

ARTÍCULO DE REVISIÓN

Novedades tecnológicas de las prótesis auditivas modernas

Technological novelties of the modern hearing aids

Dr. Héctor Hernández Sánchez¹

¹ Hospital Militar Central "Dr. Luís Díaz Soto". La Habana, Cuba

RESUMEN

Se realiza una valoración de los avances introducidos en las prótesis auditivas modernas, enfocados en la calidad del sonido, empleo de la tecnología inalámbrica, recarga, miniaturización, eliminación de la retroalimentación y la comprensión del habla en ambientes de ruido, los que proveen una ostensible mejora en la calidad de vida de los pacientes con discapacidad auditiva, al minimizar o eliminar muchas de las barreras a las cuales tienen que enfrentarse en su vida diaria. Por otra parte, se evidencia la toma de conciencia entre los usuarios, de la importancia en la estética, simplicidad y comodidad en el uso de las prótesis auditivas.

PALABRAS CLAVE: bandas, canales, direccionalidad, supresión de retroalimentación, transposición frecuencial, reducción de ruido, tecnología inalámbrica, prótesis auditivas recargables, prótesis auditivas de uso prolongado.

ABSTRACT

Is carried out a valuation of the advances introduced in the modern hearing aids, focused in the quality of the sound, employment of the wireless technology, recharge, miniaturization, feedback cancelation and the compression of the speech in background noise, those that provide an ostensible improvement in the quality of life in the patients with auditory disability, at minimizing or eliminate many of the barriers to which have to face in their daily life. On the

other hand, there is evidenced taking of conscience among the users, of the importance in the aesthetics, simplicity and comfort in the use of the hearing aids.

KEY WORDS: bands, canals, directionality, feedback suppression, frequency transposition, noise reduction, wireless technology, rechargeable hearing aids, extended-wear hearing aids.

INTRODUCCIÓN

La Organización Mundial de la Salud (OMS), afirma que, 275 millones de personas en el mundo sufren algún grado de discapacidad auditiva, siendo cada día más elevada su incidencia, a punto de partida del envejecimiento poblacional y el fenómeno de contaminación acústica ambiental.¹

La pérdida auditiva es un problema muy común en personas de edad avanzada, asociado al proceso fisiológico de envejecimiento (presbiacusia). Aproximadamente del 25 al 40 % de los adultos más viejos presentan algún grado de pérdida auditiva, estimándose que el 40 al 66 % de las personas mayores de 75 años presentan pérdida auditiva.² Las consecuencias del daño auditivo incluyen, la incapacidad para discriminar los sonidos del habla, lo que reduce la capacidad para comunicarse, retraso en la adquisición del lenguaje, desventaja económica y educativa, aislamiento social y a menudo estigmatización.³

A pesar de los avances médicos y sobre todo quirúrgicos en el tratamiento de la sordera, todavía hay muchos casos en los que ninguna de las opciones terapéuticas es auténticamente resolutoria. Las prótesis auditivas o audífonos pueden ser la solución a un elevado porcentaje de sorderas,⁴ facilitado por los espectaculares avances en la tecnología de producción de audífonos de las últimas cuatro décadas, pasando de los audífonos con tecnología analógica básica a dispositivos digitales con protocolos computarizados avanzados.⁵

ESTRATEGIA DE BÚSQUEDA Y CRITERIO DE SELECCIÓN

Se realizó una revisión de los artículos más representativos mediante la base de datos PubMed y la consulta de otras fuentes bibliográficas empleando los términos: bands, canals, directionality, feedback suppression, frequency transposition, noise reduction, wireless technology, rechargeable hearing aids, extended-wear hearing aids. La lista final de publicaciones fue seleccionada acorde a la pertinencia para el tema objeto de análisis.

DESARROLLO

En el contexto actual es importante conocer las novedades tecnológicas introducidas en las prótesis auditivas disponibles actualmente en el mercado, las cuales permiten mejorar la calidad de vida de nuestros pacientes.

Bandas y canales

Puede ser provechoso el empleo del término banda para representar los componentes o rango de frecuencia en cuestión, y usar el de canal para representar la cadena física de dispositivos a través de los cuales pasa esta banda de componentes.⁶

Un dispositivo multicanal dividirá la señal entrante en "regiones de frecuencia adyacentes" (bandas) y luego procesará de manera individual las regiones de frecuencia, pasando cada banda a través de cadenas físicas de dispositivos separados. El número de cadenas físicas corresponderá al número de canales.⁶

Por la convención, la "función de ajuste de frecuencia", dada por el incremento o reducción de la ganancia en cada región de frecuencia, es realizada en cada "banda" de frecuencias. Esto ofrece al especialista la capacidad de ser más preciso al ajustar la respuesta en frecuencia al realizar configuraciones personalizadas de la pérdida auditiva.⁶

Una **banda** en una prótesis auditiva se refiere a la región en frecuencia donde se realiza el ajuste de la ganancia. De forma análoga el concepto de banda se refiere al ecualizador donde se debe realizar el ajuste de la ganancia (sensibilidad) en varias regiones de frecuencias o bandas.⁷

También por convención, el "procesamiento" de la señal se realiza en la "cadena física de dispositivos" o canales. Esto se refiere específicamente a las funciones de

compresión, tales como, el punto de inflexión o rodilla, tiempo de ataque y recuperación. Este procesamiento permite que el profesional aborde necesidades individuales como la tolerancia frecuencia específica, elemento que requiere funciones de compresión en diferentes zonas de frecuencia.

