

Mayo-Junio 2020 - número 3

-Comparación del efecto de diferentes métodos de adaptación de audífonos en usuarios bifocales de implantes cocleares, por Jantien L. Vroegop, J. Gertjan Dingemanse, Marc P. van der Schroeff y André Goedegebure.- La pérdida auditiva no tratada reduce el acceso a la asistencia sanitaria, por Michael McKee.

Comparación del efecto de diferentes métodos de adaptación de audífonos en usuarios bifocales de implantes cocleares

Jantien L. Vroegop, J. Gertjan Dingemanse, Marc P. van der Schroeff y André Goedegebure
Departamento de Otorrinolaringología-cirugía de cabeza y cuello, Erasmus Medical Centre, Rotterdam, Países Bajos.

Objetivo: El objetivo del estudio fue investigar el efecto de tres procedimientos de adaptación de audífonos en la ganancia proporcionada por el audífono en usuarios bimodales de implantes cocleares y su efecto en el beneficio bimodal.

Método: En este estudio prospectivo se evaluó la ganancia del audífono y el desempeño auditivo en un diseño cruzado en el que se compararon 3 métodos de adaptación de audífonos. Los métodos de adaptación de audífonos diferían en la regla inicial de prescripción de la ganancia (NAL-NL2 y Audiogram+) y en el método de balance del volumen (balance de volumen de banda ancha frente a banda estrecha). El desempeño auditivo se evaluó mediante una prueba de habla en silencio, una prueba de habla en presencia de ruido y una prueba de localización del sonido. En el estudio participaron catorce usuarios bimodales de implantes cocleares con sordera postlingual.

Resultados: No se observaron diferencias en la ganancia proporcionada ni en el desempeño bimodal en las diferentes adaptaciones de audífonos. En todas las adaptaciones de audífonos se observó un beneficio bimodal en cuanto al habla en presencia de ruido y la localización del sonido.

Conclusión: Nuestros resultados confirman que los usuarios de implantes cocleares con una audición residual en el oído contralateral se benefician sustancialmente de la estimulación bimodal. No obstante, en promedio, no se observaron diferencias entre los diferentes tipos de métodos de adaptación, que varían en la regla de prescripción y en el método de balance del volumen.

Hasta hace poco, únicamente los pacientes con una pérdida auditiva bilateral severa-profunda se evaluaban como candidatos aptos para recibir un implante coclear (IC). En la actualidad, los candidatos de IC suelen tener una audición residual en uno o en ambos oídos, dado que los criterios de selección se han ampliado (Dowell, Galvin y Cowan, 2016; Gifford, Dorman, Shallop y Sydlowski, 2010; Leigh, Moran, Hollow y Dowell, 2016; Mudery, Francis, McCrary y Jacob, 2017). Estos pacientes suelen ser buenos candidatos para el uso de un IC en un oído y un audífono en el oído contralateral, lo que se conoce como audición bimodal. Se ha demostrado que la audición bimodal mejora el reconocimiento del habla en silencio y en presencia de ruido, y mejora la localización del sonido, en comparación con el uso de un IC unilateral únicamente (Blamey et al., 2015; Ching, van Wanrooy y Dillon, 2007; Dorman et al., 2015; Illg, Bojanowicz, Lesinski-Schiedat, Lenarz y Büchner, 2014; Kokkinakis y Pak, 2014; Morera et al., 2012). En algunos estudios en los que se utilizan encuestas multicéntricas internacionales para estudiar la aplicación de las

Mayo-Junio 2020 - número 3

estrategias de adaptación bimodal se indica que prácticamente la totalidad de los médicos recomendaría el uso de un audífono contralateral, en el caso de que estuviese indicado; no obstante, no existen estrategias estándar de adaptación bimodal (Scherf y Arnold, 2014; Siburt y Holmes, 2015).

En la audición bimodal, el IC será probablemente el dispositivo dominante en términos de inteligibilidad del habla y de acceso al sonido debido a la audición residual limitada en el oído contralateral. El audífono servirá como un dispositivo “auxiliar”, lo que puede requerir un enfoque de adaptación diferente al de aplicar las reglas de prescripción estándar desarrolladas para los audífonos. Conjuntamente con la ampliación de los criterios de recepción de IC y, por lo tanto, una mayor audición residual en el oído contralateral, se prevé una creciente simetría en el desempeño auditivo entre el IC y el lado del audífono. Es probable que el grado de audición residual sea un factor importante en el desempeño auditivo bimodal, si bien este aspecto no se ha explorado de una manera exhaustiva.

El objetivo de la adaptación bimodal es optimizar el desempeño combinado de ambos dispositivos en la vida cotidiana de los pacientes. Para lograrlo, se suele realizar alguna forma de balance del volumen entre los dos oídos y dispositivos (Ching, Incerti y Hill, 2004; Ching, Psarros, Hill, Dillon y Incerti, 2001; English, Plant, Maciejczyk y Cowan, 2016; Mok, Galvin, Dowell y McKay, 2010; Mok, Grayden, Dowell y Lawrence, 2006; Sheffield y Gifford, 2014; Tyler et al., 2002; Veugen, Chalupper, Snik, van Opstal y Mens, 2016). Ching et al. (2007) realizaron una revisión sistemática de la audición bimodal y la implantación bilateral. En esta revisión se incluyen siete artículos sobre localización bimodal con un total de 77 sujetos y 22 artículos sobre percepción del habla bimodal con un total de 199 sujetos. Basándose en los resultados de la revisión, los autores recomendaron un procedimiento de balance del volumen basado en comparaciones por pares en el caso de sonidos de entrada suaves y fuertes.

Si bien se suele recomendar y realizar un balance del volumen entre ambos oídos, son pocos los estudios en los que se investiga el efecto específico de los métodos de balance en el desempeño auditivo. Ching et al. (2001) describieron el efecto de un método de balance del volumen utilizando tres tonos Warble de diferentes frecuencias como estímulos para el balance. Los 16 niños de este estudio necesitaron 6 dB más de ganancia, en promedio, en comparación con un método de adaptación NAL-RP a 65 dB SPL. Los autores plantearon la hipótesis de que una posible explicación de esta diferencia de ganancia podría ser que el mapeo del IC en el habla diera como resultado que el habla se presentase a 65 dB SPL para que se percibiera como cómoda, mientras que el objetivo del NAL-RP es proporcionar una escucha cómoda con el audífono, presentándose el habla a 70 dB SPL. Los autores observaron unas mejores puntuaciones en cuanto a la percepción del habla y la localización del sonido en este ajuste de audífono con balance del volumen. En otro estudio de Ching et al. (2004), se examinó el efecto de un balance del volumen de banda ancha en 21 usuarios adultos de IC bimodales. En promedio, los sujetos recibieron 3,7 dB menos de ganancia en comparación con la regla de adaptación NAL-NL1 debido al balance del volumen. Dorman et al. (2014) investigaron la manera en que la comprensión del habla varía en función de la diferencia de volumen entre la señal del IC y la señal acústica en cinco usuarios de IC bimodales. Los autores mostraron que las señales acústicas que se equilibran con la señal del IC proporcionan el mayor beneficio en la comprensión del habla. No obstante, los datos parecen sugerir que no es necesario determinar el balance con un elevado grado de precisión.

El estudio de Veugen et al. (2016) es el único publicado en el que se comparan dos métodos de balance

Mayo-Junio 2020 - número 3

diferentes. Compararon el balance del volumen dependiente de la frecuencia en tres bandas de frecuencia diferentes (0-548, 548-1000, y >1000 Hz) con el balance del volumen de banda ancha. El punto de partida fue una fórmula de adaptación, que reducía la ganancia a cero si la pérdida auditiva superaba los 120 dB HL. El balance del volumen dependiente de la frecuencia entre dispositivos no se tradujo en una mejor comprensión del habla. En este estudio se observó una diferencia de ganancia entre la adaptación de banda estrecha y banda ancha en las frecuencias medias y altas; no obstante, estos datos no se objetivaron con mediciones de oído real.

En resumen, los resultados de los estudios sobre el efecto del balance del volumen muestran que el balance del volumen tiene escaso efecto en los ajustes de ganancia final del audífono. La ganancia requerida tras el balance del volumen difería unos 3-5 dB de la ganancia inicial derivada con una regla de adaptación estándar. No obstante, el efecto de estas técnicas de balance en el desempeño final sigue sin estar claro (Ching et al., 2001, 2004; English et al., 2016; Veugen et al., 2016).

Dado que el balance del volumen dependiente de la frecuencia puede llevar mucho tiempo, una regla de adaptación con una respuesta de frecuencia similar a la ganancia requerida directamente podría ser eficaz. La regla de adaptación NAL-NL2 (que es una versión revisada de NAL-NL1; Keidser, Dillen, Flax, Ching y Brewer, 2011) puede ser una opción adecuada para las adaptaciones bimodales, dado que es una regla de prescripción basada en pruebas, optimizada para maximizar la inteligibilidad y en la que se obtiene el mismo volumen entre frecuencias. En la regla de adaptación se considera el impacto de la pérdida auditiva en una banda de frecuencias con respecto a la capacidad de extraer información del habla en esa banda de frecuencias. En el caso de las pérdidas auditivas severas-profundas, la regla de adaptación reducirá la ganancia prescrita en las frecuencias que no contribuyan a la percepción del habla y se centrará en una mayor amplificación de las frecuencias con la mejor capacidad de extraer señales del habla (Johnson y Dillon, 2011; Keidser et al., 2011). English et al. (2016) realizaron un estudio sobre el efecto del balance y el uso de la regla NAL-NL2 como prescripción de audífonos en usuarios bimodales de IC. Poco más de la mitad (56%) de los participantes tenía un ajuste de ganancia general en un margen de 5 dB del ajuste objetivo de NAL-NL2 tras el balance del volumen.

Recientemente, Cochlear Ltd inició una colaboración con la empresa de audífonos Resound Ltd. El algoritmo patentado de adaptación estándar de Resound Ltd es Audiogram+. La prescripción de ganancia de Audiogram+ se basa en una lógica de normalización del volumen basada en los resultados de Allen, Hall y Jengs (1990). En el caso de las pérdidas auditivas severas, optimiza la precisión de prescripción al proporcionar una mayor ganancia en las frecuencias más bajas en comparación con las pérdidas auditivas leves-moderadamente severas (Resound Ltd, 2009). Dado que esta fórmula de adaptación es la fórmula de adaptación estándar de Resound Ltd, se suele aplicar en la práctica clínica. No obstante, esta fórmula de adaptación no se ha investigado nunca en usuarios bimodales de IC. Dado que la mayoría de los usuarios bimodales de IC tiene una pérdida auditiva en frecuencias altas, la audibilidad de las frecuencias bajas será más importante. Audiogram+ proporciona una mayor ganancia en frecuencias bajas en comparación con NAL-NL2; por lo tanto, posiblemente sea una mejor opción para usuarios bimodales de IC.

