

TRANSDUCTOR DE MATRIZ EN FASE ANÁLOGA SIMPLIFICADO DE ENERGÍA EFICIENTE PARA DIRECCIONAMIENTO DE HAZ

CAMPO DE LA INVENCION

5 La presente invención se centra en el campo de un transductor de matriz en fase análoga simplificado de energía eficiente para el direccionamiento del haz ultrasónico, como por ejemplo para un pequeño dispositivo inalámbrico de ultrasonido para señalar un cambio en un tejido corporal, un vaso corporal o una cavidad corporal, como una vejiga, que comprende la matriz de transductor, el uso del dispositivo para determinar o monitorear un volumen de líquido en una cavidad, y un método de
10 funcionamiento del dispositivo.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

 El ultrasonido es una onda de presión sonora oscilante con una frecuencia superior al límite superior del rango auditivo humano (por lo tanto ultrasonido). Los dispositivos de ultrasonido pueden funcionar con frecuencias a partir de 20 kHz hasta varios gigahertz. La longitud de onda del ultrasonido suele referirse a
15 la longitud de onda del ultrasonido en el medio por el que viajan, a la frecuencia de funcionamiento del transductor de ultrasonido. La física indica que la longitud de onda en el medio es la frecuencia de funcionamiento dividida por la velocidad del sonido en el medio (aproximadamente 1500 m/s en el tejido humano). El ultrasonido puede utilizarse en muchos campos diferentes. Los dispositivos ultrasónicos se utilizan para detectar objetos y medir distancias. El escaneo ultrasónico (sonografía) se utiliza tanto en
20 medicina veterinaria como en medicina humana. En los ensayos no destructivos de productos y estructuras, el ultrasonido se utiliza para detectar defectos invisibles. En la industria, el ultrasonido se utiliza para limpiar y mezclar, y para acelerar los procesos químicos. El ultrasonido puede utilizarse para escaneo médico, la detección, la medición y la limpieza. A mayores niveles de potencia, el ultrasonido puede ser útil para modificar las propiedades químicas de las sustancias.

25 Se han adoptado enfoques para mejorar los sistemas de ultrasonido en términos de tamaño, coste, y calidad, tal como el diseño del transductor, el diseño de los circuitos de transmisión y recepción y los algoritmos de formación de haces. Actualmente, un porcentaje significativo del tamaño y energía de un sistema de ultrasonido se dedica al formador de haces, que se encarga de dirigir y/o enfocar el haz ultrasónico. Un formador de haz estándar, que puede comprender de 64 a 128 canales de
30 transmisión/recepción, puede ser sencillo de implementar si se relajan las restricciones de diseño, como el tamaño y la potencia. Sin embargo, a medida que los sistemas de ultrasonido se vuelven más portátiles, parece necesario que se requieran arquitecturas formadoras de haz con un consumo de energía menor al de los sistemas estándar basados en carros, especialmente para aplicaciones en las que la calidad de la imagen es menos crítica.

35 Una aplicación del ultrasonido se refiere a la monitorización de la vejiga. Muchas personas, como los ancianos, niños con disfunción miccional o enuresis, mujeres después de dar a luz, pacientes con vejiga neurógena, personas con enfermedades mentales y otros, tienen dificultades para controlar el funcionamiento de la vejiga y llegar al baño a tiempo para orinar. Esta incontinencia (parcial) es muy incómoda y puede provocar problemas psicológicos y físicos (por ejemplo, infecciones, problemas

cutáneos locales). Las soluciones a esta incontinencia se relacionan con la aplicación de, por ejemplo, pañales y alarmas de enuresis. Sin embargo, no son más efectivas que las consecuencias limitantes de la incontinencia, sin proporcionar una solución real, y aun así no puede evitarse el mal olor, y los pantalones/vestidos mojados. Las soluciones también cuestan una cantidad considerable de dinero, en términos de pañales y tiempo de cuidado y la contaminación por los pañales después de su uso es significativa.

