

APLICACIÓN DE LAS CURVAS DE IGUAL SONORIDAD EN LA MOLESTIA A RUIDO ALEATORIO. CASO DE ESTUDIO EN SISTEMA CPAP CON HELMET NEONATAL.

Ricardo Hernández Molina¹, Francisco Fernández Zacarías¹, José Luis Cueto Ancela¹, Simón Lubián López², Almudena Alonso Ojembarrena²

¹Acoustic Engineering Laboratory, CASEM
University of Cádiz, 11510 Cádiz, Spain
Tel/Fax: 956 016051

{ricardo.hernandez@uca.es, francisco.fernandez@uca.es, Joseluis.cueto@uca.es}

²Neonatology, Hospital Pta. Mar
11009 Cádiz, Spain
{slubian@yahoo.es, aaojemba@telefonica.net}

Resumen

El presente artículo aporta una evidencia empírica sobre la aplicación de las líneas isofónicas para evaluar la exposición a ruido que están sometidos los recién nacidos prematuros con soporte respiratorio CPAP con helmet neonatal. En el mismo, se compara los niveles de presión sonora por bandas de tercios de octava respecto a las líneas isofónicas y se analiza la influencia que tienen los filtros HME acoplados a los helmets, en los niveles de presión sonora durante el suministro de aire-oxígeno.

En este artículo se pone de manifiesto que un cambio de escala adecuado permite una valoración más objetiva de todo el espectro audible.

Palabras-clave: Igual sonoridad, ventilación CPAP, ruido, neonatos, cuidados intensivos.

This paper provides empirical evidence on the implementation of equal loudness lines on evaluating the noise exposure experienced by premature newborns under CPAP respiratory support by means of a neonatal helmet. Also, it is compared the sound pressure levels by one-third octave bands, in terms of the lines isophons, and analyzing the influence that HME filter placed on the helmets have during the delivery of oxygen-air, on the levels of sound pressure.

This article shows that an appropriate scaling allows a more objective assessment of the full spectrum audible.

Keywords: equal-loudness, CPAP ventilation, noise, neonate, intensive care.

PACS no. 43.50.Hg, 43.66.Vt

1 Introducción

Varios estudios revelan que, en general, niveles elevados de ruido contribuyen a la deficiencia auditiva de los neonatos y otros factores fisiológicos [1] [2]. También se ha detectado los efectos a

medio y largo plazo de la estimulación repetida de ruidos de alta intensidad, además, podrían tener repercusiones importantes en la conducta del neonato [3].

En la supervivencia de los prematuros una de las modalidades de soporte respiratorio consiste en CPAP mediante un helmet. Estudios recientes demuestran que estos sistemas generan un nivel de ruido que puede ser nocivo para el oído en desarrollo de los prematuros [4][5][6].

Una de las herramientas que permiten correlacionar la molestia con los niveles de presión sonora a que son sometidos los seres humanos son las curvas de igual sonoridad. No obstante, estas curvas normalizadas están elaboradas para individuos normales con edades entre 18 y 30 años (ISO 226:1987), aun así determina un referente para cuantificar la molestia relativa entre individuos de otras edades.

Las curvas de igual sonoridad aparecen por primera vez gracias a Munson y Fletcher en 1930, siendo posteriormente modificadas por Robinson y Dadson[7]. Estas curvas calculan la relación existente entre las frecuencias e intensidades (en dB) de dos tonos puros para que estos se perciban igual de fuertes por el oído humano, y por lo tanto, todos los puntos así configurados representa una curva isofónica que tiene la misma sonoridad.

Así, se establece que los valores en fon corresponde a una sonoridad en dB en la frecuencia de 1kHz, es decir, 0 fon corresponde a una sonoridad de 0 dB a 1kHz.

Una de las características de estas curvas se manifiestas en que a medida que aumenta el nivel de presión sonora las curvas se hacen más planas, es decir, su dependencia de la frecuencia disminuye a medida que aumenta el nivel de presión sonora.

A raíz de estas curvas nacieron los filtros empelados hoy día en los sonómetros denominados comúnmente como filtros A, B y C, donde el filtro de ponderación A tiene un perfil parecido a la curva isofónica de 30 fon, el filtro de ponderación B similar a la curva de 70 fon, y el filtro de ponderación C a la curva de 100 fon.

La utilización indiscriminada de un tipo de filtro de ponderación, -siendo el filtro de ponderación A el más empleado en la práctica-, sin tener en cuenta el nivel del sonido medido aleja la realidad perceptiva del valor de medición.

2 Objetivo

Se trata de comparar los resultados obtenidos de evaluar la exposición a ruido en recién nacidos prematuros tratados con soporte CPAP-helmet neonatal, mediante el espectro medido en dB y el espectro medido en fonios.

3 Materiales y métodos

Se compararon dos sistemas de CPAP mediante helmet neonatal: uno con el Helmet StarMed Castar (Mirandola, Italia); y otro con el helmet DimAir (Mirandola, Italia). Las mediciones de los niveles de presión sonora se realizaron colocando estos dos sistemas de CPAP a una cabeza de maniquí (Types 4100 de Brüel & Kjær), empleándose para las medidas de los niveles de presión sonora un pistófono calibrado (Modelo 4231 de Brüel) –para comprobar la cadena de medida al

principio y al final de cada medida–, un analizador “Pulse modelo 3560C” de Brüel & Kjær” con los micrófonos colocado los oídos internos del maniquí y, además, otro micrófono midiendo el ruido ambiental. Para medir las condiciones ambientales se empleó el equipo Velocical plus de TSI [7].

