

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 811 499**

51 Int. Cl.:

**G16H 50/50** (2008.01)

**A61B 8/15** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **11.12.2017 PCT/EP2017/082233**

87 Fecha y número de publicación internacional: **21.06.2018 WO18108820**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.12.2017 E 17822595 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.05.2020 EP 3459082**

54 Título: **Método y aparato no invasivos para la formación de imágenes médicas mediante el uso de inversión de forma de onda**

30 Prioridad:

**16.12.2016 GB 201621436**

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

**12.03.2021**

73 Titular/es:

**M-TRUST IMAGING LIMITED (100.0%)**

**43 Richmond Park Road**

**Kingston-Upon Thames London KT2 6AQ, GB**

72 Inventor/es:

**CALDERON AGUDO, OSCAR**

74 Agente/Representante:

**FERNÁNDEZ POU, Felipe**

ES 2 811 499 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

Método y aparato no invasivos para la formación de imágenes médicas mediante el uso de inversión de forma de onda

5 La presente invención se refiere a un método y a un aparato mejorados no invasivos para la formación de imágenes de regiones del cuerpo mediante el uso de datos generados por ultrasonido. Más particularmente, la presente invención se refiere a un método no invasivo para la formación de imágenes de regiones del cuerpo que contienen hueso o gas mediante el uso de la inversión de forma de onda de datos generados por ultrasonido, el cual puede ser  
10 útil en el diagnóstico y pronóstico de patologías, particularmente patologías cerebrales, como los accidentes cerebrovasculares.

15 El ultrasonido médico es una tecnología bien establecida que usa las ondas acústicas de alta frecuencia (generalmente a frecuencias superiores a 20 kHz) para generar imágenes acústicas del cuerpo humano o animal. La aplicación de esta técnica abarca desde el ultrasonido obstétrico hasta la identificación de patologías, la ecocardiografía o la conducción de intervenciones en tiempo real.

20 Se pueden generar diferentes tipos de imágenes mediante el uso de la tecnología de ultrasonido. Se pueden generar mapas de impedancia acústica en 2D. Alternativamente, los mapas de flujo sanguíneo o el movimiento del tejido a lo largo del tiempo se pueden medir y registrar mediante el uso de los efectos Doppler.

25 Las ventajas del ultrasonido son muchas: en particular, esta técnica proporciona una tecnología de formación de imágenes en tiempo real, portátil y económica que no requiere radiación ionizante. En la mayoría de las aplicaciones médicas, se detecta energía acústica reflejada para generar mapas de impedancia acústica. La formación de imágenes de modo de reflexión como esta es muy exitosa en áreas particulares de la formación de imágenes médicas, por ejemplo, la formación de imágenes de un feto en el útero o la detección de cáncer de mama. La relativa simplicidad de tales formaciones de imágenes permite que las imágenes se proporcionen en tiempo real porque los algoritmos que generan tales imágenes solo se basan en una estrategia de retraso y acumulación. La única información usada para crear la imagen es el momento en que los ecos llegan al receptor y la fuerza de esos ecos.  
30

35 Sin embargo, tales técnicas han tenido un éxito limitado al intentar la formación de imágenes de regiones del cuerpo que comprenden zonas de huesos o gases. Esto se debe a que dichos materiales dentro del cuerpo causan la dispersión, la atenuación y la distorsión de fase de las señales de ultrasonido, lo que dificulta la formación de imágenes. Además, la formación de imágenes del cerebro es particularmente difícil debido a la presencia de un fuerte reflector de ultrasonido (el cráneo) muy cerca de la fuente de ultrasonido.

40 Por ejemplo, el documento "Ultrasound reflection mode computed tomography through a skullbone", J Ylitalo, IEEE transactions on biomedical engineering Vol 37, No. 11 (noviembre de 1990) describe un método de CT de modo de reflexión ultrasónica que mostró cierto éxito con respecto al diagnóstico cerebral pediátrico, no obstante, no fue confiable cuando se aplicó a cráneos adultos más gruesos.

