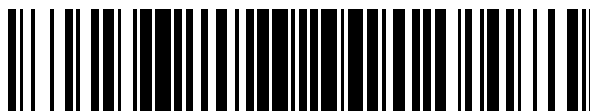


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 660 891**

51 Int. Cl.:

A61N 1/36 (2006.01)

A61N 1/05 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **26.08.2013** **PCT/US2013/056559**

87 Fecha y número de publicación internacional: **06.03.2014** **WO14035854**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.08.2013** **E 13832143 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.12.2017** **EP 2887997**

54 Título: **Reducción de sonidos transitorios en implantes auditivos**

30 Prioridad:

27.08.2012 US 201261693356 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

26.03.2018

73 Titular/es:

**MED-EL ELEKTROMEDIZINISCHE GERAETE
GMBH (100.0%)
Fuerstenweg 77
6020 Innsbruck, AT**

72 Inventor/es:

**FRÜHAUF, FLORIAN y
ASCHBACHER, ERNST**

74 Agente/Representante:

ARAUJO EDO, Mario

ES 2 660 891 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Reducción de sonidos transitorios en implantes auditivos

5 CAMPO DE LA INVENCION

La presente invención está relacionada con sistemas de implantes auditivos tales como implantes cocleares y específicamente con el procesamiento de señales empleado en ellos.

10 TÉCNICA ANTERIOR

Un oído normal transmite sonidos tal y como se muestra en la figura 1 a través del oído exterior 101 a la membrana timpánica (tímpano) 102, lo que provoca un movimiento de los huesos del oído medio 103 (martillo, yunque y estribo) que hacen vibrar los orificios de la ventana oval y de la ventana redonda de la cóclea 104. La cóclea 104 es un conducto estrecho y alargado envuelto en espiral en vertical por aproximadamente dos giros y medio alrededor de su eje. Incluye un canal superior conocido como rampa vestibular y un canal inferior conocido como rampa timpánica que están conectados por el conducto coclear. La cóclea 104 forma un cono que sobresale en espiral en vertical con un centro llamado modiolos en donde residen las células de los ganglios espirales del nervio auditivo 113. En respuesta a sonidos recibidos transmitidos por el oído medio 103, la cóclea 104, que está repleta de fluido, funciona como transductor para generar pulsos eléctricos que son transmitidos al nervio auditivo 113 y en último lugar al cerebro.

Se producen problemas de audición cuando hay problemas en la capacidad de transducir sonidos externos a potenciales de acción significativos a lo largo del substrato nervioso de la cóclea 104. Para mejorar capacidades de audición problemáticas se han desarrollado prótesis auditivas. Por ejemplo cuando los problemas auditivos están relacionados con el funcionamiento del oído medio 103 puede utilizarse un audífono convencional para proporcionar estimulación acústico-mecánica al sistema auditivo en forma de sonido amplificado. Cuando los problemas auditivos están asociados a la cóclea 104 un implante coclear con electrodos de estimulación implantados puede estimular eléctricamente tejido nervioso auditivo con pequeñas corrientes eléctricas proporcionadas por múltiples contactos de electrodo distribuidos a lo largo de electrodo.

La figura 1 muestra también algunos componentes de un sistema de implante coclear convencional que incluye un micrófono externo que proporciona una señal auditiva de entrada a un procesador de señales externos 111 en el que pueden implementarse diferentes programas de procesamiento de señales. La señal procesada es entonces convertida a un formato de datos digital tal como una secuencia de marcos de datos para ser transmitida al implante 108. Además de recibir la información auditiva procesada, el implante 108 también lleva a cabo procesamiento de señales adicional tal como corrección de errores, formación de pulsos, etc., y produce un patrón de estimulación (basado en la información auditiva extraída) que se envía a través del cable de electrodo 109 a un sistema de electrodos implantado 110. Normalmente dicho sistema de electrodos 110 incluye múltiples electrodos en su superficie que proporcionan estimulación selectiva a la cóclea 104.

Hoy en día, en los implantes cocleares, un número relativamente pequeño de electrodos están cada uno de ellos asociados con bandas de frecuencia relativamente amplias y cada electrodo está dirigido a un grupo de neuronas mediante un pulso de estimulación cuya carga se deriva de la amplitud instantánea del envolvente dentro de dicha banda de frecuencia. En algunas estrategias de codificación los pulsos de estimulación se aplican con una frecuencia constante en todos los electrodos, mientras que en otras estrategias de codificación los pulsos de estimulación se aplican a frecuencias específicas de cada electrodo.

Para producir las señales eléctricas de estimulación pueden implementarse diferentes modalidades de procesamiento de señal. Entre las maneras de procesar señales que son ampliamente conocidas en el sector de los implantes cocleares se incluyen el procesamiento digital de señales de muestreo continuo intercalado ("continuous interleaved sampling", CIS), el procesamiento digital de señales de muestreo de secuencias específicas de canal ("channel specific sampling sequences", CSSS) (tal y como se describe en la patente de Estados Unidos número 6,348,070), procesamiento digital de señales de pico espectral ("spectral peak", SPEAK) y procesamiento de señal comprimido analógico ("compressed analog", CA). Por ejemplo, en la modalidad CIS, el procesamiento de señales para el procesador de voz incluye los siguientes pasos:

- (1) división del rango de frecuencias auditivas en bandas espectrales mediante un banco de filtros,
- (2) detección de envolventes de cada señal de salida de filtro,
- (3) compresión no lineal instantánea de la señal envolvente ("ley de mapeo").

Según la organización tonotópica de la cóclea, cada electrodo de estimulación de la rampa timpánica está asociado con un filtro de paso de banda del banco de filtros externo. Para la estimulación se aplican pulsos de corriente bifásicos simétricos. Las amplitudes de los pulsos de estimulación se obtienen directamente de las señales de envolvente comprimidas. Estas señales se muestrean secuencialmente y los pulsos de estimulación se aplican en

una secuencia estrictamente carente de superposición. Por tanto sólo un canal de estimulación está activo en cada momento y la frecuencia total de estimulación es comparativamente alta, lo cual es una característica habitual de la modalidad CIS. Por ejemplo, asumiendo una frecuencia de estimulación total de 18 kpps y un banco de filtros de 12 canales, la frecuencia de estimulación por canal es de 1,5 kpps. Una frecuencia de estimulación por canal así es normalmente suficiente para una adecuada representación temporal de la señal envolvente. La frecuencia de estimulación total máxima está limitada por la duración de fase mínima por pulso. La duración de fase no puede escogerse arbitrariamente corta ya que cuanto más cortos son los pulsos, más altas deben ser las intensidades para provocar potenciales de acción en las neuronas, y las intensidades de corriente están limitadas por diferentes motivos prácticos. Para una frecuencia de estimulación total de 18 kpps, la duración de fase es de 27 μ s, lo cual está cerca del límite inferior. Cada salida (output) de los filtros de paso de banda CIS puede considerarse aproximadamente como una senoide en la frecuencia central del filtro de paso de banda que es modulado por la señal envolvente. Esto se debe al factor de calidad ($Q \approx 3$) de los filtros. En el caso de un segmento de expresión de voz, esta envolvente es aproximadamente periódica y la frecuencia de repetición es igual a la frecuencia del tono.

En la estrategia CIS existente se usan solamente las señales envolventes para el procesamiento adicional, es decir las señales envolventes contienen toda la información de estimulación. El envolvente se representa para cada canal como una secuencia de pulsos bifásicos a una frecuencia de repetición constante. Un rasgo característico de la CIS es que dicha frecuencia de repetición (normalmente 1,5 kpps) es igual para todos los canales y no hay relación con las frecuencias centrales de los canales individuales. Se pretende que la frecuencia de repetición no sea una marca temporal para el paciente, esto es, debería ser suficientemente alta, de modo que el paciente no perciba tonos con una frecuencia igual a la frecuencia de repetición. La frecuencia de repetición se escoge normalmente a más del doble del ancho de banda de las señales de envolvente (teorema de Nyquist).

Otra estrategia de estimulación para implantes cocleares que transmite información de estructura temporal fina es la estrategia de procesamiento de estructura fina ("fine structure processing", FSP) de Med-El. Se rastrean los pasos por cero de las señales temporales filtradas por paso de banda y a cada paso por cero de negativo a positivo se inicia una secuencia de muestreo específica de canal ("channel specific sampling sequence", CSSS). Normalmente las secuencias CSSS se aplican solamente al primero o a los dos primeros de los canales más apicales cubriendo el rango de frecuencias hasta 200 o 330 Hz. El dispositivo FSP se describe con más detalle en Hochmair I, Nopp P, Jolly C, Schmidt M, Schöber H, Garnham C, Anderson I, *MED-EL Cochlear Implants: State of the Art and a Glimpse into the Future*, Trends in Amplification, vol. 10, 201-219, 2006.

La figura 2 muestra los principales bloques funcionales de un equipo de procesamiento de señales típico de sistemas de implantes cocleares ("cochlear implant", CI) existentes en donde señales de paso de banda que contienen información sobre tiempo de estimulación y amplitud son asignados a electrodos de estimulación. El Banco de Filtros Preprocesador 201 preprocesa una señal de audio acústica inicial, por ejemplo control automático de ganancia, reducción de ruido, etc. Cada filtro de paso de banda del Banco de Filtros Preprocesador 201 se asocia a una banda específica de frecuencias auditivas de modo que la señal de audio acústica es filtrada a N señales de paso de banda, B_1 a B_N , donde cada señal corresponde a la banda de frecuencias para uno de los filtros de paso de banda.

