

La audición binaural y el uso de audífonos e implantes cocleares



Fernando Martín San Victoriano¹, Enrique A. López-Poveda^{1,2,3}

¹ Instituto de Neurociencias de Castilla y León, Universidad de Salamanca

² Instituto de Investigación Biomédica de Salamanca, Universidad de Salamanca

³ Departamento de Cirugía, Facultad de Medicina, Universidad de Salamanca

PACS: 43.66.Pn, 43.66.Ts, 43.64.Me.

Resumen

La audición binaural es fundamental para poder comprender el habla en ambientes ruidosos y para determinar la ubicación de las fuentes sonoras. En este artículo se analizan diversas estrategias de procesamiento de señales dirigidas a mejorar estos aspectos de la audición en las personas que utilizan audífonos e implantes cocleares. En particular, se describen dos estrategias binaurales y bioinspiradas desarrolladas por la Universidad de Salamanca, la denominada 'estrategia MOC' y un algoritmo de cancelación de sonidos contralaterales. Se muestra que estas estrategias pueden mejorar significativamente la inteligibilidad del habla en ruido para algunas configuraciones espaciales de las fuentes sonoras, sin perjudicar su localización. Pese a estos y otros prometedores avances por mejorar la eficacia de audífonos e implantes cocleares, la audición que con ellos logran las personas hipoacúsicas aún está lejos de ser igual a la de una persona con audición normal. Esto hace que sea necesario continuar con las investigaciones en este campo.

Palabras clave: Escucha binaural, audífonos, implantes cocleares, inteligibilidad en ruido, procesamiento de señales.

Abstract

Binaural hearing is crucial for understanding speech in noisy environments as well as for localizing sound sources. This paper reviews several signal-processing strategies aimed at improving these hearing aspects for users of hearing aids and cochlear implants. In particular, two binaural and bio-inspired strategies developed by the University of Salamanca are described, the so-called 'MOC strategy' and an algorithm for contralateral sound cancellation. It is shown that these strategies can significantly improve the intelligibility of speech in noise for some spatial configurations of the sound sources, without affecting sound source localization. Despite these and other promising advances, users of hearing aids and cochlear implants are still far from having normal hearing. Further research is necessary to continue improving these devices.

Keywords: Binaural hearing, hearing aids, cochlear implants, intelligibility in noise, signal processing.

1. Introducción

El uso simultáneo de dos oídos es esencial en la audición de los seres humanos. Nuestro cerebro es capaz de analizar las diferencias entre los sonidos captados por cada uno de los oídos y extraer de ellas pistas que son utilizadas, por ejemplo, para mejorar la inteligibilidad del habla en ambientes ruidosos o para localizar las fuentes de sonido.

Esta capacidad está habitualmente alterada en las personas con pérdida de audición y el uso de audífonos o implantes auditivos, lejos de restituirla, la altera en mayor medida [1]. Para solucionar este problema se está investigando sobre estrategias de procesamiento de sonidos que puedan restituir las pistas binaurales en los usuarios de prótesis auditivas.

En este artículo, se describen alguna de estas estrategias, enfatizando las desarrolladas por el laboratorio de

Audición Computacional y Psicoacústica de la Universidad de Salamanca (<http://audiolab.usal.es>).

2. El sistema auditivo humano

El funcionamiento del oído sano, descrito muy sucintamente, es el siguiente. Las ondas sonoras alcanzan el pabellón auricular y recorren el conducto auditivo externo hasta hacer vibrar al tímpano. Esta vibración es transmitida por la cadena de huesecillos del oído medio para llegar a la ventana oval, una membrana que recubre la entrada de la cóclea. La ventana oval, comienzo del oído interno, se ve así sometida a vibraciones mecánicas que generan una diferencia de presión entre esta y la ventana redonda, una membrana situada al otro extremo de la cóclea. Estas diferencias de presión desplazan el órgano de Corti y con ello los cilios de las células ciliadas presentes en el mismo. El desplazamiento de los cilios provoca una despolarización eléctrica de las células ciliadas que es, en última instancia, la responsable de la emisión de potenciales de acción por las neuronas del nervio auditivo, transformando así el sonido en ‘disparos’ neuronales. Estos disparos ascienden desde el nervio hasta la corteza cerebral auditiva por lo que se conoce como vía aferente, pasando por diferentes núcleos neuronales del cerebro.

Existe también, sin embargo, una vía descendente (o vía eferente) que conecta los núcleos neuronales auditivos del cerebro con la cóclea, permitiendo al cerebro auditivo controlar las vibraciones mecánicas del órgano de Corti de forma dinámica durante la escucha [2]. Es decir, el cerebro auditivo no se limita a recibir e interpretar los estímulos acústicos que recibe, sino que controla, hasta cierto punto, cómo se reciben estos sonidos.

Un ejemplo de este control eferente es el denominado reflejo olivococlear medial, o MOCR (de su nombre en inglés *medial olivocochlear reflex*). Existen sendos haces de fibras nerviosas que conectan las neuronas de los núcleos ventrales del cuerpo trapezoide (VNTB, del inglés *ventral nucleus of the trapezoid body*) de ambos hemisferios cerebrales con las células ciliadas externas de una misma cóclea (Figura 1). Las fibras eferentes que terminan en una cóclea pueden activarse por sonidos captados por ese mismo oído (sonidos ipsilaterales) y/o por sonidos captados por el oído contrario (sonidos contralaterales). Como la activación por sonido es involuntaria (refleja), la activación de las fibras olivococleares por sonidos ipsilaterales y contralaterales se denomina MOCR ipsilateral y contralateral, respectivamente.

La activación del MOCR inhibe (reduce) el desplazamiento del órgano de Corti, haciendo que sea necesario

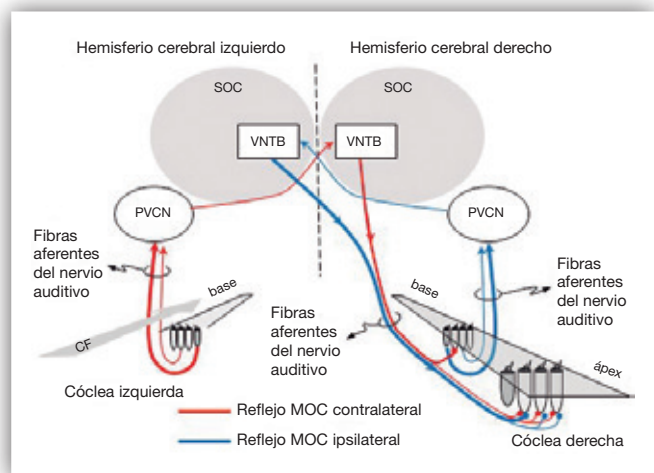


Figura 1. Vías de activación de las fibras eferentes responsables de los MOCR ipsilateral (azul) y contralateral (rojo) en la cóclea derecha. En rojo se ilustra cómo las fibras aferentes (ascendentes) de la cóclea izquierda transportan señales neuronales hasta el núcleo coclear posteroventral (PVCN) que a su vez las transmite al núcleo ventral del cuerpo trapezoide (VNTB) del lado derecho del cerebro y desde ahí hasta la cóclea derecha. En azul se ilustra cómo las fibras aferentes de la cóclea derecha transportan señales hasta el VNTB del lado izquierdo y desde él hasta la cóclea del lado derecho. Figura adaptada de [2].

un estímulo sonoro más intenso para provocar un mismo desplazamiento del órgano de Corti. El hecho de que el sonido recibido en un oído inhiba el desplazamiento del órgano de Corti del oído contrario, podría realzar las pistas binaurales generadas por la cabeza, en particular, la diferencia interaural de intensidad.

