

PRIMERAS JORNADAS REGIONALES DE ACÚSTICA AdAA 2009

19 y 20 de noviembre de 2009, Rosario, Argentina



AdAA2009-A021R

Atenuación de ruido de protectores auditivos del tipo orejera según la técnica MIRE

Danilo A. Agurto^(a),
Samir N.Y. Geroges^(b),
Jorge P. Arenas^(a).

(a) Instituto de Acústica, Universidad Austral de Chile, Casilla 567, Valdivia, Chile. E-mail: daniloagurto@gmail.com

(b) Laboratório de Vibrações e Acústica, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, CP476, Brasil.

Abstract

When using a hearing protector at the workplace, it is necessary to quantify its noise attenuation by laboratory measurements. This paper aims at developing an objective methodology for measuring hearing protector noise attenuation of earmuff type, using "Microphone In Real Ear" (MIRE) method. The methodology uses the "Insertion Loss" (IL) as parameter, which is the difference between the sound pressure level with and without the hearing protector, using MIRE, and then calculating the hearing protector IL. The results for four different hearing protectors are compared with the subjective method "Real-Ear Attenuation At Threshold" (REAT). Correction factors such as physiological noise and bone conduction are quantified using the relation between MIRE and REAT method, and then the results are compared with values obtained from the literature.

Resumen

Para el uso de los protectores auditivos en el ambiente de trabajo, es necesario cuantificar la atenuación de ruido por mediciones hechas en laboratorio. Este documento tiene como finalidad el desarrollo de una metodología objetiva para medir la atenuación de ruido de protectores auditivos del tipo orejera, utilizando el método "Microphone In Real Ear" (MIRE). La metodología utiliza el parámetro "Insertion Loss" (IL), que es la diferencia entre el nivel de presión sonora con y sin protector auditivo, usando MIRE, y calculando el IL del protector auditivo. Los resultados obtenidos para cuatro diferentes protectores son comparados con el método subjetivo "Real-Ear Attenuation At Threshold" (REAT). Factores de corrección, tales como el ruido fisiológico y la conducción vía ósea, son cuantificados utilizando la relación entre los métodos MIRE y REAT, para luego ser comparados con valores obtenidos en la literatura.

1 Introducción

El desarrollo de la industria ha provocado que los grandes centros de producción sean ambientes de trabajo cada vez más ruidosos. Los trabajadores expuestos a niveles de presión elevados, pueden sufrir pérdida auditiva o sordera permanente e irreversible, además de otros efectos en la salud. Las medidas de control de ruido en los ambientes de trabajo pueden, en muchas ocasiones, no ser viables desde un punto de vista económico, técnico o a corto plazo. En este caso, un método común y práctico es la utilización de protectores auditivos (PA) [Gerges, 2000].

La utilización de PA requiere la cuantificación de la atenuación de ruido producida por éste. Existen varios métodos, procedimientos y técnicas para los ensayos de atenuación de ruido. El método “Atenuación en el Umbral de Audición del Oído Real” (i.e., REAT – “*Real-Ear Attenuation At Threshold*”), conocido como “*Gold Standard*”, utilizado en todo el mundo y con la más extensa historia, considera las respuestas subjetivas de las personas. Está basado en la determinación del umbral de audición, la cual debe ser hecha en una cámara acústica certificada [ANSI Z24.22-1957; ANSI S3.19-1974; ANSI S12.6-1984; ANSI S12.6-1997; ISO 4869:1990; ISO 4869-1:1981]. Un factor conocido en el método subjetivo es el ruido fisiológico, que en la condición protegida es amplificado por el efecto de oclusión, enmascarando el umbral y así, falsamente, aumenta la diferencia entre los umbrales abiertos y protegidos. Este efecto es limitado para las frecuencias menores que los 500 Hz y produce una amplificación que puede llegar hasta aproximadamente 6 dB [Berger, 1983]. También existen grandes diferencias en los resultados de ensayos subjetivos que alteran el valor de la desviación estándar a un nivel alto.

De esta forma, este proyecto tiene como finalidad el desarrollo de una metodología objetiva, utilizando como referencia el método “Micrófono en el Oído Real” (i.e., MIRE – “*Microphone In Real Ear*”). En cambio, a las respuestas subjetivas de las personas, el método será basado en la respuesta de uno o dos micrófonos (dependiendo del procedimiento), debidamente posicionados. Existen dos procedimientos de aplicación de la técnica MIRE (**A** y **B**). El procedimiento **A** [ANSI S12.42-1995] implementa el paradigma de “Pérdida de Inserción” (i.e., IL – “*Insertion Loss*”), donde es posicionado un micrófono en el oído externo. Se realizan dos mediciones en serie, con y sin protector colocado en la cabeza del oyente. El procedimiento **B** implementa el paradigma “Reducción de Ruido” (i.e., NR – “*Noise Reduction*”), donde, además del micrófono posicionado en el oído externo, existe otro micrófono localizado en el exterior del protector auditivo. Así, se realiza una medición simultánea de los dos micrófonos, obteniendo para los dos procedimientos la eficiencia acústica del protector auditivo.

Para el caso de este documento, la metodología objetiva a ser desarrollada será implementada con el procedimiento IL, utilizando dos micrófonos en miniatura para la medición simultánea en los dos oídos (izquierdo y derecho).

2 Metodología objetiva de atenuación de ruido en laboratorio de protectores auditivos tipo orejera

2.1 Método MIRE: Procedimiento IL

El método MIRE se encaja en el tipo de procedimiento llamado “objetivo”. Esto debido a que los resultados del método son obtenidos a través de la respuesta de un micrófono, sin depender de la respuesta humana. Así, con la localización de un micrófono en el oído externo, se realiza la medición del nivel de presión sonora en la condición de oclusión y una medición

para la condición desprotegida. La diferencia entre estos niveles representa la atenuación producida por el protector auditivo.

La participación humana en la técnica MIRE es simplemente con el propósito del posicionamiento del protector auditivo, al igual que la cabeza artificial en la técnica “*Acoustic Test Fixture*” (ATF). La principal ventaja en la utilización de sujetos en los ensayos de atenuación, es la mayor aproximación al mundo real. Esto ocurre debido a que cada persona presenta diferentes formas y longitud del pabellón y canal auditivo. En el caso de la cabeza artificial, esta presenta sólo una situación.

Los ensayos de atenuación de ruido de protectores auditivos serán realizados con 6 oyentes diferentes. Para cada sujeto será realizada una serie de cinco mediciones con y sin PA y dos mediciones del oído abierto, antes y después de las tres mediciones con protector. De esta forma, se obtiene un promedio de los valores en condición de oclusión y para la condición del oído abierto. La diferencia entre estos niveles de presión sonora representa la pérdida de inserción del PA. Finalmente, se calcula un promedio entre los IL del PA obtenidos para cada oyente, junto con la desviación estándar para cada banda de octava.