Para algunas aplicaciones de ultrasonido, como el control de la vejiga, a menudo se utilizan dispositivos específicos. Estos dispositivos específicos pueden presentar uno o varios inconvenientes, entre otros una necesidad de un cable entre el transductor y el monitor, el uso manual del dispositivo; por lo tanto, no son adecuados para la supervisión a largo plazo. Algunos dispositivos del estado de la técnica pueden incluso requerir que un profesional capacitado maneje el transductor y evalúe lo que se ve. Normalmente, estos se utilizan para exámenes intermitentes en un entorno sanitario tal como un hospital. Con estas tecnologías no es posible realizar un seguimiento continuo del llenado de la vejiga y avisar al usuario o a su cuidador cuando la vejiga se llena. Esto es relevante para una serie de problemas (de salud), como por ejemplo la incontinencia urinaria (IU) en niños (vejiga hipo o hiperactiva, micción disfuncional, enuresis); adultos con disfunción de la vejiga neurógena, personas con problemas temporales o permanentes de la columna vertebral, en pacientes de residencias de ancianos. También es relevante para la prevención de la retención urinaria (UR) (por ejemplo, peri y postoperatoria, posparto).

Los dispositivos de ultrasonido suelen ser portátiles y construirse para un uso intermitente y son grandes, o al menos demasiado grandes para poder llevarlos puestos, no pueden fijarse al cuerpo de forma (semi)permanente, no pueden utilizarse por un paciente durante su vida normal, cuando está sentado, de pie o recostado y pueden requerir un cableado para el transporte de la energía y la señal, y no son prácticos para usar.

En principio, el ultrasonido podría utilizarse para controlar y determinar la cantidad de fluido, tal como el que se presenta en el cuerpo humano. Esto sólo es posible con los dispositivos de la técnica anterior que son portátiles, pero no se pueden llevar puestos. Una de las implicaciones es que los dispositivos de ultrasonido actuales se utilizan de forma intermitente y el paciente no puede moverse durante un procedimiento de monitorización, y por lo tanto requieren situaciones muy bien definidas. Esto es al menos problemático en la mayoría de las situaciones que se dan en la práctica, como una secuencia de estar sentado, de pie y recostado.

En un ejemplo del mismo, US 2017/100092 A1 recita un sistema para adquirir y proporcionar información sobre características ortopédicas de un cuerpo que utiliza energía acústica. Se considera que la electrónica está en el estado de la técnica y no es eficiente energéticamente, ni está simplificada. US 2018/092630 A recita un sistema que incluye al menos una matriz de transductores piezoeléctricos que tiene una pluralidad de elementos transductores piezoeléctricos. La matriz se inclina y dirige las mediciones de los vasos sanguíneos normalmente. EP 3 384 851 A1 recita un sistema de monitorización de la vejiga que comprende un dispositivo de monitorización de la vejiga que se puede llevar puesto. 2017/0258386 A1 recita un dispositivo de ultrasonido que se puede llevar puesto para la señalización de cambios en el cuerpo humano o animal, y el uso del dispositivo que se puede llevar puesto para la

señalización durante un período de tiempo prolongado. En un ejemplo, los cambios ocurren en una vejiga. Los documentos no mencionan en su mayoría la naturaleza de las fuentes de impulsos acústicos, ni el momento en que se producen. Ninguno de estos documentos menciona una simplificación significativa o medidas para limitar el consumo de energía de los dispositivos electrónicos.

En el caso de algunos dispositivos que utilizan ultrasonido para determinar o controlar un volumen de líquido en una cavidad, por ejemplo, en un cuerpo, puede ser necesario proporcionar el ultrasonido bajo un ángulo, en relación con una orientación del dispositivo. Especialmente y en lo que respecta a las personas mayores, los huesos de la cintura pélvica, como el hueso púbico, pueden obstruir el ultrasonido; por lo que el dispositivo debe colocarse normalmente por encima del hueso púbico, y debe transmitir y recibir el ultrasonido bajo un ángulo.

En general, para un uso prolongado, los dispositivos, y en particular los pequeños dispositivos portátiles, como un monitor de vejiga, necesitan utilizar cantidades mínimas de energía, ya que normalmente la fuente de alimentación está "a bordo" del dispositivo y debe recargarse lo menos posible. Los circuitos electrónicos de la técnica anterior de tecnología de ultrasonido se dedican a obtener la mayor cantidad de información posible y lo más detallada posible, utilizando normalmente una electrónica sofisticada y un software, por ejemplo, con un enfoque dinámico para escaneo de alta calidad. Sin embargo, el consumo de energía del dispositivo es relativamente grande, lo que no supone un gran problema si los dispositivos están conectados a la red eléctrica, pero sí es un problema, en vista del tiempo de funcionamiento, para los dispositivos autónomos.