3. Audición binaural

El hecho de que la cabeza esté situada entre los dos oídos hace que esta funcione como una barrera acústica para la recepción del sonido en el oído contralateral a la fuente sonora (Figura 2). Así, el sonido producido por una fuente sonora situada fuera del plano sagital de un oyente (el plano imaginario que divide el cuerpo humano en dos mitades aproximadamente simétricas a izquierda y derecha) alcanzará cada uno de sus oídos con distintas intensidades y espaciadas por un lapso temporal. Estas diferencias se conocen como diferencias interaurales.

La diferencia interaural de tiempo es el intervalo transcurrido desde que el frente de la onda acústica es recibido por el oído más cercano a la fuente de sonido hasta que es recibido por el oído más alejado. Esta diferencia de tiempo provoca, además, que la fase con la que la onda sonora llega a cada oído pueda ser distinta. Por otro lado, la diferencia interaural de intensidad se define como la diferencia en el nivel sonoro de una misma señal recibida en ambos oídos. Esta diferencia de intensidad está causada por la ‘sombra’ acústica que la cabeza

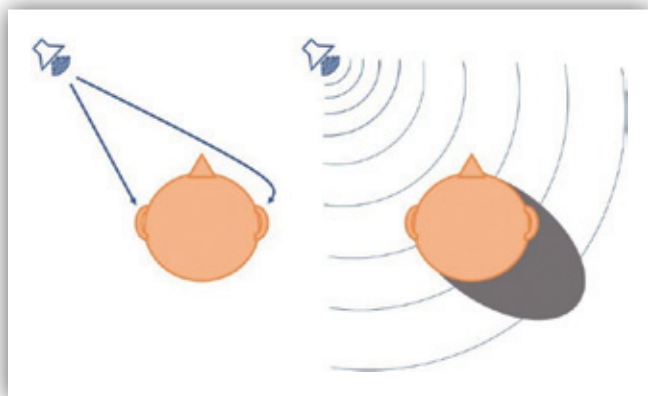


Figura 2. Representación de las trayectorias que la onda de sonido recorre para llegar a cada oído (izquierda) y de la atenuación producida por el efecto sombra de la cabeza (derecha). El sonido llega antes y con más intensidad al oído izquierdo que al derecho, generando diferencias interaurales de tiempo e intensidad.

ejerce sobre todo para sonidos agudos que se difractan peor alrededor de la cabeza.

La existencia de estas pistas, así como la capacidad del cerebro para procesarlas binauralmente, son esenciales para realizar tareas auditivas tan cotidianas como, por ejemplo, localizar las fuentes sonoras en el espacio o mantener una conversación en ambientes ruidosos [3].

3.1. Localización espacial de las fuentes sonoras

Las diferencias interaurales de tiempo e intensidad son pistas imprescindibles que nuestro cerebro utiliza para conocer donde están situadas las fuentes que emiten los sonidos que escuchamos. Para los sonidos graves (frecuencias $< \sim 1500$ Hz), las diferencias interaurales de tiempo son suficientemente grandes para que el cerebro se aproveche de ellas. Sin embargo, para determinar la posición de las fuentes que emiten sonidos agudos (frecuencias $> \sim 1500$ Hz), nuestro cerebro utiliza principalmente las diferencias interaurales de intensidad, pues estos sonidos son atenuados más eficazmente por el efecto sombra de la cabeza. Cabe mencionar que, aunque con limitaciones, los seres humanos también podemos determinar el lugar de procedencia de sonidos emitidos desde el plano sagital. Para ello, detectamos las variaciones en la onda sonora que provocan las reflexiones acústicas en los pliegues de la oreja [4].

3.2. Inteligibilidad en ambientes ruidosos

Oír con dos oídos resulta ventajoso cuando deseamos entender lo que nos dice una persona (a la que denominaremos 'señal') mientras otra persona (a la que llamaremos 'ruido') habla a la vez. En estas situaciones, la señal y el ruido suelen ubicarse frente a nosotros, pero a lados diferentes de la cabeza. Digamos que la señal se

sitúa a la izquierda, mientras que el ruido se encuentra a la derecha. En tales situaciones, el efecto sombra de la cabeza hace que la relación señal-ruido (SNR por sus siglas en inglés, *signal-to-noise ratio*) pueda llegar a ser hasta 15 dB mayor en el oído más cercano a la señal [5]. Esto ayuda a comprender mejor al hablante de interés prestando atención (inconscientemente) al oído más favorable en cada caso, es decir, al oído que tiene la mejor SNR. El fenómeno se conoce como "escucha con el mejor oído".

El cerebro, sin embargo, no sólo aprovecha la información presente en el oído más favorable acústicamente. También combina los sonidos captados por ambos oídos para facilitar aún más la inteligibilidad. Dos fenómenos dan prueba de ello: el 'efecto squelch' y la 'sumación binaural'. El efecto squelch es la mejora en el reconocimiento del habla cuando se escucha con dos oídos comparado a escuchar únicamente con el oído más cercano a la fuente que emite el habla de interés (el oído con la mejor SNR). La sumación binaural es la mejora en el reconocimiento del habla cuando los dos oídos reciben sonidos idénticos comparado a recibir el mismo sonido en un solo oído. El efecto squelch puede interpretarse como que el cerebro utiliza el oído más cercano a la fuente de ruido para captar el ruido y restarlo del sonido captado por el mejor oído. La sumación binaural sugiere que el cerebro es capaz de aprovechar la información redundante presente en ambos oídos [6].

4. Prótesis auditivas

La alteración de cualquiera de las etapas implicadas en el proceso de transducción acústico-neuronal puede provocar pérdidas de audición, tanto por el deterioro de la calidad de la señal que cada oído es capaz de transmitir al cerebro, como por la alteración de la relación entre las señales transmitidas por cada oído, modificando así las pistas binaurales de las que el cerebro dispone.

Estas alteraciones pueden tener orígenes tan diversos como la rigidez del oído medio (denominada hipoacusia conductiva), la pérdida o el daño de las células ciliadas (denominada hipoacusia neurosensorial), alteraciones en la homeostasis coclear (hipoacusia metabólica), etc. La cantidad de factores implicados en las pérdidas auditivas y las combinaciones que se dan entre ellos hacen de este un problema complejo para el que existen diferentes tratamientos según el tipo de pérdida.

Las pérdidas conductivas a menudo pueden tratarse mediante medicamentos o cirugía. Sin embargo, cuando la pérdida es de tipo neurosensorial o metabólico (los tipos más frecuentes de pérdida asociada a la edad) el tratamiento habitual es el uso de dispositivos de ayuda a

la audición: audífonos o implantes cocleares. En la Figura 3 puede apreciarse la prescripción habitual según el grado de pérdida auditiva: audífonos cuando se trata de pérdidas moderadas e implantes cocleares cuando las pérdidas son profundas.

4.1. Audífonos

Los audífonos son los dispositivos de ayuda a la audición más utilizados. Son dispositivos electrónicos que amplifican el sonido a la entrada del canal auditivo. Su funcionamiento básico es el siguiente. Un micrófono capta el sonido que llega al pabellón auricular del usuario, convirtiendo así una señal acústica en una señal eléctrica analógica que después se digitaliza y se transmite a un procesador de señales digitales. Este procesador descompone la señal en bandas de frecuencia, para después modificar cada una de ellas según la pérdida auditiva de cada usuario y las estrategias de amplificación con las que haya sido configurado. Finalmente, las señales procesadas se suman, y la señal resultante se transforma de nuevo en una señal eléctrica analógica que se envía a un altavoz ubicado en el canal auditivo.

Una vez fijados los parámetros del audífono, este amplificará el sonido captado según su intensidad y frecuencia, amplificando más los sonidos de menor intensidad y aplicando una amplificación diferente a cada canal de frecuencia según la pérdida auditiva del usuario.

