

# Comparación de la reinhalación de anhídrido carbónico originada por 3 mascarillas nasales durante la aplicación de CPAP

O. Mediano, F. García-Río y C. Villasante

Servicio de Neumología. Hospital Universitario La Paz. Madrid. España.

Se describe la fracción *end-tidal* de anhídrido carbónico ( $F_{ET}CO_2$ ) originada con una mascarilla prototipo (Carburos Metálicos) durante la aplicación de diferentes niveles de presión positiva continua en la vía aérea (CPAP) y se compara con la desarrollada por 2 mascarillas nasales de uso habitual (Profile Lite y ComfortClassic, Respironics). En 11 voluntarios sanos, 12 pacientes con síndrome de apneas-hipopneas obstructivas durante el sueño de carácter grave y 12 enfermos hipercápnicos, se midió, de forma aleatoria en 3 días sucesivos, la  $F_{ET}CO_2$  nasal después de 3 min de CPAP a 4, 5, 6, 8, 10, 15 y 20 cmH<sub>2</sub>O con cada una de las mascarillas. Aunque en todos los casos se logró una reducción progresiva de la  $F_{ET}CO_2$  al incrementar la presión, ésta fue mayor con la mascarilla prototipo, para cualquier nivel de presión. En los 3 grupos del estudio las presiones alcanzadas en la mascarilla prototipo fueron similares a las generadas por la máquina de CPAP. En conclusión, la menor concentración de anhídrido carbónico nasal durante la aplicación de la mascarilla prototipo induce a pensar que origina una menor reinhalación.

**Palabras clave:** Mascarilla nasal. CPAP. Apneas del sueño. Ventilación mecánica. Reinhalación. CO<sub>2</sub>.

## Introducción

A lo largo de los últimos años se ha producido un creciente desarrollo de la ventilación por mascarilla nasal, tanto en su modalidad de presión positiva continua de la vía aérea (CPAP) como en la de ventilación con presión positiva intermitente. Por otro lado, el síndrome de apneas-hipopneas obstructivas durante el sueño (SAHOS), debido a su elevada prevalencia<sup>1</sup> y al mejor conocimiento de su morbilidad cardiovascular<sup>2-5</sup>, se considera un problema sociosanitario de primera magnitud. Pese a que en nuestro medio la disponibilidad de recursos para su diagnóstico y tratamiento es limitada<sup>6</sup>, es previsible que el incremento de la prescrip-

## Comparison of Carbon Dioxide Rebreathing During Application of Continuous Positive Airway Pressure With 3 Types of Nasal Mask

A comparison is made between the end-tidal fractional concentration of carbon dioxide ( $F_{ET}CO_2$ ) obtained during application of varying levels of continuous positive airway pressure (CPAP) with a prototype mask (from Carburos Metálicos) and  $F_{ET}CO_2$  obtained with 2 commonly used nasal masks (Profile Lite and ComfortClassic from Respironics). The nasal  $F_{ET}CO_2$  was measured on 3 consecutive days in 11 healthy volunteers, 12 patients with severe obstructive sleep apnea-hypopnea syndrome, and 12 hypercapnic patients. A different mask was randomly assigned on each day and the  $F_{ET}CO_2$  was measured after 3 minutes of CPAP at 4, 5, 6, 8, 10, 15, and 20 cm H<sub>2</sub>O. Although in all cases a progressive reduction in  $F_{ET}CO_2$  was observed with increasing CPAP, the effect was greatest with the prototype mask at all pressures. In the 3 different study groups the pressures obtained with the prototype mask were similar to those generated by the CPAP machine. In conclusion, the lower concentration of nasal CO<sub>2</sub> obtained using the prototype mask suggests that it causes less rebreathing.

**Key words:** Nasal mask. Continuous positive airway pressure. Sleep apnea. Mechanical ventilation. Rebreathing. CO<sub>2</sub>.

ción de CPAP continúe en los próximos años. Aunque en menor medida, la ventilación por mascarilla nasal con presión positiva intermitente también ha experimentado una considerable expansión, sobre todo en pacientes con insuficiencia respiratoria crónica hipercápnica de diverso origen<sup>7-10</sup>.

