



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

**DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO**

**FACULTAD DE MEDICINA**

**INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES**

**RESPIRATORIAS**

**“ISMAEL COSÍO VILLEGAS”**

**TESIS: COMPORTAMIENTO DE LOS FILTROS DE HUMIDIFICACION  
PASIVA EN LA VENTILACION MECANICA NO INVASIVA DOMICILIARIA**

Para obtener el grado de Especialista en: **Neumología**

**PRESENTA:**

**Dr. Jesús María De La Torre Báez**

**TUTOR Y ASESOR:**

**Dr. José Luis Carrillo Alduenda**

**Neumólogo adscrito del servicio clínico de  
medicina del sueño**

**CIUDAD DE MEXICO AGOSTO 2019**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

---

**SECRETARIA DE SALUD  
DIRECCIÓN DE ENSEÑANZA  
INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES RESPIRATORIAS  
“ISMAEL COSÍO VILLEGAS”  
NEUMOLOGÍA**

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO  
FACULTAD DE MEDICINA  
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO**

---

**DR. JUAN CARLOS VÁZQUEZ GARCÍA**  
DIRECTOR DE ENSEÑANZA

---

**DRA. MARGARITA FERNÁNDEZ VEGA**  
SUBDIRECTOR DE ENSEÑANZA

---

**DRA. MARIA DEL CARMEN CANO SALAS**  
JEFE DEL DEPARTAMENTO DE POSGRADO

---

**DR. JOSE LUIS CARRILLO ALDUENDA**  
ASESOR Y TUTOR DE TESIS  
NEUMOLOGO SERVICIO CLINICO DE MEDICINA DEL SUEÑO INER.

# COMPORTAMIENTO DE LOS FILTROS DE HUMIDIFICACION PASIVA EN LA VENTILACION MECANICA NO INVASIVA DOMICILIARIA

De La Torre Báez Jesús María, José Luis Carrillo Alduenda.

## RESUMEN

### Introducción

Los dispositivos de presión positiva continua generalmente se utilizan con humidificación para disminuir efectos adversos y su uso añade costo. En la práctica clínica no es infrecuente que utilicen narices artificiales como alternativa temporal. Estas agregan resistencia y su efecto sobre la presión de salida es desconocido. Nuestro objetivo fue conocer los efectos de la nariz artificial (humidificación pasiva) sobre la presión de salida en un dispositivo CPAP.

### Material y métodos

A un dispositivo de presión positiva continua (REMstar Philips Respironics) previamente calibrado y sin error entre la presión programada y la presión de salida, se colocaron 7 narices artificiales de marcas diferentes y la presión de salida se midió, desde 4 hasta 20 cmH<sub>2</sub>O, con un manómetro manual después de 2 minutos de estabilizarse el flujo de aire; la fuga intencional se mantuvo constante en todo momento y la fuga no intencional fue de 0 L/min.

### Resultados

El acuerdo entre la presión programada y la presión medida después de colocar la nariz artificial fue variable: INTERSURGICAL Coeficiente de Correlación Intraclass (CCI) 0.95, Diferencia de Medias (DM) 1.3 cmH<sub>2</sub>O; 0.4 cmH<sub>2</sub>O; ALTECH CCI 0.95, DM 1.4 cmH<sub>2</sub>O; 0.4 cmH<sub>2</sub>O; AIR CCI 0.98 DM 0.8 cmH<sub>2</sub>O; 0.005 cmH<sub>2</sub>O; DRAGER CCO 0.97, DM 1 cmH<sub>2</sub>O; 0.3 cmH<sub>2</sub>O; HUMID-VENT 2S CCI 0.99, DM 0.5 cmH<sub>2</sub>O; 0.2 cmH<sub>2</sub>O; HUMID-VENT FILTER PED CCI 0.87, DM 2.3 cmH<sub>2</sub>O; 0.7 cmH<sub>2</sub>O; TWINSTAR DRAGER CCI 0.45, DM 5.5 cmH<sub>2</sub>O; 2 cmH<sub>2</sub>O; además, se encontró una correlación directamente proporcional entre la presión programada y el Delta; de presión expresada en cmH<sub>2</sub>O, pero, inversamente proporcional cuando se expresa como % de pérdida.

### Conclusión

La nariz artificial disminuye la presión de salida de un dispositivo de presión positiva continua en forma variable; los factores que afecta dicho cambio son la marca de la nariz y la presión programada.