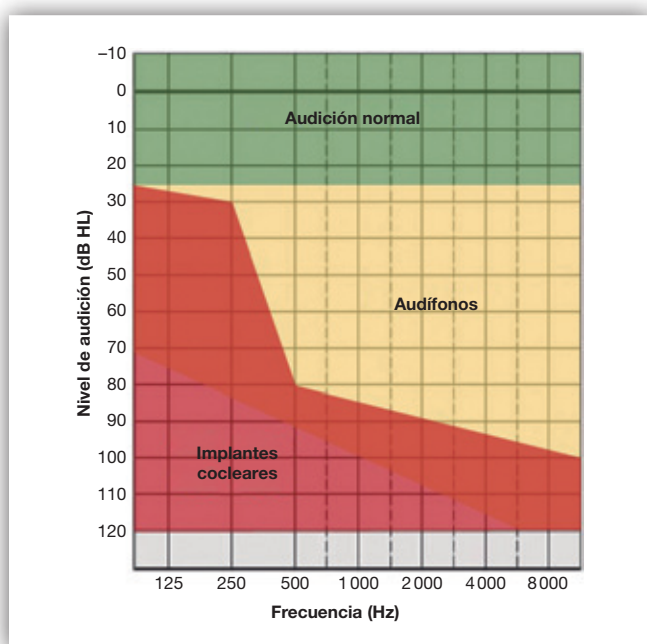


Figura 3. El audiograma representa el nivel sonoro umbral para detectar tonos puros de diferentes frecuencias relativo al considerado normal. La escala en el eje de ordenadas está invertida, de tal forma que cuanto mayor es la pérdida auditiva, más abajo se representan los umbrales. En esta figura se ha sobreimpreso la prescripción típica de prótesis auditiva según el audiograma.

En la vida cotidiana, el nivel sonoro de las ondas que llegan a los oídos fluctúa continuamente, por lo que la amplificación que aplica un audífono varía constantemente. Esta variación no se hace de manera instantánea, pues ello daría lugar a molestas distorsiones, sino que se aplica de manera progresiva en el tiempo (ganancia dinámica), dando lugar a diferentes tipos de audífonos según sus tiempos de acción, esto es, según la velocidad con la que se modifica la amplificación [7].

4.2. Implantes cocleares

Los implantes cocleares empezaron a implantarse hace unos 60 años, consiguiendo ayudar a personas con pérdidas auditivas profundas e incluso logrando restituir el sentido de la audición en personas completamente sordas. Su funcionamiento es muy diferente al de un audífono. No amplifican sonidos, sino que los transforman en impulsos eléctricos con los que estimulan el nervio auditivo del usuario. El implante coclear es, por tanto, un verdadero oído artificial.

El primer elemento de un implante coclear es un micrófono que capta el sonido que llega al pabellón auricular. El sonido captado se digitaliza y se transmite a una unidad de procesamiento de sonidos. Esta unidad, según su configuración y las características del sonido captado, transforma la señal digital correspondiente para después enviarla hasta una bobina que se fija al cráneo gracias a un imán. Esta bobina se comunica a través de ondas de radio con un receptor implantado en el cráneo, transmitiéndole así la información generada por el procesador sin que exista un contacto físico entre las partes. El receptor, anclado al hueso y físicamente aislado del exterior del cráneo, utiliza los datos y la energía recibida por la bobina para generar impulsos eléctricos apropiados, que serán enviados hasta la cóclea mediante una guía de electrodos (Figura 4). Los impulsos eléctricos evocan potenciales de acción en el nervio auditivo del usuario y, por tanto, una sensación auditiva.

Las propiedades, colocación y empleo de la guía de electrodos son de gran importancia, ya que existen múltiples factores que pueden influir en el grado y la calidad de la rehabilitación auditiva, como el número de electrodos utilizados, la interacción entre los mismos, la correcta distribución de frecuencias para estimular diferentes regiones cocleares, etc.

La función del implante coclear es, en definitiva, sustituir el funcionamiento del sistema receptor auditivo; es decir, el sistema previo a las neuronas del nervio, a las cuales estimula directamente, consiguiendo que el cerebro reciba señal eléctrica para interpretar los estímulos sonoros. La percepción auditiva dependerá entonces del patrón de las cargas eléctricas transmitidas por los elec-

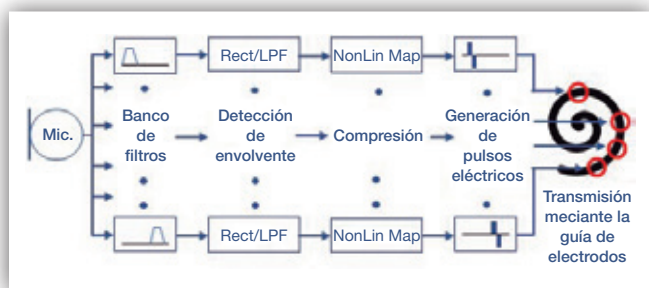


Figura 4. Diagrama del funcionamiento básico de un implante coclear. La señal recogida por el micrófono es separada en canales de frecuencia por un banco de filtros. La envolvente de la señal de salida de cada filtro es extraída mediante el uso de un rectificador de onda (Rect) seguido de un filtro de paso bajo (LPF). La envolvente de cada canal de frecuencias después se comprime mediante un mapeo no lineal de la amplitud (NonLin Map). Este mapeo sirve para acomodar un amplio rango dinámico de amplitudes a un rango más estrecho de corrientes eléctricas toleradas por el usuario del implante. Por último, las envolventes comprimidas se muestrean con impulsos eléctricos que se transmiten al electrodo correspondiente ubicado en la cóclea del usuario. Figura adaptada de [8].

trodos del implante, del lugar dentro de la cóclea donde se entregan esas cargas y de la frecuencia de estimulación eléctrica, esto es, el número de pulsos por segundo.

El uso de audífonos logra restaurar la audibilidad de los sonidos inaudibles. Los implantes cocleares, por su parte, restauran una actividad en el nervio auditivo donde esta había desaparecido. Ambos factores (audibilidad y actividad neuronal) son imprescindibles para la audición. Sin embargo, incluso las prótesis auditivas más modernas distan de ser perfectas. Uno de los aspectos a mejorar es el hecho de que a menudo disminuyen el acceso de sus usuarios a las pistas binaurales, ya de por sí mermado debido a la pérdida parcial o total de audición [9].

5. Vías de investigación

A pesar de la gran revolución que ha supuesto el desarrollo y perfeccionamiento de audífonos e implantes cocleares, la rehabilitación auditiva mediante prótesis es un proceso complejo y aún muy mejorable. La sensación auditiva que proporcionan estos dispositivos a sus usuarios dista mucho de la audición normal. Un gran número de investigaciones alrededor del mundo centran sus esfuerzos en intentar reducir estas limitaciones desarrollando nuevas tecnologías o perfeccionando las ya existentes. A continuación, se describen algunos enfoques [10].

5.1. Amplificación

La amplificación es el fundamento de la rehabilitación mediante audífonos, ya que conseguir que los sonidos tengan un nivel sonoro que resulte audible para el usuario

es imprescindible para, por ejemplo, entender el habla. No puede comprenderse el habla que no puede oírse.

Aplicar una amplificación lineal, esto es, aumentar por igual el nivel sonoro de los sonidos suaves que el de los intensos, no suele ser una solución apropiada, pues usualmente las personas hipoacúsicas tienen reducido su rango dinámico auditivo. Es decir, el rango de intensidades desde que estas personas pueden detectar un sonido hasta que este les resulta molesto es menor de lo normal (Figura 5).

Por esta razón, la mayoría de los audífonos amplifican de manera compresiva a partir de un determinado umbral sonoro (umbral de compresión); es decir, amplifican más los sonidos poco intensos y lo hacen de forma diferente para los diferentes canales de frecuencia (distintas ganancias para distintas bandas de frecuencia) [5]. De esta manera los sistemas WDRC (por sus siglas en inglés, *wide dynamic range compression*), típicamente implementados hoy en día en audífonos, tienen como objetivo restaurar el rango dinámico en cada banda de frecuencia, por lo que su ajuste debe ser específico para cada usuario [11].