El protocolo de los ensayos de atenuación de ruido de protectores auditivos incluye cinco pasos repetitivos para cada uno de los 6 oyentes:

- (1) La colocación de los protectores es realizado por el oyente, siguiendo las instrucciones entregadas por el fabricante.
- (2) El examinador deberá chequear visualmente el ajuste del oyente, asegurándose de una colocación correcta y un sellado acústico. Si es necesario, el sujeto deberá reajustar el dispositivo para obtener el mínimo de filtración “*best fit*”.
- (3) La medición inicial y final en la condición del oído abierto será usada para medir la estabilidad del sistema. Cuando la diferencia entre los valores de las dos mediciones excediera 4 dB, la serie de mediciones será repetida.
- (4) Será realizada una serie de tres mediciones en condición de oclusión (para las orejas derecha e izquierda simultáneamente). El PA será reposicionado para cada medición. La medición se iniciará 30 s después del ajuste final del PA.
- (5) La pérdida de inserción en cada oído para un PA será el promedio algebraico de la diferencia entre las mediciones en la condición del oído abierto y de oclusión para cada banda de octava, para los 6 oyentes. La desviación estándar será calculada para el número de oyentes menos uno, según la norma ANSI S12.42-1995.

Los datos medidos en los ensayos de atenuación de ruido serán reportados en bandas de octava en las frecuencias centrales de 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000 y 8000 Hz.

2.2 Descripción del sistema

Para el desarrollo de la metodología del ensayo de atenuación de ruido de protectores auditivos, fueron utilizadas como referencia las normas ANSI S12.42-1995 y ISO 11904-1-2002, que describen el procedimiento de IL del método MIRE y presentan especificaciones con relación a los oyentes, instrumentación de medición, señal de prueba, campo acústico, etc.

Las pruebas y los ensayos de atenuación de ruido fueron realizados en la cámara acústica del Laboratorio de Ruido Industrial (LARI) de la Universidad Federal de Santa Catarina (UFSC). Esta cámara fue diseñada para la realización de ensayos de protectores auditivos y cumple con los requisitos establecidos para el método REAT [ANSI S12.6-1997] y para el método MIRE [ANSI S12.42-1995].

El sistema utilizado en los ensayos de atenuación de ruido de PA en la sala de prueba es esquematizado en la figura 1.

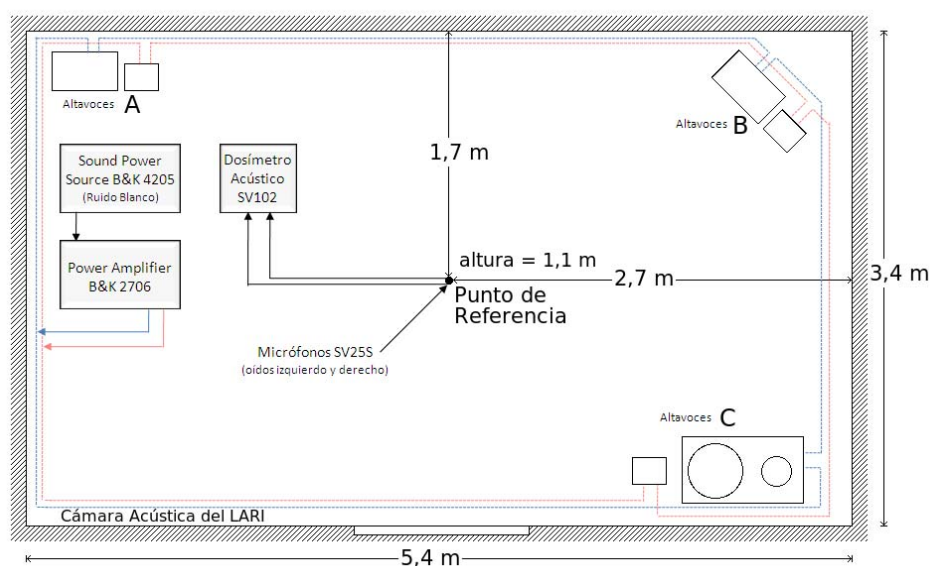


Figura 1. Esquema del sistema de medición y altavoces de la cámara acústica del LARI.

El sistema de altavoces es compuesto por dos conjuntos de cajas acústicas conectadas en paralelo. Estos dos conjuntos son distribuidos en los puntos A, B y C de la sala, de acuerdo al esquema presentado en la figura 1, donde el punto de referencia es la localización del oyente en los ensayos. La altura del punto de referencia es de 1,1 m ($\pm 0,05$ m, variación de la altura del oyente).

En el sistema se utilizó, como señal de prueba, un ruido blanco (con espectro de 50 Hz a 10 kHz), con un nivel de presión sonora de 100 ± 1 dB en la zona de posicionamiento del oyente (punto de referencia de la figura 1).

2.2.1 Captación de datos

El equipo utilizado para la obtención de los datos fue el SV102 *Acoustic Dosimeter*, medidor acústico de nivel de presión sonora de dos canales. Este realiza mediciones en bandas de octava (de las frecuencias de 31,5 Hz a 8 kHz), para los dos canales simultáneamente. Trabaja con un rango dinámico entre 45 dBA RMS \div 141 dBA Peak.

Los transductores utilizados en el procedimiento IL fueron dos micrófonos de presión SV25S con dimensiones externas (Largo \times Profundidad \times Alto) de 7 mm por 7 mm por 5 mm, ubicados en el oído externo (véase figura 2) y direccionado para el lado opuesto de la cabeza del sujeto. Los micrófonos de cerámica en miniatura del tipo 2, trabajan con un rango dinámico entre 50 dBA RMS \div 118 dBA Peak.

El micrófono de presión SV25S fue especialmente diseñado para el uso de la técnica MIRE, siguiendo las especificaciones de las normas de referencia ANSI e ISO mencionadas en la sección 2.2.



Figura 2. Micrófono de presión en miniatura SV25S. (Derecha) Posicionamiento en el oído externo de la cabeza¹ del oyente.

2.3 Relación entre IL y REAT

El término IL mencionado en la sección 2.1, está definido como el cociente entre la presión sonora del oído abierto en el tímpano (p_3) y la presión sonora en el tímpano del oído ocluido (p'_3) (véase figura 3):

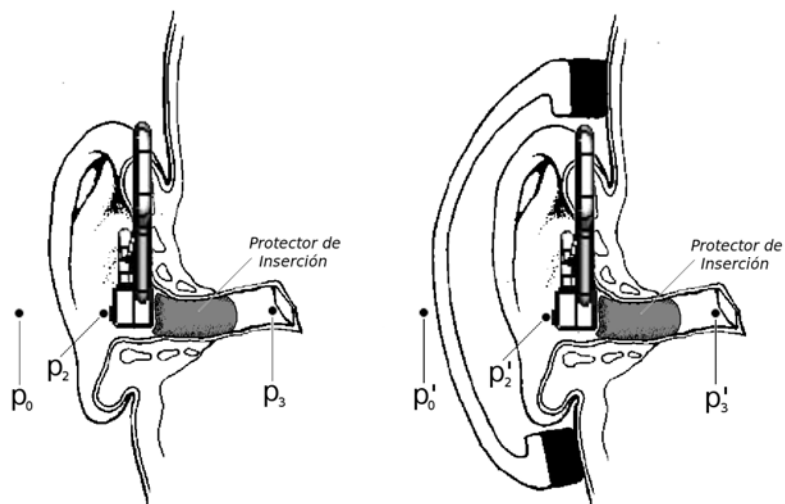


Figura 3. Esquema con la localización de las presiones sonoras para el oído abierto (izquierda) y para el oído ocluido (derecha) con el micrófono miniatura. El protector de inserción es solamente para ilustrar el caso de los ensayos.

$$IL = 20 \log_{10} \left(\frac{p_3}{p'_3} \right), \tag{1}$$

¹ La cabeza artificial de la figura 2 es solamente para la ilustración del posicionamiento del micrófono.

