

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN  
PROGRAMA DE DOCTORADO EN MEDICINA INTERNA

**INFLUENCIA DE LAS FUGAS INTENCIONALES EN LA  
MONITORIZACIÓN DEL VOLUMEN TIDAL EN VENTILACIÓN  
MECÁNICA NO INVASIVA**

**Autora:** Ana Isabel Sogo Sagardía

**Director:** Dr. Christian Domingo Ribas

**Convocatoria Septiembre 2011**

**UAB**

Universitat Autònoma  
de Barcelona

DEPARTAMENT DE MEDICINA

## **ÍNDEX**

<b>Certificat del director del treball de recerca.....</b>	<b>3</b>
<b>Document d'autorització per a introduir els treballs dels alumnes a dipòsits digitals de la UAB i del CBUC.....</b>	<b>4</b>
<b>Dades del treball.....</b>	<b>5</b>
<b>Paraules clau .....</b>	<b>6</b>
<b>Resum (català).....</b>	<b>7</b>
<b>Resum (castellà).....</b>	<b>8</b>
<b>Treball de recerca.....</b>	<b>9</b>

## **CERTIFICAT DEL DIRECTOR DEL TREBALL DE RECERCA**

Christian Domingo Ribas, Professor Associat del Departament de Medicina de la Universitat Autònoma de Barcelona,

FA CONSTAR,

que el treball titulat

**“Influencia de las fugas intencionales en la monitorización del volumen tidal en ventilación mecànica no invasiva ”** ha estat realitzat sota la meva direcció per la llicenciada Ana Isabel Sogo Sagardía , trobant-se en condicions de poder ser presentat com a treball d'investigació de 12 crèdits, dins el programa de doctorat en Medicina Interna/Diagnòstic per la Imatge (curs 2010-2011), a la convocatòria de Setembre de 2011.

Barcelona, 28 d'Agost de dos mil onze.

# Document d'autorització per a introduir els Treballs dels alumnes a dipòsits digitals de la UAB i del CBUC

Nom i Cognoms de l'Autor: **Ana Isabel Sogo Sagardía**

DNI o Passaport: **07872274H**

Com a únic titular dels drets de propietat intel·lectual del treball (títol): **“Influencia de las fugas intencionales en la monitorización del volumen tidal en ventilación mecánica no invasiva”**

Autoritzo a la Universitat Autònoma de Barcelona (UAB) i al Consorci de Biblioteques Universitàries de Catalunya (CBUC) a dipositar aquest treball al *Dipòsit de la Recerca de Catalunya (RecerCat)* o qualsevol altre creat per la UAB o el CBUC amb les finalitats de facilitar la preservació i la difusió de la recerca i la investigació universitària.

Per tant, autoritzo a la UAB, i al CBUC a realitzar els actes que siguin necessaris per tal d'introduir el treball als esmentats dipòsits, així com per preservar-lo i donar-li accés mitjançant comunicació pública. Aquestes institucions no estan obligades a reproduir el treball en els mateixos formats o resolucions en què serà dipositat originàriament. La cessió de l'exercici dels drets necessaris per tal de realitzar totes aquestes accions es fa amb caràcter de no exclusivitat, és a dir, sóc lliure de publicar-lo a qualsevol altre lloc.

Declaro que no vulnero cap dret de tercers ja sigui de propietat intel·lectual, industrial, secret comercial o qualsevol altre, en subscriure aquesta autorització, ni en relació al contingut d'aquest treball, de manera que exonero la UAB i el CBUC de qualsevol obligació o responsabilitat davant qualsevol acció legal que es pugui suscitar derivada del treball dipositat.

Finalment declaro que accepto que des del repositori es doni accés al treball mitjançant una llicència *Creative Commons*, “Reconeixement–NoComercial–SenseObraDerivada 2.5 Espanya” amb la qual es permet copiar, distribuir i comunicar públicament l'obra sempre que se'n citin l'autor original i la institució i no se'n faci cap ús comercial ni obra derivada.

Signatura

---

Lloc i Data: Sabadell, a 29 d'Agost de 2011

## **DADES DEL TREBALL**

**AUTOR:** Ana Isabel Sogo Sagardía

**TÍTOL:** Influencia de las fugas intencionales en la monitorización del volumen tidal en ventilación mecànica no invasiva

**ANY D'ELABORACIÓ:** 2010-2011

**DIRECTOR DEL TREBALL:** Christian Domingo Ribas

**TIPUS DE TREBALL:** Treball de recerca

**TITULACIÓ:** Medicina

**DEPARTAMENT:** Medicina, Facultat de Medicina, UAB.

## **PALABRAS CLAVE**

Ventilación mecánica no invasiva

Fuga intencional

Volumen tidal

Tubuladura única

## **PARAULAS CLAU**

Ventilació mecànica no invasiva

Fuita intencional

Volum tidal

Tubuladura única

## RESUM

La modalitat més utilitzada en ventilació mecànica no invasiva es la pressió de suport ( $P_s$ ) amb tubuladura única i sistemes de fuita controlada mitjançant una vàlvula espiratòria. En el nostre estudi avaluem la influència que l'increment d'aquestes fuites pot tenir en el càlcul del volum tidal ( $V_T$ ) per part del software dels ventiladors comercials. Els resultats mostren que el software dels ventiladors infravalora el  $V_T$  real que rep el pacient. Aixó pot comportar que, almenys en alguns casos, en la pràctica clínica s'utilitzin valors de  $P_s$  superiors als necessaris quina cosa podria comportar un cert grau d'hiperinsuflació pulmonar.

## **RESUMEN**

La modalidad más utilizada en ventilación mecánica no invasiva es la presión de soporte ( $P_s$ ) con tubuladura única y sistemas de fuga controlada mediante una válvula espiratoria. En el presente estudio evaluamos la influencia que el incremento de estas fugas puede tener sobre el cálculo del volumen tidal ( $V_T$ ) por el software de los ventiladores comerciales. Los resultados muestran que el software de los ventiladores infravalora el  $V_T$  real que recibe el paciente. Esto puede comportar que, al menos en algunos casos, en la práctica clínica se utilicen valores de  $P_s$  superiores a los necesarios y se produzca un cierto grado de hiperinsuflación pulmonar.

**TREBALL DE RECERCA:**

**INFLUENCIA DE LAS FUGAS INTENCIONALES EN LA  
MONITORIZACIÓN DEL VOLUMEN TIDAL EN  
VENTILACIÓN MECÁNICA NO INVASIVA**

**Autora:** Ana Isabel Sogo Sagardía

## ABSTRACT

**Antecedentes:** Los ventiladores empleados para ventilación mecánica no invasiva pueden ir provistos de tubuladura doble o única. En este último caso es necesario una válvula espiratoria que permita aplicar una fuga intencional para evitar la reinhalación de CO<sub>2</sub>.

**Objetivos:** Evaluar el grado de fiabilidad del valor de volumen tidal ( $V_T$ ) obtenido por el software de los ventiladores estudiados utilizados en modo de presión soporte (Ps) y válvula de fuga controlada en tubuladura única.

**Material y métodos:** Se utilizó un simulador de pulmón modelo IngMar Medical ASL 2000 y tres ventiladores: VIVO 50, Puritan Benet 560 y Trilogy conectados al simulador mediante una tubuladura de 2 metros y una válvula de fuga intencional conocida. Se comparó el  $V_T$  monitorizado por el software de cada uno de los ventiladores con el obtenido mediante un sistema externo de adquisición de señales colocando un neumotacógrafo entre la válvula espiratoria y el simulador en diferentes condiciones de fuga incremental.

**Resultados:** Diferencias entre el  $V_T$  medido por el neumotacógrafo y el proporcionado por el ventilador:

- Para el VIVO 50 la infraestimación osciló desde  $-50,95 \pm 19,32$  ml a fuga 0 hasta  $-146,66 \pm 45,22$  ml a fuga 65 l/min.
- Para el PB 560 la infraestimación osciló desde  $-70,67 \pm 49,46$  ml a fuga 0 hasta  $-152,90 \pm 15,54$  ml para fuga 65l/min.
- Para el Trilogy las diferencias oscilaron entre  $15,32 \pm 21,31$  ml de supraestimación a fuga 0 hasta  $-97 \pm 77$  ml a fuga 65 l/min.

**Conclusiones:** Cuanto mayor es el nivel de fuga controlada mayor infraestimación del  $V_T$  medido por el software de los ventiladores. Esto puede comportar en la práctica clínica utilizar niveles de presión de soporte superiores a los necesarios e hiperinsuflar al paciente.

## INTRODUCCIÓN

La ventilación mecánica no invasiva (VMNI) se define como aquella modalidad de ventilación mecánica que no utiliza la intubación orotraqueal o la traqueostomía para ventilar al paciente. Esta técnica ha demostrado ser un tratamiento eficaz tanto en la insuficiencia respiratoria aguda como en la insuficiencia respiratoria crónica (1). El hecho de poder proporcionar un buen soporte ventilatorio a través de respiradores portátiles y de relativamente fácil manejo ha extendido su uso desde las salas de cuidados intensivos hasta las plantas de hospitalización y el propio domicilio del paciente (2). Así, en los últimos 20 años, el número de personas que reciben VMNI nocturna domiciliaria se ha incrementado considerablemente en toda Europa (3). El uso de los primeros respiradores de VMNI se encuentra ya en la literatura médica en el siglo XIX . A principios del siglo XX tiene lugar el desarrollo del llamado "pulmón de acero" de presión negativa. Pero no es hasta mitad del siglo XX con la epidemia de poliomielitis de Copenhague (1952) cuando se empieza a aplicar la ventilación con presión positiva debido al gran número de personas afectadas que desbordó la disponibilidad de ventiladores pulmón de acero. Se realizó un gran esfuerzo para ventilar por presión positiva mediante bolsas de resucitación de anestesia comprimidas manualmente en turnos por personal de enfermería, estudiantes y voluntarios. La mortalidad se redujo en un 30% lo que estimuló el desarrollo de ventiladores de presión positiva accionados eléctricamente (2,4). El otro gran impulso en el uso de la presión positiva se produjo a partir de los años 80 tras la introducción de la presión positiva continua en el vía aérea (CPAP) para el tratamiento de las apneas obstructivas del sueño (5).