45 Una técnica alternativa al análisis de modo de reflexión es el análisis de modo de transmisión. El documento "Computerized ultrasound tomography of the human head: Experimental results", KA Dines y otros, Ultrasonic Imaging, 3, 342-351 (1981) describe métodos para el uso del análisis de transmisión de cráneos humanos. Sin embargo, una vez más, aunque se observaron resultados alentadores para los cráneos pediátricos, la técnica resultó poco confiable cuando se aplicó a cráneos adultos.

50 Otra técnica de ultrasonido alternativa es utilizar la dispersión para categorizar las lesiones cerebrales. El documento US 8,834,376 describe métodos para utilizar la dispersión para proporcionar información sobre la composición de tejidos intercraneales. Sin embargo, dicho método no puede proporcionar la formación de imágenes de regiones cerebrales.

55 El documento US 2012/283566 describe un sistema para la formación de imágenes de tejido blando que incluye emisores y receptores de ultrasonido, y un procesador configurado para determinar un conjunto de datos de tiempo de vuelo diferencial (ToF) observado y generar una representación de la velocidad acústica del tejido con base en el conjunto de datos de ToF diferencial observado.

60 Hasta la fecha, las únicas técnicas exitosas para la formación de imágenes del cerebro mediante el uso del ultrasonido se han basado en la obtención de imágenes a través de las regiones más delgadas del cráneo, ya sea mediante el uso de cráneos naturalmente más delgados (por ejemplo, el cráneo de un niño pequeño) o mediante ventanas acústicas naturales o artificiales (por ejemplo, taladradas) dentro del cráneo. Lo mismo se aplica a otras áreas del cuerpo que contienen fuentes significativas de absorción, reflexión o dispersión acústica, o regiones heterogéneas (por ejemplo, regiones óseas o de gas o las interfases entre ellas). Por lo tanto, existe un problema técnico en la técnica ya que la formación de imágenes por ultrasonido de tales regiones no se puede realizar de manera confiable  
65 mediante el uso de las técnicas conocidas.

De acuerdo con un primer aspecto de la presente invención, se proporciona un método no invasivo para generar datos de imagen de tejido intracraneal mediante el uso de energía de ultrasonido que se transmite a través de la cabeza de un sujeto a través del cráneo del sujeto, el método que comprende las etapas de: a) proporcionar un conjunto de datos observados por ultrasonido derivado de una medición de una o más formas de onda de ultrasonido generadas por al menos una fuente de energía de ultrasonido, la energía de ultrasonido que se detecta mediante una pluralidad de receptores ubicados en un lado opuesto de una región dentro de la cavidad intracraneal con respecto a al menos una fuente, de manera que los receptores detecten las formas de onda de ultrasonido de la fuente que se han transmitido a través del cráneo y la cavidad intracraneal, el conjunto de datos observados que comprende una pluralidad de valores de datos observados; b) proporcionar al menos un modelo de partida para al menos una porción de la cabeza que comprende un componente de cráneo y un componente de tejido blando, el componente de cráneo que comprende una pluralidad de parámetros de modelo representativos de las propiedades físicas y la morfología del cráneo a través del cual se van a formar imágenes de tejido intracraneal, y el componente de tejido blando comprende una pluralidad de parámetros representativos de las propiedades físicas del tejido intracraneal del cual se van a formar imágenes; c) generar un conjunto de datos de predicción que comprende una pluralidad de valores de datos de predicción a partir del modelo de partida del cráneo y del tejido intracraneal; d) comparar los valores de datos observados y de predicción para generar un modelo actualizado de al menos una propiedad física dentro de al menos una región de la cavidad intracraneal; y e) usar el modelo actualizado para formar una imagen de una región de la cavidad intracraneal para identificar la composición y/o morfología del tejido dentro de la cavidad intracraneal.

