06
2.0	El objetivo de la ventilación artificial	07
2.1	¿Por qué preocuparse por el volumen tidal?	09
2.2	Lesiones pulmonares relacionadas con el volumen	09
3.0	Problemas particulares en la ventilación de neonatos	12
3.1	Consecuencias en la práctica diaria	14
4.0	Ventilación controlada por volumen: diseño, funcionamiento y limitaciones	16
5.0	Ventilación con presión limitada: diseño, funcionamiento y limitaciones	19
6.0	Ventajas y desventajas de los ventiladores controlados por volumen y con presión limitada	22
7.0	Medición del volumen tidal en el recién nacido: ¿Cómo resuelve el Babylog los problemas?	23
8.0	¿Qué es la garantía de volumen y cómo funciona?	24
8.1	Parámetros de alarma y límites del vt durante la garantía de volumen	29
8.2	Aplicar garantía de volumen a un recién nacido	
8.2.1	Enfoque orientado al volumen tidal para iniciar la ventilación con VG en SIPPV	31
8.2.2	Enfoque orientado a la presión o "convencional" para iniciar la ventilación VG en SIPPV	35
8.3	¿Qué parámetros hay que observar a la hora de usar la garantía de volumen?	
8.3.1	¿Qué hacer cuando se activa la alarma $<V_T$ bajo>?	39
8.3.2	¿Qué hacer si la P_{insp} se establece demasiado baja?	39
8.3.3	¿Qué hacer si el flujo inspiratorio es demasiado bajo?	40
8.3.4	¿Qué hacer si el tiempo inspiratorio es demasiado corto?	41

CONTENIDO

9.0 Cuidados a recién nacidos con garantía de volumen	42
9.1 Retirada de la ventilación a recién nacidos con garantía de volumen	42
9.2 ¿Hay bebés para los que no es recomendable la VG?	—
9.2.1 Fugas del tubo endotraqueal altas	44
9.2.2 Recién nacidos con gran esfuerzo respiratorio	45
10.0 Ventajas de usar la ventilación con garantía de volumen	46
11.0 Información importante sobre la garantía de volumen	47
12.0 Glosario	48
13.0 Abreviaturas	52
14.0 Casos clínicos	53
15.0 Referencias	65

1. Introducción

La garantía de volumen (VG) es una opción con la que cuentan los modos de ventilación iniciados por el paciente en el Babylog® 8000 plus. La garantía de volumen ha sido diseñada para combinar las ventajas de la ventilación con presión limitada con las ventajas de la ventilación controlada por volumen, excluyendo las desventajas de ambos modos cuando se usan por separado.

El objetivo es permitir a los médicos seleccionar el volumen tidal apropiado con el que ventilar al recién nacido mientras que se conservan las ventajas que ofrece la ventilación con presión limitada. Así el bebé contará en general con una ventilación tidal asistida mucho más estable de respiración a respiración, sin los trastornos que a veces provoca la ventilación con presión limitada en el volumen tidal. Podría describirse como ventilación de flujo continuo con presión limitada con volumen tidal controlado o volumen tidal objetivo. Diseñada para funcionar con todos los modos de ventilación iniciados por el paciente de Babylog 8000 plus, la VG puede utilizarse también con pacientes sin dinámica respiratoria o con dinámica respiratoria reducida.

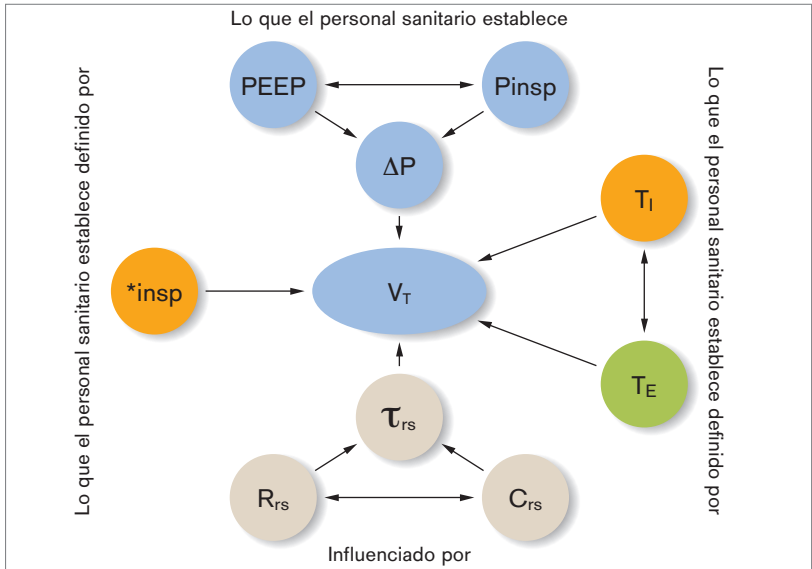
El objetivo de esta publicación es introducir esta nueva funcionalidad de la garantía de volumen y ofrecer información teórica sobre la ventilación con presión y con volumen junto con ejemplos prácticos del uso de VG en situaciones comunes.

Esta publicación se limitará a ofrecer una introducción a la ventilación con garantía de volumen. Los casos clínicos que aquí se muestran no tienen la intención de afirmar la superioridad de la VG frente a otras modalidades. Tales afirmaciones deben ser probadas mediante los ensayos clínicos correspondientes. Aunque se hacen recomendaciones sobre cómo usar la VG, tanto la decisión de llevarlas a la práctica como sus consecuencias son responsabilidad del personal sanitario.

2. El objetivo de la ventilación artificial

Desde una perspectiva extrema, la única indicación absoluta para hacer uso de la ventilación respiratoria es la apnea. Las demás indicaciones para recurrir a la artificial varían y dependen del caso clínico. Si el volumen pulmonar es adecuado, hay gradiente de concentración de O_2 y la circulación favorece el movimiento de O_2 del espacio alveolar a la sangre, puede lograrse la oxigenación a pesar de los periodos de hipoventilación. Tal volumen puede obtenerse y mantenerse mediante la distensión de los pulmones con presión por encima de lo requerido para abrir los alveolos (presión de apertura). El gradiente de concentración de O_2 puede mantenerse simplemente aumentando el nivel de O_2 en el suministro de aire fresco. Aunque la necesidad de FiO_2 puede hacer la intubación endotraqueal necesaria, para garantizar un gradiente de O_2 adecuado no es necesaria la ventilación artificial.

Al contrario que la oxigenación, la eliminación de dióxido de carbono requiere el flujo constante de aire dentro y fuera de los pulmones. Si los niveles de $PaCO_2$ son altos y los niveles de $PACO_2$ bajos, el CO_2 se difunde de la sangre al espacio alveolar. Debido a que la presión parcial de CO_2 es mucho más alta en la sangre que en el espacio alveolar (la concentración de gas inspirado de CO_2 es prácticamente cero) y a que el CO_2 pasa a los espacios alveolares muy rápido, la gradiente que favorece la difusión de CO_2 se pierde rápidamente en caso de apnea. Con metabolismo celular en curso, la apnea provoca la acumulación rápida de CO_2 en la sangre incluso si la oxigenación se realiza como normalmente. Por tanto, es necesario eliminar el aire alveolar exhalado y sustituirlo por aire inhalado fresco para mantener el gradiente de difusión. Para eliminar el dióxido de carbono de manera adecuada a la velocidad de los ventiladores convencionales, las respiraciones tidales deben ser mayores que el espacio muerto anatómico y mecánico. Este es uno de los principales objetivos de la ventilación artificial convencional: ofrecer un volumen tidal del tamaño suficiente como para poder proporcionar ventilación alveolar adecuada.



D-25413-2015

Imagen 1: Factores que afectan al volumen tidal durante la ventilación de flujo continuo con presión limitada.

Durante la ventilación neonatal convencional (p. ej. ventilación con presión limitada en ciclos), el volumen tidal depende de factores como el volumen del circuito del ventilador y la complianza, la complianza pulmonar y la fuga del tubo endotraqueal y la resistencia del tubo endotraqueal. Si todos estos factores son constantes, el tamaño de la respiración tidal dependerá de la presión de funcionamiento generada durante la inflación (imagen 1). Ya que con los ventiladores neonatales convencionales son los médicos los que deben seleccionar la presión, el médico determina de hecho el volumen tidal por defecto. Por tanto, la selección de la presión de funcionamiento es la clave para la selección de un volumen tidal apropiado.

2.1 ¿POR QUÉ PREOCUPARSE POR EL VOLUMEN TIDAL?

En numerosas enfermedades, la ventilación alveolar y, por consiguiente, la eliminación de CO_2 depende del volumen tidal. Si en valores convencionales de ventilación con presión positiva el volumen tidal es menor o casi como el total del espacio muerto, el intercambio de gases alveolares no sería suficiente, independientemente de la tasa respiratoria y el volumen minuto. Este giro podría provocar rápidamente la retención de CO_2 en la sangre y problemas de hipercapnia. El volumen tidal bajo podría provocar también atelectasia, afectando a la relación ventilación-perfusión y, con el tiempo, imposibilitando la oxigenación.

2.2 LESIONES PULMONARES RELACIONADAS CON EL VOLUMEN

En el extremo opuesto, un volumen tidal demasiado alto podría producir sobredistensión alveolar y en las vías respiratorias y daños de tensión de corte, lo que podría causar lesiones pulmonares como enfisema intersticial pulmonar y neumotórax, que son síndromes de escape de aire que pueden llevar al desarrollo de displasia broncopulmonar. Hay cada vez más pruebas que respaldan la teoría de que son la sobrecarga y la distensión pulmonar las causas de lesiones pulmonares y no simplemente las presiones altas; que el trauma de volumen es más importante que el barotrauma. Dreyfuss ha demostrado que la ventilación con volumen tidal alto puede provocar la formación de edemas pulmonares y que periodos de solo dos minutos de sobreinflación pueden dar lugar a alteraciones transitorias en la permeabilidad microvascular pulmonar en ratas [2]. Hernandez [3] investigó los efectos en la ventilación con presión alta con y sin restricción de movimiento de las paredes torácicas en animales y demostró el papel central de la sobredistensión en el desarrollo de lesiones pulmonares. El resultado de la investigación de Hernandez se resume en la siguiente imagen. Conejos con limitación en las paredes torácicas mostraron un nivel de lesión pulmonar mucho más bajo que grupos sin limitación en las paredes torácicas. Ambos grupos estuvieron expuestos a presiones idénticas y por consiguiente al mismo nivel de barotrauma.

Sin embargo, el primer grupo mostró excursión limitada en comparación con el grupo de control y es esta falta de cambio en el volumen lo que aparentemente protege contra lesiones pulmonares incluso en caso de presiones altas en las vías respiratorias.

Bjorkland et al también demostró que la sobredistensión de los pulmones en crías de cordero provocó lesiones significativas en el nacimiento. [4]

La hipótesis era que la sobredistensión en los pulmones y las vías respiratorias del recién nacido causó lesiones pulmonares, en lugar de la sobrepresión.

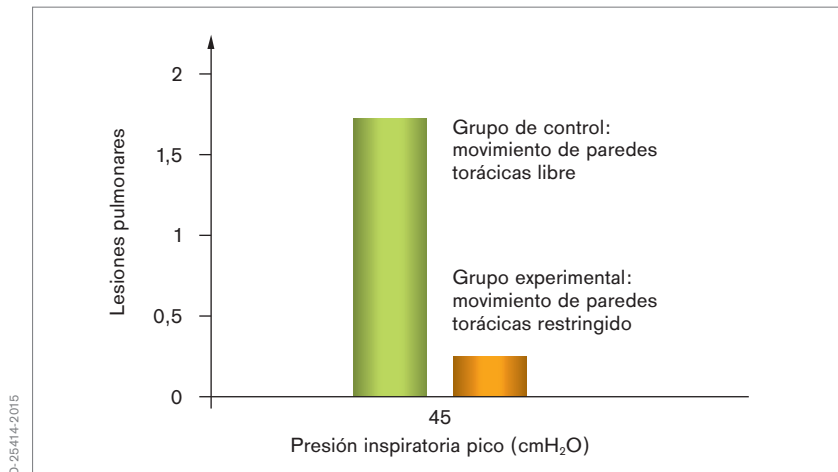


Imagen 2: Lesión pulmonar de conejos con y sin limitación en las paredes torácicas, todos con ventilación a 45/5 cmH₂O. El grupo de animales con movimiento torácico ilimitado aparece representado en amarillo y el grupo con movimiento torácico restringido en naranja. El nivel de lesiones pulmonares en el grupo restringido es mucho menor que en el grupo ilimitado. Adaptado de Hernandez LA, et al. [3]

Otros estudios también han demostrado los efectos adversos de la hipocapnia en el desarrollo de enfermedad pulmonar crónica y posibles lesiones neurológicas como leucomalacia periventricular. Esta opinión la comparten otros estudios incluyendo Avery et al [5] y Kraybill et al [6]. Además, la sobredistensión podría impedir el retorno venoso y provocar problemas cardíacos, aumentando la necesidad de apoyo a la presión sanguínea.

Resumen:

¿Por qué preocuparse por el volumen tidal?