Por todo ello, ciertos aspectos técnicos relacionados con la monitorización de fugas<sup>11</sup>, con la posibilidad de reinhalación en caso de avería de los equipos<sup>12</sup> y con la adaptación y tolerabilidad de las mascarillas nasales suscitan un creciente interés<sup>13</sup>. En concreto, y como paso previo a la utilización de cualquier mascarilla como sistema de administración de CPAP, se precisa demostrar que sus fugas aéreas son escasas y que la reinhalación de anhídrido carbónico (CO<sub>2</sub>) en el intervalo de presiones aplicadas resulta mínima<sup>13,14</sup>.

En nuestro país se ha desarrollado una mascarilla nasal de gama alta (prototipo CM, Carburos Metálicos, San Sebastián de los Reyes, Madrid) para su utilización con equipos de CPAP en el tratamiento del SAHOS.

Trabajo financiado parcialmente por Carburos Metálicos.

Correspondencia: Dra. O. Mediano.  
Ginzo de Limia, 40, 3.º 3.ª, 28029 Madrid, España.  
Correo electrónico: olgamediano@hotmail.com

Recibido: 14-4-2005; aceptado para su publicación: 26-4-2005.

Hasta la fecha se ha realizado un estudio en el que se verifica que el prototipo de mascarilla proporciona un caudal de fuga adecuado para evitar la reinhalación excesiva de CO<sub>2</sub><sup>15</sup>. La siguiente etapa en su proceso de verificación requiere determinar el porcentaje de CO<sub>2</sub> residual tras la exhalación mientras se utiliza la CPAP.

Los objetivos de este estudio han sido describir la fracción *end-tidal* de CO<sub>2</sub> (F<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub>) originada con la mascarilla prototipo durante la aplicación de diferentes niveles de CPAP en sujetos sanos, enfermos con SAHOS y pacientes hipercápnicos por insuficiencia ventilatoria crónica, y compararla con las desarrolladas por 2 mascarillas nasales de uso habitual.

## Método

Se definieron 3 grupos de estudio: sujetos sanos, pacientes con SAHOS grave y enfermos hipercápnicos. Se consideraron sanos los voluntarios no fumadores, sin síntomas respiratorios en el cuestionario de la Comunidad Europea del Carbón y el Acero (CECA)<sup>16</sup>, sin enfermedad respiratoria ni cardiocirculatoria conocida previa y con una espirometría normal. Para la inclusión en el grupo SAHOS grave se exigió la presencia de somnolencia diurna excesiva (Epworth > 10) y un índice de apneas-hipopneas mayor de 30 h<sup>-1</sup> medido por poligrafía cardiorrespiratoria. El grupo hipercápnico estaba integrado por pacientes con presión arterial de CO<sub>2</sub> mayor de 45 mmHg respirando aire ambiente y diagnóstico previo (> 6 meses) de insuficiencia ventilatoria crónica por enfermedad de caja torácica, neuromuscular, enfermedad pulmonar obstructiva crónica o síndrome de hipoventilación.

Se consideraron criterios de exclusión el diagnóstico previo o evidencia de bullas en una radiografía convencional de tórax, la presencia de otras enfermedades respiratorias asociadas, cualquier enfermedad cardíaca, glaucoma o la existencia de inestabilidad clínica o cambios en el tratamiento habitual en las 2 semanas previas.

El tamaño muestral se estimó a partir de un estudio previo en el que, desde una F<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub> media basal del 4,5%, se consideraban relevantes incrementos superiores al 1,5%<sup>17</sup>. Para detectar cambios de dicha magnitud con un error alfa de 0,05 y un error beta de 0,95, el número mínimo de casos en cada grupo de estudio debería ser de 10. Todos los participantes firmaron su consentimiento informado y el estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Investigación Clínica del centro.

Se realizó a todos los sujetos una espirometría basal con un MasterScreen 4,2 (Jaeger, Würzburg, Alemania), según las recomendaciones de la American Thoracic Society<sup>18</sup> y empleando como valores de referencia los de la CECA<sup>19</sup>.