Todas las medidas se realizaron en la UCIN del Hospital Universitario Puerta del Mar (Cádiz, España). El equipo se configuró, tras el pretest, en un rango dinámico entre 0 y 140dB, y un ancho de banda de 20 Hz y 20KHz, y para medidas en lineal y en ponderación A. Dado que el oído humano no responde por igual a todas las frecuencias sino que es mucho más sensible a sonidos de 1-4 KHz [9], y que en el medio ambiente postnatal los ruidos son impredecibles y predominantemente de alta frecuencia[10], fundamentalmente los tonos donde se encuentran configuradas las alarmas de los monitores, las mediciones de presión sonora se realizaron en bandas de frecuencia de tercios de octavas y análisis espectral FFT, con objeto de realizar una evaluación del comportamiento real del ruido emitido por el caudal aire-oxígeno en las distintas bandas de frecuencia. Así mismo, se decidió comparar los espectros con la curva de 40 fonios, para evaluar, en las condiciones más favorables, la molestia que supone en una persona sana[11].

Se realizaron un total de 4968 mediciones de ruido de 5 segundos cada una, 216 de ellas fueron de ruido de fondo. Debido a la gran variabilidad de los niveles de ruidos detectados en la UCIN[12], todas las mediciones se realizaron en tercios de octavas, sin filtros y con ponderación A. Los distintos parámetros de los niveles de presión sonora, L10, L90, L1eq, LeqA, Lmax, Lmin, se determinaron en periodos de 3 minutos, usándose los estadísticos de tendencia central para los análisis correspondientes. También se comprobaron al principio y al final de las medidas los valores de ajuste del equipo con un pistófono calibrado.

Para poder correlacionar los niveles de ruidos registrados en el interior y exterior del helmet, se emplearon tres micrófonos, uno para el oído izquierdo, otro para el oído derecho, estos dentro del helmet, y otro más para medidas en el exterior del helmet. De esta forma fue posible descartar muestras donde los ruidos en el exterior fueron superiores a los del interior, derivados de situaciones como activaciones de alarmas u otras actuaciones típicas y sobrevenidas dentro de una sala de UCIN.

Las mediciones de ruido se realizaron para diferentes valores de flujos: 20, 30 y 40 lpm sin filtro y con filtro HMEF (Clear Therm-Micro modelo 1441, Tyco, Mirandola, Italia) y filtros respiratorios (Clear-Guard Midi modelo 1644, Tyco, Mirandola, Italia) colocado en la rama inspiratoria del circuito de CPAP. Durante el estudio, la presión en el interior del helmet se mantuvo constante, en todas las condiciones, a 5 cm H₂O. Las condiciones ambientales registraron los siguientes valores: temperatura ambiente en torno a 22,1±1 °C, la humedad relativa se concentró dentro en el intervalo de 52,9 ±5%.

Para determinar el espacio temporal y espacial más favorable para el estudio que se pretendía se hizo un pre-test a lo largo de una jornada de 16 horas, con objeto de discriminar la franja horaria de mayores niveles de ruido de fondo. La idea fue evitar que los elevados niveles de ruidos de fondo que, según diversas investigaciones, se suelen producir en las UCIN [14][15] influyeran en el ruido generado por el gas introducido en al interior del helmet.

Para la comparación con la curva de igual sonoridad se ha tenido en cuenta que las curvas Munson y Fletcher y las curvas de Robinson y Dadson sólo son válidas para campos sonoros directos, dado que no tienen en cuenta que los sonidos no se percibe por igual si provienen de diferentes direcciones[13]. Por esta razón se han empleado curvas de igual sonoridad, añadiendo las correcciones que propone para campos sonoros difuso la UNE 74003:1992, y cuya expresión viene determinada por la ecuación (1). Bajo estas directrices se ha podido elaborar las curvas representadas en la fig. 1, las cuales ilustran una comparativa de las ventajas o desventajas de aplicar el filtro de ponderación A respecto a las curvas de igual sonoridad.

$$L_N(\text{fon}) = \frac{a_f(L_f - T_f')}{1 + b_f(L_f - T_f')} \quad (1)$$

L_f = Presión sonora en dB, y
 a_f , b_f , y T_f' están dadas en la norma UNE 74003:1992.

A priori se podría obtener una percepción del espectro que podría llegar no ser del todo correcta, y es que aun cuando los datos en decibelios a baja frecuencia pueden aparentar valores relativamente elevados, en algunos casos se podría entender que no deja de ser mero elemento de curiosidad sin llegar a representar verdadera preocupación, fundamentalmente por la baja sensibilidad del oído a esta banda de frecuencias, mientras que otros valores algo más moderados de la banda de media y alta frecuencia pueden llegar a ser verdaderamente preocupantes, sobre todo teniendo en cuenta que la zona de mayor sensibilidad auditiva se encuentra entre 1kHz y 4kHz. Estas deducciones sobrevenidas a priori podrían quedar totalmente descartadas con el uso de las curvas de igual sonoridad, pues a diferencia del filtro de ponderación A, estas curvas además de ser función de la frecuencia también lo es del nivel de presión sonora.