Las señales de paso de banda, B_1 a B_N , se introducen en el Generador de Pulsos de Estimulación 202, que extrae información de estimulación específica de cada señal - por ejemplo información de envolvente, información de fase, tiempo de eventos de simulación solicitados, etc. - a un grupo de N señales de eventos de estimulación S_1 a S_N , que representan eventos de estimulación solicitados específicos de electrodo. Por ejemplo, secuencias de muestreo específicas de canal (CSSS) pueden utilizarse tal y como se describe en la patente de Estados Unidos 6,594,525.

El Módulo de Mapa de Pulsos 203 aplica una función de mapa no lineal (típicamente logarítmica) a la amplitud de cada uno de los envolventes de paso de banda. Dicha función de mapa suele adaptarse a las necesidades del usuario individual del CI durante el encaje del implante para así conseguir un incremento de volumen natural. Esto puede ser en la forma específica de funciones aplicadas a cada señal de evento de estimulación solicitada S_1 a S_N , que reflejan características perceptuales específicas del paciente para producir un grupo de señales de estimulación de electrodo A_1 a A_M , que proporcionan una representación eléctrica óptima de la señal acústica.

El Módulo de Mapa de Pulsos 203 controla las funciones de mapa de volumen. Las amplitudes de los pulsos eléctricos se derivan de los envolventes de las señales de salida de los filtros de paso de banda asignados. Puede aplicarse una función logarítmica con un factor de forma C a las señales de evento de estimulación S_1 a S_N a modo de función de mapa de volumen, que generalmente es idéntica para todos los canales de análisis de paso de banda. En diferentes sistemas pueden usarse diferentes funciones de mapa de volumen específicas distintas a una función logarítmica, aunque se aplique una misma función a todos los canales para producir las señales de estimulación de electrodo A_1 a A_M de salida del Módulo de Mapa de Pulsos 203.

Se consigue una estimulación específica del paciente mediante mapeo individual de amplitudes y definición individual de formas de pulso en el Formador de Pulsos 204 que desarrolla el grupo de señales de estimulación de electrodo A_1 a A_M a un grupo de pulsos de electrodo de salida E_1 a E_M a los electrodos del sistema de electrodos implantado que estimulan el tejido nervioso adyacente.

El ruido de fondo debilita la inteligibilidad de voz de usuarios de audífonos e implantes cocleares. Hernandez et al., *An Assessment Of Everyday Noises And Their Annoyance*, Hearing Review, 2006, 13(7), 16-20, el 33% del ruido de fondo percible está formado por sonidos transitorios tales como golpes de teclado, portazos, ruido de platos, etc., que resultan todos ellos desagradables y reducen el confort auditivo (véase también la patente alemana DE 102005043314). Los algoritmos de reducción de sonidos transitorios en audífonos actuales tales como el AntiShock de Unitron Connect y el SoundSmoothing de Siemens han demostrado proporcionar una mejora en la experiencia auditiva. Véase DiGiovanni et al., *Effects of Transient-Noise Reduction Algorithms on Speech Intelligibility and Ratings of Hearing Aid Users*, American Journal of Audiology, publicado por primera vez el 22 de septiembre de 2011 como doi:10.1044/1059-0889(2011/10-0007). La reducción de sonidos transitorios se busca también en otras aplicaciones. Por ejemplo puede mejorarse la calidad de sonido para los pasajeros de un coche reduciendo el ruido de transitorio de rodadura que se crea cuando los neumáticos golpean una obstrucción. Véase la patente de Estados Unidos 7,725,315. De la misma manera, en equipos de audio de gama alta que producen datos auditivos, el potencial de modificar características de transitorio como golpes de baqueta a un tambor es deseable para satisfacer diferentes preferencias individuales para escuchar música. Véase la patente de Estados Unidos 7,353,169.

En implantes cocleares existentes, la incorporación de un control automático de ganancia ("automatic gain control", AGC) frontal dual mejora el rendimiento cuando se dan transitorios intensos. Ver p.e. Stöbich et al., *Influence of Automatic Gain Control Parameter Settings on Speech Understanding of Cochlear Implant Users Employing the Continuous Interleaved Sampling Strategy*, Ear & Hearing, 1999, 20, 104-116.

Sin embargo el período de la ganancia de AGC es demasiado largo para iniciar una reducción cuando empiezan a darse los transitorios y la cantidad de reducción no es suficiente.

Las señales de transitorio se caracterizan por un envolvente de la señal de sonido con crecimiento rápido y pronunciado. Así, mientras se produce un transitorio, el envolvente toma valores mucho más altos durante un corto intervalo de tiempo. En la patente alemana DE 102005043314, se analizan la pendiente y/o la amplitud del envolvente de la señal de sonido. Si uno de dichos valores o ambos exceden ciertos umbrales, se atenúa la señal de sonido.

En la patente europea EP 1371263 se transforma la señal de sonido en K sub señales en el dominio de la frecuencia. Así, para cada sub señal se calculan dos o tres subíndices que se usan para clasificar la señal de sonido actual en las categorías "ruido estacionario", "ruido casi estacionario", "música y voz deseadas" y "ruido transitorio". Estos subíndices están referidos a cambios de intensidad durante un intervalo de tiempo dado, la frecuencia de modulación y la duración de intensidades de la señal muy similares respectivamente. Según la categoría clasificada, se calcula una función de ganancia que se usa para suprimir sonidos transitorios o para ampliar el SNR en el caso de las categorías clasificadas "ruido estacionario" o "ruido casi estacionario".

En WO 99/53615 un detector de transitorios divide la señal de entrada en al menos dos bandas de frecuencia. En cada una de dichas bandas la derivada y/o la amplitud del envolvente se compara con al menos una función umbral para indicar un transitorio en la banda respectiva. Si se detecta un transitorio en al menos una de las bandas, los coeficientes de un filtro adaptativo son modificados de tal manera que los transitorios en la señal de entrada son reducidos filtrando la señal de entrada retardada con dicho filtro adaptativo determinado. Una vez el detector deja de detectar el transitorio, los coeficientes de filtro vuelven a los valores anteriores a la aparición del transitorio.

En la patente de Estados Unidos 7,353,169, se usa el flujo espectral para determinar indicadores específicos de frecuencia de características de transitorio en equipos de audio de gama alta. Según dichos indicadores, se aplica una modificación de las características de transitorio correspondientes para mejorar la impresión musical. El usuario puede decidir sobre la cantidad, los rangos de frecuencia y el tipo de modificación (supresión o incremento) que prefiera.

La patente de Estados Unidos 7,725,315 describe el uso de modelos de ruidos de rodadura transitorios en base a un libro de códigos ("codebook") o una red neural para atenuar sonidos transitorios.

La patente de Estados Unidos 7,869,994 describe una atenuación de ciertos coeficientes wavelet basándose en un umbral para suprimir sonidos transitorios.

Una posibilidad de reducir características de transitorio en un sistema de implante coclear consiste en usar algoritmos de audífono como los propuestos en US 2005/0209657.

En Stöbich 1999, se propone un AGC frontal dual para reducir características de transitorio.

US 2011/0004274 A1 divulga un sistema y un método para activar electrodos de estimulación en electrodos de implante coclear que comprenden un banco de filtros preprocesador para procesar una señal de audio acústica de entrada para generar señales de paso de banda, cada una de los cuales representa una banda de frecuencias auditivas asociada. Se generan señales de eventos de estimulación en base a una función de ponderación que usa factores de ponderación específicos de canal teniendo en cuenta características específicas del paciente.

US 2012/0004706 A1 describe un dispositivo de estimulación implantable para generar señales de estimulación de electrodo que comprende un banco de filtros preprocesador para procesar una señal de audio acústica de entrada para generar señales de paso de banda, cada una de las cuáles representa una banda de frecuencias auditivas asociada. Se generan señales de evento de estimulación a partir de información sobre la frecuencia de cambio de envolventes de señal tales como una derivada temporal.

En WO 2009/052136 A1, se describe un sistema y un método para activar electrodos en un sistema de electrodos implantado con una señal de estimulación. Para cada característica de una pluralidad de características de señales de sonido definidas, un bloque de definición de estimulación asigna cada electrodo a un grupo de estimulación de entre una pluralidad de grupos de estimulación, cada uno de los cuales tiene una función de amplitud de grupo de estimulación asociada. Un estimulador de electrodo activa cada electrodo a medida que una señal de estimulación varía en base a componentes espectrales de la señal de estimulación.

US 2009/0018614 A1 divulga el procesamiento de una señal de audio acústica con un banco de filtros, en donde cada filtro del banco se asocia con al menos un canal que tiene un electrodo. El banco de filtros incluye un primer filtro de paso de banda que produce una señal de banda ancha $b(T)$. El banco de filtros puede incluir por lo menos un electrodo asociado con uno o más filtros diferentes del primer filtro de paso de banda, donde dichos uno o más filtros producen señales que tienen sólo frecuencias más altas que la señal de ancho de banda $b(T)$.

US 2005/0203589 A1 divulga un método para activar electrodos en un sistema de electrodos multicanal, donde canal se asocia con un electrodo del sistema de electrodos, donde el método comprende seleccionar repetidamente por lo menos dos grupos de canales del sistema de electrodos multicanal, donde por lo menos uno de los grupos seleccionados incluye una pluralidad de canales, seleccionar uno o más canales en cada grupo seleccionado, y activar el electrodo asociado con cada canal seleccionado de tal manera que los canales seleccionados en al menos un grupo seleccionado varíen.

US 2005/0203590 A1 describe un método para activar simultáneamente electrodos de un sistema de electrodos multicanal que tiene una configuración de electrodo monopolar que comprende determinar un potencial deseado para una posición dada relativa al sistema de electrodos, determinar amplitudes de pulsos simultáneos correlacionados según signo asociados a por lo menos dos electrodos del sistema, y activar simultáneamente los al menos dos electrodos en función de las amplitudes determinadas para alcanzar el potencial deseado en la posición dada.