De esta forma, IL suele representar una “pérdida” física, por lo que generalmente es un valor positivo (mayor a cero), pero también puede ser trazada como negativa [Voix, 2009].

Así, el método subjetivo REAT deriva de IL adicionando el “Ruido Fisiológico” (i.e., PN – “*Physiological Noise*”) y la “Conducción Ósea” (i.e., BC – “*Bone Conduction*”):

$$REAT = IL + PN + BC . \quad (2)$$

Debido a la dificultad en la obtención de p'_3 muy cerca del tímpano, el instrumento de medición obtendrá p'_2 . El micrófono será localizado en el oído externo, como es ilustrado en la figura 1. El IL que será medido (denotado IL'), se define como:

$$IL' = 20 \log_{10} \left(\frac{p_2}{p'_2} \right). \quad (3)$$

De esta forma, utilizando la ecuación (3), el REAT será representado como:

$$REAT = IL' + 20 \log_{10} \left(\frac{p'_2}{p'_3} \right) + 20 \log_{10} \left(\frac{p_3}{p_2} \right) + PN + BC , \quad (4)$$

donde, el primer término de la ecuación (4) son los datos obtenidos por la medición de IL' , el segundo y tercer término representan una corrección del canal auditivo en condiciones de oclusión y desprotegida, respectivamente. Por último, el cuarto y quinto término, PN y BC, representan las correcciones referentes a factores humanos (i.e., factores morfológicos y fisiológicos del oído).

3 Resultados y análisis

3.1 Medición del IL en laboratorio

La evaluación de los PA fue realizada siguiendo el procedimiento detallado en la sección 2.1. Fueron evaluados cuatro modelos de protectores auditivos (3M 1435, Howard Leight QM24+, MSA Mark V y Peltor H9A), del tipo orejera. Las curvas del IL de cada protector son comparadas con la curva del método REAT (ANSI S12.6-1997).

Las figuras 4-7 ilustran los tipos de diferencias que son esperadas, utilizando el mismo procedimiento de colocación de los dispositivos en ambos métodos. Nótese que los valores, en las frecuencias de 125 y 250 Hz entregados por el REAT, son bajos debido al enmascaramiento del ruido fisiológico. Por otro lado, para las frecuencias entre 500 a 8000 Hz, los valores de MIRE son altos debido a que la técnica no cuenta con el paso vía conducción ósea, exceptuando el caso en la frecuencia de 4 kHz de los PA 3M 1435 y Peltor H9A, que obtuvieron un valor menor.

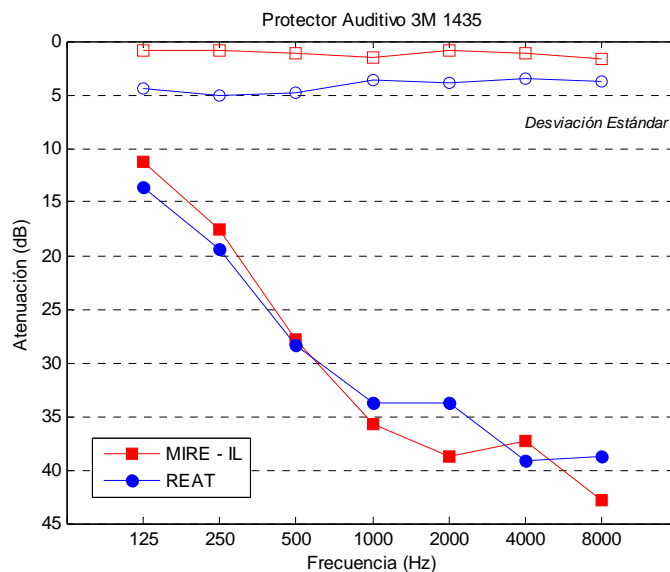


Figura 4. Comparación del método REAT (ANSI S12.6-1997) con los valores de la metodología MIRE (IL), obtenidos del promedio entre los seis oyentes (3M 1435).

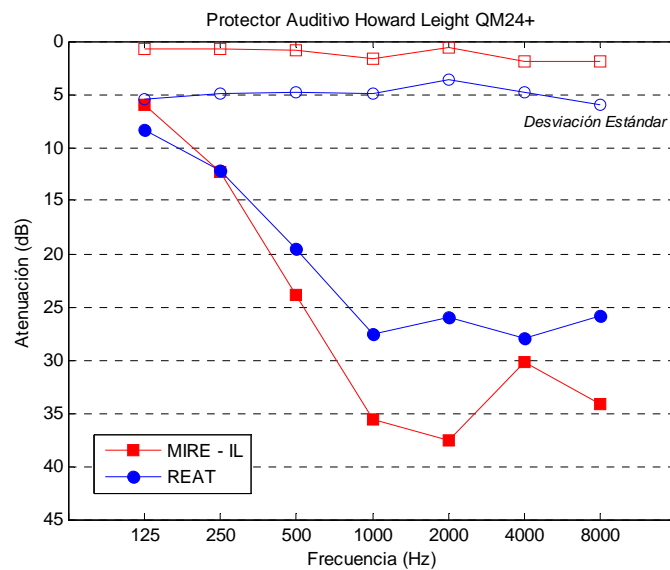


Figura 5. Comparación del método REAT (ANSI S12.6-1997) con los valores de la metodología MIRE (IL), obtenidos del promedio entre los seis oyentes (Howard Leight QM24+).

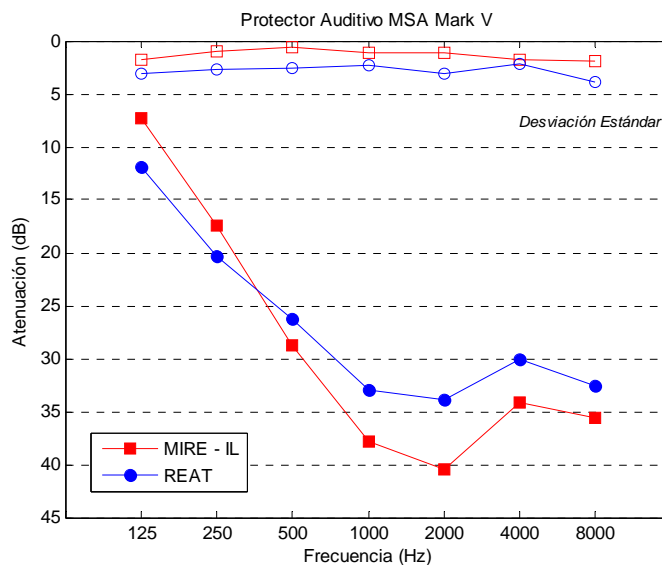


Figura 6. Comparación del método REAT (ANSI S12.6-1997) con los valores de la metodología MIRE (IL), obtenidos del promedio entre los seis oyentes (MSA Mark V).

