

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 397 553**

51 Int. Cl.:

G01S 7/52 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.04.2008 E 08745537 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.10.2012 EP 2135110**

54 Título: **Sistema de ultrasonidos de baja potencia**

30 Prioridad:

10.04.2007 US 922695 P

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

07.03.2013

73 Titular/es:

**C.R.BARD, INC. (100.0%)
730 CENTRAL AVENUE
MURRAY HILL, NJ 07974, US**

72 Inventor/es:

**COHEN, BEN;
ROBLES, DYLAN K.;
MESSERLY, SHAYNE y
BURNSIDE, EDDIE K.**

74 Agente/Representante:

ARIAS SANZ, Juan

ES 2 397 553 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

Sistema de ultrasonidos de baja potencia

Breve resumen

Resumido brevemente, las realizaciones de la presente invención están destinadas a un sistema de ultrasonidos de baja potencia para su utilización en aplicaciones sonográficas, incluyendo la generación de imágenes de los vasos sanguíneos. El sistema que va a describirse requiere niveles de potencia relativamente bajos para funcionar, permitiendo de ese modo que el sistema utilice tecnologías inalámbricas para separar la sonda de ultrasonidos de la unidad de base del sistema. Esto, a su vez, proporciona más flexibilidad a un médico u otro usuario del sistema y simplifica el procedimiento ultrasónico. Las realizaciones de la presente invención permiten que el dispositivo de ultrasonidos funcione con requisitos de baja potencia, facilitando de ese modo la conectividad inalámbrica entre la sonda y la unidad de base y tiempos de funcionamiento aceptables para la sonda entre recargas.

En una realización, el sistema de ultrasonidos de baja potencia comprende una unidad de base que incluye un procesador de imágenes y un dispositivo de visualización. Una sonda de ultrasonidos está conectada de manera operativa a la unidad de base. La sonda incluye una parte de cabezal que incluye un conjunto de transductores de cristal. La sonda también incluye una pluralidad de módulos generadores de pulsos/receptores que hacen que los transductores emitan pulsos de transmisión ultrasónicos. Los pulsos de transmisión son reflejados por el objeto del que se están generando imágenes, generando pulsos de recepción de eco ultrasónicos que se reciben en los transductores y que se reenvían a los módulos generadores de pulsos/receptores correspondientes como señales analógicas eléctricas. La sonda incluye un multiplexor que combina las señales analógicas, un único amplificador de bajo ruido que amplifica las señales analógicas multiplexadas y un único convertidor de analógico a digital que convierte las señales analógicas multiplexadas en una señal digital.

En una realización, una interfaz inalámbrica está incluida en la sonda de ultrasonidos para permitir que la señal digital se transmita de manera inalámbrica desde la sonda al procesador de imágenes de la unidad de base, que también incluye una interfaz inalámbrica compatible. Un procesador en la unidad de base procesa los datos y produce una imagen ultrasónica. Esta conectividad inalámbrica se permite gracias a la configuración de baja potencia de los componentes de sonda descritos anteriormente.

Uno o más de una pluralidad de protocolos inalámbricos pueden utilizarse para facilitar la comunicación entre la sonda y la unidad de base, incluyendo un protocolo de bus serie universal ("USB") inalámbrico. En otra realización, la sonda puede estar cableada físicamente a la unidad de base utilizando una interfaz USB, por ejemplo. La unidad de base puede ser un dispositivo de ultrasonidos dedicado, un ordenador de escritorio o portátil, etc. Estas y otras características de la presente invención resultarán evidentes a partir de la siguiente descripción y de las reivindicaciones adjuntas, o pueden adquirirse llevando a la práctica las realizaciones de la invención descrita posteriormente.

El documento WO 0079300 (A1) da a conocer un sistema de sonda de ultrasonidos manual que incluye componentes electrónicos integrados en un alojamiento ergonómico. Los componentes electrónicos incluyen un sistema de circuitos de control, un sistema de circuitos de conformación de haz y un sistema de circuitos de activación de transductor. Los componentes electrónicos de la sonda se comunican con un ordenador central utilizando un bus serie estándar industrial de alta velocidad. El preámbulo de la reivindicación 1 está basado en este documento.

El documento WO 9701768 (A2) da a conocer un sistema de generación de imágenes por ultrasonidos portátil (10) que incluye un cabezal de barrido (12) acoplado mediante un cable (16) a un procesador de datos portátil alimentado por batería (14) y una unidad de visualización. El recubrimiento de cabezal de barrido (12) aloja un conjunto de transductores ultrasónicos y el sistema de circuitos asociado a los mismos, incluyendo un sistema de circuitos sincronizador de pulsos utilizado en el modo de transmisión para transmitir pulsos ultrasónicos y un sistema de circuitos de conformación de haz utilizado en el modo de recepción para focalizar dinámicamente señales ultrasónicas reflejadas que proceden de la región de interés de la que se están generando imágenes.

Breve descripción de los dibujos

Para aclarar aún más lo expuesto anteriormente y otras ventajas y características de la presente invención, se proporcionará una descripción más particular de la invención haciendo referencia a realizaciones específicas de la misma que se ilustran en los dibujos adjuntos. Debe apreciarse que estos dibujos ilustran solamente realizaciones típicas de la invención y, por lo tanto, no debe considerarse que limitan su alcance. La invención se describirá y explicará con mayor especificidad y detalle a través de los dibujos adjuntos, en los que:

La FIG. 1A es un diagrama simplificado de un sistema de ultrasonidos de baja potencia configurado según una realización de ejemplo de la presente invención.

La FIG. 1B es una vista simplificada de una parte de la FIG. 1A según una realización de ejemplo alternativa.

La FIG. 2 es una vista desde arriba de una sonda inalámbrica que puede utilizarse con relación al sistema de ultrasonidos de baja potencia mostrado en la FIG. 1A.

La FIG. 3 es un diagrama de bloques simplificado de componentes internos de la sonda de ultrasonidos mostrada en la FIG. 2.

- 5 La FIG. 4A es una vista simplificada desde arriba de una posible implementación de los componentes de la sonda de ultrasonidos mostrada en la FIG. 3 según una realización.

La FIG. 4B es una vista lateral simplificada de los componentes de la sonda de ultrasonidos mostrada en la FIG. 4A.

- 10 La FIG. 5A es una vista simplificada de un conjunto de transductores en una parte de cabezal de la sonda de ultrasonidos mostrada en las FIG. 1A y 1B, que muestra una fase de funcionamiento del conjunto de transductores según una realización de ejemplo.

La FIG. 5B es una vista simplificada del conjunto de transductores de la FIG. 5A, que muestra una fase de funcionamiento subsiguiente del conjunto de transductores.

La FIG. 6A es una vista simplificada del conjunto de transductores de la FIG. 5A, que muestra una fase de funcionamiento del conjunto de transductores según otra realización de ejemplo.

- 15 La FIG. 6B es una vista simplificada del conjunto de transductores de la FIG. 5A, que muestra una fase de funcionamiento subsiguiente del conjunto de transductores.

Descripción detallada de realizaciones seleccionadas

- 20 A continuación se hará referencia a las figuras, en las que las mismas estructuras tienen las mismas designaciones de referencia. Debe entenderse que los dibujos son representaciones esquemáticas y en forma de diagrama de realizaciones a modo de ejemplo de la invención, y no limitan la presente invención ni están dibujados necesariamente a escala.

- 25 Las FIG. 1 a 6B ilustran varias características de realizaciones de la presente invención, realizaciones que están dirigidas por lo general a un sistema que genera imágenes por ultrasonidos del cuerpo de un paciente u otro sujeto. De manera ventajosa, el sistema que va a describirse requiere niveles de potencia relativamente bajos para funcionar, permitiendo de ese modo que el sistema utilice tecnologías inalámbricas para separar la sonda de ultrasonidos de la unidad de base del sistema. Esto, a su vez, proporciona más flexibilidad a un médico u otro usuario del sistema y simplifica el procedimiento ultrasónico.