El objetivo de nuestro estudio fue comparar dos métodos diferentes de balance del volumen (balance de banda ancha frente a banda estrecha). Un segundo objetivo del estudio fue investigar Audiogram+ como fórmula de adaptación en comparación con una fórmula de adaptación estándar de uso frecuente, la NAL-

Mayo-Junio 2020 - número 3

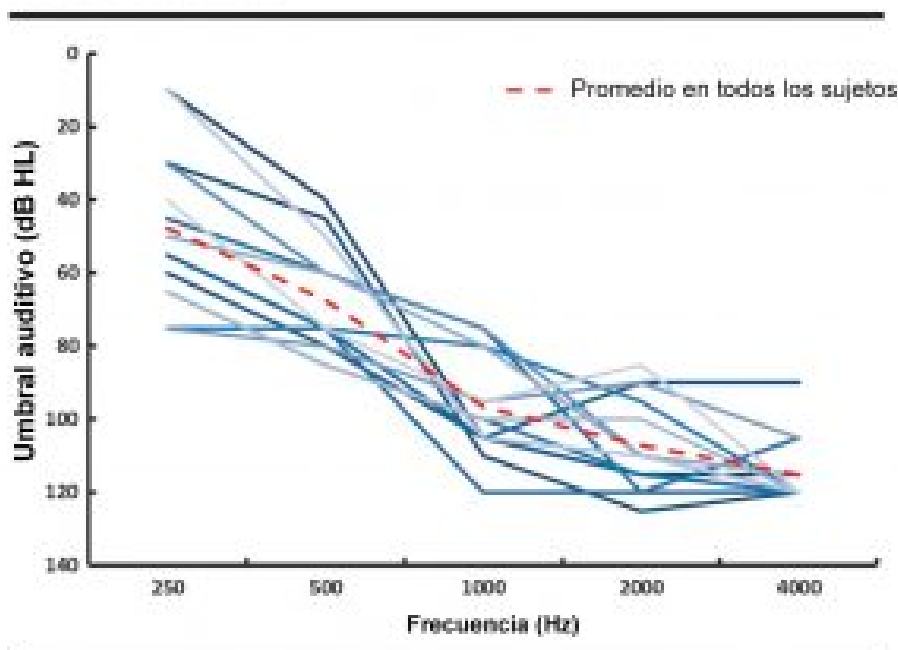
NL2, en usuarios bimodales de IC. Comparamos el efecto de los procedimientos de adaptación en la ganancia asistida de oído real (REAG, por sus siglas en inglés) y en el beneficio bimodal.

Método

Participantes

Un total de 14 adultos con sordera postlingual, con edades comprendidas entre 20 y 83 años (edad media del grupo = 57, DT = 19 años), participó en este estudio. Todos eran usuarios bimodales, con un implante unilateral Nucleus CI24RE o CI422 realizado por cirujanos del equipo de Implantes Cocleares de Rotterdam del Erasmus Medical Centre, en los Países Bajos. Solo se invitó a participar a pacientes con umbrales de audición no asistida en el oído sin implante mejores a 75 dB HL a 250 Hz. En la Figura 1 se muestran los audiogramas no asistidos del oído sin implante de cada participante. Todos los participantes del estudio eran usuarios de audífonos a tiempo completo, y habían utilizado el IC durante al menos 1 año antes de este estudio (media del grupo = 3,9 años, DT = 2 años; véase la Tabla 1). Todos habían utilizado el procesador de sonido Nucleus 6 (CP910) durante al menos 2 meses. Además, todos mostraban un reconocimiento del habla en contexto abierto de al menos un 60% de fonemas correctos a 65 dB SPL en las listas de palabras de consonante-vocal-consonante holandesas utilizadas clínicamente (Bosman y Smoorenburg, 1995) con el IC solo. Todos los participantes eran hablantes nativos de holandés y firmaron una carta de consentimiento informado antes de participar. Se obtuvo la aprobación del Comité de Ética del Erasmus Medical Centre (protocolo METC253366).

Figura 1. Umbrales auditivos del oído con el audífono de los sujetos individuales. La línea roja muestra el umbral medio del grupo. Para calcular el promedio en caso de "no respuesta", se añadieron 5 dB adicionales al umbral.



Mayo-Junio 2020 - número 3

Tabla 1. Datos demográficos de los participantes, incluidos datos de la pérdida auditiva y la experiencia con audífonos e implantes cocleares (IC).

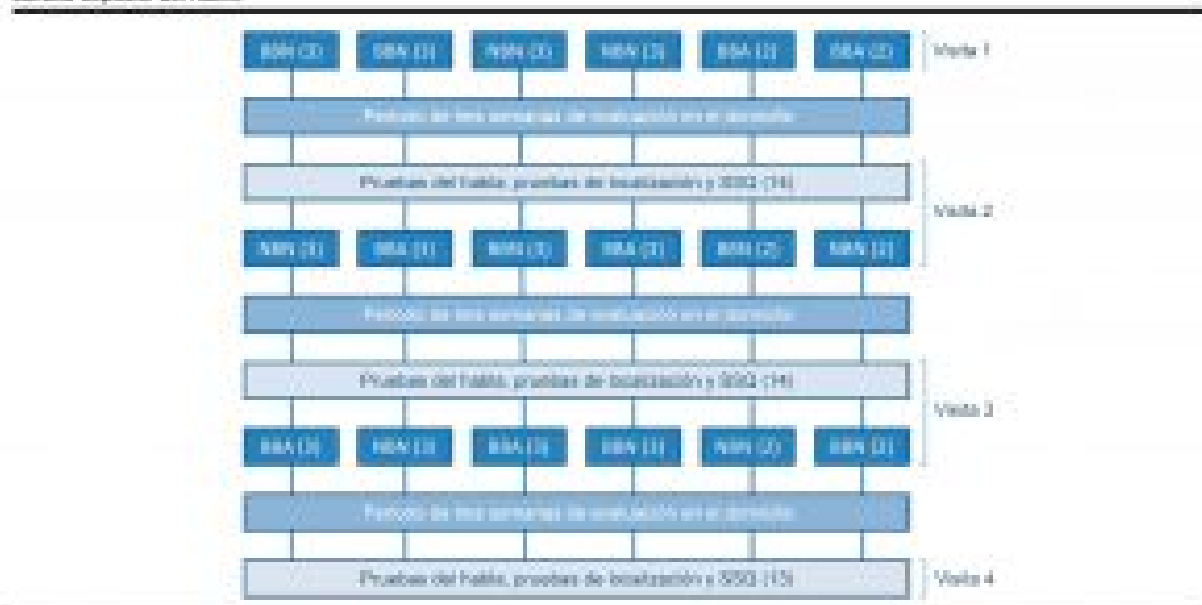
Participante	Edad (años)	Sexo	Oído implantado	Etiología	Experiencia con el audífono en el oído no implantado (años)	Experiencia con el IC (años)
1	52	F	I	Dicotincidad	8	4
2	68	F	D	Hereditaria	17	1
3	64	F	I	Desconocida	26	5
4	38	F	D	Genética	18	8
5	63	M	I	Desconocida	29	5
6	68	F	I	Hereditaria	30	3
7	60	M	I	Completa	40	9
8	71	M	D	Desconocida	26	2
9	36	F	D	Desconocida	23	6
10	54	F	I	Desconocida	4	3
11	68	M	D	Desconocida	26	3
12	58	M	I	Hereditaria	46	6
13	64	F	I	Desconocida	28	4
14	65	F	I	Hereditaria	30	2

Nota: F = femenina; M = masculino; I = izquierdo; D = derecho.

Diseño y procedimientos del estudio

En este estudio prospectivo se utilizó un diseño cruzado en el que se compararon tres métodos de adaptación, que variaban en el tipo de balance del volumen (banda estrecha o banda ancha) y la regla básica de prescripción (NAL-NL2 o Audiogram+). En la sección de adaptación de audífonos e IC se facilita una descripción más detallada. El estudio consistió en un diseño cruzado de cuatro visitas compensadas con 3 semanas entre sesiones (véase la Figura 2).

Figura 2. Los sujetos se distribuyeron aleatoriamente en los seis grupos del estudio cruzado. Los números entre paréntesis se refieren al número de sujetos. NEM indica el balance de banda ancha de la fórmula de adaptación NAL-NL2, NEM indica el balance de banda estrecha de la fórmula de adaptación NAL-NL2, y BBA indica el balance de banda ancha de la regla de adaptación Audiogram+. SQG = calidad espacial del habla.



Mayo-Junio 2020 - número 3

Materiales de prueba

En las pruebas de habla en silencio y de localización, se sometieron a prueba tres condiciones: IC solo, audífono solo y bimodal. En la prueba de habla en presencia de ruido, se sometieron a prueba las condiciones de IC solo y bimodal. El orden de las condiciones se aleatorizó entre los participantes en cada prueba. En la condición de IC solo, se retiró el audífono y se utilizó un tapón de goma de silicona en el oído sin implante.

Percepción del habla en la prueba en silencio

Para evaluar la percepción del habla en silencio, se utilizó la prueba de habla en holandés clínicamente utilizada de la Sociedad Holandesa de Audiología (Bosman y Smoorenburg, 1995), que consiste en monosilábicos fonéticamente equilibrados (consonante-vocal-consonante). Las listas de palabras se presentaron a 55 y 65 dB SPL. Estos niveles representan el rango de niveles de habla que los participantes perciben en la vida cotidiana (Pearsons, Bennett y Fidell, 1977). Para cada condición y nivel de sonido, se presentaron dos listas.

Percepción del habla en la prueba en presencia de ruido

Para evaluar la percepción del habla en presencia de ruido, se utilizó material de habla en holandés, con una voz femenina, desarrollado en el VU Medical Center (Versfeld, Daalder, Festen y Houtgast, 2000). Se presentó un total de 18 oraciones a un nivel fijo de 70 dB SPL en cada condición. Este nivel es representativo del nivel de una voz elevada en situaciones ruidosas (Pearsons et al., 1977). En cada oración, se puntuó el número de palabras correctas y la variable del resultado fue el porcentaje de palabras repetidas correctamente. Las oraciones se presentaron en presencia de ruido estacionario en forma de habla, emitido desde tres altavoces situados delante (S0N0), a la izquierda (S0N90) o a la derecha (S0N90). Con anterioridad al resto de condiciones, todos los participantes comenzaban con las condiciones de IC solo y S0N0 en las que se variaba el nivel de ruido mediante un procedimiento adaptativo para estimar la relación señal/ruido (SNR) que arrojaba una puntuación objetivo del 50% correcto para la condición en cuestión (SRT50). En Dingemanse y Goedegebure (2015) se facilita una descripción extensa del procedimiento adaptativo. Todas las configuraciones y condiciones de ruido siguientes se sometieron a prueba a 1 dB inferior a este SRT50 estimado para cada sujeto con el fin de evitar los posibles efectos techo de las puntuaciones de la prueba.