En los últimos años han ido mejorando las prestaciones de los respiradores, al mismo tiempo que se han ampliado sus usos, desde pacientes con insuficiencia respiratoria crónica por patología neuromuscular, deformidades de la caja torácica y síndrome de hipoventilación asociado a obesidad (6), hasta pacientes en situación de insuficiencia respiratoria aguda como las agudizaciones de la EPOC (7,8) o el edema agudo de pulmón cardiogénico (9).

En la mayoría de las ocasiones, los parámetros del ventilador son elegidos de forma empírica en función de la patología subyacente, la tolerancia por parte del paciente y los cambios en la gasometría arterial (10,11). Sin embargo, existen casos en los que, a pesar de una selección de parámetros aparentemente correcta, no se obtiene la mejoría deseada, siendo necesaria una monitorización más exhaustiva de las interacciones entre el paciente y el ventilador. Atendiendo a esta demanda y gracias al desarrollo tecnológico de los últimos tiempos, algunos ventiladores incorporan *software* comerciales que permiten obtener información continua respiración a respiración de variables como curvas de presión y flujo-tiempo, al mismo tiempo que permiten

la descarga de los datos almacenados en la memoria interna del ventilador para su posterior análisis.

Esta información, potencialmente, podría ayudar de manera notable a mejorar el ajuste del tratamiento ventilatorio y la adaptación del ventilador al paciente. Sin embargo, a pesar de que estos avances suponen *a priori* una ventaja, es necesaria una validación más exhaustiva de los datos de monitorización ofrecida por estos *software* (12), dado que tanto la modalidad de ventilación (de presión o volumen), la interfase y el tipo de tubuladura pueden ser susceptibles de afectar a la morfología básica de las gráficas de flujo-tiempo y presión-tiempo (13). Paralelamente, dado que el volumen tidal o volumen corriente se obtiene a partir de la integración de la onda de flujo, las alteraciones derivadas de la interfase que afecten a la onda de flujo-tiempo podrían, hipotéticamente, afectar también al cálculo de dicho volumen tidal.

Clásicamente, los ventiladores empleados para ventilación mecánica invasiva (VMI) en el ámbito de Unidades de Cuidados Intensivos (UCI) y Anestesiología, van provistos de doble tubuladura, una rama para el flujo de aire inspirado (del ventilador al paciente) y una segunda para el flujo espirado (del paciente a la atmósfera). Por su parte, en VMNI pueden ir provistos también de doble tubuladura pero lo más frecuente es que, con fines de simplificación de montaje, utilicen una única tubuladura. En este último caso, es necesario que el circuito incorpore una válvula espiratoria que permita la eliminación del aire espirado y evite la reinhalación. Existen dos tipos de válvula espiratoria, los que utilizan una válvula neumática insertada en la tubuladura que se ocluye durante la inspiración y se abre durante la espiración para facilitar la salida del aire exhalado y la de fuga intencional que consiste en un orificio calibrado que junto con la aplicación de una presión positiva espiratoria final (PEEP) permite el lavado de gas alveolar durante la fase espiratoria del ciclo respiratorio (13). Las válvulas de fuga intencional pueden estar situadas en la tubuladura o incorporadas directamente a la interfase del paciente (máscara nasal, nasobucal).

De cara a la monitorización, en los ventiladores que usan doble tubuladura, la interpretación de la onda de flujo-tiempo (y por tanto, la de volumen-tiempo) no representa mayor problema, dado que suelen incorporar dos neumotacógrafos, uno en la rama inspiratoria y otro en la espiratoria. El principal problema de la presentación de la onda de flujo aparece cuando se emplean ventiladores de rama única con sistemas espiratorios incorporados bien a la propia tubuladura, bien en la misma interfase. En este contexto, dispondremos únicamente de un neumotacógrafo, situado en el propio ventilador, pero en el trayecto del aire desde el neumotacógrafo al paciente y a la inversa, se producen una serie de hechos fisiológicos que distorsionan la onda de flujo en su morfología nativa y obligan a emplear una serie de algoritmos para reproducir lo que sucede en la vía aérea del paciente.

De cara a la monitorización, en los ventiladores que usan tubuladura única, como hemos dicho anteriormente existen dos posibilidades. Por un lado los sistemas de válvula neumática (oclusión de una válvula durante la inspiración y abertura durante la espiración) y en ausencia de reinhalación, todo el aire exhalado por el paciente sale a través de la válvula, con lo que la información de la fase espiratoria es inexistente. Por ello, todas las asincronías susceptibles de detectarse durante la espiración (esfuerzo ineficaz, ciclo corto, etc) no serán visibles para el clínico. Evidentemente, si precisamos monitorizar la gráfica completa, será necesario colocar un neumotacógrafo entre la válvula y el paciente, que nos proporcione toda la información sobre ambas fases del ciclo. Este problema es prácticamente generalizado en los ventiladores con modo volumétrico y rama única, dado que la insuficiente compensación de fugas obliga a emplear sistemas sin fuga intencional.

Por otro lado existen los sistemas de válvula de fuga intencional y tubuladura única. En dicha modalidad, el principal inconveniente de la onda de flujo-tiempo consiste en que el flujo que circula a través del neumotacógrafo durante la inspiración es la suma del flujo correspondiente al paciente y el flujo que escapa por la válvula de fuga intencional. Por su parte, durante la fase espiratoria sucede lo contrario: el flujo que llega al neumotacógrafo es el exhalado por el paciente menos el que escapa por la válvula. La conclusión es clara: en la onda nativa, sin corregir, el flujo y volumen inspiratorio están sobreestimados, mientras que el flujo y volumen en espiración están infraestimados. Es preciso incorporar un algoritmo matemático a la onda de flujo que discrimine el flujo que escapa por la válvula del que va al paciente (en un sistema ideal con ausencia de fugas no intencionales). Errores en dichos algoritmos pueden traducirse en errores sistemáticos en el cálculo del volumen corriente o volumen tidal.

Además de lo expuesto en el párrafo anterior, debe incorporarse una segunda corrección al cálculo del volumen corriente o volumen tidal ( $V_T$ ), que es administrado por el ventilador en condiciones de presión, humedad y temperatura ambientales (ATPD -ambient temperature and dry gas conditions-). Dicho gas, al entrar en el sistema respiratorio del individuo, sufre un incremento del 10 % de su volumen aproximadamente, al pasar a condiciones de temperatura, humedad y presión del organismo (BTPS -body temperature and pressure and saturated with water vapour-). Por tanto, la situación ideal es que los propios ventiladores (no todos lo realizan) efectúen la transformación de condiciones ATPD medidas en los neumotacógrafos a condiciones BTPS.

## **HIPÓTESIS**

En modalidad de presión soporte, los *software* de los ventiladores comerciales estudiados presentan el siguiente error sistemático: a mayor grado de fuga intencional a través de la válvula espiratoria, menor precisión en el cálculo de volumen tidal.

## **OBJETIVOS**

### **Objetivo principal**

1.- Comparar en modalidad de presión soporte el volumen tidal ( $V_T$ ) monitorizado por el *software* de 3 ventiladores con el obtenido mediante un sistema externo de adquisición de señales conectado a un simulador de pulmón.

### **Objetivos secundarios**

1.- Estudiar si, además del nivel de fuga, existen diferencias atribuibles a la mecánica pulmonar (patrón normal, obstructivo y restrictivo) y/o al nivel de presión de soporte en la precisión del  $V_T$  monitorizado por los ventiladores.

2- Comprobar si el volumen tidal ( $V_T$ ) proporcionado por los ventiladores se mantiene constante a igualdad de presión de soporte y condiciones de mecánica pulmonar a niveles incrementales de fuga intencional.

## **MATERIAL Y MÉTODOS:**

El experimento se realizó en el Laboratorio de Ventilación Mecánica Experimental del Servicio de Neumología del Hospital Universitario Parc Taulí de Sabadell (Barcelona).

### **Material y diseño del estudio**

Se utilizó un simulador de pulmón Modelo IngMar Medical ASL 2000, que permite programar inspiración activa a diferentes grados de duración e intensidad del esfuerzo inspiratorio, además de poder modificar las condiciones de mecánica pulmonar mediante cambios en la compliance y resistencia del sistema. Como sistema de adquisición de señales, se utilizó un polígrafo de señales (Powerlab 16SP, ADInstruments Sydney Australia) equipado con transductor de presión (modelo 1050.1) y neumotacógrafo modelo S300, conectado a un ordenador personal provisto del software Chart 5.0 para Windows, que permite una frecuencia de muestreo de señal de 200 Hz. Ambos sensores se colocaron entre la válvula de fuga intencional y el simulador (figura 1), a fin de simular lo que sucede a la entrada del sistema respiratorio del paciente. Se utilizó además una válvula de abertura variable conectada a un segundo neumotacógrafo para monitorizar la fuga intencional. En la figura 1 se muestra el esquema de diseño del experimento.

Se analizaron los ventiladores comerciales Puritan Bennet 560 (Covidien, Dublin, Ireland), VIVO 50 (BREAS, Mölnlycke Sweden) y Trilogy (Respironics, Murrysville, USA).

### **Protocolo**

#### **A. Calibración**

Antes de cada sesión, se procedió a calibración del neumotacógrafo, siguiendo las instrucciones del fabricante, mediante una jeringa de 3 litros y del transductor de presión mediante una columna de agua.

