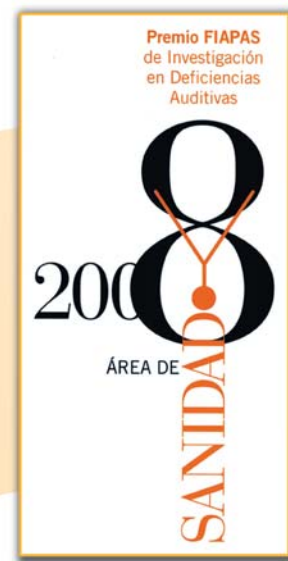


Trabajo Finalista  
del Premio de Investigación  
en Deficiencias Auditivas

**FIAPAS 2008**

Área Sanidad

**Modelo matemático  
para obtener el Umbral  
de Recepción Verbal  
desde la Audiometría Tonal**



**Dr. Germán Trinidad Ramos.** Médico ORL. Servicio de Otorrinolaringología.  
Complejo Hospitalario Universitario de Badajoz.

**María Soledad Lebrijo Carrasco.** ATS. Servicio de Otorrinolaringología.  
Complejo Hospitalario Universitario de Badajoz.

**María del Carmen Martín Hernández.** ATS. Servicio de Otorrinolaringología.  
Complejo Hospitalario Universitario de Badajoz.

**Germán Trinidad Ruiz.** Licenciado en Matemáticas y en Ciencias y Técnicas Estadísticas.  
Unidad Técnica de Evaluación y Calidad. Universidad de Extremadura.

**Dr. Eladio Rejas Ugena.** Jefe de Servicio. Servicio de Otorrinolaringología.  
Complejo Hospitalario Universitario de Badajoz.

## INTRODUCCIÓN

Las palabras se componen de fonemas y éstos de frecuencias formantes que han de ser identificadas tonotópicamente aprovechando la especialización frecuencial del Órgano de Corti y de las vías nerviosas hasta el Área Primaria de la corteza cerebral.

Los fonemas tienen dentro de sus componentes formantes una o varias frecuencias fundamentales que les hacen diferentes de los demás, permitiendo con ello una estimulación localizada en determinadas zonas cocleares y nerviosas, como código sonoro identificable para el oyente.

Cuando algo lesiona el sistema auditivo, puede ocasionar una falta de identificación de esos sonidos y, con ello, una disminución en la discriminación del lenguaje: es la hipoacusia, que ha de ser corregida mediante una adaptación protésica que actúa como sistema amplificador del sonido. Pero esta amplificación no puede ser indiscriminada pues ello estimularía zonas cocleares que pueden ser normales. Esta situación se resuelve dentro de la adaptación protésica con limitadores de ganancia de salida, pero es necesario, además, un ajuste frecuencial para que aquellas zonas dañadas reciban un sonido suficientemente amplificado para que sea útil.

Existen muchos métodos de adaptaciones protésicas que tratan de solucionar de una manera científica el problema de adecuar la amplificación protésica a la pérdida real, sobre todo desde que

las prótesis digitales permiten un tratamiento de la señal independiente en cada frecuencia. En 1953 Lybarger publica su método "Regla de la Mitad de la Ganancia" que posteriormente es modificado por Berger<sup>1</sup> que establece un método para calcular la ganancia operacional gracias a la cual consigue la Ganancia máxima y la de reserva.

El método POGO, también basado en la Regla de la Mitad de la Ganancia, determina la Ganancia de Inserción<sup>2</sup>. Libby<sup>3</sup>, desarrolla otro método similar al POGO, que calcula las pérdidas de inserción debidas a la oclusión del molde. El Laboratorio Nacional de Acústica Australiano desarrolla el método NAL que se basa en la amplificación de todas las bandas de frecuencia del lenguaje a igual intensidad para llegar a la máxima comprensión<sup>4</sup>. A partir de los estudios de Cornnelisse<sup>5</sup> se desarrolla el método de prescripción de la ganancia llamado DSL<sup>6</sup>.

En general, todos los acercamientos basados en la prescripción de la ganancia mediante algún tipo de cálculo o formulación tienen los siguientes objetivos comunes:

1. Prescribir la ganancia apropiada para alcanzar el umbral funcional cercano a la audición normal.
2. Prescribir un volumen confortable para el promedio del espectro del habla.
3. Prescribir la máxima ganancia dentro del rango dinámico.

4. Prescribir parámetros que restauren la sensación de sonoridad.
5. Prescribir el habla amplificada al nivel de máximo confort dentro de las frecuencias del habla.
6. Prescribir la ganancia teniendo en cuenta el umbral de inconfort<sup>7</sup>.

Todos estos métodos prescriptivos buscan, de una manera científica, el perfil audiométrico ideal para lograr una respuesta adecuada a la amplificación protésica, basándose en la audiometría tonal del paciente. Se da por hecho en todos ellos, que el objetivo final es lograr, no la máxima audición, sino la audición más confortable y la máxima discriminación posible<sup>8</sup>.

Es necesario, por tanto, que la amplificación sonora sea la adecuada para permitir la diferenciación de formantes de cada uno de los fonemas que componen las palabras. Las prótesis digitales actuales tienen la adecuada flexibilidad para permitir una amplificación selectiva por bandas de frecuencia que corresponden al espectro del lenguaje oral. En el caso de los niños, donde la ya difícil adecuación protésica se complica aún más, debe evaluarse esta adaptación usando preferentemente pruebas verbales<sup>9</sup>.