## INTRODUCCIÓN

La principal función de la vía aérea superior es calentar y saturar el aire que ingresa logrando cifras de 29-32 °C y 34-38 mgH<sub>2</sub>O/L (1), pero, usando ventilación mecánica invasiva (VMI), como no invasiva (VMNI), este mecanismo se ve disminuido causando disfunción ciliar, sensación de sequedad y mala adherencia al tratamiento en VMNI domiciliaria. (2) Para tratar de compensar esta problema se puede colocarse un equipo de humidificación activa, o bien, un dispositivo de humidificación pasiva o nariz artificial; este último consiste en papel filtro plegado de diferentes materiales que mantiene la humedad y retiene el calor generado por el paciente.

En 2002, Jaber S et al compararon el efecto de humidificadores pasivos sobre la ventilación y el intercambio gaseoso en pacientes con ventilación mecánica invasiva (VMI), sin medir su efecto en la resistencia. (3) En el 2007, Morán I et al evaluaron el efecto sobre la mecánica pulmonar al colocar un humidificador pasivo en pacientes con VMI en pacientes con síndrome de insuficiencia respiratoria aguda reportando una buena compensación. (4) En el 2007, Siempo I et al describieron a través de un meta-análisis el efecto sobre desenlaces clínicos de la humidificación pasiva en pacientes con VMI. (5) En 2009, Lellouche et al hacen las primeras comparaciones sobre entre la presión programa y la presión entregada al momento de colocar una nariz artificial y reporta diferencias de marca. (6)

La nariz artificial es un método de humidificación muy usado en la ventilación mecánica, por ser sencillo y económico, al colocarse en la salida del circuito agregan resistencia y disminuyen la presión de aire, este fenómeno está descrito en situaciones agudas y ventiladores invasivos. (7) Sin embargo, en situaciones crónicas y en dispositivos no invasivos (como un dispositivo de presión positiva continua o CPAP) su efecto no está descrito; el medir y describir los posibles cambios de colocar una nariz artificial a un CPAP podría generar modificación en las conductas terapéuticas. El objetivo fue evaluar el efecto de colocar una nariz artificial sobre la presión salida en un dispositivo de presión positiva continua en la vía aérea.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó un estudio experimental en el Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias "Ismael Cosío Villegas" en la ciudad de México. El protocolo fue aprobado por el Comité de Ciencia/ Bioética en Investigación y no se requirió el consentimiento informado por ser una investigación sin riesgo (8). Los datos fueron tomados en forma consecutiva durante el periodo de Agosto 2016 a junio 2016.

### ***Medición de la resistencia***

Se colocaron siete filtros intercambiadores de calor y humedad de diferentes fabricantes (cinco filtros para adultos y dos para niños), comercialmente disponibles en México: INTERSURGICAL (© Intersurgical Ltd.), ALTECH (equipment systems Pte Ltd), AIR (Hangzhou Anow Microfiltration Co., Ltd.), DRAGER (Dräger®), HUMID-VENT 2S (Gibeck®), HUMID-VENT FILTER PED (Humid-Vent®), TWINSTAR DRAGER (Dräger®). Estos se colocaron a un dispositivo de presión positiva continua REMstar Serie M de Respironics® (sin un sistema de humidificación integrado). Una vez calibrado y evidenciando la ausencia de entre la presión programada y la presión de salida (medida entre la tubuladura y el dispositivo de presión positiva). Se realizó mediciones seriadas de la presión de salida con el equipo programado desde 4 cm H<sub>2</sub>O hasta 20 cmH<sub>2</sub>O, y se registró el valor marcado por un manómetro manual (PURITAN BENNETT, MAX PRESSURE 15 PSIG) con 2

minutos de estabilización en el flujo de aire; la fuga intencional se mantuvo constante en todo momento y la fuga no intencional fue de 0 L/min, con temperatura constante.

### **Variables Medidas**

Las variables registradas fueron la Presión basal que representa la presión de salida medida sin nariz artificial; Presión con resistencia que es la presión medida con nariz artificial y el delta ( $\Delta$ ) de Presión que consiste en la diferencia entre la presión basal y la presión con resistencia.

### **Análisis estadístico:**

Los datos se describen en medias y desviación estándar. La comparación entre los datos iniciales y finales se realizó con la Prueba de Wilcoxon. Para establecer las correlaciones entre las mediciones se utilizó el coeficiente de correlación de Spearman. Se consideró  $p < 0.05$  como estadísticamente significativa.