Por lo tanto, aún hay una necesidad de una matriz mejorada que pueda utilizarse en un dispositivo de ultrasonido, que supere uno o más de los inconvenientes mencionados, sin poner en riesgo la funcionalidad y las ventajas esenciales.

SUMARIO DE LA INVENCION

La presente invención se relaciona en un primer aspecto con un transductor de matriz en fase análoga simplificado de energía eficiente y energéticamente eficiente para el direccionamiento del haz ultrasónico; en un segundo aspecto, a un producto, como un pequeño dispositivo de ultrasonido portátil para señalar cambios en un cuerpo humano o animal, tal como un volumen de líquido en una cavidad corporal de un ser humano o un animal, en un tercer aspecto, a un uso de dicho producto; y en un cuarto aspecto, a un método de funcionamiento de un producto de ultrasonido.

La presente matriz en fase proporciona una disminución del consumo de energía en, por ejemplo, más del 75%, y típicamente más del 80%, tal como más del 85%, en el lado de recepción de la matriz de transductores. Además, la complejidad de un circuito de recepción puede reducirse, por ejemplo, utilizando menos del 50%, o incluso el 15% de los componentes de un circuito electrónico de matriz en fase comparable de la técnica anterior. Se observa que para diferentes aplicaciones es aceptable una reducción en los detalles de la información obtenida por la matriz de transductores. Por ejemplo, las aplicaciones no relacionadas con el escaneo, como el reconocimiento de un volumen de una cavidad y de una cantidad de líquido en dicha cavidad pueden lograrse en combinación con la mencionada reducción significativa de los componentes y del consumo de energía. La matriz presente comprende una matriz de elementos transductores $n \times m$ que operan a una frecuencia de 20 kHz- 50 MHz, normalmente 100 kHz-20 MHz, de

preferencia 500 kHz-15 MHz, en donde al menos dos elementos transductores circundantes están a una distancia mutua de aproximadamente 0.5λ de longitud de onda ($0.5\lambda+10\%$), de preferencia $0.5\lambda\pm5\%$, de mayor preferencia $0.5\lambda+3\%$, que comprende preferentemente al menos 1^*m transductores, una electrónica de control de transmisión para el direccionamiento del haz de la matriz que comprende al menos una

5 fuente de pulsos de alta tensión, en donde las fuentes están vinculadas a un circuito de temporización de baja tensión para la temporización de las al menos una fuentes de impulsos, una electrónica de control de la recepción simplificada adaptada para limitar el consumo de energía al procesar el ultrasonido recibido, y una fuente de energía eléctrica en conexión eléctrica con el matriz o una conexión eléctrica para suministrar energía eléctrica al matriz. Al menos una fuente de impulsos de alto voltaje puede tener un

10 voltaje de $>12V$, tal como 20-200 V, por ejemplo 30-50 V, mientras que el circuito de temporización de bajo voltaje puede tener un voltaje de $< 5.5V$ para la temporización de al menos una fuente de impulsos de alto voltaje, tal como 0.5-3.3 V. La matriz puede ser relativamente pequeña, con menos componentes que los utilizados en la técnica anterior de escaneo ultrasónico, limitando el consumo de energía y la cantidad de componentes, y puede comprender una o más filas n . Ya que las matrices pueden ser relativamente

15 pequeñas, un espacio ocupado por los conjuntos también puede ser relativamente pequeño. Las filas de matrices, si se aplican para, por ejemplo, una exploración de la vejiga, se orientan de manera que una matriz en fase proporcione el direccionamiento del haz bajo un ángulo relativo al eje (longitudinal) de la fila(s). Para dirigir los transductores en un modo de fase, y para recibir y dirigir las matrices recepción, se proporciona un controlador. El controlador puede realizar funciones adicionales. La presente invención

20 hace uso de medidas de reducción de energía para reducir el consumo de energía al procesar el ultrasonido recibido.

En el presente transductor de matriz en fase, la electrónica de control de recepción se selecciona de (i) al menos uno y preferiblemente más de 2 y como máximo todos los elementos transductores de recepción de ultrasonido se adaptan para determinar la energía de ultrasonido en conexión con un

25 amplificador rectificador y el amplificador rectificador en conexión con un sumador analógico para sumar los resultados de los amplificadores rectificadores, (evitando así el consumo de energía de toda la electrónica de direccionamiento del haz para la recepción) (ii) $<50\%$, de preferencia $< 20\%$, de los n^*m elementos transductores conectados o conectables a los dispositivos electrónicos de recepción, (en donde los elementos transductores no conectados no tienen dispositivos electrónicos de recepción, evitando así

30 la mayor parte del consumo de energía de la electrónica de recepción), y (iii) combinaciones de los mismos.