Este estudio tiene como meta comprobar si existe una relación entre la audiometría tonal y la logoaudiometría y, una vez averiguada ésta, si existe un modelo matemático que permita de-

## *La finalidad de este trabajo es comprobar si existe un modelo matemático que permita deducir el Umbral de Recepción Verbal (URV) partiendo de la audiometría tonal*

ducir un Umbral de Recepción Verbal partiendo de una audiometría tonal.

### OBJETIVOS

1. Comprobar si existe relación entre la Incapacidad Auditiva (IA) y el Umbral de Recepción Verbal (URV).
2. Comprobar si existe relación entre las distintas frecuencias del audiograma y el URV.
3. Comprobar si existe un modelo matemático que permita hallar el URV a partir de la audiometría tonal.
4. Comprobar si el URV hallado con el modelo coincide con el logrado por la logoaudiometría.

### HIPÓTESIS PREVIAS

- Existe una relación directa entre la IA y el URV.
- Existe una relación entre las distintas fre-

cuencias tonales y la respuesta logoaudio-métrica.

- Determinadas frecuencias tienen un peso mayor en el URV.
- Es posible hallar el URV a partir de la audiometría tonal.

## MATERIAL Y MÉTODOS

### SELECCIÓN DE LA MUESTRA

Todos los pacientes que han asistido a una consulta de audiología y a los que se les han realizado la audiometría tonal y la logoaudiometría.

### PRUEBAS AUDIOLÓGICAS

La audiometría tonal se ha realizado con un audiómetro GSI 61 y la logoaudiometría, utilizando el mismo audiómetro, ha sido realizada con listas ponderadas de Marrero y Cárdenas en soporte digital.

### VARIABLES

Los parámetros utilizados son:

- Incapacidad auditiva (IA):

Los datos correspondientes a la IA se han calculado automáticamente mediante la fórmula:

$$IA = \begin{cases} 0, & \text{si } IA_0 < 0 \\ IA_0, & \text{si } 0 \leq IA_0 \leq 100 \\ 100, & \text{si } IA_0 > 100 \end{cases}$$

donde:

*IA* = Incapacidad auditiva

$$IA_0 = \left[ \frac{U500 + U1000 + U2000 + U3000}{4} - 25 \right] * 1,5$$

*U500* = Umbral tonal a 500 Hz

*U1000* = Umbral tonal a 1000 Hz

*U2000* = Umbral tonal a 2000 Hz

*U3000* = Umbral tonal a 3000 Hz

- Incapacidad biaural (IB):

La incapacidad biaural se obtiene de la fórmula:

$$IB = \frac{IMO * 5 + IPO}{6}$$

donde:

*IB* = Incapacidad biaural

*IMO* = Incapacidad del mejor oído =  $\max\{IA_D, IA_I\}$

*IPO* = Incapacidad del peor oído =  $\min\{IA_D, IA_I\}$

*IA<sub>D</sub>* = Incapacidad auditiva del oído derecho

*IA<sub>I</sub>* = Incapacidad auditiva del oído izquierdo

- Umbral de recepción verbal (URV):

Se utiliza la técnica de curva completa pero iniciando 10 dB por debajo de la IA y aumentando la intensidad 10 dB hasta conseguir la máxima discriminación, hallando el URV a partir de la siguiente fórmula:

$$URV = \begin{cases} I, & \text{si } x_I = 50 \\ I + (50 - x_I) \cdot \frac{10}{y_I - x_I}, & \text{si } x_I < 50 < y_I \end{cases}$$

donde:

$I$  = Intensidad (en dB HL)

$x_i$  = Palabras acertadas en la intensidad  $I$  (en %)

$y_i$  = Palabras acertadas en la intensidad  $I + 10$  (en %)

Pensamos que mediante la fórmula anterior se logra mayor exactitud y rapidez para obtener el URV que utilizando el método clásico de las cuatro palabras.

El resto de parámetros registrados han sido:

- Edad
- Sexo
- Oído

#### SOFTWARE Y PRUEBAS ESTADÍSTICAS

El software empleado para la realización de las pruebas estadísticas es el SPSS 15. Las pruebas realizadas han sido:

- Prueba de Kolmogorov-Smirnov, para estudiar la normalidad de la muestra.
- Correlación Rho de Spearman, para comprobar la posible relación entre los datos.

## El estudio busca una relación de la pérdida auditiva tonal y la inteligibilidad del habla

- Regresión lineal, para ver la relación entre variables.
- Prueba de Mann-Whitney y Kruskal-Wallis, para comparar muestras.

#### RESULTADOS

##### COMPARATIVA ENTRE IA Y URV

Se han estudiado, entre los años 2001 a 2007, 1.051 mujeres y 860 varones. La edad media es de 51,04 años con un rango de entre 3 y 93 años.