En ocasiones, parte de la pérdida auditiva está provocada por la muerte de una región coclear, que se da cuando las células ciliadas internas de una zona del ór-

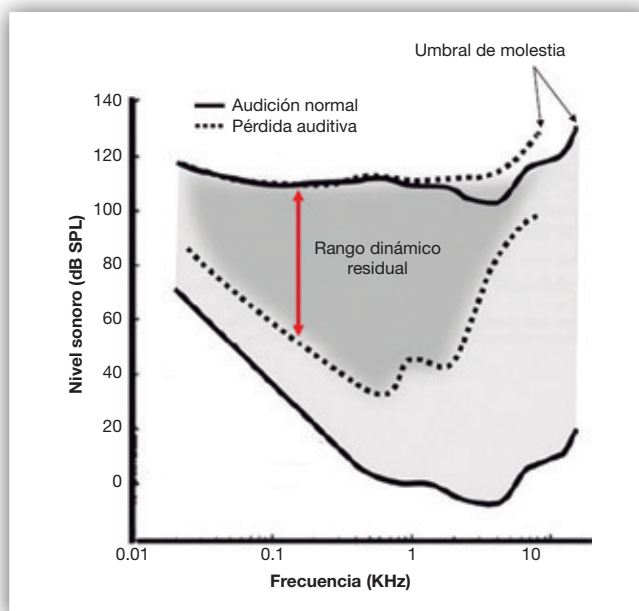


Figura 5. Comparación del rango dinámico auditivo de las personas con hipoacusia frente al de las personas con audición normal. Las curvas inferiores muestran los umbrales auditivos de personas hipoacúsicas (trazo punteado) y normoyentes (trazo continuo). Las superiores indican el nivel sonoro al que los sonidos empiezan a resultar molestos. La diferencia entre ambos niveles (definido como rango dinámico auditivo) es más estrecho en las personas con pérdida auditiva que en las que tienen audición normal.

gano de Corti se han perdido o han quedado inservibles. Para estos casos existen algoritmos de ‘reducción’ o ‘compresión’ de frecuencia, ya que lo más habitual es que las regiones muertas sean las que responden a sonidos de alta frecuencia. La estrategia consiste en trasladar la información que debería representarse en la región coclear muerta a zonas que naturalmente tendrían una mayor sensibilidad para los sonidos de una frecuencia menor [12].

En otros casos, las células ciliadas internas han perdido su funcionalidad en una región demasiado extensa como para aplicar algoritmos de reducción de frecuencia y es más conveniente aplicar estimulación electroacústica (EAS, por sus siglas en inglés *electric acoustic stimulation*) [13]. Estos sistemas combinan el funcionamiento de un audífono con el de un implante coclear, aplicando estimulación eléctrica (mediante el implante) para representar las componentes de alta frecuencia de un sonido y la amplificación acústica (mediante el audífono) para las bajas frecuencias.

5.2. Modos de escucha

Una de las opciones disponibles en los audífonos e implantes cocleares comercializados hoy en día es la posibilidad de variar la configuración del audífono. Estos tienen preestablecidos diferentes modos de escucha pensados para diversas situaciones cotidianas como el reconocimiento de habla en entornos silenciosos o ruidosos, escuchar música o hablar por teléfono, etc. Para cada uno de ellos se establecen valores apropiados de parámetros relevantes como la ganancia, la respuesta en frecuencia o la compresión. Según el modelo de dispositivo estos modos de escucha serán manualmente seleccionados por el usuario o activados automáticamente según la señal captada.

Otras versiones más actuales de esta estrategia no se limitan a unos cuantos modos de escucha, sino que optimizan su configuración para cada situación de escucha particular. Los lugares visitados con frecuencia por estos usuarios son geoetiquetados y asociados a las configuraciones creadas para los mismos, activándose automáticamente al volver a ellos [14].

5.3. Estrategias de reducción de ruido

Una de las quejas más frecuentes de los usuarios de audífonos e implantes cocleares es la dificultad para seguir conversaciones en ambientes ruidosos, lo que, por ejemplo, les dificulta trabajar en sitios concurridos o socializar en entornos tan cotidianos como una cafetería.

Las personas hipoacúsicas tienen deteriorada la capacidad de reconocer y entender el habla cuando esta se presenta a la vez que otras señales que la enmasca-

ran, ya sean estas otras personas hablando u otros tipos de ruido. El beneficio que obtienen de elementos como la separación espacial entre la señal y la máscara o de las pausas presentes en los sonidos enmascarantes es menor que el que obtienen las personas normoyentes. Además, y de forma destacada, la información binaural se distorsiona cuando el sonido se procesa a través de compresores u otras estrategias de procesamiento de sonido que funcionan de manera independiente en cada uno de los dos oídos.

Una solución a este problema podría estar en una de las partes fundamentales del funcionamiento de las prótesis auditivas: las estrategias de procesamiento. Estas estrategias determinan el funcionamiento de cada procesador de sonido para decidir cómo se amplificará el sonido recibido (en el caso de los audífonos) o la forma en la que el sonido se codifica en un patrón de impulsos eléctricos (en el caso de los implantes cocleares). Existen numerosas estrategias para diseñar estos procesamientos de manera que mejoren el reconocimiento del habla. Algunas están ideadas para funcionar con un solo micrófono y otras para hacerlo con varios micrófonos.

5.3.1. Soluciones de micrófono único

Las estrategias de reducción de ruido de un solo micrófono se basan en detectar y aprovechar diferencias entre las características acústicas de la señal y del ruido que los procesadores son capaces de utilizar para amplificar la señal de interés y atenuar el ruido.

Cuando los espectros de señal y máscara no coinciden, se puede mejorar la SNR mediante el filtrado en frecuencias de la información captada. Frente al ruido del tráfico (que es de baja frecuencia), por ejemplo, bastaría con aplicar un filtro de paso alto para que, mediante la reducción de la intensidad de la información a frecuencias bajas, se atenuara el ruido, obteniendo una mejor SNR. Desgraciadamente, son escasas las situaciones de escucha donde el ruido es fácilmente separable de la señal mediante un simple filtro.

Otras estrategias basan su funcionamiento en la detección de cambios en la modulación. Como el habla se caracteriza por tener modulaciones de amplitud de alrededor de 4 Hz, estos procesadores analizan, por bandas de frecuencia y de forma continua, el espectro de la señal captada. Si se detecta que una banda está dominada por modulaciones típicas del habla, esta será amplificada; de lo contrario, en ese canal se aplicará poca o ninguna amplificación. Estas estrategias son bastante eficaces frente a ruidos estacionarios. Sin embargo, a menudo el sonido enmascarante también es habla, por lo que el espectro de modulación de la señal y del ruido se solapan en gran medida. Así ocurre, por ejemplo, en

una cafetería, donde el ruido que dificulta entender la conversación con un hablante es, en realidad, otras personas hablando simultáneamente en mesas cercanas. En estos casos se conseguirá poco o ningún beneficio sobre la SNR a través del análisis de la modulación [15].

Otra solución de micrófono único, presente en algunos dispositivos actuales, consiste en detectar las pausas propias del habla y con ellas estimar qué parte de la señal captada es la de interés, sustrayendo el resto. La estimación de la señal (y del ruido) se realiza constantemente para adaptar el sistema a los cambios acústicos del ambiente. Las estrategias más recientes incluyen métodos de aprendizaje automático profundo (o *deep learning*) para perfeccionar estos cálculos [16].

5.3.2. Soluciones de varios micrófonos

Existen, por otro lado, estrategias de procesamiento basadas en la disponibilidad de información captada por más de un micrófono. Algunas de ellas parten de la suposición de que, de forma habitual, las fuentes de señal y ruido estarán en posiciones espaciales distintas y buscan crear patrones de direccionalidad que amplifiquen la señal proveniente de una determinada dirección mientras atenúan el resto (Figura 6) [17].