US 2012/0209351 A1 divulga un método de procesamiento de señal para un implante auditivo que incluye al menos un electrodo, donde cada electrodo está asociado a una secuencia de muestreo específica de canal. Una señal de audio acústica es procesada para generar para cada electrodo una señal de paso de banda que representa una banda asociada de frecuencia auditiva. Para cada electrodo, se determina una señal de secuencia como función de la señal de paso de banda asociada y secuencias de muestreo específicas de canal del electrodo. Se determina un envolvente de cada señal de paso de banda.

En US 7 953 490 B1 se describe una estrategia de procesamiento de implante coclear para incrementar la claridad verbal y para proporcionar un mayor rendimiento temporal. La estrategia determina la componente de potencia espectral dentro de canal y selecciona o deselecciona dinámicamente los canales a través de los cuales un pulso de estimulación es proporcionado como función de si la potencia espectral del canal es alta o baja. Una vez se ha hecho la selección de los canales a estimular, el sistema puede decidir que se estimulen sólo dichos canales y se retire la estimulación de los otros canales. De esta manera los canales que se presentan al paciente son más reducidos en número y contienen más información temporal.

US 8 065 016 B2 describió un método para generar estímulos eléctricos mediante una prótesis auditiva que incluye un conjunto de dispositivos de estimulación en respuesta a una señal acústica entrante. El método incluye determinar dispositivos de estimulación a activar dentro del conjunto y tiempos de activación para dichos electrodos; y aplicar un ajuste temporal a los tiempos de activación de tal manera que la activación de los electrodos que representan componentes de amplitud más baja de la señal se retrase en relación a la activación de un dispositivo próximo que representa una componente de amplitud más alta de la señal.

US 7 435 228 B2 divulga un método para medir con precisión pérdida auditiva que incluye los pasos de seleccionar una serie de tonos auditivos dentro del rango normal de audición y medir una sensibilidad relativa de un sujeto de prueba respecto a la capacidad de oír cada uno de los tonos auditivos que es exclusivo de los efectos del tinnitus. La sensibilidad relativa del sujeto de prueba para oír los tonos puede medirse determinando para cada tono una intensidad necesaria para el sujeto de prueba para oír los tonos a un nivel de volumen subjetivamente igual que se selecciona de tal manera que exceda un nivel de ruido percibido atribuible al tinnitus para el sujeto de prueba.

US 2010/0191309 A1 divulga un método para generar señales de estimulación de electrodo para una pluralidad de electrodos de estimulación de un sistema de electrodos implantado. Se procesa una señal de audio acústica con un banco de filtros para generar un grupo de señales de paso de banda, en donde cada señal de paso de banda corresponde a una banda de frecuencias auditivas asociada a uno de los filtros. Una red de supresión lateral se utiliza para realizar un mapeo dado de amplitud dinámico específico de canal de las señales de paso de banda para generar un grupo de señales de paso de banda comprimidas.

DESCRIPCIÓN DE LA INVENCIÓN

La invención está definida en las reivindicaciones adjuntas. Algunos aspectos de la invención conciernen métodos, sistemas y códigos de software para generar señales de estimulación para contactos de electrodo de un sistema de electrodos de un implante coclear. Una señal auditiva de entrada es procesada para generar una pluralidad de señales de canal de paso de banda, cada una de las cuales representa una banda asociada de frecuencias auditivas. De cada señal de canal se extrae un envolvente de canal. La señal auditiva de entrada y los envolventes de canal son procesados para producir envolventes de transitorio reducido en base a lo siguiente: i. determinar para cada envolvente de canal un indicador de transitorio específico de canal normalizado que caracteriza ruido transitorio presente en la señal de canal, ii. determinar un indicador de transitorio combinado como función de los indicadores de transitorio específicos de canal, y iii. aplicar una ganancia específica de canal a los envolventes de canal como función del indicador de transitorio combinado para producir los envolventes de transitorio reducido. Los envolventes de transitorio reducido se usan entonces para generar señales de estimulación de electrodo para los electrodos de contacto.

El indicador de transitorio específico de canal puede estar basado en una proporción de potencia del envolvente de canal y de potencia de la señal auditiva de entrada y/o en un filtraje con paso alto del envolvente de canal. El indicador de transitorio combinado puede estar basado en un producto combinado de indicadores de transitorio específicos de canal, que puede reflejar un subrango de frecuencia limitado de las señales de canal.

Las ganancias específicas de canal pueden estar basadas en una única función de ganancia común, en un filtro aplicado a los envolventes de canal, y/o pueden reflejar una duración de supresión con dependencia de señal. Puede aplicarse un proceso de reducción de ruido estacionario a los envolventes de canal antes de producir los envolventes de transitorio reducido.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La figura 1 muestra la anatomía de un oído humano convencional y los componentes de un sistema de implante coclear.

La figura 2 muestra los bloques principales de procesamiento de señales de un sistema de implante coclear convencional.

La figura 3 muestra diversos bloques funcionales de un dispositivo de procesamiento de señales según una realización de la presente invención.

La figura 4 es un gráfico que muestra un ejemplo de una señal de voz de entrada con dos transitorios de ruido.

La figura 5 muestra los efectos de la reducción de transitorios en el dominio de la frecuencia.

La figura 6 muestra ejemplos de señales de envolvente de canal en procesamiento de transitorios según algunas realizaciones de la presente invención.

La figura 7 muestra diferentes bloques funcionales de un dispositivo de procesamiento de señales según una realización que incluye reducción de ruido estacionario.

La figura 8 muestra la aplicación de AGC frontal dual a una señal de audio.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE REALIZACIONES ESPECÍFICAS

Algunos aspectos de la presente invención están enfocados a la reducción de sonidos transitorios desagradables para mejorar el confort auditivo de usuarios de implantes cocleares y mejorar la inteligibilidad lingüística en entornos con ruido de fondo transitorio significativo como una cafetería. Los resultados de simulaciones muestran que la percepción lingüística en condiciones de fondo silencioso no se ve afectada.

La figura 3 muestra una realización específica de procesamiento de señal en un implante coclear usando un bloque de procesamiento de transitorios. Una señal de audio de entrada digitalizada s es procesada por un banco de filtros 301 para generar K señales de canal de paso de banda, cada una de las cuales representa una banda asociada de frecuencias auditivas. En lugar de un banco de filtros 301 de dominio temporal puede usarse otra posibilidad para obtener una división de la señal de audio de entrada en sub-bandas en el dominio de la frecuencia, como por ejemplo una FFT. Unos módulos de envolvente 302 extraen un envolvente de canal ENV1 a ENVK de cada señal de canal de paso de banda. El módulo de reducción de transitorios 303 procesa la señal de audio de entrada s y los envolventes de canal ENV1 a ENVK tal y como se discutirá en detalle más abajo para producir K envolventes de transitorio reducido. El generador de pulsos 307 usa los envolventes de transitorio reducido para generar señales de estimulación de electrodo que el transmisor 308 proporciona a los contactos de electrodo del implante 309.

La figura 4 es un gráfico que muestra un ejemplo de una señal de entrada de voz con dos transitorios de ruido. El gráfico superior muestra una señal de voz de entrada con dos transitorios de ruido que resultan de ruidos que están localizados en los intervalos de tiempo [2.32, 2.37] y [2.63, 2.68] segundos. El segundo gráfico muestra la señal sintetizada tras pasar el banco de filtros 301, y el tercer gráfico muestra la señal de envolvente de transitorio reducido sintetizada de salida que resulta del módulo de reducción de transitorios 303. El gráfico inferior muestra la diferencia entre estas dos señales sintetizadas mostrando que las partes con voz de las señales no se ven afectadas por el módulo de reducción de transitorios 303, sólo los dos transitorios de ruido se ven reducidos.

La figura 5 evidencia el efecto de la reducción de transitorios en el dominio de la frecuencia. La imagen superior muestra el espectrograma de la señal sintetizada tras el banco de filtros 301, que se presenta en el segundo gráfico de la figura 4, donde está claro que la energía principal de los transitorios de ruido está localizada en las regiones de frecuencia alta. La segunda imagen de la figura 5 muestra el espectrograma de una señal de envolvente de transitorio reducido sintetizada de salida del módulo de reducción de transitorios 303, y la imagen inferior muestra el espectrograma del cociente de estas dos señales, donde queda claro que las características de voz son preservadas mientras que los elementos de frecuencia alta de los transitorios de ruido son reducidos.

Considerando con más detalle el módulo de reducción de transitorios 303, unos módulos de indicador normalizado 304 reciben las señales de audio de entrada s y el correspondiente k -ésimo envolvente de canal para producir indicadores de transitorio normalizados específicos de canal que caracterizan el ruido transitorio presente en la señal

de canal. Estos pueden ser determinados como:
$$v_k = a_k \cdot \left(\frac{\text{envolvente}_k}{z} \right)^2$$
 donde a_k es un parámetro específico de canal no negativo que controla el tamaño de v_k dependiendo, por ejemplo, de las configuraciones del banco de filtros 301. La señal z resulta de rectificar y filtrar con paso bajo la señal s , es decir, $z = \text{LP}(|s|)$. La normalización del envolvente con la señal z es necesaria porque entonces v_k describe la proporción de la potencia de una señal de transitorio en el k -ésimo envolvente de canal en relación a la potencia de la señal entera. Además la normalización asegura que la reducción del transitorio de ruido es independiente del volumen de la señal de audio de entrada s .