De acuerdo con un segundo aspecto de la presente invención, se proporciona un método no invasivo para generar datos de imagen de una parte del cuerpo de un sujeto mediante el uso de energía de ultrasonido que se transmite a través de la parte del cuerpo del sujeto, la parte del cuerpo que contiene al menos una interfase entre hueso, tejido blando y/o gas, el método que comprende las etapas de: a) proporcionar un conjunto de datos observados por ultrasonido derivado de una medición de una o más formas de onda de ultrasonido generadas por al menos una fuente de energía de ultrasonido, la energía de ultrasonido que se detecta mediante una pluralidad de receptores ubicados en un lado opuesto de una región dentro de la parte del cuerpo con respecto a al menos una fuente, de manera que los receptores detecten las formas de onda de ultrasonido de la fuente que se han transmitido a través de la parte del cuerpo, el conjunto de datos observados que comprende una pluralidad de valores de datos observados; b) proporcionar al menos un modelo de partida representativo de la parte del cuerpo de la cual se van a formar imágenes, el modelo de partida que comprende un primer y un segundo componente, el primer componente comprende una pluralidad de parámetros de modelo representativos de las propiedades físicas y la morfología del hueso y/o gas dentro de la parte del cuerpo del sujeto del cual se van a formar imágenes y que tiene al menos una región modelada que tiene una velocidad acústica inferior a 700 m/s y/o superior a 2300 m/s y el segundo componente que comprende una pluralidad de parámetros representativos de las propiedades físicas del tejido blando dentro de la parte del cuerpo del sujeto del cual se van a formar imágenes; c) generar un conjunto de datos de predicción que comprende una pluralidad de valores de datos de predicción del modelo de partida; d) comparar los valores de datos observados y de predicción para generar un modelo actualizado de al menos una propiedad física dentro de al menos una región de la parte del cuerpo; y e) usar el modelo actualizado para formar una imagen de una región de la parte del cuerpo para identificar la composición y/o morfología del tejido dentro de la parte del cuerpo.

Las modalidades adicionales del primer y el segundo aspecto se especifican en las reivindicaciones dependientes 2-5 y 7-12.

De acuerdo con un tercer aspecto de la presente invención, se proporciona un sistema informático que comprende un dispositivo de procesamiento configurado para realizar el método del primer o el segundo aspecto.

De acuerdo con un cuarto aspecto de la presente invención, se proporciona un medio legible por ordenador que comprende instrucciones configuradas, cuando se ejecuta, para realizar el método del primer o el segundo aspecto.

De acuerdo con un quinto aspecto de la presente invención, se proporciona un sistema informático que comprende: un dispositivo de procesamiento, un dispositivo de almacenamiento y un medio legible por ordenador del tercer aspecto.

Las modalidades de la presente invención se describirán ahora con referencia a las Figuras acompañantes en las cuales:

la Figura 1 muestra una vista en planta de un aparato de adquisición de datos de medición ejemplificado mediante el uso en la cabeza de un sujeto;

la Figura 2 muestra una vista lateral del aparato de adquisición de la Figura 1;

la Figura 3 muestra un modelo objetivo de una región de una cavidad intracraneal de la cual se van a formar imágenes;

la Figura 4 muestra el modelo objetivo con solo el cráneo mostrado para mayor claridad;

la Figura 5 muestra datos de traza generados a partir del modelo objetivo de las Figuras 3 y 4;

la Figura 6 muestra un modelo de partida para usar con la prueba de modelo objetivo de las Figuras 3 y 4;

la Figura 7 muestra una imagen generada mediante el uso del método de la presente invención para recuperar el modelo objetivo de las Figuras 3 y 4; y

la Figura 8 muestra un diagrama de flujo de una modalidad de la invención.

La presente invención, en modalidades, se refiere a un método novedoso para la formación de imágenes de estructuras del cuerpo mediante el uso de ultrasonido. En modalidades de la presente invención se registran tanto la energía transmitida como la reflejada. Mediante el uso de ambas técnicas, es posible obtener información relacionada con los tejidos y las estructuras del cuerpo que se encuentran detrás del hueso (y/o el gas) y generar imágenes de estos.

El método de la presente invención usa la Inversión de Forma de Onda Completa (FWI) o una variante de esta.

Si bien la FWI tiene limitaciones con respecto a proporcionar imágenes en tiempo real, los desarrollos en la implementación y el procesamiento de las imágenes deberían reducir el tiempo de respuesta en al menos un orden de magnitud oportunamente. Esto se compensa con las ventajas potenciales de la alta resolución de las imágenes generadas por la FWI, las cuales pueden rivalizar con la MRI.