El estudio de la reinhalación de CO<sub>2</sub> se efectuó en 3 días consecutivos, utilizando de forma aleatoria la mascarilla prototipo y 2 mascarillas de uso habitual dotadas de puertos espiratorios propios: Profile Lite y ComfortClassic (Respironics Inc., Pensilvania, EE.UU.). Después de 30 min de reposo, los sujetos se colocaban en decúbito y se les ajustaba la mascarilla nasal correspondiente verificando que no había fugas. La mascarilla se adaptaba mediante un tubo coarugado de 2 m a un equipo de CPAP REMstar Pro (Respironics). La CPAP se aplicó con un régimen ascendente de 4, 5, 6, 8, 10, 15 y 20 cmH<sub>2</sub>O durante un período de 3 min para cada nivel de presión. Durante la administración de la CPAP se verificaba directamente que los pacientes respirasen con la boca cerrada y mantuviesen un régimen ventilatorio regular, con una frecuencia respiratoria siempre inferior a 30 respiraciones/min.

La F<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub> se midió de forma continua desde una sonda nasal, mediante un analizador por absorción de infrarrojos (Os-

car II, Datex, Helsinki, Finlandia) (rango: 0-10,0%; precisión: 1%; velocidad de respuesta: 75 ms). El analizador se calibraba previamente a la realización de cada exploración con una bala de nitrógeno puro y otra de gas con un 4% de CO<sub>2</sub>, un 16% de oxígeno y el resto de nitrógeno. La presión generada por la CPAP en la mascarilla prototipo se midió mediante un transductor de presiones DWD (Jaeger) y un conversor analógico digital Screenbox (Jaeger) conectados a la salida *luer-lock* de la mascarilla. Las señales de CO<sub>2</sub> y presión se registraron en tiempo real y de forma continua a través del programa LabVIEW (National Instruments, Austin, Texas, EE.UU.), con una velocidad de muestreo de 100 MHz. A efectos del análisis, se consideraron la F<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub> y la presión en mascarilla alcanzadas en los últimos 20 s de cada escalón de CPAP.

## Análisis estadístico

Los datos se presentan como media ± error estándar de la media. Para las comparaciones entre los tipos de mascarillas se empleó un análisis de la variancia con medidas repetidas, considerando como covariante la secuencia de aplicación, y con comparación múltiple de medias *post hoc* por la prueba de Bonferroni (SPSS versión 11.0, SPSS Inc., Chicago, IL, EE.UU.). Se consideró significativo un valor de p < 0,05.

## Resultados

En la tabla I se presentan las características generales de los sujetos reclutados. El estudio se realizó en 11 voluntarios sanos, 12 pacientes con SAHOS grave (índice de apneas-hipopneas: 49,3 ± 11,6 h<sup>-1</sup>; saturación arterial de oxígeno media nocturna: 90 ± 2%; saturación arterial de oxígeno mínima nocturna: 74 ± 11%) y 12 enfermos hipercápnicos (presión arterial de CO<sub>2</sub>: 51 ± 4 mmHg; presión arterial de oxígeno: 62 ± 6 mmHg; pH: 7,41 ± 0,03). Los grupos SAHOS e hipercápnico estaban integrados por sujetos de mayor edad que los voluntarios sanos. El grupo hipercápnico presentaba un índice de masa corporal superior al de los sujetos sanos, y entre ellos era mayor la frecuencia de fumadores activos que en los otros 2. Además, la capacidad vital forzada y el volumen espiratorio forzado en el primer segundo de este grupo resultaron menores que en los otros, tanto en valor absoluto como en porcentaje del valor de referencia.

TABLA I  
Características generales de los grupos de pacientes

	Sanos (n = 11)	SAHOS (n = 12)	Hipercápnico (n = 12)
Sexo, varones (%)	82	100	50
Edad (años)	44 ± 2	63 ± 2 <sup>a</sup>	65 ± 3 <sup>a</sup>
Talla (cm)	170 ± 3	166 ± 2	160 ± 3 <sup>b</sup>
Peso (kg)	75 ± 5	83 ± 4	85 ± 5
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	25,6 ± 3,5	30,0 ± 4,8	33,0 ± 4,5 <sup>b</sup>
Fumadores activos (%)	0	0	18 <sup>b,c</sup>
FVC (l)	4,50 ± 0,40	3,63 ± 0,21	2,14 ± 0,17 <sup>a,d</sup>
FVC% teórico	110 ± 3	103 ± 4	77 ± 7 <sup>a,c</sup>
FEV <sub>1</sub> (l)	3,71 ± 0,28	2,81 ± 0,27	1,42 ± 0,12 <sup>b,d</sup>
FEV <sub>1</sub> % teórico	111 ± 4	99 ± 6	67 ± 10 <sup>b,c</sup>
FEV <sub>1</sub> /FVC (%)	83 ± 2	77 ± 4	67 ± 6

Los valores se expresan como media ± error estándar de la media.