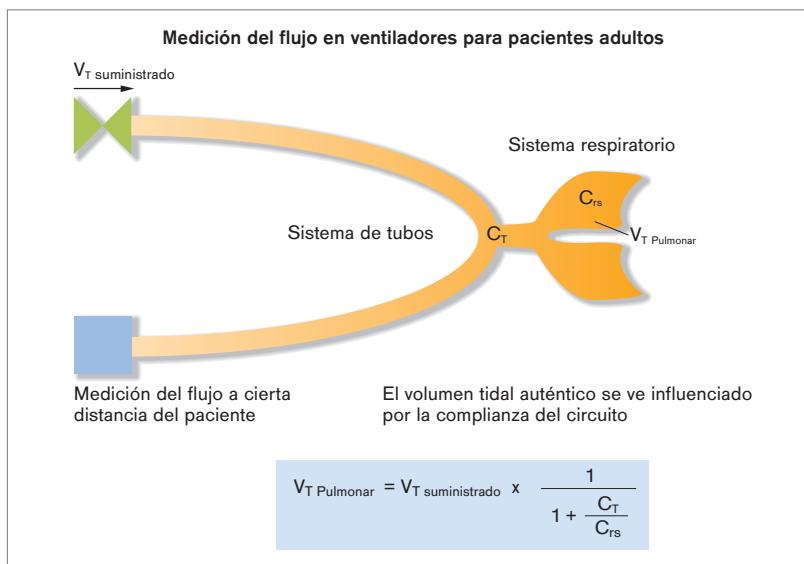
- Si el volumen tidal es menor o casi como el total del espacio muerto, el intercambio de gases alveolares no sería suficiente.
- Un volumen tidal demasiado alto podría producir sobredistensión alveolar y en las vías respiratorias y daños de tensión de corte.
- La sobrecarga y la distensión pulmonar pueden ser la causa de lesiones pulmonares y no simplemente presiones altas; el trauma volumen es más importante que el barotrauma.

La imposibilidad de retorno venoso podría estar implicada en el desarrollo de hemorragias intraventriculares en bebés prematuros. Dado que un volumen tidal apropiado es esencial para conseguir la ventilación alveolar adecuada y evitar lesiones pulmonares, es sorprendente que el estándar actual para la ventilación neonatal siga siendo la ventilación con presión limitada, donde establecer y proporcionar el volumen tidal específico no es fundamental en el diseño del ventilador. Las razones por las que ventiladores con funcionamiento controlado por volumen no han desempeñado un papel importante en la ventilación neonatal son en parte históricas y en parte tecnológicas.

A continuación se ofrece información sobre los problemas específicos de la monitorización controlada por volumen en recién nacidos y las limitaciones de la ventilación con presión limitada y controlada por volumen.

3. Problemas particulares en la ventilación de neonatos

Antes de considerar las limitaciones de los ventiladores con presión limitada y controlados por volumen, sería útil considerar los problemas particulares en la ventilación de recién nacidos, en especial el bajo nivel de complianza de los pulmones como en el síndrome de dificultad respiratoria. La ventilación a recién nacidos se proporciona a través de tubos endotraqueales sin manguito, lo que podría suponer una fuga variable alrededor del tubo endotraqueal, dependiendo de la presión inspiratoria, la posición del cuello y la posición del tubo endotraqueal. La fuga se ve influenciada en particular por el flujo del gas de presión. Por tanto, es mejor que la presión de las vías respiratorias se relacione a la P_{insp} durante la inspiración en lugar de durante la espiración, cuando la presión de las vías respiratorias se ve influenciada por la PEEP. Si el volumen tidal establecido se mide solo durante la inspiración, puede haber discrepancias entre el V_T establecido y el V_T suministrado, con la sobrestimación del V_T suministrado. El segundo problema en la ventilación de bebés es la falta de complianza de los pulmones en comparación con la del circuito de ventilación. Por este motivo, con una presión de inflado determinada, el volumen tidal suministrado a los pulmones puede ser mucho menor que el del circuito del paciente. Si el volumen tidal suministrado se mide en el ventilador, se producirá un error al determinar el volumen tidal suministrado al paciente incluso aunque el volumen tidal suministrado al paciente y el circuito de ventilación en conjunto pueden ser exactos (imagen 3).



D-2541E-2016

Imagen 3: Un circuito de ventilación simplificado con complianza C_T y un sistema respiratorio simplificado con complianza C_{rs} . Si C_T es alto en comparación con C_{rs} , el volumen tidal resultante suministrado a los pulmones, $V_{T \text{ PULMONAR}}$, se verá reducido notablemente. Si el flujo se mide cerca del ventilador (azul), a cierta distancia del conector del paciente, puede que $V_{T \text{ PULMONAR}}$ se sobrestime.

3.1 CONSECUENCIAS EN LA PRÁCTICA DIARIA

Teniendo en cuenta el problema en la ventilación de neonatos, el volumen tidal debería medirse entre la pieza Wye y el tubo endotraqueal y obtendremos el volumen tidal real suministrado que el bebé recibe (imagen 4).

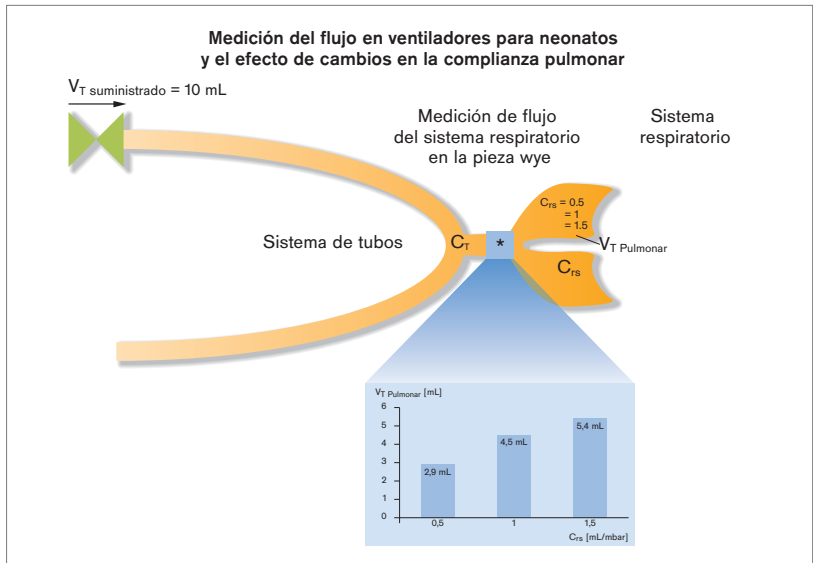


Imagen 4: La medición de volumen lejos de la pieza Wye refleja un desplazamiento de volumen distribuido en los tubos del circuito de respiración del ventilador y en los pulmones del paciente (V_T suministrado). El volumen tidal suministrado al pulmón del paciente se ve afectado notablemente por cambios en la complianza respiratoria. Cuando más baja es la complianza respiratoria C_{RS} en la complianza de los tubos constante, mayor será la fracción de V_T "olvidado" en el circuito respiratorio y menos volumen se suministra al paciente. Por ejemplo, un volumen tidal total suministrado al circuito respiratorio del ventilador de 10 ml a una complianza en los tubos constante de 1,2 ml/mbar y una C_{RS} constante de 0,5 ml/mbar solo supondrá un volumen tidal V_T Pulmonar de 2,9 ml.

En pacientes adultos y pediátricos, en cambio, la relación del volumen del circuito y el volumen pulmonar del paciente es relativamente pequeña. Por tanto, incluso con un volumen comprimible de gran tamaño, la cantidad relativa de volumen tidal suministrada al paciente en comparación con el circuito es alta, lo que evita la hipoventilación.

Los problemas de fuga del tubo endotraqueal y la complianza son más complejos en pacientes recién nacidos porque existen dos factores que pueden variar de respiración a respiración y suponer cambios en la enfermedad pulmonar subyacente. Además, al contrario que en pacientes adultos y pediátricos, en los que solo se permite la respiración espontánea con pacientes ventilados durante la retirada de la ventilación (a excepción de BIPAP¹ y Autoflow[®] en el ventilador Evita), la ventilación al recién nacido se suministra con ventilación espontánea.

¹ Marca registrada usada bajo licencia

4. Ventilación controlada por volumen: diseño, funcionamiento y limitaciones

A pesar del gran número de variantes disponibles, el principio de funcionamiento básico de los ventiladores controlados por volumen y por ciclos sigue siendo proporcionar un volumen tidal constante y prefijado en cada inflación. En su forma más básica, estos ventiladores de volumen permiten a los médicos seleccionar el volumen tidal, la frecuencia (y el volumen minuto) y los tiempos de inspiración y espiración por defecto. El ventilador proporcionará el V_T establecido al circuito del paciente generando las presiones que sean necesarias (volumen por ciclos) para conseguir este V_T . La inspiración finaliza cuando se ha alcanzado el V_T establecido o cuando el tiempo de inspiración máximo ha transcurrido, lo que garantiza que con un sistema de complianza muy baja el ventilador no permanece en la inflación durante un periodo prolongado tratando de suministrar el V_T establecido. Al contrario que ventiladores de flujo continuo, no hay flujo de gas fresco durante la espiración: normalmente hay que hacer frente a una válvula de gran resistencia para acceder al flujo de gas fresco (a excepción de BIPAP y Autoflow en el ventilador Evita).

Existen ventajas y desventajas en la ventilación controlada por volumen. La ventaja principal es que en caso de cambios en la complianza pulmonar (por ejemplo, debido a tratamiento con surfactantes, cambios en el estado de la enfermedad, la postura, etc.), el volumen tidal suministrado al circuito del paciente permanece constante, lo que en teoría evita la distensión baja y la consecuente hipoventilación alveolar o sobredistensión y lesiones pulmonares. Además, el V_T y los demás parámetros básicos del ventilador pueden establecerse antes de conectar al paciente con el ventilador, sabiendo que si los ajustes son los apropiados, se suministrará el V_T adecuado. Al contrario que los ventiladores con presión limitada (en los que se preconfiguran las presiones pero no se mide el volumen tidal que estas

presiones suministran), esta información está disponible antes de conectar al paciente con el ventilador.

Sin embargo, en la práctica, los ventiladores controlados por volumen cuentan con un gran número de desventajas cuando se utilizan en recién nacidos, por ejemplo, el lugar y el modo en el que miden el volumen tidal suministrado. Normalmente este parámetro se mide cerca del ventilador, a cierta distancia de la pieza Wye, lo que a veces resulta en la medición errónea del volumen tidal suministrado por las razones expuestas en la sección anterior, concretamente la fuga del tubo endotraqueal y la baja complianza en comparación con la complianza del circuito. Otras limitaciones de la ventilación controlada por volumen se dan debido a la poca resolución de las mediciones de V_T en los volúmenes tidal más bajos necesarias para ventilar a los bebés prematuros más pequeños. Hasta hace poco esa resolución no estaba disponible, particularmente en las frecuencias de ventilación rápidas para los recién nacidos. Los primeros modelos de los ventiladores controlados por volumen no permitían el flujo de gas fresco al paciente si decidía respirar entre inflaciones de ventilación. La otra gran preocupación respecto a estos equipos surgió de la idea de que las presiones altas de las vías respiratorias eran responsables de las lesiones pulmonares.

El hecho de que los médicos no tuvieran control sobre la presión en las vías respiratorias que resulta de la ventilación controlada por volumen llevó al desarrollo de ventiladores con garantía de presión. La ventilación controlada por volumen pasó entonces a un segundo plano.

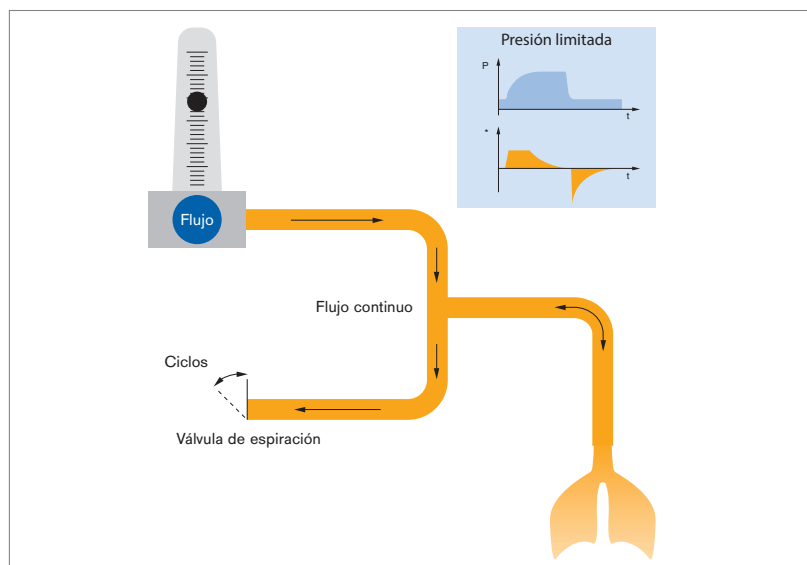
Resumen:

Ventiladores controlados por volumen y ventiladores ciclados por volumen

- Los ventiladores controlados por volumen y ciclados por volumen proporcionan el volumen tidal preconfigurado constante en cada inflación.
- En su forma más básica, estos ventiladores proporcionarán el V_T establecido al circuito del paciente generando las presiones necesarias (ciclado por volumen) para alcanzar el V_T .
- La inspiración finaliza cuando el V_T establecido se ha suministrado o cuando el tiempo de inspiración máximo ha transcurrido.
- Durante la espiración no hay flujo de gas fresco: normalmente se requiere hacer frente a una válvula de gran resistencia para acceder al flujo de gas fresco (a excepción de BIPAP y Autoflow en el ventilador Evita).
- La ventaja principal es que en caso de cambios en la complianza pulmonar (por ejemplo, debido a tratamiento con surfactantes, cambios en el estado de la enfermedad, la postura, etc.), el volumen tidal suministrado al circuito del paciente permanece constante.
- Principal desventaja: normalmente este parámetro se mide cerca del ventilador, a cierta distancia de la pieza Wye. En pacientes neonatos puede resultar en la medición errónea del volumen tidal suministrado debido a la fuga del tubo endotraqueal y la baja complianza en comparación con la complianza del circuito.

