

Exposición a ruido de recién nacidos con sistemas CPAP y helmets neonatales



Francisco Fernández Zacaías¹, Ricardo Hernández Molina¹,
José Luis Cueto Ancela¹, Simón Lubián López², Almudena Alonso Ojembarrena²

¹ Laboratorio de Ingeniería Acústica, Universidad de Cádiz, Cádiz, España

² Unidad de Neonatología, Hospital Puerta del Mar, Cádiz, España.

PACS: 43.50.Hg, 43.66.Vt

Resumen

En muchos casos, para conseguir la supervivencia de prematuros es preciso de soporte respiratorio asistido. En este estudio se ha pretendido evaluar la exposición al ruido que están sometidos los recién nacidos prematuros con soporte respiratorio CPAP con helmet neonatal.

En el estudio se pone de manifiesto que los filtros HME, no disminuyen los niveles de ruido, sino que, en determinadas situaciones, los incrementan. Además, se comprueba que los niveles de ruido producido por los sistemas CPAP, con helmet neonatales, aportan niveles de ruidos por encima de los recomendados por diversas organizaciones para UCIN.

Abstract

In many cases the respiratory support is essential for the survival of extreme preterm infants. This study offers empirical evidence on the noise levels to which preterm newborns are exposed during respiratory support with neonatal helmet CPAP.

This paper demonstrates that the HME filters do not decrease the noise levels, but, in certain situations increase them. In addition, it confirms that the noise levels produced by the neonatal helmet CPAP systems are higher than those recommended by a number of organizations for NICUs.

1. Introducción

Algunos estudios revelan que, en general, aquellas UCIN con niveles superiores 60 dB contribuyen a la deficiencia auditiva de los neonatos [1]. Otros estudios sostienen que niveles altos de ruidos influyen además en los factores fisiológicos [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].

Para conseguir la actual supervivencia de prematuros extremos es preciso su soporte respiratorio. Una de las modalidades de estas modalidades consiste en CPAP mediante un helmet. Estudios más 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]. Aunque hay recomendaciones para limitar el nivel de ruido dentro de las incubadoras a 60dB, poco se ha estudiado sobre el ruido generado por los diferentes

sistemas de soporte respiratorio usados en las unidades de cuidados intensivos neonatales (UCIN).

2. Objetivos

El objetivo general propuesto consistió en evaluar y comparar los niveles de ruido, en bandas de tercios de octavas, a que están expuestos los recién nacidos prematuros con soporte respiratorio mediante sistemas de administración de CPAP con helmet neonatal, tanto con filtro HME como sin él, en función de distintos caudales de mezcla aire-oxígeno. Los objetivos específicos se concretaron en analizar y comparar las diferencias de nivel de presión sonora en función de los helmets, los filtros HME, los oídos izquierdo y derecho, respecto a las curvas de igual sonoridad.

3. Materiales y métodos

Se compararon dos sistemas de CPAP mediante helmet neonatal: uno con el Helmut StarMed Castar (Mirandola,

Italia); y otro con el helmet DimAir (Mirandola, Italia). Las medidas del Leq (Nivel continuo equivalente) se realizaron colocando estos dos sistemas de CPAP a una cabeza de maniquí (Types 4100 de Brüel & Kjær), empleándose para las medidas del Leq un pistófono calibrado (Modelo 4231 de Brüel), un analizador "Pulse modelo 3560C" de Brüel & Kjær" con los micrófonos colocado en el oído interno del maniquí y, además, otro micrófono midiendo el ruido en el exterior del helmet con objeto de correlacionar los datos con los valores obtenidos en el interior del helmet. Para medir las condiciones ambientales se empleó el equipo "Vetlocical plus" de TSI.