Un **canal** se refiere a la región en frecuencia donde el procesamiento de la señal tiene lugar. ⁷

Banda y canal (ambos definidos por función o convención) no son intercambiables. Un dispositivo de 4 bandas no tendrá necesariamente 4 canales, mientras que un dispositivo de 4 canales debe tener al menos 4 bandas, pudiendo tener 16 o más. Es importante comprender la diferencia cuando se va a seleccionar un dispositivo auditivo. ⁶

¿Cuántos Canales?

- a. Una correspondencia uno a uno entre el número de bandas y canales garantiza la mejor aplicación de la teoría del ancho de banda crítica.
- b. Esto minimiza el riesgo de incremento del enmascaramiento frecuencial y maximiza la eficacia del sistema de reducción de ruido.
- c. La precisión del ajuste y la eficacia de la reducción del ruido es óptima si el número total de canales coincide con el ancho de banda crítica.

Direccionalidad

Otra consideración importante en el manejo de la pérdida auditiva severa a profunda es el uso de micrófonos direccionales para mejorar la inteligibilidad del habla en ambientes con ruido. Cuando la direccionalidad está habilitada, los sonidos provenientes de los lados y la parte posterior son atenuados con el propósito de que el oyente pueda enfocar y preste atención al habla originada en dirección frontal. ⁸

Un efecto secundario de la direccionalidad tradicional es la pérdida de información en las bajas frecuencias, lo que puede plantear una limitación seria a los oyentes cuya audición residual se encuentra principalmente en estas frecuencias. Las personas con pérdida auditiva severa a profunda tienen de manera habitual una experiencia prolongada con audífonos y pueden reaccionar negativamente a los efectos de la direccionalidad, debido a la reducción de la audibilidad de los sonidos de baja frecuencia, así como a los sonidos originados a los lados y la parte posterior. Estas

personas podrían haber dependido en exceso de estos sonidos para lograr una escucha satisfactoria.⁸

Una solución para contrarrestar los efectos de la atenuación de las bajas frecuencias es usar un sistema direccional como el suministrado en los equipos de Oticon, la direccionalidad de alta frecuencia. Con un sistema direccional fraccionado, el audífono estaría en el modo omni - direccional en las bajas frecuencias y en el modo direccional en las altas frecuencias.⁸

Tipos de micrófonos:

1. Direccionales
2. Omnidireccional
3. Multidireccional+multifrecuencial
4. Frecuencial adaptativo

Posición de los micrófonos

- a. La optimización de la direccionalidad se obtiene con micrófonos ubicados en el plano horizontal con una desviación no mayor de -20° a $+20^\circ$.
- b. La profundidad ideal es de 3 milímetros hacia adentro del tragus.
- c. La angulación óptima es de 42° pero es aceptable una angulación entre 22° y 52° .

Control de la retroalimentación (Feedback)

La retroalimentación puede ser clasificada en⁹:

Interna: Originado por imperfecciones en la colocación de las partes y piezas del audífono.

Externa: El sonido amplificado por el audífono presenta fugas por falta de ajuste del molde al canal auditivo, el mismo es recepcionado por el micrófono y amplificado de forma repetida.

Causas de retroalimentación:

1. Exceso de ganancia en frecuencias agudas
2. Molde flojo
3. Ventilación grande

4. Cerumen
5. Manguera rota
6. Receptor suelto
7. Orificio de salida chocando con otro objeto
8. Arrugas en la piel
9. Movilidad de la articulación temporomandibular.

Los sistemas para el control de la retroalimentación deben: 1) identificar los sonidos de retroalimentación que alcanzan el micrófono de la prótesis auditiva y 2) solucionar el problema de la retroalimentación empleando uno u otro de los siguientes métodos (o ambos).¹⁰

Control de la retroalimentación audible mediante la reducción de la ganancia: Una vía para el control activo de la retroalimentación audible (pitido), es limitar inmediatamente o reducir la ganancia de la prótesis auditiva cuando la retroalimentación audible es detectada por debajo del límite de la ganancia de la retroalimentación. La reducción de la ganancia es mantenida hasta que la condición que dio origen a la retroalimentación audible desaparezca.¹⁰

La retroalimentación generalmente es controlada mediante la reducción de la ganancia en canales de frecuencia donde es alto el riesgo de que esta ocurra, sin embargo, esta reducción de la ganancia trae aparejado una indeseable pérdida de la audibilidad del habla en las zonas de frecuencia donde se produce la retroalimentación.¹¹