En un segundo aspecto la presente invención se relaciona con un producto que comprende un transductor de matriz en fase de acuerdo con la invención, en donde el producto se selecciona de preferencia de entre un dispositivo portátil, un dispositivo médico, un dispositivo de pruebas no destructivas y combinaciones de los mismos. Si el producto es un dispositivo de pruebas no destructivas puede utilizar

35 la matriz en fase simplificada de energía eficiente para permitir el direccionamiento del haz en ángulos arbitrarios con baja energía y menor complejidad y coste que los productos de la técnica anterior. En una modalidad ejemplar, el producto es un pequeño dispositivo de ultrasonido inalámbrico, normalmente portátil, para señalar un cambio en un tejido corporal, un vaso corporal o cavidad corporal, tal como vejiga, de preferencia un dispositivo autónomo.

En el contexto de la presente invención, el término “pequeño” en combinación con el presente producto se relaciona con un tamaño, que indica que el presente producto puede llevarse durante un período prolongado de tiempo sin molestias relevantes para un usuario del mismo y que es de preferencia (casi) invisible cuando se lleva bajo la ropa. El término “inalámbrico” indica que no hay ningún conductor eléctrico que conecte el presente producto con el exterior; el término “portable” indica que el usuario del producto puede moverse libremente. Como consecuencia de que el producto es pequeño, portable e inalámbrico, puede llevarse puesto y también es portátil y usable, por ejemplo, sin limitar el movimiento del usuario. Además, una cavidad corporal se relaciona con un espacio lleno de fluido (líquido/gas) en un animal o en un ser humano, distinto de los vasos (como los vasos sanguíneos y vasos linfáticos). Además, se considera que la posición es un término general para una configuración del cuerpo humano, mientras que el término postura se refiere a una posición corporal asumida de forma (no) intencionada o habitual. Las posiciones normales son, por ejemplo, estar de pie, sentado, en cuclillas, agachado, arrodillado o recostado. Otras posiciones, tales como las posiciones atípicas y las posiciones de estrés también se incluyen en el término. La expresión “de forma (semi)continua” se utiliza para indicar que el monitoreo y la señalización pueden ocurrir durante un período de tiempo prolongado; durante el período de tiempo, en cualquier momento puede producirse el monitoreo/señalización; sin embargo, durante el período de tiempo, el producto suele estar en modo inactivo al menos una parte del tiempo; de preferencia sólo realiza mediciones activas en momentos específicos y seleccionados. En cuanto a “calcular”, se observa que a menudo es cuestionable un resultado preciso; en tales casos el término puede referirse a “estimar”.

El presente dispositivo o producto puede utilizarse para realizar mediciones permanentes y semipermanentes, o para el monitoreo. También puede ponerse en contacto con un cuerpo de forma permanente o semipermanente; para ello los medios de contacto deben ser de preferencia compatibles con la piel humana, por ejemplo, en términos de toxicidad, irritación, adhesión, forma estable con el paso del tiempo, etc.

En un tercer aspecto, la presente invención se relaciona con un uso del presente producto para determinar o monitorear un volumen de líquido en una cavidad, tal como una vejiga, un útero (líquido amniótico), un seno, una cavidad pleural, un saco pericárdico y un vaso como una aorta, para detectar o monitorear al menos uno de los siguientes: aneurisma, infección, tumor, deshidratación, derrame pleural, tasa de entrada de orina de al menos un riñón, hidrocefalia, el tamaño de una cavidad humana o animal, para determinar un volumen de líquido en un pulmón, para el entrenamiento, para la formación de imágenes de ultrasonido, como sensor de flujo, para la monitorización (semi)continua durante periodos de tiempo más largos, para la monitorización durante la vida normal, y para la monitorización dentro o fuera de un hospital o en un entorno de cuidados (a largo plazo), opcionalmente en combinación con otro (segundo) sensor o producto.