Todas las medidas se realizaron en la UCIN del Hospital Universitario Puerta del Mar (Cádiz, España). El equipo se configuró con los siguientes parámetros: rango dinámico de 0 a 140dB; ancho de banda de 20 Hz a 20KHz; sin filtro (lineal) y con filtro de 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 [7], y que en el medio ambiente post-natal los ruidos son impredecibles y predominantemente de alta frecuencia [8], las mediciones de presión sonora se realizaron en bandas de frecuencia de tercios de octavas y análisis espectral FFT [9], con objeto de realizar una evaluación por bandas de frecuencia. Así mismo, se decidió comparar los espectros con la curva de 40 fonio, para evaluar, en las condiciones más favorables, la molestia que supone en una persona sana [10][11][12].

Se realizaron un total de 4968 mediciones de ruido de 5 segundos cada una, 216 de ellas fueron de ruido de fondo. Los distintos parámetros de los niveles de presión sonora 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.

Las mediciones de ruido se realizaron para diferentes valores de flujos (20, 30 y 40 L/min.) y para distintos filtros: HMEFs (Clear Therm-Micro modelo 1441, Tyco, Mirandola, Italia) y filtros respiratorios (Clear-Guard Midi modelo 1644, Tyco, Mirandola, Italia), ambos colocados en la rama inspiratoria del circuito de CPAP. Durante el estudio, la presión en el interior del helmet se mantuvo constante a 5 cm H₂O.

Se registraron los siguientes valores de las condiciones ambientales: temperatura ambiente en torno a 22,1±2 °C, la humedad relativa se concentró en el intervalo de 52,9 ±5%.

Los datos se expresaron como mediana. La comparación de los Leq entre grupos de distintos caudal de gas se realizó usando el test no paramétrico de Kruskal-Wallis

y posteriormente el test de Wilcoxon con el ajuste de Bonferroni para comparaciones múltiples. En el caso de comparaciones de muestras apareadas se empleó el test de Wilcoxon. Para definir los datos de la muestra se usó un pretest de 288 muestras.

3.1 Hipótesis de trabajo

1. Los cambios en el flujo de gas entre 20, 30 y 40 L/min., cuando se usan helmets neonatales DimAir y StarMed, no producen diferencias significativas en los Leq percibido en los oídos.
2. El uso del filtro HME y Clear Guard Midi en los helmets neonatales DimAir y StarMed permite reducir significativamente los niveles de presión sonora en los oídos.
3. No existen diferencias significativas entre los Leq registrados en ambos oídos en sistemas con soporte respiratorio CPAP con helmets neonatales.
4. No existen diferencias significativas entre los Leq registrados en los sistemas CPAP con helmets neonatales DimAir y StarMed.

4. Resultados

Las tablas I y II muestran los estadísticos derivados de las 4752 muestras, representados por sus Leq(A), tras eliminar el ruido de fondo. Se puede observar que los valores oscilan entre los 48.75 y 71.72 dBA. Por cuestiones de espacio, la tabla muestra sólo aquellos datos estrictamente necesarios para comprender la información desarrollada en este documento.

Estas tablas muestran las diferencias cuantitativas entre los dos sistemas de CPAP con helmets neonatales que se emplearon en el estudio, y de ellas podemos extraer que:

- Un error al colocar el filtro invirtiendo el sentido de éste incrementa el ruido hasta 8 dB(A). En general, los filtros HMEF y Clear Guard Midi tienen comportamientos similares con niveles de flujo del orden de 20 L/min., es a partir de 30L/min. cuando el filtro Clear Guard Midi consigue mejores resultados frente al ruido que el filtro HMEF. Sin embargo, estas mejoras observadas en el helmet StarMed se diluyeron cuando se cambió éste helmet por el helmet DimAir, e incluso empeoraron aun más cuando el caudal se elevó a 40L/min.
- Las mayores oscilaciones se producen con el filtro Clear Guard Midi.
- El ruido ambiente alrededor del equipo de medida registró valores medios entre 48.75 y 54.58 dB(A).