Prueba de localización del sonido

En la prueba de localización del sonido, se colocaron cinco altavoces a una distancia de 1 m del sujeto, a -90° , -45° , 0° , 45° y 90° . Se utilizaron dos altavoces adicionales (-135° y 135°) para evitar sesgos en la respuesta a -90° y 90° . El sonido se presentó a través de estos altavoces adicionales únicamente en la sesión de formación, pero se informó a los participantes que los sonidos provendrían de los siete altavoces en todas las condiciones de prueba. Se indicó a los participantes que se colocaran delante del altavoz situado a un acimut de 0° . Los estímulos consistían en segmentos de 1 s (Verhaert et al., 2012) de la ISTS (siglas en inglés de Señal de prueba de habla internacional; Holube, Fredelake, Vlaming y Kollmeier, 2010) a un nivel de presentación fijo de 70 dB SPL en silencio. La ISTS incluía todas las propiedades relevantes del habla, basándose en grabaciones naturales del habla, que es ininteligible debido a la remezcla y la

Mayo-Junio 2020 - número 3

segmentación. La señal refleja una locutora en seis lenguas maternas diferentes en las que se lee la misma oración. Los segmentos de 1 s se seleccionaron aleatoriamente de la ISTS. El orden de presentación se aleatorizó en todos los altavoces. Los estímulos se presentaban 10 veces en cada altavoz, con un total de 50 presentaciones. La prueba consistía en una tarea de identificación de la fuente: el participante debía identificar el altavoz del que consideraba que procedía el estímulo. Los participantes facilitaban sus respuestas pulsando el número en un teclado informático. No se facilitaba ninguna información con respecto a la exactitud de las respuestas.

Equipo

Todas las pruebas se realizaron en una cabina insonorizada. Los participantes se sentaban a 1 m delante de los altavoces. Para la percepción del habla en condiciones de silencio, se utilizó un audiómetro clínico (Decos Audiology Workstation, versión 210.2.6). En las pruebas de habla en presencia de ruido y de localización se utilizó un equipo de investigación que consistía en una tarjeta de sonido Roland UA-1010 y un PC Amplicon sin ventilador.

Adaptación

Los algoritmos de reducción del ruido (p. ej., micrófonos adaptativos y reducción de ruido de viento) en el IC (SCAN, SNR-NR y WNR) y el audífono (SoundShaper, WindGuard y Noise Tracker II) se desactivaron durante los procedimientos de balance y las sesiones de prueba en la clínica. En las 3 semanas de evaluación en el domicilio se activaron los algoritmos de reducción del ruido del procesador de sonido (SCAN, SNR-NR y WNR) y del audífono (SoundShaper, Windguard y Noise Tracker II) para proporcionar una audición óptima en situaciones de la vida cotidiana.

No se realizaron cambios en la asignación de frecuencias del IC y los usuarios de IC estaban habituados al programa del IC desde hacía tiempo. Todos los usuarios de IC estaban también acostumbrados a los algoritmos de reducción del ruido. Durante el transcurso de las investigaciones se mantuvieron fijos el programa predeterminado y el ajuste del volumen del IC de los participantes.

Adaptación de audífonos

Con anterioridad al estudio, se calcularon las ganancias requeridas según la pérdida auditiva de los participantes con el software Resound Aventa con respecto a las fórmulas de adaptación NAL-NL2 y Audiogram+, con el fin de investigar si estas fórmulas diferían entre sí. Las ganancias calculadas en el software Resound Aventa diferían significativamente en los niveles de entrada de 50, 65 y 80 dB SPL en prácticamente todas las frecuencias (250-4000 Hz). La regla de adaptación Audiogram+ proporcionaba una ganancia mayor (3-11 dB) en las frecuencias bajas y medias (<2000 Hz), y NAL-NL2 proporcionaba una ganancia mayor (7-14 dB) en las frecuencias de 3000 Hz y superiores.

En el transcurso del estudio se facilitó a los participantes un audífono Resound Enzo 998. El punto de partida para la adaptación del audífono ReSound Enzo fue la regla de adaptación NAL-NL2 para las condiciones BB-NALNL2 y NB-NALNL2 o la regla Audiogram+ para la condición BB-Audiogram+. Las ganancias asistidas de oído real (REAG) se midieron con el sistema Affinity 2.0 de Interacoustics utilizando una señal ISTS a 55, 65 y 75 dB SPL como entrada. Durante la adaptación se realizaron cambios en el

Mayo-Junio 2020 - número 3

software Resound Aventa para obtener la ganancia objetivo en todas las frecuencias en el oído real y para compensar el molde auditivo en la adaptación NAL-NL2. Esta compensación individual del molde auditivo se utilizó también en la fórmula de adaptación Audiogram+.

Procedimientos de balance del volumen

En la adaptación de banda ancha se presentó una señal ISTS continua a 55, 65 y 75 dB SPL, y se realizó para cada uno de estos niveles el balance de banda ancha. Se utilizó el gráfico de una cabeza con un arco en el medio para indicar el lugar en que se percibía el sonido, según Dorman et al. (2014). Los ajustes de la ganancia general del audífono se realizaron con un método ascendente/descendente en pasos de 1 dB hasta que el paciente informaba que percibía las señales en la línea media entre ambos oídos. Tras realizar el balance del volumen, se registraba la REAG.

El balance del volumen de banda estrecha se realizó en tres bandas de frecuencias (baja: <500 Hz, media: 500-1000 Hz, y alta: >1000 Hz). La ganancia de estas bandas de frecuencia se podía ajustar por separado en el software del audífono. La señal ISTS se filtró en banda con un filtro de segundo orden según las tres bandas de frecuencias. Los niveles de presentación a nivel de banda de las señales filtradas fueron los mismos que en la señal de banda ancha. La ganancia del audífono se incrementaba o disminuía, de forma idéntica al balance de banda ancha. También en este caso, tras realizar el balance del volumen, se registraba la REAG.

Análisis de los datos

Como se ha indicado anteriormente, la REAG se calculaba a partir de mediciones de oído real. Se realizaba restando la respuesta no asistida de oído real a la respuesta asistida de oído real. El efecto del balance del volumen en la REAG se calculaba como la diferencia entre la REAG antes y después del balance del volumen.

El efecto de la adaptación en diferentes aspectos de la audición binaural se evaluaba mediante los siguientes parámetros utilizados por Buss et al. (2008):

Suma = $S0R0bimodal - S0R0IC$

Squelch = $S0RAUDbimodal - S0RAUDIC$

Sombra de la cabeza = $S0RAUDIC - S0RICIC$

Los números o abreviaturas después de S o R indican la posición espacial de la señal (S) y el ruido (R). Los subíndices indican la condición de escucha. El efecto de suma es el beneficio observado en la presentación dicótica del estímulo en comparación con su presentación monótica, cuando la señal del estímulo y el ruido se presentan delante del participante. Squelch se refiere a la capacidad del sistema auditivo central de procesar los estímulos recibidos de cada oído y reproducirlos con una SNR más elevada cuando la señal y el ruido se encuentran separados espacialmente. El efecto de sombra de la cabeza es la atenuación debida a la posición física de la cabeza y da lugar a un aumento de la SNR en el oído alejado del ruido cuando la señal y el ruido se encuentran separados espacialmente.

Mayo-Junio 2020 - número 3

La interpretación y el análisis de los datos se realizaron con SPSS (v23). Debido al número relativamente bajo de participantes, no se pudo determinar la distribución. En consecuencia, en el análisis se utilizaron métodos estadísticos no paramétricos. En el reconocimiento del habla en silencio y en presencia de ruido, se utilizó la prueba de Friedman para comparar las puntuaciones en todas las condiciones de escucha. Posteriormente, se realizaron comparaciones post hoc con la prueba de rangos con signo de Wilcoxon. El método Benjamini-Hochberg se utilizó para controlar la tasa de falsos descubrimientos en comparaciones múltiples (Benjamini y Hochberg, 1995).

Resultados

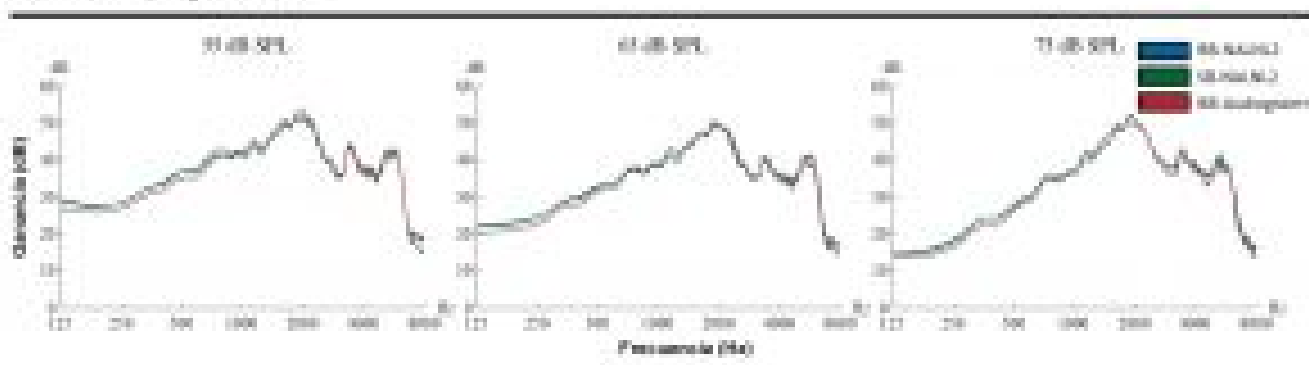
Se muestran conjuntos de datos completos de 13 de los 14 participantes; una persona no acudió a la sesión de prueba BB-Audiogram+. Por lo tanto, se muestran los resultados del desempeño de 13 participantes.

Adaptaciones de audífonos

REAG de audífono

En la Figura 3 se presenta la REAG media de las tres adaptaciones de audífono tras el balance del volumen en diferentes niveles de sonido. Estas REAG se analizaron para detectar diferencias significativas en cada nivel de presentación en tres bandas de frecuencias diferentes, que corresponden a las bandas de frecuencias del método de balance del volumen de banda estrecha (<500 Hz, 500-1000 Hz y >1000 Hz). No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre las tres adaptaciones de audífono del estudio (prueba de Friedman: $p > 0,05$). No obstante, en el caso de tres participantes individuales, se observaron grandes diferencias (superiores a 8 dB) entre los tres métodos de adaptación.