- 30 En primer lugar se hace referencia a la FIG. 1A, la cual muestra un sistema de ultrasonidos de baja potencia, designado genéricamente como 10, configurado según una realización de ejemplo de la presente invención. Tal y como se muestra, el sistema de ultrasonidos de baja potencia ("sistema") 10 incluye generalmente una unidad de base 12 y una sonda 14. La unidad de base 12 ilustrada en este documento incluye un procesador 16 para llevar a cabo funciones de procesamiento de imágenes en datos sonográficos recuperados por la sonda 14 durante un procedimiento ultrasónico. La FIG. 1A muestra la sonda 14 colocada de manera adyacente a una superficie 22 del cuerpo 20 de un paciente u otro sujeto. Aunque se supone que se utiliza en aplicaciones como la mostrada en este documento en la FIG. 1A, debe apreciarse que las realizaciones de la presente invención pueden modificarse para utilizarse con sondas que tienen otras formas y configuraciones, incluyendo sondas configuradas para penetrar en un orificio del paciente, por ejemplo.

- 35 La unidad de base 12 incluye además un dispositivo de visualización 18. Los datos de imágenes procesados por el procesador 16 de la unidad de base 12 se representan como una imagen en la unidad de visualización 18. La imagen se refresca continuamente durante el funcionamiento del sistema 10. Debe observarse que, por motivos de claridad, solo se describen en detalle en este documento características seleccionadas de la unidad de base 12, la sonda 14 y el sistema 10. De hecho, debe apreciarse que el sistema 10 y sus componentes individuales pueden incluir características y componentes adicionales, aunque no descritos en este documento, manteniéndose al mismo tiempo los principios de la presente invención. Debe observarse además que la unidad de base 12 puede ser cualquiera de una pluralidad de dispositivos, incluyendo un dispositivo de ultrasonidos dedicado, un ordenador de escritorio o portátil, etc.

- 40 En la realización ilustrada actualmente, el sistema 10 implementa tecnología inalámbrica, donde la unidad de base 12 y la sonda 14 se comunican de manera inalámbrica y bidireccional entre sí. Para ese fin, la unidad de base 12 incluye una antena de base 24 que se comunica de manera inalámbrica con una antena de sonda 26 incluida en la sonda 14. También se muestran señales inalámbricas 28 que representan una comunicación electromagnética, tales como señales de RF entre la unidad de base 12 y la sonda 14. De esta manera, los datos sonográficos detectados por la sonda 14 pueden transmitirse de manera inalámbrica por la antena de sonda 26 a la unidad de base 12 a través de la antena de base 24 para procesarse por el procesador 16. Debe observarse que pueden utilizarse uno o más de una pluralidad de protocolos inalámbricos de transferencia de datos, incluyendo USB inalámbrico, IEEE 802.x, Bluetooth®, WiMax, etc., para las transferencias de datos descritas en este documento.

La FIG. 1B representa otra posible realización, en la que la unidad de base 12 del sistema de ultrasonidos de baja potencia 10 está acoplada de manera comunicativa a la sonda 14 no de manera inalámbrica, sino a través de un cable 30. De este modo, debe apreciarse que el sistema de ultrasonidos de baja potencia descrito en este documento puede utilizarse con un enlace de comunicaciones inalámbrico, no inalámbrico o incluso inalámbrico/cableado híbrido entre la unidad de base y la sonda.

A continuación se hace referencia a la FIG. 2, la cual ilustra varios detalles relacionados con la sonda 14 del sistema 10 mostrado en la FIG. 1A. Tal y como se ilustra, la sonda 14 según la presente realización es una sonda inalámbrica e incluye un alojamiento de sonda que actúa como un recubrimiento para varios componentes internos de la sonda. Un cabezal 42 está incluido en la sonda 14 y aloja el conjunto de cristales que actúan como transductores para permitir la insonación de un objeto dentro del cuerpo del paciente del que van a generarse imágenes durante procedimientos de ultrasonidos. Se indica una posición 44 que ilustra una posible ubicación para la inclusión de una antena de sonda interna que permita una comunicación inalámbrica con la unidad de base 12 ilustrada de manera genérica en la FIG. 1A.

También se indica una posición 46 designada para la inclusión de varios botones (no mostrados) que permiten que el médico controle la sonda 14 y la unidad de base 12 durante los procedimientos de ultrasonidos. Por tanto, debe apreciarse que la sonda 14 mostrada en la FIG. 2 puede incluirse de manera deseable en el campo estéril de un paciente que está sometiéndose a un procedimiento de ultrasonidos como preparación a la introducción de un catéter intravenoso, tal como un catéter PICC, por ejemplo. Debe observarse que el diseño particular de la sonda 14 mostrada en la FIG. 2, junto con la posición especificada de los diversos componentes de la misma, tanto internos como externos, puede variar de tal manera que el tamaño, la apariencia y la configuración de la sonda pueden modificarse con respecto a lo que se muestra específicamente en este documento.

A continuación se hace referencia a la FIG. 3, la cual describe varios componentes internos incluidos en la sonda 14 del sistema 10, según una realización. Para ello, debe apreciarse que el diseño y la configuración de los componentes de la FIG. 3, mostrados de manera simplificada, permiten que el sistema 10 funcione en una configuración de baja potencia. Los requisitos de baja potencia de los componentes de la sonda 14 mostrados en la FIG. 3 permiten obtener varias ventajas, incluyendo la capacidad de hacer funcionar la sonda de manera inalámbrica con respecto a la unidad de base 12 manteniendo asimismo un tiempo de funcionamiento adecuado entre recargas. Debe observarse que, aunque se muestran en este documento como una sola unidad, los componentes que van a describirse con relación a la FIG. 3 pueden configurarse como un único dispositivo o como múltiples dispositivos, como apreciarán un experto en la técnica.

En mayor detalle, la FIG. 3 muestra que la sonda 14 incluye internamente un conjunto de cristales 50, donde cada cristal del conjunto funciona como un transductor piezoeléctrico. El conjunto de cristales 50 incluye en este documento 64 cristales y está situado en el cabezal 42 (FIG. 2) de la sonda 14 y está dispuesto de manera lineal en la presente realización. En otras realizaciones, tanto el número como la disposición de los cristales pueden variar.

Uno o más módulos generadores de pulsos/receptores 52 están conectados de manera operativa al conjunto de cristales 50 y están configurados para accionar uno o más cristales activos del conjunto de cristales 50 durante el funcionamiento del sistema 10 para hacer que el cristal respectivo produzca un pulso de transmisión de ondas ultrasónicas, ampliamente conocidas en la técnica. Los módulos generadores de pulsos/receptores 52 también están configurados para recibir pulsos eléctricos que representan pulsos de eco recibidos detectados por los cristales activos del conjunto de cristales 50, donde los pulsos de eco se producen como resultado de la reflexión de los pulsos de transmisión en un objeto situado dentro del cuerpo de un paciente, tal como una vena o una arteria, del que van a generarse imágenes.

Una línea de señales 66 se muestra interpuesta entre varios de los componentes ilustrados en la FIG. 3, incluyendo el conjunto de cristales 50, los módulos generadores de pulsos/receptores 52, etc. Debe observarse que la línea de señales 66 representa una o varias trayectorias de señales en las que las señales asociadas a los pulsos de recepción de eco ultrasónicos se transmiten entre los componentes de sonda internos descritos en este documento. De este modo, la línea de señales 66 puede adoptar una o más de varias formas entre los diversos componentes de sonda internos, como sabe un experto en la técnica.