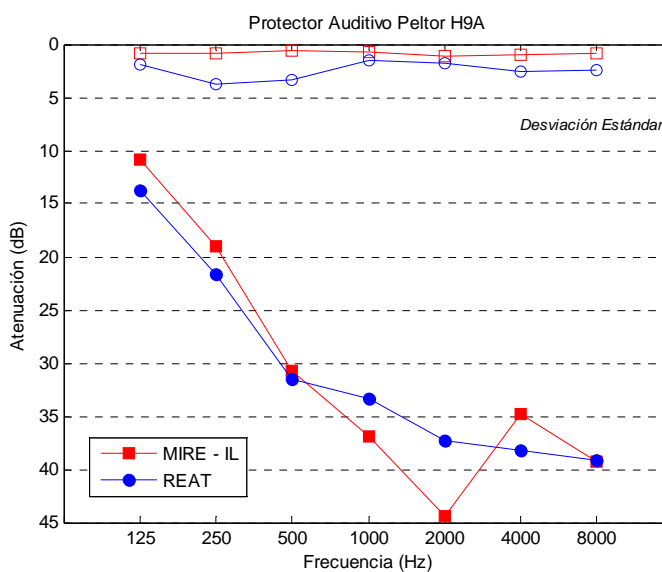


Figura 7. Comparación del método REAT (ANSI S12.6-1997) con los valores de la metodología MIRE (IL), obtenidos del promedio entre los seis oyentes (Peltor H9A).

3.2 Obtención del factor de corrección FC

Utilizando la relación existente entre IL y REAT, vista en la sección 2.3, será calculado un factor de corrección para la metodología propuesta.

Para predecir los valores del método REAT, será definido el término *FC*, que corresponde a la suma de los factores de corrección (corrección del canal auditivo, ruido fisiológico y conducción ósea):

$$FC = 20\log_{10}\left(\frac{P'_2}{P'_3}\right) + 20\log_{10}\left(\frac{P_3}{P_2}\right) + PN + BC. \tag{5}$$

Ahora, la ecuación (4) puede ser redefinida como la suma de dos términos:

$$REAT = IL' + FC. \tag{6}$$

Finalmente, la ecuación (6) se resume en la suma del IL' más el factor de corrección FC .

Para obtener el valor de FC , será realizado un promedio de la resta entre los valores entregados por el método subjetivo REAT (norma ANSI S12.6-1997) y los valores obtenidos por la medición del IL de cada protector. La fórmula del FC por bandas de frecuencia es ilustrada en la ecuación (7):

$$FC_f = \frac{\sum_{i=1}^k (REAT_{fi} - IL'_{fi})}{k}, \tag{7}$$

donde f son las frecuencias centrales en bandas de octava (125, 250, 500, 1000, 2000, 4000 y 8000 Hz) y k es el número de protectores (en este caso cuatro protectores).

Los valores obtenidos son ilustrados en la Tabla 1.

Tabla 1. Factor de corrección FC de la metodología objetiva propuesta (incluyendo las correcciones del canal auditivo, ruido fisiológico y conducción ósea).

Frecuencia (Hz)	125	250	500	1000	2000	4000	8000
Factor de Corrección FC (dB)	2,4	1,4	-1,1	-3,7	-6,0	-0,2	-3,1

3.3 Comparación de la metodología objetiva propuesta con valores obtenidos en la literatura

Los valores de la Tabla 1, para las frecuencias de 125 y 250 Hz, ilustran el efecto del ruido fisiológico, donde el factor de corrección es positivo. Berger y Kerivan (1983), en una investigación de la influencia del ruido fisiológico (PN) y el efecto de oclusión (OE), en el ensayo REAT, obtuvieron valores cercanos para estas frecuencias de 4,4 dB y 2,5 dB, respectivamente (valores obtenidos de un promedio entre los cuatro dispositivos del tipo orejera investigados) [Berger; Kerivan, 1983]. Si se compara con los valores obtenidos, la diferencia es de 2 dB en el caso de la frecuencia de 125 Hz y 1,1 dB para la frecuencia de 250 Hz. Esta diferencia es pequeña, tomando en cuenta que la medición REAT-IL hecha por Berger y Kerivan fue realizada en referencia a la norma ANSI S3.19-1974, la cual entrega valores mucho más altos con relación a la norma ANSI S12.6-1997.

Para el rango de frecuencias entre 500 y 8000 Hz, nótese que todos los valores son negativos, o sea, los valores de REAT son menores a los valores obtenidos por el IL. Este fenómeno puede ser atribuido principalmente al efecto de la conducción ósea (BC). En la frecuencia de 2 kHz es donde se obtiene el valor de mayor magnitud -6 dB. Esta anomalía

ocurre debido a los límites de la conducción ósea. Esto es más común que ocurra en la frecuencia de 2 kHz donde la conducción ósea es más sensitiva [Zwislocki, 1957].

Las curvas IL obtenidas para cada protector serán corregidas por el factor de corrección y comparadas con un modelo experimental para estimar los valores de REAT, obtenido por una investigación hecha por Schroeter y Poesselt (1986). El modelo experimental es ilustrado en la ecuación (8):

$$\hat{A} = -20\log_{10}\left(10^{-IL/20} + 10^{-(MAFB-MAF-OE)/20}\right) + PM, \tag{8}$$

donde \hat{A} es la estimación de REAT en dB, IL es la medición de pérdida de inserción en dB, $MAFB - MAF$ (MAF – “*minimun audible field threshold*”, i.e., umbral del campo mínimo audible; $MAFB$ – “*minimun audible field for bone conducción*”, i.e., campo mínimo audible para conducción ósea), es la medición o la estimación de la diferencia de niveles entre conducción ósea y conducción aérea para la condición del oído abierto en dB, y OE es el efecto de oclusión (“*Oclusion Effect*”) en dB. Como puede ser visto, la estimación es aumentada por la suma del enmascaramiento fisiológico (i.e., PM – “*Physiological Masking*”). Si PM es omitido, se podrá calcular la estimación de la “atenuación del oído real encima del umbral” – la “real” protección del oído [Schroeter; Poesselt, 1986]. El enmascaramiento fisiológico depende del ruido fisiológico, causando el efecto de “pérdida de 6 dB” (“*missing 6 dB*”) en el umbral, originalmente descrito por Munson y Wiener (1952).