Tabla I. Descriptive statistics (dBA). DimAir.

| Location | | Right ear | | | | | Left ear | | | | | Outside | | | | |
|----------|-----------|-----------|--------|-------|-------|-------|----------|--------|-------|-------|-------|---------|--------|-------|-------|-------|
| Ipm | Config. | Mean | Median | St.D. | Min. | Max. | Mean | Median | St.D. | Min. | Max. | Mean | Median | St.D. | Min. | Max. |
| 20 | No filter | 62,39 | 62,38 | 0,36 | 61,58 | 63,07 | 61,95 | 61,92 | 0,41 | 61,16 | 62,65 | 50,34 | 49,62 | 1,58 | 48,78 | 53,64 |
| | CGMF | 55,63 | 54,87 | 2,51 | 52,51 | 60,99 | 54,36 | 53,81 | 1,40 | 52,30 | 57,02 | 50,85 | 50,11 | 1,65 | 49,07 | 54,07 |
| | HMEF | 56,06 | 56,11 | 0,65 | 53,66 | 56,80 | 56,62 | 56,54 | 0,41 | 55,85 | 57,22 | 49,73 | 49,52 | 1,37 | 47,99 | 52,32 |
| 30 | No filter | 68,05 | 68,39 | 0,91 | 66,37 | 68,96 | 65,87 | 65,87 | 0,23 | 65,41 | 66,35 | 51,29 | 51,11 | 1,23 | 49,50 | 53,19 |
| | CGMF | 65,33 | 65,34 | 0,40 | 64,64 | 66,58 | 65,58 | 65,61 | 0,42 | 64,78 | 66,70 | 54,58 | 55,00 | 3,22 | 49,26 | 61,87 |
| | HMEF | 65,20 | 65,20 | 0,25 | 64,71 | 65,63 | 65,25 | 65,23 | 0,21 | 64,88 | 65,62 | 51,13 | 50,94 | 1,83 | 48,83 | 54,35 |
| 40 | No filter | 68,91 | 68,91 | 0,31 | 68,07 | 69,32 | 67,74 | 67,79 | 0,27 | 67,05 | 68,11 | 52,38 | 52,56 | 1,32 | 50,18 | 54,90 |
| | CGMF | 68,41 | 69,08 | 2,29 | 58,62 | 69,62 | 69,34 | 69,53 | 0,49 | 68,26 | 69,98 | 53,18 | 52,71 | 1,66 | 51,13 | 56,42 |
| | HMEF | 64,88 | 65,08 | 1,08 | 59,45 | 65,30 | 66,60 | 66,62 | 0,13 | 66,29 | 66,78 | 51,24 | 51,18 | 1,20 | 49,36 | 53,35 |