Un multiplexor analógico 54 está conectado de manera operativa a los módulos generadores de pulsos/receptores 52 y está configurado para multiplexar múltiples pulsos eléctricos que representan los pulsos de eco recibidos reenviados por los módulos generadores de pulsos/receptores. El multiplexor 54 de la presente realización es una configuración compuesta de ocho multiplexores "8 a 1", cada uno de los cuales está conectado de manera operativa a una pluralidad correspondiente de ocho módulos generadores de pulsos/receptores 52 (véanse las FIG. 4A, 4B). El multiplexor compuesto 54 está conectado de manera operativa a una matriz de puertas de campo programable (o "FPGA", descrita posteriormente como 60) que tiene 3 líneas de selección descodificadas de manera binaria y 8 líneas de habilitación hacia los ocho multiplexores para permitir que las señales de un multiplexor a la vez se reenvíen a lo largo de la línea de señales 66. Por supuesto, pueden utilizarse otras configuraciones de multiplexor, incluyendo un número diferente de multiplexores individuales incluidos en el multiplexor compuesto.

Un único amplificador de bajo ruido ("LNA") 56 está conectado de manera operativa al multiplexor 54 y está

configurado para amplificar la señal multiplexada recibida desde el multiplexor. Debe observarse que el LNA 56 recibe una señal analógica asimétrica desde el multiplexor 54 y, además de amplificarla, produce como salida una señal analógica diferencial. Esta señal analógica diferencial se reenvía a un único convertidor de analógico a digital ("ADC") 58, el cual la convierte en una señal digital. El ADC 58 es un ADC de 16 bits en una realización, tal como el número de pieza LTC2203CUK o LTC2203IUUK, distribuido por Linear Technology, 1630 McCarthy Blvd., Milpitas, CA, 95035-7417.

Debe observarse que en la presente realización solo se utiliza un único LNA y un único ADC a diferencia de otros sistemas en los que se utilizan múltiples amplificadores y ADC para procesar simultáneamente pulsos de eco convertidos recibidos simultáneamente por el conjunto de cristales. Por el contrario, los componentes de la presente sonda 14 están configurados de tal manera que solo una única señal se amplifique por un único amplificador, es decir, el LNA 56, se convierta por un único ADC, es decir, el ADC 58, y después se reenvíe para un procesamiento adicional. De esta manera, la sonda 14 tiene un tamaño reducido, una menor complejidad y un menor consumo de potencia en comparación con otros sistemas de ultrasonidos conocidos.

La señal digital producida por el ADC 58, que representa en última instancia los pulsos de eco recibidos por el conjunto de cristales 50, se reenvía después por el ADC 58 a una matriz de puertas de campo programable ("FPGA") 60 y a una unidad de procesamiento central ("CPU") 62 antes de que la señal se transmita a la unidad de base 12 a través de un nodo inalámbrico 64. En una realización, la CPU 62 tiene como número de pieza NXP el LPC2888FET180-S, distribuido por Royal Philips Electronics, y se utiliza para controlar la FPGA 60 y las interfaces de comunicación, tales como un nodo inalámbrico 64 que se describirá a continuación.

Aunque en este documento se hace referencia a un nodo inalámbrico de tipo USB, pueden utilizarse adicional o alternativamente otros tipos de nodo, como se ha mencionado anteriormente. Por ejemplo, el nodo inalámbrico 64 puede incluir tanto el protocolo USB inalámbrico como el protocolo Bluetooth® para la transferencia inalámbrica de señales desde la sonda 14 hasta la unidad de base 12. Además, como se ha mencionado anteriormente, los nodos inalámbricos pueden omitirse en una realización a favor de una interfaz cableada entre la unidad de base y la sonda. De hecho, en una realización, la unidad de base y la sonda pueden conectarse a través de un cable USB. En este caso, los requisitos de potencia de los componentes internos de la sonda pueden satisfacerse mediante el suministro de energía proporcionado por una o más salidas USB de la unidad de base, si se desea, o por una combinación de batería y energía proporcionada mediante USB.

Como ya se ha mencionado anteriormente, la unidad de base 12 en la realización mostrada en la FIG. 1A está configurada para una comunicación inalámbrica con la sonda inalámbrica 14. De este modo, la unidad de base 12 recibe de manera inalámbrica la señal digital producida y reenviada a través del nodo inalámbrico 64 que acaba de describirse. Después, el procesador 16 procesa la señal digital según procedimientos estándar de procesamiento de imágenes y produce una imagen que se envía al dispositivo de visualización 18 para su visionado.

La FIG. 3 muestra que la sonda 14 incluye otros componentes internos relacionados con su funcionamiento. Una pluralidad de circuitos intermedios generadores de pulsos 68 están incluidos y conectados de manera operativa a los módulos generadores de pulsos/receptores 52 a través de una o más líneas de comunicación 70. Los circuitos intermedios generadores de pulsos 68 se controlan mediante la FPGA 60 a través de una línea de comunicación 72, que incluye en una realización 64 líneas de señales y una línea de habilitación/inhabilitación, conforme a la inclusión de 64 transductores en el conjunto de cristales 50. Configurada de esta manera, la FPGA 60 colabora en la activación del número apropiado de módulos generadores de pulsos/receptores 52 durante el funcionamiento del dispositivo 10.

Además de la línea de comunicación hacia los circuitos intermedios generadores de pulsos 68, las líneas de comunicación 72 se extienden desde la FPGA 60 hacia el ADC 58 y el multiplexor 54 para permitir que la FPGA 60 controle también su funcionamiento.

Una fuente de alimentación 80 está incluida en la sonda 14 para alimentar los componentes descritos anteriormente con relación a la FIG. 3. En una realización, la fuente de alimentación 80 es una batería recargable de iones de litio, aunque también pueden usarse otros tipos de batería o fuentes de alimentación alternativas. Una línea de estado de suministro se extiende entre la fuente de alimentación 80 y la CPU 62 para permitir que la CPU controle la tensión de la batería y para permitir que la CPU detecte cualquier mal funcionamiento de la fuente de alimentación. En otras realizaciones pueden utilizarse como alternativa una o más baterías inteligentes.

Varios de los componentes mostrados en la FIG. 3 indican valores de tensión en sus nodos correspondientes. Debe observarse que estos valores de tensión pueden variar según la configuración particular del (de los) dispositivo(s). Por lo tanto, debe apreciarse que estos valores de tensión son solamente a modo de ejemplo y no debe considerarse que limitan la presente invención.

A continuación se hace referencia a las FIG. 4A y 4B, las cuales ilustran una posible configuración de la disposición de varios componentes internos de la sonda 14. En particular, estas figuras muestran el conjunto lineal de cristales 50 conectado a una placa de circuito impreso ("PCI") 90 a través de un circuito flexible 92. La pluralidad de módulos generadores de pulsos/receptores 52 están dispuestos en la superficie superior y en la superficie inferior de una PCI

superior 90A y de una PCI inferior 90C, en total 64 módulos generadores de pulsos/receptores en la presente realización, aunque este número puede variar según la aplicación particular. Dos circuitos intermedios generadores de pulsos 68 están dispuestos en la superficie superior y en la superficie inferior de la PCI superior 90A y de la PCI inferior 90C. Asimismo, dos multiplexores 54 están dispuestos en la superficie superior y en la superficie inferior de la PCI superior 90A y de la PCI inferior 90C. Conectores 94A están incluidos para conectar la PCI superior 90A y la PCI inferior 90C entre sí y al circuito flexible 92. Conectores 94B están incluidos para conectar la PCI superior 90A y la PCI inferior 90C a una PCI central 90B.

