

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 522 316**

51 Int. Cl.:

H04R 25/00 (2006.01)

H04R 1/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **24.09.2008 E 08832872 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.07.2014 EP 2206358**

54 Título: **Dispositivo intraauricular digital electrónico de cancelación de ruido y comunicación**

30 Prioridad:

24.09.2007 US 974624 P

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

14.11.2014

73 Titular/es:

**SOUND INNOVATIONS, LLC (100.0%)
324 Main Street
Simpson, PA 18407 , US**

72 Inventor/es:

**SOLBECK, JASON;
MAHER, MATT;
DEITRICH, CHRISTOPHER y
RAY, LAURA**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 522 316 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

Dispositivo intraauricular digital electrónico de cancelación de ruido y comunicación

5 Campo de la invención

La invención se dirige a un dispositivo intraauricular para trabajo en entornos de elevado ruido y, más específicamente, a un dispositivo de comunicaciones para su uso en un entorno de elevado ruido.

10 Antecedentes de la técnica

Muchas ocupaciones militares y ocupacionales requieren que el personal trabaje en un entorno de elevado ruido lo que hace las comunicaciones difíciles y también puede producir pérdida de audición inducida por el ruido. Para evitar la pérdida de audición se usan protecciones auditivas, que desafortunadamente también comprometen la capacidad para comunicar con eficacia u oír señales y avisos de advertencia. Existen algunos sistemas de protección de la audición intraauricular, unos pocos sistemas combinan la protección auditiva pasiva con el suministro intraauricular de una señal de comunicación, un pequeño número de dichos sistemas combinados incorporan también una reducción activa de ruido. Algunos protectores auditivos, por ejemplo aquellos usados en aviación comercial y militar, incluyen un canal de radio para comunicación. Pero en entornos de elevado ruido, la inteligibilidad verbal en comunicaciones de radio está comprometida por el ruido residual dentro del volumen entre el protector auditivo y la membrana timpánica.

Un protector auditivo completo de todo-en-el-oido que incorpora un micrófono externo, un micrófono interno, un generador de sonido interno y un circuito electrónico en el auricular se describe en la Patente de Estados Unidos US 6 567 524 B1. Las técnicas para una reducción activa de ruido directa-por realimentación se describen por Laura R. Ray et ál., "Hybrid Feedforward-Feedback Active Noise Reduction for Hearing Protection and Communication", J. Acoust. Soc. Am. 120 (4), octubre de 2006, páginas 2026-2036 y Alexander D. Streeter et ál., "Hybrid Feedforward-Feedback Active Noise Control", Proceedings of the 2004 American Control Conference, julio de 2004.

30 Sumario de la invención

Las realizaciones de la presente invención se dirigen a una cancelación de ruido y dispositivo de comunicación. Se adapta un dispositivo intraauricular para encajar en el canal auditivo de un usuario del dispositivo. Un elemento de reducción de ruido pasivo reduce el ruido externo que entra en el canal auditivo. Un micrófono externo detecta una señal acústica externa en el exterior del canal auditivo para producir una señal de micrófono externa representativa. Un micrófono interno detecta una señal acústica interna próxima a la membrana timpánica para producir una señal de micrófono interno representativa. Un generador de sonido interno produce una señal de cancelación de ruido y una señal de comunicación acústica, ambas dirigidas hacia la membrana timpánica. Un tubo sonda conforma una respuesta acústica entre el generador de sonido interno y el micrófono interno para que sea relativamente constante a lo largo de una amplia banda de frecuencias de audio. Un módulo electrónico se localiza externamente al canal auditivo y está en comunicación con el dispositivo intraauricular para procesamiento de las señales microfónicas usando un algoritmo de reducción activa de ruido híbrido directo y de realimentación para crear y transmitir a al menos un generador de sonido interno la señal de cancelación de ruido. El algoritmo de reducción de ruido incluye un componente de modelizado basado en una función de transferencia asociada con el generador de sonido interno y al menos uno de los micrófonos para ajustar automáticamente la señal de cancelación de ruido para el encaje y la geometría del canal auditivo del usuario. El componente de comunicación incluye también un componente de modelizado basándose en una función de transferencia asociada con el generador de sonido interno y al menos uno de los micrófonos para ajustar automáticamente las vías de comunicación para el encaje y la geometría del canal auditivo del usuario y para asegurar que la señal de comunicación no interfiere con el algoritmo de reducción de ruido y que la señal de cancelación de ruido no interfiere con el paso de la señal de comunicación.

El módulo electrónico puede pasar adicionalmente a través o producir la señal de comunicación para el generador de sonido interno. El algoritmo de reducción de ruido puede rechazar el ruido fisiológico o de voz generado presente en el canal auditivo. El algoritmo de reducción de ruido puede incluir un componente de filtro pasa banda para dirigir la energía acústica de la señal de cancelación de ruido a bandas de frecuencias seleccionadas. El algoritmo de reducción de ruido se puede implementar en una Matriz de Puertas Programable en Campo (FPGA) como una máquina de estado que usa un lenguaje de programación en Lenguaje de Descripción de Hardware VHSIC (VHDL) y/o implementarse como una combinación de

un lenguaje de programación en Lenguaje de Descripción de Hardware VHSIC (VHDL) y código ensamblador.

En realizaciones específicas adicionales, el tubo sonda puede incluir una salida de tubo sonda que sea sustituible de modo que mantenga el tubo sonda libre de cerumen. El tubo sonda puede estar aislado acústicamente del generador de sonido interno y/o del micrófono interno. Un módulo de detección de la exposición al ruido puede determinar una exposición al ruido ponderada en el tiempo del usuario del dispositivo. El dispositivo intraauricular puede incluir un dispositivo de plástico moldeado que aloja componentes electrónicos encapsulados del dispositivo

intraauricular.

En una realización adicional, el generador de sonido interno puede incluir un generador de sonido de cancelación de ruido para la generación de la señal de cancelación de ruido y un generador de sonido de comunicación separado para generación de la señal de comunicación acústica, contribuyendo de ese modo a comunicaciones con fallo seguro.

Realizaciones de la presente invención incluyen también un dispositivo de comunicación intraauricular adaptado para encajar en el canal auditivo de un usuario del dispositivo. Un elemento de reducción de ruido pasivo encaja en el canal auditivo del usuario para reducción del ruido externo que entra en el canal auditivo. Un elemento de detección genera una señal de datos de detección asociada con el canal auditivo. Un tubo sonda tiene un extremo acoplado al elemento de detección y tiene en el otro extremo una salida del tubo sonda próximo a la membrana timpánica para conformar la entrada de datos al elemento de detección. En una realización adicional de ese tipo, la salida del tubo sonda puede ser sustituible de modo que mantenga al tubo sonda libre de cerumen.

Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 muestra una sección transversal esquemática de una realización de un dispositivo intraauricular que tiene dos generadores de sonido.

La Figura 2 muestra una sección transversal esquemática de una realización de un dispositivo intraauricular que tiene un generador de sonido.

La Figura 3 muestra el dibujo de CAD de una realización de acuerdo con la Figura 1.

La Figura 4 muestra una vista en despiece de la realización de la Figura 3.

La Figura 5 muestra una vista en despiece de una realización de la Figura 1 que usa un adaptador de la punta de auricular alternativa.

La Figura 6 muestra un dibujo de CAD de una realización de un dispositivo intraauricular que tiene un único generador de sonido como en la Figura 2, con el adaptador de la punta de auricular retirado para mostrar la colocación del componente.

La Figura 7 muestra una realización alternativa de la punta de auricular en el dispositivo intraauricular.

La Figura 8 muestra unas vistas en sección transversal de tres realizaciones.

La Figura 9 muestra una vista en sección transversal de otra realización.

La Figura 10 muestra un dibujo de CAD de una realización del adaptador de la punta de auricular a la que se llevan los generadores de sonido y el elemento de detección de acuerdo con la Figura 3.

La Figura 11 muestra un dibujo de CAD de una realización del adaptador de la punta de auricular al que se lleva el generador de sonido.

La Figura 12 se muestra una realización de un dispositivo intraauricular que incorpora un cableado y conector para cuatro señales microfónicas.

La Figura 13 muestra un dibujo de CAD de un módulo electrónico de acuerdo con una realización específica.

La Figura 14 muestra una vista en despiece del dibujo de CAD de acuerdo con la Figura 13.

La Figura 15 muestra una realización del módulo electrónico asegurado dentro de una bolsa de tela que se fija a un uniforme de campo o vuelo.

La Figura 16 muestra un diagrama funcional de los componentes principales del módulo electrónico de acuerdo con una realización.

La Figura 17 ilustra una realización tal como se usa con un casco militar.

La Figura 18 muestra un diagrama de bloques funcional de los sistemas de cancelación de ruido y realimentación de comunicación para una configuración de generador de sonido única.

La Figura 19 muestra un diagrama de bloques funcional de los sistemas de cancelación de ruido y realimentación de comunicación para una configuración de generador de sonido dual.

La Figura 20 muestra un diagrama de bloques funcional de una realización de una identificación de respuesta del recorrido de cancelación automática para el tapón auditivo.

La Figura 21 muestra la respuesta del recorrido de cancelación automáticamente identificada de un dispositivo intraauricular (cuando se sella contra el conducto) usando unos algoritmos *fastid* y *lmsid* de acuerdo con una realización.

La Figura 22 muestra un diagrama de bloques de una realización preferida del algoritmo *lmsid* para identificación automática de las funciones de transferencia del recorrido de cancelación y comunicación.

La Figura 23 muestra una grabación de la señal del micrófono interior durante la identificación del recorrido de cancelación con la excitación de ruido blanco de 70-75 dB que muestra ruido fisiológico sobrepuesto.

La Figura 24 muestra el impacto de la presencia de los latidos del corazón en la identificación del modelo del recorrido de cancelación que usa tanto algoritmos *fastid* como *lmsid* de acuerdo con una realización.

La Figura 25 muestra los resultados de la identificación del modelo del recorrido de cancelación usando el algoritmo *fastid* para señales de identificación limpias y alteradas por los latidos y para señal de identificación producida mediante filtrado de los latidos del corazón de la señal alterada.

La Figura 26 muestra la respuesta del recorrido de cancelación representativo para cuatro realizaciones de unas realizaciones de colocación de micrófonos de error con respecto al canal auditivo de acuerdo con las realizaciones de la Figura 8, comparadas con la respuesta del recorrido de cancelación para un micrófono de error colocado en el canal auditivo.

La Figura 27 muestra el efecto relativo de la colocación de la sonda microfónica interior dentro de una realización de prototipo para seleccionar la longitud del tubo de sonda del micrófono interior.

La Figura 28 muestra la función de transferencia del recorrido de cancelación registrado usando tubos Tygon de 0,254 mm (0,010 pulgadas), 0,508 mm (0,020 pulgadas) y 1,016 mm (0,040 pulgadas) para acoplar el micrófono de error al volumen del canal auditivo.

La Figura 29 muestra la evolución de la función de transferencia del recorrido de cancelación cuando el tubo de sonda microfónica interior se extrae del volumen del canal auditivo al interior de la punta de auricular para tubos de 0,254 mm (0,010 pulgadas) (superior), tubos de 0,508 mm (0,020 pulgadas) (medio) y tubos de 1,016 mm (0,040 pulgadas) (inferior) que muestra la migración de un nodo de la función de transferencia prominente con el tamaño de la sonda.

La Figura 30 muestra una realización de las herramientas para la fabricación de un dispositivo intraauricular con un generador de sonido único usando moldeado por inyección a baja temperatura y presión.

La Figura 31 muestra una realización de las herramientas para fabricación de un dispositivo intraauricular con dos generadores de sonido que usa moldeado por inyección a baja temperatura y presión.

La Figura 32 muestra una realización de las herramientas para fabricación que incluyen el molde y fijación cerrados.

La Figura 33 muestra un dispositivo intraauricular acabado después del moldeado por inyección.

Descripción detallada de realizaciones específicas

Las realizaciones de la presente invención se dirigen a un sistema de cancelación de ruido y comunicación que tenga dos componentes principales: (1) un dispositivo intraauricular que encaja dentro del canal auditivo de un usuario del dispositivo, y (2) un módulo electrónico situado en el exterior del canal auditivo y en comunicación con el dispositivo intraauricular. El módulo electrónico procesa múltiples señales de micrófono usando un algoritmo de reducción activa de ruido híbrido directo y de realimentación para producir una señal de cancelación de ruido que se ajuste automáticamente al encaje y la geometría del canal auditivo. El módulo electrónico incluye circuitos analógicos para acondicionamiento de la señal, conversión de datos, gestión de la energía y un procesador digital programable para procesamiento adicional de la señal y una aplicación del algoritmo de reducción de ruido. El módulo electrónico puede pasar una señal de comunicación al dispositivo intraauricular.

La Figura 1 muestra una vista en sección transversal de una realización de un dispositivo intraauricular de cancelación de ruido **100** que tiene un cuerpo de plástico moldeado **101** que incluye una punta de auricular flexible blanda **108** (por ejemplo, espuma, silicona, etc.) que actúa como un elemento de reducción de ruido pasivo para la reducción del ruido externo que entra en el canal auditivo. La punta de auricular **108** proporciona un sellado acústico entre el conducto auditivo del canal auditivo y la membrana timpánica del usuario del dispositivo. El cuerpo de plástico **101** incluye una abertura exterior para al menos un micrófono externo **105** que detecta una señal acústica externa en el exterior del canal auditivo para producir una señal microfónica externa representativa. Un micrófono interno **104** detecta una señal acústica interna a través de un tubo sonda **107** que se abre próximo a la membrana timpánica y a partir del que produce una señal microfónica interna representativa. Las estructuras internas del dispositivo intraauricular **100** pueden incorporarse en el cuerpo de plástico **101** a través de un proceso de moldeado por inyección a baja temperatura y presión que encapsula y proporciona protección contra esfuerzos a los componentes, cables y conexiones.

Una disposición de generación de sonido interna incluye un generador de sonido de cancelación de ruido **102** para producir una señal de cancelación de ruido creada por el módulo electrónico externo usando el algoritmo de cancelación de ruido. Un generador de sonido de comunicaciones **103** produce una señal de comunicación acústica a partir de un canal de comunicación externo tal como un sistema de comunicaciones por radio o a partir de una señal de voz externa detectada por el micrófono externo **105**. La señal de comunicación puede pasarse a través del módulo electrónico o pasarse directamente al dispositivo intraauricular.

Una configuración de generador de sonido dual permite que sea ajustada a la respuesta en frecuencia del generador de sonido de comunicaciones **103** a la banda de frecuencias de la voz humana y se ajuste la respuesta en frecuencia del generador de cancelación de ruido **102** a la banda de frecuencias de ruido. Esta configuración también desacopla el canal de comunicaciones y el canal de cancelación de ruido de modo que se proporciona una comunicación con fallo seguro. Esto es, si la cancelación de ruido falla por cualquier razón, la comunicación de radio se mantiene junto con la atenuación pasiva de ruido proporcionada por el dispositivo intraauricular **100**. La Figura 2 muestra una vista en sección transversal de una realización alternativa de un dispositivo intraauricular **200** que tiene un generador de sonido único **201** para la producción de tanto la señal de cancelación de ruido como la señal de comunicación acústica.

Un adaptador hueco de punta de auricular **106** se rosca o encaja por presión sobre un poste central hueco **109** dentro de la punta de auricular **108**. El adaptador de la punta de auricular **106** tiene un espacio en su base para sumar acústicamente las dos señales del generador de sonido para producir una señal de comunicación acústica híbrida reducida en ruido dirigida a la membrana timpánica. El diámetro y longitud del tubo sonda **107** y el diámetro y longitud del adaptador de la punta de auricular **106** afectan a una función de transferencia entre el generador de sonido de cancelación de ruido **102** y el micrófono interno **104**. Esto permite una compensación de realimentación

digital de alto rendimiento para extender la banda de frecuencia de la cancelación de ruido a al menos 1000 Hz con respuesta plana y mínima resonancia. En otra realización, en lugar de un tubo sonda **107** en esa forma, una disposición de detección acústica interna puede basarse en un adaptador de la punta de auricular dividido con un pozo central que divide el espacio acústico en dos cámaras separadas, una para proporcionar la señal de comunicación acústica híbrida reducida en ruido en el canal auditivo, y la otra para acoplar una señal de realimentación acústica interna al micrófono interno **104**.

El software para el módulo electrónico puede incluir uno o más de entre: una metodología automatizada para la medición de la función de transferencia entre los generadores de sonido **102** y **103** y el micrófono interno **104** (recorrido de cancelación y recorrido de comunicación) y entre los generadores de sonido **102** y **103** y el micrófono externo **105** (recorrido de realimentación); un algoritmo de cancelación de ruido híbrido directo - de realimentación; un procesamiento de señal para filtrado pasa banda de las señales del micrófono para dirigir la energía del generador de sonido a las bandas de frecuencias deseadas; filtrado pasa banda dentro del algoritmo de reducción de ruido para rechazo del ruido fisiológico o de voz generado al interior del espacio de sellado entre el conducto y la membrana timpánica; un algoritmo de comunicaciones externas para paso de una señal de comunicación externa al usuario a través de la detección de la señal de comunicación en el micrófono externo **105** y filtrado del ruido de la señal de comunicación y suministro al usuario a través del generador de sonido de comunicaciones **103**; un algoritmo de exposición de ruido para medición de la exposición al ruido ponderada en el tiempo del usuario; y un algoritmo de sellado para detección de si existe una condición de sellado apropiada en el canal auditivo. El algoritmo de cancelación de ruido se adapta a la variación en las funciones de transferencia de los recorridos de cancelación y recorrido de comunicación debido a geometrías del conducto y canal auditivo individuales y usa funciones de transferencia de realimentación para detectar una condición de sellado inapropiada.