En la **Tabla 1** se muestra la correlación de la IA con las frecuencias que se han usado para su cálculo. En ella se puede apreciar que la 2000 y la 1000 son, por este orden, las de mayor correlación. El resto de frecuencias habituales del au-

			Vía Aérea frec. 500	Vía Aérea frec. 1000	Vía Aérea frec. 2000	Vía Aérea frec. 3000
Rho de Spearman	Incapacidad Auditiva	Coeficiente de correlación	,893(**)	,950(**)	,952(**)	,911(**)
		Sig. (bilateral)	,000	,000	,000	,000
		N	3802	3802	3802	3802

\*\* La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

**Tabla 1.-** Correlación de la IA con las cuatro frecuencias que se utilizan para hallarla.

diagrama, y que no se usan en el cálculo de la IA, también tienen una relación significativa (Tabla 2). En este caso la frecuencia con más relación es la 4000, seguida de 250, 6000, 125 y 8000.

En las mujeres la media de la IA es de 35,11 dB mientras que en los hombres esta cifra desciende hasta los 31,94 dB. Esta diferencia es estadísticamente significativa, con un p-valor de 0,003. En cuanto al URV, 44,28 dB es la media correspondiente a las mujeres y 42,15 dB la de los hombres, diferencia que resulta significativa con un p-valor de 0,005.

En la muestra siempre existe un mayor porcentaje de mujeres, que tiende a aumentar con la mayor IA, lo que justifica los peores umbrales con respecto a los hombres. En los casos de normalidad auditiva es donde estos porcentajes son más próximos.

Haciendo el mismo estudio para el caso de los oídos, se ve que no existen diferencias de la IA entre izquierdos y derechos (33,37 dB y 33,91 dB respectivamente y 43,20 y 43,44 para

el URV. Esto va a permitir que determinados cálculos se realicen sin distinguir oídos, duplicando con ello la muestra.

En relación a la edad, y a fin de formar cinco grupos con un número similar de elementos para que tengan el mismo peso en los estudios estadísticos, se ha dividido la muestra utilizando los percentiles 20, 40, 60 y 80.

El resultado de esa división ha ocasionado los siguientes tramos de edad:

- Tramo 1 = hasta 29 años
- Tramo 2 = entre 30 y 47 años
- Tramo 3 = entre 48 y 62 años
- Tramo 4 = entre 63 y 73 años
- Tramo 5 = más de 73 años

La edad influye también en la IA y el URV, con un p-valor inferior a 0,001.

También existen diferencias claramente significativas con un p-valor inferior a 0,001 para ambos parámetros cuando se relacionan sexo y edad.

		Vía Aérea frec. 125	Vía Aérea frec. 250	Vía Aérea frec. 4000	Vía Aérea frec. 6000	Vía Aérea frec. 8000	
Rho de Spearman	Incapacidad Auditiva	Coeficiente de correlación	,829(**)	,839(**)	,841(**)	,829(**)	,798(**)
		Sig. (bilateral)	,000	,000	,000	,000	,000
		N	3802	3802	3802	3802	3781

\*\* La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

**Tabla 2.-** Correlación de la IA con el resto de frecuencias del audiograma.

Estos dos parámetros, uno de audiometría tonal y otro de recepción verbal, a pesar de que se obtienen por mecanismos distintos, tienen un comportamiento similar, como era previsible (Tabla 3).

### Existe una relación directa entre la incapacidad auditiva y el Umbral de Recepción Verbal (URV)

#### RELACIÓN ENTRE LAS FRECUENCIAS TONALES Y EL URV

El valor de la IA se obtiene del umbral de las frecuencias 500, 1000, 2000 y 3000 Hz mediante la fórmula ya explicada. Se ha visto que la 2000, 1000, 3000 y 500 Hz tienen, por este orden, mayor relación con ella. Es de suponer que el URV, que tanta similitud tiene con la IA, también la tenga. Para averiguar cuáles son con las que mejor se podría estimar el valor del URV, empleamos la regresión lineal.

El modelo final que se obtiene es el siguiente:

$$URV = 4,841 + 0,092 \cdot U250 + 0,150 \cdot U500 + 0,313 \cdot U1000 + 0,154 \cdot U2000 + 0,093 \cdot U3000 + 0,077 \cdot U6000$$

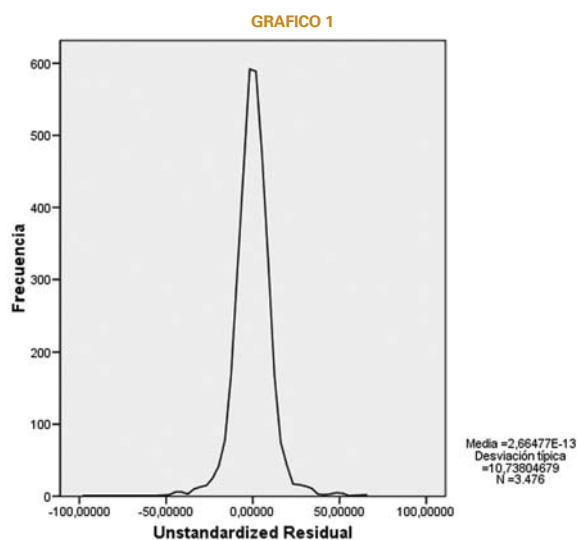
El mayor peso corresponde a la frecuencia 1000, seguida de la 2000 y 500. Las frecuencias 250, 3000 y 6000, aunque se incluyen en el modelo, tienen un menor peso.