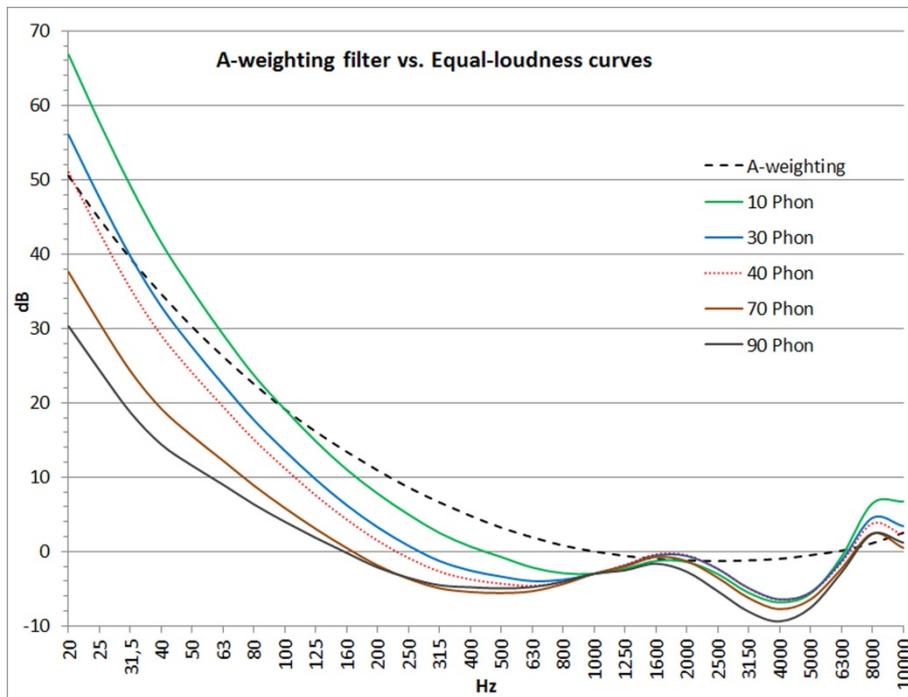


Fig. 1. Comparison of A-weighting filter and equal-loudness curves.

En la fig. 1 se puede observar que el punto de corte en 0dB, para la curvas de igual sonoridad, no ocurre a 1kHz, esto es debido a que se está representando la situación bajo un campo sonoro difuso. Por el contrario, en el filtro de ponderación A, sí que se produce el corte en el punto de 1kHz.

4 Resultados

Las figuras de 2 a 7 representan las gráficas de los niveles de ruido en tercio de octavas para un caudal de 20 a 40lpm. En la parte superior de estas figuras se muestra los valores registrados en fonios y en la parte inferior en decibelios.

En la fig. 2 se muestran los resultados que se registraron con el sistema asociado al helmet DimAir. En ella se puede apreciar que los valores más altos se producen en ausencia de filtro en la banda de 6.3 a 8kHz, independientemente de uno u otro oído. En este sentido, en la figura 2 (upper) se puede observar que el peor comportamiento de este sistema frente al ruido, para un caudal de 20lpm, se da en alta frecuencia, a partir de 2.5kHz.

La fig. 2 (lower) muestra que a pesar de que el filtro HME acentúa los niveles de baja frecuencia por encima de los 50dB, la representación en fonios, fig. 2 (upper), ofrece información adicional, matizando que estos valores no repercuten en la molestia auditiva, cayendo a valores en torno a 0 fonios. Si bien es cierto que se podría haber aplicado el filtro de ponderación A, sin embargo, la aplicación indiscriminada de este filtro a los niveles de presión sonora hace que los valores no sean tan consistentes por debajo de 1kHz. También se puede comprobar que los filtros HME y CG tienen comportamientos similares en cuanto a la molestia auditiva. Otro detalle a tener en cuenta en este tipo de sistema, para valores de caudal de 20 lpm, es que la diferencia entre oídos es muy pequeña.

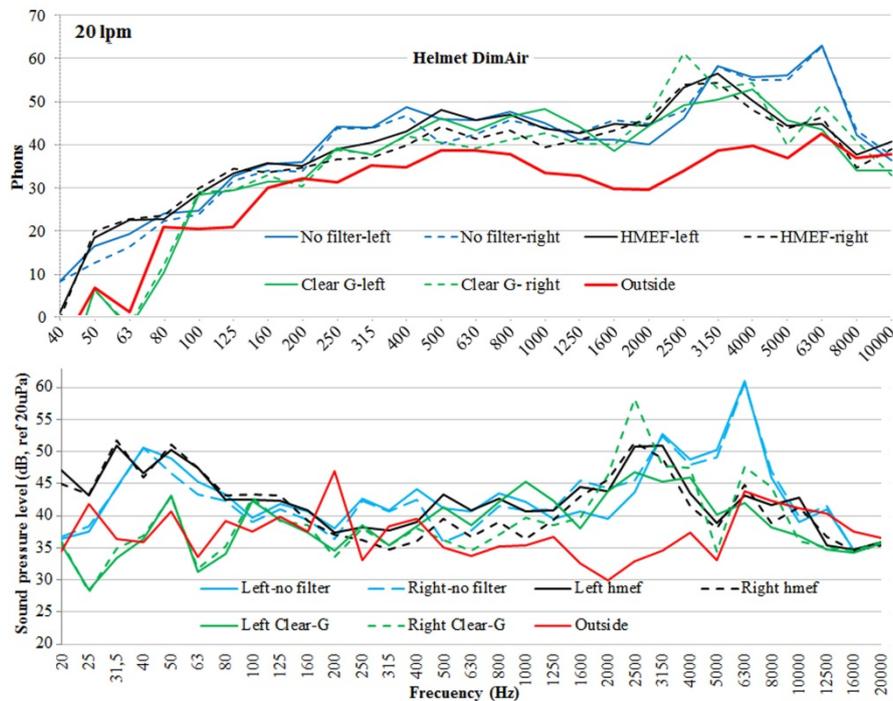


Fig. 2– Curves helmet DimAir at 20lpm . Upper: Comparison of different filter types between left and right ears (phon). Lower: Comparison of different filter types between left and right ears (dB).