Tabla 2. Factores para la estimación de los valores de REAT según los valores del IL. $MAFB-MAF$: diferencia de niveles de presión sonora en dB. OE y PM : promedio de los datos medidos de 11 dispositivos del tipo orejera. Enmascaramiento fisiológico obtenido del promedio entre los filtros auditores FG (“*Frequenzgruppen*”) y CB (“*Critical Bands*”) [Schroeter y Poesselt, 1986].

Frecuencia (Hz)	125	250	500	1000	2000	4000	8000
MAFB-MAF (dB)	52,0	51,0	48,0	47,0	46,0	54,0	41,0
OE (dB)	16,9	13,7	6,8	4,5	0,7		
PM (dB)	4,3	1,5	0,5				

Utilizando las variables de la Tabla 2 y los datos obtenidos por la medición de la pérdida de inserción, se obtendrá una estimación de REAT. Las figuras 9-13 ilustran la comparación entre el modelo experimental de Schroeter y Poesselt (1986), los valores del IL corregidos por FC y la curva del método subjetivo REAT (ANSI S12.6-1997).

Los resultados revelan que el factor de corrección FC complementa satisfactoriamente los datos del IL, obteniendo valores muy cercanos al modelo experimental de Schroeter y Poesselt (1986). Las mayores diferencias producidas son en las frecuencias de 2 kHz (para los casos de los PA 3M 1435, Howard Leight y MSA Mark V) y 8 kHz (para los casos de los PA 3M 1435 y Peltor H9A), llegando a un máximo de 3,9 dB en la frecuencia de 8 kHz para el caso del PA 3M 1435.

Comparando los datos del $IL + FC$ con las curvas del método REAT, se obtuvo una estimación satisfactoria del método subjetivo REAT, excluyendo el caso del PA Howard Leight QM24+ (véase figura 9), donde los valores obtenidos del $IL + FC$ y el modelo experimental de Schroeter y Poesselt (1986) alcanzan valores más altos en prácticamente todo el espectro, comparados con los valores entregados por la curva de atenuación del método

subjetivo REAT, llegando a una diferencia máxima de 5,5 dB comparando con la curva del *IL + FC*.

Con relación a las diferencias producidas entre el modelo experimental y los valores del *IL + FC* en las frecuencias de 2 y 8 kHz, los valores objetivos del *IL + FC* se acercan más a la curva de atenuación del método subjetivo REAT en estas frecuencias.

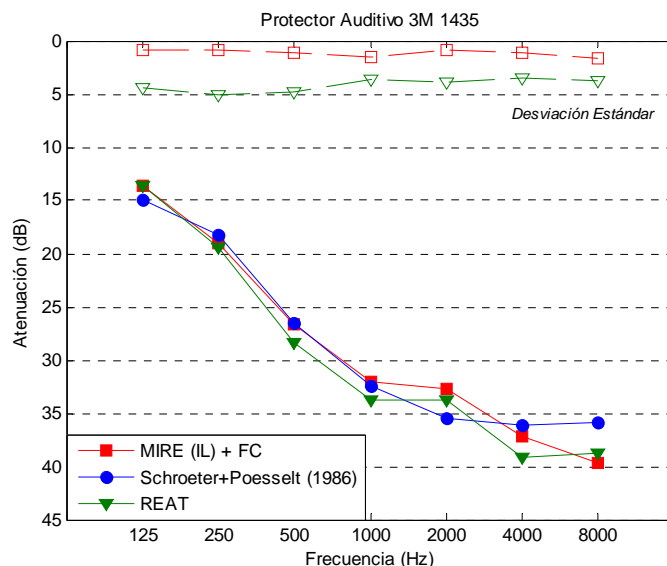


Figura 8. Comparación entre el modelo experimental de Schroeter y Poesselt (1986), los valores de la metodología MIRE (IL), corregidos por *FC* y el método subjetivo REAT (ANSI S12.6-1997). Considerando el efecto del enmascaramiento fisiológico (3M 1435).

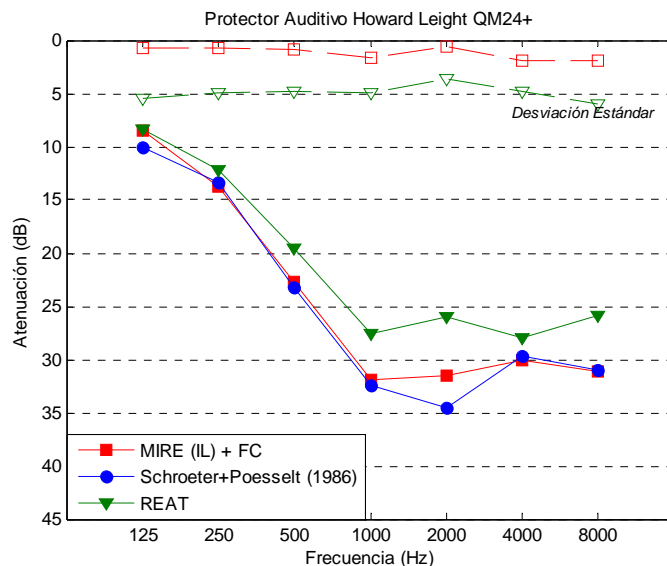


Figura 9. Comparación entre el modelo experimental de Schroeter y Poesselt (1986), los valores de la metodología MIRE (IL), corregidos por *FC* y el método subjetivo REAT (ANSI S12.6-1997). Considerando el efecto del enmascaramiento fisiológico (Howard Leight QM24+).

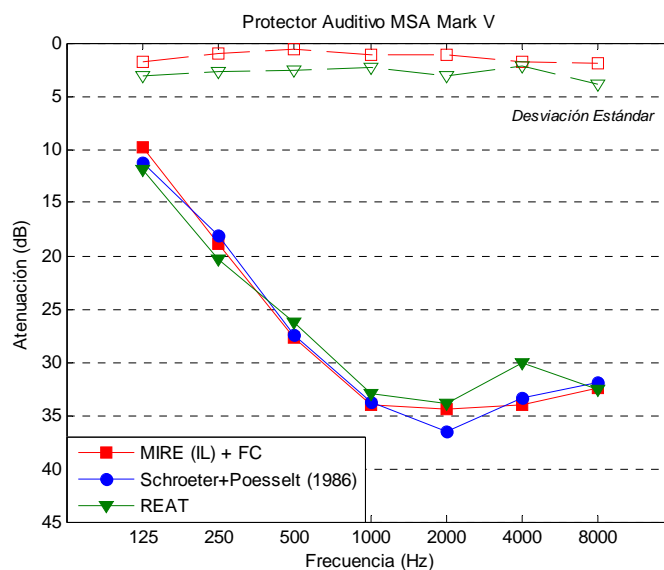


Figura 10. Comparación entre el modelo experimental de Schroeter y Poesselt (1986), los valores de la metodología MIRE (IL), corregidos por *FC* y el método subjetivo REAT (ANSI S12.6-1997). Considerando el efecto del enmascaramiento fisiológico (MSA Mark V).