FVC: capacidad vital forzada; FEV<sub>1</sub>: volumen espiratorio forzado en el primer segundo; IMC: índice de masa corporal; SAHOS: síndrome de apneas-hipopneas obstructivas durante el sueño.

<sup>a</sup>p < 0,001 frente a grupo control. <sup>b</sup>p < 0,05 frente a grupo control. <sup>c</sup>p < 0,05 frente a grupo SAHOS. <sup>d</sup>p < 0,001 frente a grupo SAHOS.

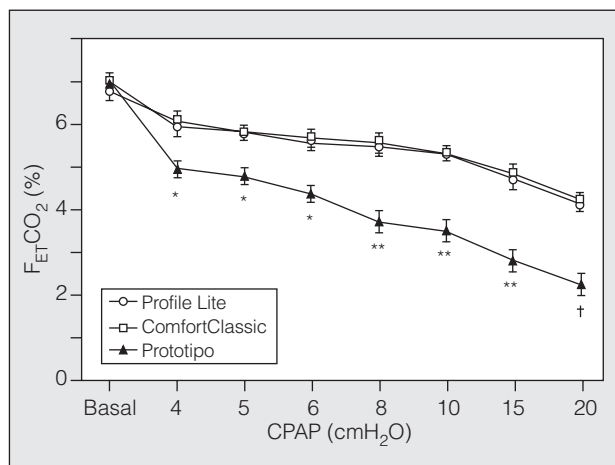


Fig. 1. Evolución de la fracción *end-tidal* de CO<sub>2</sub> (F<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub>) para los diferentes niveles de presión positiva continua de la vía aérea (CPAP) empleados en la totalidad de los sujetos del estudio. Los puntos corresponden a la media ajustada para la covariable secuencia y las barras al error estándar de la media. \*p < 0,01 comparada con las otras mascarillas a un nivel similar de CPAP. \*\*p < 0,001 comparada con las otras mascarillas a un nivel similar de CPAP.

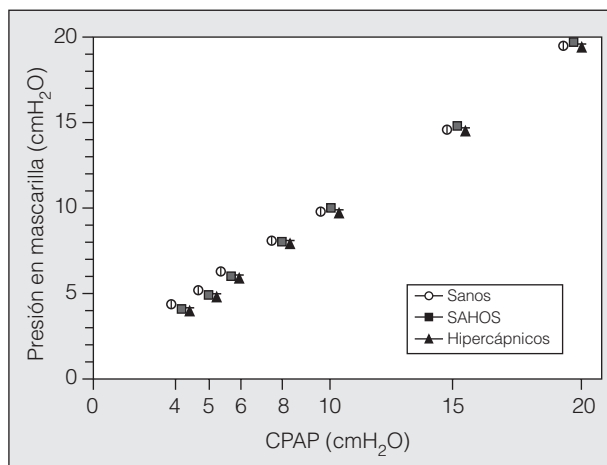


Fig. 2. Presiones alcanzadas en la mascarilla prototipo durante la aplicación de los sucesivos niveles de presión positiva continua de la vía aérea (CPAP) en los distintos grupos del estudio. SAHOS: síndrome de apneas-hipopneas obstructivas durante el sueño.