La PCI central 90B incluye el LNA 56, la FPGA 60 y la CPU 62, junto con otros componentes de sonda que se han omitido para una mayor claridad. Las tres PCI 90A a 90C están dispuestas en un diseño apilado "en forma de concha", el cual se observa mejor en la FIG. 4B, proporcionando de ese modo un uso eficaz del espacio para minimizar el tamaño de la sonda 14. En algunas realizaciones, por ejemplo, el tamaño de la sonda 14 tiene un ancho de 3,81 cm (1,5 pulgadas), una longitud de 8,89 cm (3,5 pulgadas) y una altura de 1,27 cm (0,5 pulgadas) aproximadamente.

A continuación se hace referencia a las FIG. 5A a 6B, las cuales ilustran varios aspectos operativos de la sonda 14 durante el funcionamiento del sistema 10 para generar imágenes de un objeto 102 de manera ultrasónica, tal como una vena, una arteria u otro elemento del cuerpo de un paciente. Se muestra una parte 100 del conjunto de cristales 50 (FIG. 4A, 4B), incluyendo transductores de cristal 1 a 34 numerados de manera individual. Como se ha mencionado, en la presente realización, el conjunto de cristales al cual pertenece la parte 100, incluye 64 transductores de cristal dispuestos de manera lineal en la manera mostrada en la FIG. 5A, aunque tanto el número como la disposición de los transductores de cristal pueden variar con respecto a lo mostrado en este documento.

Puesto que el sistema 10 y la sonda 14 funcionan con baja potencia, en este documento se describen técnicas de barrido sonográficas, con relación a las FIG. 5A a 6B, para permitir la formación de imágenes ultrasónicas manteniendo al mismo tiempo el estado de baja potencia del sistema. Las FIG. 5A y 5B ilustran una técnica de este tipo. Las FIG. 6A y 6B describen otra técnica. Debe apreciarse que cualquiera de estas técnicas, o alguna otra técnica diferente a, o una amalgama de, las técnicas descritas en este documento puede utilizarse para producir imágenes ultrasónicas utilizando el sistema 10.

En la FIG. 5A, una pluralidad de pulsos de transmisión ultrasónicos 104 se emiten desde 32 transductores contiguos, por ejemplo, de la parte de conjunto de cristales 100 hacia el objeto 102 del que van a generarse imágenes. Debe observarse que el número de transductores utilizados en cualquier procedimiento de generación de imágenes puede ser mayor o menor que 32 y puede variar conforme a muchos factores, incluyendo el tamaño y la posición del objeto del que van a generarse imágenes, etc. En un procedimiento de barrido pueden utilizarse 10 transductores, en otro pueden utilizarse todos los transductores del conjunto (por ejemplo, 64 en las presentes realizaciones). Después, solo se activa el transductor 1 del conjunto para poder recibir y detectar un pulso de recepción de eco ultrasónico 106 producido por la reflexión parcial en el objeto 102 de uno o más de los pulsos de transmisión 104. El pulso de recepción 106 se transmite a través del sistema de la manera descrita con relación a la FIG. 3.

La FIG. 5B muestra una etapa subsiguiente de la técnica, donde una nueva ronda de pulsos de transmisión ultrasónicos 104 se envía en un instante de tiempo posterior, por ejemplo en una rápida sucesión, a los pulsos de transmisión mostrados en la FIG. 5A. Después, solo se activa el transductor 2 del conjunto para poder recibir y detectar un pulso de recepción de eco ultrasónico subsiguiente 106 producido por una reflexión parcial en el objeto 102 de uno o más de los pulsos de transmisión 104. Este pulso de recepción subsiguiente 106 se transmite a través del sistema de la manera descrita con relación a la FIG. 3.

El proceso anterior se repite pasando al siguiente transductor de recepción activo en la serie de transductores de transmisión con el fin de conformar y focalizar la imagen resultante del objeto insonado 102. En la realización ilustrada, esto significa ejecutar en bucle la función de los transductores de recepción en todos los transductores de transmisión, aunque este número puede variar si se desea o si fuera necesario para una aplicación particular. En otras realizaciones puede modificarse el número de transductores activos utilizados para enviar pulsos de transmisión, el número de transductores que reciben un pulso de eco a la vez, el patrón de activación de los transceptores de recepción, etc.

Las FIG. 6A y 6B muestran otra técnica de barrido ultrasónico posible. En esta técnica, un único transductor de cristal, por ejemplo el cristal 1 en el ejemplo ilustrado, se activa para emitir un pulso de transmisión ultrasónico hacia el objeto 102 del que van a generarse imágenes. El cristal 1 se mantiene activo para recibir el pulso de recepción de eco 106 reflejado en el objeto 102. La señal detectada se reenvía a través de la sonda 14 a la unidad de base 12 como se ha descrito con relación a la FIG. 3.

El proceso anterior se repite con el cristal 2 como el único cristal activo, como se muestra en la FIG. 6B, después el cristal 3, etc., hasta que se haya utilizado cada transductor de la parte seleccionada 100. Las señales resultantes recibidas por la unidad de base se procesan por el procesador 16 para formar una imagen de ultrasonidos conformada y focalizada del objeto insonado 102. Tal y como se ha mencionado anteriormente, pueden utilizarse variaciones de las técnicas descritas en las FIG. 5A a 6B sin apartarse del alcance de las reivindicaciones de la presente invención.

REIVINDICACIONES

1.- Un dispositivo de generación de imágenes por ultrasonidos de baja potencia (10), que comprende:

una unidad de base (12) que incluye un procesador de imágenes (16) y un dispositivo de visualización (18);

una sonda de ultrasonidos (14) conectada de manera operativa a la unidad de base, incluyendo la sonda:

5 una parte de cabezal (42) que incluye un conjunto de transductores de cristal (50);

una pluralidad de módulos generadores de pulsos/receptores (66) que hacen que el conjunto de transductores emita al menos un pulso de transmisión ultrasónico, estando configurados los módulos generadores de pulsos/receptores para recibir señales analógicas relacionadas con al menos un pulso de recepción de eco ultrasónico detectado por el conjunto de transductores;

10 una matriz de puertas de campo programable (60) que controla los módulos generadores de pulsos/receptores;

una interfaz (64) para permitir que la señal digital se transfiera desde la sonda hasta el procesador de imágenes de la unidad de base;

caracterizado porque la sonda de ultrasonidos comprende:

15 un único amplificador de bajo ruido (56) que amplifica las señales analógicas;

un único convertidor de analógico a digital (58) que convierte las señales analógicas en una señal digital;

un multiplexor que combina las señales analógicas antes de que las señales analógicas se amplifiquen por el amplificador de bajo ruido, donde la matriz de puertas de campo programable controla el convertidor de analógico a digital.

20 2.- El dispositivo de generación de imágenes por ultrasonidos de baja potencia según la reivindicación 1, en el que la interfaz es una interfaz inalámbrica y en el que la unidad de base incluye una interfaz inalámbrica.

3.- El dispositivo de generación de imágenes por ultrasonidos de baja potencia según la reivindicación 1, en el que el amplificador de bajo ruido produce una salida diferencial de señales analógicas amplificadas.

25 4.- El dispositivo de generación de imágenes por ultrasonidos de baja potencia según la reivindicación 1, en el que la sonda de ultrasonidos comprende además una unidad central de procesamiento (62) que controla la matriz de puertas de campo programable y la interfaz de la sonda de ultrasonidos.