Las Figuras 1 y 2 muestran una configuración experimental ilustrativa 10 para obtener información de imagen relacionada con la cabeza. Sin embargo, se debe entender que la configuración descrita en la presente descripción se podría usar en otras partes del cuerpo que contienen regiones de hueso y/o gas, por ejemplo, la pierna, el brazo, el pecho u otra región de interés. Además, la medición no se limita a humanos y otros animales pueden ser sujetos de la medición y formación de imágenes. También se debe entender que la configuración experimental general como se muestra en las Figuras 1 y 2 no se debe tomar como limitante. Cualquier configuración para la adquisición de datos que pueda generar un conjunto de datos medidos adecuado para el análisis posterior se podría usar con la presente invención.

La configuración experimental 10 comprende un anillo 12 que incluye al menos una fuente de ultrasonido 14 y una pluralidad de receptores 16. El anillo 12 está dispuesto alrededor de una cabeza 18 de un sujeto. La fuente 14 y/o los receptores 16 están acoplados acústicamente a la cabeza 18. Esto se puede lograr al ubicar la fuente 14 y/o los receptores 16 directamente en la superficie de la cabeza. Alternativamente, la cabeza 18 se puede sumergir en un medio acústico adecuado (tal como agua) para permitir el acoplamiento requerido.

Como se muestra en la Figura 2, el anillo 12 se puede orientar en cualquier ángulo A adecuado con respecto a la cabeza para la adquisición de datos. Los datos se pueden adquirir en múltiples ángulos diferentes con respecto a la cabeza. En las disposiciones preferidas, todos estos ángulos diferentes se seleccionan de manera que los planos de imágenes resultantes se intersequen. Esto puede permitir la construcción de imágenes tridimensionales de una región particular donde los planos se intersequen. Sin embargo, esto no se debe tomar como limitante y los datos se pueden adquirir en dos o tres dimensiones y en cualquier configuración plana.

Por ejemplo, en una modalidad, el anillo 12 se puede trasladar en una o más direcciones para obtener datos en una cantidad de planos paralelos desplazados para capturar "cortes" a través de la cabeza.

Además, aunque se muestra un anillo 12 en las Figuras 1 y 2, no es necesario que sea así y se puede proporcionar un casco u otro dispositivo portátil. Se pueden proporcionar múltiples anillos dentro del dispositivo portátil para capturar simultánea o secuencialmente múltiples cortes a través de la cabeza.

La fuente 14 genera ondas de ultrasonido acústicas que tienen suficiente energía vibratoria para penetrar el cráneo del sujeto y generar suficientes señales de retorno para ayudar a la detección útil. La fuente 14 puede ser cualquier generador de ultrasonido adecuado. El experto en la materia conocerá fácilmente el tipo de generadores que son adecuados para usar con el enfoque de adquisición de la presente invención.

La fuente 14, en modalidades, es una fuente puntual o una aproximación cercana de una fuente puntual. En otras palabras, la fuente 14 es una fuente de ondas ultrasónicas que emite en todas las direcciones por igual. En el contexto de la configuración experimental 10, se puede entender que se trata de una fuente isotrópica para el propósito de los detectores 16, de manera que la fuente 14 es un radiador isotrópico en las direcciones de interés para la medición (por ejemplo, dentro del anillo 12). No es esencial o necesario que la fuente 14 sea isotrópica, o incluso que genere una señal, en las direcciones que no se crucen con la estructura objetivo (por ejemplo, direcciones alejadas de la cabeza).

Sin embargo, aunque las fuentes puntuales (o fuentes funcionalmente similares) son convenientes, este no tiene por qué ser el caso. En su lugar, la fuente 14 puede tener cierta direccionalidad dentro de la región objetivo. Si bien generalmente se prefiere el uso de emisores isotrópicos o cuasi-isotrópicos, puede haber situaciones en las que puedan ser útiles haces más enfocados (por ejemplo, en planos particulares o a distancias particulares). Sin embargo, en contraste con las disposiciones de formación de imágenes de ultrasonido conocidas, la distorsión de las señales es un parámetro útil que contiene información que se puede recuperar y usar para proporcionar datos de formación de imágenes. Por el contrario, las disposiciones de formación de imágenes conocidas están configuradas para evitar la distorsión debido a la dificultad en la corrección de dichos efectos.