Un ejemplo de este método es la mejora dinámica del habla o potencia superior (DSEsp - Dynamic Speech Enhancement super power) de Oticon, el cual minimiza la entrada de retroalimentación en la señal del habla mediante el cambio del umbral de compresión o punto de inflexión en un nivel alto, favoreciendo el procesamiento del habla sin una mayor reducción de la ganancia, por consiguiente, la ganancia para los sonidos bajos (aire acondicionado) es reducida.¹¹

La reducción de la ganancia para los sonidos bajos también ayuda conseguir otro objetivo importante en la amplificación: preservar la dinámica y calidad del habla permitiendo que la señal sea procesada más linealmente, particularmente a través del espectro del habla.¹¹

Control de la retroalimentación inaudible mediante la eliminación del sonido de retroalimentación: El segundo enfoque del control de la retroalimentación, es su eliminación en la entrada, antes de que sea audible por el usuario. Esto es conseguido a través de un sensor de retroalimentación (SR), después de identificada la retroalimentación, el SR genera un nuevo sonido que puede ser sustraído (cancelado) del sonido entrante. Para una cancelación completa, este sonido debe ser igual al sonido de retroalimentación. Puesto que cualquier cambio en la ruta de la retroalimentación cambia su sonido, el SR es activado de forma continua para tener un cálculo aproximado del sonido de retroalimentación. ¹⁰

Un ejemplo de este método es la *Cancelación Dinámica de la retroalimentación o Supresión digital de la retroalimentación (Digital feedback Suppression - DFS)*, en el mismo el sistema DFS mide continuamente la trayectoria del retorno (feedback). Una señal invertida opuesta en fase, pero con la misma amplitud que la señal de retorno (feedback) es creada, cuando esta se añade a la señal de retorno (feedback), esta última se elimina sin afectar a la señal de entrada original, produciendo un sonido claro, sin reducción de la ganancia. ¹³

Cancelación multidireccional activa de la retroalimentación: en esta función, se calculan dos trayectorias de retroalimentación independientes partiendo de las pos pautas polares extremas formadas dentro del sistema de micrófonos direccionales dobles. Todo esto forma un vínculo sólido entre el sistema de micrófono direccional y el sistema de eliminación de la retroalimentación. ⁹

Integra:

- a. Las propiedades acústicas individuales (Test de feedback).
- b. La situación direccional en cada uno de los canales.
- c. Micrófonos dobles que puede proporcionar mayor ganancia.
- d. Permite el uso de ventilaciones más grandes.

Manejo adaptativo de la retroalimentación: el manejo adaptativo de la retroalimentación monitorea la denominada "señal de error" para buscar la presencia de retroalimentación en toda la gama de frecuencias 2000-6500 Hz. El filtro de retroalimentación se adapta de modo que la "señal de error" es mínima y no se reduce la ganancia del audífono. ⁹

Otros ejemplos de sistemas para la cancelación de la retroalimentación introducidos por Siemens Hearing Instruments son ¹³:

1. *Tecnología de huella digital acústica (Acoustic Fingerprint Technology-AFT)*: Emplea el marcado de la señal de salida. Esta marca ayuda a mejorar la exactitud en la detección de la retroalimentación lo que favorece una cancelación más rápida, resultando en menos artefactos y más estabilidad en la retroalimentación.

2. *Detención de retroalimentación (FeedbackStopper-FS)*: Es un sistema de cancelación de fase adaptativo combinado con la tecnología de huella digital acústica y desplazamiento transitorio de frecuencia. El filtro de cancelación de fase adaptativo cancela eficazmente la retroalimentación mediante la estimación continua de la ruta de la retroalimentación y generando la correspondiente señal fuera de fase, de esta manera la retroalimentación es suprimida sin reducir la ganancia de las señales externas como el habla, la música y los sonidos ambientales.

Los sistemas de control de la retroalimentación aseguran ¹³:

- a. Audífonos libres de retroalimentación.
- b. La no reducción de la ganancia.
- c. Adaptación a varias situaciones de uso.

Estimación acústica In-Situ (AISA-Assessment of In-Situ Acoustics)

Uno de los algoritmos disponibles en prótesis digitales como el Inteo de Widex, es el cálculo de la acústica In-Situ (AISA-Assessment of In-Situ Acoustics), el mismo incluye las siguientes etapas ¹⁵:

1. *Estimación de la ganancia in-situ antes de la retroalimentación*: la primera parte del algoritmo AISA es la prueba de retroalimentación (feedback). Durante la prueba de retroalimentación, son generadas señales sinusoidales dentro de la prótesis auditiva, utilizando estas señales para controlar el trayecto de la retroalimentación.

2. *Estimación del efecto global de la ventilación*: la ganancia máxima medida durante la prueba de retroalimentación es utilizada para estimar el efecto global de la ventilación experimentado por el usuario y la prótesis auditiva. Lo anterior es realizado mediante la comparación de la ganancia disponible medida después de la prueba de retroalimentación en modelos de ganancia disponibles para varios diámetros de

ventilación. El diámetro de la ventilación asociado con el modelo de ganancia disponible, se corresponde con la mejor estimación del efecto de la ventilación in situ.