Figura 3. Ganancias promediadas en todos los sujetos con respecto a las tres diferentes adaptaciones de audífono con niveles de entrada de 55, 65 y 75 dB SPL.



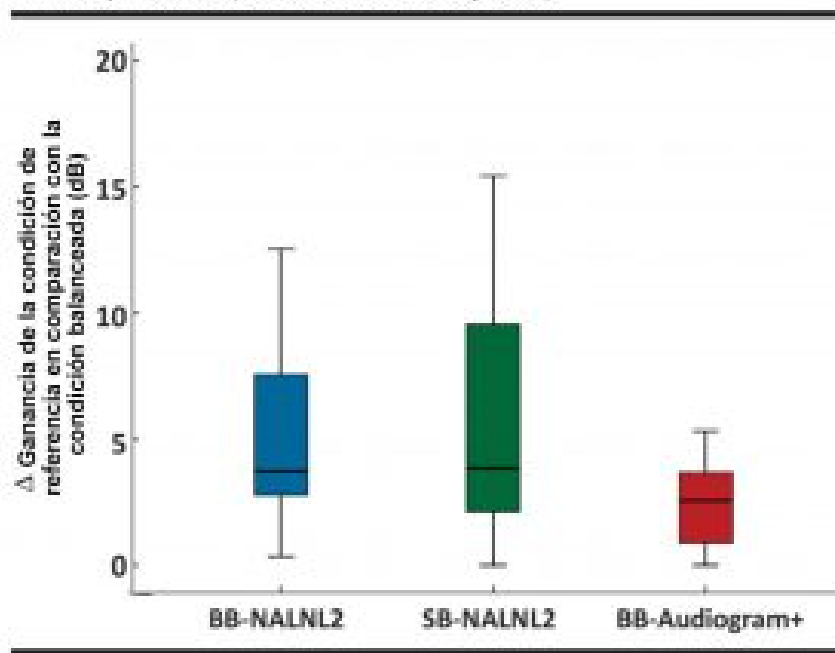
Efecto del balance en la REAG

Para determinar el efecto del balance en la REAG, se analizaron los ajustes de ganancia tras el balance en cada uno de los tres métodos de adaptación. En el caso de BB-NALNL2 y BB-Audiogram+, solo existía un ajuste de ganancia por nivel de estimulación, dado que se ajustó por igual en toda la banda de frecuencias (125-8000 Hz). En el caso de NB-NALNL2, se promediaron los ajustes de ganancia obtenidos en cada una de las tres bandas de frecuencias de banda estrecha. Dado que no se observaron diferencias significativas

Mayo-Junio 2020 - número 3

entre las ganancias ajustadas en los diferentes niveles de presentación, se realizó un promedio de todos los niveles de presentación. No se encontraron diferencias significativas en la ganancia promedio entre las condiciones con y sin balance en los tres métodos de adaptación. Como los ajustes de ganancia negativos y positivos de diferentes sujetos se cancelaban entre sí, se analizaron adicionalmente los tamaños absolutos de los ajustes de ganancia tras el balance del volumen. Si bien el tamaño medio del ajuste de ganancia se encuentra entre 2 y 4 dB en todos los métodos, la varianza es notablemente mayor en BB-NALNL2 y NB-NALNL2, en comparación con BB-Audiogram+ (véase la Figura 4). Por lo tanto, en el caso de la mayoría de los participantes, NAL-NL2 requiere más ajustes que Audiogram+ para obtener el mismo balance del volumen entre el audífono y el IC. Los ajustes medios en el balance del volumen de banda ancha y banda estrecha fueron de 5 dB para NAL-NL2 y de 2 dB para Audiogram+.

Figura 4. Diagrama de caja y bigote de la diferencia absoluta de ganancia tras el balance de todos los niveles de entrada en las tres adaptaciones de audífono. BB-NALNL2 y NB-NALNL2 se comparan con NAL-NL2; BB-Audiogram+ se compara con Audiogram+. Los rectángulos representan la mediana (línea horizontal gruesa), los cuartiles inferior y superior (extremo de los rectángulos) y los valores mínimo y máximo (extremos de los "bigotes").



Beneficio bimodal

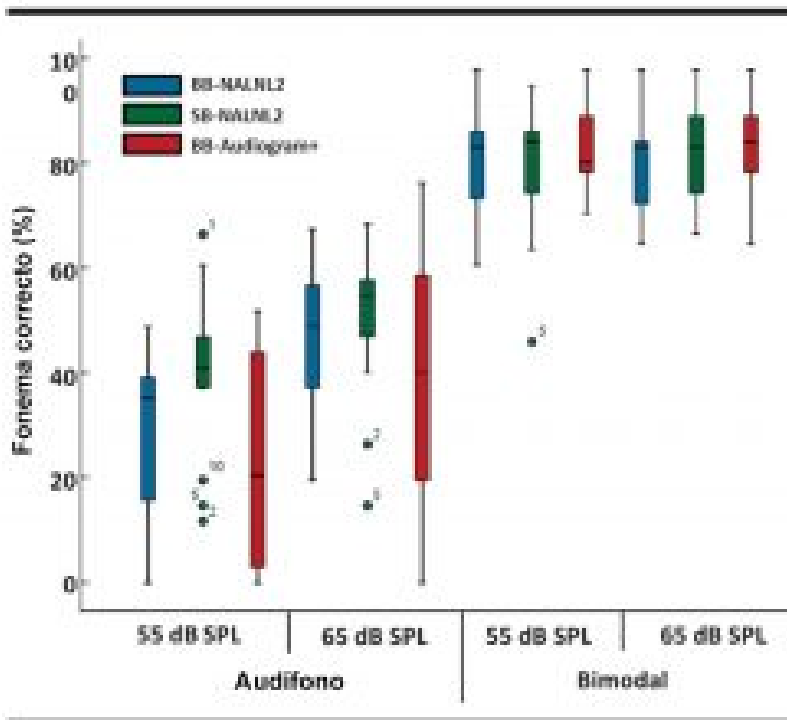
Percepción del habla de palabras en silencio

En la Figura 5 se muestran los resultados de la percepción del habla en silencio a 55 dB SPL y 65 dB SPL. No se observaron diferencias significativas entre las tres adaptaciones de audífono (BB-NALNL2, NB-NALNL2 y BB-Audiogram+) en cuanto a la percepción del habla en silencio en el caso de las condiciones de audífono solo y bimodal a 55 y 65 dB SPL (prueba de Friedman, $p > 0,05$). En cuanto a la condición de audífono solo, se averiguó la percepción promedio del habla: 28% (DT = 20) y 41% (DT = 21) a 55 y 65 dB

Mayo-Junio 2020 - número 3

SPL, respectivamente. Con respecto a la condición bimodal, se averiguó la percepción promedio del habla: 82% (DT = 13) y 85% (DT = 9) a 55 y 65 dB SPL, respectivamente.

Figura 5. Diagrama de caja y bigote de la percepción del habla en silencio a 55 y 65 dB SPL en las condiciones de audifono solo y bimodal. Los rectángulos representan la mediana (línea horizontal gruesa), los cuartiles inferior y superior (extremo de los rectángulos), los valores mínimo y máximo (extremos de los "bigotes"), y los valores atípicos (valores entre 1,5 y 3 veces el rango intercuartil por debajo del primer cuartil o por encima del tercer cuartil—círculos).

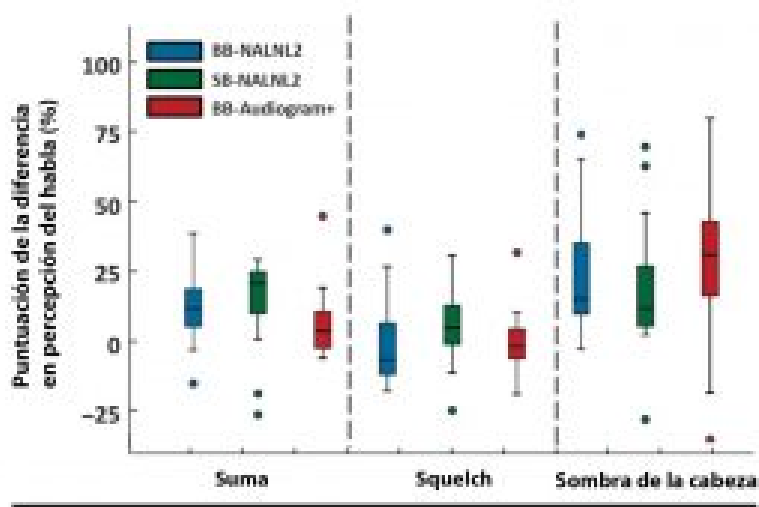


Percepción del habla de palabras en presencia de ruido

En la Figura 6 se muestran los resultados de la percepción del habla en las pruebas en presencia de ruido en las condiciones bimodales. En la mayoría de las condiciones se observaron efectos positivos significativos de la estimulación bimodal en la percepción del habla. Los valores promedio del efecto de suma fueron $13\% \pm 14\%$ en el ajuste BB-NALNL2, $15\% \pm 17\%$ en el ajuste SB-NALNL2 y $9\% \pm 15\%$ en el ajuste BB-Audiogram+. Estos efectos fueron significativamente diferentes de cero (prueba de rangos con signo de Wilcoxon de una sola muestra, $Z = 84$, $p = 0,008$; $Z = 93$, $p = 0,01$; y $Z = 65$, $p = 0,04$, respectivamente). Los efectos promedio de Squelch no fueron significativamente diferentes de cero, excepto en la condición SB-NALNL2. En esta condición, el efecto de Squelch fue de $9\% \pm 15\%$ (prueba de rangos con signo de Wilcoxon de una sola muestra, $Z = 84$, $p = 0,048$). Los efectos promedio de sombra de la cabeza no fueron significativamente diferentes de cero, excepto en la condición BB-NALNL2. En esta condición, la sombra de la cabeza disminuyó con un $12\% \pm 15\%$ (prueba de rangos con signo de Wilcoxon de una sola muestra, $Z = 90$, $p = 0,02$). La mediana del efecto de sombra de la cabeza fue del 14%.

Mayo-Junio 2020 - número 3

Figura 6. Diagrama de caja y bigote de efectos de suma, Squelch y sombra de la cabeza con respecto a la percepción del habla de oraciones en presencia de ruido en las tres adaptaciones diferentes de audífono, expresados en diferencia de puntos porcentuales. En cuanto a la suma y el Squelch, las diferencias positivas se refieren a la ventaja bimodal con respecto al implante coclear solo. Los rectángulos representan la mediana (línea horizontal gruesa), los cuartiles inferior y superior (extremo de los rectángulos), los valores mínimo y máximo (extremos de los bigotes), y los valores atípicos (valores entre 1,5 y 3 veces el rango intercuartil por debajo del primer cuartil o por encima del tercer cuartil—círculos). El asterisco indica un valor extremo (más de 3 veces el rango intercuartil) por encima del tercer cuartil.