5.- Un procedimiento de insonación de un objeto del que van a generarse imágenes a través de ultrasonidos, comprendiendo el procedimiento:

30 transmitir simultáneamente una pluralidad de pulsos de transmisión ultrasónicos mediante una pluralidad de transductores de un conjunto de transductores (50) dispuestos en una parte de cabezal (42) de una sonda de ultrasonidos;

detectar un pulso de recepción de eco ultrasónico mediante al menos un transductor de la pluralidad de transductores, donde el pulso de recepción de eco ultrasónico se transforma en una señal analógica eléctrica mediante el al menos un transductor;

35 caracterizado por:

multiplexar la señal analógica eléctrica con señales analógicas eléctricas adicionales en una señal analógica multiplexada;

amplificar la señal analógica multiplexada mediante un único amplificador (56);

40 convertir la señal analógica multiplexada en una señal digital mediante un único convertidor de analógico a digital (58); y

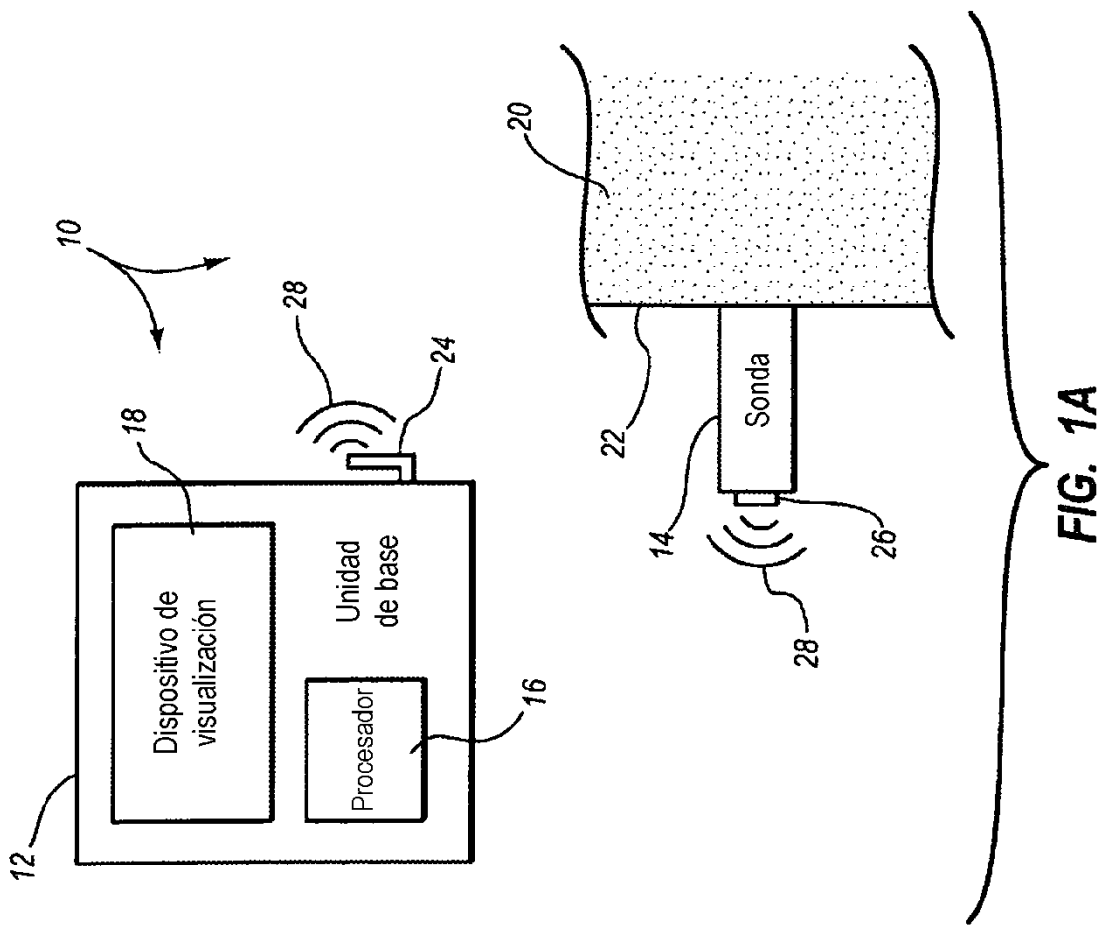
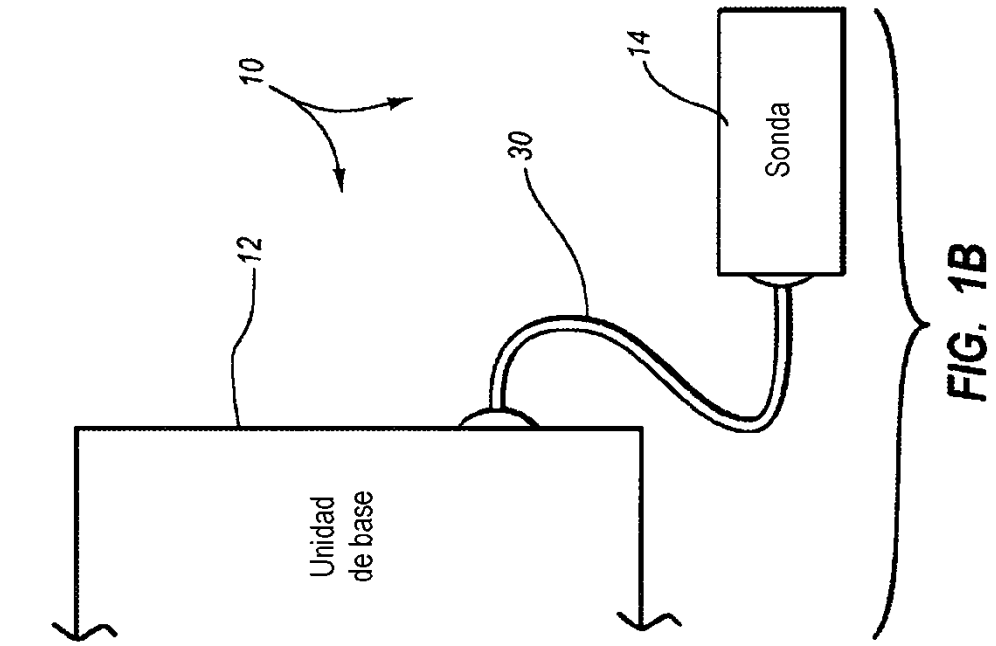
transmitir la señal digital de la sonda de ultrasonidos a una unidad de base (12).

6.- El procedimiento de insonación según la reivindicación 5, que comprende además:

procesar la señal digital para producir una imagen ultrasónica.

45 7.- El procedimiento de insonación según la reivindicación 6, en el que el conjunto de transductores es un conjunto lineal dispuesto en la parte de cabezal (42) de la sonda de ultrasonidos.