3. *Reporte del diámetro de ventilación equivalente*: la estimación del efecto global de la ventilación puede ser informado por diversas vías. El efecto global de la ventilación es informado como el diámetro de ventilación equivalente en milímetros (mm). Esto quiere decir que el efecto global de la ventilación tiene características equivalentes a un diámetro de ventilación de X mm, cuando este es utilizado en una promediación individualizada. Es importante recordar que el diámetro de ventilación equivalente incluye la influencia de diversas variables que contribuyen al efecto global de la ventilación. Por lo tanto, este no puede tener el mismo valor que el diámetro de la ventilación nominal o física, a menos que el usuario posea un canal auditivo promedio.

4. *Cálculo de la pérdida auditiva real*: el sensograma es la estimación de la pérdida auditiva del paciente con la prótesis auditiva in situ. A partir de esta estimación, la magnitud del sensograma ha considerado el efecto del volumen residual y las dimensiones de la ventilación. La ganancia descrita usando el sensograma es más exacta que el de la ganancia descrita empleando umbrales audiométricos, debido a que los umbrales audiométricos son realizados habitualmente con audífonos circunaurales o de inserción, que ofrecen un volumen residual diferente y "cerrado".

5. *Ganancia estimada basada en la pérdida auditiva real o valor corregido del sensograma*: una vez calculada la pérdida auditiva real, el programa de ajuste puede asignar la ganancia en base a la pérdida auditiva real mientras asuma un molde cerrado.

6. *Compensación del efecto de ventilación realizada en la ganancia final asignada*: la ganancia asignada en base a la pérdida auditiva real es modificada para compensar el efecto de la ventilación in situ, lo que puede ser experimentado al utilizar la prótesis auditiva. La ganancia en la regiones de las bajas frecuencias es incrementada proporcionalmente al efecto de la ventilación total.

Extensor de audibilidad o transposición frecuencial

El habla tiene su base en las frecuencias más bajas, representando la zona principal de las consonantes, resonancia armónica de las vocales y de las consonantes altas, que constituyen el denominado sonido sibilante (s, f, z y sh en inglés) o el africado (ch). Para la mayoría de las pérdidas auditivas, el objetivo principal de la amplificación es el

de proveer una señal del habla suficientemente audible. Las personas con una pérdida auditiva importante tienen problemas para escuchar información del habla en las altas frecuencias, como las consonantes f, s y ch o sh. En varios idiomas la "s" es lingüísticamente una de las consonantes fricativas más importante. El ancho de banda de los dispositivos para la audición actuales es más amplio que antes, sin embargo, la ganancia en las altas frecuencias de los dispositivos auditivos convencionales, disminuye por encima de los 5 kHz, lo anterior significa que el límite superior de la frecuencia está por debajo de las frecuencias máximas de la consonante "s" emitida por mujeres y niños en una conversación.^{15, 16, 17}

Stelmachowicz et al, muestra en un estudio que en individuos del sexo masculino el rendimiento óptimo fue alcanzado con un ancho de banda alrededor de los 4 - 5 kHz; mientras que en mujeres y niños no fue alcanzado hasta un ancho de banda de 9 kHz.

15

Mientras mayor sea la pérdida auditiva, más ganancia necesita aplicarse en las altas frecuencias para conseguir la audibilidad, en muchos casos la sensibilidad auditiva es tan pobre en las altas frecuencias, que no es técnicamente posible incrementar la ganancia suficientemente para conseguir la audibilidad. La ganancia puede verse limitada por la retroalimentación acústica, el malestar que resulta del volumen excesivo (discomfort) o las capacidades de salida del sistema de amplificación. En algunos casos, aún cuando la información recibida en las altas frecuencias puede ser audible, no puede ser discriminada debido al daño irreversible de las células ciliadas en el oído interno. Sin embargo, todavía no queda claro por qué solo un subgrupo de individuos con pérdida auditiva severa a profunda se beneficia de la amplificación en las altas frecuencias y otros no. Una posible explicación podría ser la existencia de las denominadas zonas muertas. Estudios previos revelan que individuos con pérdidas auditivas severas a profundas, en los que no se evidencian zonas muertas, se benefician de manera significativa con la amplificación en las altas frecuencias, mientras que en los individuos que presentan zonas muertas no ocurre así.¹⁵

Cuando la amplificación convencional no provee suficiente amplificación en las altas frecuencias, la alternativa de cambiar, transponer o extender los sonidos de alta frecuencia hacia las regiones de bajas frecuencias, donde la audibilidad está disponible, puede servir como una alternativa viable. Diversos algoritmos de intercambio de frecuencias han sido desarrollados, estas estrategias de procesamiento de la señal

emplean técnicas de modulación para realizar el cambio o transposición de frecuencias.