5. Ventilación con presión limitada: diseño, funcionamiento y limitaciones

El estándar actual para ventilación neonatal es la ventilación con presión positiva intermitente (IPPV) con ventiladores de flujo continuo, con presión limitada por ciclos. El diseño de estos ventiladores se compone básicamente de un circuito con pieza T con válvula sensible a la presión que determina la presión del circuito. En la imagen 5 vemos un circuito simplificado.



D-25417-2015

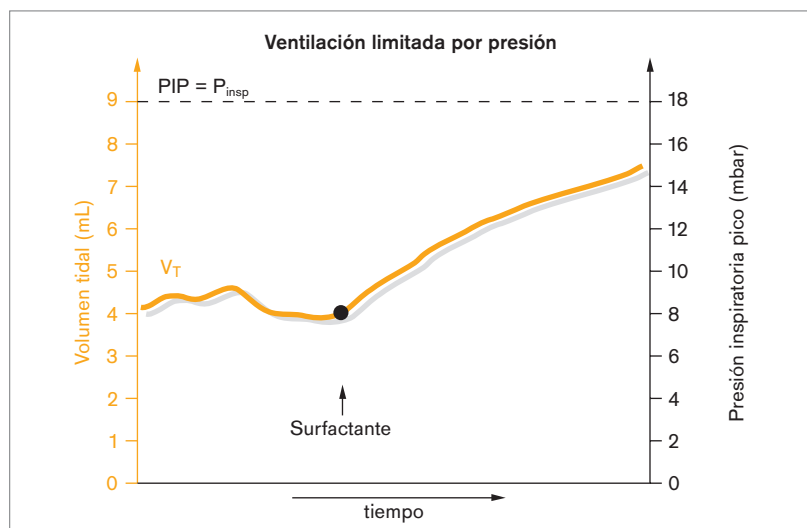
Imagen 5: Principio de funcionamiento de un ventilador de flujo continuo por ciclos con límite de presión.

En su variante más básica, estos ventiladores permiten a los médicos establecer T_i , T_e , P_{insp} , PEEP, caudal de flujo y FiO_2 . La válvula se cierra durante la inflación, el aire entra en el circuito del paciente y se suministra al paciente sin que la presión aumente en el circuito hasta alcanzar la P_{insp} máxima. El aumento de la presión depende de la complianza del paciente y del circuito, el caudal de flujo de aire fresco y la presencia de fugas en el tubo endotraqueal. En caso de fugas importantes, flujos bajos y circuitos con gran nivel de complianza, la presión del circuito aumentará en comparación con circuitos y pulmones con baja complianza y frecuencias de flujo altas. Cuando transcurre el T_i , la válvula se abre y la presión del circuito se rebaja a la PEEP. La válvula permanece abierta en la presión PEEP hasta que transcurre el T_e , entonces la válvula se cierra de nuevo y el ciclo comienza otra vez con la inflación. A través del T_i y el T_e el flujo de aire es continuo en el circuito del paciente.

Por tanto, estos ventiladores evitan los problemas que se dan con los ventiladores controlados por volumen, en particular los médicos pueden controlar la presión de las vías respiratorias y la fuga endotraqueal no afecta a la presión de las vías respiratorias suministrada (si el flujo es el adecuado). Esta presión estable se transmite a través del pulmón y en teoría permite una mejor distribución de aire. El flujo de aire fresco también está disponible para los pacientes durante la espiración sin tener primero que hacer frente a las válvulas de resistencia alta como en los ventiladores controlados por volumen (a excepción de BIPAP y AutoFlow en el ventilador Evita).

Sin embargo, ya que no se establece un volumen tidal, los cambios en la complianza del pulmón pueden provocar cambios en el volumen tidal administrado. Si la complianza se reduce a la mitad para una presión inspiratoria pico, el V_T también se reduciría a la mitad. En caso de oclusión parcial o total del tubo endotraqueal o espiración activa del paciente durante la inflación del ventilador, la presión inspiratoria pico podría alcanzarse sin que se haya suministrado el suficiente volumen tidal para resolver el espacio muerto anatómico. Lo contrario puede ser incluso más preocupante.

Un aumento significativo en la complianza pulmonar (como, por ejemplo, tras la administración de surfactante exógeno) causará un aumento proporcional en el V_T suministrado a menos que la presión de inflación se reduzca (imagen 6).



D-25418-2015

Imagen 6: Efecto en el volumen tidal de la administración de surfactante con complianza mejorada en presencia de una presión inspiratoria pico constante de 18 mbar. La mejora del paciente tras el surfactante no se ha notado y la presión no se ha reducido. Como resultado, el volumen tidal ha aumentado debido a una mejora en la complianza pulmonar, lo que muestra claramente los peligros de no monitorizar el volumen tidal de manera continua.

Por tanto, la ventilación limitada por presión produce presiones inspiratorias pico estables, pero provoca cambios en el V_T , lo que puede resultar en espacios muertos y, por consiguiente, hipoventilación alveolar o ser lo suficientemente grande como para provocar sobredistensión y lesiones pulmonares.

6. Ventajas y desventajas de los ventiladores controlados por volumen y con presión limitada

En la siguiente tabla se resumen las ventajas y las desventajas de los ventiladores controlados por volumen y con presión limitada. Las ventajas aparecen marcadas en azul.

Problema	Efectos al usar un ventilador estándar controlado por volumen. Medición del flujo situada en el ventilador	Efectos al usar un ventilador de flujo continuo estándar con presión limitada Medición del flujo en la pieza en Wye
cambios en las fugas del tubo endotraqueal	volumen tidal suministrado al recién nacido variable	presión estable y volumen tidal (si todos los demás factores son estables)
aumento de la complianza del circuito en comparación con la complianza pulmonar	volumen tidal suministrado al circuito del ventilador y al paciente	presión de las vías respiratorias estable y volumen tidal estable para el paciente
aumento rápido de la complianza pulmonar, p. ej. por surfactante, aspiración SET	volumen tidal estable suministrado a presión de las vías respiratorias pico reducida automáticamente	volumen tidal excesivo a menos que los médicos reduzcan la presión pico
respiración espontánea entre las inflaciones del ventilador	sin flujo de aire fresco al paciente sin esfuerzo respiratorio aumentado (excepto AutoFlow en el ventilador Evita)	flujo de aire fresco disponible en todo momento
traumatismo de presión	posible si la complianza pulmonar empeora	limitado para establecer los límites de presión
traumatismo de volumen	limitado si el volumen tidal es el apropiado	posible si la complianza pulmonar mejora sin la reducción adecuada en la presión pico
atelectasia pulmonar	solo la mayoría de las unidades pulmonares con complianza pueden suministrar el volumen tidal	el flujo ralentizado permite la transmisión de la presión a las unidades pulmonares con menor complianza

Tabla 1

7. Medición del volumen tidal en el recién nacido: ¿Cómo resuelve el Babylog los problemas?

El Babylog 8000 mide el volumen tidal mediante un anemómetro electrónico de hilo caliente colocado en la pieza Wye. Es un equipo de tamaño reducido, con poco espacio muerto y una resolución de volumen hasta 0,1 ml. Además, el Babylog usa el volumen tidal espirado en lugar del volumen tidal inspirado para determinar el volumen tidal suministrado. Por tanto, el Babylog mide el volumen tidal suministrado al paciente y no al circuito del paciente, lo que evita la sobrestimación del V_T suministrado debido a la fuga del tubo endotraqueal. En la siguiente tabla se resumen estos y otros problemas específicos de la ventilación con volumen tidal en neonatos junto con las soluciones del Babylog 8000 plus.

Problema	Solución Babylog 8000 plus
fuga del tubo endotraqueal	medición del volumen tidal espiratorio para determinar el suministro del V_T seleccionado
auto-ciclos causados por la fuga del tubo endotraqueal	reducido gracias al flujo de fugas ET que se usa para reajustar los ajustes del nivel de activación
compliance del circuito alta en comparación con la compliance pulmonar	medición en la pieza Wye del paciente
volumen tidal bajo requerido	sensor de flujo de alta resolución
rítmo respiratorio espontáneo rápido	sensor de flujo de reacción rápida
volumen tidal del paciente bajo	sensor de flujo con poco espacio muerto

Tabla 2

8. ¿Qué es la garantía de volumen y cómo funciona?

La garantía de volumen (VG) es un nuevo ajuste en la ventilación que cuenta con las ventajas de la ventilación de flujo continuo ciclada limitada por presión junto con las de la ventilación controlada por volumen. Está disponible en todos los modos de ventilación iniciados por el paciente del Babylog 8000 plus. La VG combina la precisión que proporciona la medición del volumen tidal en la pieza Wye del paciente y algoritmos de software sofisticados que controlan los cambios en el estado de los pulmones o el paciente.



D-22216-2010

La VG puede describirse como ventilación con presión limitada con guía para el volumen tidal o selección del volumen tidal.

Permite a los médicos controlar las presiones de las vías respiratorias y permite al ventilador monitorizar los cambios en el paciente y realizar los ajustes en

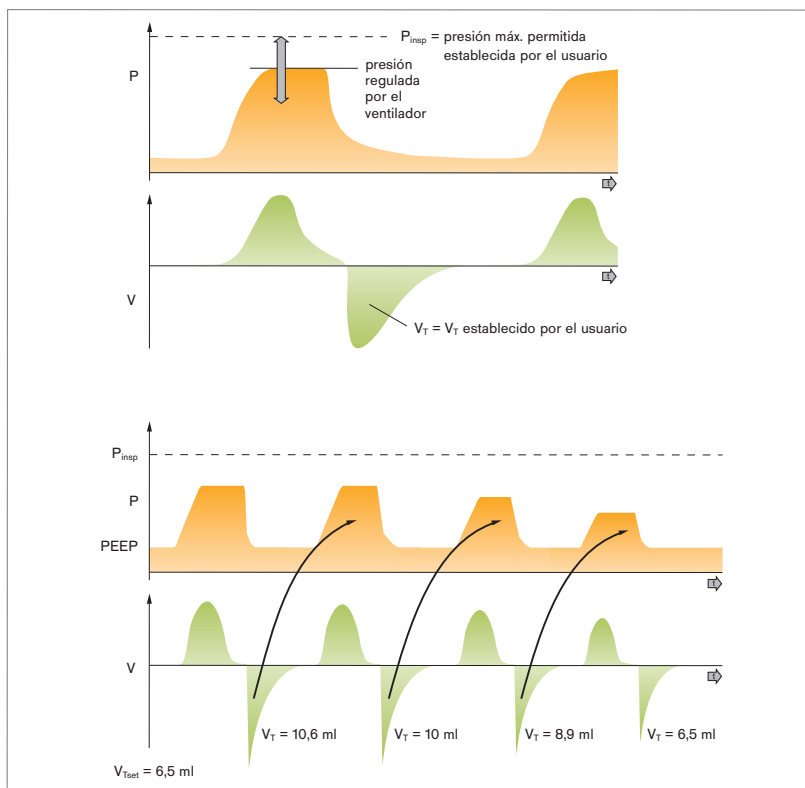


Imagen 7: Principio de funcionamiento de la garantía de volumen: presión inspiratoria automáticamente regulada por el ventilador para establecer el volumen tidal. Babylog 8000 plus puede necesitar de 6 a 8 respiraciones para alcanzar un volumen tidal fijo.

la presión de las vías respiratorias pico de respiración a respiración en el máximo establecido para poder alcanzar el V_T establecido. Por tanto, la presión de las vías respiratorias del ventilador varía entre la P_{insp} y la PEEP establecida por los médicos. Al hacerlo, se intenta establecer el volumen tidal suministrado reduciendo la variabilidad en este parámetro cuando se usan solo los modos de ventilación con presión limitada o controlados por volumen.

En el modo VG, el software del ventilador usa datos medidos de manera continua en el flujo para monitorizar el esfuerzo respiratorio espontáneo del paciente y compararlo con el volumen tidal (espiratorio) suministrado con el volumen tidal establecido. Estos datos se usan en la siguiente respiración para ajustar la presión inspiratoria pico empleada para suministrar un volumen tidal lo más cerca posible del V_T establecido (imagen 7).

El Babylog 8000 plus usa la presión inspiratoria pico más baja posible para alcanzar este volumen tidal. Al controlar la respuesta del paciente, el ventilador intenta adaptar cada volumen de respiración a las necesidades del paciente en lugar de proporcionar parámetros fijos establecidos por el personal sanitario. La imagen 8 representa de manera esquemática el algoritmo que usa el Babylog 8000 plus con la opción de VG.