En un cuarto aspecto, la presente invención se relaciona con un método de funcionamiento de un producto de ultrasonido de acuerdo con la invención, que comprende los pasos de determinar una cantidad de líquido en una vejiga, y con base en la cantidad determinada, realizar una acción adicional, o abstenerse de realizar una acción adicional.

Los detalles del producto, el uso del mismo y el método de funcionamiento pueden encontrarse en

WO 2016/085341 A2, cuyas especificaciones y reivindicaciones se incorporan en la presente para referencia.

De este modo la presente invención proporciona una solución a uno o más de los problemas mencionados anteriormente.

5 Las ventajas de la presente invención se detallan a lo largo de la descripción.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

La presente invención se relaciona en un primer aspecto con un transductor de matriz en fase de energía eficiente para el direccionamiento del haz ultrasónico de acuerdo con la reivindicación 1.

10 Como referencia, la figura 9a (idéntica a la figura 2) muestra los dispositivos electrónicos de direccionamiento de haz análogo estándar de la técnica anterior en recepción. En una modalidad ejemplar del presente transductor de matriz en fase que rectifica los amplificadores, estos amplificadores se seleccionan a partir de circuitos como un diodo, un amplificador cuadrático, un convertidor para convertir una amplitud negativa en una amplitud positiva y para mantener una amplitud positiva, un amplificador logarítmico, y variaciones del mismo, y combinaciones del mismo. Los resultados de sumar los resultados
15 de estos amplificadores rectificadores se muestran en la figura 5, y el esquema con los amplificadores rectificadores se muestra en la figura 9b.

En una modalidad ejemplar del presente transductor de matriz en fase, los dispositivos electrónicos de control de la recepción se adaptan para optimizar el direccionamiento del haz en la recepción, para al menos dos, y de preferencia no todos, los elementos transductores de recepción de ultrasonido, repartidos
20 a lo largo del ancho del transductor para optimizar el ancho del haz sin introducir fuertes lóbulos de rejilla en los ángulos donde la intensidad de los haces de transmisión de ultrasonido es fuerte. El esquema con los dispositivos electrónicos de direccionamiento del haz en la recepción, pero con un número reducido de elementos transductores conectados se muestra en la figura 9c.

En la figura 9d se muestra un ejemplo de combinación de un número reducido de canales y
25 amplificadores rectificadores.

En el caso de los amplificadores no rectificadores, una modalidad ejemplar del presente transductor de matriz en fase puede tener el sumador analógico adaptado para sumar la amplitud de la fase positiva y la amplitud de la fase negativa de la señal recibida, tal como puede verse en la figura 5.

En una modalidad ejemplar, el presente transductor de matriz en fase puede comprender una fuente
30 de transmisión de impulsos de alto voltaje por transductor, en la que las fuentes son de preferencia idénticas.

En una modalidad ejemplar, el presente transductor de matriz en fase puede comprender un controlador de voltaje para aplicar un voltaje al transductor.

En una modalidad ejemplar del presente transductor de matriz en fase, los dispositivos electrónicos
35 de control de recepción se conectan o pueden conectarse a <50% de los elementos del transductor de recepción (figura 6-7), tal como <20% de los elementos del transductor de recepción, como se muestra en la figura 9C.

En una modalidad ejemplar del presente transductor de matriz en fase, los elementos transductores de recepción conectados o conectables se seleccionan de tal manera que los elementos transductores no

conectados k se encuentran entre los elementos transductores conectados, donde k se selecciona de 1 a 7 (figura 6), de preferencia donde k es de 2 a 6, de mayor preferencia donde k es de 3 a 5, tal como k es de 3. En algunos casos, cuando k es 3, los lóbulos laterales más grandes en la direccionalidad de transmisión se compensan con un mínimo en la direccionalidad de recepción, por lo que se prefiere esta elección en ciertos casos.

En una modalidad ejemplar del presente transductor de matriz en fase $n \in [1-10]$ y $m \in [2-1024]$, de preferencia en donde $n \in [1-3]$ y $m \in [4-128]$, de mayor preferencia en donde $n \in [1-3]$ y $m \in [8-48]$, aún de mayor preferencia en donde $n \in [1,2]$ y $m \in [16-36]$, como $n \in [1]$ y $m \in [24-32]$.

En una modalidad ejemplar de los presentes elementos transductores de matriz en fase comprenden un MEMS, tal como un CMUT y un PMUT, material piezoeléctrico a granel, tal como material cerámico y cristalino, piezocompuesto, material piezoeléctrico activo, cerámica ferroeléctrica, y combinaciones de los mismos.