La Figura 3 muestra un dibujo de CAD de una realización de un dispositivo intraauricular **100** que tiene dos generadores de sonido separados **102** y **103** como se muestra en la Figura 1. La Figura 4 muestra una vista en despiece de la realización de la Figura 3 que muestra mejor el tubo sonda **107** y el adaptador de la punta de auricular **106**, que se extiende desde el dispositivo intraauricular **100** y se sella al cuerpo plástico **101** en la cara opuesta. La Figura 5 muestra una vista en despiece de una realización alternativa de un adaptador de la punta de auricular **501**. La Figura 6 muestra un dibujo de CAD de una realización de un dispositivo intraauricular **200** que tiene un generador de sonido único **201** como en la Figura 2 (sin mostrar el adaptador de la punta de auricular para ver mejor las otras estructuras dentro del dispositivo). La Figura 7 muestra una realización alternativa de tapón auditivo de espuma **700** e inserción de punta de auricular plástica **701**.

La Figura 8 muestra vistas en sección transversal de tres realizaciones diferentes del adaptador de la punta de auricular **106**. La Figura 8A muestra una realización que tiene un único orificio interior **801** para recepción y combinación de las señales de generador de sonido hacia la base del adaptador de la punta de auricular **106**. En un lado de la base del orificio interior **801** está el micrófono interno **104** para detección de la señal microfónica interna en la proximidad de la salida del generador de sonido **201**. La Figura 8B muestra otra disposición del adaptador de la punta de auricular **106** que tiene un orificio principal **802** que combina y suministra las señales del generador de sonido, y un orificio de detección pequeño **803** separado que se extiende apartado del orificio principal **802** y se acopla al micrófono interno **104**. La Figura 8C muestra otra realización en la que el orificio de detección **803** es más grande y proporciona una respuesta de recorrido de cancelación diferente comparado con otras realizaciones, de modo que pueda extenderse más próximo a la membrana timpánica. La Figura 9 muestra una realización que tiene un tubo sonda **107** de polímero completo para el micrófono interno **104** que se extiende más allá de la abertura de la punta del adaptador **106** más próximo aún a la membrana timpánica.

La Figura 10 muestra un dibujo de CAD de una realización del adaptador de la punta de auricular **106** para una configuración de generador de sonido dual como en la Figura 1. La Figura 10 muestra la disposición de los generadores de sonido **102** y **103**, adaptador de la punta de auricular **106**, micrófono interno **104** y tubo sonda **107**. Los generadores de sonido **102** y **103** se llevan directamente al adaptador de la punta de auricular **106**. El micrófono interno **104** se alinea con los generadores de sonido **102** y **103** y se llevan a través del tubo flexible a un orificio **1001** en el lado del adaptador de la punta de auricular **106**. Interno al adaptador de la punta de auricular **106**, se fija un tubo sonda **107** al orificio de micrófono interno **1001**. Se fija un segundo manguito **1002** sobre el tubo sonda **107** para proporcionar una sección sustituible que se pueda limpiar fácilmente de cerumen.

La Figura 11 muestra un dibujo de CAD de otra realización del adaptador de la punta de auricular **106** al que se lleva directamente el generador de sonido **201**, a través del que se fija un tubo sonda **107**, y se lleva el micrófono interno **104** al tubo sonda **107**.

La Figura 12 muestra los componentes físicos de un sistema que tenga dos dispositivos intraauriculares **1201** y **1202** que incorpora un conjunto de cableado **1203** y conector para transmisión de cuatro señales de micrófono (un micrófono interno y un micrófono externo para cada dispositivo intraauricular) al módulo electrónico externo, y para recepción de señales desde el módulo electrónico para controlar los generadores de sonido. Un canal de comunicación separado **1204** puede suministrar también una señal a los generadores de sonido de comunicación, por ejemplo, a partir de un canal de radio.

La Figura 13 muestra un dibujo de CAD y la Figura 14 muestra una vista de despiece de un módulo electrónico **1301** que incluye el módulo electrónico externo. El módulo electrónico **1301** incorpora un conector de adaptación **1302** para recepción de cuatro señales de micrófono (un micrófono interno y otro externo desde cada uno de los dos tapones auditivos) y señales de transmisión para alimentar los generadores de sonido; cápsula plástica endurecida **1303**; cubierta superior **1304**; botón conmutador de encendido **1305**; indicador LED **1306**; batería **1401**; compartimento de batería **1402** que puede incluir electrónica de conversión y distribución de la energía; tarjeta electrónica **1403**. La Figura 15 muestra un fotograbado de una realización del módulo electrónico fijado dentro de una bolsita de tela que se fija a un uniforme de campo o de vuelo.

La Figura 16 muestra un diagrama de bloques funcional de los componentes principales del módulo electrónico que proporciona acondicionamiento de señal para los micrófonos y generadores de sonido; software de procesamiento de señal para implementar el algoritmo de cancelación activo de ruido híbrido directo y de realimentación, identificación de la función de transferencia automatizada, algoritmos de paso de comunicación y algoritmos de detección de sellado.

La Figura 17 muestra una realización cuando se usa con un casco militar **1701**, con los tapones auditivos insertados en los auriculares y cableado que transcurre por debajo de la protección auricular dentro del casco **1701**, asegurando el cable de comunicación **1702** a la parte posterior del casco **1701**, e introduciendo cableado del módulo electrónico **1703** fijado al uniforme a través del uso de la bolsita de tela con la fijación negra y cinta que cuelga a la izquierda de la cremallera **1704** tal como se muestra.

El módulo electrónico incorpora algoritmos digitales para una o más mediciones de la función de transferencia del recorrido de cancelación; la función de transferencia del recorrido de comunicación y el recorrido de realimentación; un algoritmo de cancelación de ruido híbrido directo y por realimentación; un algoritmo para paso de una señal de comunicación externa al portador a través de la detección de la señal de comunicación en el micrófono externo y filtrado del ruido y suministro al portador a través del altavoz de comunicación; algoritmos para rechazo de ruido generado fisiológico o de voz conducido al interior del espacio cerrado dentro del conducto y membrana timpánica dentro del algoritmo de cancelación activa de ruido; filtrado pasa banda de modo que dirija la energía acústica del generador de cancelación de ruido a las bandas de frecuencia de interés; electrónica para paso de una señal de comunicación de radio al generador de comunicación que se desacopla del módulo restante de modo que deje la comunicación intacta si falla cualquier otra parte del módulo; y algoritmos para medición de la exposición al ruido ponderada en el tiempo basándose en las señales registradas en el micrófono interno tal como se detalla en el presente documento.

La Figura 18 muestra un esquema de una realización de un sistema de reducción activa de ruido (ANR) híbrida directa/realimentación. En la realimentación de la ANR digital o analógica, la función de transferencia del ruido de cancelación, que es una combinación de las características del altavoz de la ANR, el comportamiento resonante de la cavidad y la colocación del micrófono de error, limita la ganancia de realimentación para mantener la estabilidad y por ello se limita el nivel de atenuación activa. El ruido entrante $x(t)$ se mide por el micrófono externo **1801** del protector auricular y se digitaliza como x_k . Las últimas L muestras de x_k constituyen la entrada de referencia X_k , donde L es la longitud de filtro. El ruido electrónico y de cuantificación entra como Q_{dk} . Cuando $x(t)$ pasa a través del protector auricular **1802** para convertirse en una señal de ruido $d(t)$, un filtro LMS **1803** encuentra un vector de ponderación, $W(z)$, que se aplica a x_k para producir una señal de cancelación $-y_k = W^T X_k$. Un micrófono de error **1804** en el interior del protector auricular **1802** registra la señal de error, que se digitaliza sometida al ruido Q_{ek} . e_k , junto con x_k filtrada por medio de $\hat{S}(z)$, ajusta el filtro LMS con **1803**, y e_k también pasa a través del compensador de realimentación **1805**, $G_c(z)$, que crea su propia señal de cancelación $-r_k$. Los filtros pasa banda **1806** y **1807** sobre e_k y sobre x_k filtrados a través de $\hat{S}(z)$ enfocan la energía de cancelación de ruido en la banda de interés y rechazan el ruido fisiológico. Las dos señales de cancelación se escalan por ganancias K_{fb} y K_{ff} , sumadas por el nodo de suma **1808**, y digitalizadas por el conversor D/A **1809**. La señal de cancelación amplifica y emite por el altavoz exterior **1810** como $-Y(t)$ para sumarse con $d(t)$ dentro de la cápsula del auricular o cavidad del tapón auditivo. El $\hat{S}(z)$ **1811** modeliza la respuesta del recorrido de cancelación a partir del voltaje de entrada del altavoz exterior **1810** al voltaje de salida del micrófono de error **1804**, como en un algoritmo de filtrado XLMS (FXLMS) estándar, descrito, por ejemplo en S. M. Kuo y D.R. Morgan, Active Noise Control Systems, John Wiley and Sons, 1996, incorporado en el presente documento por referencia.

En una realización específica, el algoritmo de reducción de ruido se implementa en una Matriz de Puertas Programable en Campo (FPGA) como una máquina de estado que usa un lenguaje de programación en Lenguaje de Descripción de Hardware VHSIC (VHDL). Esto permite la reutilización del código para los canales izquierdo y derecho de modo que los transistores pueden reutilizarse, dando como resultado un dispositivo más pequeño con menor consumo de energía. Otra realización se describe más acertadamente como una combinación de VHDL (para describir el núcleo del DSP y coprocesadores) y código ensamblador (para describir el algoritmo ejecutado en el DSP). Con esta realización, fue posible rehacer la arquitectura del código VHDL para obtener una disminución de la utilización del dispositivo en un dispositivo FPGA específico desde casi al 100 % hasta ~55 %. El VHDL se usa para diseñar un núcleo de DSP personalizado con coprocesadores para ADC de lectura, DAC de escritura, LMS y productos de vectores. Esto permite la utilización de un dispositivo FPGA más pequeño y por ello un consumo de energía inactivo más bajo. El DSP interno se programa a través de un lenguaje ensamblador personalizado y se traduce en código máquina con un ensamblador desarrollado específicamente para esta finalidad. Esta realización

conjuga las rápidas capacidades de algoritmos fijos de las máquinas de estado (por ejemplo, el coprocesador LMS se pone en cola para realizar múltiples operaciones en coma flotante, sumas en coma flotante y reescrituras de RAM automática cada ciclo de reloj sin intervención del DSP) con las capacidades programables de ahorro de espacio de un núcleo de microprocesador para controlar el flujo del algoritmo y para permitir niveles más elevados de abstracción en el VHDL. Aunque otras realizaciones podrían implementarse en las plataformas de hardware tal como un ASIC, el uso de una FPGA permite la implementación de una funcionalidad adicional sin cambiar el hardware, dentro de los límites del espacio y número de transistores de la FPGA. La implementación en un ASIC que use VHDL, por el contrario, bloquea las funciones del módulo de modo que los cambios en la funcionalidad requieren el rediseño y nueva fabricación de un nuevo ASIC, lo que es caro y costoso en tiempo. Un dispositivo ASIC programable se puede realizar usando el código VHDL para diseñar un núcleo de DSP personalizado que convierte a un ASIC en programable si se usa memoria flash externa para almacenar el programa del DSP.

La Figura 18 es para la configuración de generador de sonido único que proporciona tanto señales de cancelación como de comunicación, aunque la arquitectura se modifica fácilmente para un sistema intraauricular de altavoz dual como se muestra en la Figura 19, que incluye un altavoz de comunicaciones **1901**. Cuando se inyecta una señal de comunicación $C(t)$ en la Figura 18 o Figura 19, se muestrea y filtra a través de la función de transferencia del recorrido de comunicación **1812**. El resultado se resta de la señal de error medida, previamente a unos cálculos de ANR de modo que el residuo e_k que entra en el filtro LMS y compensador se debe al ruido acústico. $C(t)$ se pasa también a través del generador de sonido. Este proceso minimiza la cancelación de la señal de comunicación junto con el ruido externo y la corrupción del vector de ponderación LMS debida a la comunicación. Obsérvese que $C(t)$ podría servir como una entrada de referencia al bucle de realimentación en la Figura 18 de modo que pasa a su través al generador de sonido; sin embargo, esto requiere una respuesta en bucle cerrado con suficiente ancho de banda para pasar la señal. Obsérvese que si se usa el mismo generador de sonido para cancelación de ruido y comunicación, entonces las funciones de transferencia del recorrido de comunicación y cancelación $\hat{S}(z)$ en la Figura 18 y 19 son en principio idénticas. Sin embargo, la realización puede incluir funciones de transferencia del recorrido de comunicación y cancelación distintas y componentes de modelizado de la función de transferencia.

Los filtros LMS dirigen la energía igualmente a todas las bandas de ruido, lo que, cuando funciona en un campo sonoro con ruido de muy baja frecuencia, pueden inhibir la atenuación del ruido a frecuencias que sean más deseables de atenuar y podría también amplificar el ruido en algunas bandas, dado que la energía se dirige a intentar cancelar el sonido en bandas de frecuencia en donde el altavoz de cancelación es ineficaz. Para impedir este efecto, las señales del micrófono son filtradas en pasa banda. Para impedir que las ponderaciones respondan a bandas de frecuencia en las que el altavoz de cancelación de ruido es ineficaz, sólo es necesario filtrar la señal del micrófono de referencia que va al cálculo de la actualización de ponderación. Sin embargo, para asegurar la convergencia del algoritmo, la señal del micrófono de error que entra en el cálculo de la actualización de ponderación debe filtrarse también. Las Figuras 18 y 19 incluyen la arquitectura del filtro pasa banda. El ruido rosa y el ruido UH-60 están dominados por frecuencias más bajas que las que el altavoz de cancelación en miniatura puede proporcionar. La adición de un filtro pasa banda des-realza el contenido de baja frecuencia y provoca que el algoritmo directo se enfoque en un intervalo de frecuencias en donde es posible la atenuación.

La variabilidad en las respuestas del recorrido de cancelación y del recorrido de comunicación **1811** y **1812** crea una necesidad de un sistema con buenos márgenes de estabilidad, lo que plantea un reto para la ANR directa y por realimentación individualmente. Se adapta una ganancia del recorrido de cancelación dependiente en frecuencia usando un filtro FXLMS tal como se muestra en la Figura 18 en la que el filtro de conformación **1811**, $\hat{S}(z)$, conforma la entrada de referencia previamente a la actualización del filtro LMS (véase Kuo y Morgan, 1996). Sin embargo, hasta el grado en que el recorrido de cancelación varía de usuario a usuario, de tapón auditivo a tapón auditivo, y de inserción a inserción, el filtro de conformación **1811**, $\hat{S}(z)$, necesita o bien ser adaptativo o bien robusto ante dichas variaciones. De modo similar, el sistema de realimentación debería ser también robusto ante dichas variaciones. Un filtro de recorrido de cancelación adaptativo añade requisitos computacionales sustanciales —hasta el doble del sistema sin un modelo de recorrido de cancelación—, mientras que un filtro de recorrido de cancelación fijo no evita errores de ganancia y fase a lo largo de las evidentes variaciones de usuario a usuario. Por lo tanto, esta función de transferencia se identifica como parte de un procedimiento de inicialización realizado después de la inserción del tapón auditivo en el canal auditivo. La Figura 20 muestra una realización de un método de identificación del recorrido de cancelación que usa filtros LMS para identificar el numerador y denominador de la función de transferencia del recorrido de cancelación. La reutilización del código del filtro LMS para la identificación del recorrido de cancelación contribuye a una implementación eficiente del método de identificación en un procesador FPGA. El mismo procedimiento se puede usar para identificar la función de transferencia del recorrido de comunicación. Las funciones de transferencia identificadas pueden codificarse en memoria, o pueden inicializarse tras la reinserción del tapón auditivo.

La arquitectura híbrida proporciona un medio para minimizar la degradación del rendimiento mientras construye unos márgenes de estabilidad adecuados de cara a variaciones residuales. El compensador de realimentación **1805**, $G_c(z)$, proporciona una atenuación relativamente baja (5-10 dB) y efectivamente “aplana” la respuesta del recorrido de cancelación, de modo que la ganancia del recorrido de cancelación compensada con realimentación es menos variable que la ganancia en bucle abierto. La ANR directa **1803** se basa en el algoritmo directo de un LMS refinado por Lyapunov (LyLMS) (Patente de Estados Unidos N° 6741707, Patente de Estados Unidos N° 6996241; que se

incorporan en el presente documento por referencia).