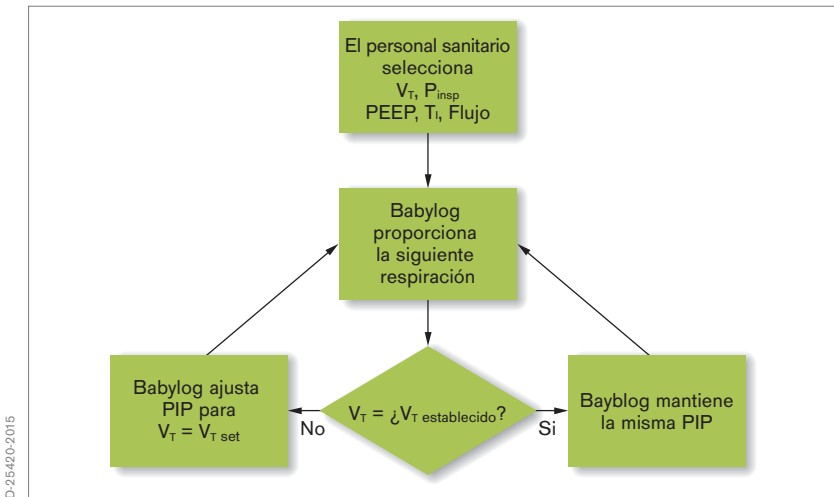


Imagen 8: Algoritmo de software para la garantía de volumen.

Gracias a que el Babylog mide el flujo en la pieza Wye del paciente y usa algoritmos neonatales, la VG no cuenta con las limitaciones que hay que afrontar cuando se emplea el modo de control de volumen regulado por presión en neonatos, que es un concepto similar pero basado en pacientes adultos.

Limitaciones:

Modos de control de volumen regulados por presión cuando se aplican a neonatos:

- La medición del volumen tidal situada en el lado espiratorio da lugar a errores en la medición del volumen tidal suministrado debido a las fugas en el tubo endotraqueal y la complianza pulmonar baja en comparación con la complianza del circuito.
- La regulación de la presión inspiratoria pico basada en el volumen tidal inspiratorio en lugar del volumen tidal espiratorio provocará la sobrestimación del volumen tidal suministrado.
- Si aumenta la fuga en el tubo endotraqueal en un sistema que usa volumen tidal inspiratorio para regular la presión inspiratoria pico, la presión inspiratoria aplicada disminuirá automáticamente y el volumen tidal se verá reducido.

Si el recién nacido no realiza esfuerzos respiratorios durante la fase de inflación, el ventilador usará la presión pico necesaria hasta alcanzar la P_{insp} máxima establecida para suministrar un volumen tidal lo más cercano posible al V_T establecido. Con complianza pulmonar y sin espiración activa contra la inflación del ventilador del bebé, la presión inspiratoria pico usada por el ventilador puede ser menor a la P_{insp} establecida. Si hay cambios en la complianza de respiración a respiración, en ausencia de esfuerzos por parte del paciente, la presión de las vías respiratorias pico usada por el ventilador durante la VG cambiará de manera inversa a los cambios en la complianza. La presión inspiratoria pico máxima permanece en todo momento limitada a la P_{insp} seleccionada por el personal sanitario (imagen 9).

En efecto, la VG automatiza el objetivo de la ventilación: seleccionar las presiones de inflación (dentro de los límites de seguridad) apropiadas al volumen tidal del paciente individual.

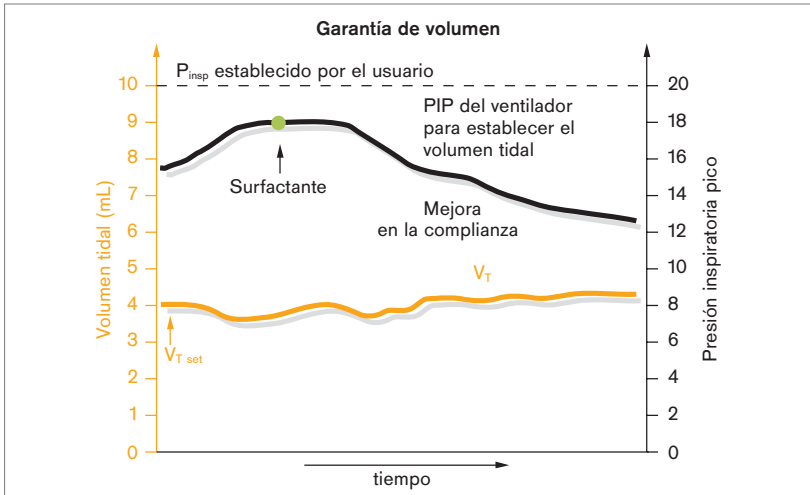
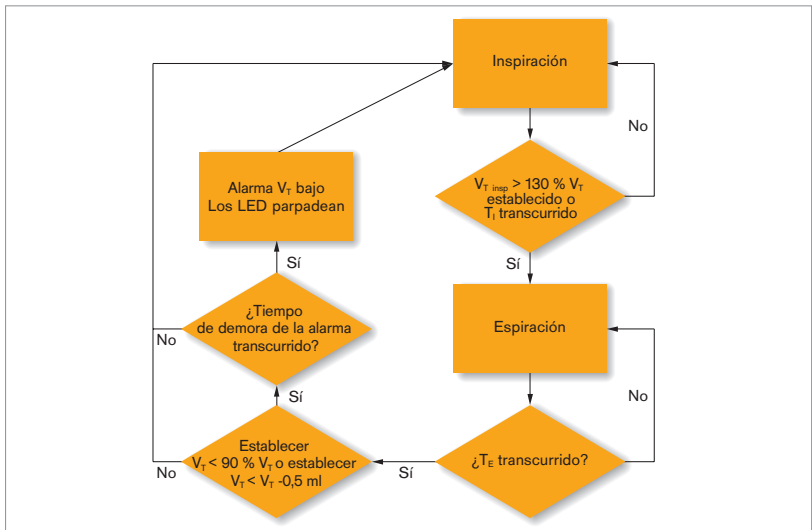


Imagen 9: Registro de garantía de volumen. El volumen tidal se estableció a 4 ml y la P_{insp} a 20 mbar. El V_T y la presión inspiratoria pico se monitorizan de manera continua. Cualquier cambio en el V_T lleva al ajuste automático de la presión inspiratoria pico. A medida que el V_T aumenta debido a la mejora en la complianza tras la administración de surfactante, el ventilador disminuye automáticamente la PIP. Igualmente cuando el esfuerzo del paciente disminuye y el V_T se reduce, el ventilador aumenta la PIP para mantener el V_T a 4 ml.

8.1 PARÁMETROS DE ALARMA Y LÍMITES DEL V_T DURANTE LA GARANTÍA DE VOLUMEN

Puede que el recién nacido inspire durante la fase de inflación durante la ventilación con VG. El ventilador Babylog 8000 plus tendrá en cuenta el esfuerzo del paciente a la hora de determinar la presión pico del ventilador. Si el V_T espontáneo del bebé es alto, el volumen adicional que el ventilador suministra será relativamente bajo, permitiendo al ventilador emplear una presión pico muy baja para alcanzar el suministro completo del V_T establecido. Si el volumen tidal suministrado total ha excedido el 130 % del V_T establecido, el Babylog abrirá la válvula espiratoria en la respiración actual e impedirá el flujo de aire del ventilador en los pulmones. En este caso el Babylog usa el volumen tidal inspiratorio medido para evitar la sobredistensión.

Sin embargo, el recién nacido podrá recibir más aire fresco si quiere gracias al flujo continuo, lo que previene que el ventilador suministre volumen tidal excesivo y permite que la presión de las vías respiratorias pico mínima pueda utilizarse mientras que el bebé puede suspirar o respirar si lo desea. Se puede ver que cuando el recién nacido realiza grandes esfuerzos para respirar, el V_T suministrado puede variar considerablemente. El objetivo del ventilador Babylog 8000 plus es proporcionar el V_T establecido con el promedio de varias respiraciones. Para evitar la hipoventilación, se activará una alarma de V_T bajo después de que transcurra el tiempo de demora de la alarma establecida (imagen 10).



D-251422-2015


Imagen 10: Algoritmo de alarma y límites de seguridad para el V_T durante la garantía de volumen. Este algoritmo compara el V_T suministrado con el V_T establecido cuando el V_T suministrado $< 90\% V_T$ establecido o el $V_T < V_T$ establecido $- 0,5$ ml se alcanza el límite de alarma. Si continúa con la subsecuente respiración durante un periodo de tiempo igual al tiempo de demora de la alarma, se activa la alarma.

8.2 APLICAR GARANTÍA DE VOLUMEN A UN RECIÉN NACIDO

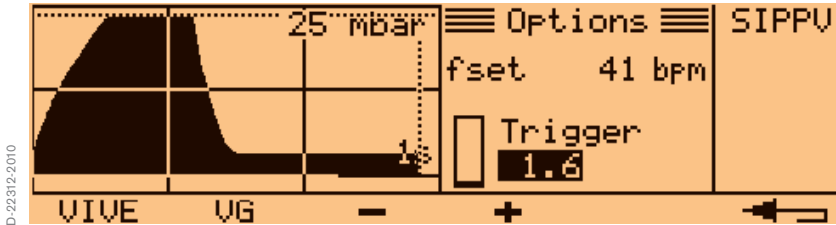
La VG puede usarse como opción en cualquier modo de ventilación de activación de Babylog 8000 plus, es decir, ventilación con presión positiva intermitente sincronizada (SIPPV), o control asistido (AC), ventilación mandatoria intermitente sincronizada (SIMV) o ventilación de soporte de presión (PSV). El ajuste de la opción VG se realiza del mismo modo en cualquiera de estos tres modos. Los correspondientes cambios en los ajustes del ventilador en respuesta a los cambios en el gas sanguíneo variará con la modalidad iniciada por el paciente. Aquí nos centraremos en SIPPV con VG. Básicamente dos enfoques pueden usarse al comenzar VG con SIPPV.

8.2.1 ENFOQUE ORIENTADO AL VOLUMEN TIDAL PARA INICIAR LA VENTILACIÓN CON VG EN SIPPV

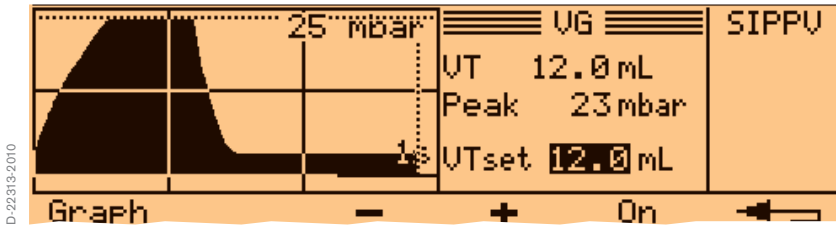
En este enfoque el objetivo es asegurar el suministro de un V_T predeterminado en lugar de solo la presión de las vías respiratorias pico. La siguiente secuencia de ajustes debería hacerse usando un pulmón de prueba antes de la conexión al recién nacido utilizando un sensor de flujo calibrado según las condiciones.

- Presione  y seleccione SIPPV. Recuerde presionar <on> para permitir el modo seleccionado.
- Establezca la sensibilidad de activación al nivel más sensible (1 es el ajuste más sensible y 10 el menos sensible). Puede que haya que reajustarlo en el paciente. (Para reducir el efecto de auto-activación inducida por fuga, el Babylog 8000 plus cuenta con un software de adaptación de fuga del tubo endotraqueal.)
- Presione <la flecha de retorno> para volver a la pantalla principal
- Pulse <valores>
- Seleccione <Ajuste 1>
- Seleccione T_i , T_e (y tasa de respaldo para apnea), FiO_2 , PIP, PEEP y flujo

- Presione  para acceder a las siguientes opciones:



- Presione <VG> para acceder a la pantalla de VG:



- Establezca el V_T usando los botones - y + hasta que aparezca el valor apropiado contra el V_T establecido. Los datos publicados sobre el V_T apropiado necesarios para ventilar a recién nacidos, en particular bebés prematuros, están limitados. Normalmente usaríamos un valor de comienzo de 4 - 6 ml/kg [7, 8], preparado para ajustarlo en base al análisis del gas sanguíneo. Evidentemente el V_T requerido dependerá del espacio muerto total y el PaCO_2 deseado. Dado que el V_T se selecciona normalmente en base al peso del recién nacido, un bebé de mayor tamaño se verá menos afectado por un volumen fijado de espacio muerto que un bebé de menor tamaño.
- Pulse <On>. Ahora se ha activado la VG con SIPPV. Los mismos pasos pueden usarse para establecer la VG con SIMV o PSV. Ahora el recién nacido puede conectarse al ventilador.