Tabla II. Descriptive statistics (dBA) – StarMed

| Location | | Right ear | | | | | Left ear | | | | | Outside | | | | |
|----------|-----------|-----------|--------|-------|-------|-------|----------|--------|-------|-------|-------|---------|--------|-------|-------|-------|
| Ipm | Config. | Mean | Median | St.D. | Min. | Max. | Mean | Median | St.D. | Min. | Max. | Mean | Median | St.D. | Min. | Max. |
| 20 | No filter | 56,16 | 55,77 | 1,19 | 54,80 | 59,02 | 61,05 | 61,08 | 0,48 | 60,25 | 62,12 | 49,32 | 48,81 | 1,01 | 48,75 | 52,84 |
| | HMEF | 49,81 | 49,74 | 0,18 | 49,74 | 50,47 | 50,05 | 49,98 | 0,20 | 49,98 | 50,88 | 48,75 | 48,75 | 0,00 | 48,75 | 48,75 |
| | CGMF | 50,85 | 50,77 | 0,84 | 49,74 | 52,53 | 51,09 | 50,95 | 0,75 | 49,98 | 52,47 | 49,99 | 49,47 | 1,45 | 48,75 | 53,55 |
| 30 | No filter | 60,27 | 60,26 | 0,84 | 58,84 | 62,12 | 64,35 | 64,43 | 0,47 | 63,26 | 65,07 | 53,11 | 52,84 | 3,50 | 48,75 | 59,90 |
| | HMEF | 56,67 | 56,62 | 0,58 | 55,70 | 57,79 | 64,85 | 64,82 | 0,15 | 64,66 | 65,17 | 49,34 | 48,98 | 0,81 | 48,75 | 51,40 |
| | CGMF | 51,28 | 51,11 | 1,31 | 49,74 | 55,69 | 59,77 | 59,51 | 0,91 | 58,50 | 61,59 | 50,53 | 50,11 | 1,79 | 48,75 | 55,67 |
| 40 | No filter | 62,16 | 62,03 | 0,58 | 61,28 | 63,28 | 68,97 | 68,94 | 0,18 | 68,58 | 69,27 | 52,06 | 51,09 | 3,17 | 48,75 | 59,03 |
| | HMEF | 65,44 | 65,45 | 0,16 | 65,09 | 65,75 | 71,47 | 71,48 | 0,14 | 71,17 | 71,72 | 49,99 | 49,71 | 1,21 | 48,75 | 52,65 |
| | Reverse | 68,74 | 69,01 | 0,92 | 64,89 | 69,39 | 76,70 | 76,80 | 0,46 | 74,96 | 77,13 | 48,86 | 48,75 | 0,22 | 48,75 | 49,59 |
| | CGMF | 61,65 | 61,52 | 1,02 | 60,45 | 64,08 | 66,50 | 66,50 | 0,30 | 65,89 | 67,22 | 54,73 | 54,54 | 4,11 | 49,42 | 61,80 |

El test de Wilcoxon (p -valor = 0.00) que compara los niveles de ruido de los sistemas CPAP de ambos helmet, StarMed y DimAir, determinó que las diferencias entre ambos sistemas fueron significativas, para cualquier configuración de la gestión del gas empleada en los ensayos.

A continuación se muestran las Figuras 1 - 5, con los valores representados en lineal.

Las Figuras 1 y 2 muestran el ruido registrado en tercios de octava de los sistemas CPAP con helmets DimAir y StarMed, y sin filtro HME. Se observa que los niveles de ruidos aumentan con el caudal de gas.[13]

En este sentido, el test de Kruskal-Wallis (p -valor = 0.00) demostró que las variaciones de flujo de gas influyen significativamente en los valores de presión sonora. No obstante, el test de Wilcoxon con el ajuste de Bonferroni detecta una excepción cuando se usa el helmet StarMed con filtro CGMF, para caudales de 20 y 30 L/min. (Tabla III). Para el resto de los casos, se cumple que a mayor valor del caudal mayor nivel de presión Sonora.

También se puede observar que los niveles registrados en el oído izquierdo son más elevados que los del oído derecho. Estas diferencias son debidas a la configuración de los helmets. En este estudio se empleó en todos los ensayos el conducto de entrada izquierdo, no obstante, en el caso del helmet DimAir hubo que desplazarlo ligeramente hacia la zona trasera, zona de la espalda, para evitar que el conducto de entrada proyectase el gas directamente sobre el oído izquierdo.

Tabla III. Comparision by flows 20, 30 & 40 l/m.

| Ear | Filter | Wilcoxon test - Leq (A) | StarMed |
|-------|-----------|-------------------------|---------|
| Right | CGMF | Z (20 – 30 l/m) | -1,083 |
| | | p | ,279 |
| Other | condition | p | ,000 |

Las Figuras 3 y 4 muestran los efectos en el ruido tras incorporar un filtro en la rama inspiratoria del circuito de CPAP. En la Figura 4 se aprecia que el filtro HME con el helmet StarMed magnifica el Leq en el oído izquierdo, que corresponde a aquel oído que está más cerca de la boca de aire.