La fig. 3 muestra los resultados para el sistema con helmet StarMed. En esta figura se puede apreciar que los valores más altos están repartidos en baja, media y alta frecuencia. En baja frecuencia los valores más altos los acentúa el filtro HME, y en media y alta frecuencia es como consecuencia de ausencia de filtro. Por otro lado, no existe un claro vencedor en todo el espectro, hasta los 1.6kHz es el filtro CG el que muestra mejor comportamiento, sin embargo, a partir de este valor el HME se muestra como claro dominante, con mejores características frente al ruido.

Durante las pruebas hubo desplazar el helmet DimAir de forma que el conducto de entrada de aire en el interior de la cámara quedará ubicado próximo a la zona trasera de cabeza. Sin esta corrección

los niveles que estaba registrando el equipo en leqA eran del orden de 20 dB(A), y en alguna banda llegaron a alcanzar valores de 40dB. Sin embargo, esta corrección no es tan sencilla realizarla en el helmet StarMed, fundamentalmente por la configuración y las protuberancias que lleva adheridos de fábrica este modelo, que dificulta, sin molestar, su giro hacia la parte trasera de la cabeza. Esta es una de las razones por la cual la diferencia entre el oído izquierdo y derecho en el sistema con helmet DimAir no son tan abultadas como en el sistema con helmet StarMed.

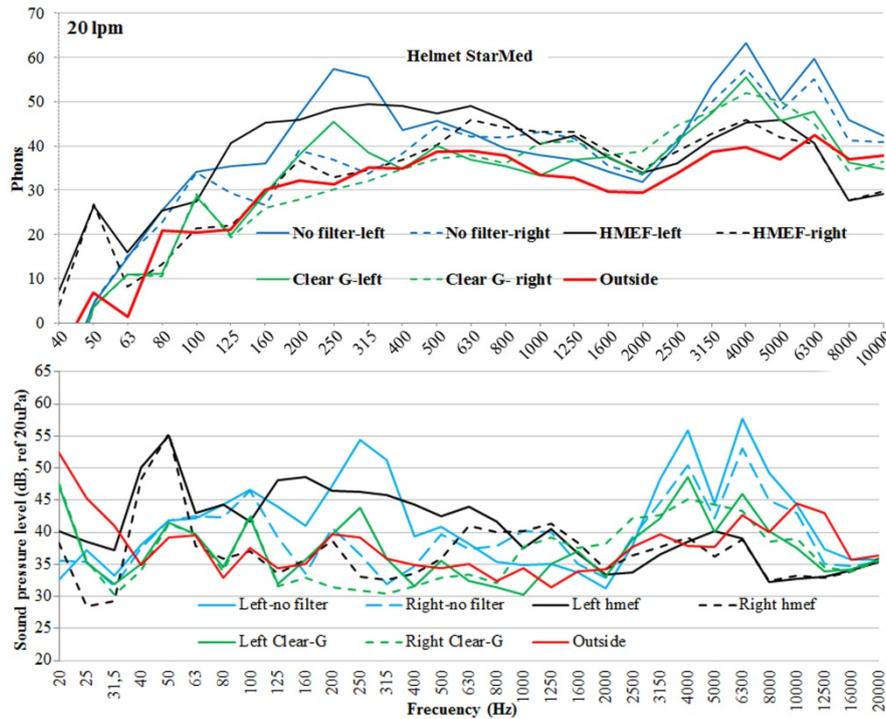


Fig. 3– Curves helmet StarMed at 20lpm. Upper: Comparison of different filter types between left and right ears (phon). Lower: Comparison of different filter types between left and right ears (dB).

También se puede apreciar que los niveles registrados en el oído izquierdo, línea continua, son más elevados que los niveles registrados en el oído derecho, línea discontinua. Estas diferencias son debidas a la configuración del helmet, que vienen preparados de fábrica para tomar el gas lateralmente. En nuestro caso, en todos los ensayos se usó el conducto de entrada izquierdo, sin embargo, en ambos casos hubo que desplazar el conducto de entrada hacia la zona trasera, zona de la cabeza, para evitar que el conducto de entrada proyectase el gas en la zona próxima al oído izquierdo. En el caso del helmet DimAir las diferencias alcanzaron valores del orden de 40dB antes de modificar la dirección de entrada del gas.

Por otro lado, el sistema que emplea el helmet DimAir en cualquiera de las configuraciones de gestión del gas usada en el ensayo, supera la línea de 40 fonios entre los 0.5 y 8kHz, fig. 2(upper). No obstante, cuando se hace referencia al sistema que emplea el helmet StarMed, solo el uso del filtro CG permite mantener el nivel por debajo de la línea de 40 fonios hasta los 2kHz, fig. 3(upper). Parece evidente que en ambos sistema el filtro CG es el que tiene mejor comportamiento, aun cuando su en combinación con el helmet DimAir sólo sea determinante en alta frecuencia. También es de destacar, que la línea de 60 fonios sólo se supera en alta frecuencia en una franja muy estrecha, entre los 3 y 5kHz y entre los 5 y 8kHz para el helmet StarMed y DimAir respectivamente.