La F<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub> alcanzada tras la aplicación de los diferentes niveles de presión en la totalidad de los pacientes del estudio se muestra en la figura 1. Con las 3 mascarillas se logró una reducción progresiva al incrementar la presión de CPAP, que ya fue evidente a partir de 4 cmH<sub>2</sub>O (p < 0,001 por MANOVA). Sin embargo, para cualquier nivel de presión la disminución de la F<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub> fue más intensa con la mascarilla prototipo que con las otras (fig. 1). En la tabla II se desglosa el comportamiento de la F<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub> en cada uno de los grupos de estudio. En relación con las 2 mascarillas convencionales, la mascarilla prototipo logró una reducción más intensa de la F<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub> a partir de 4 cmH<sub>2</sub>O en el grupo hipercápnico y a partir de 8 cmH<sub>2</sub>O en los otros 2 grupos del estudio.

Las presiones alcanzadas en la mascarilla prototipo con la aplicación de CPAP fueron similares en los 3 grupos del estudio (fig. 2). En ningún caso se apreciaron diferencias significativas entre la presión proporcionada por la máquina de CPAP y la generada en la mascarilla. Únicamente la presión desarrollada en la mascarilla con

la aplicación de 6 cmH<sub>2</sub>O desde el ventilador resultó mayor en el grupo control (6,3 ± 0,1 cmH<sub>2</sub>O) que en el grupo SAHOS (6,1 ± 0,0 cmH<sub>2</sub>O; p = 0,032) y en el hipercápnico (6,1 ± 0,0 cmH<sub>2</sub>O; p = 0,017).

## Discusión

Nuestro estudio confirma que el prototipo de mascarilla nasal logra transmitir adecuadamente la presión generada por un equipo de CPAP en distintos grupos de sujetos y que origina una reinhalación menor de CO<sub>2</sub> que otras mascarillas de uso habitual. Estos hallazgos inciden en la importancia de la elección de las mascarillas tanto en el tratamiento con CPAP como con ventilación no invasiva<sup>8</sup>. A diferencia de la ventilación por intubación o cánula de traqueotomía, la CPAP y la ventilación no invasiva tienen como característica común el carácter no hermético del sistema. Esta solución de continuidad entre el respirador y la vía respiratoria tiene gran trascendencia y puede justificar en algunos

TABLA II  
Evolución de la fracción *end-tidal* de anhídrido carbónico (F<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub>) en los diferentes grupos del estudio

Grupo	Mascarilla	Basal	CPAP (cmH <sub>2</sub> O)						
			4	5	6	8	10	15	20
Sanos	Profile Lite	6,3 ± 0,2	5,9 ± 0,2	5,7 ± 0,3	5,4 ± 0,2	5,3 ± 0,3 <sup>a</sup>	5,2 ± 0,3 <sup>b</sup>	4,3 ± 0,3 <sup>a</sup>	3,7 ± 0,3 <sup>b</sup>
	ComfortClassic	6,6 ± 0,2	5,8 ± 0,2	5,7 ± 0,3	5,7 ± 0,2	5,6 ± 0,3 <sup>b</sup>	5,1 ± 0,3 <sup>a</sup>	4,6 ± 0,3 <sup>b</sup>	3,7 ± 0,3 <sup>b</sup>
	Prototipo	6,8 ± 0,2	5,0 ± 0,3	5,0 ± 0,3	4,9 ± 0,3	3,8 ± 0,4	3,7 ± 0,3	2,9 ± 0,4	1,8 ± 0,3
SAHOS	Profile Lite	6,2 ± 0,3	5,7 ± 0,2	5,6 ± 0,3	5,4 ± 0,3 <sup>a</sup>	5,4 ± 0,3 <sup>b</sup>	5,2 ± 0,4 <sup>a</sup>	4,7 ± 0,4	4,1 ± 0,4
	ComfortClassic	6,4 ± 0,3	5,5 ± 0,2	5,4 ± 0,3	5,3 ± 0,3	5,3 ± 0,3 <sup>a</sup>	5,0 ± 0,4 <sup>a</sup>	4,8 ± 0,4 <sup>a</sup>	4,4 ± 0,4 <sup>a</sup>
	Prototipo	6,4 ± 0,3	5,0 ± 0,3	4,8 ± 0,3	4,2 ± 0,4	3,7 ± 0,4	3,5 ± 0,4	3,3 ± 0,4	3,9 ± 0,4
Hipercápnico	Profile Lite	7,7 ± 0,3	6,5 ± 0,4 <sup>a</sup>	6,1 ± 0,4 <sup>a</sup>	5,9 ± 0,4 <sup>a</sup>	5,8 ± 0,4 <sup>a</sup>	5,6 ± 0,4 <sup>b</sup>	5,1 ± 0,4 <sup>c</sup>	4,7 ± 0,4 <sup>c</sup>
	ComfortClassic	7,9 ± 0,3	6,4 ± 0,4 <sup>a</sup>	6,3 ± 0,4 <sup>c</sup>	6,1 ± 0,4 <sup>a</sup>	5,8 ± 0,4 <sup>b</sup>	5,8 ± 0,4 <sup>b</sup>	5,1 ± 0,4 <sup>c</sup>	4,5 ± 0,4 <sup>b</sup>
	Prototipo	7,8 ± 0,4	4,9 ± 0,4	4,6 ± 0,4	4,2 ± 0,5	3,7 ± 0,5	3,6 ± 0,5	2,2 ± 0,4	2,0 ± 0,4