- 8.- El procedimiento de insonación según la reivindicación 7, en el que la transmisión se lleva a cabo transmitiendo de manera inalámbrica la señal digital de la sonda de ultrasonidos a la unidad de base (12), donde la unidad de base procesa la señal digital para producir una imagen ultrasónica.
- 5 9.- El procedimiento de insonación según la reivindicación 5, en el que amplificar la señal analógica multiplexada comprende además transformar la señal analógica multiplexada de una señal asimétrica a una señal diferencial.
- 10.- El procedimiento de insonación según la reivindicación 5, en el que los transductores son transductores de cristal y en el que los transductores del conjunto son contiguos.
- 10 11.- El procedimiento de insonación según la reivindicación 5, en el que las señales analógicas eléctricas adicionales se producen mediante pulsos de recepción de eco producidos por la transmisión subsiguiente de pulsos de transmisión ultrasónicos.
- 12.- El procedimiento de insonación según la reivindicación 5, en el que detectar un pulso de recepción de eco ultrasónico comprende además detectar una pluralidad de pulsos de recepción de eco ultrasónicos.
- 15 13.- Una sonda de ultrasonidos de baja potencia (14) para su utilización en la transmisión inalámbrica de datos de imágenes ultrasónicas a una unidad de base para producir un imagen ultrasónica, comprendiendo la sonda de ultrasonidos de baja potencia:
- un recubrimiento externo (40) que aloja una pluralidad de componentes de sonda internos, incluyendo los componentes de sonda internos:
 - una parte de cabezal (44) que incluye una pluralidad de transductores (50);
 - una pluralidad de módulos generadores de pulsos/receptores (66) que hacen que los transductores emitan una pluralidad de pulsos de transmisión, estando configurados además los módulos generadores de pulsos/receptores para recibir señales analógicas relacionadas con una pluralidad de pulsos de recepción de eco detectados por al menos uno de los transductores;
 - una matriz de puertas de campo programable (60) que controla los módulos generadores de pulsos/receptores;
 - 25 una interfaz inalámbrica (64) que permite que la señal digital se transmita de manera inalámbrica desde la sonda de ultrasonidos hasta un procesador de imágenes de la unidad de base;
- caracterizada porque la sonda comprende:
- un multiplexor (54) que combina las señales analógicas en una señal analógica multiplexada;
 - un único amplificador de bajo ruido (56) que amplifica la señal analógica multiplexada;
 - 30 un único convertidor de analógico a digital (58) que convierte la señal analógica multiplexada en una señal digital;
 - donde la matriz de puertas de campo programable controla el convertidor de analógico a digital.
- 14.- La sonda de ultrasonidos de baja potencia según la reivindicación 13, en la que el multiplexor incluye una pluralidad de multiplexores controlados por la matriz de puertas de campo programable.
- 35 15.- La sonda de ultrasonidos de baja potencia según la reivindicación 13, que comprende además una pluralidad de circuitos intermedios generadores de pulsos (68) interpuestos entre la matriz de puertas de campo programable y la pluralidad de módulos generadores de pulsos/receptores.