El recorrido de cancelación $\hat{S}(z)$ y el recorrido de comunicación se pueden representar o bien por una respuesta a impulsos finita (FIR) o bien una respuesta a impulsos infinita (IIR). Un filtro FIR introduce sobre el orden de $2N$ múltiplos -- N múltiplos cada uno por el filtrado de la señal de comunicación muestreada c_k , y la entrada de referencia x_k , donde N es la longitud del filtro del recorrido de cancelación. En apoyo de la eficiencia computacional, se puede realizar un enfoque de modelizado del recorrido de transferencia IIR en "caja negra". El método de identificación automatizado proporciona una corta ráfaga de ruido blanco de volumen moderado al generador. La entrada en el dominio del tiempo y la salida del micrófono de error se procesan usando una técnica de identificación lineal rápida (descrita, por ejemplo en M. Q. Phan, J. A. Solbeck, y L. R. Ray, A Direct Method For State-Space Model And Observer/Kalman Filter Gain Identification, AIAA Guidance, Navigation, and Control Conf., Providence RI, agosto de 2004, incorporada en el presente de documento por referencia) denominada en el presente documento como *fastid*. Este enfoque, que se pretende como una rutina de inicialización, puede proporcionar modelos IIR de alta fidelidad, orden bajo para una anticipación de comunicación e implementación filtrada en X , usando tan poco como 0,1 segundos de datos de entrada y salida. El proceso para modelizado automatizado de la respuesta del recorrido de comunicación **1812** es idéntico.

Los requisitos de cálculo y memoria para *fastid* son relativamente altos dado que el algoritmo requiere la inversión de una matriz cuadrada $p(q+r)+r$, en donde p es el orden del filtro IIR, q es el número de salidas y r el número de entradas. Un enfoque para la identificación del filtro IIR es el algoritmo de mínimos cuadrados recursivo (RLS) descrito, por ejemplo, por J.-N. Juang, Applied System Identification, PTR Prentice-Hall, Inc., 1994, incorporado en el presente documento por referencia. El algoritmo RLS comienza con un conjunto de coeficientes IIR y los actualiza basándose en cada nueva muestra de datos de entrada y salida hasta la convergencia. Para un sistema de una entrada, una salida, las únicas operaciones no escalares son inversiones de matrices 2×2 . El modelo RLS debería ser equivalente al identificado usando *fastid*. Sin embargo, el algoritmo RLS requiere significativamente más datos en series de tiempos para converger a un modelo de similar fidelidad que un método *fastid*, dado que el método *fastid* se beneficia de tener las series en el tiempo completas de datos de entrada y salida disponibles para identificación. El método *fastid* determina el modelo de mejor adaptación estado-espacio del orden deseado basándose en un conjunto de datos de entrada y salida posiblemente ruidosos. El modelo identificado se transforma entonces en una forma de función de transferencia. El algoritmo requiere la inversión de una matriz de datos muy grande; sin embargo, unas realizaciones alternativas reducen dichos requisitos de cálculo.

Un algoritmo de identificación alternativo puede reutilizar el algoritmo LMS existente y puede adaptar directamente los coeficientes del modelo IIR a datos de entrada y salida en tiempo real, denominados en el presente documento como *lmsid*. Requiere más datos de entrada y salida que el algoritmo *fastid*, pero debido a que adapta el modelo en tiempo real no toma más tiempo identificar el modelo. Una realización del algoritmo *lmsid* trata los coeficientes del numerador y denominador del modelo IIR como elementos de un único vector de ponderación, y reúne las historias de entrada y salida en un único vector histórico para adaptar el vector de ponderación. Las adaptación es por lo demás idéntica al algoritmo de ANR directa con un factor de fuga dependiente de la fuerza de la señal y un tamaño de salto adaptativo, y los modelos resultantes son válidos hasta alrededor de 50 Hz para muestreo de 10 kHz para un modelo de orden 32. Sin embargo, cuando se incrementa la tasa de muestreo el punto de divergencia en baja frecuencia también se incrementa de 50 Hz a 100 Hz, e impacta el rendimiento de la ANR.

Otra realización del algoritmo *lmsid* separa los coeficientes del numerador y denominador en vectores de ponderación separados y mantiene los históricos de entrada y salida separados para adaptación de los correspondientes vectores de ponderación. Además, tener un factor de fugas adaptativo en el algoritmo de ANR permite que el vector de ponderación decaiga cuando no hay señal de referencia presente. En la implementación de identificación, se garantiza la presencia de la señal de referencia (la señal de identificación en este caso), de modo que el requisito de factor de fugas se relaja. Los tamaños del salto adaptativo para los coeficientes de numerador y denominador son independientes. Esta realización reduce el punto de divergencia en baja frecuencia, mejora la consistencia del modelo identificado y se traduce en un rendimiento de la ANR consistente. Un diagrama de bloques de la realización *lmsid* preferida se muestra en la Figura 20.

La Figura 21 muestra un modelo de orden 96° identificado usando *fastid*; y un modelo de orden 32° identificado usando *fastid*, para demostrar la consistencia del algoritmo *fastid*. Usando el modelo de orden 96° , se generan veinte conjuntos adicionales de datos de entrada y salida, y estos se usan con dos realizaciones de *lmsid* para identificar veinte modelos IIR de 32° orden cada uno. Los resultados de la primera realización, en los que los coeficientes de numerador y denominador se identifican usando un único filtro LMS se muestran en la Figura 21, y los resultados para la segunda realización, en los que se usan filtros LMS separados para identificar coeficientes de numerador y denominador se muestran en la Figura 22. Los modelos identificados usando la primera realización comienzan a divergir en 70 Hz y difieren en alrededor de 15 dB del modelo verdadero a 10 Hz. Para la segunda realización, los modelos no comienzan a divergir hasta 10 Hz y están dentro de 10 dB del modelo verdadero hasta 1 Hz.

Cuando se inserta el dispositivo intraauricular en un oído humano, una señal resultante de los latidos del corazón del portador puede superponerse sobre la señal de identificación en el micrófono de error. Esta señal de latidos del corazón es de magnitud significativa con relación a la señal de identificación. La Figura 23 muestra un registro de la

señal del micrófono interno durante la excitación con una señal de identificación. El latido tiene un periodo de 0,8 segundos (1,25 Hz o 75 latidos por minuto), pero la forma de onda significativa tiene una frecuencia de alrededor de 7 Hz. Esta señal de latidos depende de la configuración y localización del micrófono interno. La señal de latidos fisiológica se puede eliminar para mantener la fidelidad del modelo identificado.

5 La Figura 24 muestra las respuestas del recorrido de cancelación identificadas usando el algoritmo *fastid* y un algoritmo *lmsid* ambos con una señal de ruido blanco simulada y también con la misma señal de ruido blanco simulada con ruido fisiológico simulado superpuesto que tenga una frecuencia característica tal como se mide. A altas frecuencias, por encima de 100 Hz, hay un pequeño o ningún efecto del ruido fisiológico en el modelo
10 identificado. Por debajo de 100 Hz, los modelos resultantes de los datos de identificación alterados por los latidos del corazón muestran una magnitud mucho más alta debido a la energía de baja frecuencia inducida por el latido del corazón en el micrófono de error. El latido del corazón tiene un periodo de aproximadamente 0,8 segundos (1,25 Hz), y la forma de onda principal de latido del corazón tiene una frecuencia aproximada de 7 Hz, pero los modelos identificados no son capaces de dichos detalles a bajas frecuencias, de modo que el efecto se dispersa a través de las bajas frecuencias. A 20 Hz se emplea un filtro pasa alto de Butterworth de 2º orden para eliminar el ruido fisiológico con cuatro pasos (equivalente a un filtro de 8º orden) requerido para la eliminación completa. Para impedir el desplazamiento de fase inducido por el filtrado, tanto la señal de excitación del altavoz de cancelación como la respuesta del micrófono de error se filtran de modo que se induzca el desplazamiento de fase tanto en los datos de entrada como de salida al método de identificación. La Figura 25 muestra los resultados de este enfoque para un
20 orden del modelo identificado de 32. El filtro recupera el modelo verdadero, solamente con una ligera discrepancia de magnitud a bajas frecuencias.

El acoplamiento del micrófono de error afecta a la respuesta del recorrido de cancelación lo que a su vez afecta al rendimiento de la ANR por realimentación. Es deseable una respuesta de recorrido de cancelación plana para un
25 diseño de un compensador de realimentación de la ANR **1805**, $G_c(z)$, en la Figura 18. Se ensambló un dispositivo intraauricular experimental configurable a partir de componentes sueltos compuestos de un generador de sonido, un micrófono interno, una punta de auricular de espuma y un adaptador de la punta de auricular. Se estudiaron las configuraciones de acoplamiento entre el micrófono interno y el generador de sonido para determinar la realización preferida del acoplamiento entre el generador de sonido y el micrófono interno. Los estudios incluyeron i)
30 acoplamiento del micrófono de error al adaptador de la punta de auricular usando un tubo de Tygon de diámetro interior (DI) de 1,016 mm (0,040 pulgadas) de longitudes variables, ii) acoplamiento usando un tubo de Tygon de DI de 0,508 mm (0,020 pulgadas) de longitudes variables, iii) colocación del micrófono de error directamente dentro del espacio ocluido, iv) acoplamiento del micrófono al canal auditivo ocluido usando un tubo de sonda de 1,016 mm (0,040 pulgadas) × 15 mm (0,6 pulgadas) insertado a lo largo del lateral de la punta de auricular, y v) una configuración similar usando un orificio de 0,508 mm (0,020 pulgadas) × 15 mm insertado a lo largo del lateral de la
35 punta de auricular. La Figura 26 muestra los recorridos de cancelación identificados por estos experimentos mostrando que el acoplamiento del micrófono de error al canal auricular ocluido usando un tubo de sonda proporciona una sustitución efectiva para la localización del micrófono, reduciendo un nodo a aproximadamente 480 Hz y la resonancia a aproximadamente 2200 Hz. La Figura 9 muestra una vista en sección transversal de una realización de un adaptador de la punta de auricular **106** diseñado basándose en los resultados de este experimento. Proporciona un orificio integral a través de la punta de auricular **108** para el micrófono interno, un conector para fijación directa del micrófono interno, y un medio para retener el micrófono externo en la parte posterior del tapón auditivo.

45 La forma en la que el micrófono interno se acopla al canal auditivo también tiene un gran efecto sobre la forma del recorrido de cancelación, lo que, a su vez, afecta significativamente al rendimiento de la ANR. Se llevaron a cabo una serie de experimentos colocando la sonda interna del micrófono en diferentes puntos dentro de un tapón auditivo configurable. Como se muestra en la Figura 27, la localización de un nodo en el recorrido de cancelación se puede mover con relación a la banda de interés para la ANR variando la localización de inserción de la sonda del
50 micrófono de error.

El efecto del diámetro interior del tubo de sonda del micrófono interno sobre la función de transferencia del recorrido de cancelación se estudió también usando el tapón auditivo configurable. El generador de sonido de cancelación se acopló al interior del volumen del canal auditivo con un tubo de Tygon de 0,508 mm (0,020 pulgadas) de DI y 20 mm de longitud. El micrófono interno se acopló entonces al volumen del canal auditivo usando tubos de Tygon de DI de
55 0,254 mm (0,010 pulgadas), 0,508 mm (0,020 pulgadas) y 1,016 mm (0,040 pulgadas). Los recorridos de cancelación registrados para cada configuración se muestran en la Figura 28, que muestra que el tubo de sonda del micrófono interior actúa como un filtro paso bajo sobre la señal del micrófono interno. El diámetro del tubo se puede ajustar para mover la curva de la frecuencia superior a más alta (tubo de diámetro más grande) o más baja (tubo de diámetro más pequeño). Con diámetros muy por debajo de 0,254 mm (0,010 pulgadas), se atenúa demasiado la señal en la banda de interés para la ANR. Las resonancias observadas a aproximadamente 1300 Hz y 3300 Hz se atribuyen al generador de sonido, y la descarga a baja frecuencia se atribuye a las características de respuesta de tanto el altavoz como del micrófono.

65 En conjunto con la evaluación del efecto del diámetro de la sonda, se evaluó la localización de la sonda a lo largo del orificio de la punta de auricular con cada diámetro del tubo de sonda. La evolución de la función de transferencia del

recorrido de cancelación, cuando la sonda se mueve hacia atrás desde el canal auditivo a través de la punta de auricular, se muestra en la Figura 29. Un nodo recurrente en la función de transferencia, común a todos los diámetros de sonda, se mueve desde las frecuencias más altas (aproximadamente 2,5 kHz) en el canal auditivo a frecuencias más bajas (aproximadamente 1,3 kHz) en la parte posterior de la punta de auricular. Este nodo se puede atribuir a la geometría del orificio de la punta de auricular o al volumen del canal auditivo, pero es relativamente independiente del tamaño del tubo de la sonda.

Realizaciones de la punta de auricular **108** y del adaptador de la punta de auricular **106** en las Figuras 3-7 adaptan la capacidad para realizar varias configuraciones de colocación del micrófono interno, diámetro interior de la punta de auricular, y diámetro interior y longitud del tubo de sonda. El adaptador de la punta de auricular **106** puede incluir roscas exteriores para adaptar una punta de auricular roscada sustituible o se puede emplear un adaptador más suave. Se adaptan tanto puntas de auricular con borde de silicona como puntas de auricular de espuma.

Se emplea un proceso de moldeo por inyección a baja temperatura, baja presión para moldear el plástico alrededor de los micrófonos y generadores de sonido, y alrededor de la parte del adaptador de la punta de auricular que se interrelaciona con estos componentes, embebiéndoles en el plástico de acuerdo con la geometría diseñada. La Figura 30 muestra una realización de la cavidad del molde y las localizaciones relativas de las partes dentro de la cavidad del molde para la configuración de generador de sonido único, y la Figura 31 muestra una realización de la cavidad del molde y las localizaciones relativas de las partes dentro de la cavidad del molde para la configuración de generador de sonido dual. Las partes se mantienen en su sitio usando inserciones en el molde. El micrófono interior se mantiene en su sitio cementándole al generador de sonido y acoplado al adaptador de la punta de auricular usando una pieza de tubo flexible. La fijación ayuda a la protección de componentes electrónicos durante el moldeo por inyección. Las piezas se cablean antes del moldeo, y el moldeo sobre el conjunto de cableado proporciona una resistencia frente a tensiones.

Las mitades del molde se orientan respectivamente entre sí usando cuatro pasadores de clavija y retenidas con cuatro cabezas de tornillos como se muestra en la Figura 32. Cuatro orificios roscados adicionales en la mitad superior del molde alojan gatos si es necesario para separar las dos mitades después del moldeo. Las inserciones de moldeo cilíndricas mantienen el micrófono exterior y el adaptador de la punta de auricular en su lugar y ayudan a dar la forma de la parte frontal y posterior del conector. Se retienen en el molde usando una placa en cualquier lado. La Figura 33 muestra el dispositivo intraauricular acabado después del proceso de moldeo. Esta técnica de fabricación es altamente flexible para la transición desde el banco de laboratorio a la producción a pequeña escala.

La fabricación del tapón auditivo se realiza usando un proceso de moldeo por inyección a baja temperatura, baja presión por el que los generadores de sonido y el micrófono interno, asegurados al adaptador de la punta de auricular se sitúan en el molde usando una fijación, y el micrófono externo se localiza en el molde usando una fijación, con todos los componentes cableados y conectados al conjunto de cableado. El material plástico inyectado en el molde fluye alrededor de los componentes y conjunto de cableado, encapsulando los componentes y proporcionando un alivio de esfuerzos al conjunto de cableado. Las fijaciones protegen los componentes electrónicos durante el moldeo.

Varios aspectos de las realizaciones de la invención se pueden implementar en lenguajes de programación convencionales de ordenador. Por ejemplo, las realizaciones preferidas se pueden implementar en un lenguaje de programación de procedimientos (por ejemplo, "C" o el lenguaje de descripción de hardware VHDL) o un lenguaje de programación orientado a objetos (por ejemplo "C++", Python). Realizaciones alternativas de la invención se pueden implementar como elementos de hardware reprogramados, otros componentes relacionados, o como una combinación de componentes de hardware y software.

Varios aspectos de las realizaciones se pueden implementar como un producto de programa de ordenador para su uso con un sistema de ordenador. Dicha implementación puede incluir una serie de instrucciones de ordenador fijadas o bien sobre un medio tangible, tal como un medio legible por ordenador (por ejemplo un disquete, CD-ROM, ROM o disco fijo) o trasmisibles a un sistema de ordenador, a través de un módem, dispositivo de interfaz serie u otro, tal como un adaptador de comunicaciones conectado a una red a través del medio. El medio puede ser o bien un medio tangible (por ejemplo, líneas de comunicación ópticas o analógicas), implementado con técnicas inalámbricas (por ejemplo microondas, infrarrojos u otras técnicas de transmisión). Las series de instrucciones de ordenador realizan toda o parte de la funcionalidad previamente descrita en el presente documento con respecto al sistema. Los expertos en la técnica apreciarán que dichas instrucciones de ordenador se pueden escribir en cierto número de lenguajes de programación para su uso con muchas arquitecturas de ordenador o sistemas operativos. Adicionalmente, dichas instrucciones se pueden almacenar en cualquier dispositivo de memoria, tal como semiconductor, magnético, óptico u otros dispositivos de memoria, y pueden transmitirse usando cualquier tecnología de comunicaciones, tal como óptica, infrarrojos, microondas u otras tecnologías de transmisión. Se espera que dicho producto de programador de ordenador se pueda distribuir como un medio extraíble con documentación impresa o electrónica adjunta (por ejemplo, software comprimido en paquetes), precargado con un sistema de ordenador (por ejemplo en una ROM del sistema o disco fijo), o distribuido desde un servidor o boletines electrónicos a través de la red (por ejemplo, la Internet o World Wide Web). Naturalmente, algunas realizaciones de la invención se pueden implementar como una combinación de tanto software (por ejemplo un producto de programa

de ordenador) como hardware. Otras realizaciones de la invención se implementan como completamente hardware o completamente software (por ejemplo, un producto de programa de ordenador).