Empleando el modelo anterior para estimar el valor de la variable URV en los oídos estu-

			Incapacidad Auditiva	Umbral de Recepción Verbal
Rho de Spearman	Incapacidad Auditiva	Coeficiente de correlación	1,000	,873
		Sig. (bilateral)	,	,000
		N	3802	3481
	Umbral de Recepción Verbal	Coeficiente de correlación	,873	1,000
		Sig. (bilateral)	,000	,
		N	3481	3489

\*\* La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

Tabla 3.- Correlación entre la IA y el URV.



diados de la muestra, los errores que se cometen (valor real del URV, hallado por la logaudiometría, menos el valor estimado, hallado con el modelo) se muestran en el **Gráfico 1**. La

media del error es de 0 y la desviación típica de 10,74 dB.

Diferenciando los sexos, nos encontramos con modelos matemáticos similares al hallado, con unos errores en las estimaciones centrados en 0 y desviaciones típicas que varían entre los 10,59 dB para las mujeres y los 10,79 dB para los hombres.

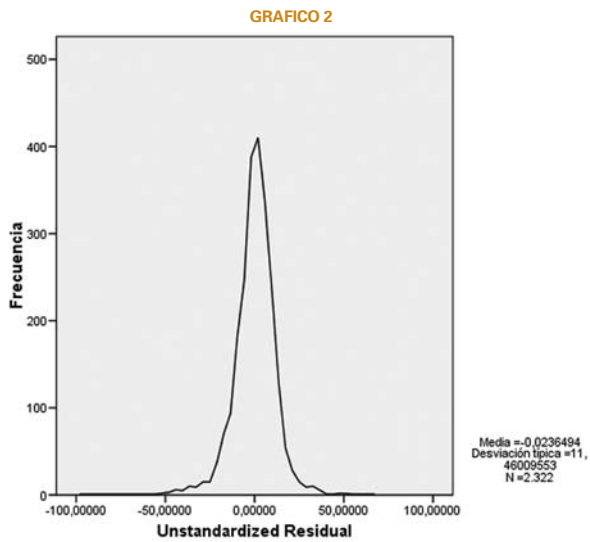
Teniendo en cuenta estos datos podemos afirmar que el modelo que estamos utilizando es válido para toda la muestra, pudiéndolo usar para ambos sexos pues la desviación típica de los errores es similar a la que se tiene con los modelos particulares para hombres y mujeres. Es interesante resaltar de todos modos que, aunque las frecuencias 1000 y 2000 son las de

	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados		t	Sig.
	B	Error típ.	Beta			
(Constante)	4,841	,441			10,977	,000
Vía Aérea frec. 250	9,212E-02	,026	,094		3,528	,000
Vía Aérea frec. 500	,150	,033	,151		4,525	,000
Vía Aérea frec. 1000	,313	,024	,327		12,865	,000
Vía Aérea frec. 2000	,154	,024	,169		6,516	,000
Vía Aérea frec. 3000	9,256E-02	,023	,105		4,042	,000
Vía Aérea frec. 6000	7,749E-02	,013	,105		5,893	,000

a Variable dependiente: Umbral de Recepción Verbal

**Tabla 4.-** Correlación entre el URV y las frecuencias.





mayor peso en ambos casos, la balanza se inclina hacia las frecuencias agudas en las mujeres y hacia las graves en los hombres.

### URV Y GRADO DE HIPOACUSIA

Hasta ahora se ha utilizado toda la muestra para realizar los distintos estudios y calcular los diferentes modelos matemáticos, por lo que se ha incluido un porcentaje elevado de oídos con audición normal (Tabla 5). Sin em-

bargo sólo los oídos con hipoacusia son susceptibles de equipamiento. Cuando seleccionamos sólo los casos con hipoacusia (es decir, IA superior a 7,5) la fórmula prácticamente no varía:

$$URV = 4,747 + 0,102 \cdot U250 + 0,136 \cdot U500 + 0,331 \cdot U1000 + 0,16 \cdot U2000 + 0,071 \cdot U3000 + 0,083 \cdot U6000$$

Al estudiar los errores de la estimación utilizando la fórmula anterior nos encontramos con el resultado que se muestra en el **Gráfico 2**.

Si nos centramos en las sorderas leves (IAE [7,5, 22,5]) el modelo es:

$$URV = 0,157 \cdot U250 + 0,395 \cdot U1000 + 0,227 \cdot U2000 + 0,118 \cdot U4000 + 0,062 \cdot U8000$$

En el **Gráfico 3** se muestran los errores de la estimación para este caso.

Las hipoacusias moderadas (IAE[22,5, 67,5]) presentan unos resultados similares a los ante-

		Recuento	% del N de la columna
HIPOACUSIA	Normal	1211	31,9%
	Leve	443	11,7%
	Moderada	1573	41,4%
	Severa	575	15,1%
	Total	3802	100,0%

**Tabla 5.-** Distribución de la muestra según el grado de hipoacusia. (Normal: IA < 7,5. Leve: IAE[7,5, 22,5]. Moderada: IAE[22,5, 67,5]. Severa: IA ≥ 67,5).