Se indica la media ajustada para la covariable secuencia ± error estándar de la media.

CPAP: presión positiva continua de la vía aérea; SAHOS: síndrome de apneas-hipopneas obstructivas durante el sueño.

Comparación entre mascarillas para un mismo nivel de CPAP: <sup>a</sup>p < 0,05 frente a mascarilla prototipo; <sup>b</sup>p < 0,01 frente a mascarilla prototipo; <sup>c</sup>p < 0,001 frente a mascarilla prototipo.

casos la ineficacia del tratamiento por fugas o por una mala aplicación de la superficie de contacto entre la mascarilla y el paciente.

Por todo ello, se considera que una mascarilla nasal ha de reunir un conjunto básico de requisitos para ser aceptable. Su diseño y su estructura deben garantizar que sea un compartimiento estanco y poco distensible, con una baja resistencia al flujo y un mínimo espacio muerto<sup>8</sup>. Además, deberá ser fácil de colocar, ligera, cómoda, inodora y adaptable, con diferentes tamaños<sup>8,20</sup>. Con objeto de reducir la presión que ejercen sobre la cara del paciente y evitar la aparición de lesiones cutáneas, las mascarillas incorporan diversos materiales, como gel o silicona, que alivian el contacto con la piel. Por último, no debe olvidarse el aspecto económico, puesto que muchas veces el precio resulta un factor decisivo en la elección de la mascarilla.

Además de las fugas, la posibilidad de reinhalación constituye uno de los principales problemas que plantea la administración de CPAP o ventilación no invasiva a través de mascarillas nasales. En el primer caso, los pacientes respiran a través de un tubo que conecta la máquina de CPAP con la mascarilla nasal y su puerto espiratorio. En condiciones normales la presión generada por la máquina de CPAP impulsa un flujo de aire fresco a través de la tubuladura, que lava el CO<sub>2</sub> exhalado a través del puerto espiratorio y minimiza la reinhalación. No obstante, debe tenerse en cuenta que el puerto espiratorio también condiciona el nivel de presión alcanzado en la mascarilla, puesto que puertos con una elevada resistencia reducen el flujo necesario para generar presión en la mascarilla. Existe un mayor riesgo de reinhalación cuando la máquina se apaga<sup>17</sup>, cuando se aplican presiones bajas de CPAP o cuando el flujo suministrado por la máquina está disminuido por un incremento de la resistencia de la tubuladura (algo que resulta excepcional) o del puerto espiratorio, lo que es más habitual y depende de sus características estructurales.

Con respecto a la posibilidad de reinhalación, los resultados de este estudio confirman que la administración de CPAP con cualquiera de las 3 mascarillas analizadas logra reducir la F<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub> a medida que aumenta la presión. Además, se comprueba que para un mismo nivel de presión la disminución de la F<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub> es mayor con la mascarilla prototipo que con las otras 2 analizadas (fig. 1). En nuestra opinión, este hallazgo refleja simplemente que el caudal de fuga a través del puerto espiratorio de la mascarilla prototipo es mayor que el suministrado por los puertos espiratorios de las otras 2 mascarillas. En un estudio previo se comparó el caudal de fuga a través del puerto espiratorio de la mascarilla prototipo con los obtenidos a través de 2 puertos espiratorios de Respironics similares a los integrados en las mascarillas Profile Lite y ComfortClassic<sup>15</sup>. Para ello se recogió el caudal de fuga en un canister de Serres y se condujo a un rotámetro, donde se midió el caudal. Se comprobó que a presiones de 10-20 cmH<sub>2</sub>O el puerto espiratorio de la mascarilla prototipo proporcionaba un caudal de fuga 4 l/min mayor que los otros<sup>15</sup>.