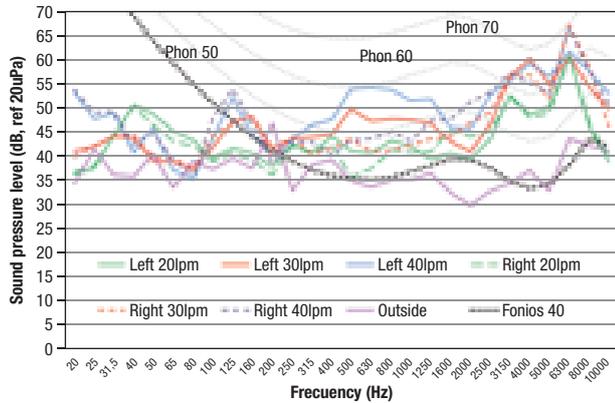


Figura 1. Curvas helmet DimAir - Sin filtros.

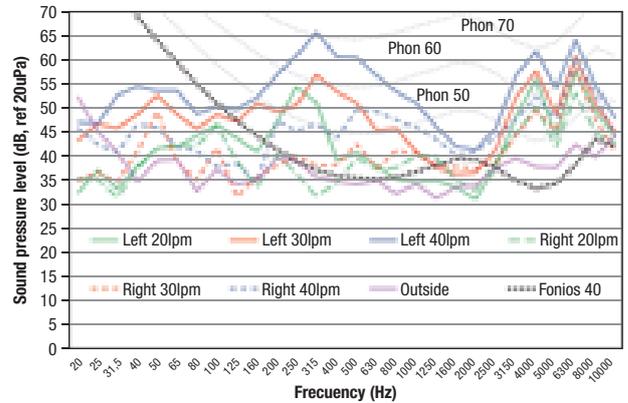


Figura 2. Curvas helmet StardMed - Sin filtros.

Tabla IV. Wilcoxon test - Right vs left ear.

| | | StarMed | | |
|--------|---|-----------|--------|--------|
| L/MIN. | | No filter | HMEF | CGMF |
| 20 | Z | -6,424 | -5,627 | -1,172 |
| | p | ,000 | ,000 | ,241 |
| 30 | Z | -6,424 | -6,424 | -6,424 |
| | p | ,000 | ,000 | ,000 |
| 40 | Z | -6,424 | -6,426 | -6,425 |
| | p | ,000 | ,000 | ,000 |

| | | DimAir | | |
|--------|---|-----------|--------|--------|
| L/MIN. | | No filter | CGMF | HMEF |
| 20 | Z | -3,638 | -1,950 | -3,630 |
| | p | ,000 | ,051 | ,000 |
| 30 | Z | -6,424 | -2,606 | -,664 |
| | p | ,000 | ,009 | ,507 |
| 40 | Z | -6,375 | -2,942 | -6,426 |
| | p | ,000 | ,003 | ,000 |

En este orden de cosas, la mayor parte de los valores amplificados se concentran en la zona de baja frecuencia. Esta situación es consecuencia de la presión existente en el interior del helmet. No obstante, cuando se aplica el filtro de ponderación “A” los niveles de baja frecuencia caen considerablemente.

Al comparar las diferencias entre ambos oídos, el test de Wilcoxon demostró que las diferencias fueron no significativas únicamente en tres casos (Tabla IV), donde se obtuvieron valores de “p” del 5.1, 24.1 y 50.7%.

Cuando se combina el filtro HME con el helmet DimAir, figura 3, las diferencias entre oídos no son tan significativas.