La línea superior de la figura 6 muestra los envolventes de entrada de los canales 9 a 12 que resultan de la señal de audio de entrada s que está representada en la parte superior de la figura 4. Las frecuencias límite de estos canales son 2294, 3201, 4445, 6153 y 8500 Hz. La segunda fila de la figura 6 presenta los correspondientes indicadores de transitorio específicos de canal v_9 a v_{12} . Sólo las localizaciones de los transitorios de ruido v_k tienen todos valores altos. En lugar de usar el valor de envolvente para determinar los indicadores de transitorio específicos de canal $v_1, \dots, v_k$, una realización específica podría usar un envolvente filtrado con paso alto, por ejemplo, la derivada primera del envolvente. Adicionalmente o alternativamente, la información de ambas características puede usarse para determinar los indicadores específicos de canal $v_1, \dots, v_k$ esto es, una combinación del valor y del valor filtrado con paso alto del envolvente.

El módulo de indicador de transitorio combinado 305 recibe como entrada los indicadores de transitorio específicos de canal $v_1, \dots, v_k$ y desarrolla un indicador de transitorio combinado de señal de salida w . Las señales de transitorio de ruido (por ejemplo ruido de platos o crujido de papel) tienen típicamente envolventes altos en todos los canales de señal por encima de aproximadamente 1 kHz. Por tanto los indicadores de transitorio específicos de canal v_k de dichos canales también tienen valores altos. Este no es el caso de consonantes y oclusivas como "s", "sch", "t", "ty", donde tan sólo algunos de los indicadores específicos de canal tienen valores altos. Dado un grupo de canales: $M =$

$\{j$: frecuencia límite inferior del canal j es mayor que 1 kHz}, entonces un valor alto de la señal $w = \prod_{j=M} v_j$ está relacionado con la presencia de una señal de transitorio de ruido, mientras que el indicador de transitorio combinado w tiene valores relativamente bajos en el caso de consonantes, oclusivas y fricativas. El tercer gráfico de la figura 6

muestra el indicador $w = \prod_{j=9}^{12} v_j$, que es mayor que 0 en las posiciones en que empieza el transitorio de ruido.

El lugar de la multiplicación $w = \prod_{j=M} v_j$, una realización podría usar cualquier función $f(v_1, \dots, v_k)$ con las siguientes propiedades:

- Sólo el grupo seleccionado de canales $M = \{j$: el canal se encuentra dentro de cierto rango de frecuencias} influye sobre el resultado.
- Si uno de los indicadores de transitorio específicos de canal v_k , $k \in M$ tiene valores bajos, entonces f es también pequeña.
- Si todos los indicadores de transitorio específicos de canal v_k , $k \in M$ tienen valores altos, entonces f es alta.
- Si todos los indicadores de transitorio específicos de canal v_k , $k \in M \setminus \{j\}$ tienen valores constantes mayores que cero, entonces f es una función de v_j monótona creciente.

El grupo seleccionado de canales M puede diferir entre los canales de salida. Esto significa, por ejemplo, distinguir entre transitorios en los canales de frecuencia baja, media y alta para reducir las correspondientes características de transitorio bajas, medias y altas. En tal caso el módulo de indicador de transitorio combinado 305 tiene múltiples salidas de indicador de transitorio combinado w_k .

El módulo de ganancia específica de canal 306 recibe el indicador de transitorio combinado w y el correspondiente envolvente del k -ésimo canal para producir señales de envolvente de transitorio reducido. Las ganancias específicas de canal son determinadas y aplicadas a los envolventes de canal para suprimir transitorios de ruido. Dependiendo del indicador de transitorio combinado w , se determina un valor de ganancia real: $g = \max(1 - \sigma \cdot w, l)$, donde $0 < l \leq 1$ es el límite inferior del factor de supresión g y σ es un parámetro constante positivo específico de canal que determina la cantidad de supresión en el canal. A continuación se calcula la función de ganancia h . Esta función debería reducir los transitorios de ruido inmediatamente cuando ocurren, pero la función de ganancia h debería también verse incrementada con un decrecimiento exponencial (ataque rápido, lanzamiento lento, "fast attack, slow release"). Esto conduce al tratamiento siguiente:

$$h[n] = (1 - b_r) \cdot h[n-1] + b_r \cdot g[n], \text{ si } h[n-1] < g[n] \quad (\text{lanzamiento})$$

$$h[n] = b_a \cdot h[n-1] + (1 - b_a) \cdot g[n], \text{ si } h[n-1] \geq g[n] \quad (\text{ataque})$$

con $0 \leq b_a, b_r < 1$. Nótese que el índice temporal n se incluye dado que existe un bucle de retroalimentación. Un valor pequeño de b_a resulta en un decrecimiento rápido de $h[n]$. Por tanto la reducción de la señal de transitorio empieza inmediatamente. Si $h[n-1] < g[n]$, entonces el factor de supresión h crece lentamente como determina la constante de tiempo de lanzamiento b_r . Los envolventes de transitorio reducido de salida son en tal caso generados multiplicando h por las señales de envolvente de entrada. La fila inferior de la figura 6 muestra los envolventes de transitorio reducido resultantes.

En lugar del cálculo de una función de ganancia h , pueden calcularse coeficientes de un filtro FIR lineal o un filtro no lineal que se aplican a la señal de envolvente. El método para el cálculo de la ganancia puede ser modificado en tal manera que la duración de la supresión sea dependiente de la señal, por ejemplo substituyendo el parámetro b_r por una función de $b_r(w, v_1, \dots, v_k)$. El tiempo de ataque depende en tal caso del parámetro constante b_a . Esto podría cambiarse modificando el cálculo de la función de ganancia o mediante un parámetro con dependencia de señal. La aplicación de la ganancia al envolvente puede ser diferente a una simple multiplicación, por ejemplo un filtro FIR o una estrategia de codificación de implante coclear del tipo N-de-M puede ser controlada por el indicador de transitorio combinado w .

La figura 7 muestra un dispositivo de reducción de ruido que incluye un módulo de reducción de ruido estacionario 701 frente al módulo de reducción de transitorios 303. Las señales del módulo de reducción de ruido estacionario 701 influyen sobre la determinación del indicador de transitorio combinado w . Así, si, por ejemplo, un detector de actividad de voz indica la presencia de habla, se asume que una característica del habla está presente en ese canal y éste no es reducido por la reducción de transitorios.

Las técnicas de reducción de ruido transitorio precedentes difieren de los otros dispositivos anteriores discutidos en la sección sobre la técnica anterior. En DE 10 2000 5043314, la reducción de transitorios se hace en el dominio temporal sin considerar características específicas de frecuencia; por ejemplo, el procesamiento se hace sin dividir la señal en partes de frecuencia. Además, se usa un umbral para determinar si la señal tiene una característica de transitorio, lo cual no es el caso en el método descrito arriba.

En EP 1371263 se realiza una clasificación en las categorías "ruido estacionario", "ruido casi estacionario", "música y habla deseados" y "ruido transitorio". Además los subíndices para clasificar las señales son diferentes de lo arriba descrito.

WO 99/53615 usa un umbral para indicar la señal de transitorio. Una sola ganancia se aplica a la señal de entrada s, mientras que las realizaciones arriba descritas aplican las ganancias específicas de canal a cada uno de los envolventes de canal.

En US 7353169 el flujo espectral constituye una norma sobre las frecuencias en cada momento de la primera derivada temporal. Estas normas difieren de lo arriba descrito, que usa multiplicaciones sobre las frecuencias, lo cual no es una norma.

US 7725315 usa características especiales del ruido transitorio en un coche para detectar transitorios mediante un libro de código ("codebook") o una red neuronal. US 7869994 usa una transformación wavelet. Estos son completamente diferentes comparados con la reducción de transitorios arriba descrita. En US 2005/0209657 no se propone ningún algoritmo para reducir señales de transitorio de ruido y lo único que se discute es el uso en implantes cocleares de algoritmos utilizados en audífonos.

Stöbich 1999 propuso usar un AGC frontal dual para reducir características de transitorio. La figura 8 muestra el resultado del AGC frontal dual. El gráfico superior muestra la señal de entrada, que es una señal de audio mixta de voz con tres ejemplos de ruido de platos (sombreado gris). En los gráficos intermedio e inferior se muestran respectivamente la señal de salida y la ganancia correspondiente del AGC. Puede verse que la ganancia se ve reducida cuando se produce un transitorio de ruido pero no se detecta el inicio y la cantidad de la reducción no es suficientemente alta comparada con los resultados de supresión del ejemplo de la figura 5.

La técnica anterior no describe la normalización con la señal filtrada con paso bajo z, y la mayoría de los demás tratamientos utilizan un umbral para decidir si un transitorio de ruido está contenido en la señal de audio de entrada. Las realizaciones de la presente invención arriba descritas se abstienen completamente de usar ningún tipo de umbral.

En algunos casos, una realización puede detectar erróneamente consonantes como transitorios de ruido, atenuando de manera indeseada dichas consonantes e impidiendo su percepción. Los resultados de simulación dieron un porcentaje máximo de falsa detección por debajo del 5% si se añade un algoritmo de reducción de ruido estacionario al procesamiento de señales antes del módulo de reducción de transitorios. Para usuarios con implantación bilateral, las diferencias de nivel interaural pueden verse modificadas en algunos casos, lo que empeora la localización de los sonidos transitorios.

Algunos aspectos de la invención pueden ser implementados en parte en un lenguaje de programación de ordenador convencional. Por ejemplo, realizaciones preferentes pueden ser implementadas en un lenguaje de programación procedural (por ejemplo "C") o un lenguaje de programación orientado a objetos (por ejemplo, "C++", Python). Realizaciones alternativas de la invención pueden ser implementadas como elementos de hardware pre programados, otros componentes relacionados, o como combinación de componentes de software y de hardware.