Dos micrófonos son suficientes para crear algunos de estos patrones de direccionalidad. En el caso más básico, un micrófono estará enfocado hacia el hemisferio trasero de la cabeza, mientras que el otro lo estará hacia el delantero. Como, normalmente, nos situamos frente a la persona con la que estamos conversando y miramos hacia ella, la señal que será entregada al usuario de la prótesis auditiva será la amplificación del resultado de sustraer la ‘señal trasera’ a la ‘señal delantera’, mejorando así la representación de todo lo que emita sonido delante del oyente.

Estas estrategias, conocidas como *beamformers*, alcanzan grados de complejidad mucho mayores, utilizando múltiples micrófonos para crear patrones de direccio-

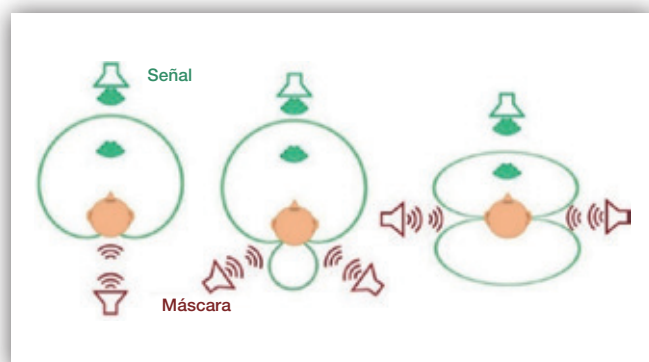


Figura 6. Algunos de los patrones de direccionalidad que los ‘beamformers’ pueden lograr y las configuraciones espaciales de señal y ruido para las que serían apropiados.

nalidad más complejos y definidos, incluso conectando la información obtenida en los micrófonos de diferentes oídos [18], o incluyendo algoritmos para adaptar la dirección del patrón en entornos cambiantes según diversos factores como las propiedades de la señal captada en cada localización, la dirección hacia donde el oyente dirige la mirada, etc.

5.3.3. Soluciones binaurales frente a las monaurales

Las soluciones de micrófono múltiple pueden aplicarse en un único dispositivo, siempre que este disponga de varios micrófonos. De esta forma, puede facilitarse la inteligibilidad del habla a las personas que utilizan un único audífono o implante coclear. Se trata, por tanto, de soluciones monaurales.

El desarrollo de tecnología capaz de intercambiar información entre los dispositivos de manera inalámbrica ha propiciado el desarrollo de vías de investigación que buscan relacionar el funcionamiento de los procesadores de sonido presentes en cada uno de los oídos. En estos casos, el funcionamiento de cada uno de los procesadores dependerá de la información captada por todos los micrófonos disponibles en las prótesis auditivas de ambos oídos. Estos enfoques, en los que los procesadores de los dos dispositivos dejarán de funcionar de manera independiente para funcionar de forma vinculada o acoplada, se denominan estrategias binaurales de procesamiento.

En el caso de los audífonos, la versión más básica de esta idea consiste en vincular los dispositivos de ambos lados para que apliquen una misma ganancia (amplificación); de hecho, para que apliquen la menor de las ganancias que cada uno de los dos audífonos aplicaría si funcionasen de forma independiente [19]. Diferentes estudios demuestran que esta estrategia, frente a dos audífonos funcionando de manera independiente, aumenta el reconocimiento del habla en condiciones de ruido fluctuante. También se han encontrado beneficios en la localización del sonido y la naturalidad del sonido entregado.

Pero existen más aplicaciones a la posibilidad de acoplar el funcionamiento de ambos procesadores o de combinar las señales captadas en ambos oídos. A continuación, se describen dos de las ideadas en el Laboratorio de Audición Computacional y Psicoacústica de la Universidad de Salamanca: la estrategia MOC y el algoritmo de cancelación contralateral.

6. La estrategia MOC

La estrategia MOC se enmarca dentro de las estrategias de procesamiento binaurales para mejorar el rendimiento de las prótesis auditivas. Su funcionamiento se inspira en los efectos del MOCR contralateral.

Tal y como se ha descrito anteriormente, en el oído humano, una zona concreta de la cóclea no tiene siempre el mismo comportamiento. Su sensibilidad varía constantemente según el estado de activación de las fibras eferentes del haz MOC. Este haz eferente puede accionarse de forma refleja por sonidos ipsilaterales y contralaterales, actuando sobre las células ciliadas externas y modulando así la ganancia del amplificador coclear.

La activación de este reflejo reduce la respuesta del nervio auditivo frente a tonos puros en silencio, mientras que descomprime (realza) la respuesta del mismo a tonos puros en presencia de ruido de fondo y con ello consigue restaurar el rango dinámico de las fibras del nervio auditivo en ambientes ruidosos a sus valores en silencio. Es decir, la activación de los eferentes MOC, mediante la reducción de la sensibilidad del nervio auditivo, logra aproximar los rangos auditivos de este escuchando en ruido y en silencio (Figura 7) [20].

Este mecanismo podría facilitar la codificación neuronal de la intensidad y la detección de cambios de intensidad, así como la codificación neuronal y la inteligibilidad del habla en entornos ruidosos [2]. El MOCR se activa con niveles sonoros relativamente bajos y el tiempo necesario para activarlo completamente es 300 ms [21], por lo que probablemente se encuentra activo durante gran parte de la escucha cotidiana de una persona con audición sana.

Las personas que padecen hipoacusia neurosensorial a menudo sufren de un déficit total o parcial de las células ci-

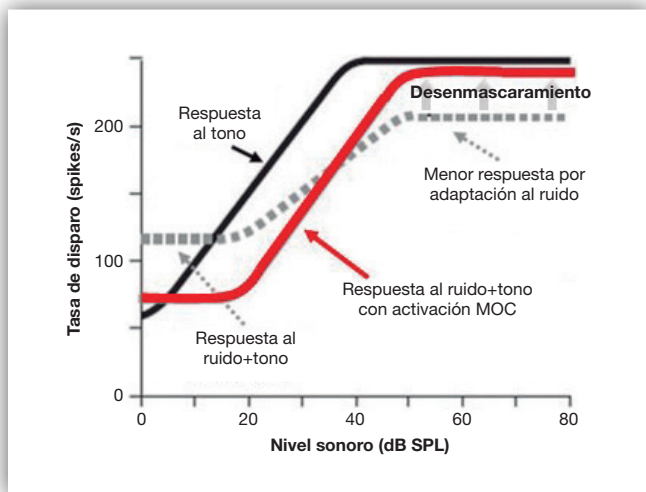


Figura 7. Las diferentes líneas muestran el efecto de la activación de los eferentes MOC en la tasa de disparo de las neuronas auditivas cuando el estímulo es un tono puro (negra y continua), cuando el estímulo es un tono puro inmerso en ruido y el MOCR no está activo (gris y discontinua), y cuando el estímulo es un tono puro en presencia de ruido, pero el MOCR está activo (roja y continua). Obsérvese como la activación del MOCR en presencia de ruido aproxima el rango dinámico de las neuronas auditivas a la situación en la que el estímulo es solo un tono puro. Figura adaptada de [20].

liadas externas involucradas en este mecanismo, o de alguna clase de disfunción de las mismas, lo que les impide beneficiarse de los efectos desenmascarantes que aporta el MOCR. Estos efectos no se recuperan con el uso de las actuales prótesis auditivas, cuyos parámetros, a lo sumo, se adaptan a la señal captada únicamente en uno de los oídos.