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de cancelación de ruido y comunicación que comprende:

- 5 un dispositivo intraauricular (100) adaptado para encajar en un canal auditivo de un usuario del dispositivo y que tiene:
- un elemento pasivo de reducción de ruido (108) para reducción del ruido externo que entra en el canal auditivo,
 - 10 - al menos un micrófono externo (105) para detectar una señal acústica externa en el exterior del canal auditivo para producir una señal de micrófono externa representativa,
 - al menos un micrófono interno (104) para detectar una señal acústica interna próxima a la membrana timpánica para producir una señal de micrófono interna representativa y al menos un generador de sonido interno (102, 103; 201) para producir una señal de cancelación de ruido y una señal de comunicación acústica, ambas dirigidas hacia la membrana timpánica,

caracterizado por:

- 20 al menos un tubo sonda (107) configurado para conformar una respuesta acústica entre uno de los al menos un generador de sonido interno (102, 103; 201) y uno del al menos un micrófono interno (104) para que sea relativamente constante a lo largo de una amplia banda de frecuencias de audio; y
- 25 un módulo electrónico externo (1301) en comunicación con el dispositivo intraauricular (100) a través de una conexión cableada, usando el módulo electrónico externo (1301) para procesamiento de las señales microfónicas un algoritmo de reducción activa de ruido híbrido directo y de realimentación para crear y transmitir a al menos un generador de sonido interno (102, 103; 201) la señal de cancelación de ruido, incluyendo el algoritmo de reducción de ruido un primer componente de modelizado que proporciona una función de transferencia del recorrido de cancelación entre uno del al menos un generador de sonido interno (102, 103; 201) y uno del al menos un micrófono interno (104), caracterizando la función de transferencia del recorrido de cancelación una respuesta del recorrido de cancelación del dispositivo (100) como insertada en el canal auditivo del usuario y como conformada por el al menos un tubo de sonda (107), en donde el algoritmo de reducción de ruido se adapta para ajustar automáticamente la señal de cancelación de ruido basándose en la función de transferencia del recorrido de cancelación para adaptar el encaje y la geometría del canal auditivo del usuario;
- 30 el módulo electrónico externo (1301) incluye adicionalmente un segundo componente de modelizado que proporciona una función de transferencia del recorrido de comunicación entre el al menos un generador de sonido interno (102, 103; 201) y el al menos un micrófono interno (104), caracterizando la función de transferencia del recorrido de comunicación una respuesta del recorrido de comunicación del dispositivo (100) tal como se inserta en el canal auditivo del usuario y tal como es conformado por el al menos un tubo de sonda (107), en donde el algoritmo de reducción de ruido se adapta para ajustar automáticamente la señal de comunicación acústica basándose en la función de transferencia del recorrido de comunicación para adaptarse al encaje y geometría del canal auditivo del usuario

45 2. El sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que se usa el mismo generador de sonido interno (201; 1810) para producir tanto la señal de cancelación de ruido como la señal de comunicación acústica, en donde la función de transferencia del recorrido de comunicación es preferiblemente idéntica a la función de transferencia del recorrido de cancelación.

50 3. El sistema de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende un generador de sonido de cancelación de ruido (102, 1810) para producción de la señal de cancelación de ruido y un generador de sonido de comunicación (103; 1901) para producción de la señal de comunicación acústica, en donde el tubo de sonda se configura para conformar la respuesta acústica entre el generador de sonido de cancelación de ruido (102; 1810) y el generador de sonido de comunicación (103; 1901), respectivamente, y el al menos un micrófono interno (104) para que sea relativamente constante a lo largo de una amplia banda de frecuencia de audio.

55 4. El sistema de acuerdo con la reivindicación 3, en el que el módulo electrónico (1301) pasa adicionalmente la señal de comunicación acústica al generador de sonido de comunicaciones (103; 1901).

60 5. El sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el algoritmo de reducción de ruido rechaza adicionalmente el ruido generado fisiológicamente o por voz presente en el canal auditivo.

6. El sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el algoritmo de reducción de ruido incluye un componente de filtrado pasa banda para dirigir la energía acústica de la señal de cancelación de ruido a bandas de frecuencias seleccionadas.

65 7. El sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el algoritmo de reducción de ruidos se implementa en una Matriz de Puertas Programable en Campo (FPGA) como una máquina de estado que usa un lenguaje de

programación en Lenguaje de Descripción de Hardware VHSIC (VHDL).

- 5 8. El sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el algoritmo de reducción de ruido se implementa con una combinación de lenguaje de programación en Lenguaje de Descripción de Hardware VHSIC (VHDL) y código ensamblador.
9. El sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que al menos un tubo sonda (107) incluye una salida de tubo sonda (1002) que es sustituible de modo que se mantenga el tubo sonda (107) libre de cerumen.
- 10 10. El sistema de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende adicionalmente:
un módulo de detección de exposición al ruido para la determinación de la exposición al ruido ponderada en el tiempo del usuario del dispositivo.
- 15 11. El sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el dispositivo intraauricular (100) incluye una carcasa del dispositivo en plástico moldeado (101) que encapsula componentes electrónicos del dispositivo intraauricular (100).
- 20 12. El sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la función de transferencia del recorrido de cancelación se identifica como parte de un procedimiento de inicialización realizado después de la inserción del dispositivo intraauricular (100) en el canal auditivo.