Algunos aspectos de la invención pueden ser implementados en parte como productos de programa de ordenador para ser usados con un sistema de ordenadores. Tales implementaciones pueden incluir una serie de instrucciones de ordenador fijadas ya sea en un medio tangible, como un medio legible por ordenador (por ejemplo un disquete, CD-ROM, ROM, o disco fijo), o transmisible a un sistema de ordenador, mediante un módem u otro dispositivo de interfaz, como un adaptador de comunicaciones conectado a una red a través de un medio. El medio puede ser ya sea un medio tangible (por ejemplo líneas de comunicación óptica o analógica), o un medio implementado con técnicas inalámbricas (por ejemplo microondas, técnicas de transmisión infrarroja o de otro tipo). La serie de instrucciones de ordenador encarna todas o parte de las funcionalidades descritas aquí previamente con respecto al sistema. Los expertos en la materia sabrán apreciar que tales instrucciones de ordenador pueden ser escritas en diferentes lenguajes de programación para usar con diferentes arquitecturas de ordenador o sistemas operativos. Además, tales instrucciones pueden guardarse en cualquier dispositivo de almacenamiento tales como dispositivos de almacenamiento semiconductores, magnéticos, ópticos o de otro tipo, y pueden transmitirse usando cualquier tecnología de comunicación, tales como tecnologías de transmisión óptica, infrarroja, microondas, o de otro tipo. Cabe esperar que tal producto de programa de ordenador se distribuya como medio portátil acompañado de

documentación electrónica o impresa (por ejemplo software empaquetado), precargado con un sistema de ordenadores (por ejemplo en un sistema ROM o disco fijo), o distribuido desde un servidor o servicio de boletín electrónico a través de la red (por ejemplo Internet o World Wide Web). Por supuesto algunas realizaciones de la invención pueden ser implementadas como combinación tanto de software (por ejemplo un producto de programa de ordenador) como de hardware. De todos modos otras realizaciones de la invención están implementadas enteramente como hardware, o enteramente como software (por ejemplo un producto de programa de ordenador).

Aunque se han divulgado diversos aspectos ejemplares de la invención, debería ser evidente para el experto en la materia que pueden llevarse a cabo diferentes cambios y modificaciones que alcancen algunas de las ventajas de la invención sin desviarse de la auténtica aspiración de la invención.

REIVINDICACIONES

1. Método para generar señales de estimulación de electrodo aptas para ser aplicadas a contactos de electrodo de un sistema de electrodos de un implante coclear, donde el método comprende:
5 procesar una señal auditiva de entrada para generar una pluralidad de señales de canal de paso de banda, cada una de las cuáles representa una banda asociada de frecuencias auditivas; extraer un envolvente de canal de cada señal de canal; caracterizado por que el método comprende además:
10 procesar la señal auditiva de entrada y los envolventes de canal para producir envolventes de transitorio reducido en base a lo siguiente:
i. determinar para cada envolvente de canal un indicador de transitorio específico de canal normalizado que caracteriza ruido transitorio presente en la señal de canal,
ii. determinar un indicador de transitorio combinado como función de los indicadores de transitorios específicos de canal, y
15 iii. aplicar una ganancia específica de canal a los envolventes de canal como función del indicador de transitorio combinado para producir los envolventes de transitorio reducido; y usar los envolventes de transitorio reducido para generar señales de estimulación de electrodo aptas para aplicar a los electrodos de contacto.
- 20 2. Método según la reivindicación 1 en el que el indicador de transitorio específico de canal está basado en una proporción de potencia del envolvente de canal y de potencia de la señal auditiva de entrada o en un filtraje con paso alto del envolvente de canal.
3. Método según la reivindicación 1, en el que el indicador de transitorio combinado está basado en un
25 producto combinado de los indicadores de transitorio específicos de canal.
4. Método según la reivindicación 1, en el que el indicador de transitorio combinado está basado en una función dependiente de las señales de canal y en el que la función preferiblemente refleja un subrango de
30 frecuencia limitado de las señales de canal.
5. Método según la reivindicación 1, en el que las ganancias específicas de canal están basadas en una única función de ganancia común o en un filtro aplicado a los envolventes de canal.
6. Método según la reivindicación 1, en el que las ganancias específicas de canal reflejan una duración de
35 supresión con dependencia de señal.
7. Método según la reivindicación 1 que comprende además:
40 aplicar un proceso de reducción de ruido estacionario a los envolventes de canal antes de producir los envolventes de transitorio reducido.
8. Dispositivo de procesamiento de señales para generar señales de estimulación de electrodo para contactos de electrodo de un sistema de electrodos de un implante coclear, donde el dispositivo comprende:
45 un banco de filtros preprocesador (301) configurado para procesar una señal auditiva de entrada para generar una pluralidad de señales de canal de paso de banda, cada una de las cuáles representa una banda asociada de frecuencias auditivas;
un módulo de envolvente de canal (302) configurado para extraer un envolvente de canal de cada señal de canal; caracterizado por que el dispositivo de procesamiento de señales comprende además:
un módulo de reducción de transitorios (303) configurado para procesar la señal auditiva de entrada y los
50 envolventes de canal para producir envolventes de transitorio reducido en base a lo siguiente:
i. determinar para cada envolvente de canal un indicador de transitorio específico de canal normalizado que caracteriza ruido transitorio presente en la señal de canal,
ii. determinar un indicador de transitorio combinado como función de los indicadores de transitorios
55 específicos de canal, y
iii. aplicar una ganancia específica de canal a los envolventes de canal como función del indicador de transitorio combinado para producir los envolventes de transitorio reducido; y un generador de señales de estimulación configurado para usar los envolventes de transitorio reducido para generar señales de estimulación de electrodo para los electrodos de contacto.
9. Dispositivo según la reivindicación 8, en que el módulo de reducción de transitorios (303) determina los
60 indicadores de transitorio específicos de canal en base a una proporción de potencia del envolvente de canal y de potencia de la señal auditiva de entrada o en un filtraje con paso alto del envolvente de canal.

10. Dispositivo según la reivindicación 8, en el que el módulo de reducción de transitorios (303) determina el indicador de transitorio combinado en base a un producto combinado de indicadores de transitorio específicos de canal.
- 5 11. Dispositivo según la reivindicación 8, en el que el módulo de reducción de transitorios (303) determina el indicador de transitorio combinado en base a una función dependiente de las señales de canal y en el que la función preferiblemente refleja un subrango de frecuencia limitado de las señales de canal.
- 10 12. Dispositivo según la reivindicación 8, en el que el módulo de reducción de transitorios (303) basa las ganancias específicas de canal en una única función de ganancia común.
- 13 13. Dispositivo según la reivindicación 8, en el que el módulo de reducción de transitorios (303) basa las ganancias específicas de canal en un filtro aplicado a los envolventes de canal.
- 15 14. Dispositivo según la reivindicación 8, en el que el módulo de reducción de transitorios (303) aplica ganancias específicas de canal que reflejan una duración de supresión con dependencia de señal.
- 20 15. Dispositivo según la reivindicación 8 que comprende además:
un módulo de reducción de ruido estacionario (701) antes del módulo de reducción de ruido transitorio (701) configurado para aplicar un proceso de reducción de ruido estacionario a los envolventes de canal.