#### **B. Metodología**

Una vez completado el proceso de calibración, se conectaba el ventilador a analizar al simulador mediante una tubuladura estándar de 2 metros. La válvula de fuga intencional se interpuso entre la tubuladura y el simulador de pulmón para reproducir diferentes niveles de fuga conocida, monitorizados mediante el segundo neumotacógrafo. Los gráficos almacenados en los software de los propios ventiladores se descargaron después de cada sesión en un ordenador personal con el soporte de los programas provistos por los fabricantes y se compararon

mediante lectura manual con los obtenidos a partir del neumotacógrafo y transductor de presión ciclo a ciclo.

Parámetros empleados en el estudio:

a) Nivel de fuga:

Cada ventilador fue analizado con 5 niveles de fuga diferente calibrada con CPAP de 20 cm de H<sub>2</sub>O :

- **0** (sin fuga)
- **1** (fuga de 35 L/min a presión –CPAP- de 20 cm H<sub>2</sub>O)
- **2** (fuga de 45 L/min)
- **3** (fuga de 55 L/min)
- **4** (fuga de 65 L/min).

Utilizamos una presión positiva de 20 cm de H<sub>2</sub>O para la calibración porque a mayor presión empleada obtenemos una mayor discriminación de los diferentes niveles de fuga.

b) Mecánica pulmonar

Para cada ventilador y cada nivel de fuga se establecieron tres condiciones distintas de mecánica pulmonar:

- Patrón ventilatorio normal (compliance de 30 ml/cm H<sub>2</sub>O y resistencia de 15 cmH<sub>2</sub>O/L/s).
- Patrón obstructivo (compliance de 30 ml/cm H<sub>2</sub>O y resistencia de 50 cmH<sub>2</sub>O/L/s).
- Patrón restrictivo (compliance de 20 ml/cm H<sub>2</sub>O y resistencia de 15 cmH<sub>2</sub>O/L/s).

c) Parámetros del ventilador:

- Para cada nivel de fuga y cada patrón ventilatorio se usaron 3 niveles de presión soporte:

- 5cm de H<sub>2</sub>O (IPAP 10 EPAP 5)
- 10 cm de H<sub>2</sub>O (IPAP 15 EPAP 5)
- 15 cm de H<sub>2</sub>O (IPAP 20 EPAP 5)

- El tiempo de presurización (rise time) programado fue intermedio (alrededor de 250 mseg).

- El criterio de ciclado del 30% de flujo máximo.

- La frecuencia respiratoria espontánea fue programada en el simulador pulmonar a 10 respiraciones /min, con un nivel de esfuerzo del 50 % del máximo permitido por el simulador.

Para evitar el efecto de la falta de compensación de las fugas en los primeros ciclos ventilatorios inmediatos a los cambios de parámetros, se mantuvo cada condición durante 2 minutos, analizándose las últimas 10 respiraciones (segundo minuto) respiración a respiración.

### C. Comparación de volumen tidal ciclo a ciclo

El volumen tidal se comparó respiración a respiración tomando el mayor valor de la curva de volumen-tiempo tanto en el registro del *software* comercial como en el registro obtenido a partir de la señal del neumotacógrafo propio externo. La curva volumen-tiempo en el sistema de adquisición de señal externa se obtuvo mediante la integración de la curva de flujo-tiempo reiniciando en cada ciclo la integral cuando el valor de flujo corta el punto cero. En el caso del *software* correspondiente al ventilador Trilogy (Direct view) se tomó como valor de referencia el valor proporcionado en pantalla por el mencionado software, que no ofrece presentación de curva volumen-tiempo sino lectura puntual respiración a respiración.

Transformación a condiciones BTPS: El volumen tidal obtenido mediante el neumotacógrafo se transformó a condiciones BTPS (14) mediante la aplicación de la siguiente fórmula:

Volumen BTPS = volumen ATPD (presión barométrica – presión de vapor de agua/ presión barométrica – 47) x 310/273 + temperatura en °C)

donde 47 es la presión de vapor de H<sub>2</sub>O a 37°, 273 es la temperatura en escala de grados Kelvin correspondiente a 0° en escala centígrada y 310 es el valor en grados Kelvin a temperatura corporal. Teniendo en cuenta que la temperatura ambiente a la que se realizó el estudio fue de 20° y la presión de vapor de H<sub>2</sub>O a esa temperatura es de 17.5, sustituyendo los valores la conversión de ATPD a BTPS incrementa el volumen tidal una media de 10.2% (14).

Criterios de exclusión de mediciones: Se desestimaron los valores en aquellas circunstancias en las que aparecía autotrigger inducido por la fuga excesiva del circuito, indicándose así en los resultados.

### **Análisis estadístico**

Los valores medios para cada condición experimental se expresaron mediante la media ± desviación estándar. Se calculó la diferencia entre los valores medidos a fuga 0 (basales) medidos por el ventilador y por el sistema de adquisición de señal. Se estudió dicha diferencia mediante el coeficiente de correlación de Pearson, la media de las diferencias y el análisis de concordancia de Bland y Altman. Se compararon los valores de V<sub>T</sub> medidos mediante ambos sistemas para cada condición del ventilador mediante el test de ANOVA y para establecer las diferencias entre grupos (condiciones) se aplicó la corrección post hoc de Bonferroni. Finalmente, para cada ventilador, se efectuó un análisis de regresión lineal multivariante para

determinar los parámetros que influenciaron las diferencias entre el volumen proporcionado por el ventilador y el medido externamente, incluyendo en el modelo las tres variables que se han modificado en las condiciones experimentales (nivel de fuga, mecánica pulmonar y nivel de presión de soporte). El nivel de significación se estableció para  $p < 0,05$ .

El análisis estadístico se realizó mediante el programa informático SPSS, versión 19, para Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

## RESULTADOS

Se analizaron los valores de  $V_T$  medidos mediante neumotacógrafo y ventilador en todas las condiciones especificadas en el apartado anterior, excepto en la condición restrictiva y fuga de 65 l/min en el ventilador PB560, por presentar autotrigger. Así pues, en total, se analizaron un total de 1320 ciclos (450 para los ventiladores VIVO 50 y Trilogy y 420 para el Puritan Bennet 560).

### **Comparación de la medida del $V_T$ medido por el neumotacógrafo y el proporcionado por el ventilador (diferencias basales)**

- Para el VIVO 50, en ausencia de fuga, la correlación entre el  $V_T$  medido por el neumotacógrafo, comparado con el ofrecido por el software fue de 0,985 ( $p < 0,001$ ), pero el ventilador infraestimó en un valor medio de  $-50,95 \pm 19,32$  ml (95 % CI:  $-46,9$ ;  $-55,2$ ) la lectura de  $V_T$  ofrecida por el neumotacógrafo ( $-6,45\% \pm 2,41\%$  del total del  $V_T$  medido por el neumotacógrafo).
- El PB 560, en ausencia de fuga mostró una correlación de 0.712 ( $p < 0,001$ ) y una infraestimación media de  $-70,57 \pm 49,46$  ml (IC 95 % de  $-70,31$ ;  $-91,03$  ml, que corresponde a  $-10,88 \pm 6,33$  % del  $V_T$  medido por el neumotacógrafo).
- El Trilogy, en ausencia de fuga, mostró un coeficiente de correlación de 0.992 ( $p < 0,001$ ), una supraestimación media de  $15,32 \pm 21,31$  ml (IC 95 %  $10,85$ - $19,78$  ml) que corresponde a  $2,55 \pm 3,8$  % del  $V_T$  medido por el neumotacógrafo.

Las diferencias medias fueron significativas ( $p < 0,001$ ) entre los tres ventiladores mediante ANOVA. La figura 2 muestra el análisis de Bland y Altman para los tres ventiladores en función del  $V_T$  medido, comprobándose que no existe una tendencia clara a supra o infraestimación en función de la magnitud del  $V_T$  (los valores más elevados de  $V_T$  corresponderían al valor de  $P_s$  de 15 cm H<sub>2</sub>O, mientras que los más bajos corresponderían a  $P_s$  de 5).

### **Comparación del $V_T$ medido a partir del software del ventilador con el obtenido a partir del neumotacógrafo a valores de fuga controlada incremental**

- Ventilador VIVO 50: se detectó una diferencia significativa ( $p < 0,001$ ) entre los valores medios de las diferencias para cada valor de fuga, que oscilaron entre los  $-50,95 \pm 19,32$  ml de infraestimación a fuga 0 a  $-146,66 \pm 45,22$  ml para la diferencia media a fuga 65 l/min. Porcentualmente, la infraestimación fue asimismo incrementándose desde un  $-6,45\% \pm 2,41\%$  a fuga 0 hasta  $-18,39 \pm 3,13$  % a valores de fuga 65 l/min. En la comparación inter-grupos

para cada nivel de fuga , tanto en ml como en valor porcentual, todas las diferencias fueron asimismo significativas ( $p < 0,05$ ).

- Ventilador PB 560: Se detectó una diferencia significativa ( $p < 0,001$ ) entre los valores medios de las diferencias para cada valor de fuga, que oscilaron entre los  $-70,67 \pm 49,46$  ml de infraestimación a fuga 35 hasta  $-152,90 \pm 15,54$  ml para la diferencia media a fuga 65 l/min. Porcentualmente, la infraestimación osciló entre  $-8,51 \pm 10,63$  % a fuga 35 l/min hasta  $-21,53 \pm 3,03$  a fuga 65 l/min. En la comparación inter-grupos para cada nivel de fuga se objetivaron diferencias ( $p < 0,05$ ) entre todos los grupos, tanto en valor absoluto en ml como porcentual, a excepción del grupo fuga 0 comparado con fuga 35 l/min y los grupos de fuga 55 a 65 l/min..

- Ventilador Trilogy: se detectó una diferencia significativa ( $p < 0,001$ ) entre los valores medios de las diferencias para cada valor de fuga, que oscilaron entre los  $15,32 \pm 21,31$  ml de supraestimación a fuga 0 y una infraestimación.  $-97 \pm 77$  ml a fuga 65 l/min. ( $-16,60 \pm 10,02$  % del  $V_T$ ). En la comparación inter-grupos para cada nivel de fuga se objetivaron diferencias ( $p < 0,05$ ) entre todos los grupos a excepción del grupo de fuga 35 con fugas 45 y 55 en valores absolutos y 35 con 45 en porcentual.