- Compruebe el V_T suministrado y la presión de las vías respiratorias pico usada por el ventilador para suministrar el V_T . Este proceso puede realizarse de muchas maneras incluyendo el uso de la pantalla <Medir 1> y <VG> usadas en el paso 8. El Babylog necesita entre 6 y 8 respiraciones para alcanzar el V_T deseado, el tiempo exacto varía según la frecuencia respiratoria.
- Si la presión inspiratoria pico que se usa para suministrar el V_T deseado está unos centímetros de agua (o mbar) por debajo de la P_{insp} establecida (P_{insp} es la presión máxima permitida), la P_{insp} establecida puede dejarse como está. Esta presión pico “extra” puede usarse en el ventilador si la complianza pulmonar disminuye (o la resistencia aumenta, la fuga del tubo endotraqueal aumenta y el esfuerzo respiratorio disminuye).
- Si la presión inspiratoria pico del Babylog 8000 plus está cerca de la P_{insp} es aconsejable aumentar la P_{insp} al menos 4 - 5 cm H_2O . Esta maniobra le deja al ventilador algo de margen para suministrar el V_T deseado, incluso si la complianza disminuye. Si el personal sanitario decide no aumentar la P_{insp} del ajuste inicial, puede que el V_T suministrado sea menor al V_T establecido (si la complianza disminuye). Sin embargo, algunas veces el V_T será igual o casi como el V_T establecido. Por tanto, el V_T suministrado debería ser más estable con VG que sin VG incluso si solo algunas respiraciones se corresponden con el V_T establecido.
- Si el V_T suministrado es ≥ 90 % del V_T establecido, no se activará la alarma. Sin embargo, es importante tener en cuenta que las alarmas por volumen minuto deberían establecerse como normalmente. Se avisará al personal sanitario para disminuir el volumen minuto incluso cuando las respiraciones individuales cuentan con el tamaño adecuado - por ejemplo, si el recién nacido padece apnea y la tasa de respaldo es demasiado baja.
- Si el V_T suministrado es <90 % del V_T establecido, se activará la alarma < V_T bajo> una vez transcurrido el tiempo de demora. Los LED verdes frente a los tres mandos giratorios para P_{insp} , T_1 y el flujo también parpadearán.

Qué hacer en este caso lo aclaramos en la siguiente sección.



Resumen:

Ventilación con volumen tidal con VG:

Hay que calibrar el sensor de flujo y conectar el Babylog a un pulmón de prueba. Los ajustes del pulmón de prueba pueden ser diferentes a los del paciente.

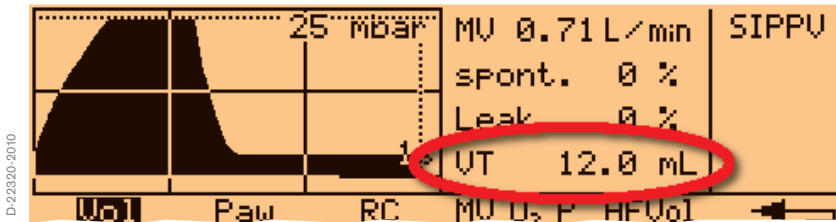
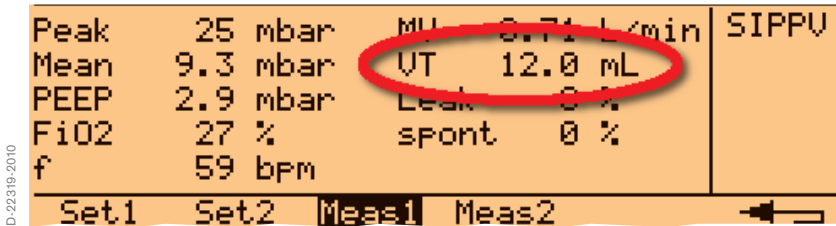
- Seleccione el modo de ventilación iniciado por el paciente (SIMV, SIPPV = AC, PSV)
- Establezca la sensibilidad de activación al nivel más sensible
- Ajuste el T_I , T_E (y tasa de respaldo para apnea), FiO_2 , PIP, PEEP, flujo
- Seleccione <VG>, preconfigure el V_T mediante los botones - y + (valor de comienzo de 4 - 6 mL/kg [7,8])
- Conecte al recién nacido a Babylog
- Seleccione la pantalla de <Medición 1> o <VG>
- Compruebe el V_T suministrado y la PIP usada por Babylog para suministrar el V_T deseado
- Adapte la Pi_{insp} (presión máxima permitida) a la presión inspiratoria pico actual

8.2.2 ENFOQUE ORIENTADO A LA PRESIÓN O “CONVENCIONAL”

PARA INICIAR LA VENTILACIÓN VG EN SIPPV

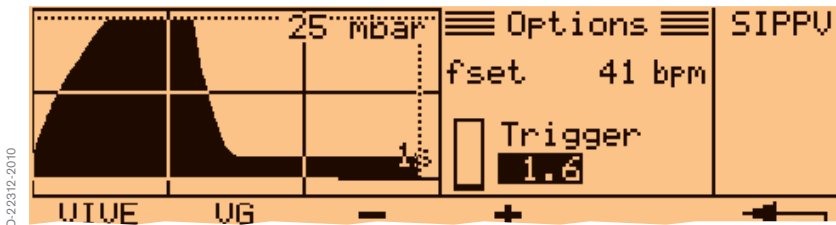
En este enfoque el ventilador se configura para SIPPV (o SIMV o PSV) en el modo habitual: el personal sanitario establece la P_{insp} , PEEP, T_i , tasa de respaldo, flujo y FiO_2 en el modo SIPPV. Los niveles de PEEP y P_{insp} se establecen para favorecer lo que se considera, mediante observación directa, como el movimiento torácico adecuado. Normalmente los valores iniciales los establecen las regulaciones del departamento o la unidad y se ajustarán dependiendo de los gases sanguíneos iniciales.

- El Babylog muestra la pantalla <Medición 1> o la pantalla <valores de volumen medidos>.



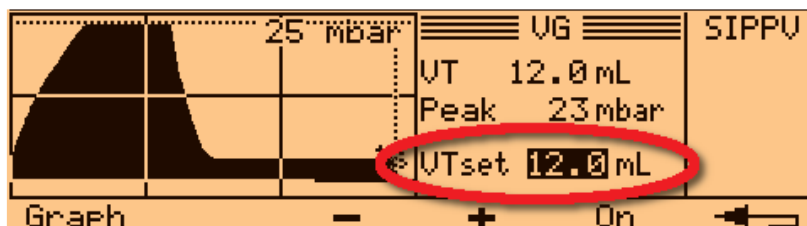
- Se muestra el volumen tidal suministrado, que variará inevitablemente de respiración a respiración por las razones descritas anteriormente. Sin embargo, cuando el V_T mostrado es estable o “normal” se anota este valor.

- Entonces se selecciona el botón  que muestra la siguiente pantalla.



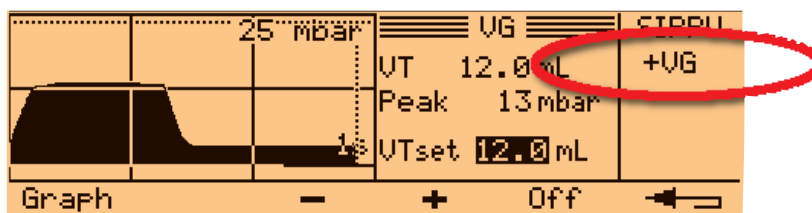
- Al presionar el botón que muestra la opción de VG, se muestra la siguiente pantalla:

D-22321-2010



- El volumen tidal objetivo se selecciona usando las teclas + y -. El V_T puede ajustarse al valor medido arriba en la pantalla <Medición 1> o en la pantalla <valores de volumen medidos>.
- El VG se activa presionando el botón <on> mostrado en la pantalla VG. El Babylog se encuentra ahora en el modo SIPPV con VG como la opción seleccionada.

D-22322-2010




En este enfoque se han seguido los algoritmos clínicos habituales para seleccionar la P_{insp} y la PEEP para comenzar la VG, en particular la PIP usada es la misma que en SIPPV sin VG. Este modo puede ser el preferido por el personal sanitario cuando obtengan experiencia usando VG. Sin embargo, el principal inconveniente es que el énfasis se centra en la presión tidal en lugar del volumen tidal. Incluso así, SIPPV con VG en este modo debería proporcionar un volumen tidal más estable que con SIPPV solo. La cuestión más importante en este enfoque es si las presiones seleccionadas han suministrado el volumen tidal adecuado.

Resumen:

Enfoque orientado a la presión para iniciar la VG

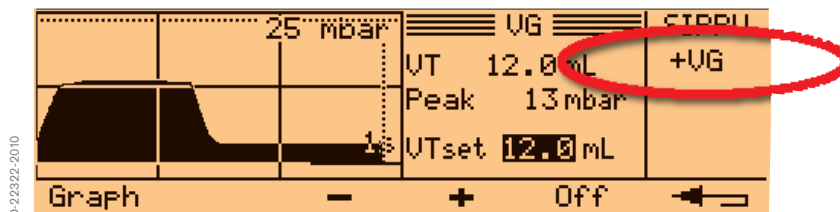
Hay que conectar al paciente a Babylog y establecer SIPPV (A/C), SIMV o PSV.

- T_I , T_E (y tasa de respaldo para apnea), FiO_2 , PIP, PEEP y flujo se configuran de manera habitual según las regulaciones del departamento.
- Seleccione la pantalla <Medición 1> o los valores <Vol > medidos.
- Anote el volumen tidal suministrado V_T .
- Seleccione  y presione <VG>
- Establezca el volumen tidal objetivo mediante las teclas - y + según el valor V_T anotado en el paso 3.
- Active la opción VG presionando <On>.
- Compruebe el V_T suministrado y el PIP usado por el Babylog para suministrar el V_T objetivo.
- Adapte la P_{insp} (presión máxima permitida) a la presión inspiratoria pico actual.

8.3 ¿QUÉ PARÁMETROS HAY QUE OBSERVAR A LA HORA DE USAR LA GARANTÍA DE VOLUMEN?

8.3.1 QUÉ HACER CUANDO SE ACTIVA LA ALARMA <V_T BAJO >

Esto ocurre si la P_{insp} establecida por el personal sanitario es insuficiente o si el T_i es demasiado corto o si el flujo es demasiado bajo. Para evitarlo, hay que seguir los siguientes pasos:



Compruebe la presión pico usada en <Medición 1> o <pantalla VG>. Compruebe la presión de las vías respiratorias y las curvas de flujo.

8.3.2 ¿QUÉ HACER SI LA P_{INSP} SE ESTABLECE DEMASIADO BAJA?

Si la presión pico que usa el Babylog es casi igual o la misma que la P_{insp} máxima, se produce presión plateau en la curva. La PIP máxima es probablemente demasiado baja para que se alcance el V_T establecido. Aumente la P_{insp} hasta que la alarma de desactive: el LED verde dejará de parpadear, el mensaje de alarma desaparecerá de la pantalla y el V_T suministrado se acercará al V_T establecido.



8.3.3 ¿QUÉ HACER SI EL FLUJO INSPIRATORIO ES DEMASIADO BAJO?

Si la presión pico del Babylog no está cerca o es igual a la P_{insp} establecida y no hay presión plateau, puede que el T_i sea demasiado bajo o el flujo demasiado bajo para alcanzar la P_{insp} establecida. Compruebe la presión y la curva de flujo. Si no se muestra presión plateau en la pendiente del aumento de presión y la curva de flujo muestra que el flujo todavía entra al final del T_i (perfil de flujo constante), puede que el flujo establecido sea demasiado bajo, lo que es particularmente importante en caso de fuga en el tubo endotraqueal. El flujo debería aumentarse para permitir al ventilador usar la presión pico hasta establecer la P_{insp} máxima.



D-22316-2010

8.3.4 ¿QUÉ HACER SI EL TIEMPO INSPIRATORIO ES DEMASIADO CORTO?

Si en la situación anterior la curva de flujo muestra un flujo significativo al final del T_i (p. ej. el flujo no vuelve al punto de referencia al final del T_i) y la pendiente de aumento en la curva de presión no es llana, el motivo de que la presión de las vías respiratorias pico y V_T sean bajos puede ser que el T_i es demasiado corto. Hay que aumentar el T_i para alcanzar la presión de las vías respiratorias pico y el V_T adecuados. Sin embargo, hay que tener en cuenta que la activación efectiva requiere establecer el T_i lo más cerca posible del tiempo inspiratorio espontáneo del bebé para evitar la espiración activa del bebé contra la presión inspiratoria pico del ventilador. Es más probable que se produzca esta situación si el T_i es mayor que el tiempo inspiratorio espontáneo.



D-22317-2010

La razón más común para la <alarma de V_T bajo> es que la P_{insp} se ha establecido demasiado baja. Al cambiar la complianza y la resistencia, la alarma de V_T bajo puede aparecer durante la ventilación de cualquier recién nacido. Puede que sea necesario cambiar de nuevo la P_{insp} en este caso.

9. Cuidados a recién nacidos con garantía de volumen

Hemos propuesto usar rangos de referencia publicados para un volumen tidal de 4 – 6 ml/kg como punto de inicio cuando se conecta la ventilación con VG [7, 8]. Evidentemente estos valores deberán ajustarse en algunos bebés para mantener los gases sanguíneos a un nivel aceptable. Será necesario ajustar el V_T (y posiblemente la P_{insp}) para permitir un espacio muerto variable, cambios en el esfuerzo respiratorio espontáneo y cambios en la dinámica respiratoria espontánea (p. ej. frecuencia respiratoria espontánea). El personal sanitario deberá permitirlo especialmente al comienzo de la ventilación mientras que se establecen los requisitos de ventilación del recién nacido de forma individual. Una vez que se conozcan estos requisitos, la ventilación VG debería suministrar un V_T más estable en los límites de presión establecidos por el personal sanitario. Hay que establecer los límites máximos y mínimos de V_T y la P_{insp} . Cualquier mejora en el estado de los pulmones del bebé debería llevar en teoría a la reducción automática de la presión de las vías respiratorias pico para suministrar un V_T estable.