Como se muestra en las Figuras 1 y 2, se proporciona una pluralidad de receptores 16. Los receptores 16 pueden comprender cualquier aparato de detección ultrasónica adecuado. Los receptores 16 están conectados a un aparato

de adquisición de trazas, como un ordenador u otro dispositivo de almacenamiento electrónico.

Mientras que en las Figuras 1 y 2 se muestran una sola fuente 14 y múltiples receptores 16, se debe entender que también se pueden usar múltiples fuentes 14 en diferentes ubicaciones. Por ejemplo, cada fuente 14 también puede comprender un receptor 16 y viceversa. Cada una de estas fuentes se podría usar para construir múltiples trazas desde diferentes ubicaciones de la fuente. Por ejemplo, en el modelo ilustrativo descrito más abajo, se usa un total de 450 unidades de fuente/receptoras. A medida que cada fuente emite, los otros 449 receptores detectan las ondas reflejadas y/o transmitidas. Cada fuente 14 se usa entonces a su vez para generar señales que se pueden detectar, lo que resulta en un total de 450 trazas ultrasónicas diferentes. Estas trazas se pueden usar juntas entonces como un conjunto de datos observados para el análisis.

En uso, las ondas ultrasónicas generadas por la fuente 14 se propagan en la cabeza 18 del sujeto. Las ondas se transmiten y se refractan a través de las capas de materia ósea y/o cerebral y/o se reflejan fuera de las interfaces entre ellas y/o se dispersan de otras heterogeneidades dentro de la cabeza y una pluralidad de señales de retorno se detectan mediante los detectores 16.

Un conjunto de datos observados comprende una medición, por la multiplicidad de receptores 16, de ondas acústicas transmitidas, reflejadas y/o refractadas que se originan desde la fuente 14. En general, una reflexión parcial de la onda acústica ocurre en un límite o interfase entre dos materiales diferentes, o cuando las propiedades elásticas de un material cambian. Cada señal de retorno detectada que forma una traza de ultrasonido tiene un tiempo de viaje aproximado desde la fuente 14 que, para las ondas reflejadas, es un tiempo de viaje bidireccional desde la fuente 14 hasta el elemento reflector (por ejemplo, la superficie interior del cráneo opuesta a la fuente 14) y de regreso al respectivo detector 16.

En la configuración experimental 10 mostrada en las Figuras 1 y 2, la fuente 14 está ubicada en un lado de la cabeza bajo investigación. La pluralidad de receptores 16 en el otro lado registran la señal transmitida, mientras que los receptores 16 cerca de la fuente 14 registran las ondas de ultrasonido reflejadas.

La variación temporal de las ondas reflejadas y transmitidas (es decir, las formas de onda detectadas por los receptores 16) se registra durante un período de tiempo predeterminado. Este período de tiempo se selecciona para que sea suficiente para capturar tanto las llegadas reflejadas como las transmitidas que contienen información de las propiedades de la cabeza. Un valor típico puede ser del orden de 300 - 500  $\mu$ s.

La fuente 14 puede emitir ondas ultrasónicas a cualquier frecuencia deseada, una pluralidad de frecuencias discretas o una banda continua de frecuencias (por ejemplo, una señal de banda ancha). En general, se usa una multiplicidad de frecuencias para proporcionar una mayor resolución y detalle en las imágenes producidas. Mientras que las frecuencias altas proporcionan una mayor resolución de las características físicas más pequeñas, la profundidad de penetración de las frecuencias más bajas es mejor para la formación de imágenes más adentro del cráneo. La presente invención es operable para usar un intervalo de frecuencias que se pueden establecer juntas o individualmente según se requiera.

En modalidades, las frecuencias abarcan un intervalo de 400 kHz a 1,3 MHz. Sin embargo, se podrían usar otros intervalos con la presente invención, y se podría usar con la presente invención un ancho de banda continuo y/o selecciones de frecuencia discretas que varían de aproximadamente 50 kHz hasta 5MHz.