GRAFICO 3

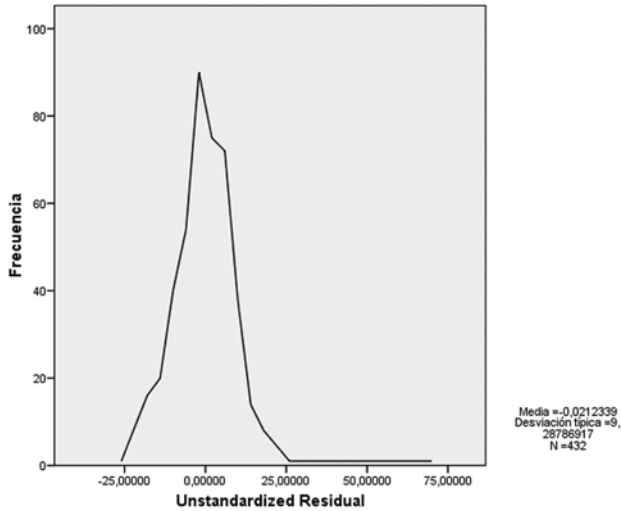
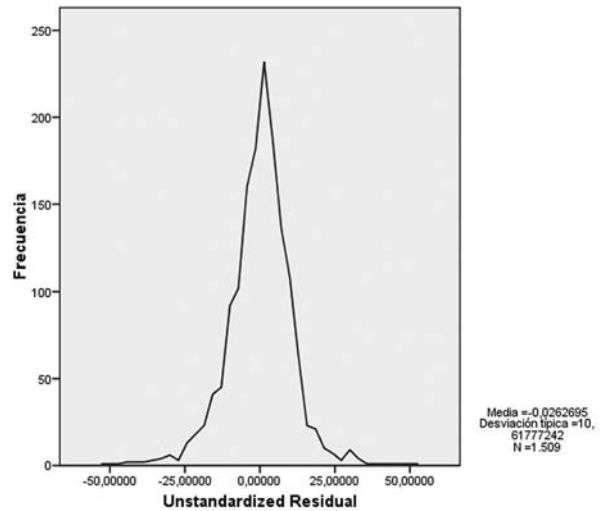


GRAFICO 4



riores aunque en este caso aparece la frecuencia 4000 y desaparecen la 3000 y 6000 Hz. En el **Gráfico 4** se muestran los errores.

$$URV = 0,123 \cdot U250 + 0,167 \cdot U500 + 0,345 \cdot U1000 + 0,23 \cdot U2000 + 0,089 \cdot U4000 + 0,035 \cdot U8000$$

Por último, cuando realizamos estos mismos estudios para hipoacusias severas ( $IA \geq 67,5$ ) el modelo que se obtiene es el siguiente:

$$URV = 0,272 \cdot U500 + 0,287 \cdot U1000 + 0,136 \cdot U3000 + 0,206 \cdot U6000$$

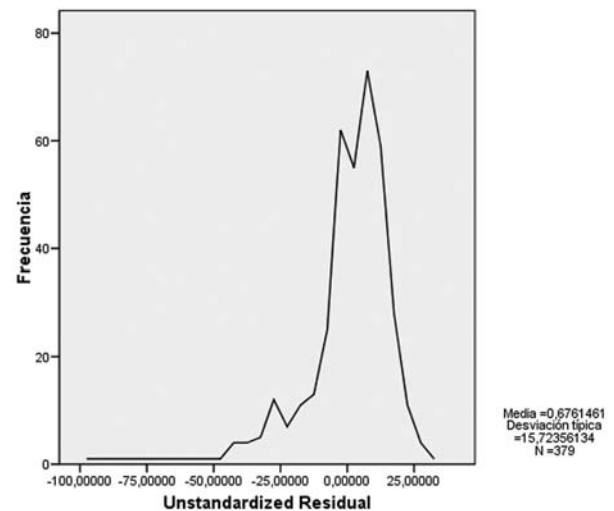
En este caso de hipoacusia severa (también están incluidas las hipoacusias profundas), y como era previsible, el modelo que mejor puede ajustarse a los datos de que se dispone presenta una tendencia a infravalorar el URV (cerca a 1 dB) y tiene una desviación típica de 15,7 dB (**Gráfico 5**). Todo ello conlleva a pensar que no se puede ajustar un modelo general en estos

casos, donde el ajuste específico del paciente va a ser más necesario que en los ajustes para los grados de hipoacusias anteriores.

### URV E HIPOACUSIAS SEVERAS

Partiendo de la hipótesis de que la edad interviene en el resultado y que a mayor edad mayor posibilidad de dificultad de discriminación, com-

GRAFICO 5



probamos que la edad no influye en estos resultados. Analizando el sexo también se comprueba que no afecta. En el caso de las hipoacusias profundas con umbrales iguales o mayores a 90 dB en las frecuencias centrales la discriminación suele ser muy mala; realizando una selección de pacientes con sorderas severas y con IA inferiores o iguales a 80% los resultados siguen siendo malos.

Estudieemos por tanto cuales son los factores externos que pueden influir en el URV de las hipoacusias severas para que no sigan el modelo establecido:

- Exploración no correcta
- Umbrales tonales con caídas muy bruscas
- Pérdida de la memoria auditiva

Un URV menor que una IA no puede ser posible; una diferencia superior a 30 dB entre el URV y la IA también es sospechosa de error. Eliminando de la muestra los oídos cuya exploración no esté comprendida entre 0 y 30 dB (URV-IA), quedan los casos donde la respuesta nos parece lógica. También en este caso el modelo no es válido.