9.1 RETIRADA DE LA VENTILACIÓN A RECIÉN NACIDOS CON GARANTÍA DE VOLUMEN

En teoría, una vez que se establecen los niveles adecuados de V_T , retirar la ventilación debería ser un proceso automático en todos los modos de VG. Mientras el recién nacido recupera la cantidad de presión usada por el ventilador, el V_T establecido debería bajar. Cuando la presión de las vías respiratorias pico es muy baja, el bebé debería estar listo para la extubación. La PIP en este caso puede ser más baja que la presión PEEP necesaria para superar la resistencia del tubo endotraqueal. El único problema para el personal sanitario es que el ventilador ofrece el estímulo que el recién nacido necesita para respirar, incluso si no está proporcionando mucha presión de soporte.

El personal sanitario deberá intervenir durante la fase de recuperación si los gases sanguíneos del recién nacido muestran hiperventilación, lo que puede ocurrir si los recién nacidos no regulan la dinámica de respiración espontánea y se esfuerzan por mantener normocapnia. Los ajustes para retirar la ventilación dependerán del modo de ventilación que se esté usando con VG, p. ej., SIPPV (control asistido), SIMV o PSV. Los ajustes para la ventilación asistida pueden efectuarse a través de la frecuencia de ventilación o del V_T .¹ Con PSV o VG, se realizarán principalmente mediante el V_T . El personal sanitario deberá empezar a retirar la ventilación paso a paso (p. ej. reduciendo el V_T para obtener un PaCO_2 que haga que el paciente aumente sus esfuerzos respiratorios para mantener la normocapnia) y observar el resultado del paciente antes de proceder al siguiente paso. Si el recién nacido compensa la reducción del V_T aumentando el esfuerzo espontáneo, se puede continuar retirando la ventilación. El V_T establecido debe seguir reduciéndose, ya que cuanto más esfuerzo realice el paciente, menor apoyo ofrecerá el ventilador de manera automática. Si la reducción del V_T provoca un esfuerzo respiratorio dificultoso por parte del bebé, el ventilador comienza a usar la P_{insp} máxima establecida y el bebé se muestra cansado o padece apnea, hay que aplazar la maniobra. Por el contrario, si el recién nacido puede respirar con fuerza y se ha recuperado de su enfermedad pulmonar completamente, hay que retirar completamente la ventilación para evitar la hiperventilación.

¹ Para más información, remítase al folleto informativo sobre ventilación con soporte de presión.

9.2 ¿HAY BEBÉS PARA LOS QUE NO ES RECOMENDABLE LA VG?

9.2.1 FUGAS DEL TUBO ENDOTRAQUEAL ALTAS

Si la fuga endotraqueal es muy elevada, normalmente mayor al 65 %, el ajuste del volumen tidal podría verse afectado. En este caso, incluso con presión espiratoria baja, no todo el aire espirado pasaría al sensor de flujo: una parte se escaparía por la fuga del tubo endotraqueal. El V_T espiratorio medido puede ser por error más bajo que el V_T suministrado a los pulmones. En esta caso, las ventajas de la ventilación con VG con respecto a la ventilación con presión limitada convencional se verán reducidas. Sin embargo, a medida que la fuga varía, una parte del V_T suministrado se acercará al V_T establecido y la presión inspiratoria pico máxima permanecerá bajo el control del personal sanitario.

9.2.2 RECIÉN NACIDOS CON GRAN ESFUERZO RESPIRATORIO

Debido a que el software VG intenta suministrar un V_T estable, no sería recomendable para los recién nacidos que están haciendo grandes esfuerzos por respirar y el V_T establecido es menor al volumen tidal espontáneo. Esta situación puede darse por diferentes razones. El V_T establecido podría ser demasiado bajo y el recién nacido podría estar simplemente respirando con esfuerzo para poder respirar adecuadamente. En este caso los síntomas serían: grandes esfuerzos respiratorios, jadeos, respiración dificultosa y PaCO_2 elevado. El V_T debería aumentarse hasta que la respiración sea menos dificultosa y los gases sanguíneos se normalicen. Los recién nacidos que se han recuperado de la enfermedad pulmonar podrían ser capaces de realizar el esfuerzo suficiente por ellos mismos, de manera que su propio volumen tidal excede el V_T establecido. Su respiración no será dificultosa y los gases sanguíneos deberían ser normales. Lo adecuado sería retirar la ventilación completamente, especialmente si la presión de las vías respiratorias pico usada es menor a la P_{insp} pico establecida.

10. Ventajas de usar la ventilación con garantía de volumen

La garantía de volumen es una herramienta prometedora en la ventilación neonatal que ha sido diseñada para resolver algunos problemas que surgían en la ventilación neonatal convencional con presión limitada. Aunque aún hay que probar estas ventajas con datos clínicos, suponemos que sería provechosa en las siguiente áreas:

- VG podría contribuir a proporcionar un volumen tidal estable en caso de cambios en la complianza, la resistencia o la fuga en el tubo endotraqueal. Lo que, a su vez, podría contribuir a un PaCO₂ más estable, con frecuencia reducida de hipercapnia o hipocapnia.
- Reducción de lesiones pulmonares por sobredistensión, p. ej., menos trauma volumen.
- Presión inspiratoria pico reducida si el paciente contribuye de manera significativa al volumen tidal, reduciendo así también barotraumatismos.
- Retirada automática: a medida que los pulmones del paciente mejoran y la complianza aumenta, p. ej., tras el tratamiento con surfactante exógeno, la VG debería usar presiones inspiratorias pico más bajas de manera progresiva para suministrar el V_T establecido.
- El ajuste automático de la presión de las vías respiratorias pico debería cambiar la PEEP.
- En combinación con la ventilación con soporte de presión¹, contaríamos con otras ventajas, en particular con respecto a la reducción en la frecuencia de la espiración activa del paciente contra la presión de inflación pico del ventilador.

¹ Para más información, remítase al folleto sobre ventilación con soporte de presión.

11. Información importante sobre la garantía de volumen

La garantía de volumen es una herramienta prometedora en la ventilación neonatal que ha sido diseñado para resolver algunos problemas que surgían en la ventilación neonatal convencional con presión limitada. Aunque aún hay que probar estas ventajas con datos clínicos, suponemos que sería provechoso en las siguiente áreas:

- La garantía de volumen es una nueva modalidad de ventilación compuesta que cuenta con las ventajas de la ventilación de flujo continuo ciclada limitada por presión junto con las de la ventilación controlada por volumen.
- Está disponible en todos los modos de ventilación iniciada por el paciente del Babylog 8000 plus.
- La VG podría describirse como ventilación de flujo continuo con presión limitada con volumen tidal controlado o volumen tidal objetivo.
- La presión pico máxima usada durante la fase de inspiración sigue estando bajo el control del personal sanitario, pero el ventilador usará una presión inspiratoria pico variable entre la P_{insp} establecida y la PEEP para suministrar el V_T . La VG tiene que objetivo estabilizar el volumen tidal suministrado.
- La ventilación con VG no es ventilación ciclada por volumen o ventilación controlada por volumen.
- La ventilación con VG no cuenta con las limitaciones de fuga de tubo endotraqueal o complianza del circuito elevada en comparación con la complianza pulmonar que se dan en la ventilación controlada por volumen con presión regulada.

12. Glosario

Tiempo de demora de la alarma

Retrasa las alarmas del Babylog 8000 “MV bajo” y “V_T bajo”. Ajustable de 0 a 30 segundos.

Adaptación de fuga automática

Mejora automática y continua de los límites de activación del Babylog 8000 plus. El Babylog 8000 plus reajusta automáticamente la sensibilidad de la activación en caso de cambios en la fuga del tubo endotraqueal. No es necesaria la interacción del usuario.

Conformidad

La complianza define la elasticidad y la distensibilidad de los pulmones o el sistema respiratorio y se calcula por cambios en el volumen por unidad de cambio en la presión. Complianza hace referencia a la complianza dinámica cuando la ventilación está en marcha.

La complianza se expresa en ml/mbar o ml/cm H₂O [9] Valores normales:

Recién nacidos, pulmones normales: C = 3 - 5 ml/mbar

Recién nacidos con RDS: C = 0,1 - 1 ml/mbar

Espacio muerto (V_D)

El volumen de espacio muerto se refiere a la parte del sistema respiratorio que no contribuye al intercambio de gases alveolar. Es una combinación de componentes anatómicos, fisiológicos y mecánicos (p. ej., el conector ETT).

El espacio muerto anatómico en recién nacidos es aproximadamente de 2,0 ml/kg. Las alteraciones en el volumen de espacio muerto puede repercutir en la ventilación alveolar (alv. MV = (V_T - V_D) × f).

Fuga del tubo endotraqueal

Se refiere a la discrepancia entre el volumen de aire que entra en los pulmones y el volumen que sale de los pulmones en una respiración debido al aire que se escapa alrededor de los tubos endotraqueales sin manguito. Normalmente se expresa como volumen absoluto o como porcentaje de volumen suministrado por minuto.

Presión inspiratoria máxima (P_{insp})

El personal sanitario se encarga de determinar este límite. Se refiere a la presión máxima del circuito permitida durante la inflación del ventilador. Si la presión sobrepasa este límite, se activará la alarma y se abrirá la válvula de liberación de la presión, haciendo que la presión del circuito se mantenga por debajo del límite de P_{insp} establecido.

Presión de las vías respiratorias media (MAP)

La presión de las vías respiratorias se calcula como área por debajo de la presión - la curva de tiempo dividida por el tiempo para un ciclo del ventilador. El Babylog 8000 realiza automáticamente esta medición.

Volumen minuto (MV)

Se refiere al volumen total del gas que entra y sale de los pulmones en un minuto. Debido a las fugas del tubo endotraqueal, el volumen minuto espiratorio es el parámetro de medición habitual. Si el paciente es totalmente pasivo (p. ej., paralizado), el volumen minuto se proporciona mediante una ecuación.

Volumen minuto = frecuencia de ventilación \times volumen tidal

El volumen minuto se expresa normalmente en litros/minuto o litros/kg/minuto. El término se intercambia a veces por ventilación minuto.

Ventilación iniciada por el paciente (PTV)

Término colectivo que incluye todas las formas de ventilación en las que la respiración mecánica se suministra en respuesta a un esfuerzo respiratorio detectado en el paciente.

Presión inspiratoria pico (PIP)

Presión máxima alcanzada en la respiración actual. La PIP se ve influenciada por la dinámica de los pulmones del paciente y los ajustes del ventilador. La PIP aparece en el punto más alto de la curva tiempo-presión.

Presión espiratoria final positiva (PEEP)

Presión mínima en el circuito del paciente durante la fase espiratoria. La presión actual podría ser más baja que la PEEP establecida si el paciente toma el aire suficiente como para que el flujo sobrepase el flujo del circuito, lo que provoca una caída en la presión del circuito.

Control variable

El control variable es el parámetro de ventilación que determina cuándo termina la fase de inspiración y cuándo comienza la fase de espiración. En los ventiladores controlados por tiempo, el cambio de inspiración a espiración depende del tiempo. En la ventilación controlada por volumen, la inspiración termina cuando una cantidad determinada de volumen de aire se ha suministrado al paciente. La presión y el flujo pueden usarse también como variables de control.

Resistencia

La resistencia se describe como la capacidad del sistema conductor de aire (p. ej., las vías respiratorias o el tubo endotraqueal) de resistir el flujo de aire.

La resistencia se expresa en mbar/l/s o cmH₂O/l/s [9] Valores normales:

Recién nacidos, pulmones normales: R = 25 - 50 mbar/l/s

Bebés intubados: R = 50 - 100 mbar/l/s

Volumen tidal (VT)

El volumen de aire suministrado en una respiración. Puede medirse como volumen tidal inspiratorio o volumen tidal espiratorio. El Babylog 8000 mide el volumen tidal espiratorio y usa este valor para sus cálculos. Normalmente se expresa en ml o ml/kg.

Modo de ventilación por ciclos

El modo por ciclos es el parámetro que el ventilador usa para determinar el fin de la fase inspiratoria (y por consiguiente el comienzo de la espiración). Por tanto, en la ventilación por ciclos, los ciclos de inspiración y espiración se basan principalmente en el periodo de tiempo establecido transcurrido. En la ventilación por ciclos, la inspiración termina después de que una cantidad determinada de volumen de aire se suministre al paciente, entonces comienza la fase espiratoria. La presión y el flujo pueden usarse también como parámetros de ciclos.

Modo controlado por volumen

La mayoría de los ventiladores pueden usar una combinación de parámetros para determinar el inicio de la espiración. Por ejemplo, en ventiladores controlados por volumen, la espiración comienza después de que un V_T predeterminado se haya suministrado y transcurra el T_I establecido.