## **RESULTADOS**

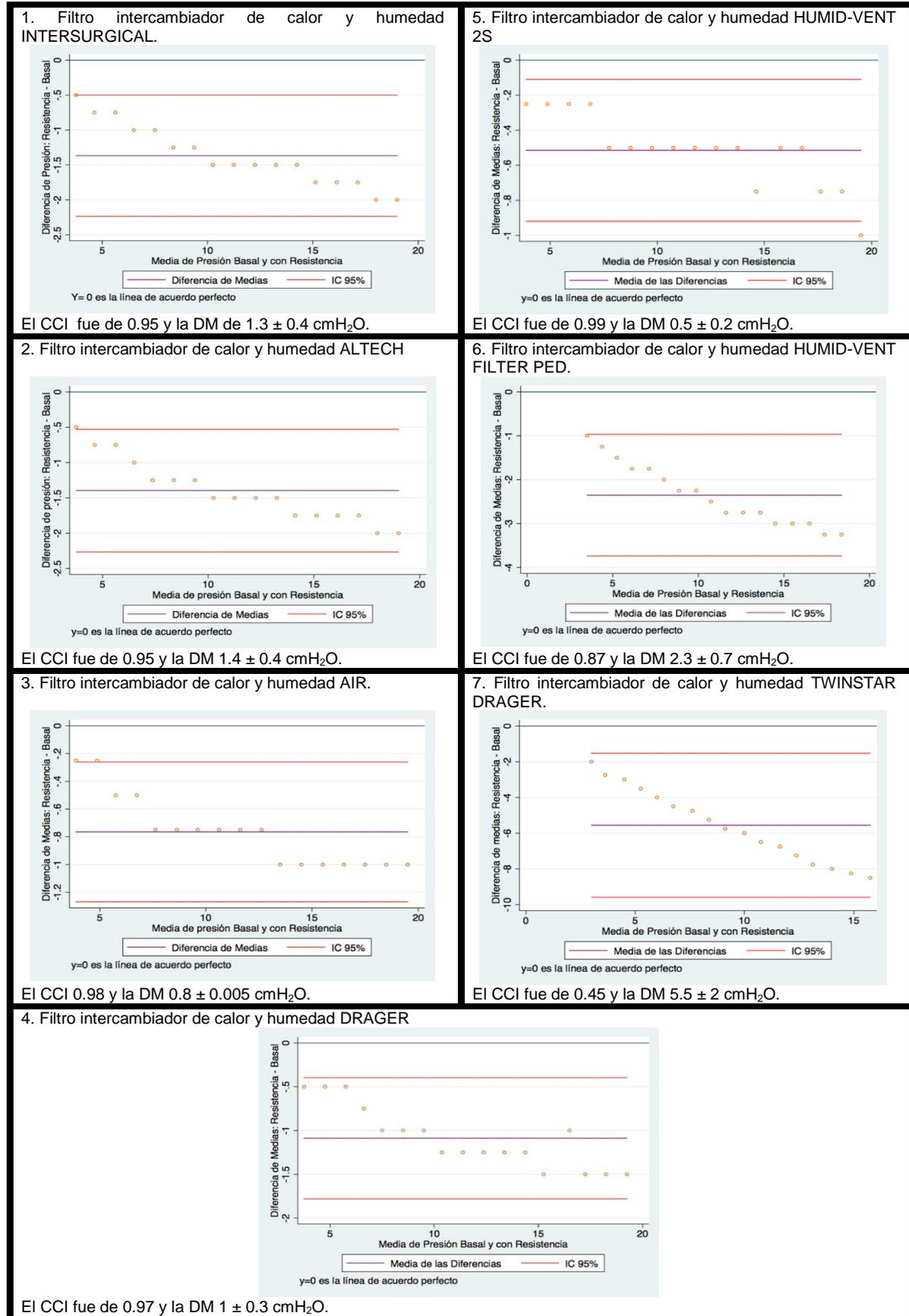
Se incluyó un total de 119 mediciones en forma consecutiva (17 mediciones por cada nariz artificial). La tabla 1, muestra el promedio de presión, además de presiones mínimas y máximas con el uso de la nariz artificial que se utilizó en cada filtro intercambiador de calor y humedad.

**Tabla 1.** Presiones promedio utilizadas con el dispositivo de presión positiva y características principales de cada filtro.