En una modalidad ejemplar del presente producto, los elementos transductores son capaces de operar por separado, secuencialmente, en modo de cambio de fase, en modo paralelo, en modo de exploración espacial, en modo de intensidad, en modo pulsado, en modo armónico, variaciones del mismo, y combinaciones del mismo.

En una modalidad ejemplar, el presente transductor de matriz en fase puede comprender al menos una serie de m elementos transductores a lo largo de una longitud, en donde cada uno de los electrodos de un lado de todos los elementos transductores m están conectados eléctricamente a los dispositivos electrónicos del transductor respectivo, y en donde los (contra-)electrodos del otro lado están i) todos conectados juntos (fig. 8a,b), o ii) los electrodos del otro lado están divididos en dos mitades, donde la mitad de la longitud de cada electrodo se conecta a un primer conector de electrodos y la otra mitad de la longitud del electrodo se conecta a un segundo conector de electrodos, (para permitir la activación separada de las dos mitades, por ejemplo, aplicando dos lentes acústicas diferentes (por ejemplo, prismas o lentes de enfoque) en estas dos mitades separadas del conjunto de transductores Figura 8 c,d), o iii) una fracción p^{th} de $p \geq 3$ de la longitud del electrodo se conecta a un conector de electrodos p^{th} , en el que p de preferencia $\in [3-5]$, perpendicular a los elementos largos del transductor, lo que permite incluso más lentes diferentes, o iv) combinaciones de los mismos.

En una modalidad ejemplar del presente producto el producto es un producto inalámbrico de ultrasonido pequeño para señalar un cambio en un tejido corporal, un vaso corporal o una cavidad corporal, como una vejiga, de preferencia un producto autónomo.

En una modalidad ejemplar, el presente producto puede comprender al menos un director de transductor, para dirigir los medios de generación y/o detección, capaces de determinar si un transductor específico se coloca en una posición correcta. Esta alineación que utiliza los medios de dirección, por ejemplo mediante el direccionamiento del haz, puede realizarse utilizando puntos de referencia en el cuerpo, como el sacro, el recto, el hueso púbico o, en las mujeres, el cuello uterino. Para permitir el ajuste fino (electrónico) de la alineación durante el uso (con todas las posturas de la vida normal) el transductor puede contener más de elementos transductores m ($m + x$) en una dirección, donde sólo los m elementos superiores o los m elementos inferiores, o cualquier elemento intermedio m , se conectan a la electrónica

de transmisión, desplazando así el haz por la distancia de, como máximo, x elementos transductores para el ajuste fino de la alineación.

En una modalidad ejemplar, el presente producto puede comprender un posicionador para mantener el producto en una posición, de preferencia al menos un sensor para determinar la postura de un cuerpo de un usuario, un medio de contacto para poner en contacto el producto con una piel del cuerpo, un captador de energía, un ADC para convertir las señales de la matriz analógica en señales de salida digitalizadas, en donde el producto es portable y es sustancialmente plano. El presente producto puede adaptarse, por ejemplo, de forma que puedan obtenerse las frecuencias y/o potencias deseadas. El producto comprende normalmente al menos un procesador para controlar el producto, por ejemplo para manipular el transductor para proporcionar un pulso y/o para determinar un pulso reflejado, encender/apagar el producto, etc. Opcionalmente, el procesador se utiliza para uno o más de los procesos de datos, la generación de señales acústicas y la comunicación de datos. El producto puede incluir un proveedor de energía eléctrica en conexión con el transductor, el transceptor y el procesador, como una batería, un condensador, un captador de energía y combinaciones de los mismos. El proveedor de energía eléctrica puede ser de naturaleza flexible, de modo que pueda ajustarse a la curvatura de un cuerpo al que se fija el presente producto, por ejemplo, para mejorar la comodidad del usuario. El producto comprende un posicionador para mantener el producto en una posición. Se ha encontrado que, para obtener mediciones fiables, en línea con los medios de contacto, el producto debe mantenerse en su posición; a este respecto, es aceptable una pequeña desviación a lo largo del tiempo, como por ejemplo unos pocos milímetros con respecto a la posición original; de modo que se presenta cierta tolerancia.

En un ejemplo del presente producto, los dispositivos electrónicos en la presente son uno o más de un CI, un ASIC, una tarjeta de circuito impreso (PCB), y variaciones de los mismos y combinaciones.