15

Un ejemplo de lo anterior es el algoritmo de compresión de frecuencia no lineal denominado Sound-Recover (SR), que emplea el dispositivo retroaricular Naída de Phonak. Este algoritmo prolonga el rango audible por compresión y cambio de las altas frecuencias inaudibles hacia áreas con audibilidad. El algoritmo comprime las frecuencias por encima de la frecuencia de corte programable y las cambia hacia las bajas frecuencias, mientras las bajas frecuencias son amplificadas sin compresión. Puede ser seleccionada una frecuencia de corte entre 1.5 y 4 kHz, con un factor de compresión entre 1.5:1 a 4:1. Las características de la ganancia y amplitud de compresión pueden ser ajustadas de forma independiente en 5 bandas de frecuencias parcialmente extendidas.¹⁷

Características:

- a. Extiende el rango de audibilidad
- b. Transposición lineal auténtica
- c. El algoritmo de transposición asegura que los sonidos transpuestos se sobreexpongan a los sonidos originales de tal modo que los sonidos sean armónicos

Reducción de ruido

El objetivo de cualquier estrategia de control del ruido es asegurar la satisfacción del paciente en un ambiente ruidoso, por otro lado se debe considerar que los criterios de satisfacción varían en los pacientes. Mientras la mayoría acepta la mejoría de la comprensión del habla en ambientes de ruido como un criterio de satisfacción, otros aceptan la audición confortable o el incremento de la tolerancia en estos ambientes.¹⁸

Favorece una mejor comprensión del habla en ambientes ruidosos, permitiendo un menor esfuerzo y más comodidad para la audición en los mismos.⁹

Estabilizador de Sonido

Combina las ventajas de los tiempos de recuperación rápidos y lentos del sistema de compresión para ajustar las diferentes situaciones de escucha a las diferentes variaciones de niveles de entrada.⁹

Sistema de reducción de ruido adaptativa

El sistema de reducción de ruido adaptativa permite detectar el habla en ruido en función del ambiente de escucha de forma automática, consta de 3 capas. ⁹

Capa silábica permite reconocer modulaciones rápidas o lentas, lo que facilita al sistema determinar donde filtrar con una reducción de ruido.

Entre sus beneficios se destaca la activación del audífono para distinguir entre las señales de ruido y el habla real, por lo que es más fácil para el usuario filtrar y entender su entorno.

Capa Medio Ambiente está diseñada para identificar cuando el lenguaje no está presente y reducir la ganancia de forma gradual y para reactivarse lentamente cuando el habla se detecta de nuevo.

Tiene el beneficio de evitar aumentos incómodos de la ganancia en zonas de silencio, en otras palabras, ayuda a ajustar la entrada de sonido y hacerlo más cómodo para la escucha en todas las situaciones.

Capa de Recuperación-Rápida complementa la capa medio ambiente y libera el sonido de forma rápida para evitar que el oyente tenga un retraso en el reconocimiento de la voz.

Sus beneficios están dados por un mejor rendimiento y audibilidad en las conversaciones, asegurando que el oyente no se pierda en alguna parte de la conversación cuando cambia de ambientes tranquilos a ruidosos.

Enfatizador del habla

El enfatizador del habla utiliza la teoría del Índice de inteligibilidad del habla (SII) para la optimización del habla. Esta función proporciona al usuario una mejora demostrable en la inteligibilidad del habla en ambientes ruidosos. ^{4, 10}

Tiene el beneficio de favorecer los siguientes aspectos:

- a. Inteligibilidad y comodidad en ambiente ruidoso:
- b. Reducción de ruido con intensificador del habla.
- c. Localización

Diario de Sonido

El Diario del sonido es una función de recolección y análisis de datos que proporciona información sobre las características acústicas de la experiencia auditiva del usuario de audífonos y de la frecuencia con la que éste se encuentra en cada uno de los ambientes de escucha. Este registra el nivel actual y la modulación de amplitud para cada una de las bandas de frecuencia y sigue la forma general del espectro a través de un análisis de frecuencia de banda ancha. Después, la función analiza los datos para proporcionarle una imagen de los ambientes en los que se ha utilizado el audífono. ¹⁰

El audífono registra tres tipos de datos:

1. Datos de uso: este registro comprueba el programa activo en el audífono. El audífono lee datos cada dos minutos.
2. Datos de registro a largo plazo: este es un registro para cada uno de los programas del audífono y un registro general independiente de los programas.
3. Datos de registro de eventos únicos: registra 60 segundos de uso del audífono una vez iniciado.

A su vez ofrece las siguientes estadísticas:

- a. Estadísticas de tiempo de uso.
- b. Estadísticas de situaciones de ruido
- c. Estadísticas de memorias usadas

Tecnología inalámbrica

Brent Edwards. 2007, escribió acerca del futuro de las prótesis auditivas, realizando la predicción de que la tecnología inalámbrica digital sería la próxima gran ola en su desarrollo. Es ampliamente reconocido que el procesamiento de la señal digital ha revolucionado la industria de las prótesis auditivas, continuándose el desarrollo e introducción de nuevas facilidades tecnológicas entre las que se destacan muchas de las predicciones realizadas por Brent: reducción de tamaño, miniaturización e invisibilidad, poder de recarga, conectividad, aprendizaje y ajuste automático a las preferencias auditivas personales, programación remota que permita la aplicación de la teleaudiología, así como el desarrollo de nuevos algoritmos de reconocimiento y depuración del habla en ambientes ruidosos. La tecnología inalámbrica digital forma

parte de estos avances, al permitir la transmisión de una señal con alta fidelidad a diferencia de los viejos sistemas analógicos inalámbricos.¹⁹