Las figuras 3 A y 3B muestran las diferencias en valores absolutos y porcentuales para cada ventilador y cada nivel de fuga incremental. Si se analizan los ventiladores a igualdad de fuga, para el valor 35 lx', la infraestimación porcentual con el ventilador VIVO 50 ( $11,51 \pm 1,81$  %) es significativamente superior si se compara con los otros dos ( $p < 0,01$  ANOVA test), para los valores 45 y 55 lx', las diferencias se establecen entre el Trilogy y los dos restantes (menor infraestimación del Trilogy) mientras que a máxima fuga, las diferencias se detectaron entre el ventilador PB560 y los dos restantes.

### **Análisis multivariante de la diferencia en el $V_T$**

En este aspecto, también se ha podido observar un diferente comportamiento de un ventilador a otro.

- En el VIVO 50 la infraestimación en valores absolutos depende principalmente del nivel de la fuga de la válvula (coeficiente  $B = -22.12$  ml  $\pm$  0,75 para cada nivel de fuga,  $p < 0.001$ ) pero también, aunque en menor medida, del nivel de  $P_s$  ( $-4,68 \pm 0,62$ ,  $p < 0.001$  para cada incremento de 5 cmH<sub>2</sub>O en el nivel de  $P_s$ ). Sin embargo, no se ve modificada por patrón ventilatorio (figura 4 A). Si se emplea la diferencia porcentual, el modelo no sufre variaciones significativas ( $-2,78 \pm 0,72$  % para cada nivel de fuga y  $-0,143$  % para cada 5 cm de incremento de la  $P_s$ ,  $p < 0,001$  en ambos casos).

- En el caso del PB 560 las diferencias en valores absolutos dependieron asimismo del nivel de fuga ( $-23.55 \pm 2.1$  ml para cada nivel de fuga) y del patrón programado ( $12.96 \pm 3.56$  ml). Así,

se detectaron diferencias significativas para el patrón restrictivo para fuga 35 l/min ( $p < 0,001$ ) y 55 l/min ( $p < 0,001$ ). Se representa gráficamente en la figura 4B. Como en el caso anterior, si se emplea la diferencia porcentual, el modelo no sufre modificaciones significativas.

- Para el ventilador Trilogy, la infraestimación dependió del nivel de fuga de la válvula ( $-21,72 \pm 1,55$  ml para cada nivel de fuga,  $p < 0,001$ ) y del nivel de  $P_s$  ( $-4,22 \pm 0,539$ ,  $p < 0,001$ ). En el modelo que incluye los tres patrones, dicha variable no alcanzó significación estadística. Sin embargo, si se analizan únicamente los patrones obstructivo y restrictivo, dicha variable alcanzó significación estadística ( $-42,59 \pm 5,52$  ml,  $p < 0,001$ ). Gráficamente, puede observarse en la figura 4C la infraestimación del patrón obstructivo comparado con los otros dos patrones.

### **Valores de $V_T$ medio a niveles de fuga creciente**

Se monitorizó el  $V_T$  con valores de fuga controlada crecientes (fuga 0, 35, 45, 55 y 65 litros/minuto a una presión de 20cm de H<sub>2</sub>O) mediante neumotacógrafo y transformados en condiciones BTPS. En los ventiladores VIVO 50 y Trilogy no se observaron diferencias significativas en el volumen tidal en los diferentes niveles de fuga. En el Puritan Bennet 560 se detectaron diferencias significativas para el nivel de fuga de 55l/min comparado con el de los otros niveles de fuga (Figura 5). Al contrario de lo que cabría esperar, el  $V_T$  fue significativamente superior a este nivel de fuga. No se detectaron diferencias significativas en lo que respecta al modelo de mecánica pulmonar empleado (normal, restrictivo, obstructivo).

## DISCUSIÓN

La revisión de la literatura muestra que existe una ausencia llamativa de estudios que evalúen la fiabilidad de los parámetros ventilatorios de los diferentes ventiladores utilizados en la práctica médica habitual. Así, en los últimos años han aparecido algunos trabajos, tanto en el ámbito de la VMNI como de la VMI acerca del funcionamiento de los ventiladores, enfocado en diversos temas como la función del trigger, presurización en presión soporte e interacciones paciente-ventilador. También la influencia de las fugas intencionales en la eficacia de la ventilación ha sido objeto de análisis. Borel et al (16) estudiaron el impacto de la variabilidad de la fuga intencional de varias mascarillas comerciales en el funcionamiento y calidad de la ventilación. Para ello utilizaron siete interfases que conectaron a cuatro ventiladores (VPAP III ST, BIPAP Harmony, SmartAir ST y GoodKnight 425 ST bilevel) y adaptaron a un maniquí conectado a un pulmón artificial. Se realizó en modalidad presión control con un tiempo inspiratorio de 1 segundo y frecuencia respiratoria de 15 respiraciones por minuto, una IPAP de 14 y EPAP de 4 y en las tres condiciones de patrón ventilatorio (normal, obstructivo y restrictivo). Los niveles de fuga de las diferentes mascarillas oscilaron entre 30 y 45 l/min. Se observó que el nivel de fuga no alteró la función de trigger inspiratorio pero se observó una disminución de la capacidad para alcanzar y mantener la IPAP programada en todos los ventiladores a medida que aumentaba el nivel de fuga así como reducción máxima en el volumen tidal administrado de 48 ml fundamentalmente cuando el nivel de fugas era superior a 40 l/min.

En otro estudio publicado por Louis et al (17) se analizó el impacto del uso de las mascarillas comerciales recomendadas para cada modelo de ventilador (Ventimotion, VPAP III ST, Synchrony 2 y VIVO 40) comparándolo con el efecto de utilizar mascarillas alternativas con menor o mayor grado de fuga. El estudio se realizó también en modalidad presión soporte y valores de la misma de 10, 15 y 20 cm de H<sub>2</sub>O. Se observó inducción de autotrigger a niveles altos de fuga y paralelamente un aumento de la sensibilidad del trigger inspiratorio. Por el contrario, con la utilización de mascarilla con menor fuga, se detectó un retraso del trigger inspiratorio y posibilidad de rebreathing. El estudio concluyó que el uso de mascarillas con diferente fuga intencional requiere un ajuste de la sensibilidad del trigger, nivel de presurización y comprobación de ausencia de rebreathing.

Sin embargo, como se dijo anteriormente, son pocos los estudios que comparan los datos monitorizados por los ventiladores con los obtenidos por un sistema de captura externa de señal. Recientemente Lyazidi et al (18) publicaron un estudio que comparaba el volumen tidal programado con el volumen tidal real en 9 ventiladores de UCI equipados con algoritmos de

compensación (ya que parte del volumen entregado es comprimido en el circuito) en ventiladores de doble rama, en modalidad volumen control y teniendo en cuenta las condiciones de temperatura y humedad que no se tuvieron en cuenta, sin embargo, en otros trabajos (19). En este estudio, Lyadizi et al (18) comprobaron la existencia de diferencias clínicamente significativas entre ambos valores y que difería de unos ventiladores a otros, en algunos casos el error llegó a ser del 17%, similar al constatado en nuestro estudio.

Los hallazgos más importantes de nuestro estudio serían que, en un modelo de simulador de pulmón, existen diferencias significativas en la precisión con que tres de los ventiladores utilizados en ventilación domiciliaria y hospitalaria estiman el  $V_T$  proporcionado a los pacientes, cuando se utiliza un sistema de tubuladura única y fuga intencional. Curiosamente, dichas diferencias se ponen de manifiesto ya en situación de ausencia de fuga, pero la adición de fuga en valores progresivamente crecientes hasta 65 l/m a presión de 20 cm H<sub>2</sub>O (valor que por otra parte puede ser habitual en algunas de las interfases nasobucales existentes en el mercado) provoca un marcado efecto de infraestimación del  $V_T$  real que puede superar valores del 20 % en algunos de los ventiladores estudiados.

Existen sin embargo ciertas diferencias de comportamiento en la estimación del  $V_T$  entre los mencionados ventiladores que merecen remarcar. Así, el modelo Trilogy parece que ofrece menor infraestimación que los otros dos a igualdad de nivel de fuga. Este hecho puede interpretarse de tres formas distintas: a) en primer lugar, podría significar que este respirador es más fiable que los otros dos; b) en segundo lugar, esta menor infraestimación del  $V_T$ , se advierte que la comparación del  $V_T$  sin presencia de fuga presenta una discreta sobreestimación, frente a la infraestimación de los otros dos ventiladores estudiados. Así, se podría explicar que aunque la pendiente de caída de las diferencias porcentuales (ver figuras 3A y 3B) ante valores crecientes de fuga fuera similar, los valores de dicha infraestimación fueran menores; c) La tercera hipótesis tendría relación con la forma de estimación del  $V_T$ . Así, mientras el PB 560 y el VIVO 50 monitorizan  $V_T$  inspirado, el Trilogy ofrece lectura del  $V_T$  espirado mediante la integración de la parte negativa de la onda de flujo. A priori, esto se podría traducirse en una menor variabilidad ante la presencia de fugas que afectaran a todo el ciclo ventilatorio (inspiratorio y espiratorio), dado que la magnitud de las fugas es siempre superior durante la fase inspiratoria, pero también podría representar una infraestimación significativa de aquellos ciclos en los que la espiración está retardada o ser incompleta (pacientes con obstrucción al flujo aéreo, por ejemplo). Este fenómeno podría explicar también la mayor infraestimación que se produce en el modelo obstructivo para el ventilador Trilogy en nuestro estudio.