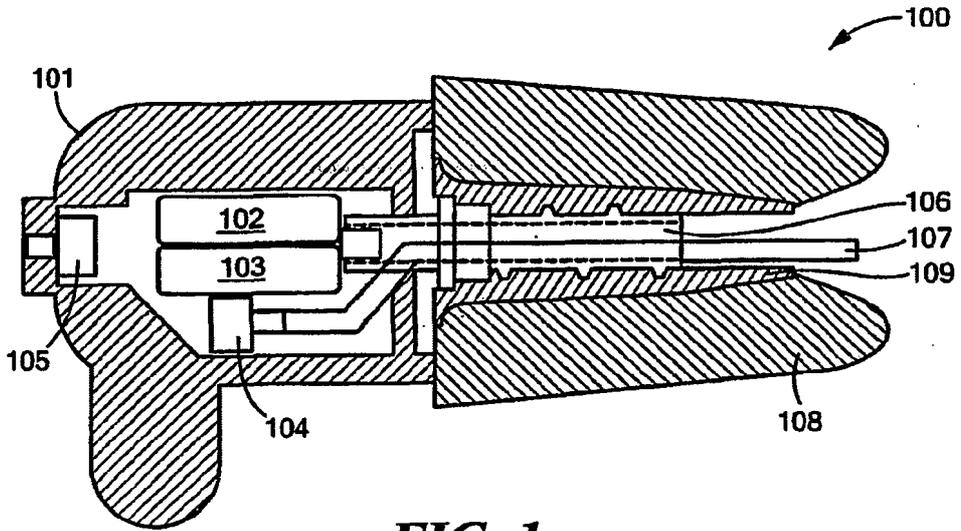


FIG. 1

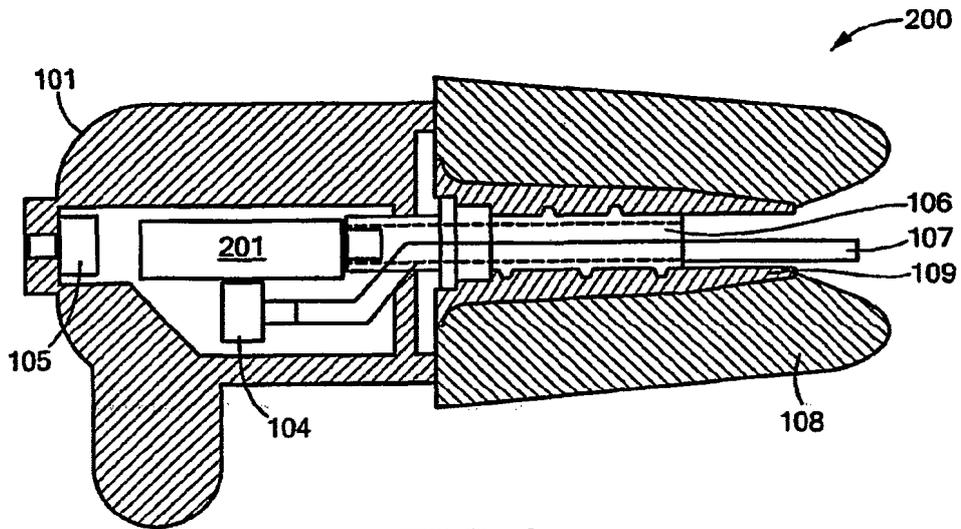


FIG. 2

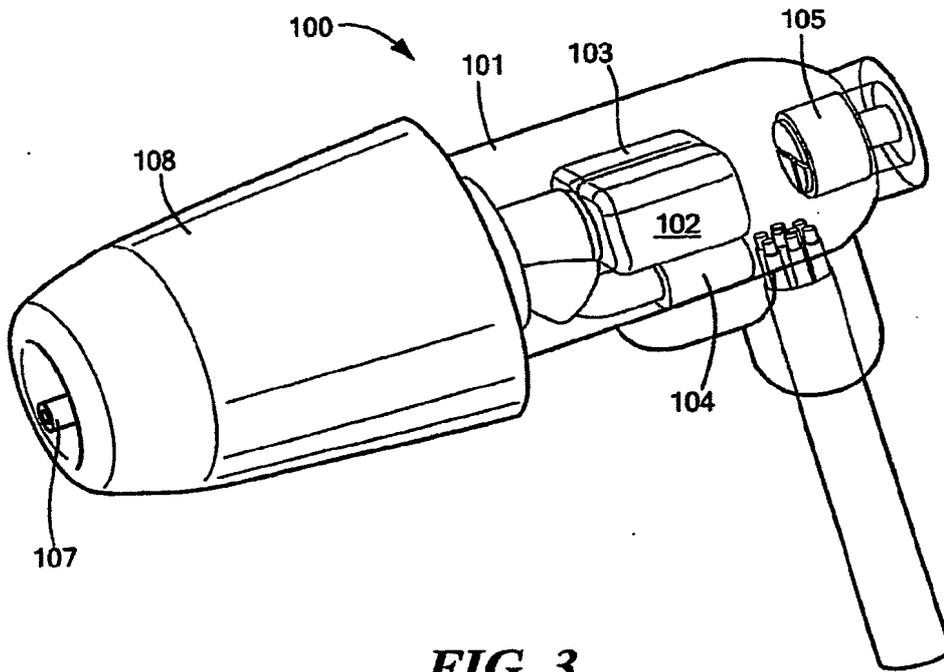


FIG. 3

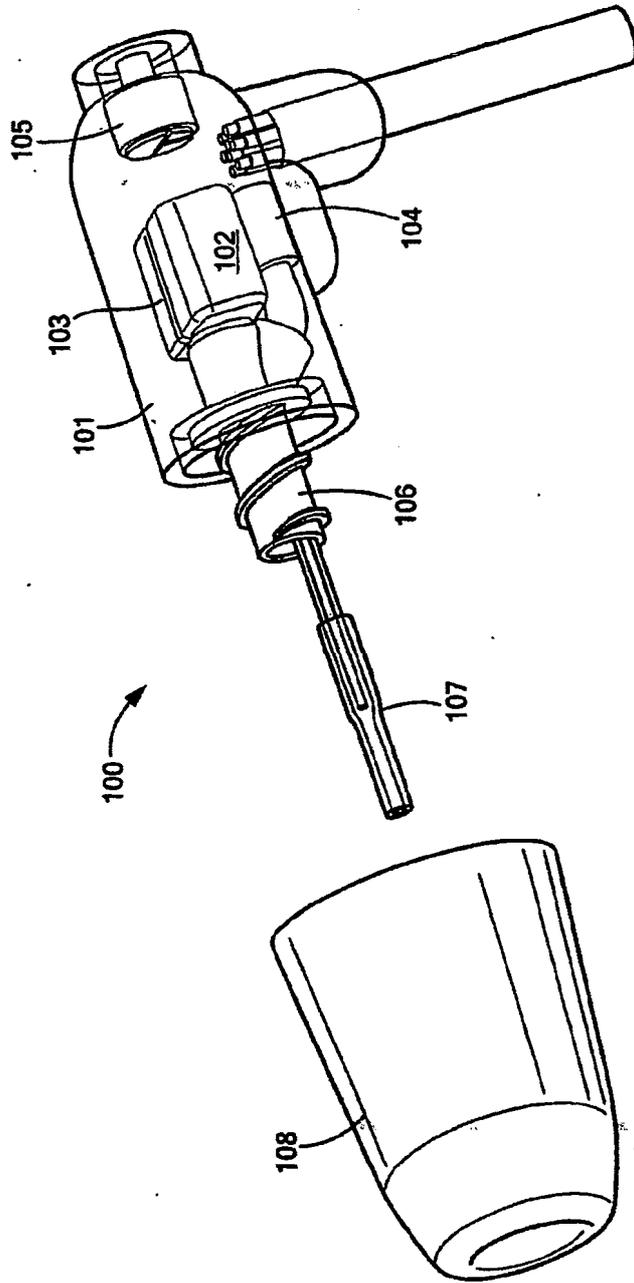


FIG. 4

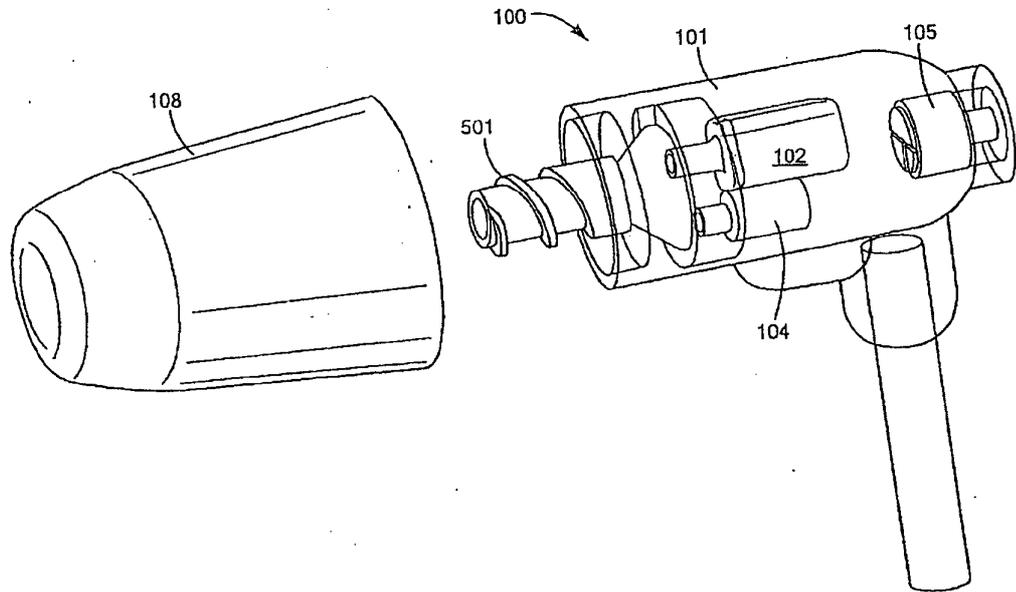


FIG. 5

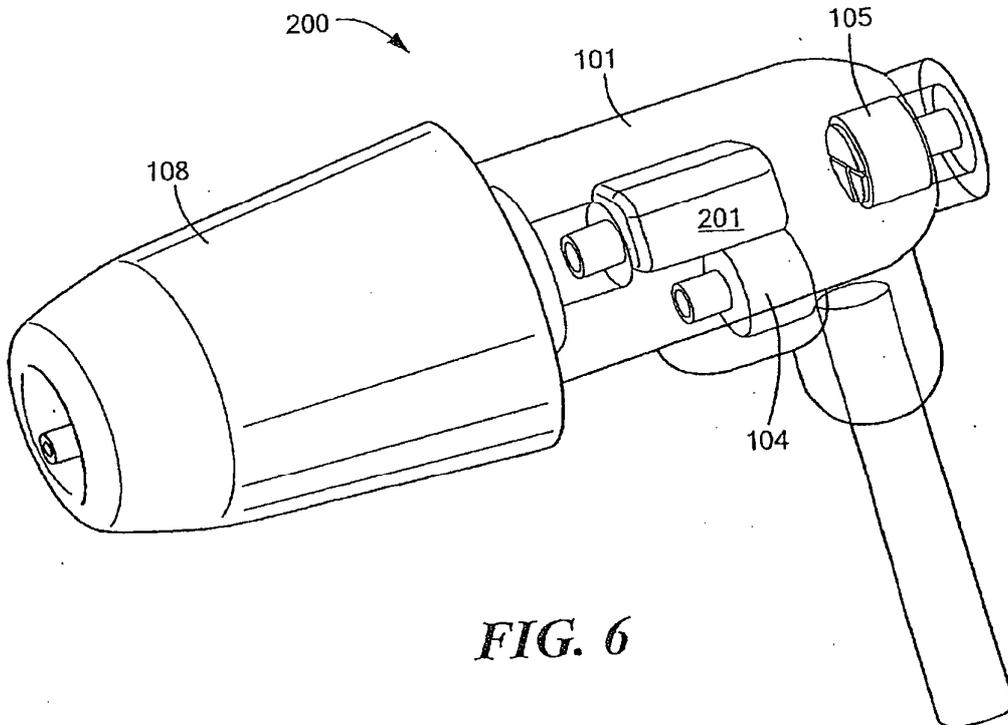


FIG. 6

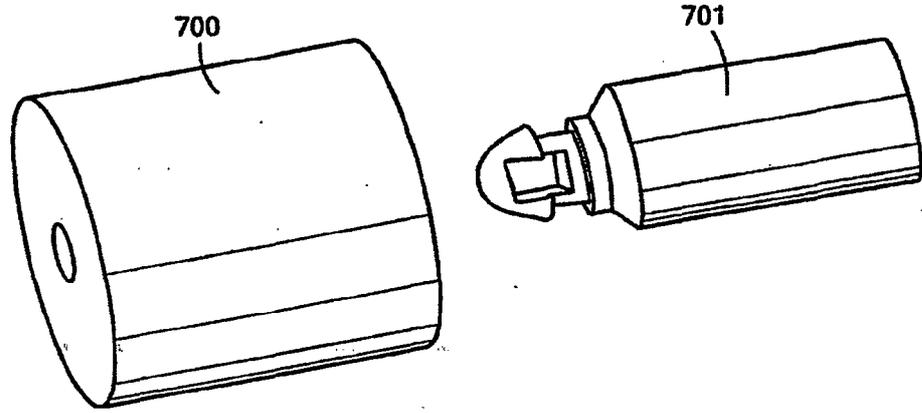


FIG. 7

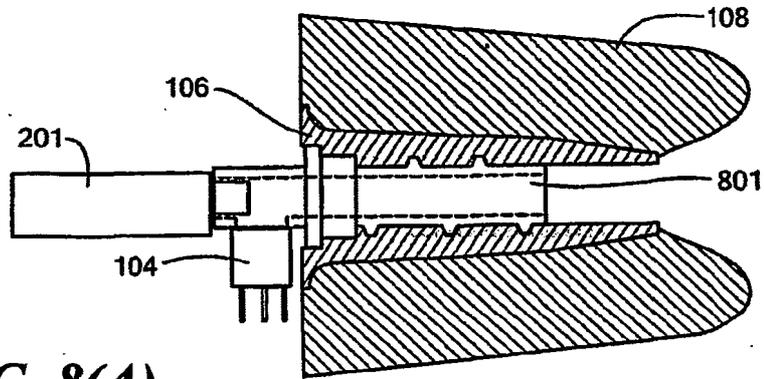


FIG. 8(A)

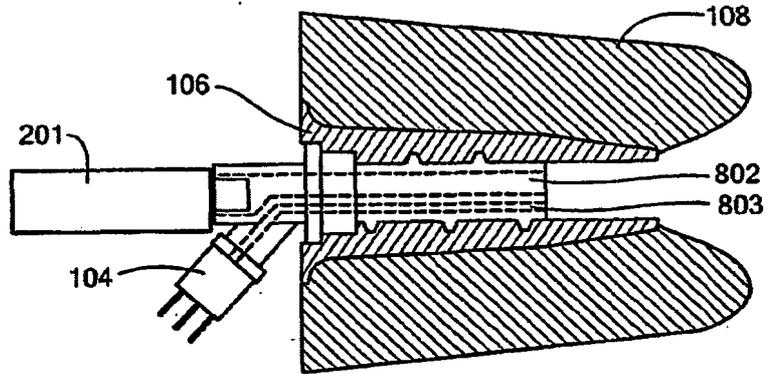


FIG. 8(B)

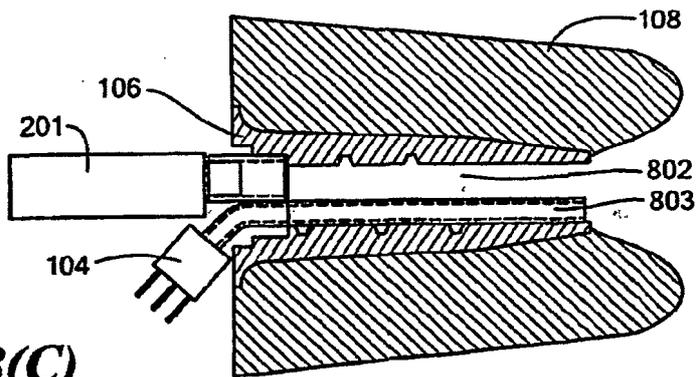


FIG. 8(C)