En un ejemplo del presente producto, el transductor es uno o varios de los MEMS (CMUT o PMUT), un piezoeléctrico (cerámico o cristalino), y combinaciones de los mismos. Se prefiere un producto muy pequeño, en vista de los costos, fabricación, facilidad de desgaste, posibilidad de sustitución, etc.

En una modalidad ejemplar, el presente producto puede comprender un sensor de movimiento, como un acelerómetro, giroscopio y sensor magnético.

En una modalidad ejemplar del presente producto el producto portable consta de un paquete integrado.

La invención se detalla aún más en las figuras y ejemplos anexos, que son de carácter ejemplar y explicativo y no limitan el alcance de la invención.

SUMARIO DE LAS FIGURAS

Figura 1. Configuración esquemática de parte de un dispositivo de transmisión de la técnica anterior.

Figura 2: Configuración esquemática de parte de un dispositivo de recepción de la técnica anterior.

Figura 3: Principio de formación de haz análogo.

Figura 4: Principio de formación digital de haz.

Figura 5a-f: Trazos de amplitud calculados

Figura 6: El ancho de la sensibilidad de transmisión-recepción

(líneas gruesas) y la altura máxima de los lóbulos laterales, en relación con el pico central (líneas

finas).

Figura 7: El ancho de la sensibilidad de transmisión-recepción

(líneas gruesas) y la altura máxima de los lóbulos laterales, en relación con el pico central (líneas finas).

5 Las figuras 8a-d muestran posibles disposiciones de matrices de acuerdo con modalidades ejemplares.

Las figuras 9a-d muestran varias opciones para simplificar y limitar el consumo de energía, en comparación con el enfoque estándar de direccionamiento del haz en la recepción, de acuerdo con modalidades ejemplares.

10 Las figuras 10a-c muestran algunas opciones para conectar sólo una fracción de los elementos transductores disponibles al circuito de recepción de acuerdo con modalidades respectivas.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS FIGURAS

Figura 1: Formación de un pulso de transmisión por una matriz en fase a un punto focal, como se utiliza en la técnica anterior. Para este propósito se suministra un impulso de tensión a cada elemento E
15 transductor con un retraso D bien definido para formar un foco de haz en el punto P deseado.

Figura 2: Recepción de reflexiones de un punto focal por una matriz en fase, tal como se utiliza en la técnica anterior. El retraso de cada señal hace que todas las señales lleguen al mismo tiempo a la suma.

Figura 3: Principio de formación del haz análogo, en donde los retrasos se hacen en el dominio análogo, antes de la suma analógica y la conversión análoga-a-digital, como se utiliza en la técnica
20 anterior.

Figura 4: Principio de formación de haz digital, en donde cada señal se digitaliza primero mediante un convertidor análogo-a-digital y luego se añaden los retrasos durante el procesamiento de la señal en el dominio digital, como se utiliza en la técnica anterior.

Figura 5a-f: Trazos de amplitud calculados para los haces de ultrasonido procedentes de varias
25 direcciones (8 (a), 16 (b), 24 (c), 33 (d) , 42 (e) y 54 (f) grados, respectivamente) para tres enfoques de construcción de estos datos ("datos de interferencia" no rectificadas, "abs(datos)" rectificadas y valores negativos hechos cero "pos(datos)") y una línea de referencia ("direccionamiento del haz convencional") con interferencia y los retrasos óptimos en la recepción, como se conoce en la técnica anterior.

El enfoque de direccionamiento de haz de recepción, con cuatro (de por ejemplo 24) transductores
30 de recepción con elementos transductores no receptores entre ellos, se amplió en la figura 6, donde se elaboran todas las posibilidades. De esta figura, parece que tres elementos transductores no receptores entre los receptores es la configuración óptima cuando se utilizan sólo cuatro elementos transductores para la recepción del ultrasonido. Esto da lugar a una matriz de 24 elementos transductores, donde los 24 transductores se utilizan para el envío y sólo los transductores nº 6, 10, 14 y 18 se utilizan para la recepción
35 del ultrasonido. Se observa que el ángulo direccional del primer (y mayor) lóbulo lateral en transmisión coincide con el ángulo del primer mínimo en recepción, reduciendo considerablemente los lóbulos laterales en la sensibilidad de transmisión-recepción. Como referencia se muestra una matriz en fase con 24 transductores de envío: La línea punteada indica un único elemento de recepción y la línea punteada indica los 24 elementos de recepción. Observe que el número de 24 elementos sólo se utiliza como ejemplo para

mostrar el principio. Pueden aplicarse varias optimizaciones diferentes para diferentes números de elementos.