Por lo tanto, se ha de matizar que en la banda de 1 a 4kHz, aun cuando el flujo de gas es relativamente bajo, los valores en fonio, en cualquier de los sistema ensayados superaron el umbral de 40 fonios, y, por lo tanto, la molestia en un individuo sano. También se puede observar que la media del ruido ambiente, a partir de los 0.2kHz se mantuvo entre los 30 y 40 fonios.

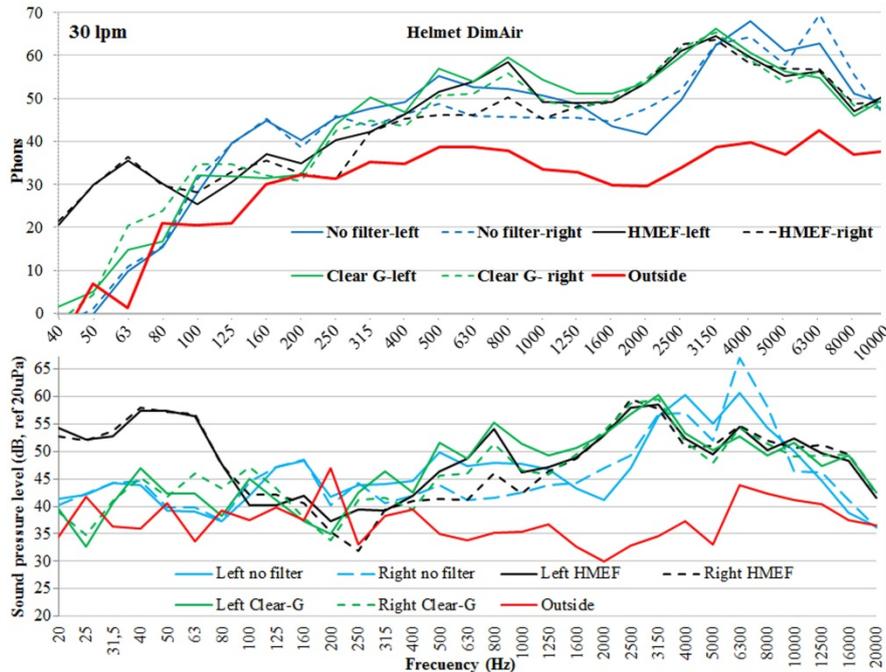


Fig. 4– Curves helmet DimAir at 30lpm . Upper: Comparison of different filter types between left and right ears (phon). Lower: Comparison of different filter types between left and right ears (dB).

Cuando el flujo se eleva a 30lpm los resultados obtenidos para ambos sistemas, DimAir y StarMed, son los que se muestran en las figuras 4 y 5. En estos casos se observa que el ruido en el interior de la cámara alcanza niveles próximos a 70 fonios, en este caso los niveles máximos se presentaron en el sistema de helmet DimAir. Cabe destacar, igual que ocurrió en el caso anterior, las diferencias manifiestas entre los espectros de niveles de presión sonora registrados con uno y otro sistema. A primera vista, se puede observar que en el espectro del sistema con el helmet DimAir los niveles más altos se presentan en alta frecuencia, mientras que con el helmet StarMed los niveles más elevados se producen en baja frecuencia.

La fig. 4 (lower) muestra el extraño comportamiento en baja frecuencia del filtro HME acoplado helmet DimAir, sin embargo, al observar la fig.4 (upper) se entiende que este comportamiento carece de importancia cuando se compara con los valores obtenidos por encima de los 0.3kHz, punto a partir del cual los niveles de presión sonora están por encima de la línea de 40 fonios, y que llegan a superar la barrera de los 65 fonios en determinados casos. Llama la atención en este sistema, para caudales de 30lpm, que en la franja de mayor sensibilidad auditiva los filtros empeora el comportamiento frente al ruido, con diferencias de casi 10dB.

En la fig. 5 se puede observar que las diferencias entre los niveles de ruido registrados en uno y otro oído empiezan a ser muy importantes, fundamentalmente en baja frecuencia. En este caso el uso del filtro HME con helmet StarMed magnifica los niveles de ruido en el oído izquierdo, que corresponde a aquel oído que está más cerca de la boca de aire. No obstante, la mayor parte de estos valores magnificados se concentra en la zona de baja frecuencia y, por tanto, se podría pensar que su

relevancia queda relativamente maquillada cuando se le aplica el filtro de ponderación A, sin embargo, la fig.5 (upper) pone de manifiesto que esto no es así y que los valores en baja frecuencia son tan importante o más que los de alta frecuencia, si se tiene en cuenta los problemas potenciales de vibraciones que pueden llevar aparejados.