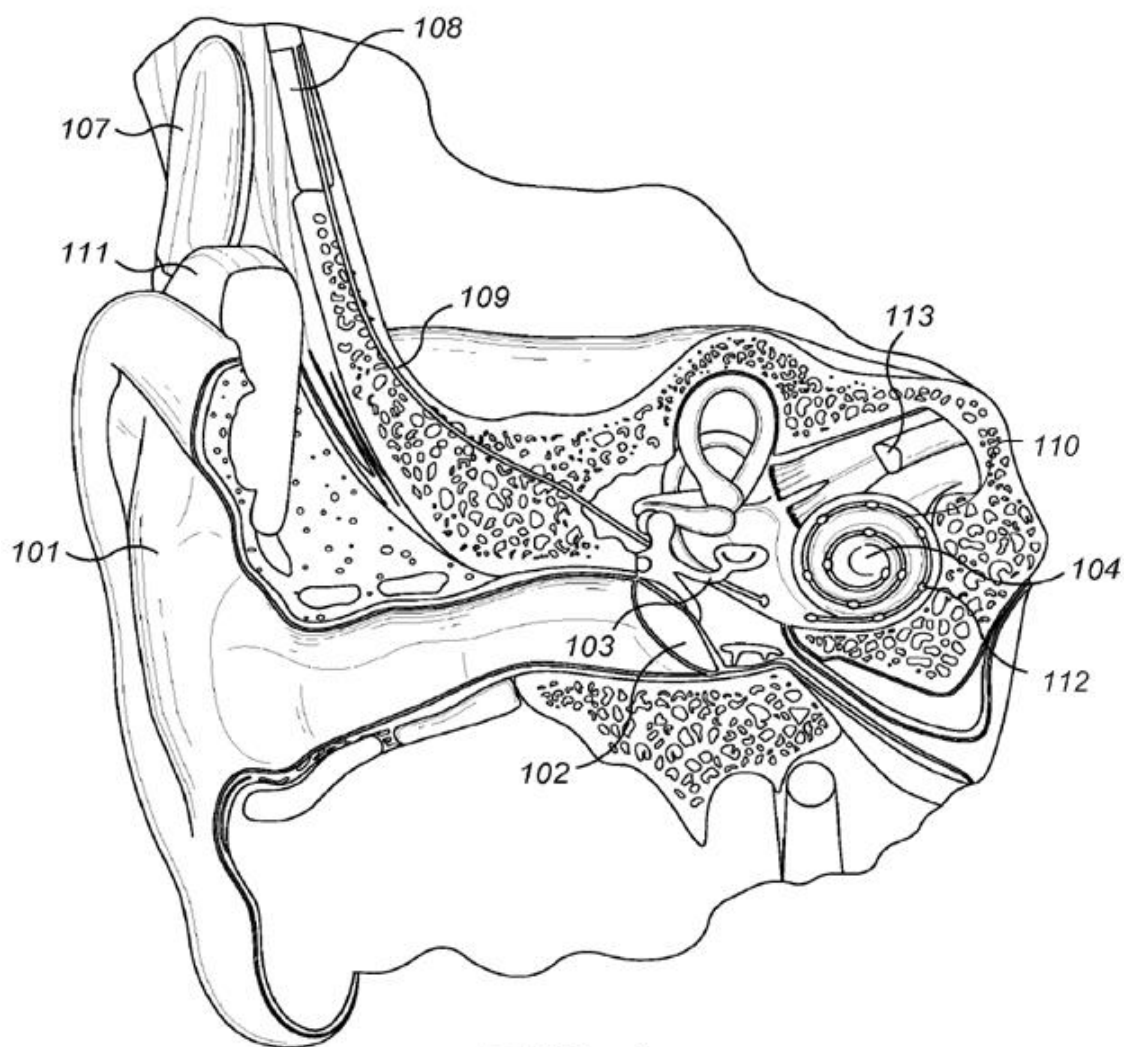


FIG. 1

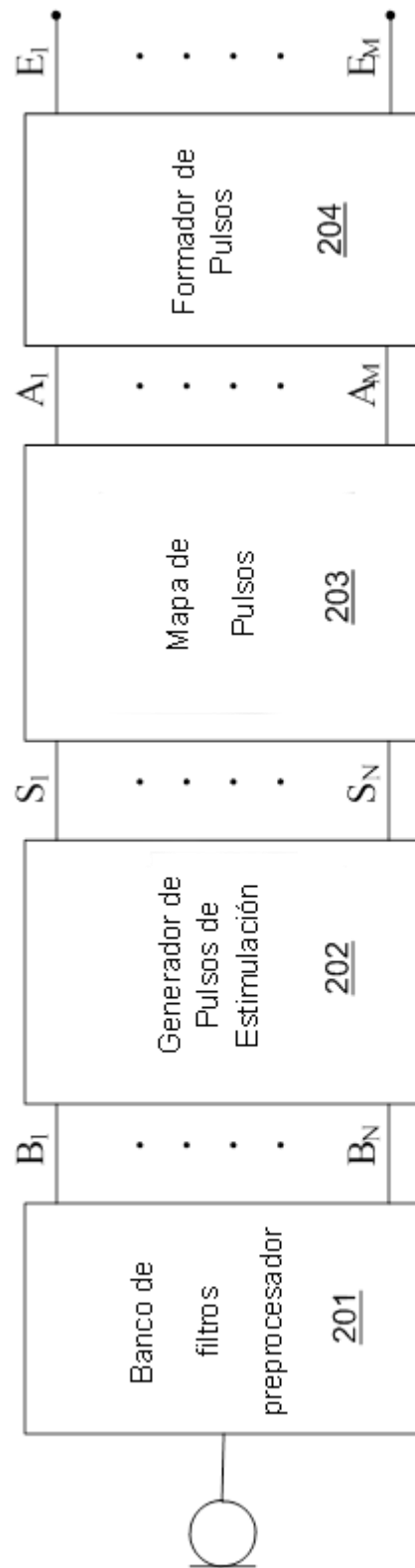


Fig. 2

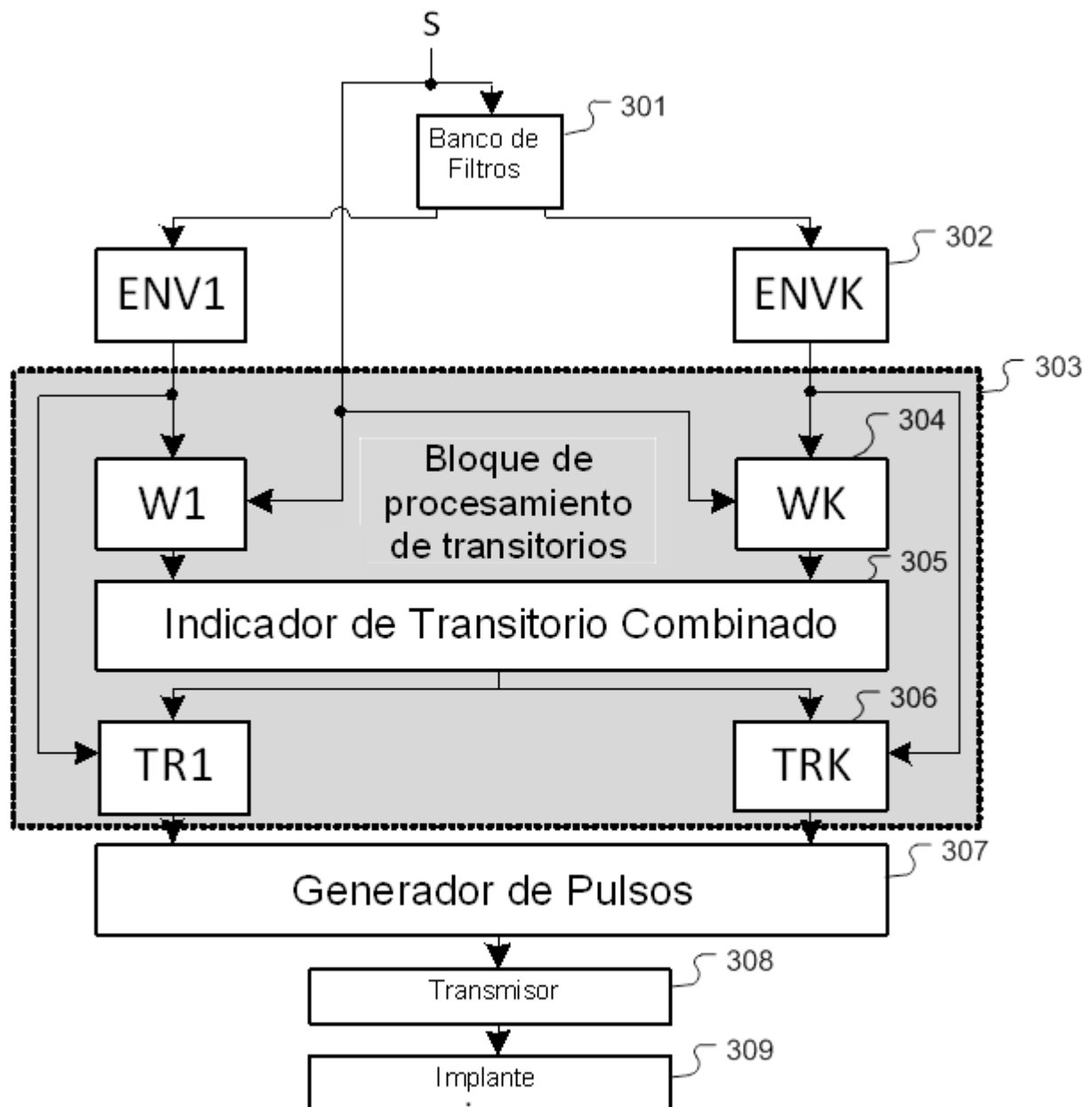
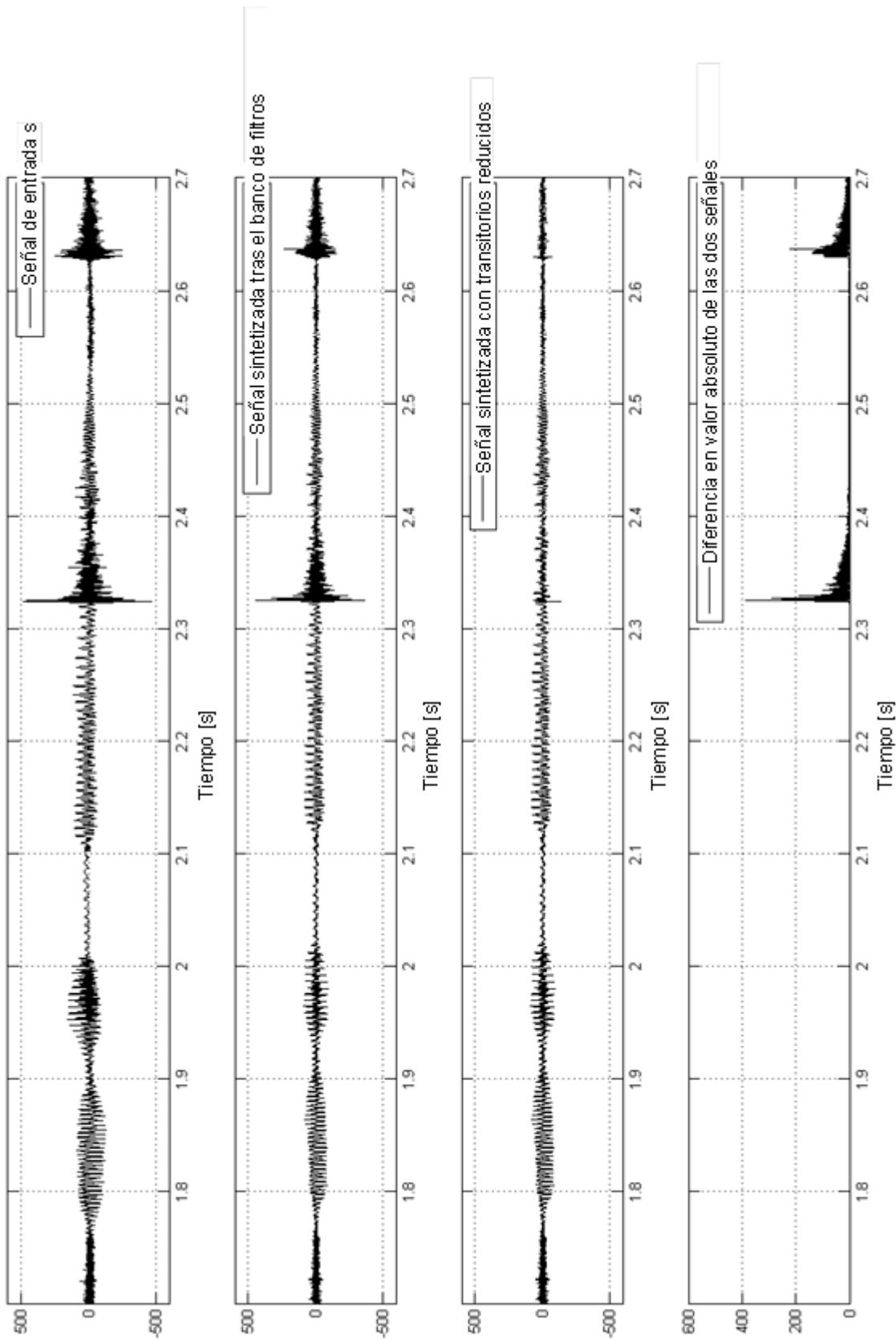