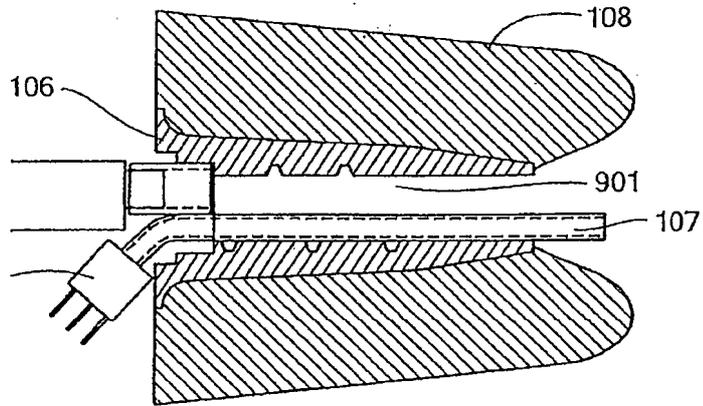


FIG. 9

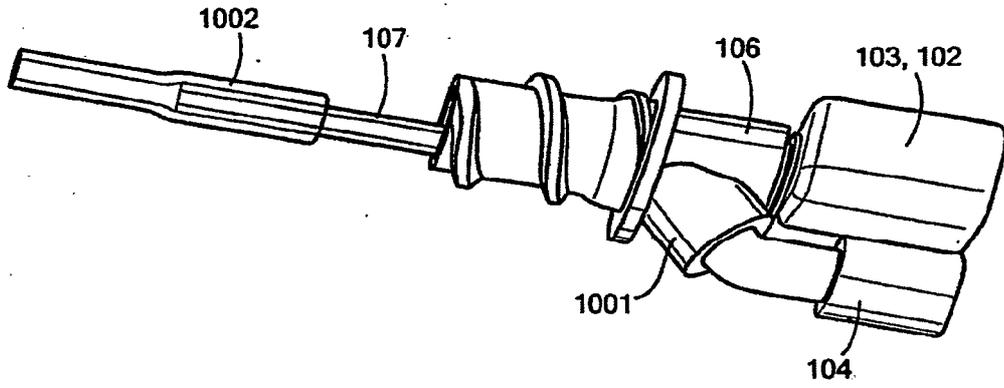


FIG. 10

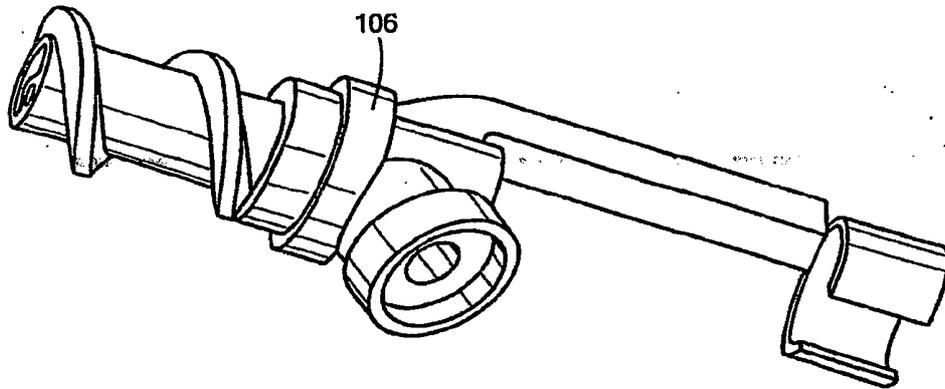


FIG. 11

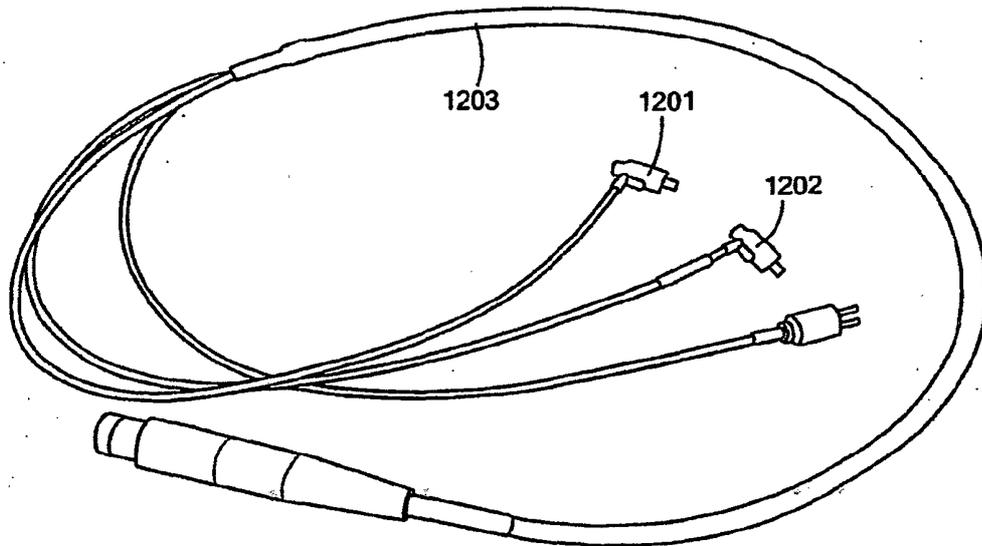


FIG. 12

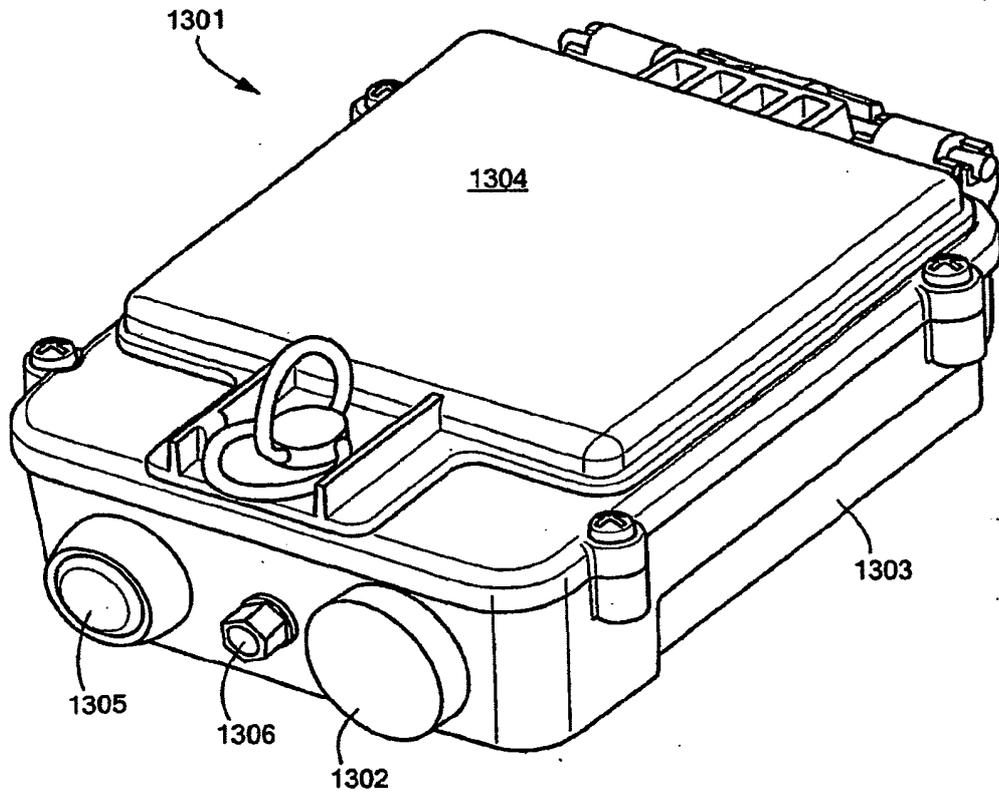


FIG. 13

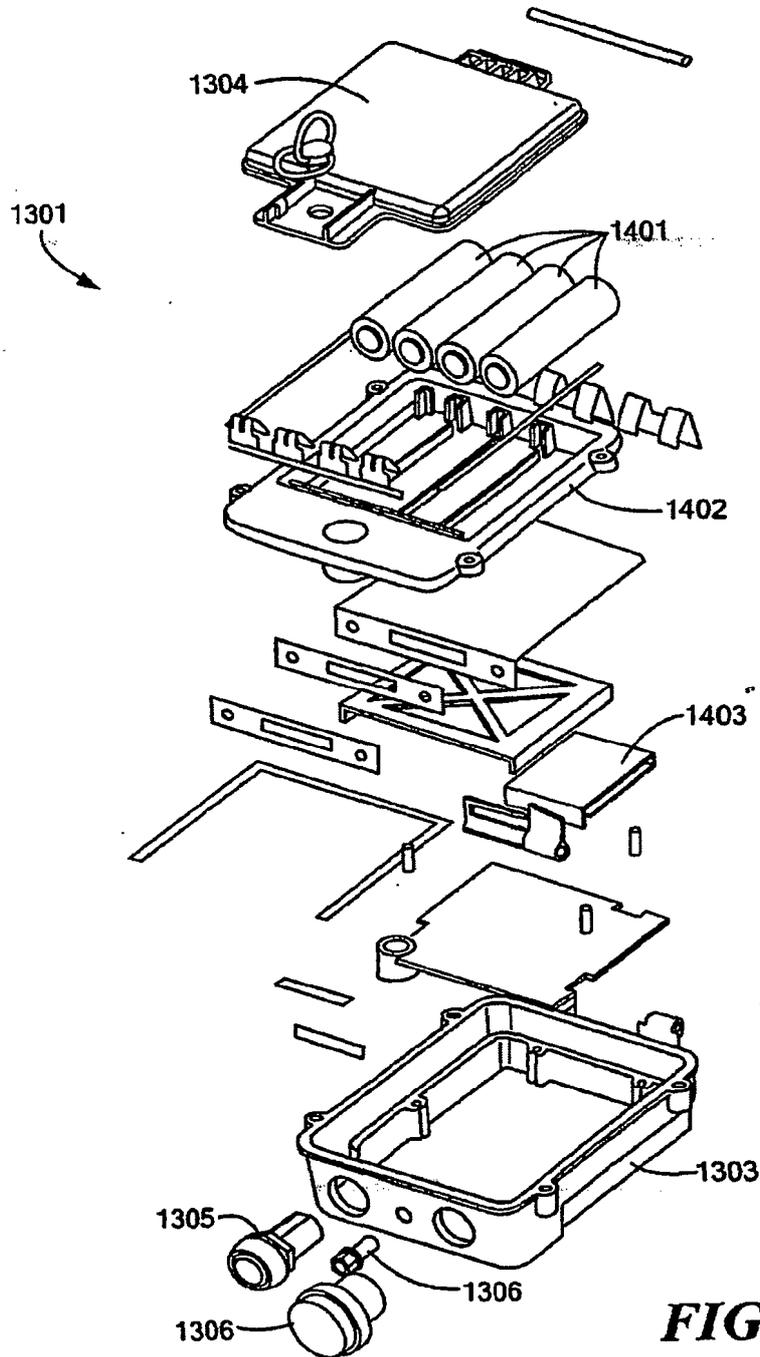


FIG. 14

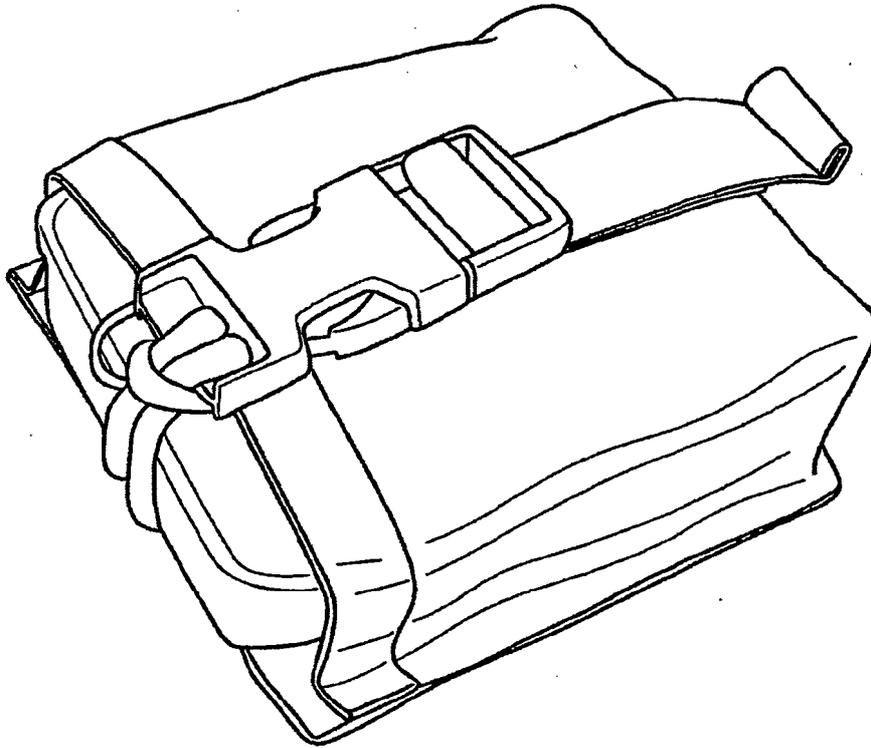


FIG. 15

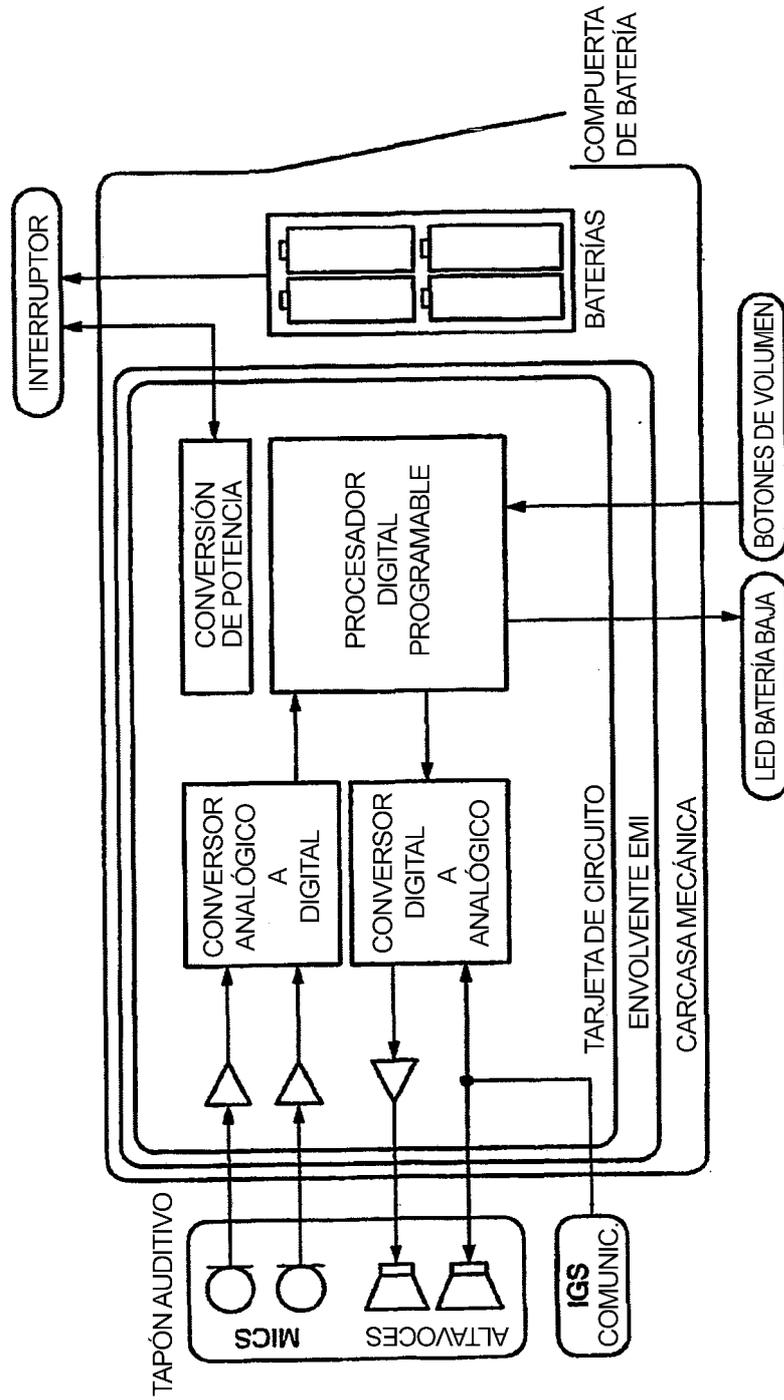


FIG. 16

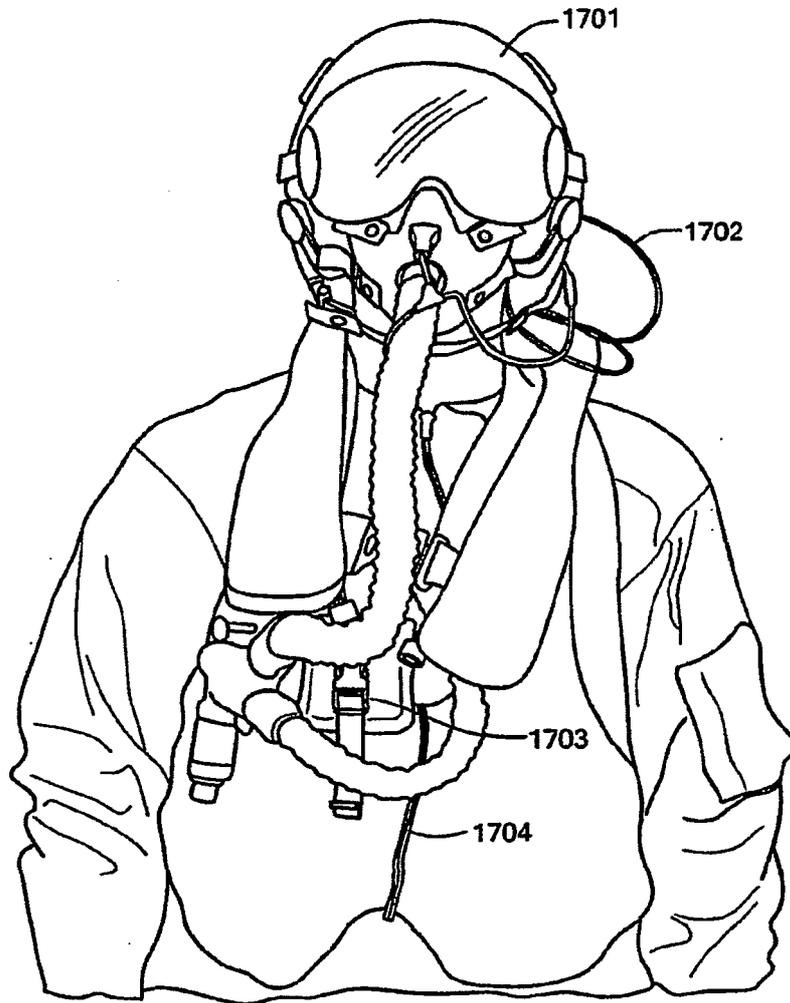


FIG. 17