En cuanto a las caídas bruscas en frecuencias agudas comprobamos que, efectivamente, el URV se va a ver influenciado fundamentalmente por las frecuencias conservadas, en este caso las graves. La muestra no es suficientemente significativa para afirmar que es cierto, pero pensamos que es un factor determinante ya que estos pacientes tienen unos umbrales próximos a la cofosis en las frecuencias más agudas.

## *Es posible hallar el URV partiendo de la audiometría tonal*

En la mayoría de los casos de hipoacusias severas se une una larga evolución de la misma sin ningún tipo de rehabilitación ni amplificación sonora. Son pacientes muy difíciles de equipar con prótesis auditivas pues ganan en audición pero no mejora su discriminación, como ocurre en pacientes con sorderas profundas de larga evolución que son implantados.

### DISCUSIÓN

La posibilidad de conseguir un modelo prescriptivo que no solo logre una adaptación tonal adecuada de la prótesis auditiva sino que prevea, con un margen de error asumible, cual va a ser el URV del paciente, es sin duda una meta ilusionante. Es cierto que la logaudiometría es más influenciada por factores externos a la audición que la audiometría tonal y por ello más subjetiva, pero no tenemos que olvidar que el fin último de la adaptación protésica es que el paciente se encuentre cómodo con ella y que le permita una discriminación lo más próxima posible a la del oyente.

En general los métodos prescriptivos buscan una audiometría tonal lo más perfecta posible pensando con ello que la discriminación va a ir pareja, pero no valoran, como se hace en este

estudio, las influencias que las distintas frecuencias tienen sobre el URV.

La idea de la cual parte el sistema prescriptivo NAL-R es alcanzar este objetivo en la medida en la que todas las bandas de frecuencia del habla contribuyan de igual forma en la sonoridad de la señal, en un intento por lograr una respuesta en frecuencia óptima que facilite al máximo la inteligibilidad del habla. Este procedimiento optimiza la energía disponible para determinadas pérdidas auditivas en todas las frecuencias del habla, particularmente en las bandas de bajas frecuencias entre los 500 Hz y 1000 Hz. Los pacientes con pérdidas severas necesitan más energía en las frecuencias graves y menos en las altas a fin de evitar los efectos de la retro alimentación<sup>10 11</sup>.

Esencialmente el POGO es la regla de la mitad de la ganancia de Lybarger con un factor de corrección en las bajas frecuencias para facilitar la mejor comprensión del habla. El POGO II modifica la ganancia cuando la pérdida auditiva es mayor de 65 dB<sup>12</sup>.

El DSL [i/o] se puede resumir como una serie de ecuaciones matemáticas que describen la relación entre la señal de entrada y la señal de salida del audífono. El propósito de Cornelisse et al.<sup>13</sup> al desarrollar el DSL fue obtener una fórmula de prescripción de la ganancia que permitiese individualizar el proceso de adaptación para la pérdida de un paciente determinado. La prescripción de la ganancia en el

DSL [i/o] es llevada a cabo a partir de la audiometría del paciente.

El marco teórico del IHAF (Independent Hearing Aid Fitting Forum) establece que un paciente tendrá un alto reconocimiento del habla en la medida en la que el audífono prescrito tenga la capacidad de restaurar la percepción de sonoridad normal en una banda de frecuencias lo más ancha posible. Mientras que para el DSL [i/o] los requisitos mínimos son los valores de umbral audiométrico, el IHAF necesita al menos de dos valores de la función de incremento de sonoridad del paciente. Estos valores se obtienen mediante el Contour Test<sup>14</sup>. El Contour Test utiliza tonos modulados presentados al paciente en las frecuencias de 500 Hz y 3000 Hz y éste debe juzgar la sonoridad en una escala de siete categorías<sup>15</sup>.

El FIG6 requiere únicamente de los datos audiométricos del paciente para el cálculo de la ganancia de inserción y de las respuestas en acoplador de 2 cm<sup>3</sup> para los siguientes valores de entrada: 40, 65 y 95 dB SPL. El nombre de FIG6 surge de la figura número seis del artículo original de Killion y Fikret-Pasa<sup>16</sup>. El FIG6 se diferencia del IHAF en el cálculo de los valores de la ganancia final ya que éste se basa en baremos y no en datos individualizados.

El NAL-NL1 es la versión para audífonos con compresión de los métodos de prescripción del National Acoustic Labs. Al igual que el NAL-R, las bajas, medias y altas frecuencias del espec-

tro de la palabra hablada son amplificadas con el criterio de alcanzar una sonoridad ecualizada. En general, el NAL-NL1 prescribe la máxima ganancia en las frecuencias de transición de mejor a peor audición del audiograma, prescribiendo poca o ninguna amplificación en las frecuencias de peor audición<sup>17</sup>. La ganancia prescrita en cada frecuencia depende de:

- el umbral auditivo a esa frecuencia,
- el promedio del umbral en las frecuencias 500Hz, 1000Hz y 2000Hz
- la intensidad total de la señal de entrada del habla.