En este contexto se debe dar seguimiento al desarrollo de la tecnología inalámbrica de corto alcance Bluetooth, así como el vínculo de la tecnología inalámbrica utilizando sistemas de transmisión de alta frecuencia, que requiere menos poder para su funcionamiento y por tanto facilita el desarrollo de audífonos más pequeños.¹⁹

Es importante señalar que todas las prótesis auditivas digitales comparten las mismas etapas funcionales²⁰:

1. Todas las señales de audio analógicas deben ser primeramente digitalizadas a través de un proceso de conversión analógico-digital (CAD).
2. Los datos muestrales son codificados de una manera específica (códec de audio) para la transmisión inalámbrica.
3. Una antena o transmisor que emplea señales de radio (en forma de ondas electromagnéticas) es empleado para transmitir estas señales, mientras la antena receptora (o receptor) apareada al transmisor detecta la señal transmitida.
4. La señal es decodificada (códec de audio) y enviada a la prótesis auditiva para ser procesada.
5. La señal procesada sufre un nuevo proceso de conversión digital-analógico (CDA) en el receptor de la prótesis auditiva antes de su salida.

Aunque la tecnología Bluetooth se ha convertido en la modalidad de comunicación inalámbrica dominante entre los consumidores de equipos electrónicos, la tecnología que permite la transmisión directa de las señales Bluetooth dentro de las prótesis auditivas es limitada, por ser demasiado grande y emplear mucha energía, debiendo adecuarse su empleo en los audífonos.²¹

Las 2 mayores plataformas empleadas con este propósito son la radio frecuencia (RF) y la inducción magnética de campo cercano (IMCC).²¹

En la actualidad las prótesis auditivas digitales inalámbricas utilizan una o dos soluciones tecnológicas, 1. inducción magnética de campo cercano (IMCC) combinada con transmisión de radiofrecuencia Bluetooth o transmisión de radiofrecuencia propietaria y 2. Solo transmisión de radio frecuencia propietaria. La mayoría de los dispositivos auditivos digitales inalámbricos emplean el primero. La inducción

magnética de campo cercano (IMCC) sirve para la comunicación entre el dispositivo de enlace (gateway) y el dispositivo auditivo, mientras que la transmisión de radiofrecuencia Bluetooth se emplea para la comunicación entre el dispositivo de control remoto (streamer) y el dispositivo de enlace (gateway).²²

Empleo de baterías recargables

Existen dos motivaciones para el uso de fuentes de energía renovables en las prótesis auditivas. La primera es su facilidad de uso. Mientras más pequeño sea el tamaño de la batería, los fabricantes podrán diseñar dispositivos auditivos más pequeños y cosméticos. Por otra parte, la disponibilidad de dispositivos auditivos que no requieran la manipulación por parte del usuario reviste un gran significado. La segunda motivación es ambiental, aún cuando las baterías de los dispositivos auditivos son de pequeño tamaño, existe un efecto acumulativo ambiental de los metales y químicos empleados en su fabricación. El cambio por baterías recargables aparece como una importante y creciente tendencia.²³

A pesar de las motivaciones por encontrar una alternativa a las baterías reemplazables, las baterías recargables no tienen una introducción importante en el mercado de los dispositivos auditivos. Para explicarlo de manera sencilla, los beneficios que han brindado hasta la fecha no han superado las limitaciones y frustraciones que estas plantean.²³

Hansaton Acoustics ofrece un ejemplo de uso de baterías recargables tipo AQ caracterizadas por una operatividad superior a las 20 horas por carga, 2 a 3 horas de recarga y garantía de uso de 5 años. Otro elemento esencial para la aceptación del mercado, es la facilidad de empleo, conseguido al eliminar la necesidad de ver o tocar la batería.²³

Protección contra el cerumen

Unido al conocido beneficio de colocar el receptor en el canal auditivo, existen también potenciales desventajas, originadas por la exposición directa al cerumen y la humedad del canal auditivo. En muchos casos la sola presencia de un dispositivo auditivo en el canal puede exacerbar la producción de cerumen, y por otra parte, la proximidad del micrófono al receptor favorece la retroalimentación, aún con el empleo de modernos sistemas para su cancelación, lo que requiere ventilaciones con diámetros pequeños, que desafortunadamente incrementan la humedad en el canal.²⁴

El cerumen y la humedad son perjudiciales para el desempeño del receptor y en consecuencia del dispositivo auditivo. Muchos sonidos son bloqueados o distorsionados, lo que incrementa la demanda en el receptor cuando consigue una ganancia aprovechable, aumentando la descarga de la batería.²⁴