Nombre	Fabricación		Usos			Edad		Habilidades			Resistencia	Presión de salida (X $\pm$ SD)
	Manufactura	Referencia	Anestesia	UCI	Adulto	Pediatría	HME	HMEF	Anti bacteria no/viral			
<b>INTERSURGICAL®</b>	Intersurgical	1341031S-3-A	SI	SI	SI		SI		SI	flujo a 30L/min 1.6 cm H <sub>2</sub> O	10,6 $\pm$ 4,6	
<b>ALTECH®</b>	Altera	AL-08022.V001	SI	SI	SI		SI		SI	flujo a 30L/min 5 cm H <sub>2</sub> O	10,6 $\pm$ 4,6	
<b>AIR®</b>	GVS	4333/01	SI	SI	SI			SI	SI	30 lpm 100 pa	11,2 $\pm$ 4,8	
<b>DRAGER®</b>	TwinStar® 55	MP01805-06	SI	SI	SI		SI		SI	flujo a 30L/min 0.9 cm H <sub>2</sub> O	10,9 $\pm$ 4,7	
<b>HUMID-VENT 2S®</b>	Gibeck	14412	SI	SI	SI		SI		SI	flujo a 30L/min 2.1 cm H <sub>2</sub> O	11,4 $\pm$ 4,8	
<b>HUMID-VENT FILTER PEDI®</b>	Teleflex	11012	SI	SI		SI	SI		SI	flujo a 20L/min 2.1 cm H <sub>2</sub> O	9,6 $\pm$ 4,3	
<b>TWINSTAR DRAGER®</b>	TwinStar® 8	MP01820-02	SI	SI		SI				flujo a 15L/min 3.0 cm H <sub>2</sub> O	6,4 $\pm$ 3	

El acuerdo entre la presión programada y la presión medida después de colocar la nariz artificial fue variable, con diferencias entre marcas y algunas con gran impacto sobre la presión de salida.

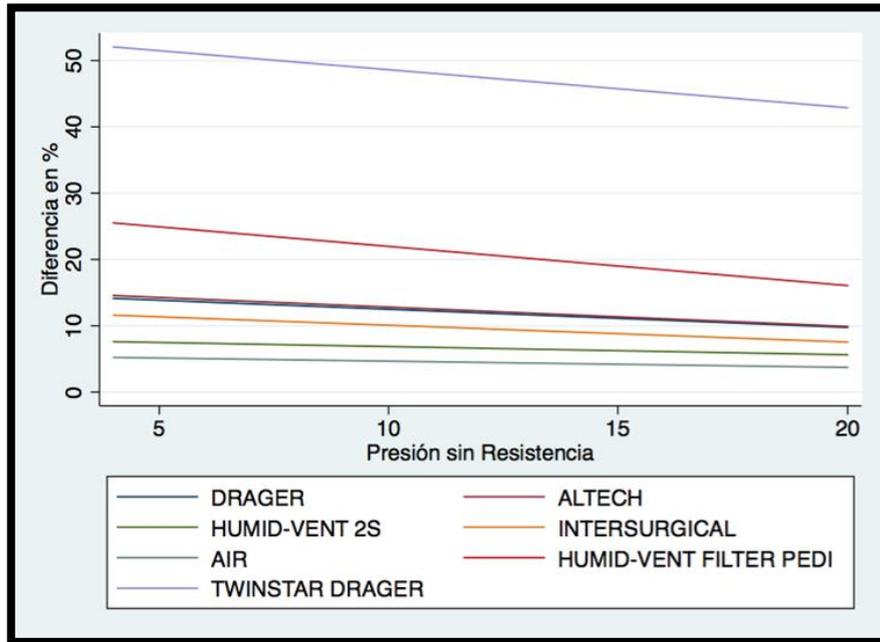
**Grafico 1.** Gráficos de Bland & Almant para el comportamiento de la presión de salida para cada nariz artificial con diferentes presiones.



Coefficiente de Correlación Intraclase (CCI); Diferencia de Medias (DM)

Además, se encontró una correlación directamente proporcional entre la presión programada y el cambio de presión expresada en cmH<sub>2</sub>O, pero, inversamente proporcional cuando se expresa como porcentaje de pérdida, que se muestra en el gráfico 2.

**Gráfico 2.** Representación gráfica de las correlaciones entre diferencia de presiones en porcentaje y relacionada con la presión programada en el dispositivo de presión positiva continua.