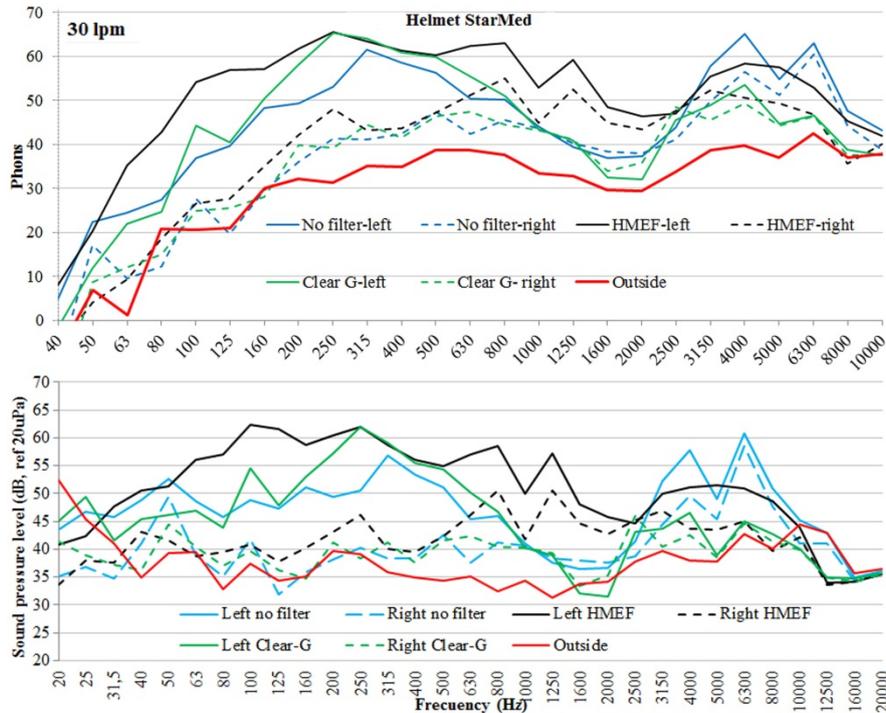


Fig. 5– Curves helmet StarMed at 30lpm . Upper: Comparison of different filter types between left and right ears (phon). Lower: Comparison of different filter types between left and right ears (dB).

Llama la atención, cuando se hace uso de los filtros, que mientras que el sistema CPAP con helmet DimAir supera la línea de 60 fonios en una banda relativamente estrecha de frecuencias, el sistema con helmet StarMed lo hace en una parte importante del espectro. A favor del sistema StarMed se ha de decir que en combinación del filtro CG permite atenuar cerca de 8 fonios entre frecuencias de 1.25 a 2.5 kHz, acercándose a la línea de 30 fonios.

Por otro lado, los niveles en altas frecuencias más elevados se dan en el sistema DimAir, fig 4(lower) que hacen que los niveles $Leq(A)$ de todo en ancho de banda, tras pasar por el filtro de ponderación A, superen el sistema StarMed, fig. 5(lower), puesto que los valores relativamente altos de baja frecuencia que se dan en este sistema quedan extremadamente atenuados.

En las figuras 6 y 7 se muestra los resultados obtenidos al elevar el caudal a 40lpm. Cuando el flujo de gas se eleva a 40lpm (fig.6) el ruido en el interior, evaluado en tercios de octavas, muestra un comportamiento muy similar al registrado cuando el caudalímetro marcó 30lpm, eso si, en este caso los niveles se han elevado ligeramente. También se aprecia que la frecuencia de corte a partir de la cual todas las combinaciones superan la curva de 40 fonios ha descendido hasta los 200Hz. En este caso, las diferencias entre oídos siguen siendo apreciables en el sistema con helmet DimAir y notables en el sistema con helmet StarMed, donde se han incrementado las distancias, llegando a alcanzar valores del orden de 25 dB en alguna banda de frecuencia.

También se observa en la fig. 6 que en el sistema con helmet DimAir asociado al filtro CGF empeora sus resultados respecto al filtro HMEF. Esto es debido a que con este último filtro los niveles de ruido apenas crecen cuando el caudal pasa de 30 a 40lpm, situación que no se puede aplicar al primero.

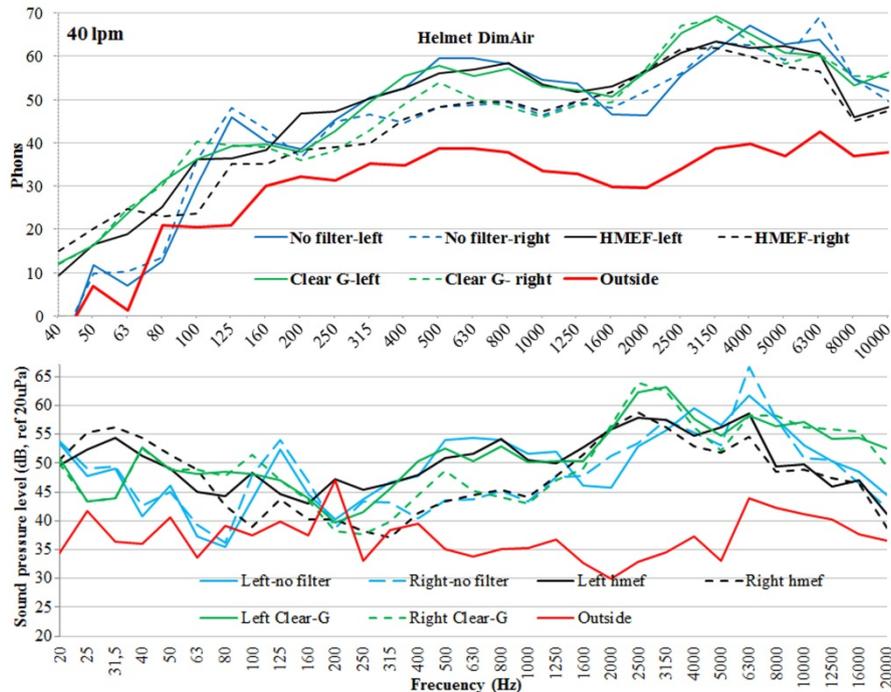


Fig. 6– Curves helmet DimAir at 40lpm . Upper: Comparison of different filter types between left and right ears (phon). Lower: Comparison of different filter types between left and right ears (dB).