13. Abreviaturas

A/C	Ventilación con control asistido
C_{rs}	Compliance del sistema respiratorio
CT	Compliance del sistema de tubos
ETT	Tubo endotraqueal
f	Frecuencia ventilatoria
FiO_2	Fracción de la concentración de O_2 en la inspiración
kg	Kilogramos de peso corporal
LED	Diodos emisores de luz
MAP	Presión de las vías respiratorias media
MV	Volumen minuto
PEEP	Presión espiratoria final positiva
P_{insp}	Presión máxima establecida para la ventilación
PIP	Presión inspiratoria pico
PSV	Ventilación con presión de soporte
PTV	Ventilación iniciada por el paciente
R_{rs}	Resistencia del sistema respiratorio
RDS	Síndrome de dificultad respiratoria
SIMV	Ventilación mandatoria intermitente sincronizada
SIPPV	Ventilación con presión positiva intermitente sincronizada
T_E	Tiempo de espiración
T_I	Tiempo de inspiración
VG	Garantía de volumen
* \dot{V}_{insp}	Flujo inspiratorio establecido para la ventilación
V_T	Volumen tidal
V_{Tset}	Volumen tidal establecido para garantía de volumen
T_{rs}	Constante de tiempo respiratorio

14. Casos clínicos

Caso 1

Paciente M. nacido a las 27 semanas de gestación con 1050 gramos de peso por parto natural. En buenas condiciones al nacer. Al paciente se le suministró CPAP nasal a 6 cm en 40 % de oxígeno durante las primeras 3 horas de vida. Los gases arteriales eran estables al principio de la CPAP, pero fueron empeorando gradualmente con el bebé realizando esfuerzos respiratorios. Por consiguiente, intubación y aplicación de SIPPV solo con 3 horas de vida (flecha 1 en el gráfico).

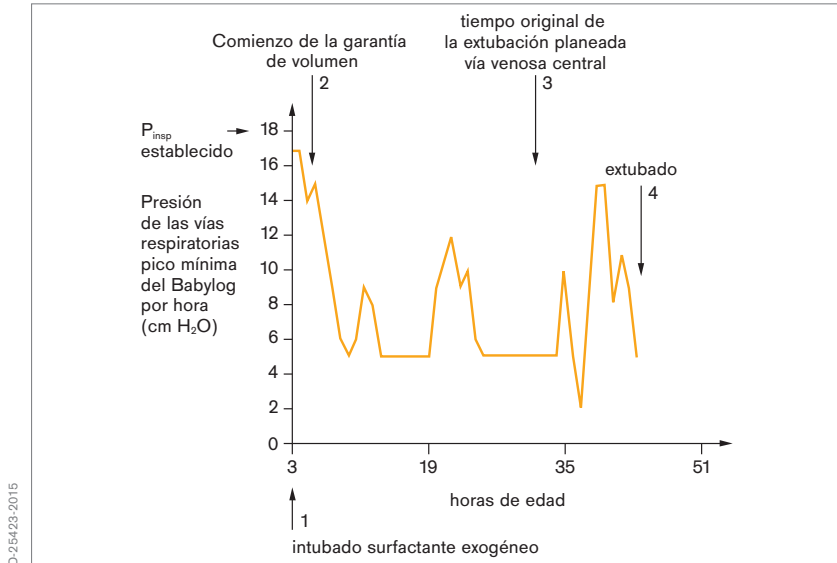
Ajustes iniciales del ventilador

Modo	SIPPV
P_{insp}	20 cm H ₂ O, reducido a 18 cm H ₂ O
PEEP	5 cm H ₂ O
Frecuencia de respaldo	80 bpm
T_1	0,32 s
FiQ_2	0,30

Estos ajustes del ventilador generaron un volumen tidal medio de aproximadamente 6 ml, como indicaba la pantalla del Babylog.

Gas sanguíneo una hora después de comenzar SIPPV

pH	7,30
$PaCO_2$	5,8 kPa
PaO_2	6,6 kPa
Bic	20,1 mmol/L
BE	-5,2 mmol/L



D-254423-2015

Gráfico 1: A las 5 horas de edad fue posible la SIMV con VG usando un V_T de 6 ml, acercándose a 6 ml/kg de peso al nacer (flecha 2). P_{insp} establecida a 18 cm de H_2O como se estableció en la SIPPV. Al bebé se le suministró ventilación SIMV + VG con V_T de 6 ml hasta la extubación aproximadamente a los 2 días de edad (flecha 4). La tasa SIMV se redujo durante este tiempo a 20 bpm. Los gases sanguíneos permanecieron a límites aceptables durante los dos días. La P_{insp} no se modificó de 18 cm H_2O .

En el gráfico aparece representada la presión pico mínima utilizada cada hora por el Babylog para suministrar V_T durante estos dos días. Estos datos se tomaron de mediciones almacenadas por el Babylog y el software Babyview. Puede verse claramente que la presión pico usada por el Babylog para suministrar 6 ml disminuyó rápidamente durante las primeras 24 horas tras la ventilación, reflejando un aumento en el esfuerzo del paciente y mejorando la complianza pulmonar. Este caso en la presión pico fue el resultado directo de usar VG y no la retirada de P_{insp} por parte del equipo médico. La P_{insp} permaneció a 18 cm H_2O en todo momento.

Se decidió extubar al paciente aproximadamente a las 36 horas de edad (fecha 3) cuando la presión pico usada por el Babylog oscilaba justo por encima de la PEEP. Sin embargo, el recién nacido necesitaba una vía venosa central en ese momento y el personal sanitario decidió retrasar la extubación hasta la mañana siguiente (flecha 4). Puede observarse durante este periodo entre las flechas 3 y 4 que la presión pico alcanzada aumentó otra vez antes de caer. Aunque no es posible saber con certeza la causa de este aumento de presión, es probable que se deba al cansancio del paciente. De hecho puede que hubiera sido más apropiado extubar al paciente aproximadamente a las 15 horas de edad cuando la presión pico oscilaba a 8 – 10 cm H₂O, cuando el ventilador solo estaba suministrando la suficiente presión positiva adicional como para hacer frente a la resistencia del tubo endotraqueal.

Este caso ilustra claramente cómo la VG puede reducir automáticamente la presión inspiratoria pico necesaria para suministrar el volumen tidal a medida que el estado del paciente mejora.

Por tanto, nos sirve para recordar que los recién nacidos con poco peso al nacer que reciben CPAP endotraqueal durante periodos prolongados pueden cansarse debido al esfuerzo de respirar a través de tubos endotraqueales con gran resistencia.

Caso 2

El paciente C. nació a las 27 semanas de gestación con 1440 g de peso. En el parto su frecuencia cardíaca era de 60 bpm y no realizaba esfuerzos respiratorios. Fue intubado a los 3 minutos de edad y tratado con surfactante sintético exógeno. A los 90 minutos de edad se le suministró otra dosis de surfactante. Sus ajustes de ventilación en SIPPV eran:

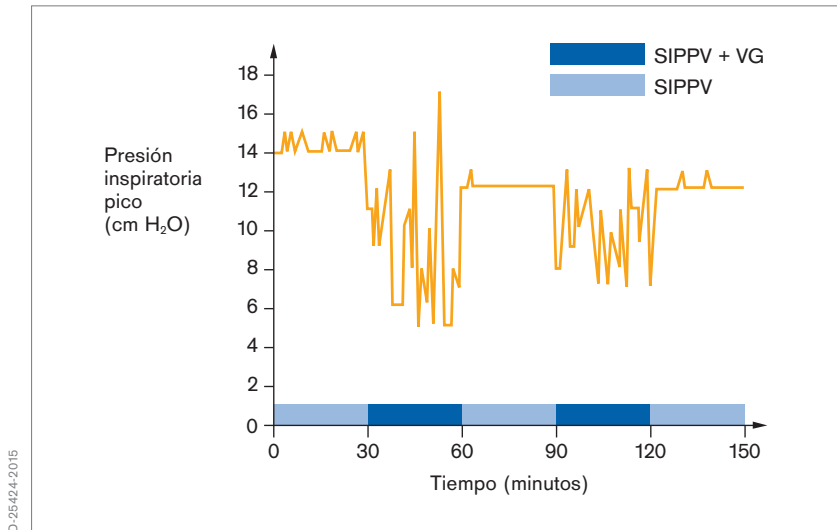
P_{insp}	18 mbar
PEEP	5 mbar
T_i	0,32 s
T_E	0,43 s
Frecuencia	80 bpm (frecuencia de respaldo)
FiO_2	0,21

Se le retiró la respiración rápidamente y fue extubado a CPAP nasal aproximadamente a las 10 horas de edad. Durante la ventilación, el paciente podía realizar esfuerzos respiratorios espontáneos sin dificultad. El paciente fue estudiado durante periodos alternos en SIPPV con y sin garantía de volumen. Los datos se registraban continuamente (mostrados en la tabla de la página 66). Hubo dos periodos en SIPPV con VG y tres en SIPPV sin VG. Cada periodo con una duración de media hora. El V_T durante SIPPV con VG se estableció cerca del volumen tidal habitual en SIPPV. La P_{insp} durante el periodo de estudio fue de 14 cm H₂O durante el primer periodo de SIPPV y 12 cm H₂O durante el segundo y el tercer periodo de SIPPV. (La P_{insp} tuvo que reducirse entre el primer periodo de SIPPV y los subsecuentes periodos debido a la mejora en los gases sanguíneos). La P_{insp} durante ambos periodos de SIPPV + VG se estableció a 17 cm H₂O, permitiendo al ventilador 5 cm H₂O de margen. Los otros ajustes del ventilador eran idénticos durante los periodos de estudio. Los datos se recopilaban de manera aislada por minuto. Los datos del ventilador Babylog se recopilaron a través del software BabyView. Los datos del gas sanguíneo se recopilaron mediante un sensor de CO₂ y O₂ transcutáneo (radiómetro).

	VG off			VG on		
	Media	promedio	SD	Media	promedio	SD
Presión de las vías respiratorias pico (cm H ₂ O)	12,8	12	1,1	9,3	9,0	2,7
Frecuencia de ventilación iniciada por el paciente (bpm)	67	66	10	72	71	12
Volumen tidal (ml)	6,4	6,5	1,7	6,1	5,7	3,5
Volumen minuto (l/m)	0,4	0,4	0,1	0,4	0,4	0,2
CO ₂ (kPa)	4,17	4,2	0,3	4,4	4,4	0,18
O ₂ (kPa)	8,8	8,9	0,8	8,9	9,0	0,49

Tabla 3: Muestra que la presión pico media fue más baja en SIPPV + VG (9,3 cm H₂O) en comparación con SIPPV sin VG (12,8 cm H₂O) para el mismo volumen tidal y volumen minuto. Este fue el caso a pesar de establecer la P_{resp} durante SIPPV + VG a 17 cm H₂O en comparación con 12 y 14 cm H₂O durante SIPPV. Sin embargo, hubo un aumento estadísticamente significativo aunque probablemente no clínicamente significativo en CO₂ transcutáneo en SIPPV + VG. El O₂ transcutáneo permaneció sin cambios entre los dos modos de ventilación.

La tabla también indica que algunos volúmenes tidal suministrados durante la ventilación VG eran significativamente más altos que el V_T establecido (desviación estándar 3,5 ml), lo que se debió probablemente al esfuerzo respiratorio del recién nacido. Como medida preventiva, si estas respiraciones sobrepasan el 130 % del volumen tidal, el Babylog debería finalizar la inspiración y comenzar la espiración. El paciente todavía puede seguir respirando si lo desea. Si este esfuerzo respiratorio continúa, el objetivo de la VG de estabilizar el V_T no podría alcanzarse. En estas situaciones no se recomienda usar VG.



D-25f424-2015

Gráfico 2: Muestra los cambios en la presión de las vías respiratorias pico. El gráfico muestra muchas respiraciones con una PIP significativamente más baja que la P_{insp} establecida de 17 cm H₂O durante la ventilación con VG. También muestra la variabilidad de la presión reflejando un cambio en el esfuerzo respiratorio del paciente.

Este caso muestra claramente la capacidad de la VG de aprovechar el esfuerzo respiratorio del paciente y reducir la presión de las vías respiratorias pico.

Si el recién nacido respira de manera estable y sin dificultades, la VG debería disminuir la presión de las vías respiratorias pico mientras suministra el volumen tidal objetivo.