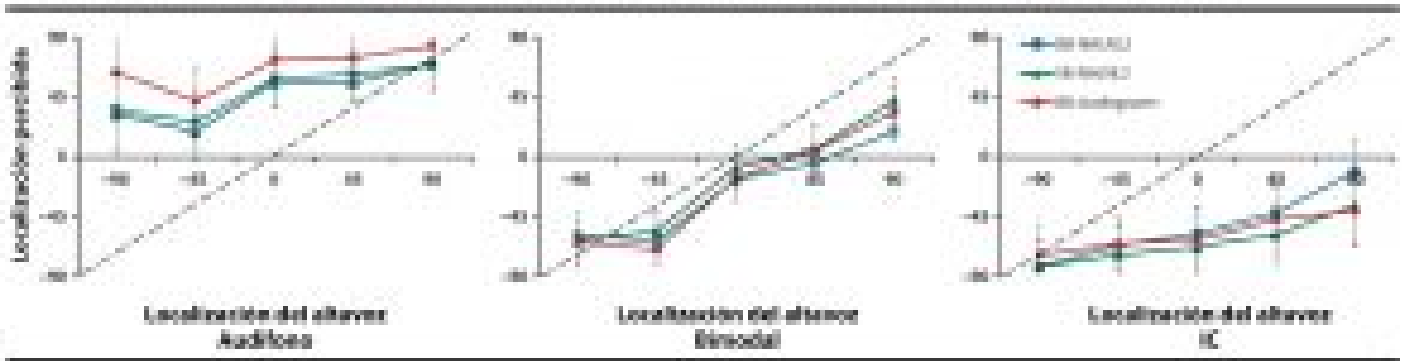
No obstante, no se observaron diferencias significativas en el beneficio bimodal entre las tres adaptaciones de audífono en ninguna de las medidas de suma, Squelch o sombra de la cabeza (prueba de Friedman: $p < 0,05$).

Localización

Los resultados de la prueba de localización se presentan en la Figura 7. No se observaron diferencias significativas en la localización entre las tres adaptaciones de audífono en todas las condiciones evaluadas (bimodal, audífono solo e IC solo; prueba de Friedman: $p > 0,05$). Se observaron diferencias altamente significativas entre las condiciones bimodal, audífono solo e IC solo (prueba de Friedman: $\chi^2(13) = 22,6$, $p = 0,000$). Las comparaciones post hoc utilizando la prueba de rangos con signo de Wilcoxon indicaron que la localización mejoró en la condición bimodal en comparación con las condiciones de IC solo ($p = 0,003$) y audífono solo ($p = 0,001$). Los valores p no se corrigieron para comparaciones múltiples. Tras realizar la corrección de comparaciones múltiples con el método Benjamini-Hochberg, estas diferencias se mantuvieron significativas.

Mayo-Junio 2020 - número 3

Figura 7. Localización en las condiciones de IC solo, bimodal y audífono-voz en las tres adaptaciones diferentes de audífono. Las barras de error indican un error estándar de la media. La línea discontinua representa la localización normal; NB = Audífono IC = implante coclear.



Correlación de la adaptación de audífono con el beneficio bimodal

Una vez promediadas en todos los sujetos, no se observaron diferencias significativas en la REAG ni en el beneficio bimodal entre las diferentes adaptaciones de audífono. No obstante, los niveles de la REAG y el desempeño varían sustancialmente a nivel individual. Por lo tanto, calculamos las correlaciones de Spearman de la diferencia en REAG entre los procedimientos de adaptación de audífono y la diferencia en el desempeño del habla en presencia de ruido para cada individuo. No se encontraron correlaciones significativas ($p > 0,05$) en ninguna de las condiciones.

Preferencias

La mayoría de los participantes mostró una preferencia por la adaptación NB-NALNL2 (62%). El 31% de los participantes prefirió BB-Audiogram+ y un participante seleccionó BB-NALNL2 como su adaptación preferida. La mayoría (62%) de los participantes describió un desempeño auditivo equivalente en comparación con su propio audífono, el 31% de los participantes notificó un mejor desempeño auditivo en comparación con su propio audífono, y un participante indicó un desempeño peor en comparación con su propio audífono.

Discusión

Adaptación de audífonos

En este estudio se investigó el efecto de los diferentes métodos de adaptación en la amplificación de audífonos y el desempeño auditivo en usuarios bimodales de IC. En primer lugar, se investigó la influencia de los diferentes métodos de adaptación en la REAG del audífono. Si bien las ganancias simuladas de las dos fórmulas de adaptación en el software Resound Aventa fueron diferentes, no se observaron diferencias significativas en la REAG entre NAL-NL2 y Audiogram+ tras el balance del volumen. No era el resultado esperado, pero algunos factores podrían explicar este hallazgo. En primer lugar, debido al procedimiento de balance del volumen, las diferencias entre las dos reglas de adaptación se pueden reducir. Da la impresión de que el volumen es el principal determinante de la ganancia de audífono preferida tras proceder al

Mayo-Junio 2020 - número 3

balance con el lado del IC. En segundo lugar, el conducto auditivo y el molde auditivo influirán en la REAG. Por lo tanto, la ganancia simulada del software de adaptación era posiblemente diferente en comparación con la REAG, especialmente en las frecuencias bajas. Una tercera razón puede ser que, debido a restricciones de retroalimentación o a una salida de potencia máxima limitada, se restringió la ganancia en las frecuencias más altas y, por lo tanto, se observó una REAG idéntica en las dos fórmulas de adaptación. Por el contrario, Veugen et al. (2016) describieron una diferencia de ganancia entre la adaptación de banda estrecha y de banda ancha, que se observó en las frecuencias medias y altas. No obstante, en este estudio se utilizaron los valores de ganancia simulados facilitados por el software del audífono, mientras que en el estudio actual se utilizaron las REAG. Además, Veugen et al. utilizaron una fórmula de adaptación que reducía la ganancia a cero si la pérdida auditiva superaba los 120 dB HL. Cuando excluían estas pérdidas auditivas en su análisis, únicamente se mantenía una diferencia de ganancia entre la adaptación de banda estrecha y banda ancha en sonidos de entrada elevados de 80 dB SPL. En este caso, sus resultados son más comparables con los resultados de nuestro estudio. El balance del volumen no tuvo como resultado grandes desviaciones en la ganancia prescrita por la regla de adaptación inicial. La desviación media de 2-4 dB en este estudio es menor que la desviación de 6 dB indicada por Ching et al. (2001) utilizando NAL-RP como procedimiento de prescripción. En otro estudio de Ching et al. (2004), se observó una desviación de NAL-NL1 de 3,7 dB, que es comparable con nuestros hallazgos. En el estudio de English et al. (2016), más de la mitad de los pacientes se desvió menos de 5 dB de la regla de adaptación NAL-NL2. No obstante, tanto en Ching et al. (2004) como en English et al. (2016), en el procedimiento de adaptación se combinó el efecto de diferentes respuestas de frecuencia con un procedimiento de balance del volumen. Por lo tanto, el efecto preciso del balance sobre la ganancia proporcionada seguía sin quedar claro. Es interesante destacar que, en el caso de algunas personas de nuestro estudio, se observaron desviaciones mayores. Por lo tanto, la regla de prescripción no proporciona un balance de volumen equivalente entre el audífono y el IC en todos los usuarios bimodales, lo que demuestra que es posible que el ajuste fino siga siendo relevante para usuarios individuales. Cuando se utilizó Audiogram+ como regla de prescripción, los usuarios no modificaron apenas la ganancia proporcionada tras el balance del volumen, lo que significa que Audiogram+ predice la ganancia necesaria para lograr un balance de volumen equivalente entre el IC y el audífono. Es posible que se deba a que la prescripción de Audiogram+ tiene como objetivo restaurar el volumen, dado que se basa en una lógica de normalización del volumen y, por lo tanto, se necesita una menor corrección mediante el balance del volumen, teniendo en cuenta que la adaptación de IC también se basa principalmente en el volumen.

En nuestro estudio no se evaluó la repetibilidad de las diferencias de ganancia a partir del procedimiento de balance del volumen. Su incorporación en futuras investigaciones aportará una información valiosa en la interpretación de los hallazgos del estudio.

Beneficio bimodal

En segundo lugar, se investigó el efecto de los diferentes métodos de adaptación en el desempeño auditivo. No se observaron diferencias en la totalidad de las pruebas de desempeño auditivo ni en la calidad espacial del habla entre las tres adaptaciones de audífono. Es probable que las pequeñas diferencias en ganancia proporcionadas por las diferentes adaptaciones de audífono sean el motivo principal. En cuanto a la percepción del habla en silencio, no se observó ningún beneficio bimodal. Este dato es congruente con el estudio de Veugen et al. (2016), pero difiere con respecto a los estudios de

Mayo-Junio 2020 - número 3

Dorman et al. (2015) e Illg et al. (2014). Los sujetos de nuestro estudio mostraron un desempeño relativamente bueno, lo que puede haber dado lugar a un efecto techo en la percepción del habla en silencio, lo que no permitió una mejora adicional debido a la estimulación bimodal.

En presencia de ruido, se observó un efecto de suma constante, lo que confirma el importante valor adicional de la estimulación bimodal, independientemente del método de adaptación utilizado. En promedio, no encontramos ningún efecto de Squelch, que posiblemente se deba a modos de estimulación no sincronizados y no coordinados, y a protocolos de adaptación independientes. Se observó una ventaja mediana del mejor oído del 14%. Estos hallazgos son congruentes con la literatura (p. ej., Schafer, Amlani, Seikold y Shattuck, 2007). Si bien no se observaron diferencias medias significativas en cuanto al efecto de suma y Squelch, existe una tendencia hacia una mayor varianza en las condiciones BB-NALNL2 y SB-NALNL2, lo que sugiere que algunas personas podrían obtener un mayor beneficio de las adaptaciones NALNL2 que de la adaptación Audiogram+. En el caso de otros pacientes, sería todo lo contrario. Esto es posible debido a diferencias individuales en la ganancia de frecuencias bajas entre las fórmulas de adaptación. En estudios futuros con un tamaño de muestra mayor posiblemente se podría determinar a los pacientes específicos que necesitarían una determinada estrategia de adaptación.

En el caso de todas las adaptaciones de audífono, se observó una mejora en la localización del sonido con la condición bimodal. No obstante, se encontró un sesgo hacia el lado del IC, debido posiblemente al mejor desempeño auditivo del lado del IC en comparación con el lado del audífono. No se utilizó itinerancia en el diseño del estudio actual, lo que puede haber dado lugar a una sobreestimación de los efectos observados (Francart y McDermott, 2012).