## DISCUSIÓN

La apnea obstructiva del sueño, está asociado con hipertensión arterial, alteraciones metabólicas, comorbilidades cardiovasculares (9), alteraciones cognitivas (10), disminución en la calidad de vida (11), accidentes de tránsito (12) y aumento en la mortalidad (13)

Teniendo en cuenta que la presión positiva continua en la vía aérea (CPAP), es el estándar de oro para su tratamiento, y que el precio de un dispositivo de presión positiva continua, en la Ciudad de México es alrededor 350 y 1.000 dólares americanos (90-260 días de salario mínimo), (14) los pacientes buscan formas de economizar y algunas prácticas médicas pueden recomendar el uso de otros sistemas de humidificación como lo es la pasiva. Además, existe en el mercado el CPAP Z1 (PowerShell™) es la primera máquina presión positiva continua en la vía aérea que usa un filtro intercambiador de calor y humedad, con un costo de 517 dólares americanos. (15). Lo que da más valor en la práctica clínica a nuestros hallazgos, representando un importante avance sobre el comportamiento de los sistemas de humidificación pasiva en la ventilación mecánica no invasiva crónica.

La humidificación del gas inspirado se da principalmente por evaporación de agua a partir de secreciones del árbol traqueobronquial que al mismo tiempo es proporcional al flujo de sangre que irriga el bronquio. Cuando alguien respira con una vía aérea superior intacta, el gas inspirado entra en la tráquea, calentándose a 29-32 °C y se saturada con vapor de agua. En la tráquea, la temperatura alcanza los 34 °C y la

humedad absoluta 34-38 mgH<sub>2</sub>O/L, con posterior humedad absoluta de 44 mgH<sub>2</sub>O/L, con temperatura de 37 °C y humedad relativa del 100%, hasta la quinta generación del árbol bronquial. (16) En presencia de aire frío y seco en la tráquea (o durante la hiperventilación) la saturación isotérmica se desplaza más abajo en el árbol bronquial, para asegurar que el tracto respiratorio inferior tenga un buen intercambio de calor y humedad, y se dé un intercambio gaseoso adecuado. (17) La falta de humidificación aumenta la resistencia de las vías respiratorias, disminuyendo el volumen corriente, aumento del trabajo respiratorio y del espacio muerto, con mayor retención de secreciones. (18)

Los humidificadores son dispositivos que adicionan moléculas de agua al gas. Cuando tienen fuentes de calor y agua externas se denominan humidificadores activos y cuando la utilizan la temperatura y humedad del mismo paciente o en la utilización de la temperatura e hidratación de la respiración del paciente se llaman humidificadores pasivos, ambos se recomiendan en el uso de ventilación mecánica, dependiendo del paciente (19).

Los filtros de humidificación pasiva son un grupo de dispositivos que tienen como característica principal que operan sin electricidad y sin una fuente de agua suplementaria. En general contienen un elemento condensador (elemento metálico con alta conductividad térmica), encargado de retener la humedad durante la exhalación y la devuelve en la siguiente inspiración, donde se denomina intercambiador de calor y humedad (HME), humidificador condensador higroscópico (HCH) cuando utiliza sustancias químicas para concentrar la humedad, intercambiador higroscópico más filtro bacteriano o viral (HHMEF) e intercambiador más filtro bacteriano o viral (HMEF). (20)

Para seleccionar apropiadamente un sistema de humidificación, se recomienda tener en cuenta el tipo de paciente, el contexto de la utilización de la humidificación, el rendimiento del dispositivo y los efectos adversos de este. Aunque, debe conocerse que estas recomendaciones se realizaron principalmente con evidencia en cuidado intensivo. (1) En pacientes críticamente enfermos (agudos) el no utilizar sistemas de humidificación está asociado con los peores desenlaces, disminución de la fracción inspirada de oxígeno (PAFI) e insuficiencia respiratoria hipoxémica. (21)

Los filtros antiguos simples, proporcionaron una humidificación entre 10-14 mg de H<sub>2</sub>O/L, a volúmenes corrientes (VT) entre 500 mL y 1000 mL, incrementan la resistencia durante la ventilación mecánica invasiva (22), aunque actualmente nuevas tecnologías y normas de fabricación de estos dispositivos han mejorado este efecto. (20)

Durante la ventilación mecánica no invasiva se suministran flujos altos y el no humidificar puede causar cambios metaplásicos, queratinización del epitelio nasal y de la submucosa (por disminución en la actividad ciliar, disminución en la secreción de moco, disminución flujo sanguíneo local y aumento de la resistencia nasal), sobre todo cuando el nivel de humedad absoluta es menor que 15 mgH<sub>2</sub>O/L (21), sugiriendo que los sistemas de humidificación deben utilizarse en los pacientes que requieren ventilación mecánica no invasiva aguda como crónica. Además, el uso de sistemas de humidificación en pacientes con requerimiento de ventilación mecánica no invasiva, mejora la adherencia, valorado por escalas visuales analógicas. (23)