Caso 3

Paciente W. nacido a las 39 semanas de gestación, 9,99 kg. Con ventilación desde las 6 horas de edad debido al aumento de la dificultad respiratoria probablemente a causa de septicemia y posible aspiración de meconio. Traslado a la UCIN con ajustes de ventilación y gas sanguíneo como sigue:

Ajustes del ventilador iniciales

Modo	IPPV
P_{insp}	27 cm H ₂ O
PEEP	4 cm H ₂ O
Frecuencia	74 bpm
T_I	0,40 s
T_E	0,41 s
FiO_2	0,37

Gas arterial inicial

pH	7,42
$PaCO_2$	4,48 kPa
PaO_2	6,8 kPa
Bic	21,6 mmol/L
BE	-2,6 mmol/L

Al llegar a la UCIN, el $PaCO_2$ del recién nacido era inferior a 3,8 kPa. Por consiguiente, se conectó al paciente a SIPPV con presiones de 19/5 cm H₂O, lo que produjo un volumen tidal de 13 ml (4,3 ml/kg). Para determinar la respuesta del recién nacido a la ventilación con garantía de volumen, se le suministró ventilación con periodos alternativos SIPPV con y sin VG. En ambos casos se realizaron mediciones continuas de V_T , presión de vías respiratorias pico y CO_2 transcutáneo. Los datos de V_T y presión de vías respiratorias pico se tomaron directamente del Babylog usando el software BabyView. El $PaCO_2$ se calculó usando la sonda de CO_2 transcutánea. Cada tipo de SIPPV fue estudiado dos veces, cada una 30 minutos. En SIPPV + VG los ajustes del ventilador se ajustaron como sigue:

Modo	SIPPV + VG
P_{insp}	24, representando PIP previa + 5 cm H ₂ O
PEEP	5 cm H ₂ O
T_i	0,32 s
Frecuencia de respaldo	60
V_T	13 ml (= 4,35 ml/kg)
FiO_2	0,30

Gas sanguíneo con los ajustes de arriba como sigue:

pH	7,36
$PaCO_2$	4,9 kPa
PaO_2	7,8 kPa
Bic	21,2 mmol/L
BE	-4,2 mmol/L

D-25/425-2015

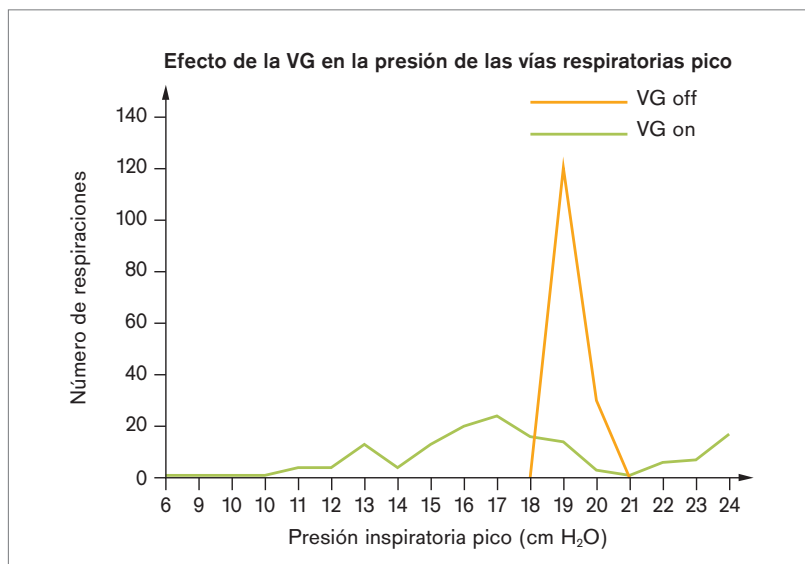
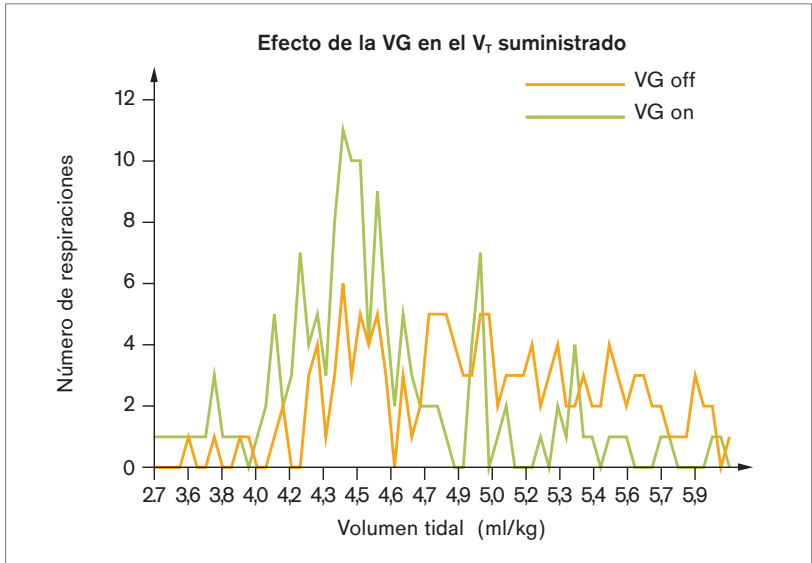


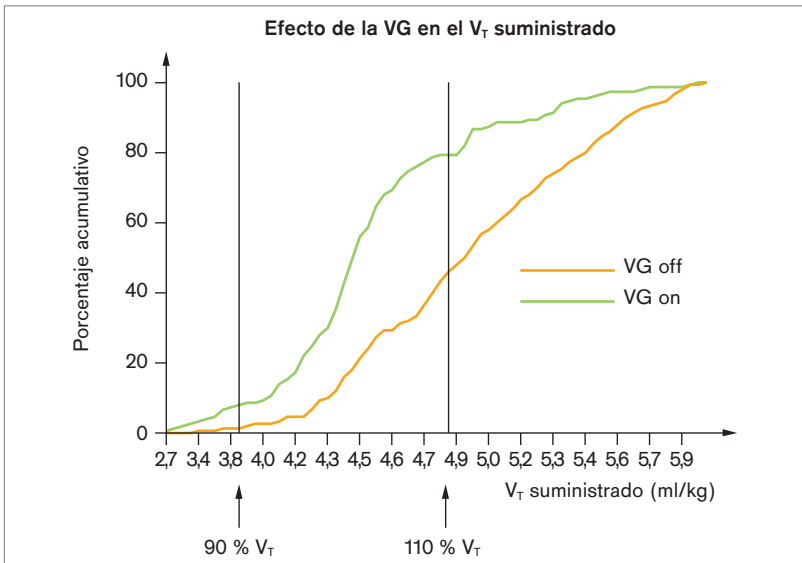
Gráfico 3: Muestra las presiones de las vías respiratorias pico del recién nacido durante periodos de VG on y off. Durante SIPPV sin VG, la PIP usada refleja claramente la P_{insp} establecida y es, en efecto, 19 cm H₂O en la mayoría de las respiraciones. Durante SIPPV + VG, sin embargo, el ventilador puede regular la presión de las vías respiratorias pico lo que sea necesario para suministrar el V_T , dependiendo del esfuerzo del paciente. Por tanto, hay muchas respiraciones donde la presión de las vías respiratorias pico es significativamente menor a la P_{insp} y también inferior a 19 cm H₂O en SIPPV.

Este paciente muestra el potencial con el que cuenta la VG – reduciendo tanto la variabilidad del volumen tidal (y por tanto la variabilidad de CO₂) como la presión de las vías respiratorias pico a la presión mínima requerida para suministrar el volumen tidal establecido.



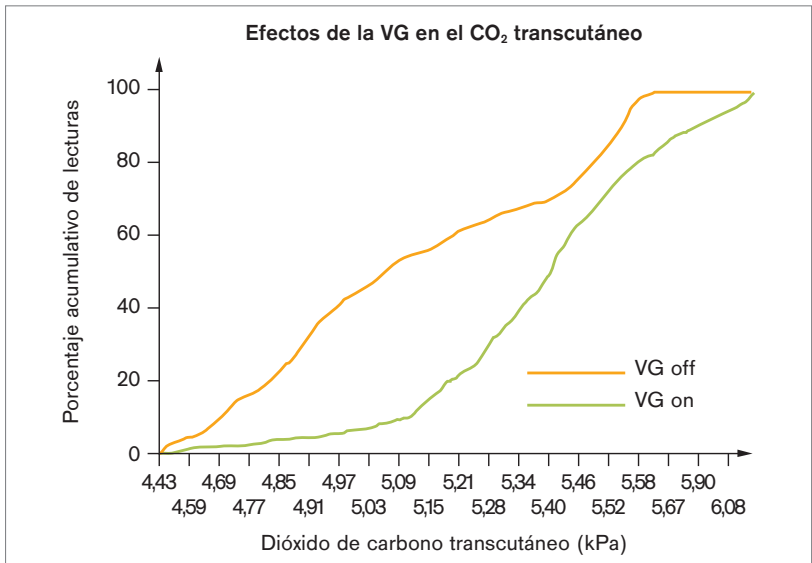
D-254426-2015

Gráfico 4: muestra la frecuencia del V_T suministrado para SIPPV y SIPPV + VG. Hay más respiraciones superiores al V_T establecido de 4,35 ml/kg con SIPPV que con SIPPV + VG.



D-254427-2015

Gráfico 5: Muestra los mismos datos pero con V_T suministrado en el eje x y el porcentaje acumulativo de respiraciones realizadas en el eje y. Líneas de referencia en V_T a +10 % y a V_T a -10 %, p. ej., a 4,8 ml y 3,9 ml. El gráfico muestra que un mayor número de respiraciones en SIPPV + VG estaban dentro de los límites del 10 % de V_T en comparación con SIPPV sin VG. Puede verse que casi el 80 % de respiraciones en SIPPV + VG fueron hasta un 110 % de V_T en comparación con solo un 40 % en SIPPV. Este es el objetivo principal de la VG: ofrecer un volumen tidal más estable, teniendo en cuenta la contribución variable del recién nacido.



D-25412B-2015

Gráfico 6: Muestra el efecto de la VG en CO₂ transcutáneo expresado en porcentaje acumulativo. Podemos observar que hay mayor dispersión de CO₂ con SIPPV que con SIPPV + VG. Aunque que las diferencias aquí no son significativas, es solo debido a que el SIPPV ya se ha optimizado. Si este no fuera el caso, podría verse como la variabilidad es mucho mayor en el CO₂ con SIPPV que con SIPPV + VG.

15. Referencias

- [1] Dreyfuss D, Saumon G.
Role of tidal volume, FRC, and end-expiratory volume in the development of pulmonary edema following mechanical ventilation.
Am Rev Respir Dis 1993; 1485(5): 1194-1203
- [2] Dreyfuss D, Soler P, Saumon G.
Spontaneous resolution of pulmonary edema caused by short periods of cyclic overinflation.
J Appl Physiol 1992; 72(6): 2081-2089
- [3] Hernandez LA, Peevy KJ, Muise AA et al.
Chest wall restriction limits high airway pressure-induced injury in young rabbits.
J Appl Physiol 1989; 66: 2364
- [4] Bjorkland L, Curstedt T, et al.
Manual ventilation with a few large breaths at birth compromises the therapeutic effect of subsequent surfactant replacement in immature lambs.
Ped Res 1997; 42(3): 348-355
- [5] Avery M, Tooley WH, Keller JB et al.
Is chronic lung disease in low birth weight infants preventable? A survey of eight centers.
Pediatrics 1987; 79: 26-30
- [6] Kraybill EN, Runyan DK, Bose CL, Khan JH.
Risk factors for chronic lung disease in infants with birth weights of 750 to 1000 grams.
J Pediatr 1989; 115(1): 115-120

- [7] Reiterer F, Sivieri E, Abbasi S, Bhutani VK.
Evaluation of Pulmonary Functions During Pressure-Limited
Manual Ventilation in Preterm Neonates.
Pediatr Pulmonol 1993; 15: 117-121
- [8] Veness-Meehan K, Richter S, Davis J.
Pulmonary Function Testing Prior to Extubation
in Infants With Respiratory Distress Syndrome.
Pediatr Pulmonol 1990; 9: 2-6
- [9] Boynton, Carlo, Jobe.
New Therapies for Neonatal Respiratory Failure.
Cambridge University Press 1994; p135

SEDE PRINCIPAL

Drägerwerk AG & Co. KGaA
Moislinger Allee 53–55
23558 Lübeck, Alemania

www.draeger.com

SEDE REGIONAL

PANAMÁ
Draeger Panamá S. de R.L.
Business Park, Torre V, piso 10
Av. De la Rotonda
Panamá, República de Panamá
Tel +507 377 9100
Fax +507 377 9130

VENTAS INTERNACIONALES

PANAMÁ
Draeger Panamá Comercial
S. de R.L.
Business Park, Torre V, piso 10
Av. De la Rotonda
Panamá, República de Panamá
Tel +507 377 9100
Fax +507 377 9130

COLOMBIA

Draeger Colombia S.A.
Calle 93B No.13-44 Piso 4
Bogotá D.C., Colombia
Tel +57 1 63 58-881
Fax +57 1 63 58-815

BRASIL

Dräger Indústria e Comércio Ltda.
Al. Pucuruí, 51/61 – Tamboré
06460-100 Barueri, São Paulo
Tel +55 11 46 89 6401
Fax +55 11 41 93 2070

ARGENTINA

Dräger Argentina S.A.
Colectora Panamericana Este 1717
B1607BLF San Isidro,
Buenos Aires, Argentina
Tel +54 11 48 36 8300
Fax +54 11 48 36 8321

CHILE

Dräger Chile Ltda.
Av. Presidente Eduardo
Frei Montalva 6001-68
Complejo Empresarial
El Cortijo, Conchalí
Santiago, Chile
Tel +56 2 2482 1000
Fax +56 2 2482 1001

ESPAÑA

Dräger Medical Hispania S.A.
C/ Xaudaró, 5
28034 Madrid
Tel +34 91 728 34 00
Fax +34 91 358 36 19
clientesdraegermedical@draeger.com

México

Dräger Medical México, S.A. de C.V.
German Centre
Av. Santa Fe, 170 5-4-14
Col. Lomas de Santa Fe
01210 México D.F.
Tel +52 55 52 61 43 37
Fax +52 55 52 61 41 32

PERÚ

Draeger Perú SAC
Av. San Borja Sur 573-575
Lima 41 - Perú
Tel +511 626 95 95
Fax +511 626 95 73

Fabricante:

Dräger Medical GmbH
Moislinger Allee 53–55
23558 Lübeck, Alemania

En agosto de 2015:

Dräger Medical GmbH se convertirá
en Drägerwerk AG & Co. KGaA.

Localice a su representante
de ventas regional en:
www.draeger.com/contacto