La fórmula de prescripción se desarrolló a partir de un modelo teórico de sonoridad y un modelo sobre la inteligibilidad del habla desarrollado a partir del Speech Intelligibility Index o Articulation Index<sup>18</sup>.

Resumiendo: podemos decir que el IHAFF o el FIG6 tratan de restaurar la percepción de sonoridad normal, el DSL [i/o] trata de maximizar la audición en función del promedio del espectro de la palabra hablada y el NAL-NL1 trata de maximizar la información del habla a través de todas las frecuencias.

Nuestro trabajo se centra en comparar una respuesta logaudiométrica con una respuesta tonal, buscando una relación de la pérdida auditiva tonal y la inteligibilidad del habla. Hemos

## ***Este método podría permitir mejor ajuste audioprotésico seleccionando el umbral de ganancia de las prótesis***

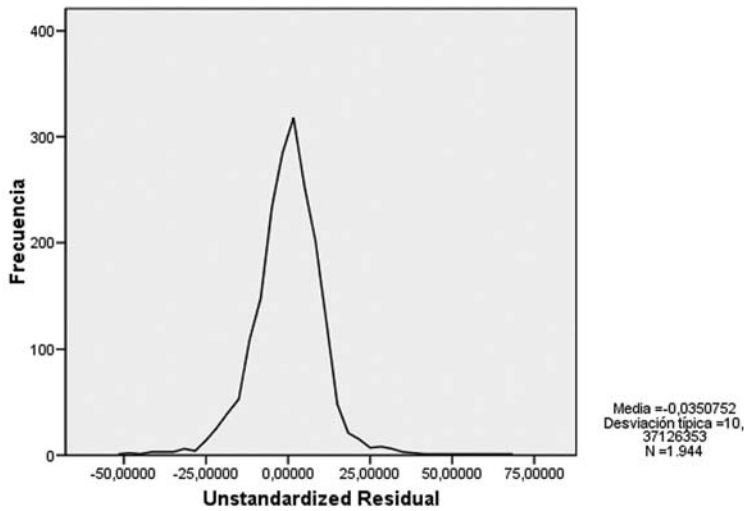
comprobado que la conducta del URV de las hipoacusias severas es distinta de aquellas otras hipoacusias menos graves y que es más difícil establecer una relación frecuencial, que sin embargo es fácil en el caso de las sorderas moderadas. Casi todos los métodos prescriptivos han desarrollado procedimientos de corrección para permitir una adaptación protésica más adecuada pero sólo el NAL-NL1 enfatiza en la inteligibilidad, para nosotros el principal objetivo de la adaptación protésica. El modelo matemático propuesto no sustituye a estos métodos prescriptivos, sino que es un complemento de los mismos que permite hallar el URV deseado desde la ganancia prescrita por cualquiera de ellos.

El modelo matemático establecido, válido para las hipoacusias leves y moderadas, con una ganancia frecuencial determinada por la siguiente fórmula:

$$URV = 0,133 \cdot U250 + 0,148 \cdot U500 + 0,351 \cdot U1000 + 0,196 \cdot U2000 + 0,075 \cdot U3000 + 0,092 \cdot U4000$$

puede servir de orientación a estos métodos prescriptivos de adaptación protésica ya que permite corregir el URV, ajustando la ganancia de cada frecuencia según el peso que tiene en

GRAFICO 6



la regresión lineal empleada, con el margen de error descrito en el **Gráfico 6**.

En el caso de las hipoacusias severas, siempre que sean susceptibles de corrección audiotésica, pensamos que la fórmula siguiente puede ser usada como punto de partida a una

corrección más individualizada, siempre basada en la regresión lineal de la muestra empleada:

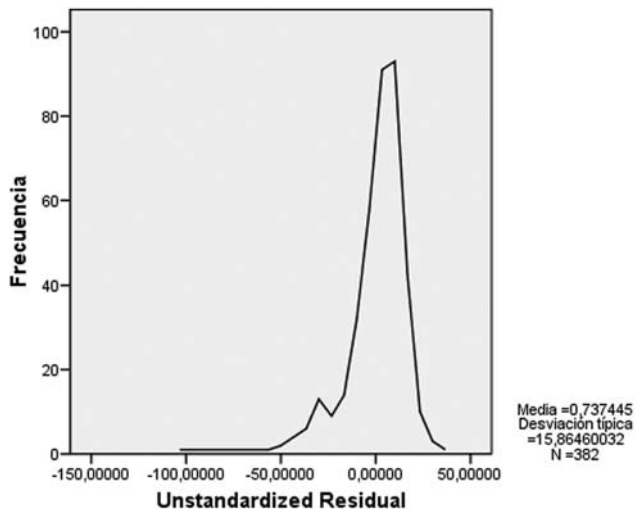
$$URV = 0,073 \cdot U250 + 0,203 \cdot U500 + 0,273 \cdot U1000 + 0,084 \cdot U2000 + 0,131 \cdot U3000 + 0,160 \cdot U4000$$

Como ya se ha reseñado con anterioridad, el error en las hipoacusias severas es bastante amplio (**Gráfico 7**), independientemente del uso de las frecuencias conversacionales o de las frecuencias que proporciona el modelo óptimo.