Para intentar justificar los hallazgos de nuestro estudio, es necesario un análisis de la lectura que ofrece la onda nativa de flujo que monitoriza el neumotacógrafo incorporado al ventilador y las modificaciones necesarias que puedan ofrecer una lectura aproximada de lo que sucede a la entrada del sistema respiratorio del individuo en los sistemas de tubuladura única y fuga intencional, tal y como se explicaba en la introducción. La ecuación a aplicar sería la siguiente:

Ecuación 1:

$$V_{pn} = V_{pac} + V_{ve}$$

Donde  $V_{pn}$  sería el flujo que circularía por el neumotacógrafo del ventilador,  $V_{pac}$  el destinado al paciente y  $V_{ve}$  el de la válvula espiratoria. Este segundo término tiene un comportamiento lineal, es decir, a mayor presión, mayor fuga por la válvula, y la información disponible para conocer en cada momento dicha fuga puede obtenerse en las especificaciones técnicas del fabricante. Todas las válvulas funcionan siguiendo un modelo prácticamente lineal en el rango de presiones entre 4 y 20 cmH<sub>2</sub>O que es el utilizado en el presente estudio (15). Es decir, que la fuga por la válvula puede estimarse como una función lineal de la presión (normalmente como la presión multiplicado por un factor a más una constante b), con lo que la ecuación 1 quedaría como sigue:

Ecuación 2:

$$V_{pn} = V_{pac} + (aP + b)$$

Ahora bien, de la misma manera que el neumotacógrafo monitoriza el flujo a la salida del ventilador, lo mismo sucede con el parámetro de la presión (al menos, en los tres ventiladores estudiados). Las características de resistencia de la tubuladura empleada provocan una pérdida de presión a través del sistema (en nuestro caso, una tubuladura estándar de 2 metros). Dicha diferencia de presión también es mayor cuanto mayor es la fuga, dado que el flujo que pasa por el neumotacógrafo aumenta para intentar compensar dicha fuga (ley de Poiseuille  $R = \Delta P / Q$ ). Por tanto, a mayor fuga, se observa un cambio en la morfología de la onda de presión entre la que monitoriza el sistema a la salida del ventilador y a la entrada del paciente. Este cambio consiste en una mayor verticalización de la pendiente inicial de la onda de presión cuanto más cerca de la salida del ventilador se registre la presión. Inversamente, la onda estará tanto más amortiguada cuanto más lejos de la salida del ventilador se registre. Como consecuencia de este fenómeno, y, al ser el valor de fuga dependiente de la presión, si se

toma como base para calcular dicha fuga la onda de presión que registra el ventilador, se estará sobreestimando dicha pérdida por la válvula y, secundariamente, infraestimando el  $V_T$  según lo expuesto en las ecuaciones 1 y 2. La figura 6 ilustra la diferencia mencionada entre la gráfica de presión registrada simultáneamente a la entrada (inmediatamente después del ventilador) y al final de una tubuladura estándar de 2 metros y a una fuga de 45 l/min a presión de 20cmH<sub>2</sub>O.

Los resultados del presente trabajo tienen implicaciones relevantes para la práctica clínica. Si tenemos en cuenta que existen diferencias hasta de un 20 % en la fuga controlada entre las diferentes interfases del mercado, significa que aún con una mascarilla perfectamente ajustada, la estimación de  $V_T$  proporcionada por el ventilador será más errónea con la máscara nasobucal, que tiene una mayor fuga intencional a fin de lavar el mayor espacio muerto instrumental comparado con el de una máscara nasal. Si a ello añadimos la posibilidad de fugas adicionales por mal ajuste de la interfase, el  $V_T$  medido por el ventilador y el real podrían ser, hipotéticamente, completamente diferentes. Desde un punto de vista práctico sin embargo, esto tiene menor implicación de lo esperado pues como hemos visto los diferentes respiradores son capaces de compensar las fugas al incrementarse las presiones en el circuito. De todos modos, la infraestimación sistemática del  $V_T$  puede inducir al clínico a incrementar la presión de soporte sin necesidad real lo cual puede comportar hiperinsuflación pulmonar del paciente.

El estudio presenta, sin embargo, algunas limitaciones. En primer lugar, se han estudiado únicamente tres ventiladores, puesto que no existen en el mercado muchos modelos que permitan descargar los datos almacenados en memoria. En segundo lugar, en determinadas situaciones, como la presencia de fugas altas y patrón restrictivo, la presencia de autotrigger imposibilitó un análisis fiable respiración a respiración del  $V_T$  con alguno de los ventiladores. Por último, presenta las limitaciones de tratarse de un estudio *in vitro*. Es necesario corroborar si los datos obtenidos son extrapolables a un modelo *in vivo*.

## **CONCLUSIONES:**

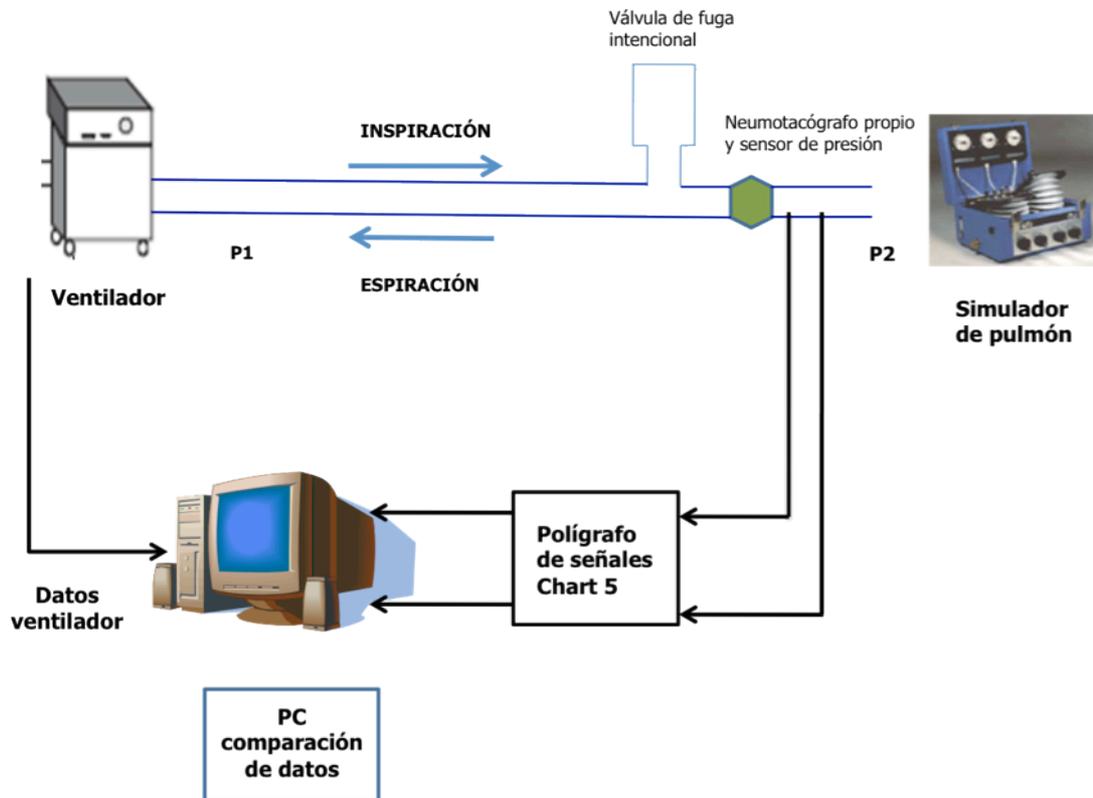
1. En un modelo experimental de simulación de ventilación no invasiva, la presencia de fuga intencional a niveles progresivamente crecientes durante todo el ciclo ventilatorio se correlaciona con una infraestimación progresiva del  $V_T$  medido por los software comerciales incorporados a los ventiladores. A valores de fuga de 65 litros/min y presión de 20 cm de  $H_2O$ , esta infraestimación puede llegar en determinados modelos a superar el 20 % del valor real del  $V_T$ .
2. Esta infraestimación parece indiferente de la mecánica pulmonar programada en el simulador, salvo en el caso de que el  $V_T$  monitorizado sea el espiratorio y la mecánica pulmonar empleada sea la de alta resistencia.
3. El  $V_T$  medido mediante el sistema externo de adquisición de señales no varía de forma significativa a pesar de aumentar los niveles de fuga, lo cual indica una correcta compensación de dichas fugas por parte del ventilador.

## **BIBLIOGRAFÍA**

- 1.- Brochard L. Mechanical ventilation: Invasive versus non invasive. *Eur Respir J suppl* 2003; 47: 31s-7s.
- 2.- De Lucas Ramos P, Jareño Esteban J. En: procedimientos en VMNI: respiradores, vías de acceso y técnicas de la ventilación. Ventilación Mecánica no invasiva. Monografías Neumomadrid. Volumen XI/2007. Ed: Ergon. P.23-44.
- 3.- Lloyd-Owen SJ, Donaldson GC, Ambrosino N et al. Patterns of home mechanical ventilation use in Europe: results from the Eurovent survey *Eur Respir J*. 2005; 25:1025-31.
- 4.- Lassen HC: Preliminary report in the 1952 epidemic of poliomyelitis in Copenhagen. *Lancet* 1953; 1:37-41.
- 5.- Sullivan CE, Issa FG, Berthon-Jones M, Eves L. Reversal of obstructive sleep apnoea by continuous positive airway pressure applied through the nares. *Lancet* 1981; 1: 862-5.
- 6.- Masa JF, Celli BR, Riesco JA, Hernández M, Sánchez De Cos J, Disdier C. The obesity hypoventilation syndrome can be treated with noninvasive mechanical ventilation. *Chest*. 2001; 119:1102-1107.
- 7.- Brochard L, Mancebo J, Wysocki M et al. Noninvasive ventilation for acute exacerbations of chronic obstructive pulmonary disease. *New Engl J Med* 1995, 333. 817-22.
- 8.- Plant PK, Owen JL, Elliot MW. Early use of noninvasive ventilation for acute exacerbations of chronic obstructive pulmonary disease on general respiratory wards: a multicentre randomised controlled trial. *Lancet* 2000; 355:1931-5.
- 9.- Masip J, Roque M, Sánchez B, et al. Noninvasive ventilation in acute cardiogenic pulmonary edema. *JAMA* 2006; 294: 3124-30.
- 10.- Elliott MW. Non invasive ventilation during sleep: time to define new tools in the systematic evaluation of the technique. *Thorax*. 2011; 66: 82-4.
- 11.- Gonzalez-Bermejo J, Perrin C, Janssens JP et al. Proposal for a systematic analysis of polygraphy or polysomnography or identifying and scoring abnormal events occurring during non-invasive ventilation. *Thorax*. 2010 Oct 22. [Epub ahead of print]; doi: 10.136/thx.2010.142653
- 12.- Janssens J-P, Borel J-C, Pépin J-L et al. Nocturnal monitoring of home non-invasive ventilation: the contribution of simple Tools such as pulse oximetry, capnography, built-in ventilator software and autonomic markers of sleep fragmentation. *Thorax*. 2011 May;66: 438-45.