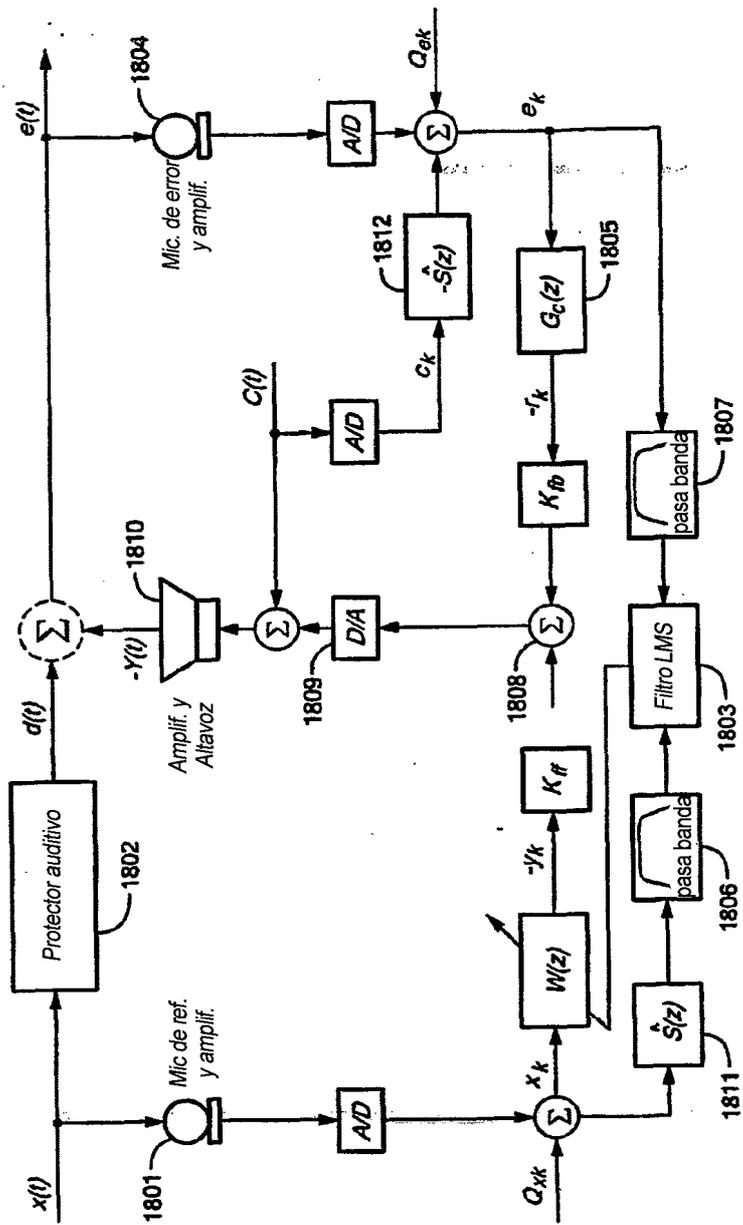


FIG. 18

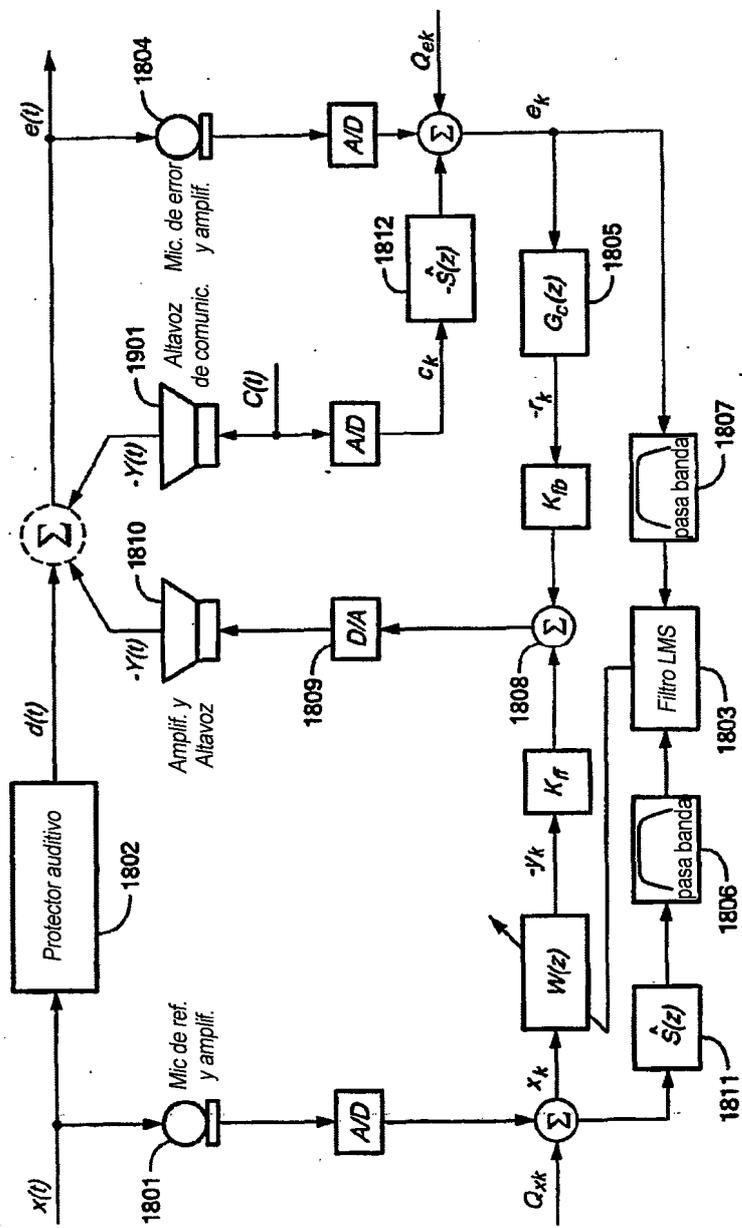


FIG. 19

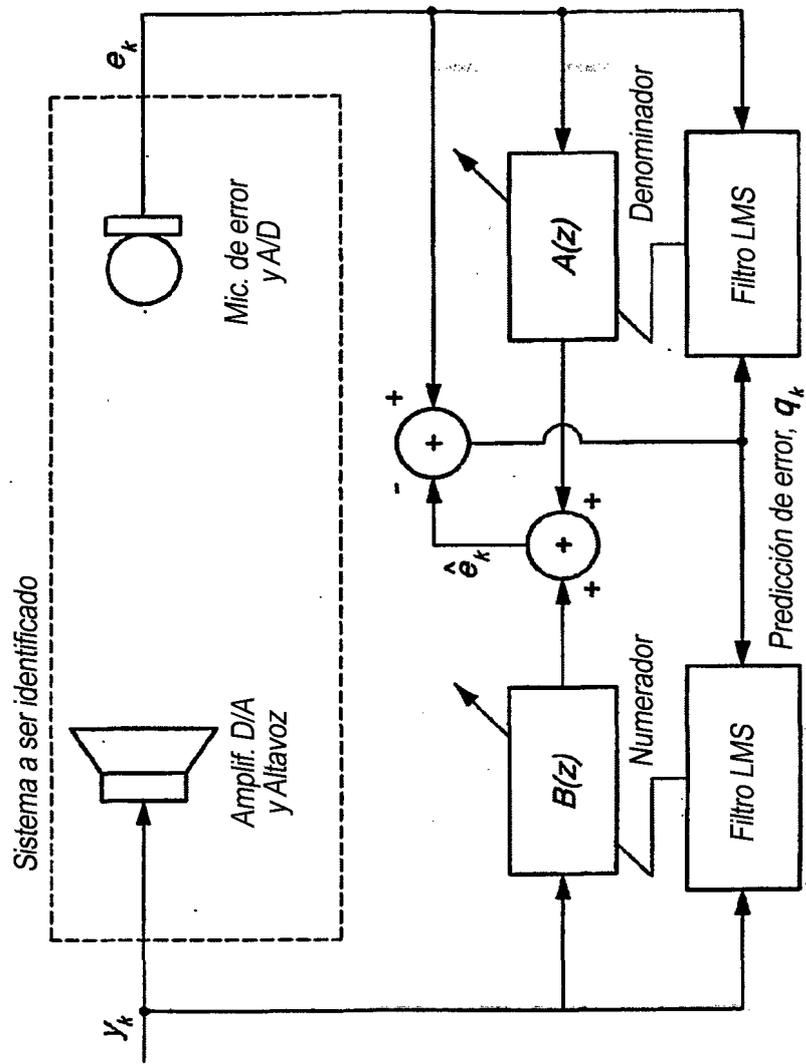


FIG. 20

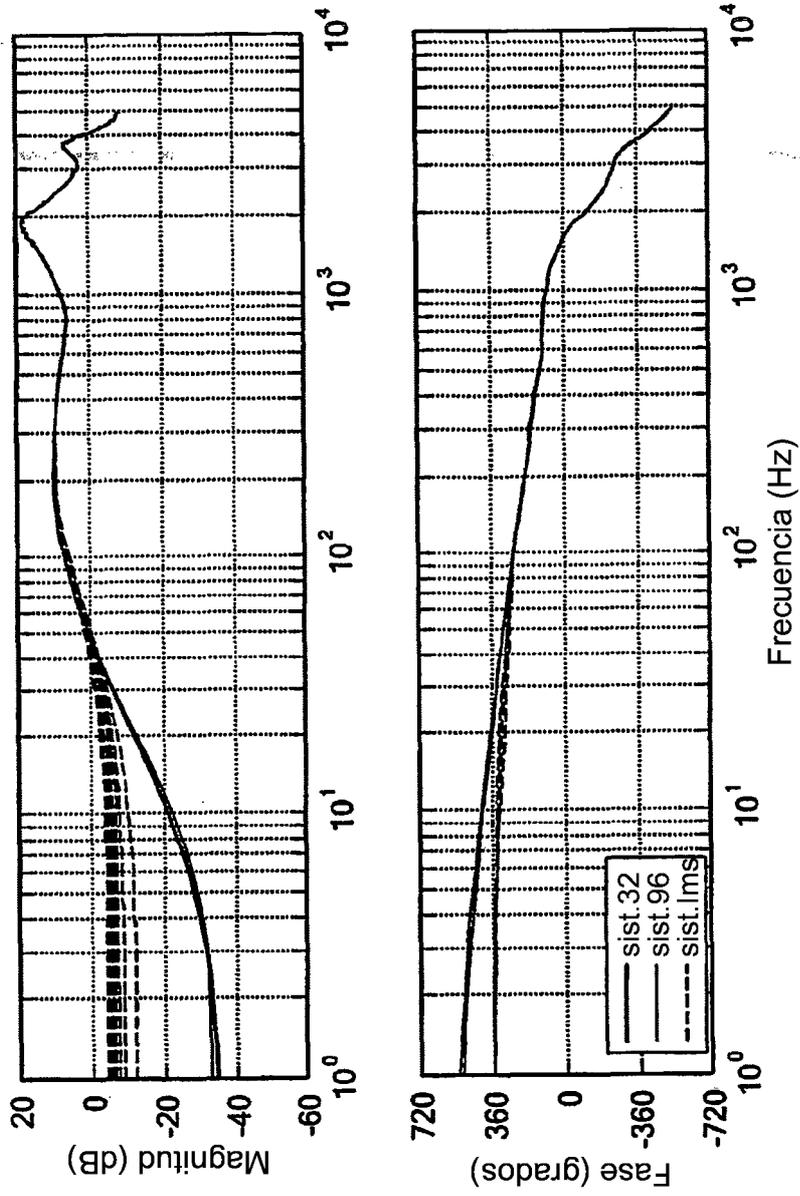


FIG. 21

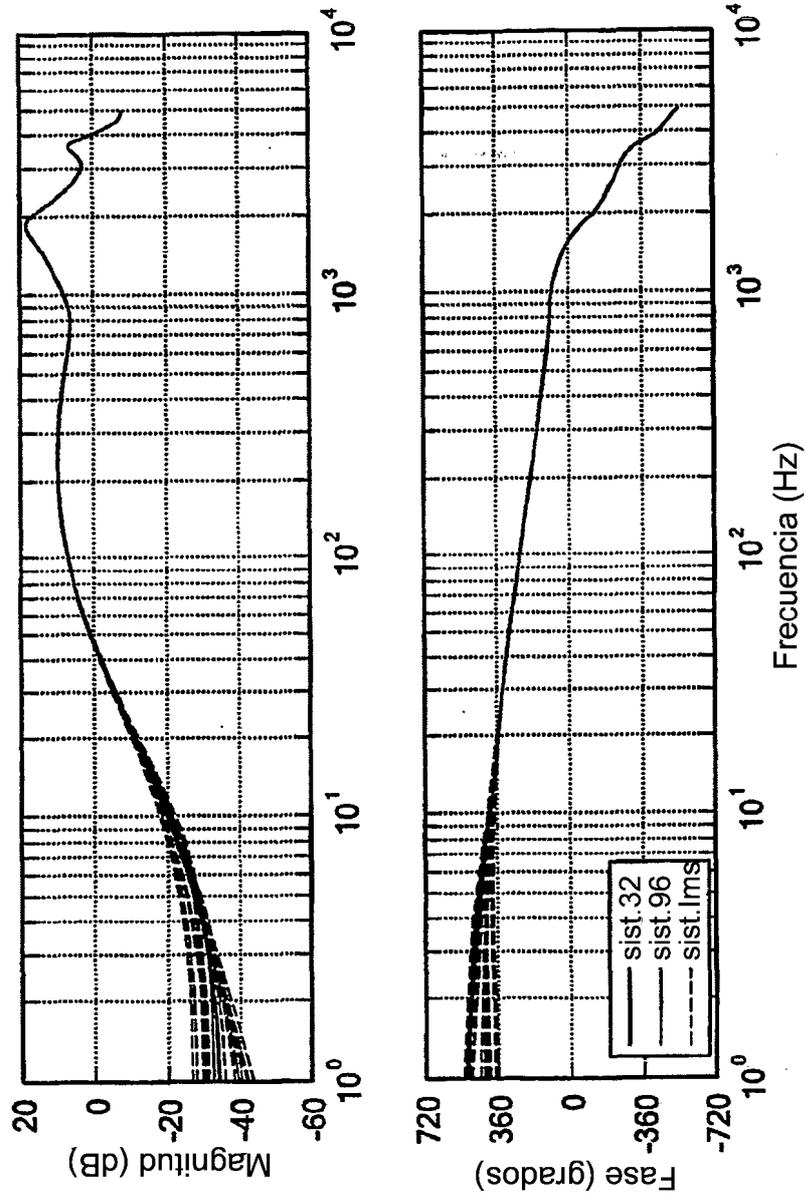


FIG. 22

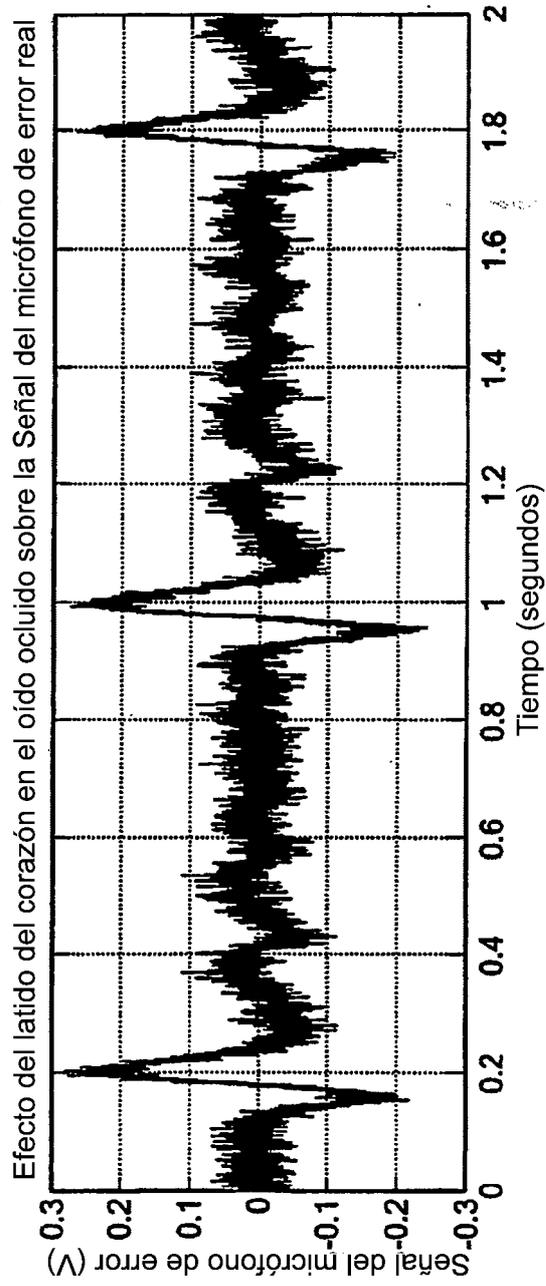


FIG. 23

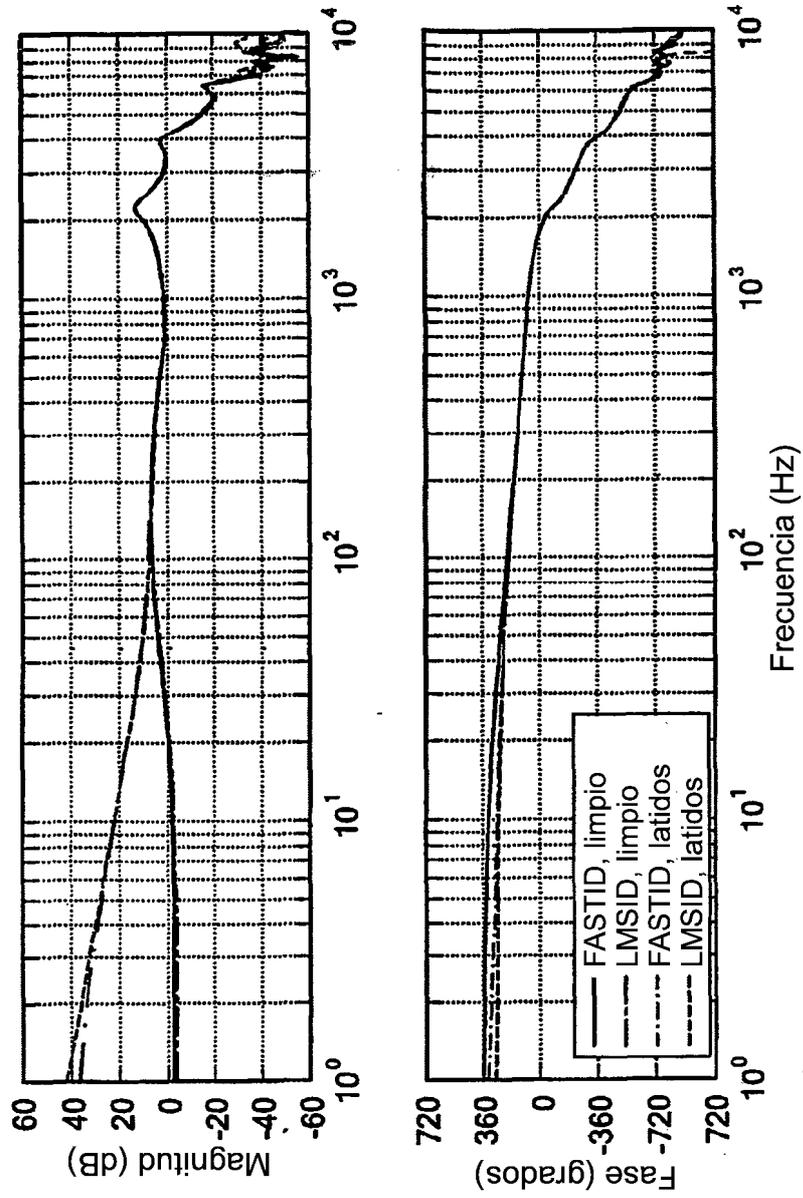


FIG. 24

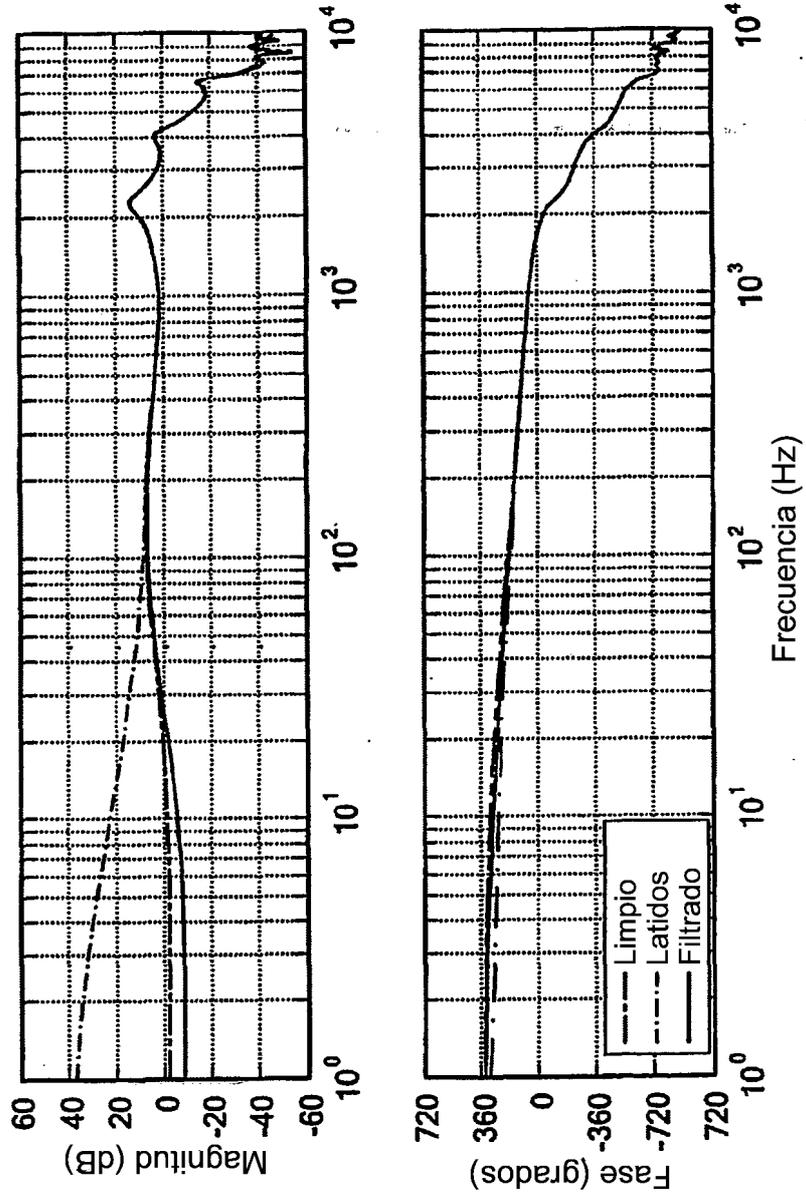


FIG. 25

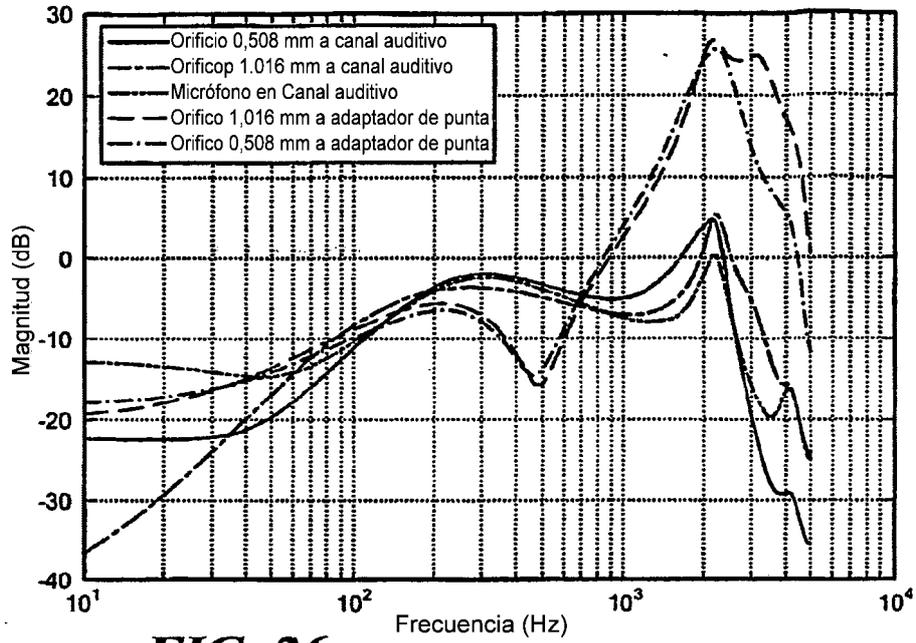


FIG. 26