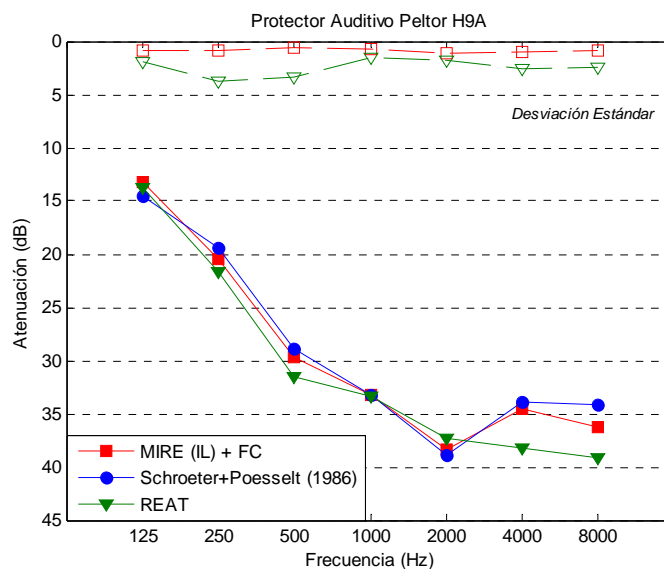


Figura 11. Comparación entre el modelo experimental de Schroeter y Poesselt (1986), los valores de la metodología MIRE (IL), corregidos por *FC* y el método subjetivo REAT (ANSI S12.6-1997). Considerando el efecto del enmascaramiento fisiológico (Peltor H9A).

Ahora, para estimar la protección “real” del oído, es necesario desprestigiar el efecto del enmascaramiento fisiológico. Si se considera que el efecto del ruido fisiológico es más significativo en las frecuencias de 125 y 250 Hz, se podría considerar que en estas frecuencias *FC* sería cero. Redefiniendo *FC* como *FC**, no considerando el efecto del ruido fisiológico, se obtendrán los valores de la tabla 3.

Tabla 3. Factor de corrección FC^* de la metodología objetiva propuesta (incluyendo las correcciones del canal auditivo y conducción ósea) desconsiderando el efecto del ruido fisiológico.

Frecuencia (Hz)	125	250	500	1000	2000	4000	8000
Factor de Corrección FC^* (dB)	0,0	0,0	-1,1	-3,7	-6,0	-0,2	-3,1

En las figuras 12-15 son comparadas las curvas del modelo experimental de Schroeter y Poesselt (1986) y la metodología objetiva propuesta para dos casos, considerando y sin considerar el efecto del PM . En el caso del modelo experimental, los valores fueron obtenidos despreciando el factor PM . Por otro lado, la metodología objetiva propuesta fue calculada utilizando el nuevo factor de corrección FC^* .

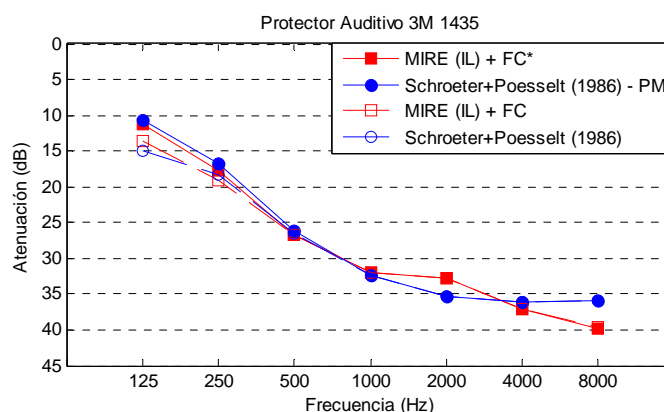


Figura 12. Comparación entre el modelo experimental de Schroeter y Poesselt (1986), los valores de la metodología MIRE (IL) corregidos por FC y por FC^* , considerando y no considerando el efecto del enmascaramiento fisiológico (3M 1435).

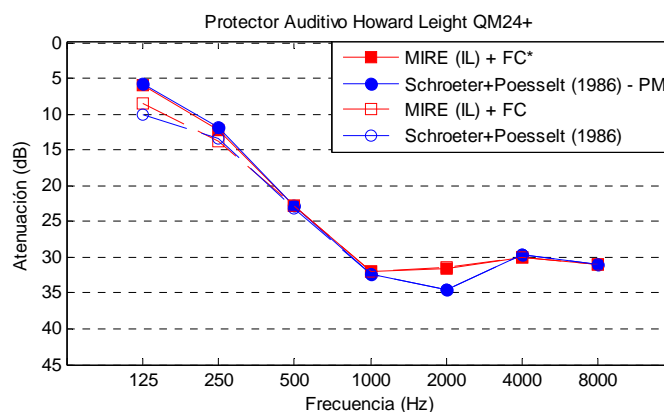


Figura 13. Comparación entre el modelo experimental de Schroeter y Poesselt (1986), los valores de la metodología MIRE (IL) corregidos por FC y por FC^* , considerando y no considerando el efecto del enmascaramiento fisiológico (Howard Leight QM24+).

Nótese en las figuras 12-15 una leve caída en las frecuencias de 125 y 250 Hz para las curvas que no consideran el efecto del enmascaramiento fisiológico. Comparando la metodología objetiva propuesta, para la estimación de la protección “real” del oído con el modelo experimental de Schroeter y Poesselt (1986), sin considerar el factor PM , se observa

que el factor FC^* no considera satisfactoriamente el efecto del ruido fisiológico, obteniéndose valores cercanos al modelo experimental.

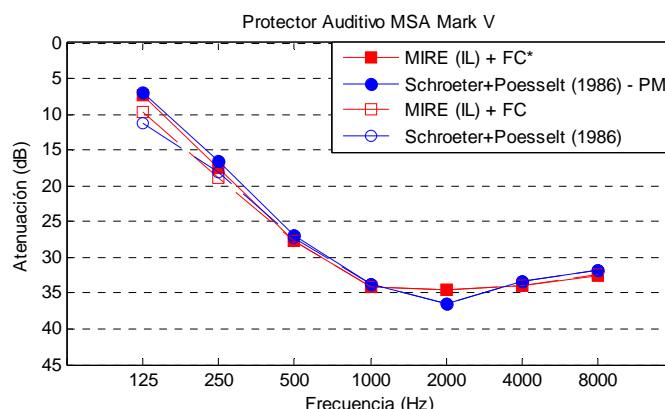


Figura 14. Comparación entre el modelo experimental de Schroeter y Poesselt (1986), los valores de la metodología MIRE (IL) corregidos por FC y por FC^* , considerando y no considerando el efecto del enmascaramiento fisiológico (MSA Mark V).