- 13.- Rabec C, Rodenstein DO, Leger P. Ventilator modes and settings during non-invasive ventilation: effects on respiratory events and implications for their identification. *Thorax*. 2011; 66: 170-8.
- 14.- Brown SP, Miller WC, Eason JM. "Ergometry and Calorimetry: the measurement of work and energy" in: *Exercise Physiology: Basis of Human Movement in Health and Disease*. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2006. pp. 98-126. ISBN 0-7817-7730-5.
- 15.[http://www.resmed.com/us/assets/documents/service\\_support/pressure\\_flow\\_rates/1012648\\_pressure-vs-flow\\_usa\\_eng.pdf](http://www.resmed.com/us/assets/documents/service_support/pressure_flow_rates/1012648_pressure-vs-flow_usa_eng.pdf)
- 16.-Jean Christian Borel, AbdelKebir Sabil, Jean-Paul Janssens et al. Intencional Leaks in Industrial Masks have a significant impact on efficacy of bilevel noninvasive ventilation: a bench test study. *Chest* 2009;135; 669-677.
- 17.- B. Louis, K. Leroux, D. Isabey et al. Effect of manufacturer-inserted mask leaks on ventilator performance. *Eur Respir J* 2010; 35: 627-636 DOI: 10.1183/09031936.00188708.
18. - Lyazidi A, Thille AW, Carteaux G, Galia F, Brochard L, Richard JC. Bench test evaluation of volume delivered by modern ICU ventilators during volume-controlled ventilation. *Intensive Care Med*. 2010 ; 36: 2074-80.
19. - Castle RA, Dunne CJ, Mok Q et al. Accuracy of displayed values of tidal volum in the pediatric intensive care unit. *Crit care Med*.2002; 30: 2566-2574.

**Figura 1.** Esquema de diseño del experimento



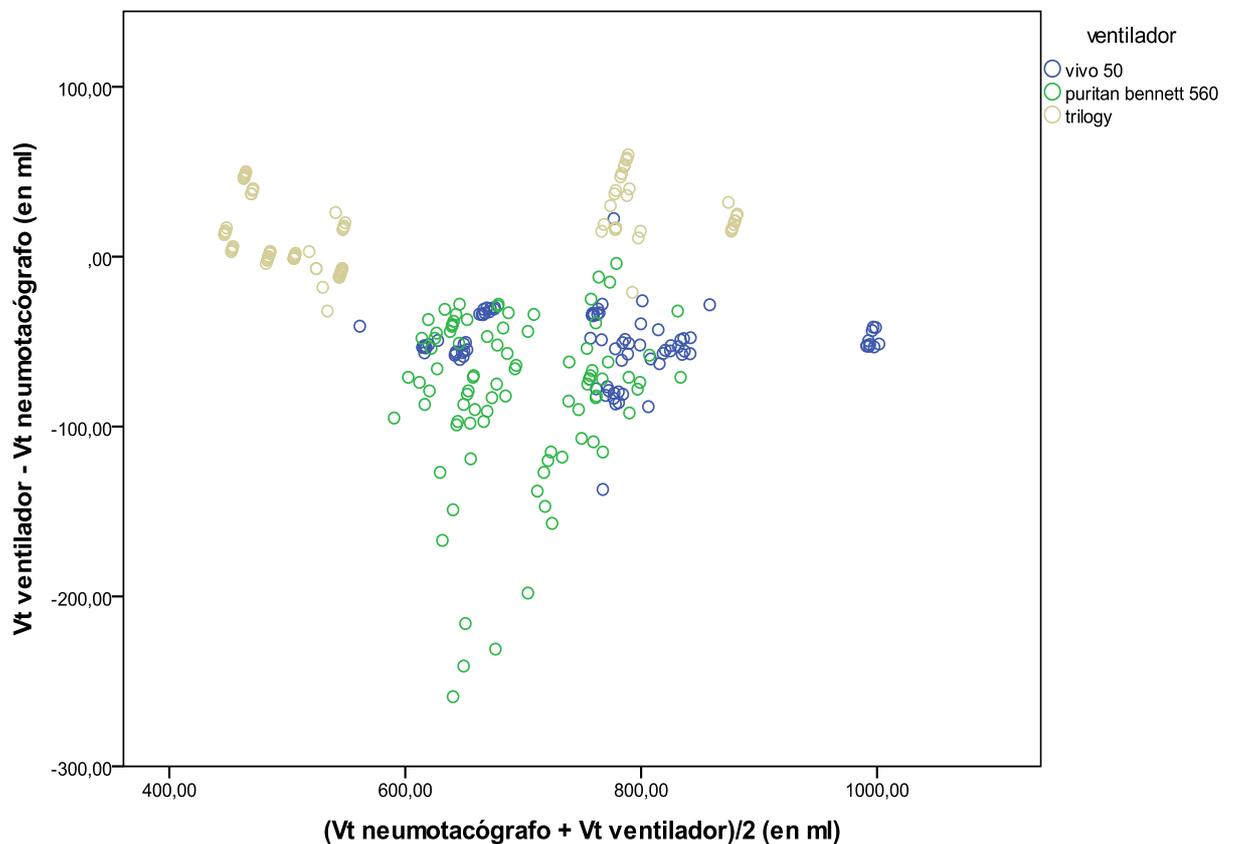
Modelo experimental de simulación de ventilación no invasiva en un sistema sin fugas accidentales y con la presencia de fuga intencional a niveles progresivamente crecientes. El ventilador dispone en su interior de su propio neumotacógrafo y sensor de presión que retroalimentan el microprocesador de dicho ventilador. El funcionamiento de dicho ventilador se debe a la acción de una turbina cuyo movimiento genera un flujo de aire continuo. En inspiración el flujo de aire se dirige del ventilador al simulador. El flujo que llega al simulador en inspiración se obtiene de restar al flujo total que sale del ventilador el que se escapa por la válvula de fuga intencional. En espiración el flujo de aire va en sentido inverso y se dirige del simulador al ventilador. El flujo de aire que llega a ventilador en espiración es la resta del flujo que sale del simulador menos el que se escapa por la válvula.

P1: presión a nivel de la salida inmediata del ventilador

P2: presión al final de la tubuladura

Al ser el valor de fuga dependiente de la presión ( $aP+b$ ), si se toma como base para calcular dicha fuga la onda de presión que registra inmediatamente el ventilador a su salida se estará sobreestimando dicha pérdida por la válvula.

**Figura 2.** Análisis de Bland y Altman para las diferencias basales (fuga 0) entre el  $V_T$  medido por el ventilador menos el medido por el neumotacógrafo.



Como se especifica en el texto, existe una sobreestimación para el Trilogy, mientras que los otros dos ventiladores infraestiman el  $V_T$  real a fuga 0. Esta tendencia no se ve afectada por la magnitud del  $V_T$ . Las diferencias fueron significativas ( $p < 0.001$ ) para la comparación de diferencias medias entre los tres ventiladores mediante ANOVA y comprobación post hoc de Bonferroni.

**Figura 3A y 3B.** Diferencias en valores absolutos y porcentuales para cada ventilador y cada nivel de fuga intencional incremental.