El daño del receptor por el cerumen es la principal causa de reparaciones de la prótesis auditiva. Estudios realizados han demostrado un elevado promedio de reemplazo del receptor (35%) en las prótesis auditivas completamente en el canal (CIC), después de 24 meses de uso. Estudios realizados por Knowles Electronics indican un fallo del receptor superior al 60 % en situaciones de bloqueo del mismo por cerumen o restos de la piel del conducto auditivo.²⁴

A través de los años, se han realizado numerosos enfoques relacionados con la protección del receptor. Una solución para lograr una barrera efectiva de protección para el receptor, y así reducir el daño potencial provocado por el cerumen y la humedad sin comprometer el rendimiento acústico, debe conseguir dos objetivos principales: 1) debe ser poco complicada y 2) de fácil limpieza y mantenimiento para el usuario de una prótesis auditiva.²⁴

El sistema desarrollado por Siemens Hearing Instruments reúne estos requerimientos al incorporar una membrana de gas ajustada al sistema de protección contra el cerumen C-Guard™. El sistema está integrado por una fina membrana contenida en un recipiente plástico fijado de manera segura al final del conducto del receptor o en el codo de la prótesis. Esta membrana crea un sello impenetrable, brindando protección contra la humedad y el cerumen y evitando así que alcance el receptor.²⁴

Miniaturización

Los continuos avances en la tecnología digital enfocados en la calidad del sonido, tamaño, eliminación de la retroalimentación y la comprensión del habla en ambientes de ruido, proveen beneficios significativos para muchos pacientes. Por otra parte, los consumidores toman conciencia de la estética, simplicidad y comodidad cuando demandan amplificación.²⁵

El dispositivo Phonak Lyric®, desarrollado inicialmente por InSound Medical, es pionero en la categoría de uso prolongado y constituye un producto 100 % invisible, designado para ser usado 24x7 (24 horas los 7 días de la semana). Lyric puede ser colocado en la porción ósea del conducto auditivo, a 4 milímetros de la membrana

timpánica, esta designado para un uso continuo por 4 meses, emplea una amplificación sencilla y no requiere mantenimiento, reparación, remoción o cambio de batería. En los pacientes que presentan contraindicaciones para su uso, puede emplearse como opción la categoría emergente, micro intracanal (MIC).^{25, 26}

El Phonak nano es un producto MIC, introducido al mercado sobre la base de la última generación de plataforma para el procesamiento digital. Esta designado para ofrecer una calidad de sonido excepcional mediante una tecnología de ajuste de sonido amigable, una cubierta cómoda para el usuario y una alta retención, lo que satisface las necesidades del mercado relativas a simplicidad, comodidad y estética.²⁶

CONSIDERACIONES FINALES

El desarrollo alcanzado en la fabricación de prótesis auditivas, facilitado por la introducción y avances en la tecnología digital, permiten una ostensible mejora en la calidad de vida de los pacientes discapacitados auditivos al minimizar o eliminar muchas de las barreras a las cuales tienen que enfrentarse en su vida diaria. Por otra parte, se evidencia la toma de conciencia entre los usuarios, de la importancia en la estética, simplicidad y comodidad en el uso de las prótesis auditivas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. International Day for Ear and Hearing. WHO. [Publicación en la Internet] 2012 [citado 8 dic 2013]. Disponible en: http://www.who.int/mediacentre/events/annual/ear_hearing_day/en/
2. Parmet S. Adult Hearing Loss. JAMA. 2007; 298(1)
3. Colin M, Andrew S, Marisol C. Global burden of hearing loss in the year 2000. Global Burden of Disease 2000. [Publicación en la Internet]. 2000. [citado 8 dic 2013]. Disponible en: http://www.who.int/healthinfo/statistics/bod_hearingloss.pdf
4. Temas del Diplomado de audiología. Centro de Neurociencias de Cuba. 2003

5. Northern J.L. Strategies of adult hearing aid selection. Audiology Research. [Publicación en la Internet] 2011; 1 [citado 8 dic 2013] Disponible en: <http://audiologyresearch.org/index.php/audio/article/view/audiores.2011.e20/html>
6. Dillon H. Hearing Aids. New York: Thieme; 2001: 38.
7. Taller de prótesis auditivas Widex. Centro de Neurociencias de Cuba. 2010
8. Ravi Sockalingam, Peter Lundh, Donald J . Schum. Severe to Profound Hearing Loss: What Do We Know and How Do We Manage It ?. Audiology Research. [Publicación en la Internet] 2011; 1 [citado 8 dic 2013] Disponible en: http://archive.hearingreview.com/issues/articles/2011-01_04.asp?frmTagFilePath=%2Fhearing_aids.asp
9. Taller de prótesis auditivas GNResound. Consejo Nacional de Sociedades Científicas. 2009
10. Francis K . Kuk, Anders H. Jessen, Kristian T. et al. Changing with the Times: Additional Criteria for a Good Feedback Cancellation Algorithm. Audiology Research. [Publicación en la Internet] 2006; 9 [citado 8 dic 2013] Disponible en: http://archive.hearingreview.com/issues/articles/2006-09_06.asp?frmTagFilePath=%2Fhearing_aids.asp
13. Josef Chalupper, Thomas A . Powers, Andre Steinbuss. Combining Phase Cancellation, Frequency Shifting, and Acoustic Fingerprint for Improved Feedback Suppression. Audiology Research. [Publicación en la Internet] 2011; 1 [citado 8 dic 2013] Disponible en: http://archive.hearingreview.com/issues/articles/2011-01_03.asp?frmTagFilePath=/hearing_aids.asp
14. Francis Kuk. Where an Accurate Fitting Begins : Assessment of In-Situ Acoustics (AISA). Audiology Research. [Publicación en la Internet] 2006; 1 [citado 8 dic 2013] Disponible en: http://archive.hearingreview.com/issues/articles/2006-07_30.asp?frmTagFilePath=%2Fhearing_aids.asp
15. Stelmachowicz PG, Pittmann AL, Hoover BM, Lewis D. The effect of stimulus bandwidth on the perception of /s/ in normal and hearing impaired children and adults. J Acoust Soc Am. [Publicación en la Internet] 2001; 110: 2183-2190 [citado 8 dic 2013] Disponible en: <http://scitation.aip.org/content/asa/journal/jasa/110/4/10.1121/1.1400757>