Si bien, en promedio, no se encontraron diferencias significativas entre las adaptaciones de audífono, se observaron diferencias individuales. Se puede deber a que, en el caso de pacientes específicos, un ajuste más fino de la configuración del audífono mejore su desempeño auditivo. Además, nuestra población de estudio era relativamente pequeña, por lo que se pueden pasar por alto pequeñas diferencias entre los ajustes o en el desempeño auditivo. El tamaño de la muestra limita la potencia estadística del análisis; por lo tanto, en los estudios futuros se deberían incluir más sujetos con el fin de mejorar la potencia estadística de los análisis y descubrir posiblemente más diferencias entre los métodos. En nuestro estudio, también se incluyen sujetos con una amplia gama de audición residual, lo que posiblemente haya propiciado unos resultados no uniformes. En los estudios futuros también se debería evaluar el desempeño bimodal en los algoritmos de adaptación sin balance, de manera que el efecto del balance se pueda determinar de una manera más exhaustiva.

Otro aspecto que puede haber influido en nuestros resultados es el uso de ruido estacionario para la percepción del habla en la prueba de ruido. Algunos estudios sugieren (Illg et al., 2014; Veugen et al., 2016) que el beneficio bimodal es mayor cuando se utilizan “parloteos” de varios hablantes en lugar de ruidos estacionarios como estímulos de ruido. Por lo tanto, en futuros trabajos de investigación también se debería incorporar este tipo de estímulo.

En promedio, el balance del volumen no dio lugar a grandes desviaciones de la ganancia de audífono prescrita. No obstante, en el caso de algunas personas, se observaron grandes desviaciones. Por lo tanto, recomendamos que en la práctica clínica se realice un procedimiento simple de balance del volumen de

Mayo-Junio 2020 - número 3

banda ancha para verificar si se establece un volumen equivalente entre el audífono y el IC. Se necesitan más pruebas para disponer de procedimientos más precisos o ampliados.

Conclusión

Los resultados de este estudio muestran que los diferentes métodos de adaptación de audífono aplicados en usuarios bimodales de IC dieron como resultado unas ganancias asistidas de oído real comparables. Nuestros resultados confirman que los usuarios de IC con una audición residual en el oído contralateral se benefician sustancialmente de la estimulación bimodal. No obstante, en promedio, no se observaron diferencias entre los diferentes tipos de métodos de adaptación, que varían en la regla de prescripción y en el método de balance del volumen. Aparentemente se necesita una mayor investigación, utilizando tamaños de muestra mayores, con el fin de descubrir posibles diferencias generales de adaptación en el desempeño auditivo.

Agradecimientos

Este trabajo contó con el respaldo de Cochlear Ltd y Resound Ltd. Los autores muestran su agradecimiento a todos los participantes del proyecto de investigación. También desean agradecer a Teun van Immerzeel, Nienke Homans y Nariman el Ajaji Madrouni por sus contribuciones al diseño del estudio, el trabajo experimental y la recopilación de datos.

Bibliografía

- Allen, J. B., Hall, J. L. y Jeng, P. S.** (1990). Loudness growth in 1/2-octave bands (LGOB)—A procedure for the assessment of loudness. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 88, 745-753.
- Benjamini, Y. y Hochberg, Y.** (1995). Controlling the false discovery rate: A practical and powerful approach to multiple testing. *Journal of the Royal Statistical Society, Series B (Methodological)*, 57(1), 289-300.
- Blamey, P. J., Maat, B., Baskent, D., Mawman, D., Burke, E., Dillier, N., ... Lazard, D. S.** (2015). A retrospective multicenter study comparing speech perception outcomes for bilateral implantation and bimodal rehabilitation. *Ear and Hearing*, 36(4), 408-416.
- Bosman, A. J. y Smoorenburg, G. F.** (1995). Intelligibility of Dutch CVC syllables and sentences for listeners with normal hearing and with three types of hearing impairment. *Audiology*, 34, 260-284.
- Buss, E., Pillsbury, H. C., Buchman, C. A., Pillsbury, C. H., Clark, M. S., Haynes, D. S., . . . Barco, A. L.** (2008). Multicenter U.S. bilateral MED-EL Cochlear implantation study: Speech perception over the first year of use. *Ear and Hearing*, 29, 20-32.
- Ching, T. Y., Incerti, P. y Hill, M.** (2004). Binaural benefits for adults who use hearing aids and cochlear implants in opposite ears. *Ear and Hearing*, 25(1), 9-21.
- Ching, T. Y., Psarros, C., Hill, M., Dillon, H. e Incerti, P.** (2001). Should children who use cochlear

Mayo-Junio 2020 - número 3

implants wear hearing aids in the opposite ear? *Ear and Hearing*, 22(5), 365-380.

Ching, T. Y., van Wanrooy, E. y Dillon, H. (2007). Binaural-bimodal fitting or bilateral implantation for managing severe to profound deafness: A review. *Trends in Amplification*, 11, 161-192.

Dingemans, J. G. y Goedegebure, A. (2015). Application of noise reduction algorithm ClearVoice in cochlear implant processing: Effects on noise tolerance and speech intelligibility in noise in relation to spectra resolution. *Ear and Hearing*, 36, 357-367.

Dorman, M. F., Cook, S., Spahr, A., Zhang, T., Loiseau, L., Schramm, D., . . . Gifford, R. (2015). Factors constraining the benefit to speech understanding of combining information from low-frequency hearing and a cochlear implant. *Hearing Research*, 322, 107-111.

Dorman, M. F., Loizou, P., Wang, S., Zhang, T., Spahr, A., Loiseau, L. y Cook, S. (2014). Bimodal cochlear implants: The role of acoustic signal level in determining speech perception benefit. *Audiology and Neurotology*, 19, 234-238.

Dowell, R., Galvin, K. y Cowan, R. (2016). Cochlear implantation: Optimizing outcomes through evidence-based clinical decisions. *International Journal of Audiology*, 55(Supl. 2), S1-S2.

English, R., Plant, K., Maciejczyk, M. y Cowan, R. (2016). Fitting recommendations and clinical benefit associated with use of the NAL-NL2 hearing-aid prescription in Nucleus cochlear implant recipients. *International Journal of Audiology*, 55, S45-S50.

Francart, T. y McDermott, H. (2012). Speech perception and localisation with SCORE bimodal: A loudness normalisation strategy for combined cochlear implant and hearing aid stimulation. *PLoS One*, 7(10), e45385.

Gifford, R. H., Dorman, M. F., Shalloo, J. K. y Sydlowski, S. A. (2010). Evidence for the expansion of adult cochlear implant candidacy. *Ear and Hearing*, 31, 186-194.

Holube, I., Fredelake, S., Vlaming, M. y Kollmeier, B. (2010). Development and analysis of an International Speech Test Signal. *International Journal of Audiology*, 49(12), 891-903.

Illg, A., Bojanowicz, M., Lesinski-Schiedat, A., Lenarz, T. y Büchner, A. (2014). Evaluation of the bimodal benefit in a large cohort of cochlear implant subjects using a contralateral hearing aid. *Otology & Neurotology*, 35(9), e240-e244.

Johnson, E. E. y Dillon, H. (2011). A comparison of gain for adults from generic hearing aid prescriptive methods: Impacts on predicted loudness, frequency bandwidth and speech intelligibility. *Journal of the American Academy of Audiology*, 22(7), 441-459.

Keidser, G., Dillen, H., Flax, M., Ching, T. y Brewer, S. (2011). The NAL-NL2 prescription procedure. *Audiology Research*, 1(1), e24.

Kokkinakis, K. y Pak, N. (2014). Binaural advantages in users of bimodal and bilateral cochlear implant

Mayo-Junio 2020 - número 3

devices. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 135(1), EL47-EL53.

Leigh, J. R., Moran, M., Hollow, R. y Dowell, R. C. (2016). Evidence-based guidelines for recommending cochlear implantation for postlingually deafened adults. *International Journal of Audiology*, 55, S3-S8.

Mok, M., Galvin, K. L., Dowell, R. C. y McKay, C. M. (2010). Speech perception benefit for children with a cochlear implant and a hearing aid in opposite ears and children with bilateral cochlear implants. *Audiology and Neurotology*, 15(1), 44-56.

Mok, M., Grayden, D., Dowell, R. C. y Lawrence, D. (2006). Speech perception for adults who use hearing aids in conjunction with cochlear implants in opposite ears. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 49(2), 338-351.

Morera, C., Cavalle, L., Manrique, M., Huarte, A., Angel, R., Osorio, A.,... Ballester, C. (2012). Contralateral hearing aid use in cochlear implanted patients: Multicenter study of bimodal benefit. *Acta Otolaryngology*, 132(10), 1084–1094.

Mudery, J. A., Francis, R., McCrary, H. y Jacob, A. (2017). Older individuals meeting medicare cochlear implant candidacy criteria in noise but not in quiet: Are these patients improved by surgery? *Otology & Neurotology*, 2, 187-191.

Pearsons, K. S., Bennett, R. L. y Fidell, S. (1977). *Speech levels in various noise environments* (Report No. EPA-600/1-77-025). Washington, DC: U.S. Environmental Protection Agency.

Resound Ltd. (2009). *Audiogram+: The ReSound proprietary fitting algorithm*. Consultado en http://s3.amazonaws.com/zanran_storage/www.resound.com.br/ContentPages/2488331634.pdf

Schafer, E. C., Amlani, A. M., Seibold, A. y Shattuck, P. L. (2007). A meta-analytic comparison of binaural benefits between bilateral cochlear implants and bimodal stimulation. *Journal of the American Academy of Audiology*, 18, 760-776.

Scherf, F. W. y Arnold, L. P. (2014). Exploring the clinical approach to the bimodal fitting of hearing aids and cochlear implants: Results of an international survey. *Acta Otolaryngology*, 134(11), 1151-1157.

Sheffield, S. W. y Gifford, R. H. (2014). The benefits of bimodal hearing: Effect of frequency region and acoustic bandwidth. *Audiology and Neurotology*, 19, 151-163.

Siburt, H. W. y Holmes, A. E. (2015). Bimodal fitting: A survey of current clinical practice. *American Journal of Audiology*, 24, 243-249.

Tyler, R. S., Parkinson, A. J., Wilson, B. S., Witt, S., Preece, J. P. y Noble, W. (2002). Patients utilizing a hearing aid and a cochlear implant: Speech perception and localization. *Ear and Hearing*, 23, 98-105.

Verhaert, N., Lazard, D. S., Gnansia, D., Bébéar, J., Romanet, P., Meyer, B., ... Truy, E. (2012).

Mayo-Junio 2020 - número 3

Speech performance and sound localization abilities in Neurelec Digisonic SP binaural cochlear implant users. *Audiology and Neurotology*, 17, 256-266.