Figura 3 A

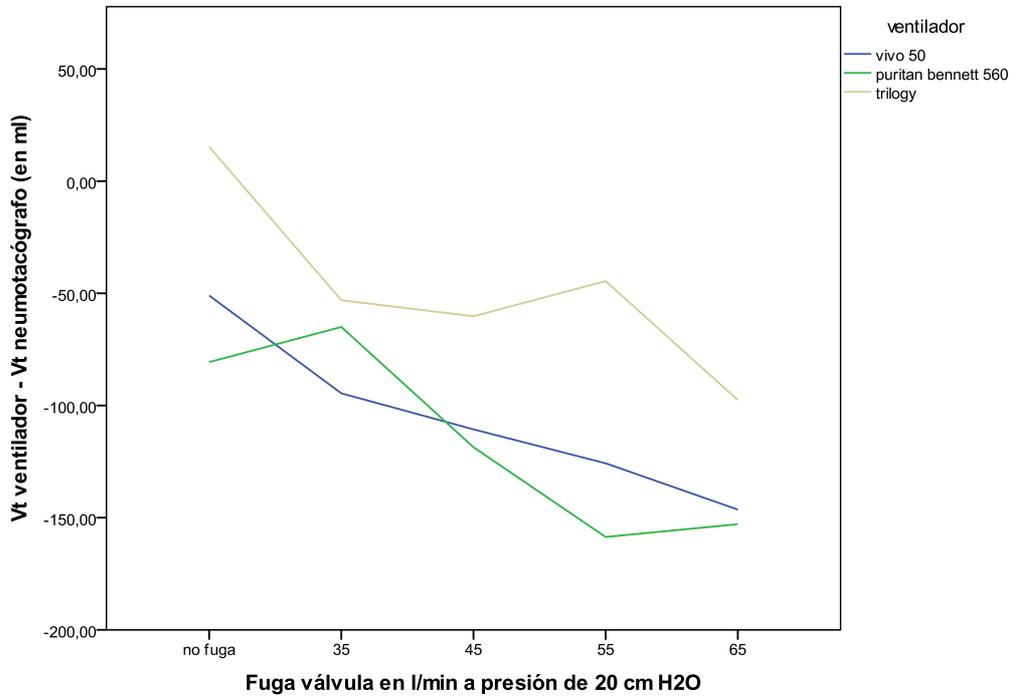
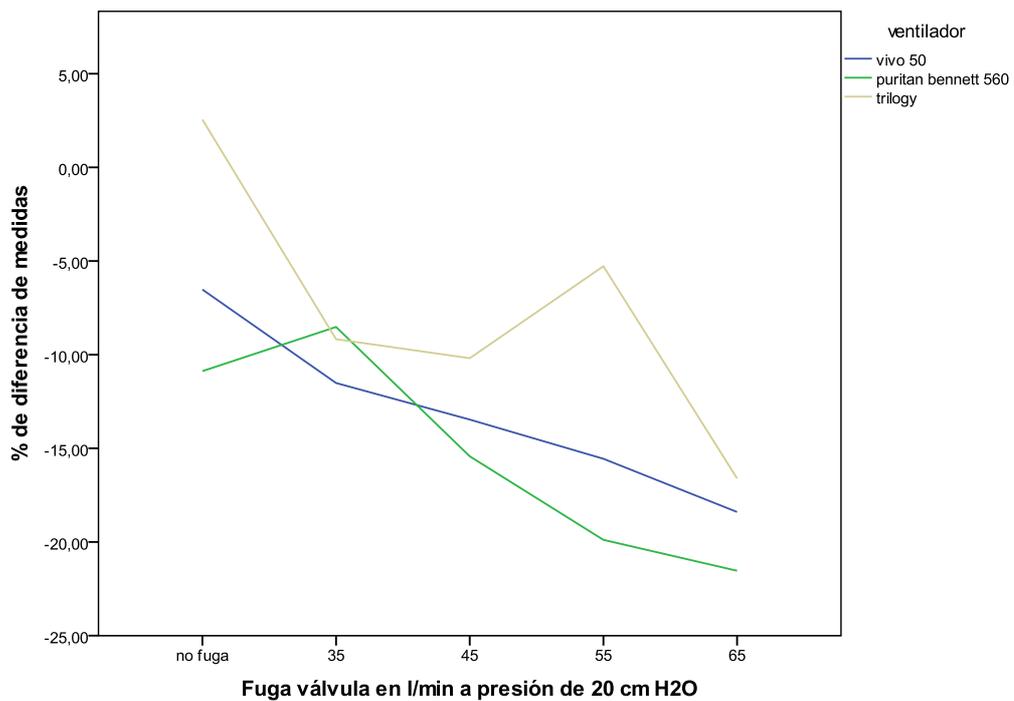


Figura 3 B



**Figuras 4A, 4B y 4C.** Comportamiento de los diferentes ventiladores en función de la mecánica pulmonar seleccionada en el simulador.