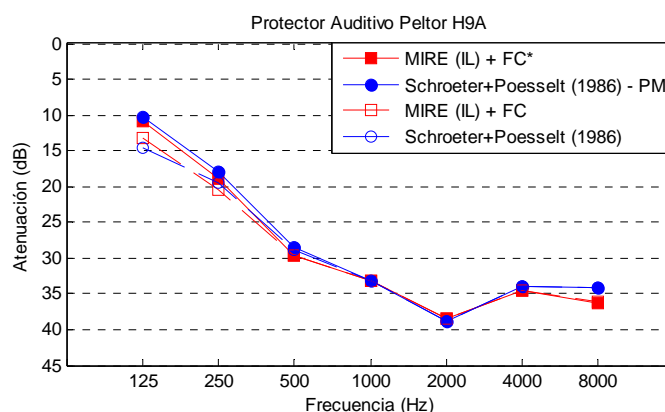


Figura 15. Comparación entre el modelo experimental de Schroeter y Poesselt (1986), los valores de la metodología MIRE (IL) corregidos por FC y por FC^* , considerando y no considerando el efecto del enmascaramiento fisiológico (Peltor H9A).

3.4 Comparación de la metodología objetiva propuesta con el método subjetivo REAT

En la siguiente sección, son presentadas las curvas de la metodología objetiva MIRE propuesta para la estimación del método subjetivo REAT, considerando el efecto del ruido fisiológico (factor de corrección FC). En el caso de la estimación de la protección “real” del oído no será considerado el efecto del ruido fisiológico, utilizando el factor de corrección FC^* .

Las curvas de atenuación de ruido de los cuatro PA de la metodología objetiva MIRE para los dos casos (con factor de corrección FC y FC^*), son comparadas con el método subjetivo REAT (ANSI S12.6-1997) en las figuras 16-20.

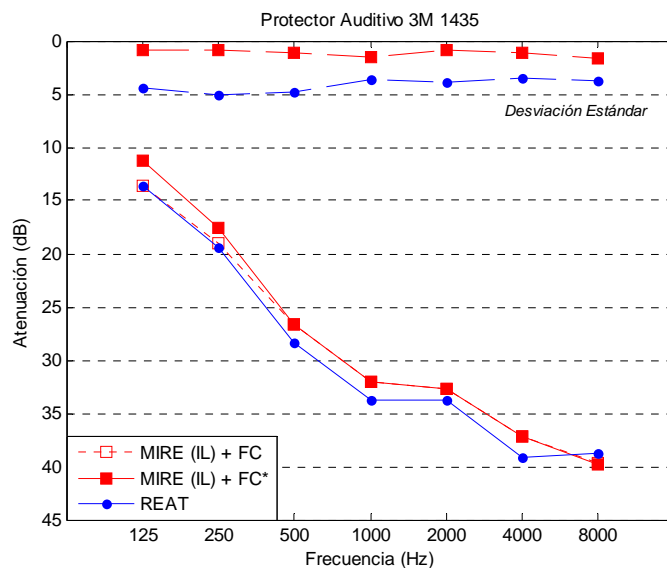


Figura 16. Comparación entre metodología objetiva MIRE propuesta corregidas por *FC* y *FC** con método subjetivo REAT (3M 1435).

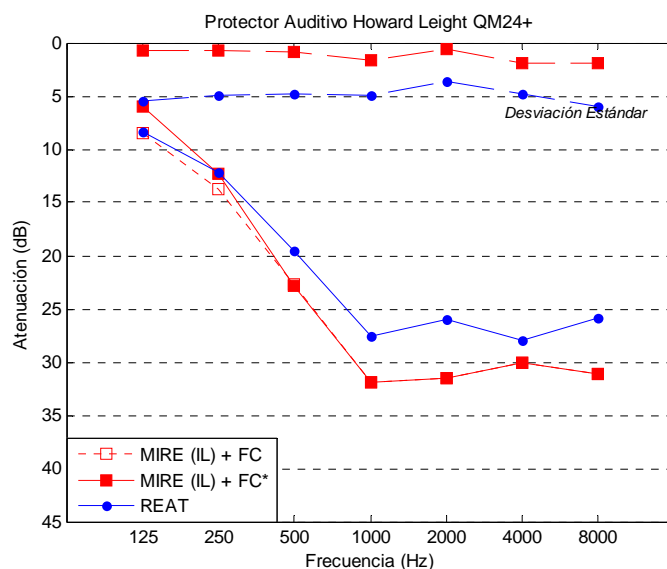


Figura 17. Comparación entre metodología objetiva MIRE propuesta corregidas por *FC* y *FC** con método subjetivo REAT (Howard Leight QM24+).

Se aprecia la diferencia entre las curvas objetivas que utilizan el factor de corrección *FC* y *FC** para las frecuencias de 125 y 250 Hz. Las curvas MIRE (IL) + *FC* se acercan más a las curvas del método subjetivo REAT en estas frecuencias, pues incluye el efecto del ruido fisiológico. De otra forma, las curvas MIRE (IL) + *FC** estiman la protección “real” del oído, pues no consideran el efecto del ruido fisiológico como es el caso del método subjetivo REAT.

En general las curvas de atenuación de ruido de la metodología MIRE objetiva propuesta se acercan más a las curvas del método subjetivo REAT. Para el caso de la curva de atenuación del PA Howard Leight QM24+ (véase figura 17), esta obtiene valores superiores a

los entregados por la curva REAT, como ya se comentó en la sección 3.3. Este fenómeno puede ser causado por una sobrestimación de la protección “real”. Visto que el ensayo objetivo MIRE no capta el paso vía conducción ósea, para el caso especial del PA Howard Leight QM24+ este paso puede ser más importante que para el caso de los otros PA.

Para las curvas del PA MSA Mark V (véase figura 18), los valores de REAT presentan un decaimiento en la frecuencia de 4 kHz, ocasionando una diferencia de 3,9 dB.

El PA Peltor H9A presenta una anomalía en las frecuencias de 4 y 8 kHz, donde las curvas objetivas sufren un decaimiento en comparación con la curva subjetiva de REAT, llegando a una diferencia máxima de 3,6 dB en la frecuencia de 4 kHz.

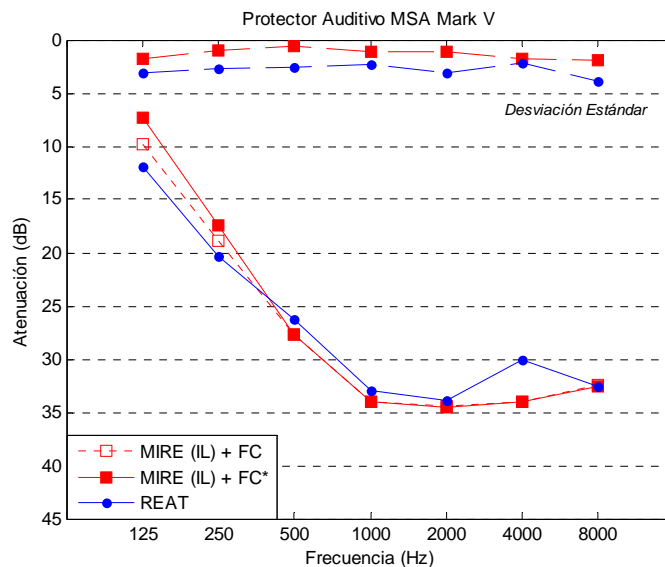


Figura 18. Comparación entre la metodología objetiva MIRE propuesta corregidas por *FC* y *FC** y el método subjetivo REAT (MSA Mark V).