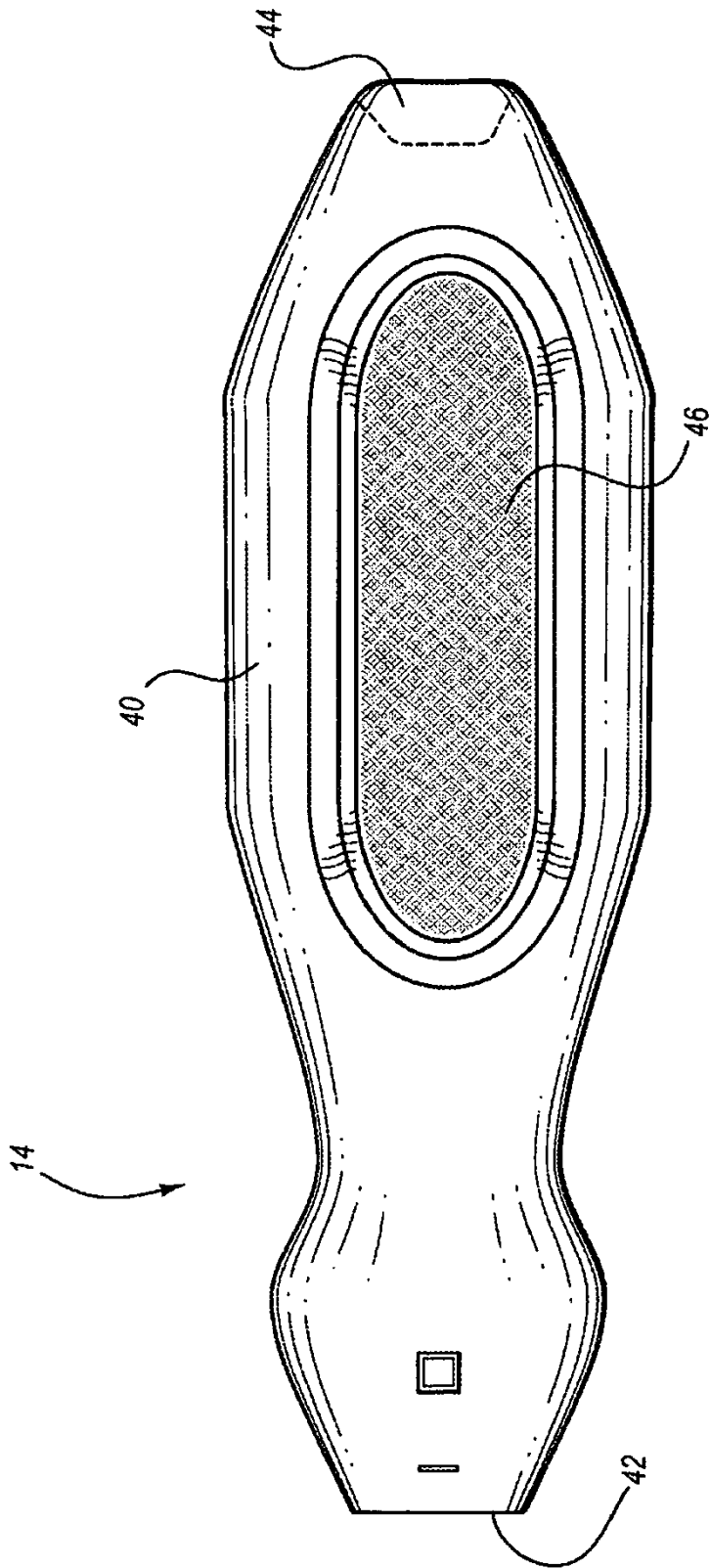


FIG. 2

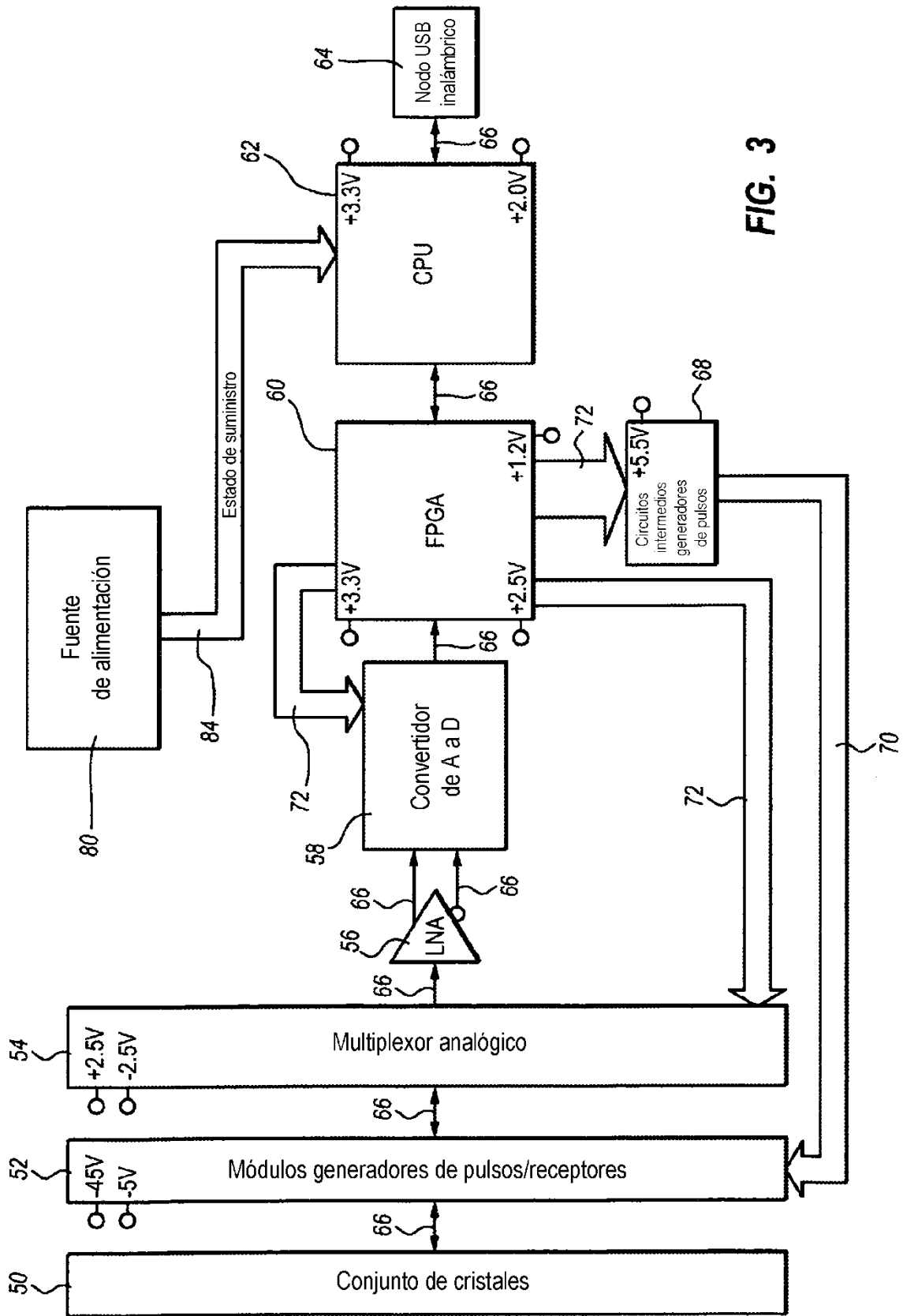


FIG. 3

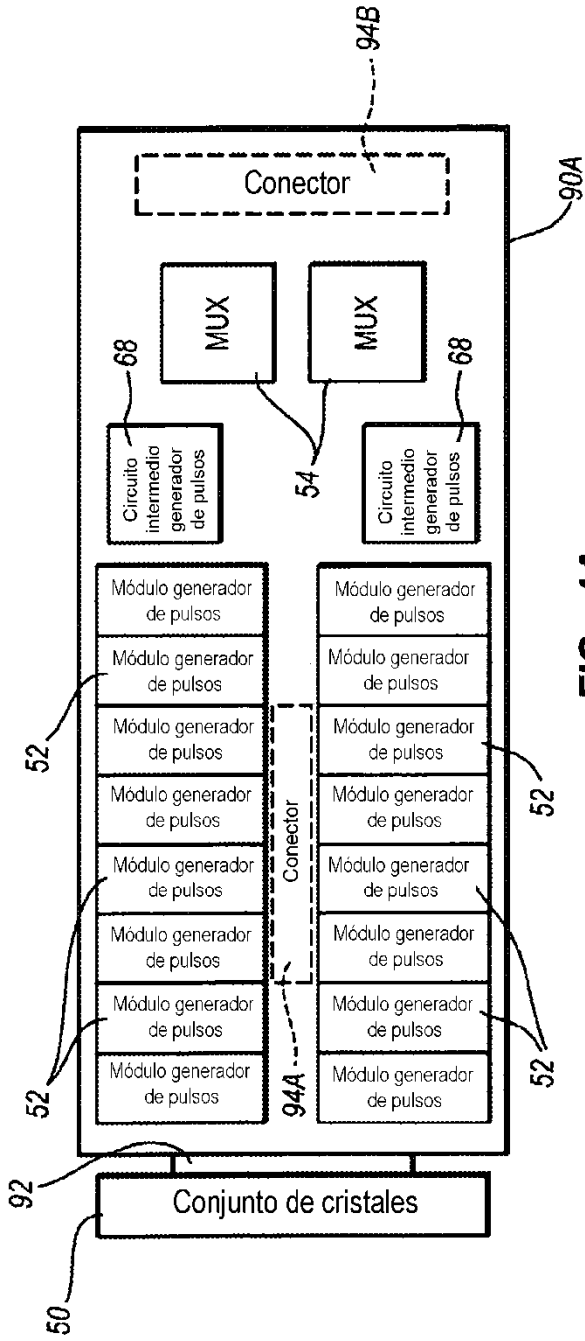


FIG. 4A

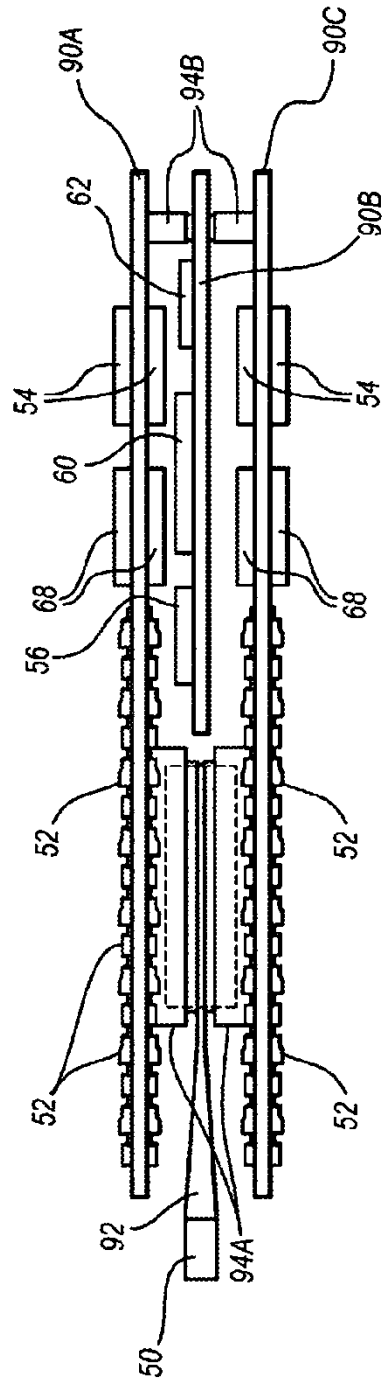
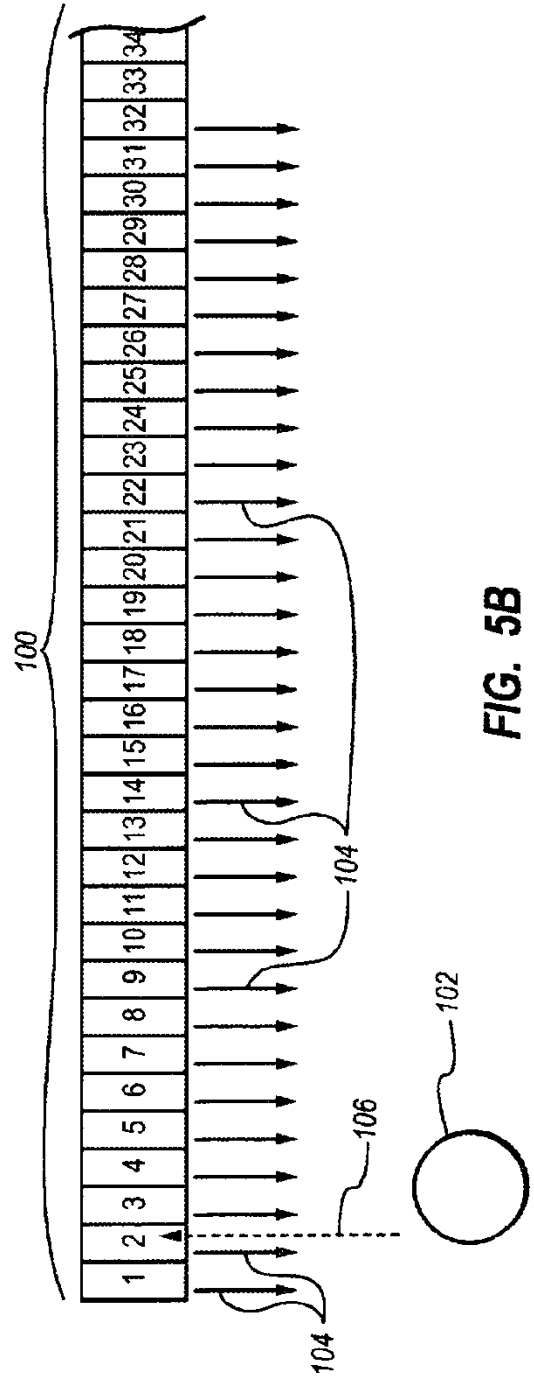
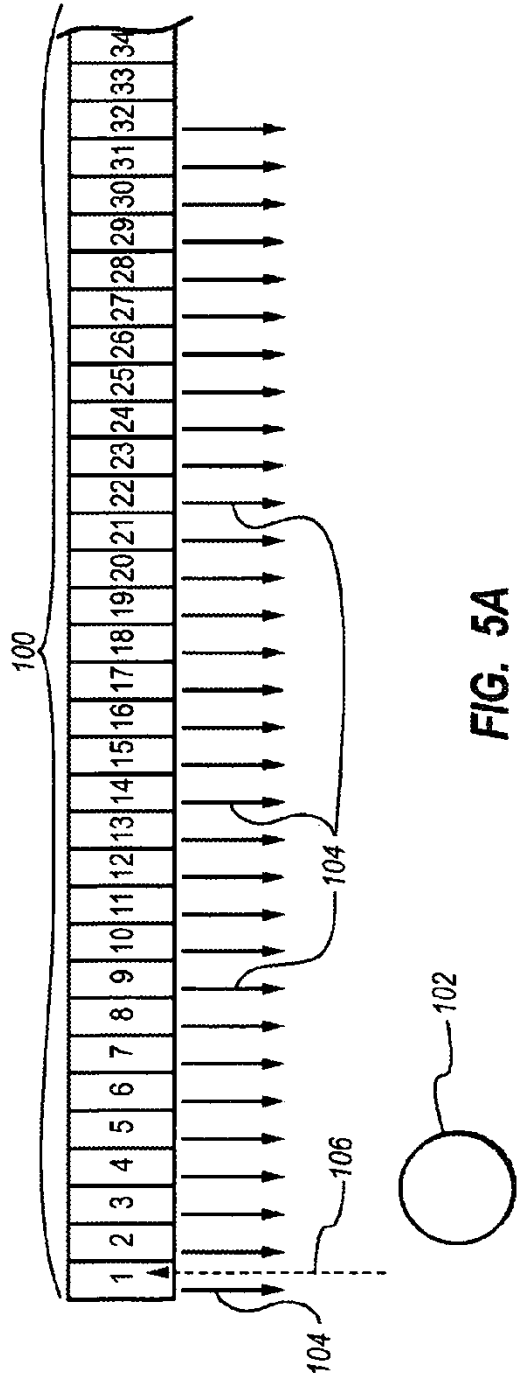