## CONCLUSIONES

- Existe una relación directa entre la IA y el URV. Coeficiente de correlación de 0,873 ( $p = 0,01$ ).
- Existe una relación entre las distintas frecuencias tonales y la respuesta logaudiométrica. Existe una correlación significativa entre la URV y todas las frecuencias. ( $p < 0,001$ ).
- Determinadas frecuencias van a tener un peso mayor en el URV que otras. Dependiendo de sexo, gravedad de sordera y edad, existe un mayor peso de determinadas frecuencias en relación con el URV, que se manifiesta fundamentalmente en las frecuencias 1000 y 2000 Hz.
- Partiendo de esta hipótesis es posible hallar el URV a partir de la audiometría tonal. Aplicando las formulas descritas podemos hallar el URV con una desviación típica de 10 dB, salvo en el caso de hipoacusias severas que es de 15 dB.

GRAFICO 7



Es posible que este método permita un mejor ajuste audiotrófico poniendo una nueva herramienta para seleccionar el umbral de ganancia de la prótesis ya que permite priorizar aquellas frecuencias que más van a influir en el URV.

Comprobado el modelo matemático con los resultados de la clínica, especialmente en hipoacusias leves y moderadas, se concluye que es útil. Sin embargo, es necesario contrastar la teoría con la realidad y comprobar que este modelo también se cumple cuando se adapta la prótesis auditiva.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Berger, K. Un Método de adaptación de auxiliares auditivos. En *Audiología en la práctica. Excerpta Médica. V/1: 4-5*. Rotterdam. 1988.
2. Mc. Candless, G. Lyregaard, P. Prescription of gain/output (POGO) for hearing aids. *Hearing Instruments*. 1983. Vol 34, n° 1: 16-21.
3. Lobby, E.R. Hearing aid selection strategies and probe microphone measure. *Hearing Instruments*. 1988. Vol. 39 n° 7: 10-15.
4. Byrne, D. El procedimiento de selección de auxiliares auditivos de los Laboratorios Nacionales de Acústica. En: *Audiología en la práctica V/1 Excerpta Médica*. Rotterdam. 1988.
5. Cornelisse, L.E., Gagné, J.S., y Seewald, R.C. (1991). Ear level recordings of the long-term average spectrum of speech. *Ear Hear*. 12, 47-54.
6. Seewald, R., Cornelisse, L., Ramji, K., Siclair, S., Moodie, K., Jamieson, D. (1995). DSL TM for windows: A software system implementation of the desired sensation level (DSL) method for fitting linear gain and wide-dynamic-range compression hearing instruments. User's manual. University of Western Ontario.
7. McCandless, G. (1994). Hearing aid formulae and their application, In: Sandlin R, editor. *Hearing aid handbook: volume I theoretical and technical considerations*. San Diego, CA: College-Hill Press.
8. Zenker, F. (2002). La prescripción de la ganancia en la adaptación audiotrófica. [en-línea]. *Auditio: Revista electrónica de audiolgía*. vol. 1(3), pp. 45-52. (<http://www.auditio.com/revista/pdf/vol1/3/010304.pdf>)
9. CF Recomendación BIAP 06-8: La adaptación protésica del niño deficiente auditivo.
10. Byrne D, Parkinson, A, Newell, P. (1990). Hearing aid gain and frequency response requirements for the severely/profoundly hearing impaired. *Ear Hear*. 1990;11:40-9.
11. Byrne, D, Parkinson, A, Newell P. (1991). Modified hearing aid selection procedures for severe/profound hearing losses. In: Studebaker G, Bess F, Beck L, editors. *The Vanderbilt hearing aid report II*. Parton, MD: York Press; 1991. p. 295-300.
12. Hawkins, D. (1992). Prescriptive approaches to selection of gain and frequency response, In: Mueller HG, Hawkins DB, Northern JL, editors. *Probe tube microphone measurements: hearing aid selection and assessment*. San Diego, CA: Singular Publishing.
13. Cornelisse, L.E., Seewald, R.C., Jamieson, D.G. (1995). The input output formula: A theoretical approach to the fitting of personal amplification devices. *J Acoust. Soc. Am*. 97:1854-64.
14. Valente, M. y Van Vliet, D. (1997). The independent hearing aid fitting forum (IHAF) protocol. *Trends in Amplification*, 2(1), 6-35.
15. Cox, R, Goff, C.M., Martin, S.E. y McLoud, L.L. (1994). The contour test: normative data, Presented at the AAA Convention. Richmond, VA.
16. Killion, M. y Fikret-Pasa. (1993). The three types of sensorineural hearing loss: loudness and intelligibility consideration. *Hear J*. 46:31-6.
17. Byrne, D., Dillon, H., Ching, T., Katsch, R. y Keidser, G. (2001). NAL-NL1 procedure for fitting non-linear hearing aids: Characteristics and comparisons with other fitting methods. *Jour AAA*, 12 (1): 37-51.
18. Rankovic, C.M. (1991). An application of the articulation index to hearing aid fitting. *Journal of Speech and Hearing Research*. 34:391-402.



# FIAPAS

CONFEDERACIÓN  
ESPAÑOLA  
DE FAMILIAS  
DE PERSONAS SORDAS

ESTA PUBLICACIÓN CUENTA CON LA FINANCIACIÓN DE:



**Fundación ONCE**

para la cooperación e integración social  
de personas con discapacidad