Fig. 3

**Fig. 4**

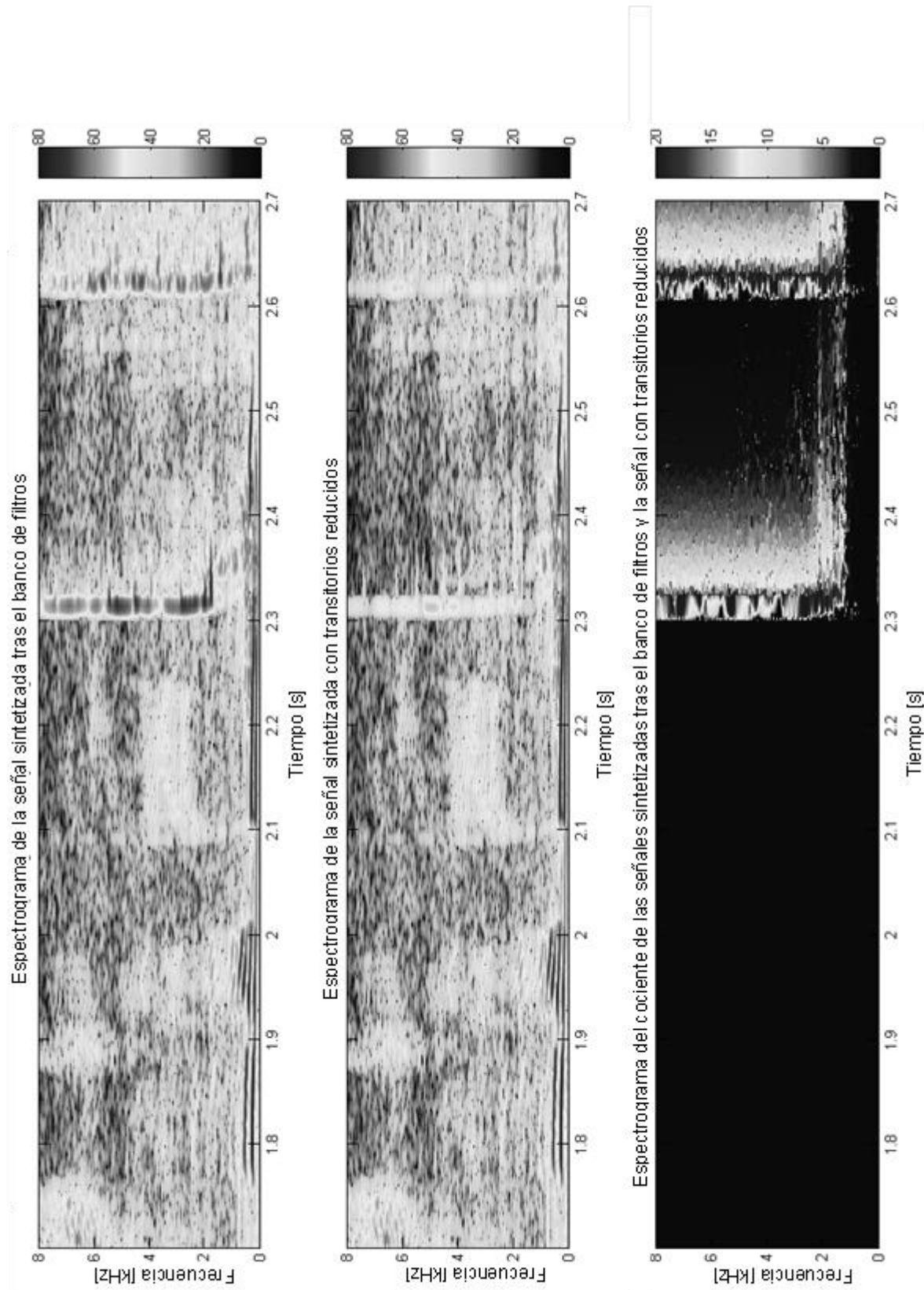


Fig. 5

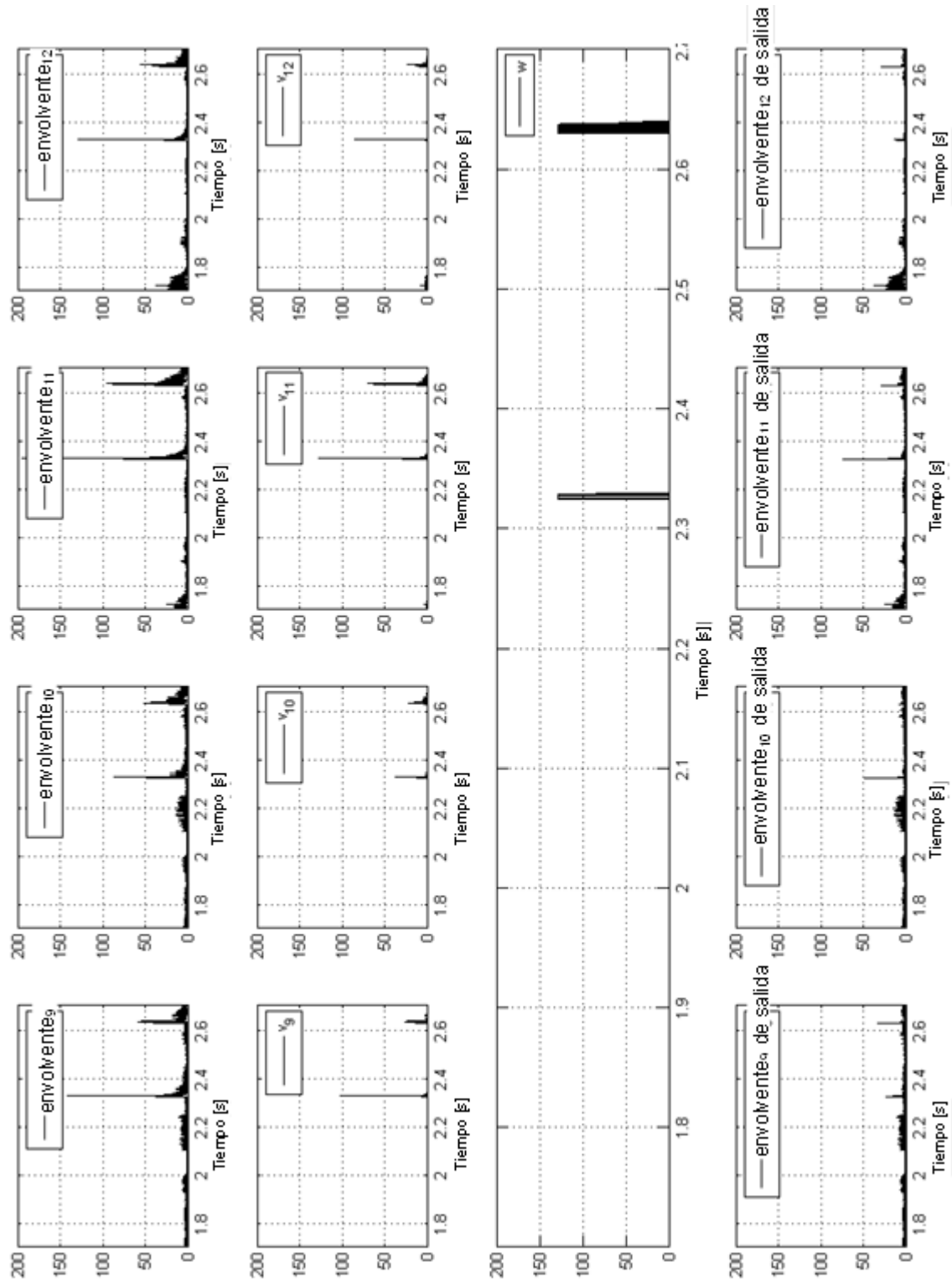


Fig. 6

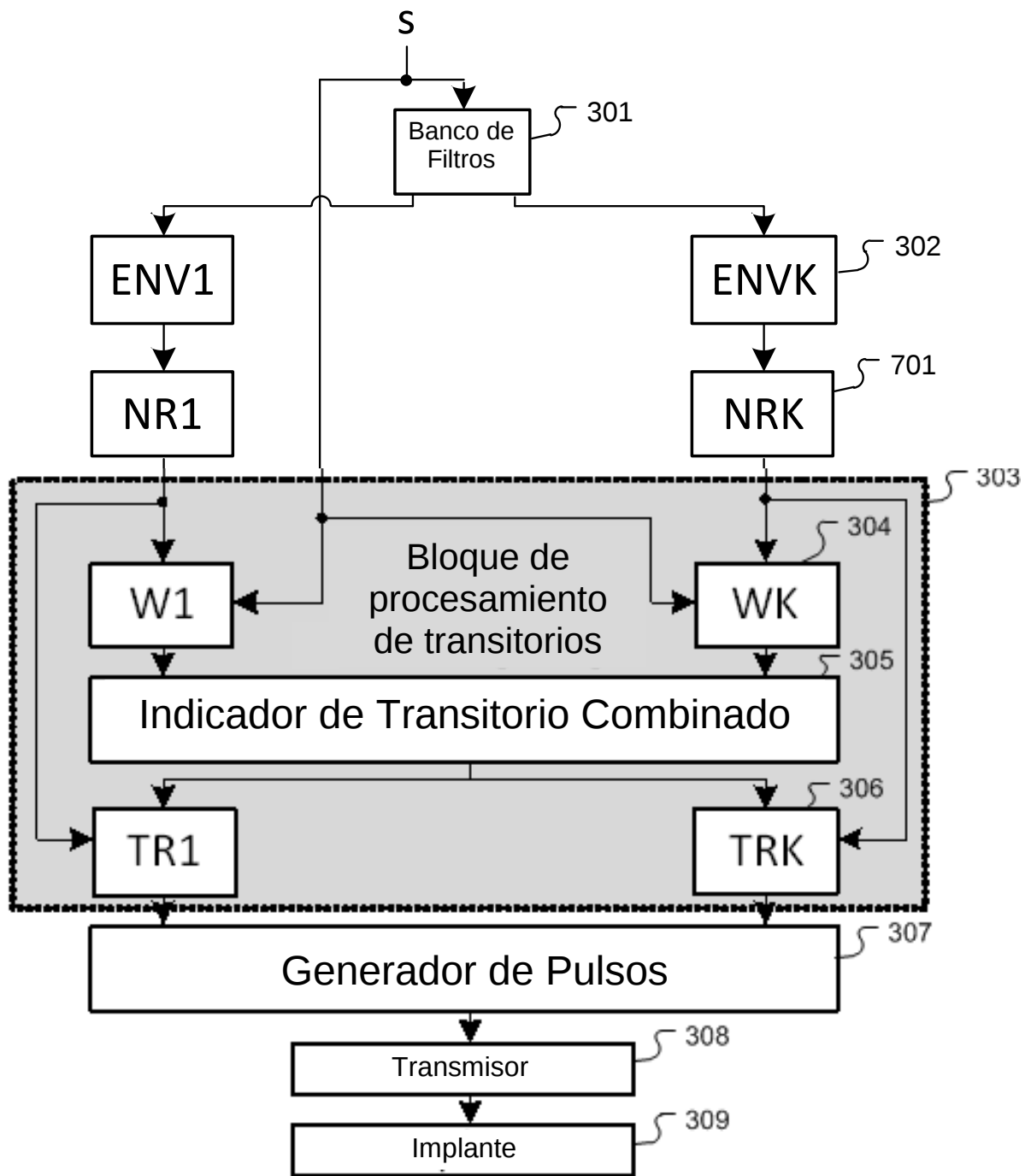


Fig. 7

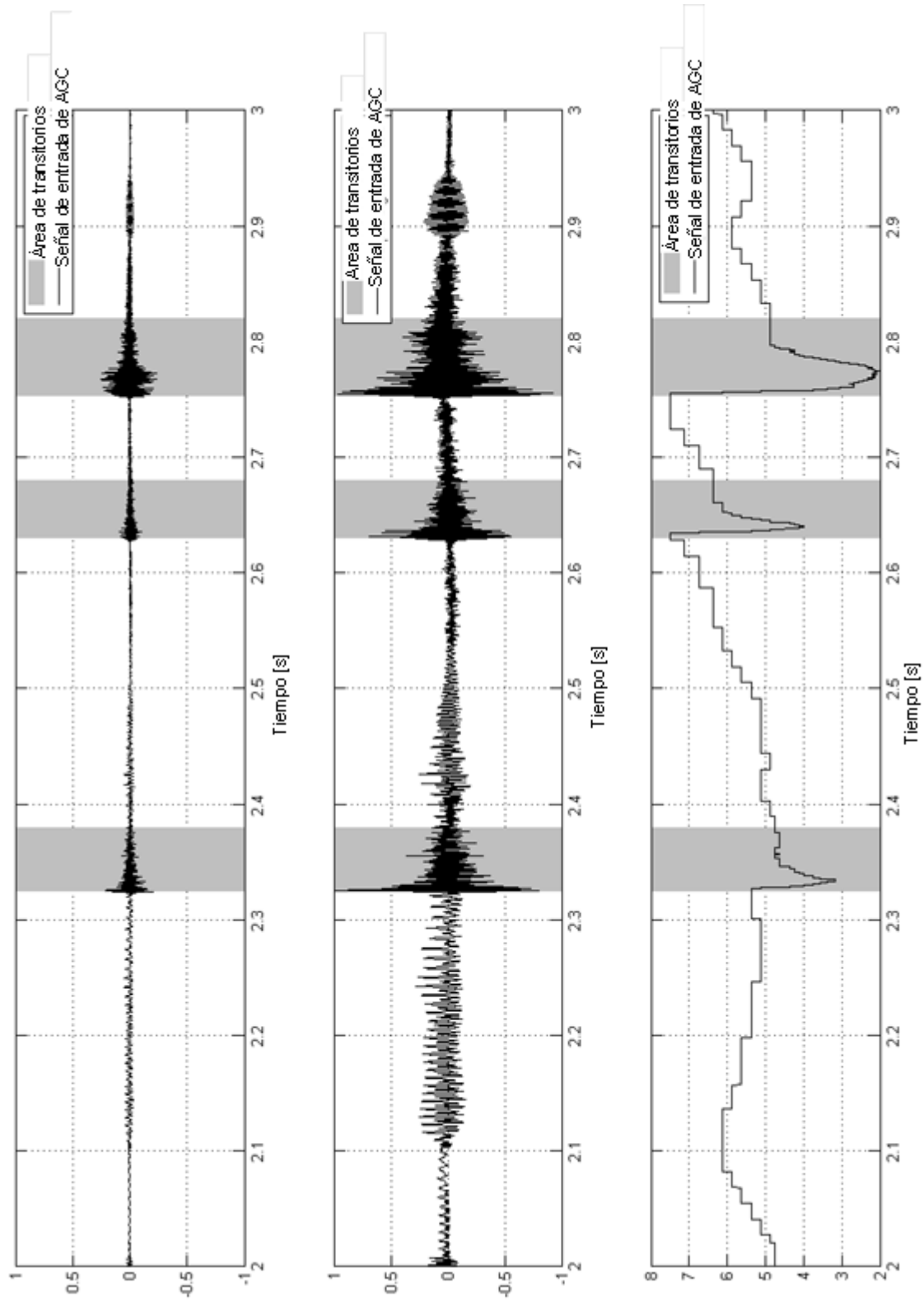


Fig. 8

REFERENCIAS CITADAS EN LA DESCRIPCIÓN

Esta lista de referencias citadas por el solicitante es únicamente para la comodidad del lector. No forma parte del documento de la patente europea. A pesar del cuidado tenido en la recopilación de las referencias, no se pueden excluir errores u omisiones y la EPO niega toda responsabilidad en este sentido.

Documentos de patentes citados en la descripción

- US 8929994 B [0001]
- US 6348070 B [0007]
- US 6594525 B [0011]
- DE 102005043314 [0015] [0017] [0050]
- US 7725315 B [0015] [0021] [0054]
- US 7353169 B [0015] [0020] [0053]
- EP 1371263 A [0018] [0051]
- WO 9953615 A [0019] [0052]
- US 7869994 B [0022] [0054]
- US 20050209657 A [0023] [0054]
- US 20110004274 A1 [0025]
- US 20120004706 A1 [0026]
- WO 2009052136 A1 [0027]