FIG. 4B



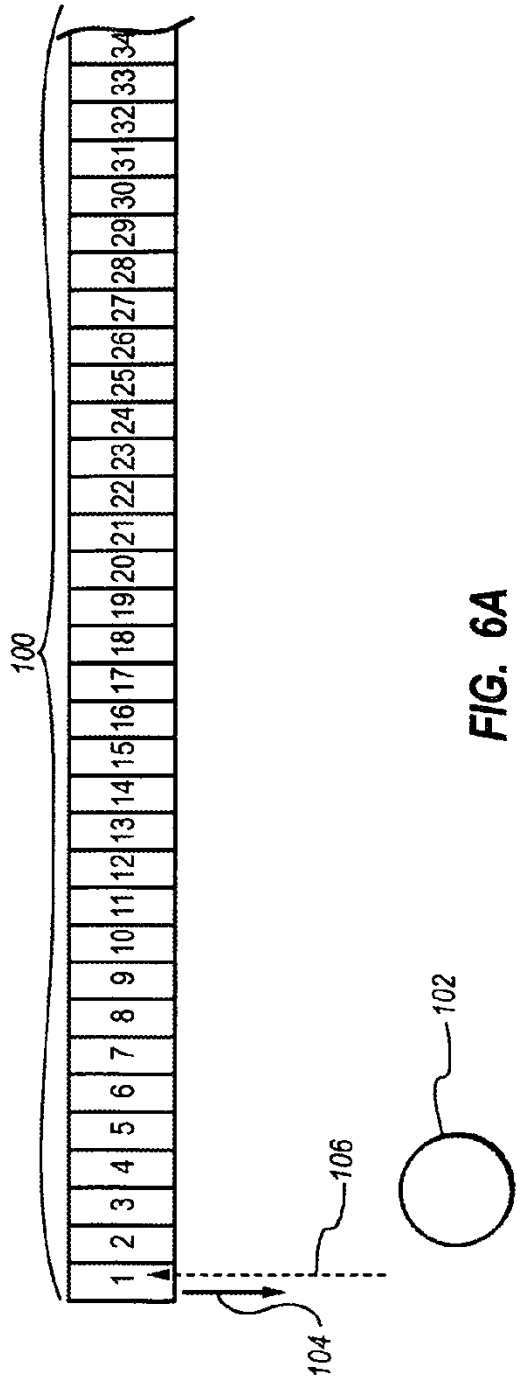


FIG. 6A

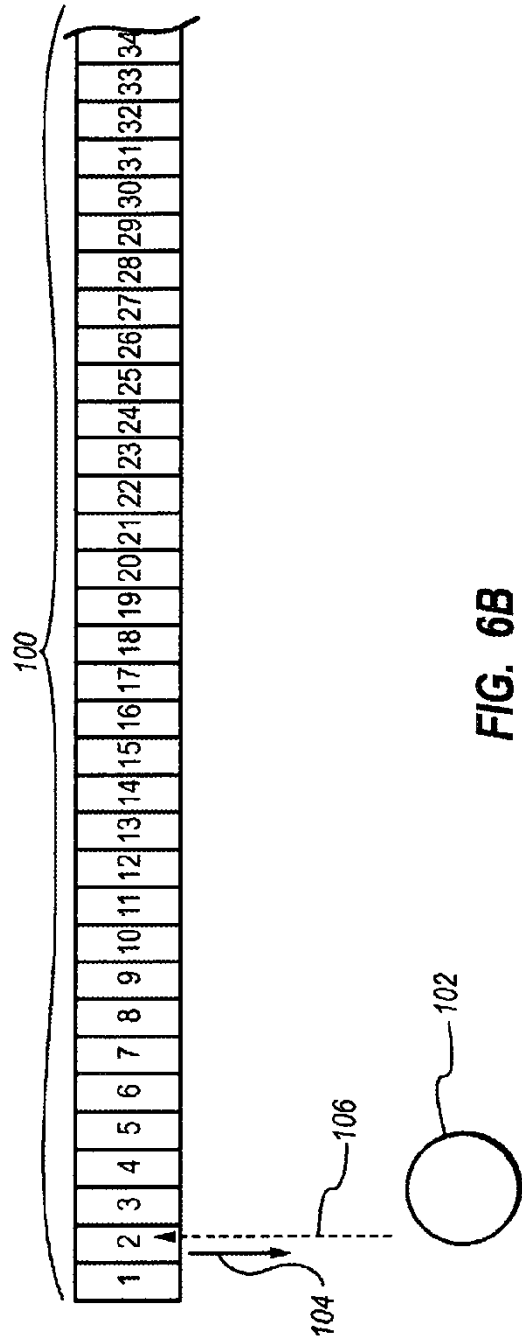


FIG. 6B