Versfeld, N. J., Daalder, L., Festen, J. M. y Houtgast, T. (2000). Method for the selection of sentence materials for efficient measurement of the speech reception threshold. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 107, 1671-1684.

Veugen, L. C. E., Chalupper, J., Snik, A. F. M., van Opstal, A. J. y Mens, L. H. M. (2016). Frequency-dependent loudness balancing in bimodal cochlear implant users. *Acta Otolaryngology*, 136(8), 775-781.

Traducido con autorización del artículo “Comparación del efecto de diferentes métodos de adaptación de audífonos en usuarios bifocales de implantes cocleares», por Jantien L. Vroegop, J. Gertjan Dingemanse, Marc P. van der Schroeff y André Goedegebure (*American Journal of Audiology*, vol. 28, 1-10, Marzo 2019, <http://aja.pubs.asha.org/journal.aspx>). Este material ha sido originalmente desarrollado y es propiedad de la American Speech-Language-Hearing Association, Rockville, MD, U.S.A., www.asha.org. Todos los derechos reservados. La calidad y precisión de la traducción es únicamente responsabilidad de AG BELL INTERNATIONAL.

La American Speech-Language-Hearing Association (ASHA) no justifica o garantiza la precisión, la totalidad, la disponibilidad, el uso comercial, la adecuación a un objetivo particular o que no se infringe el contenido de este artículo y renuncia a cualquier responsabilidad directa o indirecta, especial, incidental, punitiva o daños consecuentes que puedan surgir del uso o de la imposibilidad de usar el contenido de este artículo.

Translated, with permission, from “Comparing the effect of different hearing aid fitting methods in bimodal cochlear implant users”, by Jantien L. Vroegop, J. Gertjan Dingemanse, Marc P. van der Schroeff y André Goedegebure (*American Journal of Audiology*, vol. 28, 1-10, Marzo 2019, <http://aja.pubs.asha.org/journal.aspx>). This material was originally developed and is copyrighted by the American Speech-Language-Hearing Association, Rockville, MD, U.S.A., www.asha.org. All rights are reserved. Accuracy and appropriateness of the translation are the sole responsibility of AG BELL INTERNATIONAL.

The American Speech-Language-Hearing Association (ASHA) does not warrant or guarantee the accuracy, completeness, availability, merchantability, fitness for a particular purpose, or noninfringement of the content of this article and disclaims responsibility for any damages arising out of its use. Description of or reference to products or publications in this article, neither constitutes nor implies a guarantee, endorsement, or support of claims made of that product, publication, or service. In no event shall ASHA be liable for any indirect, special, incidental, punitive, or consequential damages arising out of the use of or the inability to use the article content.

La pérdida auditiva no tratada reduce el acceso a la asistencia sanitaria

Michael McKee

Profesor adjunto en el Departamento de Medicina Familiar de la University of Michigan

Mayo-Junio 2020 - número 3

Michelle Stransky

Profesora numeraria del Departamento de Salud Comunitaria de la Tufts University y miembro afiliado de la facultad de investigación del Social Science Applied Research Center, en la University of North Carolina-Wilmington

Un número creciente de estudios de investigación vincula la pérdida auditiva no tratada con un menor acceso a la asistencia sanitaria y un declive de la salud física y mental. Los dispositivos de amplificación para pacientes y la formación de los proveedores son elementos clave para reforzar la salud de estos pacientes.

Joe* se esforzaba por seguir la conversación mantenida con el médico de atención primaria y su esposa durante una consulta sobre la tensión arterial alta, la cardiopatía y el asma que padecía. “¿Cómo? ¿Qué ha dicho?”, tuvo que preguntar varias veces. Finalmente, su esposa explicó que Joe llevaba varios años sin oír bien. Joe se defendió rápidamente. Ya había mantenido una consulta con un audiólogo que le había confirmado que presentaba una pérdida auditiva. No obstante, había ignorado su recomendación de utilizar audífonos, dado que no estaba en condiciones de pagar varios miles de dólares por estos dispositivos.

Joe se había jubilado anticipadamente de su trabajo como maestro debido al empeoramiento de la pérdida auditiva. Desde entonces, se había enfrentado a problemas económicos y de salud. Para empeorar la situación, se sentía aislado de sus amigos y familiares debido a la pérdida auditiva. Su esposa estaba preocupada porque había notado el declive físico, emocional y social de Joe desde su jubilación anticipada. Se sentía frustrada ante la falta de opciones para ayudarlo.

Lamentablemente, la situación de Joe no es inusual. La pérdida auditiva es habitual y afecta a más del 15% de los estadounidenses mayores de 18 años, según los datos de la Encuesta Nacional de Salud de 2012. Por otra parte, en un análisis de datos que publicamos el año pasado en el Disability and Health Journal con Amanda Reichard se expone que los adultos con pérdida auditiva suelen padecer enfermedades crónicas, como cardiopatías y diabetes, además de autoinformar una salud peor en comparación con las personas sin pérdida auditiva, lo que nos induce a especular que la pérdida auditiva puede aumentar la carga de la enfermedad.

Nuestros hallazgos coinciden con investigaciones anteriores que también vinculan la pérdida auditiva con un acceso y unos resultados deficientes en la asistencia sanitaria. Los pacientes con pérdida auditiva tienen más probabilidades de ser hospitalizados y readmitidos en un plazo de 30 días por la misma enfermedad, además de notificar una comunicación y una satisfacción menores durante las consultas de asistencia sanitaria, tal como concluyeron investigadores como Ji Eun Chang.

No es sorprendente que estos resultados se traduzcan en unos costes mayores de asistencia sanitaria en el caso de los pacientes con una pérdida auditiva. El gasto por persona asciende a 22.000 \$ americanos en un periodo de 10 años, en comparación con el de las personas con una audición normal, incluso después de proceder a los ajustes de una serie de factores sociodemográficos y sanitarios, según las conclusiones de un artículo de 2018 publicado en JAMA Otolaryngology-Head and Neck Surgery.

¿Qué se puede hacer para mejorar el acceso y los resultados de esta población vulnerable? Un remedio es reducir el elevado coste de los audífonos, que hace que el tratamiento auditivo sea prohibitivo para

Mayo-Junio 2020 - número 3

pacientes como Joe. El Congreso ha aprobado una legislación favorable al respecto, permitiendo que los dispositivos auditivos se vendan sin receta médica (véase el artículo de Leader: “OTC Hearing Legislation Becomes Law: What’s Next?”).

Se prevé que la FDA (Food and Drug Administration) estadounidense promulgue una normativa con respecto a los audífonos de venta sin receta médica en 2020. Mientras tanto, las personas que se lo puedan permitir pueden comprar amplificadores auditivos personales, que son dispositivos de venta sin receta, no aprobados por la FDA y destinados únicamente a su uso por personas mayores de 18 años que presenten una pérdida auditiva de leve a moderada (véase el artículo de Leader: “Add PSAPs To Your Practice?”).

Además de fomentar el uso de los dispositivos de amplificación, los audiólogos, los logopedas y otros proveedores pueden ayudar a reforzar el acceso de los pacientes a la salud auditiva de otras maneras: reivindicando y realizando exámenes de audición, facilitando formación a otras personas sobre técnicas conductuales para mejorar la comunicación con personas que presenten una pérdida auditiva, y anotando las necesidades de pérdida auditiva y comunicación de los pacientes en su documentación. Profundicemos en lo que impulsa las disparidades en salud auditiva y en lo que se puede realizar en favor de la igualdad en la asistencia.

Desigualdad en el acceso

En nuestro estudio publicado en *Disability and Health Journal*, analizamos los datos de 53.111 participantes mayores de 65 años de la Encuesta Nacional de Salud. Observamos que los encuestados con pérdida auditiva tenían una mayor probabilidad de padecer artritis, cáncer, cardiopatías, diabetes, enfisema, tensión arterial alta e ictus que los encuestados sin pérdida auditiva. Por otra parte, los pacientes mayores con pérdida auditiva puntuaron su salud con una nota más baja que otras personas de su edad sin pérdida auditiva.

Además de una mayor asociación con enfermedades físicas que detectamos, en otros estudios se asocia la pérdida auditiva con problemas de salud mental, funcionamiento cognitivo y actividades cotidianas (véanse las referencias bibliográficas). Conseguir una buena salud es aún más complicado porque las personas con pérdida auditiva tienen menos probabilidades de conseguir empleo y, con frecuencia, obtienen unos ingresos más bajos que las personas sin pérdida auditiva (véanse las referencias bibliográficas). Como resultado, suelen depender de la seguridad social pública, por lo que resulta más difícil encontrar proveedores de asistencia sanitaria, ya que no todos ellos participan en los planes públicos, porque las tarifas de reembolso son menores que en el caso de los seguros privados.

No obstante, existen motivos para esperar que las personas con una pérdida auditiva puedan conseguir unos buenos resultados de salud y asistencia sanitaria. Las personas que tienen acceso a audífonos obtienen mejores resultados médicos que sus semejantes sin audífonos, lo que incluye un riesgo relativo del 8% menor de acudir a los servicios de urgencias y un riesgo relativo del 9% menor de ser hospitalizados, tal como se concluye en una investigación dirigida por Elham Mahmoudi.

Impulsado por estos hallazgos, en 2016 un comité de las Academias nacionales de Ciencia, Ingeniería y Medicina recomendó cambios destinados a mejorar el acceso a la asistencia sanitaria de las personas con pérdida auditiva. La recomendación principal del Comité sobre asistencia sanitaria auditiva accesible y

Mayo-Junio 2020 - número 3

asequible para adultos fue facilitar el acceso a los audífonos y los dispositivos auditivos. Para poner en práctica la recomendación del Comité, el Congreso aprobó la Ley de audífonos de venta sin receta de 2017 (Over-the-Counter Hearing Aid Act of 2017). La FDA está desarrollando la normativa pertinente para implementar esta ley. Mientras tanto, la FDA ha aprobado los “audífonos autoadaptables” de Bose de venta sin receta para personas con una pérdida auditiva de leve a moderada.

Es probable que la Ley de audífonos de venta sin receta beneficie a una gran parte de personas con una pérdida auditiva más leve que habían sido excluidas del mercado por razones de precio. No obstante, es posible que no sirva de ayuda a las personas con una pérdida auditiva más severa, cuyo acceso a los audífonos no se modificará según la nueva normativa, ni a las personas con ingresos bajos y un acceso reducido a la asistencia sanitaria.