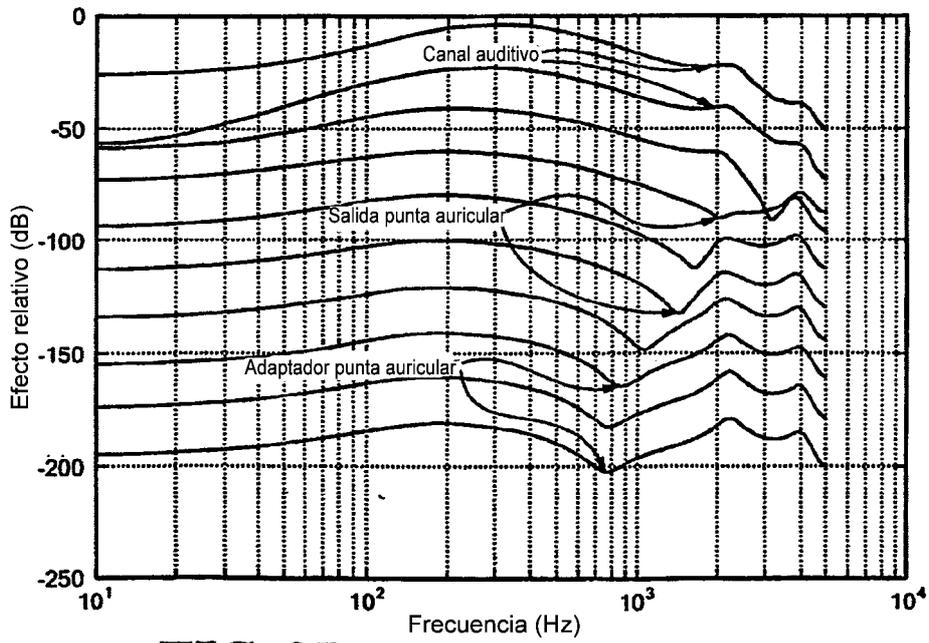


FIG. 27

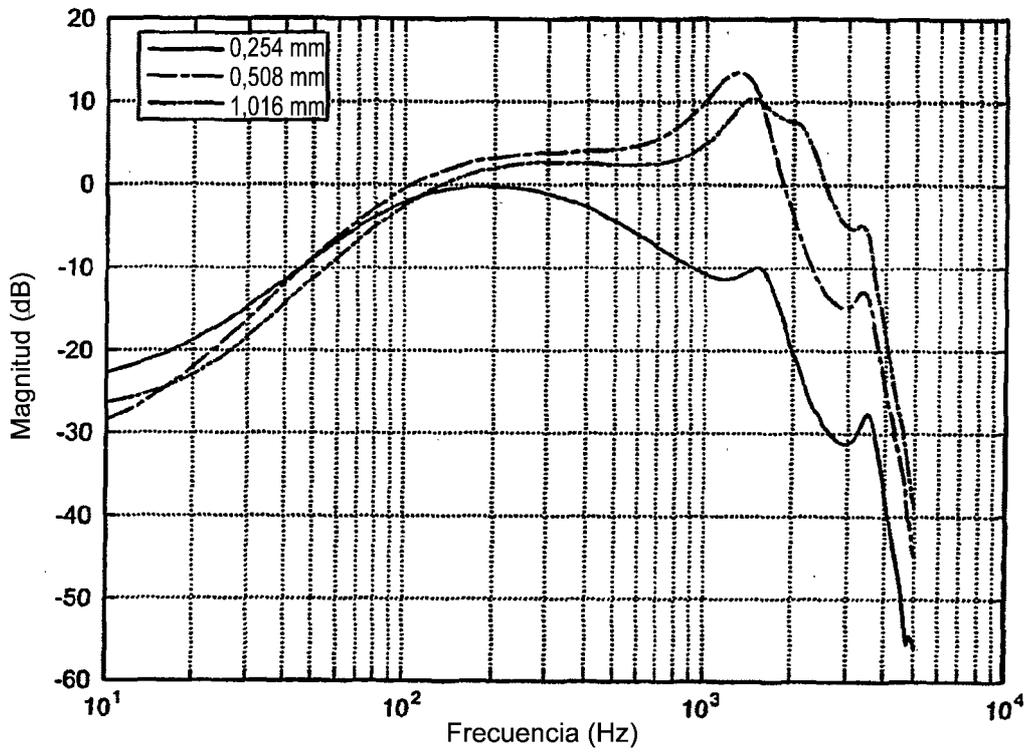


FIG. 28

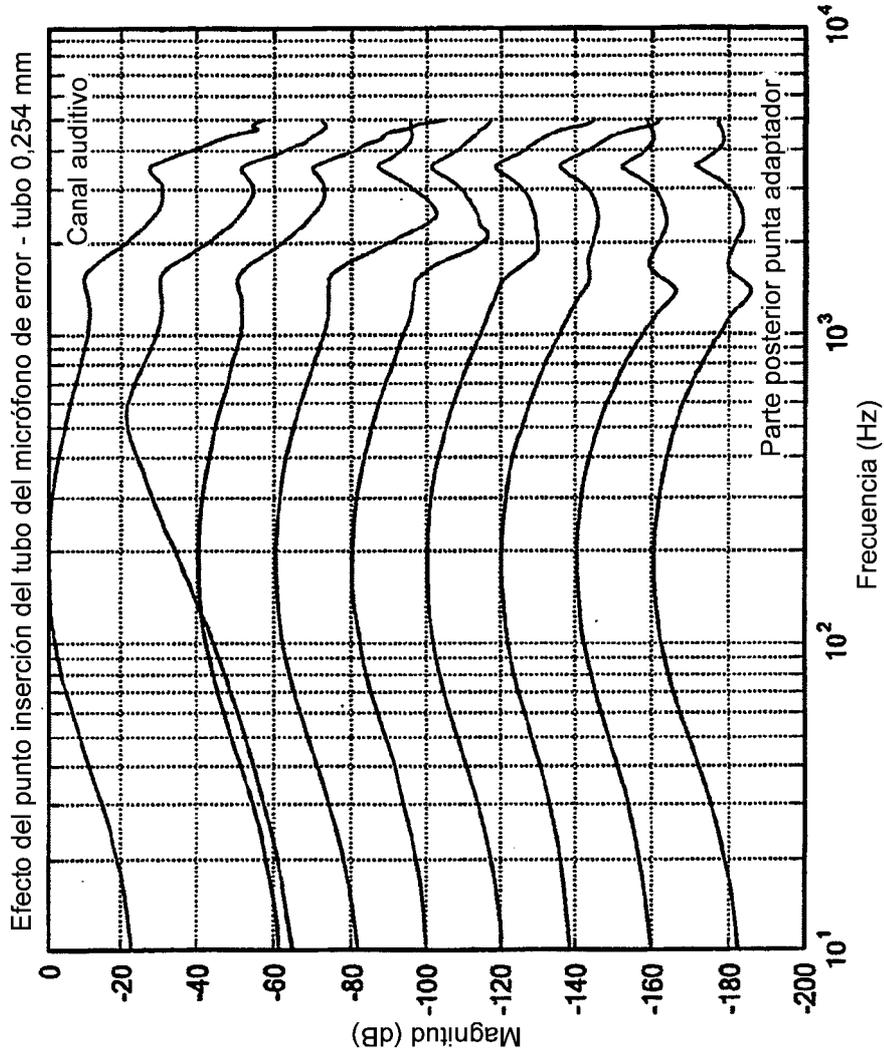


FIG. 29A

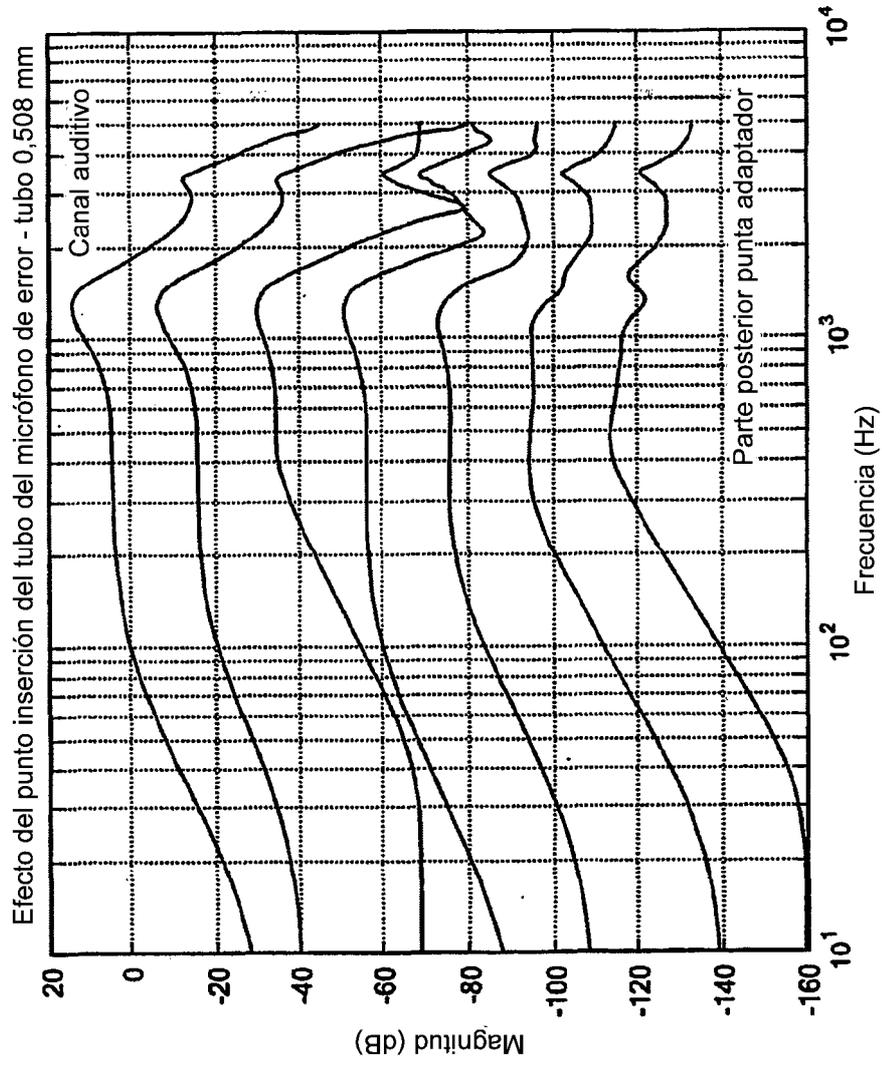


FIG. 29B

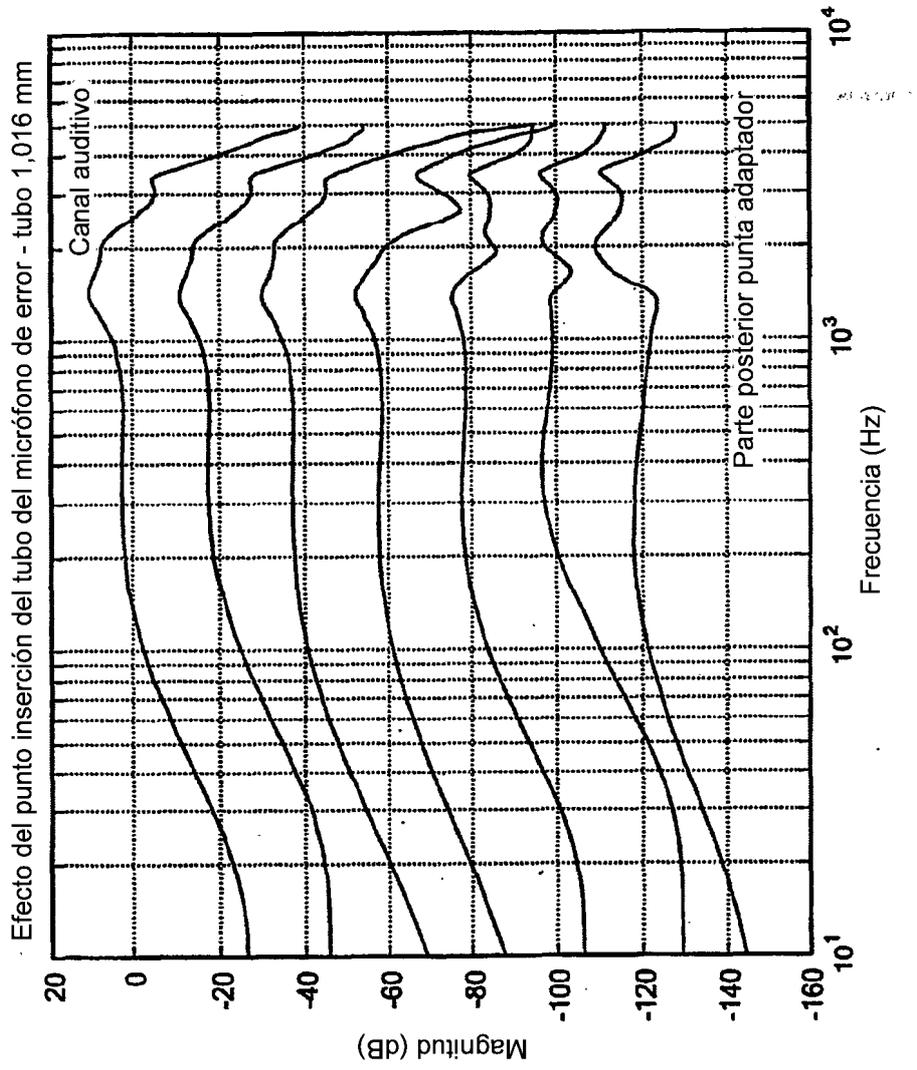


FIG. 29C

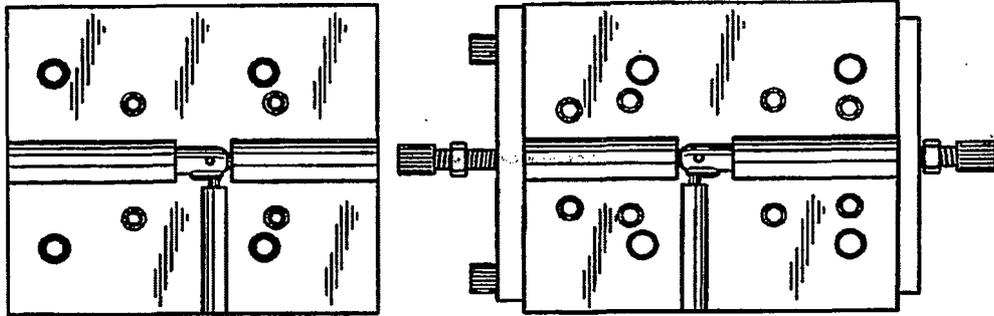


FIG. 30

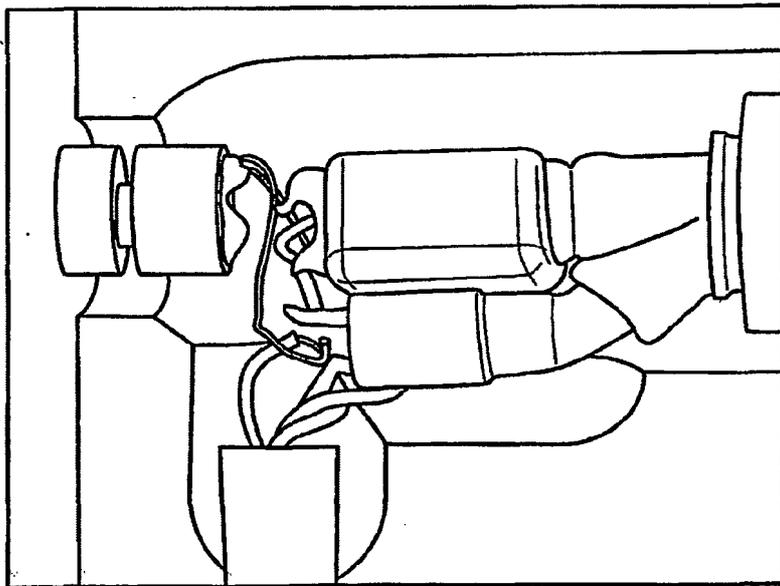


FIG. 31

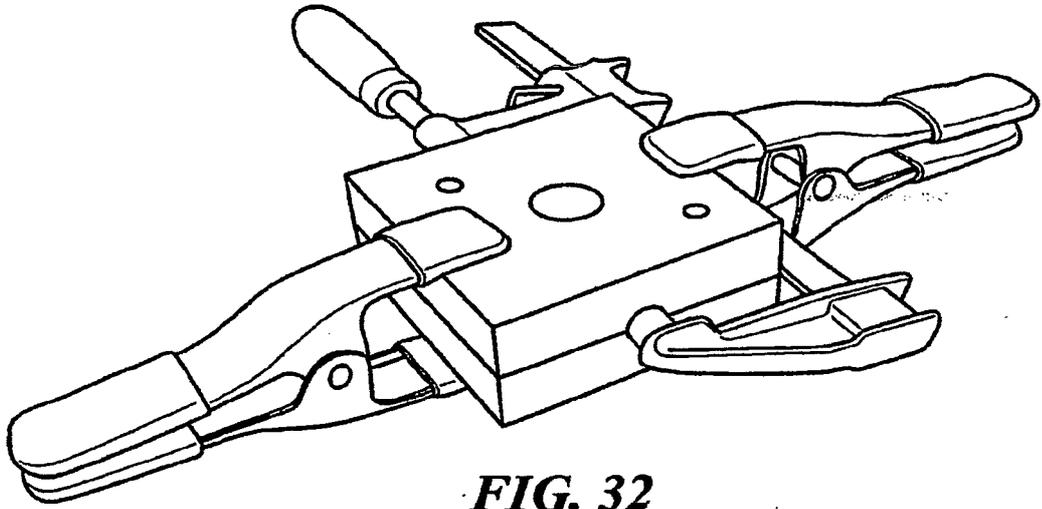


FIG. 32

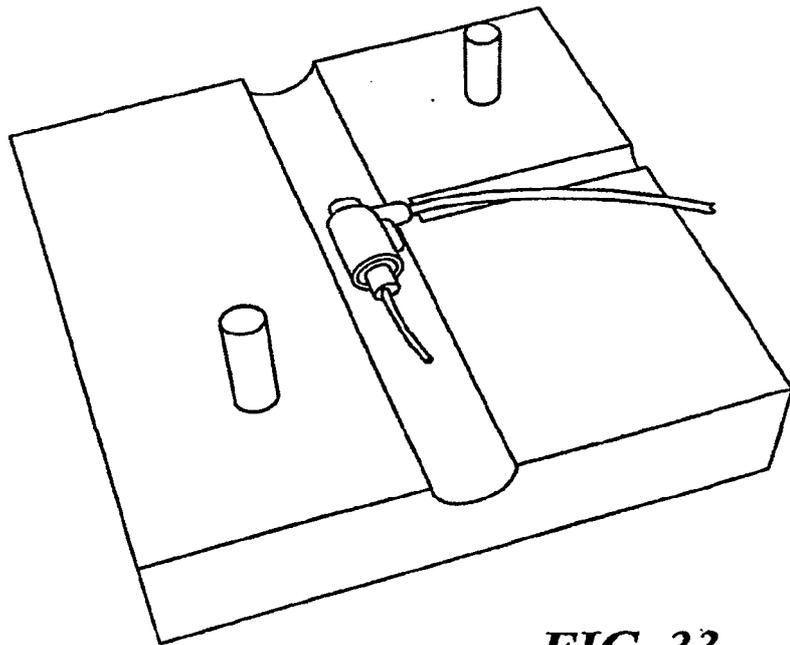


FIG. 33