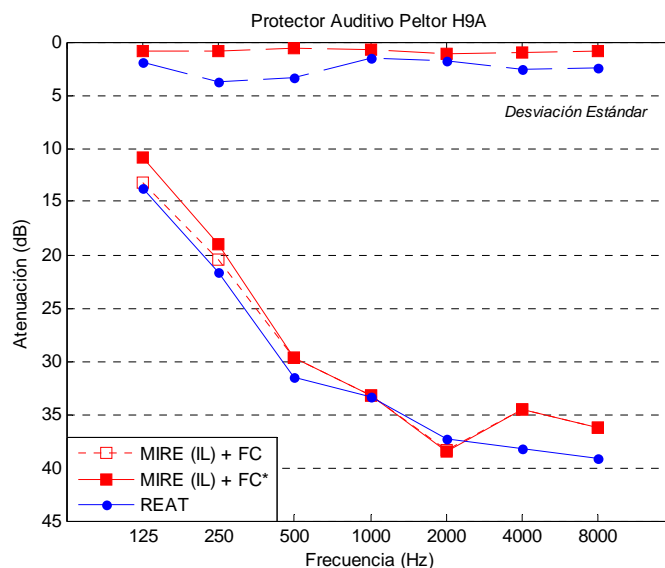


Figura 19. Comparación entre la metodología objetiva MIRE propuesta corregidas por *FC* y *FC** y el método subjetivo REAT (Peltor H9A).

Un punto importante a destacar es la desviación estándar de ambos métodos. La metodología objetiva MIRE propuesta, presenta valores de desviación estándar muy bajos, no sobrepasando el valor de 1,9 dB. De otra forma, el método subjetivo REAT alcanza valores de desviación estándar de 6 dB (en la frecuencia de 8 kHz), para el caso del PA Howard Leight QM24+. Justamente el PA Howard Leight QM24+ presentó la mayor diferencia entre los resultados de las curvas objetiva y subjetiva.

4 Conclusiones

Este documento presentó una metodología objetiva basada en la técnica MIRE para la evaluación de PA del tipo orejera, donde fueron discutidos factores tales como el ruido fisiológico y la conducción ósea. El método objetivo, solamente con la medición del procedimiento IL, no presentó una estimación satisfactoria del método subjetivo REAT, demostrando la importancia y la influencia de factores como el ruido fisiológico y la conducción ósea.

El factor de corrección obtenido en este trabajo, que cuantifica el ruido fisiológico y la conducción ósea, mostró ser satisfactorio al comparar con el modelo experimental obtenido por Schroeter y Poesselt (1986).

Luego de cuantificar los factores de ruido fisiológico y conducción ósea, la metodología objetiva propuesta (incluyendo el factor de corrección), presentó una mejora significativa en la estimación del método subjetivo REAT para la mayoría de los casos (PA 3M 1435, MSA Mark V y Peltor H9A).

Un punto importante fue el ruido fisiológico, que afecta el ensayo subjetivo REAT sobrestimando la atenuación en frecuencias bajas. Por el contrario, el método objetivo no considera este factor. De esta forma, la metodología objetiva propuesta utiliza un factor de corrección sólo para las frecuencias sobre los 500 Hz. Este factor de corrección considera solamente la corrección de la conducción ósea (y corrección del canal auditivo), complementando la medición del IL en la estimación de la “real” protección del oído para cada protector.

La metodología objetiva propuesta presenta grandes ventajas con relación al método subjetivo REAT, posee gran velocidad y capacidad para representar “correctamente” las características y las filtraciones que producen los usuarios del mundo real. Una gran desventaja de este método, es la omisión del importante paso vía conducción ósea. A pesar de esto, como se ha hecho en este estudio se puede aplicar una corrección previa a la medición del IL, llegando a los resultados satisfactorios.

Referencias

- Anderson, C. M. B.; Whittle, L. S. (1971). “Physiological noise and the missing 6 dB”. *Acustica* (24), 261-272.
- ANSI Z24.22-1957 (R1971), American National Standard Method for the Measurement of Real-Ear Attenuation of Ear Protectors at Threshold.
- ANSI S3.19-1974 (ASA STD1-1975), American National Standard Method for the Measurement of Real-Ear Protection of Hearing Protectors and Physical Attenuation of Earmuffs.
- ANSI S12.6-1984 (R1990) (ASA 55), American National Standard Method for the Measurement of Real-Ear Attenuation of Hearing Protectors.
- ANSI S12.42-1995 (ASA 116-1995), American National Standard Microphone In Real-Ear and Acoustic Test Fixture Methods for the Measurement of Insertion Loss of Circumaural Hearing Protection Devices.

- ANSI S12.6-1997, American National Standard Method for the Measuring the Real-Ear Attenuation of Hearing Protectors.
- Berger, E. H. (1986). "Methods of measuring the attenuation of hearing protection devices". *Journal of the Acoustic Society of America* (79) 6, 1655-1687.
- Berger, E. H.; Kerivan, J.E. (1983). "Influence of physiological noise and the occlusion effect on the measurement of real-ear attenuation at threshold". *Journal of the Acoustic Society of America* (74) 1, 81-94.
- Berger, E. H. (2005). "Preferred methods for measuring hearing protector attenuation". *Rio Inter-Noise, Rio de Janeiro, Brasil*.
- Cassali, J. G.; Mauney, D. H.; Burks, J. A. (1995). "Physical vs. Psychophysical Measurement of Hearing Protector Attenuation – a.k.a. MIRE vs. REAT". *Sound and Vibration* (29), 20-27.
- Gerges, Samir N. Y. (2000). "Ruído Fundamentos e Controle". NR Editora, Florianópolis, Brasil.
- Gerges, Samir N. Y. (2008). "Protetores Auditivos". NR Editora, Florianópolis, Brasil.
- ISO 4869:1981, Acoustic – Measurement of sound attenuation of hearing protectors – subjective method.
- ISO 4869-1:1990, Acoustic – Hearing Protectors – Part 1: Subjective method for the measurement of sound attenuation.
- ISO 11904-1:1995, Acoustic – Determination of sound immission from sound sources placed close to the ear – Part 1: Technique using a microphone in a real ear (MIRE technique).
- Munson, W. A.; Wiener, F. W. (1952). "In search of the missing 6 dB". *Journal of the Acoustic Society of America* (24) 8, 498-501.
- Schroeter, J.; Poesselt, C. (1986). "The use of acoustical test fixtures for measurement of hearing protector attenuation. Part II: Modeling the external ear, simulating bone conduction, and comparing test fixture and real-ear data". *Journal of the Acoustic Society of America* (80) 2, 505-527.
- Voix, J.; Laville, F. (2009). "The Objective Measurement of Individual Earplug Field Performance". *Journal of the Acoustic Society of America* (125) 8, 3722-3732.
- Zwislocki, J. (1957). "In Search of the Bone-Conduction Threshold in a Free Sound Field". *Journal of the Acoustic Society of America* (29), 795-804.