El coste de un par de audífonos es variable, oscilando entre 1.200 USD y 7.000 USD, además del coste de adaptación, programación y rehabilitación que, en ocasiones, se añade por separado. Un agravante del coste es que, en los planes de seguro médico, incluido Medicare, rara vez se incluye la cobertura de audífonos, lo que se traduce en un coste personal significativo. No es de extrañar que solo el 14% de los adultos estadounidenses mayores de 50 años con una pérdida auditiva utilice audífonos (véanse las referencias bibliográficas).

Desafíos en la investigación

Aunque existe una creciente literatura sobre los resultados de salud y asistencia sanitaria asociados con la pérdida auditiva, todavía queda mucho trabajo por hacer. Por ejemplo, una fuente importante de información de investigación son los datos de las historias clínicas, si bien la pérdida auditiva no se capta adecuadamente en estos datos. Incluso si se utilizan códigos de diagnóstico de pérdida auditiva (como los códigos [ICD]-9 y 10 de la Clasificación estadística internacional de enfermedades y problemas relacionados con la salud), los proveedores de asistencia sanitaria seleccionan con frecuencia “pérdida auditiva, no especificada”. Esta clasificación limita la capacidad de los investigadores de determinar la manera en que el empeoramiento de la pérdida auditiva puede influir en la salud y la asistencia sanitaria.

Además, es frecuente que los proveedores de asistencia sanitaria no registren los códigos de diagnóstico de la pérdida auditiva debido a que la visita no tuvo por objeto específico la pérdida auditiva o porque no se reconoció la pérdida auditiva.

Cuando los proveedores de asistencia sanitaria seleccionan códigos de pérdida auditiva, eligen códigos que probablemente reflejen formas más severas de pérdida auditiva, no las más leves, que influyan en la capacidad de prestar asistencia sanitaria. Es probable que esta práctica sesgue los hallazgos notificados que se asocian con la pérdida auditiva y den lugar a recomendaciones de políticas y prácticas que no sean congruentes con las necesidades de los pacientes y las experiencias de los proveedores.

No obstante, ha tenido lugar un acontecimiento importante y útil en el área de la recopilación de los datos. Gracias a una disposición de la Ley de protección al paciente y asistencia sanitaria accesible de 2010 (Patient Protection and Affordable Care Act of 2010), todas las encuestas financiadas por el gobierno federal deben incluir actualmente un conjunto central de preguntas sobre discapacidades, incluida una que identifique a las personas con pérdida auditiva (véase “Communication: It’s Critical to Care”). Con esta

Mayo-Junio 2020 - número 3

adición, los investigadores pueden identificar y realizar un seguimiento de una manera más coherente de la pérdida auditiva en EE.UU., fomentando el desarrollo de políticas y programas en apoyo de las personas con pérdida auditiva.

Pasos prácticos para mejorar el acceso

Mientras la FDA desarrolla su normativa propuesta de venta sin receta, los audiólogos, logopedas y otros proveedores pueden realizar una gran labor para ayudar a los pacientes con pérdida auditiva y a sus colegas de asistencia sanitaria que les atienden. La formación para trabajar con pacientes con pérdida auditiva debe comenzar en las facultades de medicina y en los centros de posgrado para otras profesiones de asistencia sanitaria, y continuar a lo largo de la formación y la carrera profesional de los proveedores. De hecho, en la normativa federal se requiere que en las instalaciones de asistencia sanitaria se garantice una comunicación eficaz a través de ayudas y servicios auxiliares.

A continuación, se ofrecen algunas medidas específicas que los proveedores pueden adoptar para mejorar el acceso a la asistencia y los servicios sanitarios de los pacientes con pérdida auditiva:

Insistir en que se realice un examen de audición cuando corresponda. Las tasas de detección de la pérdida auditiva son bajas (véanse las referencias bibliográficas), por lo que el Grupo de servicios preventivos estadounidense (U.S. Preventive Services Task Force) recomienda que se examine a todos los pacientes mayores de 49 años y en riesgo de presentar una pérdida auditiva y que, posteriormente, se les diagnostique y se les faciliten servicios. Los audiólogos pueden orientar a los pacientes sobre las opciones de amplificación auditiva, incluidos los audífonos y los amplificadores auditivos personales, según el caso, y los logopedas pueden derivar los pacientes a los audiólogos para que realicen esta asistencia de seguimiento.

Informar a los colegas sobre la importancia de reflejar la pérdida auditiva en la historia clínica. Una mejor documentación ayudará a los investigadores a comprender de una manera más precisa la salud y las necesidades de asistencia sanitaria de estos pacientes, y a informar a los proveedores médicos y al personal de apoyo sobre la necesidad de utilizar estrategias de comunicación de ayuda y/o facilitar un intérprete durante las visitas (véase “Are Your Patients Really Hearing You” en The ASHA Leader).

Colaborar con los administradores médicos para organizar talleres y cursos de formación sobre estrategias de comunicación eficaces con personas con pérdida auditiva (como hablar con los pacientes de frente, de una manera clara y estableciendo contacto visual). Este paso no será fácil, considerando que los presupuestos y el personal están ajustados en todas las organizaciones de asistencia sanitaria. No obstante, se trata de un trabajo importante, especialmente para cumplir la ley.

Defender el uso de amplificadores auditivos personales en las instalaciones de asistencia sanitaria. En algunas clínicas se facilitan amplificadores auditivos personales a pacientes con una pérdida auditiva no tratada, para ayudarles a que se comuniquen con el equipo de asistencia sanitaria (véase “Amplifying Patient Care”). La facilitación de estos dispositivos ayuda a los centros a cumplir la Ley de estadounidenses con discapacidades (ADA, por sus siglas en inglés). Los audiólogos y logopedas también pueden orientar a los pacientes con respecto a otras herramientas de asistencia auditiva, como las aplicaciones de smartphone, que les ayuden a gestionar las tareas cotidianas y desenvolverse en la vida.

Mayo-Junio 2020 - número 3

La pérdida auditiva es un factor de riesgo reconocido en el desarrollo de la demencia y, tal como detectamos, también es frecuente entre las personas mayores con afecciones crónicas. Controlar las afecciones crónicas y mantener una buena salud y una participación social resultan tareas complejas para estos pacientes. Todos los proveedores de asistencia sanitaria desempeñan una función a la hora de garantizar que los pacientes con pérdida auditiva puedan entender las recomendaciones de asistencia sanitaria y actuar en consecuencia.

Tal como revela la historia de Joe, es posible que los pacientes no puedan acceder a los dispositivos auditivos por razones económicas, si bien no debería ser un obstáculo insalvable para obtener buenos resultados de asistencia sanitaria. Si se presta una mayor atención a las opciones de comunicación y amplificación (lo que incluye un mayor número de dispositivos a disposición de los pacientes para su uso durante las consultas), los pacientes como Joe recibirán herramientas adicionales que les ayuden a hacer frente a su pérdida auditiva y a mejorar su asistencia y calidad de vida en general.

Nota al pie: *El nombre se ha modificado para proteger la privacidad del paciente.

Bibliografía

- Agrawal, Y., Platz, E. A. y Niparko, J. K.** (2008). Prevalence of hearing loss and differences by demographic characteristics among U.S. adults: Data from the National Health and Nutrition Examination Survey, 1999–2004. *Archives of Internal Medicine*, 168(14), 1522–1530.
- Blackwell, D., Lucas, J. y Clarke, T.** (2014). Summary health statistics for U.S. adults: National Health Interview Survey 2012. (260). *National Center for Health Statistics: Vital and Health Statistics*, 10
- Blanchfield, B. B., Feldman, J. J., Dunbar, J. L. y Gardner, E. N.** (2001). The severely to profoundly hearing-impaired population in the United States: Prevalence estimates and demographics. *Journal of the American Academy of Audiology*, 12(4), 183–189.
- Chang, J. E., Weinstein, B., Chodosh, J. y Blustein, J.** (2018). Hospital readmission risk for patients with self-reported hearing loss and communication trouble. *Journal of the American Geriatrics Society*, 66(11), 2227–2228.
- Chien, W. y Lin, F. R.** (2012). Prevalence of hearing aid use among older adults in the United States. *Archives of Internal Medicine*, 172(3), 292–293.
- Chou, R., Dana, T., Bougatsos, C., Fleming, C. y Beil, T.** (2011). Screening for hearing loss in adults ages 50 years and older: A review of the evidence for the U.S. Preventive Services Task Force. *Annals of Internal Medicine*, 154(5), 347–355.
- Donahue, A., Dubno, J. R. y Beck, L.** (2010). Accessible and affordable hearing medical care for adults with mild to moderate hearing loss. *Ear and Hearing*, 31(1), 2.
- Genther, D. J., Frick, K. D., Chen, D., Betz, J. y Lin, F. R.** (2013). Association of hearing loss with hospitalization and burden of disease in older adults. *JAMA*, 309(22), 2322–2324.

Mayo-Junio 2020 - número 3

- Mahmoudi, E., Zazove, P. Meade, M. y McKee, M. M.** (2018). Association between hearing aid use and health care use and cost among older adults with hearing loss. *JAMA Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 144(6), 498-505.
- McKee, M., Stransky, M. y Reichard, A.** (2018). Hearing loss and associated medical conditions among individuals 65 years and older. *Disability and Health Journal*, 11(1), 122-125.
- Mick, P., Foley, D. M. y Lin, F. R.** (2014). Hearing loss is associated with poorer ratings of patient-physician communication and healthcare quality. *Journal of the American Geriatrics Society*, 62(11), 2207-2209.
- National Council on the Aging.** (2000). The consequences of untreated hearing loss in older persons. *ORL-Head and Neck Nursing*, 18(1), 12-16.
- Reed, N. S., Altan, A., Deal, J. A., Yeh, C., Kravetz, A. D., Wallhagen, M., ... Lin, F. R.** (2018). Trends in health care costs and utilization associated with untreated hearing loss over 10 years. *JAMA Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 145(1), 27-34.
- Reed, N. S., Lin, F. R. y Willnik, A.** (2018). Hearing care access: Focus on clinical services, not devices. *JAMA*, 320(16), 1641-1642.
- Wallhagen, M. I. y Pettengill, E.** (2008). Hearing impairment: Significant but underassessed in primary care settings. *Journal of Gerontological Nursing*, 34(2), 36-42.
- Wallhagen, M. I., Strawbridge, W. J. y Shema, S. J.** (2008). The relationship between hearing impairment and cognitive function: A 5-year longitudinal study. *Research in Gerontological Nursing*, 1(2), 80-86.
- Whitson, H. E. y Lin, F. R.** (2014). Hearing and vision care for older adults: Sensing a need to update Medicare policy. *JAMA*, 312(17), 1739-1740.
- Zazove, P., Atcherson, S. R., Moreland, C. y McKee, M. M.** (2015). Hearing loss: Diagnosis and evaluation. *FP Essentials*, 434, 11-17.

Este artículo se publicó en THE ASHA LEADER en Marzo 2019, vol. 24.