Por otro lado, si se compara los filtros en función del caudal, para un valor de presión 5 cm de H₂O, podemos observar, respecto a la curvas isofónicas, que a partir de 0.5kHz, en el sistema que emplea el helmet DimAir en cualquiera de las configuraciones de gestión del gas usadas en el ensayo superan la línea de 40 fonios (Véase Fi-

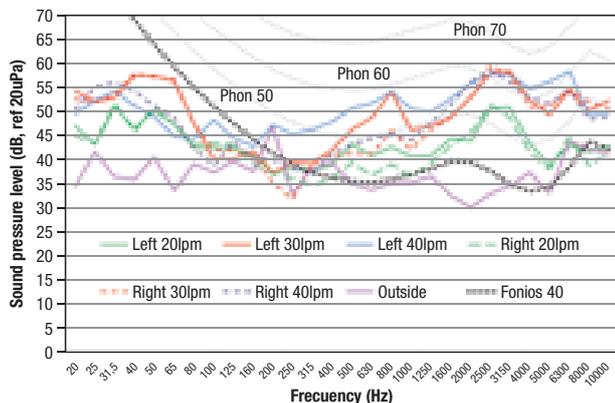


Figura 3. Curves helmet DimAir – HMEF.

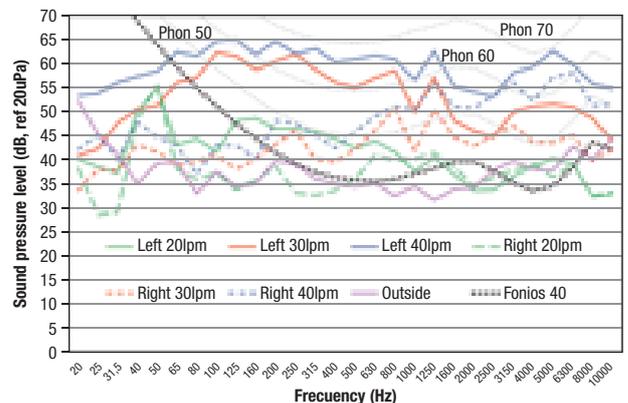


Figura 4. Curvas helmet StardMed - HME.

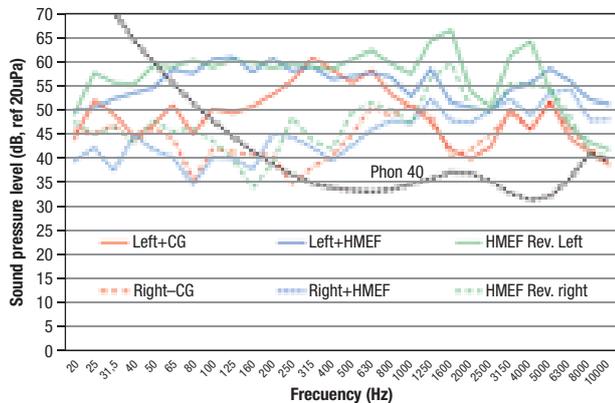


Figura 5. Curves helmet StardMed-HMEF reverse.

guras 1 y 3). No obstante, con el sistema que emplea el helmet StarMed, aparecen algunas excepciones, fundamentalmente entre 1.6 y 3.15kHz (Véase Figuras 2 y 4).

En la Figura 5 se puede observar los efectos producidos en el ruido bajo el supuesto que un filtro se colocara accidentalmente al revés. Es evidente que los niveles de ruidos se han elevado.

En este sentido el test de Wilcoxon (p -valor = 0.000) indicó que las diferencias de Leq(A) (tabla I y II) fueron muy significativas, con valores del orden 5,25 dB(A).

5. Conclusiones

Las tendencias en los niveles de ruido producido por el sistema CPAP mediante el uso de los modelos de helmets neonatales StarMed y DimAir muestran diferencias significativas. Los peores datos frente al ruido se dan con el helmet DimAir.

El propio diseño de los helmets favorece que los niveles de ruido difieran significativamente de un oído a otro.

Ninguna de las combinaciones de los filtros, HMEF y CGMF, con los helmets, DimAir y StarMed, aportan una solución única frente al ruido en todo el rango entre caudales gas de 20 a 40 L/min. Una combinación es la mejor para un valor del caudal, mientras no lo es para otros valores de caudales.