- US 20090018614 A1 [0028]
- US 20050203589 A1 [0029]
- US 20050203590 A1 [0030]
- US 20120209351 A1 [0031]
- US 7953490 B1 [0032]
- US 8065016 B2 [0033]
- US 7435228 B2 [0034]
- US 20100191309 A1 [0034]

Documentos distintos a patentes citados en la descripción

- HOCHMAIR I ; NOPP P ; JOLLY C ; SCHMIDT M ; SCHÖßER H ; GARNHAM C ; ANDERSON I. MED-EL Cochlear Implants: State of the Art and a Glimpse into the Future. *Trends in Amplification*, 2006, vol. 10, 201-219 [0009]
- HERNANDEZ et al. An Assessment Of Everyday Noises And Their Annoyance. *Hearing Review*, 2006, vol. 13 (7), 16-20 [0015]
- DIGIOVANNI et al. Effects of Transient-Noise Reduction Algorithms on Speech Intelligibility and Ratings of Hearing Aid Users. *American Journal of Audiology*, 22 September 2011 [0015]
- STÖBICH et al. Influence of Automatic Gain Control Parameter Settings on Speech Understanding of Cochlear Implant Users Employing the Continuous Interleaved Sampling Strategy. *Ear & Hearing*, 1999, vol. 20, 104-116 [0016]