Fig 4A: Ventilador VIVO 50

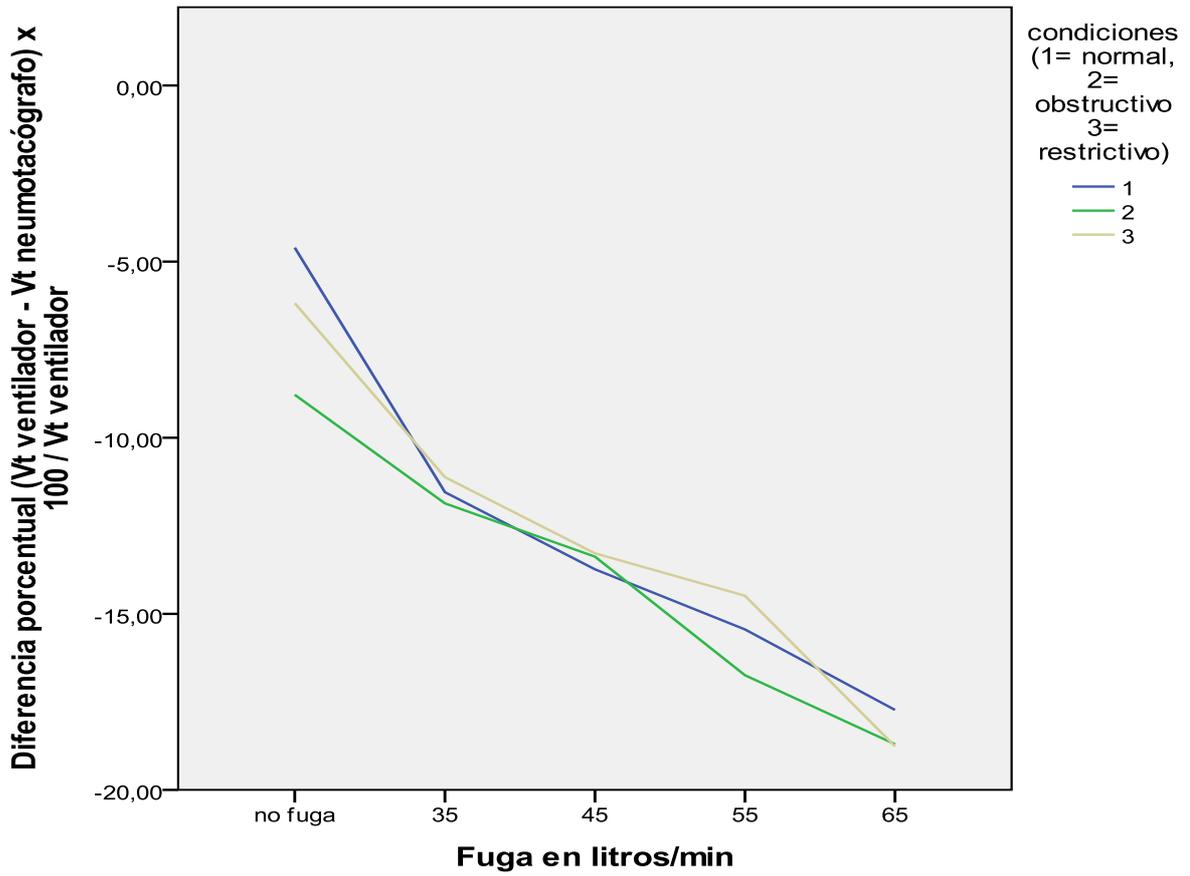


Fig 4B. Ventilador PB 560

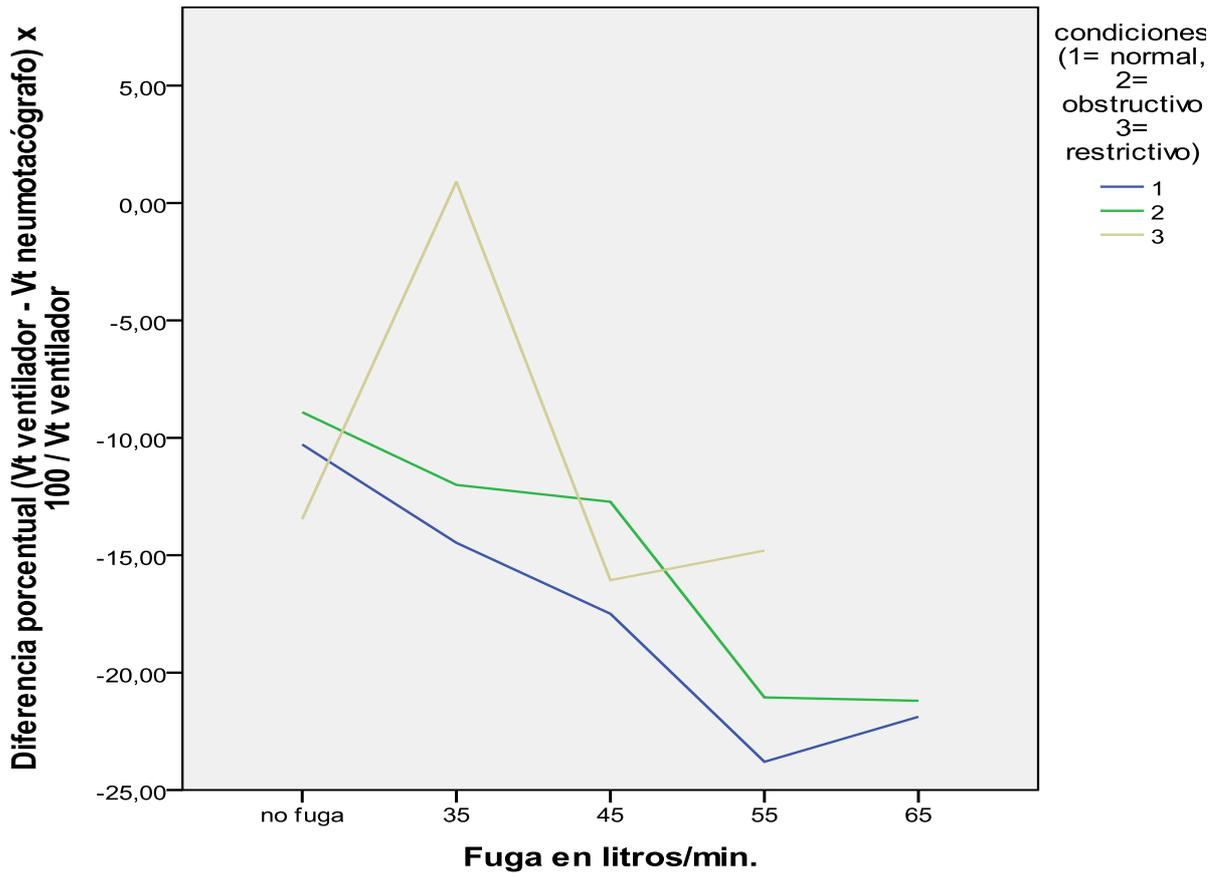
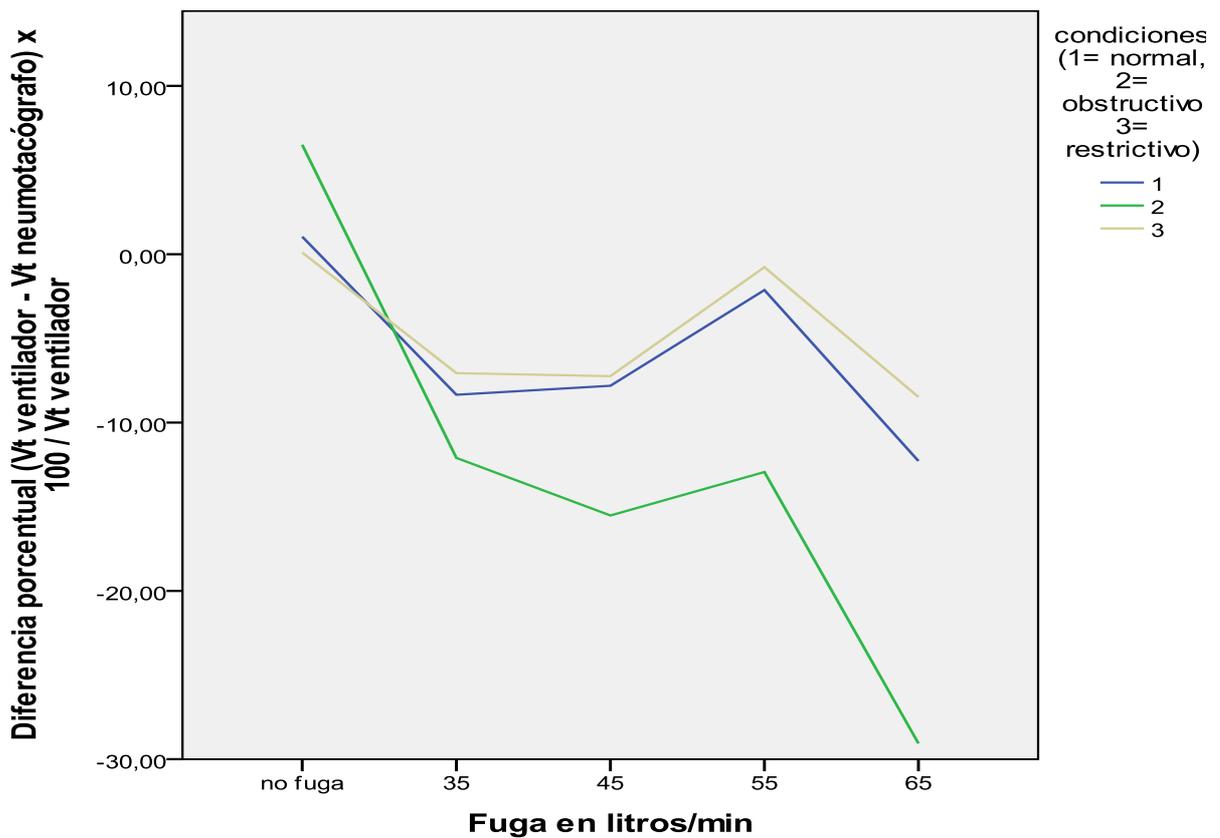
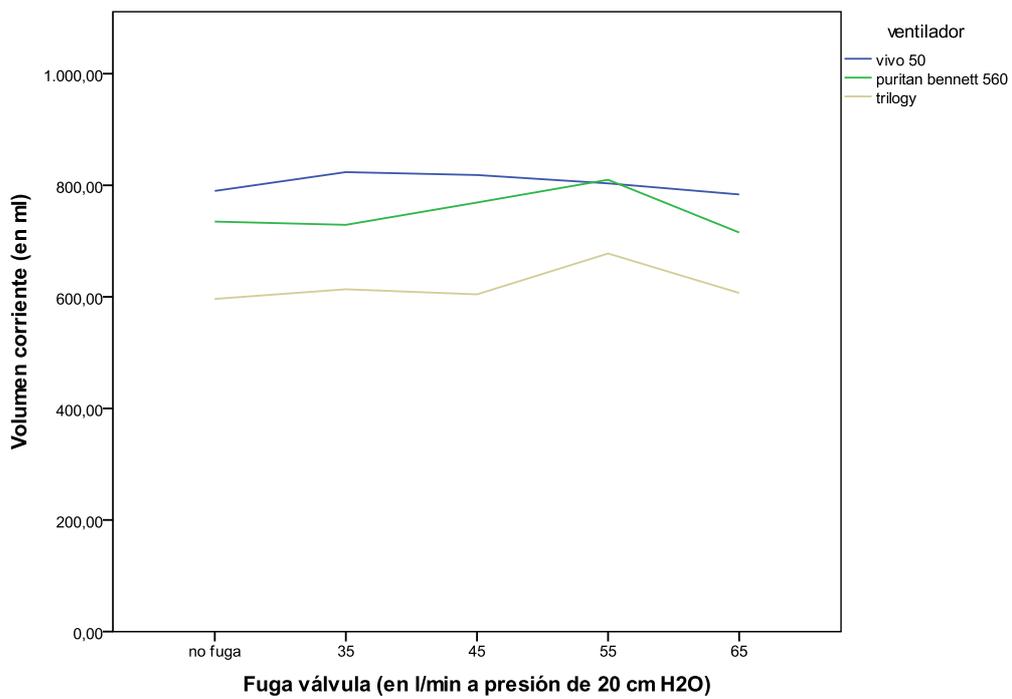


Fig 4C. Ventilador Trilogy.



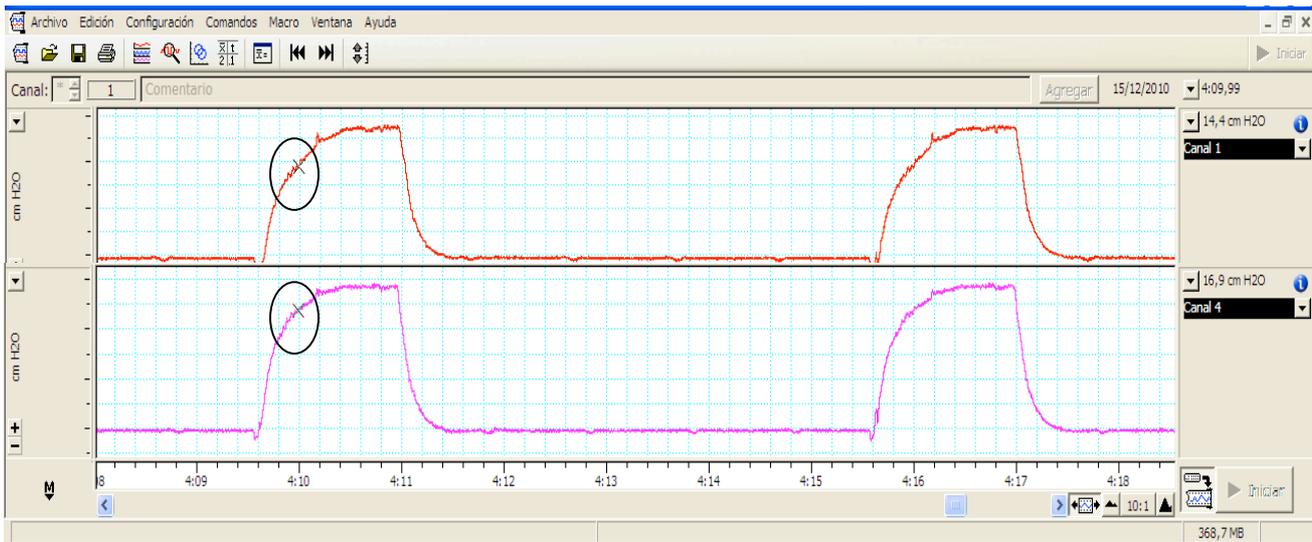
Para el VIVO 50 no se detectaron diferencias significativas, mientras que para el PB560 el comportamiento fue igual para el patrón obstructivo y normal y significativamente diferente en el restrictivo para fuga 35 lx' ( $p < 0,001$ ) y 55 lx' ( $p < 0,001$ ) Para el Trilogy, la infraestimación fue significativamente superior para el patrón obstructivo ( $p < 0,001$ ) comparado con los otros dos patrones a partir de nivel de fuga 35 l/min.

**Figura 5.** Valores de  $V_T$  promedio para cada ventilador a niveles crecientes de fuga.



Se detectaron diferencias significativas para el ventilador PB560, en y 55 litros / minuto, cuyo  $V_T$  fue significativamente superiores al valor basal.

**Figura 6.** Diferencias entre la morfología de la onda de presión a nivel a la salida del ventilador (panel inferior) y al final de una tubuladura de 2 metros (panel superior) con una fuga de 45 litros/minuto a presión de 20 cm H<sub>2</sub>O. Los parámetros seleccionados fueron IPAP 20 / EPAP 5.



Obsérvese que el nivel de presión es más alto en el panel inferior (presión proximal, valor de 16,9 cmH<sub>2</sub>O vs presión distal de 14,4 cmH<sub>2</sub>O en el panel superior). Ello se traduce en una diferente morfología de la onda de presión. Si se multiplican ambas ondas por la ecuación correspondiente a una fuga de 45 l/min a presión de 20 cmH<sub>2</sub>O y se integran las ondas de flujo resultantes, la diferencia de volúmenes entre ambos está alrededor de 60-70 ml. El punto de muestreo está marcado con una x y resaltado con un círculo.