El enfoque de direccionamiento del haz de recepción, con transductores con tres elementos transductores no receptores entre ellos, se ha ampliado en la Figura 7, donde se ha variado el número de elementos transductores, manteniendo su distancia fija. A partir de esta figura parece que cinco transductores receptores con tres elementos transductores no receptores entre los receptores es la configuración óptima en este ejemplo. Esto resulta en una matriz de 24 elementos transductores, en donde los transductores se utilizan para el envío y sólo los transductores num. 4, 8, 12 y 20 se utilizan para la recepción del ultrasonido. Como referencia se muestra una matriz en fase con 24 transductores de envío: La línea punteada indica un único elemento de recepción y la línea punteada indica los 24 elementos de recepción.

Las figuras 8a, b muestran una matriz conectada con un contacto eléctrico en la parte inferior y diez en la parte superior (vista superior e inferior) y las figuras 8c, d muestran una matriz conectada con dos contactos eléctricos en la parte inferior y diez en la superior (vista superior e inferior).

Las figuras 9a-d muestran ejemplos del enfoque estándar, técnica anterior, del direccionamiento del haz en la recepción (figura 9a), el enfoque con amplificadores rectificadores seleccionados entre los circuitos, como un diodo, un amplificador cuadrático, un convertidor para convertir una amplitud negativa en una amplitud positiva y para mantener una amplitud positiva, un amplificador logarítmico, y variaciones de los mismos, y combinaciones de los mismos (figura 9b), el enfoque del direccionamiento del haz con un número reducido de elementos transductores conectados (figura 9c) y una combinación de los anteriores (figura 9d).

Las figuras 10a-c muestran algunos conceptos para conectar sólo una fracción de los elementos transductores disponibles al circuito de recepción de acuerdo con las modalidades respectivas. En esta configuración de un sistema de ultrasonido de eco de pulso, el transductor actúa como transmisor y receptor. El transductor puede activarse por un pulso de alto voltaje, normalmente de 25 a 150 voltios y de corta duración, normalmente de 100 a 500 nanosegundos y el receptor recibirá un voltaje de menos de 1 voltio, normalmente en el margen de milivoltios.

En la Figura 10a se muestra una modalidad en la que la pluralidad de elementos transductores E se conecta tanto a un circuito de transmisión Tx como a un circuito de recepción Rx a través de los correspondientes interruptores S. La operación respectiva, es decir, la transmisión o la recepción, se establece operando los interruptores S en consecuencia. En una modalidad, todos, o un número relativamente grande de los elementos transductores se cambian al circuito de transmisión durante la fase de transmisión, mientras que sólo una parte, o un número relativamente pequeño de los elementos transductores se cambian al circuito de recepción durante la fase de recepción. De este modo, puede implementarse un modo de ahorro de energía controlando únicamente los interruptores S en consecuencia, manteniendo en principio la capacidad de utilizar todos los elementos del transductor durante la fase de recepción.

La opción mostrada en la figura 10b muestra una modalidad en la que sólo se proporciona un número reducido de interruptores S para aquellos elementos transductores que se utilizan realmente

durante la fase de recepción. Esta modalidad puede contribuir además a reducir el número de elementos y la complejidad del circuito de la electrónica de recepción, además de proporcionar las ventajas relativas al ahorro de energía y de potencia, especialmente durante la recepción.

La figura 10c muestra una modalidad en la que tanto los dispositivos electrónicos de transmisión como de recepción se acoplan directamente a los elementos transductores sin ningún interruptor entre los mismos. Esto es posible en caso de que la resistencia de salida de los pulsadores sea lo suficientemente alta, como $> 1 \text{ M}\Omega$, para que no fluya ninguna corriente (típicamente $< 1\mu\text{A}$), cuando llegue la señal de recepción. Esta modalidad puede contribuir aún más a reducir el número de elementos y la complejidad del circuito evitando los interruptores S de la figura 10a. y la figura 10b.

La invención, aunque se describe en un contexto explicativo detallado, puede entenderse mejor junto con los ejemplos y figuras anexas.