Algunas o todas las múltiples fuentes 14 (si están presentes) se pueden activar simultáneamente para generar una sola recopilación de fuente grande. Alternativamente, las fuentes 14 se pueden accionar individualmente.

Entonces, se adquiere un conjunto de datos ultrasónicos observados al registrar las formas de onda en los receptores 16 después de la emisión por la una o más fuentes 14. El conjunto de datos observados puede comprender una pluralidad de trazas de forma de onda. Por ejemplo, habrá una sola traza de forma de onda para cada combinación de fuente/receptor. Estas trazas forman el conjunto de datos ultrasónicos observados.

Un conjunto de datos de predicción se obtiene mediante la modelación de los datos a partir de un modelo de partida de las propiedades acústicas del área investigada, como la velocidad de la velocidad de las ondas. Las formas de onda en el conjunto de datos observados entonces se analizan mediante la comparación con las formas de onda en el conjunto de datos de predicción para recuperar un modelo de al menos una propiedad acústica del cuerpo. Esto se puede hacer mediante el uso del método de inversión de forma de onda completa (FWI) mediante la minimización de la norma de mínimos cuadrados entre los datos observados y los de predicción.

La clave para este proceso de modelado y formación de imágenes de una región de un sujeto es la velocidad ultrasónica  $V_p$ . En una porción del volumen de un sujeto,  $V_p$  se puede estimar de varias maneras.

El conjunto de datos ultrasónicos observados se usa entonces como parte de un proceso de inversión de forma de onda para extraer las propiedades acústicas de los tejidos que forman la cabeza del paciente. Ahora se describirá un ejemplo de inversión de forma de onda completa (FWI).

La FWI es un método conocido para analizar datos, particularmente en el campo de la sismología. La FWI es capaz de producir modelos de propiedades físicas como  $V_p$  en la región medida que tienen una alta fidelidad y que están bien resueltos espacialmente. La FWI busca extraer las propiedades acústicas de la región de la cabeza de la cual se van a formar imágenes a partir del conjunto de datos observados registrados. Se puede producir una estimación de velocidad detallada mediante el uso de un modelo preciso con variaciones en la escala de la longitud de onda ultrasónica.

La técnica de FWI implica generar un modelo bidimensional o tridimensional para representar la porción medida de la región de la cabeza o el cuerpo del sujeto e intentar modificar las propiedades y los parámetros del modelo para generar datos de predicción que coincidan con los datos de trazas ultrasónicas obtenidos experimentalmente.

Los datos de predicción se calculan a partir del modelo que típicamente mediante el uso de la ecuación de onda bidireccional completa. La FWI es un proceso iterativo que requiere un modelo de partida. Una tomografía de tiempo de viaje puede proporcionar un modelo de partida suficientemente preciso para la FWI.

La FWI puede extraer muchas propiedades físicas ( $V_p$  y velocidades de onda cortante, atenuación, densidad, anisotropía) de la porción modelada del cuerpo del sujeto. Sin embargo, la  $V_p$ , la velocidad de la onda P, es un parámetro particularmente importante del cual depende en gran medida la construcción posterior de los otros parámetros. Sin embargo, se pueden usar otros parámetros con la presente invención, ya sea solos o en combinación. La atenuación y la densidad también pueden ser parámetros importantes en el contexto de la formación de imágenes médicas. La naturaleza y la cantidad de parámetros usados en un modelo de una porción del cuerpo del sujeto serán fácilmente evidentes para la persona experta.

La técnica FWI busca obtener un modelo preciso y de alta resolución de la región medida del cuerpo del sujeto, el cual genera datos de predicción que coinciden con los datos registrados. Como se estableció anteriormente, la determinación de  $V_p$  es un eje central de la técnica. Sin embargo, también se pueden modelar otros parámetros como la densidad y la atenuación. Los datos de predicción se calculan mediante el uso de la ecuación de onda bidireccional completa. Esto se conoce como problema directo. Esta ecuación puede estar en el dominio del tiempo, el dominio de la frecuencia u otros dominios adecuados, y puede ser elástica o acústica, isotrópica o anisotrópica, y puede incluir otros efectos físicos tales como la atenuación y la dispersión. En la mayoría de los casos, la FWI procede mediante el uso de la aproximación acústica con un campo de onda modelado de un solo componente.