Prácticamente los niveles de humedad absoluta son similares (25-30 mgH<sub>2</sub>O/L), tanto con humidificadores activos como con filtros intercambiadores de calor y humedad permitiendo un adecuado intercambio gaseoso. En la ventilación no invasiva, la humidificación depende de múltiples variables y nuestro estudio intento controlar todas ellas. La fuga estaba establecida durante todo el experimento y no se utilizó ninguna interfaz. Solo utilizamos un dispositivo de presión positiva, pero se sabe que los ventiladores domiciliarios usan un circuito simple y su turbina o pistón

tienen un nivel de humidificación absoluta mayor comparado con los ventiladores de cuidado intensivo (13 vs 5 mgH<sub>2</sub>O/L) (24). Escogimos un ventilador que es común y que se puede conseguir sin humidificación incorporada en la práctica clínica, controlamos la temperatura ambiente para asegurarnos que el desempeño del filtro no estuviera condicionado. El flujo de aire y la presión en la entrada del sistema fue monitorizado durante todo el experimento. Sin embargo, el estudio de Martin et Al comparando 32 filtros intercambiadores de calor y humedad, en los cuales se demostró que hasta el 36% de los filtros evaluados tenían una humedad absoluta de 4 mg H<sub>2</sub>O/L menor que la nombrada por el fabricante, y algunos hasta llegaban a tener una diferencia de 8 mg H<sub>2</sub>O/L. (25).

Los estudios iniciales que valoraron los filtros intercambiadores de calor y humedad, se usaron en el área de anestesia, lo que implicó probarlos en períodos cortos de tiempo. Posteriormente comenzaron a ser probados en la Unidad de Cuidados Intensivos, pero por aumento en la obstrucción del tubo orotraqueal (disminución del diámetro después de 72 horas) causaban alteración de los parámetros ventilatorios (26), como aumento de la presión de soporte, altos valores en la ventilación minuto, aumento del espacio muerto y condicionaron hiperinflación dinámica. (27). Esto lleva al aumento de la resistencia, contribuyendo al desarrollo de PEEP intrínseca (28) y aumento de la mortalidad. (29). Otros estudios con filtros intercambiadores de calor y humedad hidrofóbicos durante siete días, no se presentó oclusiones del tubo orotraqueal, ni aumento la resistencia comparándolo con el uso de 24 horas (30). Nosotros encontramos que si compromete la presión de salida en  $1.4 \pm 0.4$  cmH<sub>2</sub>O con filtros de humidificación pasiva en adultos y  $5.5 \pm 2$  cmH<sub>2</sub>O con filtros de humidificación pasiva en niños.

Es muy importante destacar la gran heterogeneidad que tiene la respuesta a la presión con el uso de diferentes filtros intercambiadores de calor y humedad. Esto fue más evidente con el uso de filtros pediátricos (50% de la presión establecida en el dispositivo de presión positiva), lo cual llevaría a una presión no terapéutica en los pacientes. Por el tipo de estudio realizado no podemos recomendar directamente no usar este tipo de humidificación en la ventilación mecánica no invasiva, pero en el caso de ser usado se tiene que tener en cuenta que disminuye la presión de salida, dependiendo del filtro y la casa fabricante, puede comprometer el éxito de un tratamiento con presión positiva continua de forma importante.

Nuestro estudio presento varias limitaciones. Estos filtros intercambiadores de calor y humedad disminuyen su rendimiento con el uso, por lo cual el no haberlos sometido a las condiciones de uso en pacientes para establecer si la resistencia disminuía más y el tiempo en el cual esto se hacía más evidente, nos parece importante.

Otra limitación es que no se evaluó además la humedad, solo la resistencia en la presión de salida, ya que de acuerdo a literatura esto es una variable que puede condicionar el funcionamiento óptimo del filtro. Sin embargo, actualmente normas internacionales regulan que un filtro intercambiador de calor y humedad debe proporcionar un mínimo de 30 mg H<sub>2</sub>O/L, antes de salir al mercado.

Extensa literatura demuestra los beneficios de humidificación para mejorar el confort y la tolerancia de la presión positiva continua en vía aérea para la apnea del sueño. (31-36) pero no conocemos si esto cambia con el uso de humidificación pasiva a largo plazo, en la ventilación mecánica no invasiva.

## **CONCLUSIONES**

El presente estudio permite corroborar alteración en la presión de salida de un dispositivo de presión positiva continua con el uso de un filtro intercambiador de calor y humedad. Cuando evaluamos los diferentes factores que pueden afectar la

variabilidad de estos filtros se encontró que la marca y la presión programada en el dispositivo de presión positiva continua la condicionan.