Las variaciones en el flujo de gas entre 20, 30 y 40 L/min., producen cambios significativos en los niveles ruido del interior de la cámara en los sistemas CPAP con helmets neonatales DimAir y StarMed.

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 para UCIN de 50dB(A), y en cualquier caso, por otras organizacio-

nes[14], con valores más restrictivos, entre ellas la Organización Mundial de la Salud, con recomendaciones de 45dB(A)[15].

En general, cuanto mayor es el caudal, mayor es la diferencia de los niveles de ruido entre oídos, por la configuración empleada en los ensayos.

Si el gas se introduce lateralmente, las diferencias más notables entre oídos se producen a baja frecuencia, donde es posible llegar a alcanzar diferencias entre oídos del orden de 40 dB en alguna banda de frecuencias.

Cuando el flujo se fija a 40 L/min., los niveles de ruido están por encima de la isófonica de 40 a partir de 200Hz.

Tanto el filtro HME como el Clear Guard Midi (CGM) dejan de ser eficaces frente al ruido a baja frecuencia a partir de caudales de 30lpm, donde empiezan a actuar como amplificadores. Además, si accidentalmente se invierte el filtro HMEF los niveles de ruido se amplifican aun más.

En la banda de 1 a 4 kHz, el sistema helmet DimAir registra peores resultados de niveles de ruido que en el helmet SmarMed.

A 40 L/min. los filtros HME y CGM amplifican los ruidos en la banda de 1.6 kHz a 3.15 kHz

Agradecimientos

Agradecemos la colaboración prestada en el desarrollo de este trabajo: a la empresa Brüel & Kjær en España y al personal sanitario del Hospital Puerta del Mar.

Bibliografía

- [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 Paediatrics 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]. Parrondo Gayo, Jorge Luis, et al 2012. *Acústica Ambienta*. Universidad Oviedo. ISBN 978-84-8317-531-6. Pág. 29.
- [8]. 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.
- [9]. Kellam B, Bathia J. Effectiveness of an acoustical product in reducing high frequency Sound Within Unoccupied Incubators. *Journal of Pediatric Nursing*. Vol 24:4 (Agosto), 338-343. 2009.
- [10]. Zwicker E. Ein Verfahren zur Berechnung der Lautstärke. *Acustica* 10: 304-308. 1960.
- [11]. Zwicker E. On the dependence of unbiased annoyance on loudness. In G. Maling Jr. *Inter Noise* 89, Vol. 2, pp. 809-14. Noise Control Foundation, Poughkeepsie, NY, USA. 1989.
- [12]. Stevens SS 1972 Perceived level of noise by Mark VII and decibels (E). *Journal of the Acoustical Society of America* 51: 575-601.
- [13]. 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.
- [14]. Darcy A, Hanckok L, Ware E. A descriptive study of noise in the Neonatal Intensive Care Unit ambient levels and perception of contributing factors. *Rev. Advances of Neonatal Care* Vol.8:3,165-175. 2008.
- [15]. Lindvall Thomas, Berglund Birgitta, Bradley John and Jansen Gerd. *Guidelines For Community Noise*. World Health Organization. 1995.



Envíese a: **Revista Española de Acústica - SEA**
 e-mail: secretaria@sea-acustica.es
<http://www.sea-acustica.es>

Estoy interesado en:

- **ASOCIARME A LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE ACÚSTICA**
- **SUSCRIBIRME A LA REVISTA DE ACÚSTICA**

Apellidos: _____ Nombre: _____

Dirección para correspondencia: _____

C.P.: _____ Ciudad: _____ Provincia: _____

Tel.: _____ Fax: _____ e-mail: _____

Centro de trabajo: _____

Puesto de trabajo: _____

Dirección: _____

C.P.: _____ Ciudad: _____ Provincia: _____

Tel.: _____ Fax: _____ e-mail: _____