No obstante, también es importante destacar que la generación de una fuga superior no modifica la presión

generada en la mascarilla prototipo. De hecho, en este estudio no se han observado diferencias significativas entre la presión suministrada por la máquina de CPAP y la generada en la mascarilla prototipo (fig. 2). Por el contrario, Ferguson y Gilmartin<sup>14</sup> han descrito que con un puerto espiratorio tipo Plateau, similar a los incorporados en las mascarillas Profile Lite y ComfortClassic, la presión alcanzada en la mascarilla resultaba 1-3 cmH<sub>2</sub>O menor que la fijada en el ventilador. Este diferente comportamiento probablemente traduce que este tipo de puertos tiene una mayor resistencia que el acoplado a la mascarilla prototipo. De hecho, en el estudio de Farré et al<sup>17</sup> se verificó que los puertos espiratorios tipo Plateau y Whisper Swivel (Respironics) tienen una elevada resistencia y pueden alcanzar 50 cmH<sub>2</sub>O con flujos elevados.

El efecto de las mascarillas nasales empleadas para suministrar CPAP difiere levemente entre los distintos grupos de sujetos estudiados (tabla II). En los enfermos con insuficiencia respiratoria crónica hipercápnica, la mascarilla prototipo logra una mayor reducción de la F<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub> a menores niveles de presión que en los otros 2 grupos de sujetos. Además de las limitaciones originadas por el tamaño muestral, que se estimó para detectar diferencias globales y no sólo a bajas presiones, es posible que la mayor cantidad de CO<sub>2</sub> exhalado por los pacientes hipercápnicos sea más sensible al efecto de la CPAP, incluso a presiones muy bajas.

En definitiva, nuestros datos confirman que el tipo de mascarilla y su puerto espiratorio condicionan diferentes niveles de reinhalación de CO<sub>2</sub>. Entre otros aspectos, esto resulta especialmente relevante en la vieja controversia sobre la conveniencia de utilizar mascarillas convencionales o a medida<sup>8,21</sup>. Aunque es innegable que las mascarillas confeccionadas a medida de las características faciales del paciente son útiles cuando se precisa ventilación continua o a la hora de plantearse alternativas al punto de apoyo de la mascarilla, puede que no siempre se controle bien el caudal de fuga de su puerto espiratorio. Por otra parte, la incorporación del puerto espiratorio en el circuito del respirador, en lugar de integrarlo en la mascarilla, tampoco parece una solución óptima, puesto que se ha demostrado que origina una mayor reinhalación de CO<sub>2</sub><sup>22</sup>.

En conclusión, este estudio demuestra que un prototipo de mascarilla nasal de fabricación nacional origina una menor reinhalación de CO<sub>2</sub> durante la administración de CPAP que otras mascarillas de uso habitual en nuestro medio. Al margen del coste, la disponibilidad local de un tipo u otro de mascarillas puede resultar importante en la práctica clínica cotidiana, puesto que, pese a que en el momento actual existe una gran variedad de mascarillas nasales en el mercado, con una amplia gama de tallas y formas, la política de sectorización de empresas imperante en el Sistema Nacional de Salud plantea una limitación geográfica para el acceso a ellas.

#### BIBLIOGRAFÍA

1. Durán J, Esnaola S, Rubio R, Iztueta A. Obstructive sleep apnea-hypopnea and related clinical features in a population-based sample of subjects aged 30 to 70 yr. *Am J Respir Crit Care Med*. 2001;163:685-9.