Intentando paliar este déficit, la estrategia MOC ha sido diseñada para reproducir los efectos del MOCR a través del funcionamiento combinado de los procesadores de sonido presentes en ambos oídos. Esta estrategia, pensada tanto para audífonos como para implantes cocleares, propone acoplar dinámicamente la compresión de ambos oídos emulando el papel modulador que el sistema eferente tiene sobre la mecánica coclear [22]. Para ello, al funcionamiento típico de audífonos e implantes se añade un control contralateral de la compresión que acopla entre sí el funcionamiento de los dos procesadores de sonidos, generando señales dinámicas de control que son enviadas al procesador opuesto para modular sus respuestas. Así, en cada oído se entrega un patrón de estimulación (eléctrica en implantes cocleares y acústica en audífonos), ajustado según el sonido detectado por micrófonos presentes en ambos oídos [23].

La Figura 8 muestra un esquema del funcionamiento de la estrategia MOC en implantes cocleares. La com-

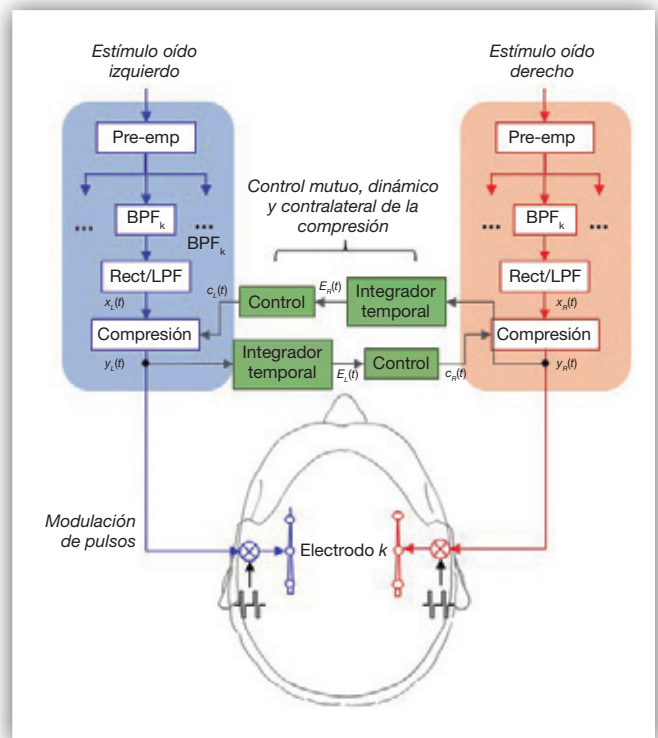


Figura 8. Diagrama del funcionamiento de la estrategia MOC en implantes cocleares. En azul y naranja, se ilustra el esquema típico del procesamiento de sonidos de un implante coclear. En verde el control contralateral que cada implante aplica sobre el procesador de sonido del oído contrario. Figura adaptada de [23].

presión de cada canal de frecuencia del procesador derecho depende del nivel de salida ponderado en el tiempo de cada canal de frecuencia correspondiente en el procesador izquierdo, y viceversa. De esta manera, la estrategia MOC puede disminuir la compresión aplicada en cada canal, linealizando la respuesta del procesador.

Además, el intercambio de información entre los procesadores de cada oído necesario para llevar a cabo la estrategia es relativamente pequeño, algo imprescindible para que la estrategia pueda ser implementada en dispositivos comerciales.

6.1. Resultados experimentales

La estrategia MOC ha sido ampliamente evaluada en usuarios de implantes cocleares. Se ha encontrado que mejora de forma importante la inteligibilidad del habla en ruido [24] (Figura 9) sin alterar (o incluso mejorando ligeramente) la localización de sonidos [25], incluso cuando se combina con implantes cocleares ya existentes en el mercado [26]. Actualmente, se está desarrollando y evaluando una versión de la estrategia para audífonos [27].

Las prótesis auditivas cuyos procesadores funcionan según la estrategia MOC consiguen mejorar la relación señal ruido con la que el estímulo es entregado al usuario, además de realzar las diferencias interaurales de in-

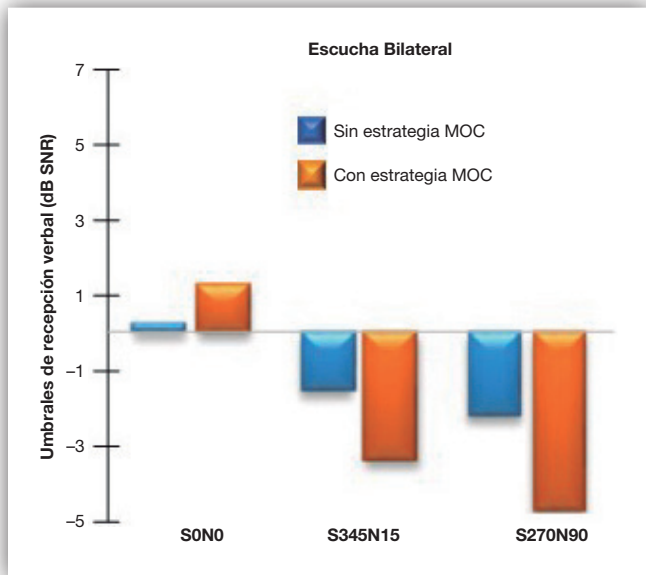


Figura 9. Umbral de recepción verbal (URV) en ruido escuchando con dos implantes cocleares cuando estos funcionan con la estrategia MOC (naranja) y cuando no (azul) en diferentes configuraciones espaciales de la señal (S) y el ruido (N). En la notación S_xN_y , los valores numéricos de x e y indican las posiciones azimutales de la señal y del ruido, respectivamente. El URV es la SNR a la que el oyente reconoce el 50% de las frases que se le presentan. Por tanto, los valores más pequeños del URV obtenidos con la estrategia MOC indican que con esta estrategia, el oyente tolera mayores niveles de ruido manteniendo una misma inteligibilidad. Figura adaptada de [28].

tensidad y mejorar el contraste espectral y las modulaciones de amplitud en cada canal de frecuencia. Los resultados experimentales demuestran que con ello se mejora la inteligibilidad en ruido, consiguiendo restituir, hasta cierto punto, el desenmascaramiento espacial y la localización de fuentes sonoras [28].

7. Cancelación contralateral

Otra de las ideas desarrolladas por el Laboratorio de Audición Computacional y Psicoacústica de la Universidad de Salamanca tiene como punto de partida el hecho de que, en situaciones de escucha reales, las fuentes que generan la señal y el ruido se encuentran habitualmente en lados distintos del hablante. Como se ha explicado anteriormente, en estas situaciones, a menudo existirá un mejor oído: aquel que está más cerca de la señal. La estrategia de cancelación contralateral propone aumentar la SNR en el mejor oído atenuando las fuentes de sonido ubicadas en el hemisferio contrario (Figura 10) [29].

Para conseguirlo, el algoritmo propuesto resta al sonido recogido en cada oído el sonido recogido en el oído contrario ponderado adecuadamente. La ponderación está determinada por parámetros calculados a partir de funciones de transferencia acústica de la cabeza (HRTF, por sus siglas en inglés *head-related transfer function*), funciones que establecen la relación entre la ubicación de una fuente sonora y el espectro con el que el sonido llega a cada uno de los tímpanos. Así, gracias a la adecuada selección de estos parámetros es posible obtener diferentes patrones de direccionalidad, que harán al algoritmo más o menos útil según la localización de las fuentes de ruido.