16. Marshall Chasin. Music and Hearing Aids - An Introduction. Trends in Amplification. [Publicación en la Internet] 2012; 16(3): 137 [citado 8 dic 2013] Disponible en: <http://tia.sagepub.com/content/16/3/136.full.pdf+html>
17. Bohnert A, Nyffeler M, Keilmann A. Advantages of a non-linear frequency compression algorithm in noise. Eur Arch Otorhinolaryngol. [Publicación en la Internet] 2010; 267:1045-1053 [citado 8 dic 2013] Disponible en: <http://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2Fs00405-009-1170-x.pdf>
18. Francis Kuk, Heidi Peeters. Speech Preservation in Noise Management Strategies. Audiology Research. [Publicación en la Internet] 2007; 1 [citado 8 dic 2013] Disponible en: http://archive.hearingreview.com/issues/articles/2007-12_04.asp?frmTagFilePath=%2Fhearing_aids.asp
19. Brent Edwards. The Future of Hearing Aid Technology. Trends in Amplification. [Publicación en la Internet] 2007; 11(1): 31-45 [citado 8 dic 2013] Disponible en: <http://tia.sagepub.com/content/11/1/31.full.pdf+html>
20. Francis Kuk, Bryan Crose, Petri Korhonen et al. Digital Wireless Hearing Aids, Part 1: A Primer. Audiology Research. [Publicación en la Internet] 2010; 3 [citado 8 dic 2013] Disponible en: http://archive.hearingreview.com/issues/articles/2010-03_09.asp?frmTagFilePath=%2Fpediatrics_implants.asp
21. Renee DiIulio. The World of Wireless. Audiology Research. [Publicación en la Internet] 2011; 3 [citado 8 dic 2013] Disponible en: http://archive.hearingreview.com/issues/articles/HPR_2011-04_01.asp?frmTagFilePath=%2Falds_phones_wireless.asp
22. Charlotte T. Jespersen. A Review of Wireless Hearing Aid Advantages. Audiology Research. [Publicación en la Internet] 2012; 2 [citado 8 dic 2013] Disponible en: http://archive.hearingreview.com/issues/articles/2012-02_06.asp?frmTagFilePath=%2Falds_phones_wireless.asp
23. Jerry L. Yanz , Jörg Ellessen, Holger Kaempff. Bringing Rechargeable Hearing Aids into the Mains tream Market. Audiology Research. [Publicación en la Internet] 2012; 1 [citado 8 dic 2013] Disponible en: http://archive.hearingreview.com/issues/articles/2012-01_03.asp?frmTagFilePath=%2Fbatteries_earmolds.asp

24. Eric Branda, Josef Chalupper. A New System to Protect Hearing Aids from Cerumen and Moisture. Audiology Research. [Publicación en la Internet] 2007; 4 [citado 8 dic 2013] Disponible en: http://archive.hearingreview.com/issues/articles/2007-04_06.asp?frmTagFilePath=%2Fbatteries_earmolds.asp
25. Michael Scherl, Donna Szabo, Namrata Desai et al. Real-World Safety Experience with a 24/7 Hearing Device. Audiology Research. [Publicación en la Internet] 2011; 1 [citado 8 dic 2013] Disponible en: http://archive.hearingreview.com/issues/articles/2011-01_02.asp?frmTagFilePath=%2Fhearing_aids.asp
26. Becky Finlen. Improved Hearing with a New Discreet Micro-in-the-Canal Hearing Instrument. Audiology Research. [Publicación en la Internet] 2012; 4 [citado 8 dic 2013] Disponible en: http://archive.hearingreview.com/issues/articles/2012-04_03.asp?frmTagFilePath=%2Fhearing_aids.asp

Recibido: 10 de octubre de 2013

Aprobado: 25 de octubre de 2013

Héctor Hernández Sánchez. Hospital Militar Central "Dr. Luís Díaz Soto". La Habana, Cuba. Correo electrónico: hectorhs@infomed.sld.cu