En cualquier caso, con caudales de 30 y 40lpm, según se muestra en las figuras 8 y 9, dentro de la banda de frecuencia entre 1 y 4kHz, los niveles de ruido empeora, tanto si se usa el filtro HME como el CGM, llegando a superar los niveles de ruido registrados sin ningún tipo de filtro, en esta banda de frecuencias.

Se repite una y otra vez, en cada una de las pruebas, la deficiente gestión del ruido de estos sistemas, tanto con filtro como sin el, superando en la mayor parte del espectro la línea de 40 fonios.

De las fig. de 4 a 7, se desprende que mientras que al helmet DimAir le va mejor el filtro HME, el helmet StarMed le va mejor el filtro Clear Guard Midi. No obstante, la excepción se encuentra cuando el caudal es de 20 Lpm (fig.2 y3), donde el uso del filtro HME empleado conjuntamente con el helmet neonatal StarMed redujo más eficazmente los niveles de ruido en esta banda de frecuencias.

El nivel de ruido aumenta conforme se aumenta el flujo de gas en el interior de la cámara, sin embargo para niveles de flujo pequeño no superior a 20lpm el nivel de ruido en el interior de la cámara disminuye con el uso de un filtro HME en la rama inspiratoria del sistema, esta diferencia la marca los niveles registrados en alta frecuencia.

En las fig. de 4 a 7 se observa que tanto el filtro HMEF como el Clear Guard Midi (CGM) según el helmet con el que se combine, dejan de ser eficaces frente al ruido dentro de la banda más sensible, es decir, de 1 a 4kHz cuando el caudal toma valores de al menos 30lpm, donde actúan como amplificadores.

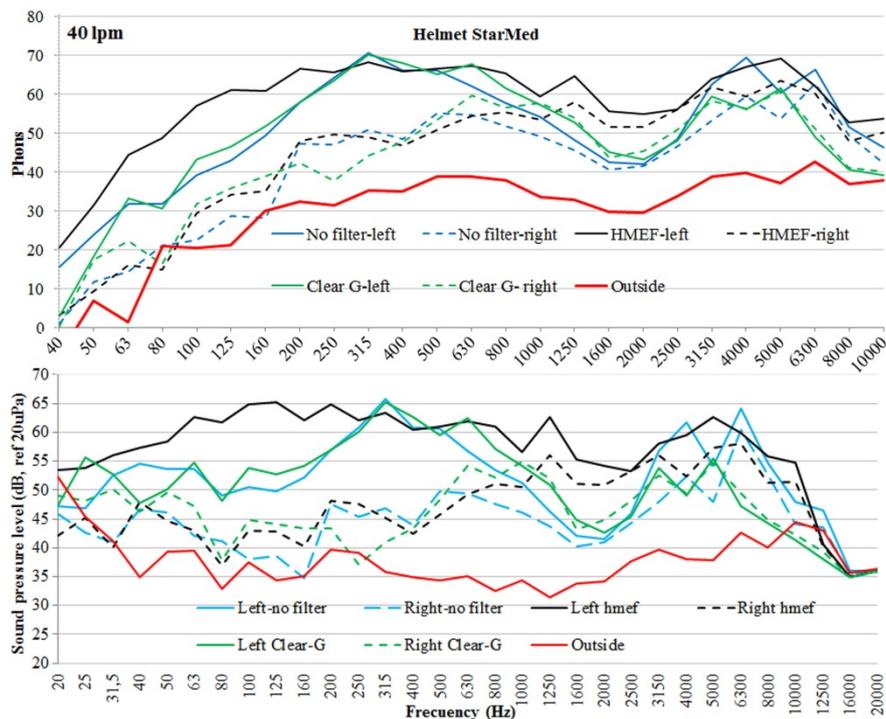


Fig. 7– Curves helmet StarMed at 40lpm. Upper: Comparison of different filter types between left and right ears (phon). Lower: Comparison of different filter types between left and right ears (dB).

También ha quedado de manifiesto en este caso, que debido a la configuración de los helmets, cuanto mayor es el valor del caudal, mayores van a ser las diferencias entre el ruido percibido en uno y otro oído, fundamentalmente en el helmet StarMed. Por esta razón a 20lpm no son tan notorias estas diferencias, pero a medida que se incrementa el valor del flujo se van haciendo más importantes, fundamentalmente a baja frecuencia, hasta valores de 1kHz, debido a que el conducto de entrada de aire se encuentra en un lateral del mismo y es posible desviarlo.

Para caudales de 30 y 40lpm, se puede observar que los niveles de ruido están por encima de la isofónica de 40 en la mayor parte del espectro. Esta línea de 40 fonios establece el umbral de molestia para un individuo sano, niveles que se hacen molestos fundamentalmente en prolongados periodos de tiempo.

5 Conclusiones

Ambos modelos de sistemas CPAP con helmet neonatal, Starmed y Dimar, muestran tendencias en los niveles de ruido del interior de la cámara significativamente diferentes.

El propio diseño de los helmets StarMed favorece que los niveles de ruido difieran de un oído a otro. El oído izquierdo siempre será el más castigado cuando se emplea el helmet StarMed debido a que el helmet viene preparado para que el caudal se introduzca lateralmente.