Se requieren estudios que muestren el efecto de la humidificación pasiva en los pacientes con ventilación mecánica no invasiva crónica, teniendo en cuenta su eficiencia bajo pacientes con patologías pulmonares crónicas, diferentes modos ventilatorios y turbinas, tiempo de uso o cambio del filtro y estudios económicos.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Esquinas A, Scala R, Soroksky A , et al. Clinical review humidifiers during non-invasive ventilation key topics and practical implications. *Crit Care*. 2012;16:203
2. Worsnop CJ, Miseski S, Rochford PD. The routine use of humidification with nasal continuous positive airway pressure. *Intern Med J* 2009.
3. Jaber S, Chanques G, Matecki S , et al. Comparison of the effects of heat and moisture exchangers and heated humidifiers on ventilation and gas exchange during non-invasive ventilation. *Intensive Care Med*. 2002;28:1590–4.
4. Morán I, Bellapart J, Vari A, Mancebo J. Heat and moisture exchangers and heated humidifiers in acute lung injury/acute respiratory distress syndrome patients effects on respiratory mechanics and gas exchange. *Intensive Care Med*. 2006;32:524–31.
5. Siempos I, Vardakas K, Kopterides P, and Falagas M. Impact of passive humidification on clinical outcomes of mechanically ventilated patients a meta-analysis of randomized controlled trials. *Crit Care Med*. 2007;35:2843–51.
6. Lellouche F, Taille S, Lefrancois F , et al. Humidification performance of 48 passive airway humidifiers comparison with manufacturer data. *Chest*. 2009;135:276–86.
7. M. Kelly, D. Gillies, D. A. Todd, and C. Lockwood, “Heated humidification versus heat and moisture exchangers for ventilated adults and children,” *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, no. 4, Article ID CD004711, 2010.
8. Art. 17 del REGLAMENTO de la Ley General de Salud en Materia de Investigación para la Salud; Disponible en: <http://www.salud.gob.mx/unidades/cdi/nom/compi/rlgsmis.html>
9. Shamsuzzaman AS, Gersh BJ, Somers VK. Obstructive sleep apnea: implications for cardiac and vascular disease. *JAMA*. 2003; 290:1906–14.
10. Yaffe K, Laffan AM, Harrison SL, et al. Sleep-disordered breathing, hypoxia, and risk of mild cognitive impairment and dementia in older women. *JAMA*. 2011; 306:613–9.
11. Baldwin CM, Griffith KA, Nieto FJ, et al. The association of sleep-disordered breathing and sleep symptoms with quality of life in the Sleep Heart Health Study. *Sleep*. 2001; 24:96–105.
12. Sassani A, Findley LJ, Kryger M, et al. Reducing motor-vehicle collisions, costs, and fatalities by treating obstructive sleep apnea syndrome. *Sleep*. 2004; 27:453–8.
13. Young T, Finn L, Peppard PE, et al. Sleep disordered breathing and mortality: eighteen-year followup of the Wisconsin sleep cohort. *Sleep*. 2008; 31:1071–8.
14. Bouscoulet Luis Torre, López Escárcega Elodia, Castorena Maldonado Armando, Vázquez García Juan Carlos, Meza Vargas María Sonia, Pérez-Padilla Rogelio; Continuous Positive Airway Pressure Used by Adults With Obstructive Sleep Apneas After Prescription in a Public Referral Hospital in Mexico City; *Arch Bronconeumol* 2007;43:16-21 - Vol. 43 Núm.1
15. Catalogo online. hdmusa [en línea]. [Fecha de consulta: 15 noviembre 2016]. Disponible en: <http://hdmusa.com/products/z1-cpap/>
16. Ingelstedt S. Studies on the conditioning of air in the respiratory tract. *Acta Otolaryngol* 1956;131:1-80.