2. Marín JM, Carrizo SJ, Vicente E, Agustí AG. Long-term cardiovascular outcomes in men with obstructive sleep apnoea-hypopnea with or without treatment with continuous positive airway pressure: an observational study. *Lancet*. 2005;365:1046-53.
3. Masa JF. ¿Titulación con presión positiva continua en la vía aérea: manual, automática o empírica? *Arch Bronconeumol*. 2004;40:147-8.
4. Parra Ordaz O. Trastornos respiratorios del sueño y enfermedad cerebrovascular. *Arch Bronconeumol*. 2004;40:34-8.
5. García-Río F. El síndrome de apneas del sueño como causa y consecuencia de insuficiencia cardíaca congestiva. *Med Clin (Barc)*. 2001;116:312-4.
6. Durán-Cantolla J, Mar J, De la Torre Muñecas G, Rubio Aramendi R, Guerra L. El síndrome de apneas-hipopneas durante el sueño en España. Disponibilidad de recursos para su diagnóstico y tratamiento en los hospitales del Estado español. *Arch Bronconeumol*. 2004;40:259-67.
7. American Association for Respiratory Care. Consensus statement on the essentials of mechanical ventilators. *Respir Care*. 1992;37:1000-8.
8. Díaz Lobato S, Mayoralas Alises S. Ventilación no invasiva. *Arch Bronconeumol*. 2003;39:566-79.
9. Lisboa C, Díaz O, Fadic R. Ventilación mecánica no invasiva en pacientes con enfermedades neuromusculares y en pacientes con alteraciones de la caja torácica. *Arch Bronconeumol*. 2003;39:314-20.
10. De Miguel Díez J, De Lucas Ramos P, Pérez Parra JJ, Buendía García MJ, Cubillo Marcos JM, González-Moro JM. Análisis de la retirada de la ventilación mecánica no invasiva en pacientes con síndrome de hipoventilación-obesidad. Resultados a medio plazo. *Arch Bronconeumol*. 2003;39:292-7.
11. Rabec CA, Reybet-Degat O, Bonniaud P, Fanton A, Camus P. Monitorización de las fugas en ventilación no invasiva. *Arch Bronconeumol*. 2004;40:508-17.
12. Farré R, Montserrat JM, Ballester E, Navajas D. Potential rebreathing after continuous positive airway pressure failure during sleep. *Chest*. 2002;121:196-200.
13. International Standard ISO-10651-2. Lung ventilators for medical use, part 2. Particular requirements for home care ventilators. Geneva: International Organization for Standardization; 1996.
14. Ferguson GT, Gilmartin M. CO<sub>2</sub> rebreathing during BiPAP ventilatory assistance. *Am J Respir Crit Care Med*. 1995;151:1126-35.
15. Prat JP. Caudal fuga mascarilla CPAP Carburos. Product assessment and quality control. Madrid: Carburos Metálicos S.A.; 2002.
16. Minette A. Questionnaire of the European Community for Coal and Steel (ECSC) on respiratory symptoms. *Eur Respir J*. 1989;2:165-77.
17. Farré R, Montserrat JM, Ballester E, Navajas D. Potential rebreathing after continuous positive airway pressure failure during sleep. *Chest*. 2002;121:196-200.
18. American Thoracic Society. Standardization of spirometry. 1994 Update. *Am J Respir Crit Care Med*. 1995;152:1107-36.
19. Quanjer PH, Trammeling GJ, Cotes JE, Pedersen OF, Peslin R, Yernault JC. Lung volumes and forced ventilatory flows. Report Working Party Standardization of Lung Function Tests. European Community for Steel and Coal. Official statement of the European Respiratory Society. *Eur Respir J*. 1993;6 Suppl. 16:5S-40S.
20. Mosteiro M, Farrero E, Escarrabill J. Eficacia de ventilación nasal con máscara moldeada a medida utilizando un aparato de soporte ventilatorio. *Arch Bronconeumol*. 1996;32:317.
21. Tsuboi T, Ohi M, Kita H, Otsuka N, Hirata H, Noguchi T, et al. The efficacy of a custom-fabricated nasal mask on gas exchange during nasal intermittent positive pressure ventilation. *Eur Respir J*. 1999;13:152-6.
22. Schettino G, Chatmongkolchart S, Hess D, Kacmarek R. Position of exhalation port and mask design affect CO<sub>2</sub> rebreathing during noninvasive positive pressure ventilation. *Crit Care Med*. 2003;31:2178-82.