La eficiencia del algoritmo ha sido explorada, tanto técnica como experimentalmente. Los resultados expe-

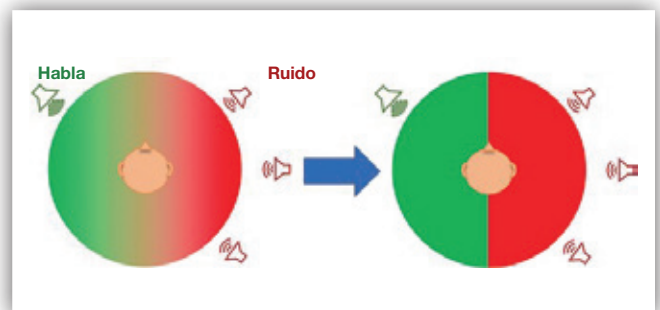


Figura 10. Esquematación del propósito del algoritmo de cancelación del campo contralateral. La ilustración de la izquierda muestra la situación previa a la aplicación del algoritmo: a cada oído llegan señales con contenido de lo emitido desde el hemisferio izquierdo (verde) y desde el hemisferio derecho (rojo). Después de aplicar el algoritmo (ilustración derecha) la señal que llega a cada oído tiene menos representación de lo que se emite desde el hemisferio contrario, ya que la señal contralateral ha sido atenuada.

rimentales han demostrado que el algoritmo, funcionando de manera independiente en personas normoyentes sin prótesis auditivas, mejora la inteligibilidad en ruido de manera significativa en las localizaciones esperadas según el análisis técnico (Figura 11) sin deteriorar la localización espacial [29]. Actualmente, se están extendiendo estas evaluaciones al funcionamiento del algoritmo en combinación con audífonos en personas con hipoacusia.

En cuanto a la evaluación técnica, se han obtenido resultados interesantes por la similitud de los beneficios proporcionados por el algoritmo con el desenmascaramiento que se consigue escuchando binauralmente cuando no hay pérdida auditiva (Figura 12) [29]. Esto sugiere que el cerebro podría procesar los sonidos que recibe a través de ambos oídos de una forma semejante a cómo lo hace el algoritmo y, por lo tanto, que podríamos utilizar este algoritmo, combinado con audífonos o implantes cocleares, para tratar de recuperar los beneficios desenmascarantes existentes en la audición binaural sana.

Una de las fortalezas de este algoritmo reside en su capacidad para mejorar la SNR y, por tanto, la inteligibilidad del habla en ambientes ruidosos, sin necesidad de disponer de información previa sobre el tipo de ruido, su espectro, o la ubicación de la(s) fuente(s) que lo generan, más allá, por supuesto, de suponer que están al lado contrario de la fuente de la señal y del oído más cercano a esta. Esta propiedad, junto con el hecho de que pueda implementarse inmediatamente después del micrófono de la prótesis, le otorga a este algoritmo una mayor aplicabilidad frente a otras estrategias de reducción de ruido. Además, la posibilidad de variar las ponderaciones utili-

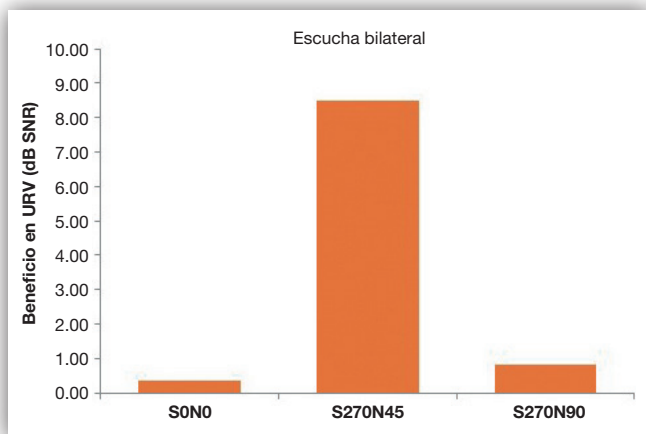


Figura 11. Beneficio promedio en los umbrales de recepción verbal (URV) en ruido de personas normoyentes, en escucha bilateral y para diferentes localizaciones espaciales de señal y máscara. En la notación S_xN_y , los valores numéricos de x e y indican las posiciones azimutales de la señal y del ruido, respectivamente. Las posiciones espaciales elegidas son representativas de aquellas en las que, según simulaciones, el beneficio debería ser nulo (SON0), grande (S270N45), y medio/bajo (S270N90).

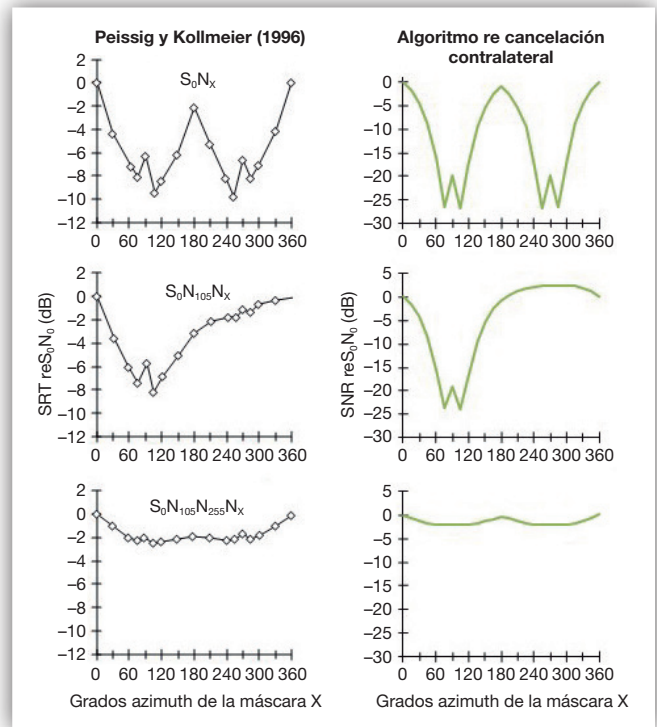


Figura 12. Comparación de los resultados experimentales de Peissig y Kollmeier (izquierda) sobre el desenmascaramiento espacial propio de la audición sana en escucha binaural con la variación en la SNR producida por el algoritmo de cancelación contralateral. Los valores de x e y en la notación S_xN_y indican la ubicación la señal y la máscara en el plano azimutal. Véase [29] para más detalles. Figura adaptada de [29].

zando las HRTFs aporta una gran versatilidad a la hora de decidir qué partes del campo acústico se amplificarán y cuales se atenuarán.

8. Conclusiones

Los seres humanos, gracias a tener dos oídos, tenemos acceso a pistas binaurales que nuestro cerebro aprovecha para localizar las fuentes sonoras y comprender el habla en ambientes ruidosos. Las personas con pérdida auditiva con frecuencia ven deteriorada la disponibilidad de estas pistas y el uso de prótesis auditivas, lejos de restituirlas, las deteriora aún más, acentuando el problema.

Son muchas las investigaciones que se están haciendo para que audífonos e implantes cocleares proporcionen una mejor audición binaural. Los abordajes son diversos. En el Laboratorio de Audición Computacional y Psicoacústica de la Universidad de Salamanca se desarrollan estrategias inspiradas en el funcionamiento del oído sano. Las dos estrategias descritas en este artículo (la estrategia MOC y el algoritmo de cancelación contralateral) resultan prometedoras, ya que pueden mejorar la

inteligibilidad del habla en ambiente ruidoso sin alterar significativamente la localización de las fuentes sonoras.

No obstante, aún queda mucho por hacer para conseguir que las personas con pérdida de audición tengan una audición binaural normal.

Agradecimientos

Trabajo financiado por MED-EL GmbH (Innsbruck, Austria), el Ministerio de Ciencia e Innovación (ref. PID2019-108985GB-I00), y el Fondo Europeo de Desarrollo Regional.