17. De'ry R, Pelletier J, Jacques A, Clavet M, Houde JJ. Humidity in anesthesiology III: heat and moisture patterns in the respiratory tract during anesthesia with the semi-closed system. *Can Anaesth Soc J* 1967;14(4):287-298.
18. Richard D Branson, Michael A Gentile; Is Humidification Always Necessary During Noninvasive Ventilation in the Hospital?; *Respiratory Care* Feb 2010, 55 (2) 209-216.
19. F Cerpa, D Cáceres, C Romero-Dapueto, C Giugliano-Jaramillo, R Pérez, H Budini, V Hidalgo, T Gutiérrez, J Molina, J Keymer ;Humidification on Ventilated Patients: Heated Humidifications or Heat and Moisture Exchangers?; *Open Respir Med J.* 2015; 9: 104–111.
20. E. Schena, P. Saccomandi, S. Cappelli, and S. Silvestri, "Mechanical ventilation with heated humidifiers: measurements of condensed water mass within the breathing circuit according to ventilatory settings," *Physiological Measurement*, vol. 34, no. 7, article 813, 2013.
21. Esquinas A, Nava S, Scala R, Carrillo A, Gonzalés G, Humivenis Working Group: Humidification and difficult endotracheal intubation in failure of noninvasive mechanical ventilation (NIV). Preliminary results. *Am J Respir Crit Care Med* 2008, 177:A644.
22. M. C. Villafane, G. Cinnella, F. Lofaso et al., "Gradual reduction of endotracheal tube diameter during mechanical ventilation via different humidification devices," *Anesthesiology*, vol. 85, no. 6, pp. 1341–1349, 1996.
23. Tuggey JM, Delmastro M, Elliott MW: The effect of mouth leak and humidification during nasal non-invasive ventilation. *Respir Med* 2007, 101:1874-1879.
24. Wiest GH, Fuchs FS, Brueckl WM, Nusko G, Harsch IA, Hahn EG, Ficker JH: In vivo efficacy of heated and non-heated humidifiers during nasal continuous positive airway pressure (nCPAP)-therapy for obstructive sleep apnoea. *Respir Med* 2000, 94:364-368.
25. C. Martin, G. Perrin, M. J. Gevaudan, P. Saux, and F. Gouin, "Heat and moisture exchangers and vaporizing humidifiers in the intensive care unit," *Chest*, vol. 97, no. 1, pp. 144–149, 1990.
26. J. Richecoeur, Q. Lu, S. R. R. Vieira et al., "Expiratory washout versus optimization of mechanical ventilation during permissive hypercapnia in patients with severe acute respiratory distress syndrome," *The American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 160, no. 1, pp. 77–85, 1999.
27. D. Cook, B. de Jonghe, L. Brochard, and C. Brun-Buisson, "Influence of airway management on ventilator-associated pneumonia: evidence from randomized trials," *The Journal of the American Medical Association*, vol. 279, no. 10, pp. 781–787, 1998.
28. O. C. Kirton, B. DeHaven, J. Morgan, O. Morejon, and J. Civetta, "A prospective, randomized comparison of an in-line heat moisture exchange filter and heated wire humidifiers: rates of ventilator-associated early-onset (community-acquired) or late-onset (hospital-acquired) pneumonia and incidence of endotracheal tube occlusion," *Chest*, vol. 112, no. 4, pp. 1055–1059, 1997.
29. J. Lacherade, M. Auburtin, C. Cerf et al., "Impact of humidification systems on ventilator-associated pneumonia: a randomized multicenter trial," *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 172, no. 10, pp. 1276–1282, 2005.
30. F. Lellouche, S. Qader, S. Taille, A. Lyazidi, and L. Brochard, "Under-humidification and over-humidification during moderate induced hypothermia with usual devices," *Intensive Care Medicine*, vol. 32, no. 7, pp. 1014–1021, 2006.
31. Ballard RD, Gay PC, Strollo PJ. Interventions to improve compliance in sleep apnea patients previously non-compliant with continuous positive airway pressure. *J Clin Sleep Med* 2007;3(7):706-712.

32. Mador MJ, Krauza M, Pervez A, Pierce D, Braun M. Effect of heated humidification on compliance and quality of life in patients with sleep apnea using nasal continuous positive airway pressure. *Chest* 2005;128(4):2151-2158.
33. Duong M, Jayaram L, Camfferman D, Catchside P, Mykytyn I, McEvoy RD. Use of heated humidification during nasal CPAP titration in obstructive sleep apnoea syndrome. *Eur Respir J* 2005; 26(4):679-685.
34. Haniffa M, Lasserson TJ, Smith I. Interventions to improve compliance with continuous positive airway pressure for obstructive sleep apnoea. *Cochrane Database Syst Rev* 2004;(4):CD003531.
35. Martins De Araujo MT, Vieira SB, Vasquez EC, Fleury B. Heated humidification or face mask to prevent upper airway dryness during continuous positive airway pressure therapy. *Chest* 2000;117(1):142-147.
36. Rakotonanahary DN, Pelletier-Fleury F, Gagnadoux F, Fleury B. Predictive factors for the need for additional humidification during nasal continuous positive airway pressure therapy. *Chest* 2001;119(2): 460-465.