Los cambios en el flujo de gas entre 20, 30 y 40lpm, producen cambios importantes en los niveles de ruido del interior de la cámara en los sistemas CPAP con helmets neonatales DimAir y StarMed.

Cuanto mayor es el caudal, mayores son las diferencias las diferencias entre los niveles de ruido entre oídos.

Los niveles de ruido producido por el sistema CPAP mediante el uso de helmets neonatales y filtros HEMF y CGMF, independientemente del valor del caudal de gas, superan los niveles recomendados por diversas organizaciones de 45dB(A) [12][16][17].

Para flujos de 40lpm los niveles de ruido superan la curva de 40 fonios en la mayor parte del espectro.

También se ha de poner de manifiesto que los sistemas atenuadores de ruido para los pacientes debieran estar optimizados en la franja que contiene los tonos derivados de las alarmas producidas en las UCIN, situación que está normalizada, y que en este hospital las alarmas funcionaban en las bandas de 2kHz y 4kHz.

El empleo de las líneas isofónicas permite evaluar con mayor objetividad la discriminación a priori de bandas menos sensibles pero igualmente molestas al oído humano.

Las curvas en fonios y dB son complementarias y no excluyentes.

La representación de los niveles de presión sonora en fonios permite tomar decisiones con mayor objetividad en la elección de elementos y métodos para el control del ruido.

Incorporar en la ficha técnica del producto el espectro de la respuesta frente al ruido de estos elementos de seguridad permitiría una elección más adecuada.

Agradecimientos

Queremos mostrar nuestro agradecimiento a la empresa Brüel & Kjær España y al personal del la UCIN del Hospital Puerta del Mar que han ayudado en este proyecto.

Referencias

- [1]. Gallegos J. Reyes J. Azucena V. González L.O. Índice de ruido en la unidad neonatal. Su impacto en recién nacidos. Acta Pediátrica de México Volumen 32. Núm. 1. 2011.
- [2]. Slevin M. Farrington N. Duffy G. Daly L. Murphy JFA. Altering the NICU and measuring infant responses. Acta Pediatrica Vol.89. 577-581. 2000.
- [3]. Trapanotto M. Bennini F. Marina M. Gobber D. Magnavita V. Zachello F. Behavioural and physiological reactivity to noise in the newborn. Journal of Pediatrics Child Health. Vol:40. 275-281. 2004.
- [4]. Falk SA. Farmer JC Jr. Incubator noise and possible deafness. Arch Otolaryngol 97:385. 1973.
- [5]. Vassiliki Iliadou et al. Auditory Processing Disorder and Brain Pathology in a Preterm Child with Learning Disabilities. Journal of the American Academy of Audiology. Volume 19. Number 7. 2008.

- [6]. Bergman I. Hirsch R. Fria T. Shapiro S. Holzman I. Painter M. Cause of hearing loss in the high-risk premature infant. *The Journal of Pediatrics* Vol . 106:1. 95-101. 1985.
- [7]. Fernández, Fco. Hernández, Ricardo Cueto, Jose L. Lubián, Simón Alonso, Almudena. Influence of air-oxygen flow in infants with CPAP in a NICU. *Euronoise Prague 2012. European Acoustics Association. ISSN 2226-5147. ISBN 978-80-01-05013-2*
- [8]. Robinson, D.W. and Dadson, R.S. A re-determination of the equal-loudness relations for pure tones. *Br. Journ. App. Phys.*, 7, 1956: PP. 166-181.
- [9]. Parrondo Gayo. Jorge Luis. et al 2012. *Acústica Ambiental. Universidad Oviedo. ISBN 978-84-8317-531-6. Pág. 29.*
- [10]. M.D. Livera. et al. Spectral Analysis of Noise in the Neonatal Intensive Care Unit. *The Indian Journal of Pediatrics. Vol 75:3. 217-222. 2008.*
- [11]. Zwicker E. "A method for calculating loudness". *Acustica. Akustische Beihefte* 10: 304-308. 1960.
- [12]. Lindvall Thomas. Berglund Birgitta. Bradley John and Jansen Gerd. *Guidelines For Community Noise. World Health Organization. 1995.*
- [13]. Robinson, D.W., Whittle, L.S. and Bowsher, J.M. The loudness of diffuse sound fields. *Acustica*, 11, 1961: pp. 397-404.
- [14]. Trevisanuto D. et al. Noise Exposure is Increased with neonatal helmet CPAP in comparison with conventional nasal CPAP. *Journal Compilation of The Acta Anaesthesiologica Scandinavica Foundation. 2010.*
- [15]. Surenthiran S. Wilbraham K. May J. Chant T. Emmerson A. Newton V. Noise Levels within the ear and Post-nasal space in neonates in intensive care. *Rev. Archive of Disease Child Fetal Neonatal* Vol88:315-318. 2003.
- [16]. Environmental Protection Agency. Office of Noise Abatement and Control. *Information on Levels of Environmental Noise Requisite to Protect Public Health and Welfare With an Adequate Margin of Safety (Report No. 5509-74-004). Washington. DC: Government Printing Office; 1974*
- [17]. Noise: A Hazard for the Fetus and Newborn. *American Academy Of Pediatrics. PEDIATRICS* Vol. 100 No. 4 October 1. 1997 pp. 724 -727 (doi: 10.1542/peds.100.4.724)