Referencias

- [1] Diedesch, Anna & Gallun, Frederick & Stecker, G Christopher. (2017). Effects of clinical hearing aid settings on sound localization cues. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 141. 3638-3638. 10.1121/1.4987847.
- [2] Lopez-Poveda, E. A. (2018). Olivocochlear Efferents in Animals and Humans: From Anatomy to Clinical Relevance. *Frontiers in Neurology*, 9, 197.
- [3] Avan P, Giraudet F, Büki B: Importance of Binaural Hearing. *Audiol Neurotol* 2015;20(suppl 1):3-6.
- [4] Lopez-Poveda, EA, and Meddis, R. (1996). A physical model of sound diffraction and reflections in the human concha. *J. Acoust. Soc. Am.* 100(5): 3248-3259.
- [5] Dubno JR, Ahlstrom JB, Horwitz AR. Binaural advantage for younger and older adults with normal hearing. *J Speech Lang Hear Res.* 2008 Apr;51(2):539-56.
- [6] Marrufo-Pérez MI, Araquistain-Serrat L, Eustaquio-Martín A, Lopez-Poveda EA. (2021). On the importance of interaural noise coherence and the medial olivocochlear reflex for binaural unmasking in free-field listening. *Hear Res.* 405:108246.
- [7] Kates, J. M. (2005). Principles of Digital Dynamic-Range Compression. *Trends in Amplification*, 9(2), 45-76.
- [8] Wilson, B., Finley, C., Lawson, D. et al. (1991). Better speech recognition with cochlear implants. *Nature* 352, 236-238.
- [9] Denk, F., Ewert, S.D. & Kollmeier, B. (2019). On the limitations of sound localization with hearing devices. *The Journal of the Acoustical Society of America* 146, 1732-1744.
- [10] Kollmeier B, Kiessling J. (2018). Functionality of hearing aids: state-of-the-art and future model-based solutions. *Int J Audiol.* Jun;57(sup3):S3-S28.
- [11] McCreery, R.W., Venediktov, R.A., Coleman, J.J. & Leech, H.M. 2012. An evidence-based systematic review of amplitude compression in hearing aids for school-age children with hearing loss. *Am J Audiol*, 21, 269-294.
- [12] Kluk, K. & Moore, B.C. 2006. Dead regions in the cochlea and enhancement of frequency discrimination: Effects of audiogram slope, unilateral versus bilateral loss, and hearing-aid use. *Hear Res*, 222, 1-15.
- [13] von Ilberg, C.A., Baumann, U., Kiefer, J., Tillein, J. & Adunka, O.F. 2011. Electric-acoustic stimulation of the auditory system: A review of the first decade. *Audiol Neurotol*, 16, 1-30.
- [14] Dittberner A.B. et al. (2014). A location learning hearing aid. Patente EP2884766A1.
- [15] McCreery, R.W., Venediktov, R.A., Coleman, J.J. & Leech, H.M. 2012. An evidence-based systematic review of directional microphones and digital noise reduction hearing aids in school-age children with hearing loss. *Am J Audiol*, 21, 295-312.
- [16] D. Wang. Deep learning reinvents the hearing aid. 2017. *IEEE Spectrum*, vol. 54, no. 3, pp. 32-37.
- [17] Beck, D.L. & Schum, D.J. 2006. Directional Hearing aids: Concepts and overview (2005). *Hear J*, 59: 40-47.
- [18] Kreikemeier, S., Margolf-Hackl, S., Raether, J., Fichtl, E. & Kiessling, J. 2013. Comparison of different directional microphone technologies for hearing aid users with moderate to severe hearing loss. *Hear Rev*, 20, 44-45.
- [19] Wiggins, I. M., Seeber, B. U. (2013). Linking dynamic-range compression across the ears can improve speech intelligibility in spatially separated noise. *Journal of the Acoustical Society of America*, 133(2), 1004-1016.
- [20] Guinan Jr, J. J. (2006). Olivocochlear efferents: anatomy, physiology, function, and the measurement of efferent effects in humans. *Ear and Hearing*, 27(6), 589-607.
- [21] Backus, B. C., Guinan Jr, J. J. (2006). Time-course of the human medial olivocochlear reflex. *Journal of the Acoustical Society of America*, 119(5), 2889-2904.
- [22] Lopez-Poveda, E. A. (2014). Sound enhancement for cochlear implants. Patente WO2015169649A1.
- [23] Lopez-Poveda, E. A., Eustaquio-Martín, A., Stohl, J. S., Wolford, R. D., Schatzer, R., Wilson, B. S.

- (2016b). A binaural cochlear implant sound coding strategy inspired by the contralateral medial olivocochlear reflex. *Ear and Hearing*, 37(3), e138.
- [24] Lopez-Poveda, E. A., Eustaquio-Martín, A. (2018). Objective speech transmission improvements with a binaural cochlear implant sound-coding strategy inspired by the contralateral medial olivocochlear reflex. *Journal of the Acoustical Society of America*, 143(4), 2217-2231.
- [25] Lopez-Poveda, E. A., Eustaquio-Martín, A., Fumero M.J., Stohl, J. S., R. D., Schatzer, Nopp Peter, Robert D. Wolford, Gorospe J. M., Pôlo Rubén, Gutiérrez Revilla, Wilson, B. S. (2019). Lateralization of virtual sound sources with a binaural cochlear-implant sound coding strategy inspired by the medial olivocochlear reflex. *Hearing Research*, 409, 108320.
- [26] Fumero M.J. (2020). Multifaceted evaluation of a binaural cochlear-implant sound processing strategy inspired by the medial olivocochlear reflex. Doctoral Thesis.
- [27] Hernandez-Martin, A. (2020). Un audífono binaural inspirado en el reflejo olivococlear medial contralateral. Tesis doctoral.
- [28] Lopez-Poveda, E. A. (2017). *The Hearing Journal*. 70(7):12,13.
- [29] Lopez-Poveda, E. A., Eustaquio-Martín, A., San-Victoriano F. M. (2021). Binaural (pre)processing for contralateral sound field attenuation and improved speech-in-noise recognition. *bioRxiv* 2021.01.22.427757.

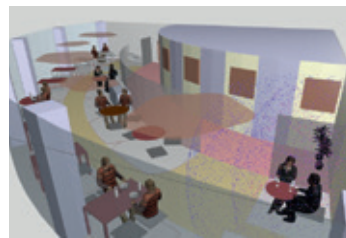
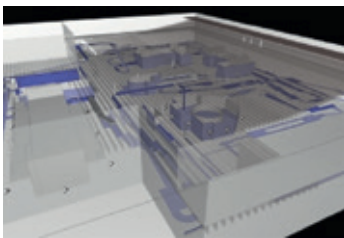
Índice de anunciantes

	Pág.
Decustik	2
Datakustik	15
Acousticware	29
Brüel & Kjaer	38-39
Audiotec	48
Saint-Gobain Isover	58
Cesva Instruments	68-70
Sto	74
AAC Centro de Acústica Aplicada	79

Predicción de sonido en recintos interiores



CadnaR es una potente herramienta de software para el cálculo y la evaluación del sonido en recintos interiores y lugares de trabajo. Gracias a sus diversas características y configuraciones de software, CadnaR cubre un amplio espectro de aplicaciones de acústica en interiores: desde la planificación específica de medidas para la reducción del nivel de ruido en plantas de producción hasta la optimización de salas en función de sus parámetros psico-acústicos.



Evaluación de recintos industriales

CadnaR le permite modelar y calibrar maquinaria, calcular y evaluar el ruido en el puesto de trabajo y evaluar medidas para la mejora acústica de la situación original.

Oficinas abiertas

CadnaR le permite crear o importar de forma sencilla sus modelos de oficina, asignar las propiedades acústicas y evaluar la efectividad de las soluciones propuestas, obteniendo el equilibrio adecuado entre el coste y el beneficio.

Recintos públicos y restaurantes

CadnaR calcula el nivel de ruido e inteligibilidad en el interior cualquier sala de uso público para comprobar si la acústica es idónea para disfrutar de una estancia agradable o si son necesarias medidas adicionales, tales como materiales absorbentes, pantallas o música de fondo con el fin de mejorarla.

Salas multiusos

Utilice **CadnaR** para averiguar qué medidas acústicas provisionales o permanentes son necesarias para garantizar que los conciertos de música clásica, conferencias, eventos deportivos ruidosos, conciertos de rock o congresos, cumplan con los requisitos acústicos.