A continuación se describirá un ejemplo del proceso de la FWI de acuerdo con una modalidad de la presente invención. Para probar la aplicabilidad del método de la presente invención, se desarrolló un modelo objetivo. El modelo objetivo es representativo de un modelo de una cabeza humana y se usa como objetivo para el proceso de la FWI. En otras palabras, el modelo objetivo se usa para generar un conjunto de datos observados sintéticos de ejemplo y, a partir de esto, un modelo de partida se modifica iterativamente mediante el uso del proceso FWI para llegar a un modelo final. El modelo final se compara con el modelo objetivo para validar el proceso.

El modelo objetivo es un modelo sintético 2D de una cabeza humana y se muestra en las Figuras 3 y 4. Para construir el modelo, se usó una Imagen de Resonancia Magnética (MRI) en combinación con tablas de velocidades acústicas conocidas de varios tejidos del cerebro y el cráneo.

Se debe señalar que el cráneo tiene velocidades más allá del intervalo de la escala de la Figura 3 y parece ser una velocidad constante. Sin embargo, dentro del cráneo también hay variaciones de velocidad, como se puede ver en la Figura 4, la cual muestra una escala diferente de velocidades para ilustrar mejor las variaciones en la velocidad acústica. Un coágulo de sangre se muestra como una elipse blanca alrededor de las coordenadas (800,600) en la Figura 3, y esto es parte del modelo objetivo a resolver.

La recopilación de una sola fuente a partir de un conjunto de datos observados sintéticos generado a partir del modelo objetivo de las Figuras 3 y 4 se puede ver en la Figura 5. El patrón sustancialmente sinusoidal en la Figura 5 resulta de la disposición de los receptores en un círculo alrededor del objetivo. La recopilación de la Figura 5 se genera mediante la aplicación de la ecuación de onda acústica isotrópica al modelo de las Figuras 3 y 4 y luego mediante el modelado de las señales reflejadas y refractadas como serían detectadas. La recopilación de la fuente modelada se compone de trazas individuales en la posición del receptor que muestran la presión registrada como una función del tiempo.

En general, los parámetros del modelo se estiman en una pluralidad de puntos establecidos en una cuadrícula o volumen, pero se pueden estimar a partir de cualquier parametrización adecuada. El modelo se usa para generar una representación modelada del conjunto de datos de ultrasonido, conocida como el conjunto de datos de predicción. El conjunto de datos de predicción se compara con el conjunto de datos observados obtenidos experimentalmente del entorno real. Luego, mediante el uso de la iteración numérica, los parámetros del modelo se modifican hasta que el conjunto de datos de predicción generado a partir del modelo coincida con los datos observados reales con un grado suficiente de precisión o hasta que se obtenga una convergencia suficiente. Esto se explicará más abajo.

Ahora se describirá un método general para actualizar un modelo. La FWI típicamente opera según el principio de actualizar iterativamente el modelo de partida para minimizar o maximizar una función objetivo a través del cálculo repetido de dirección de máximo descenso, o una técnica análoga. Una función objetivo representa alguna medida de desajuste o alguna medida de similitud entre los datos registrados y los datos de predicción. Se debe minimizar una medida de desajuste, obtenida, por ejemplo, al restar dos trazas; mientras que una medida de similitud, obtenida por ejemplo mediante la correlación cruzada de dos trazas, se debe maximizar.

Debido a la no linealidad en la relación entre el modelo y los datos, la función objetivo usada en la FWI oscilará con los cambios en el modelo. Esto hace que sea necesario tener un modelo de partida suficientemente preciso para una convergencia mínima global. La función objetivo se puede formular en el dominio de la frecuencia, el dominio del tiempo u otro dominio adecuado. La elección del dominio permite el uso del precondicionamiento ya sea en los datos o en la dirección de actualización del modelo que podría mejorar la convergencia o reducir la no linealidad del problema inverso.

La inversión en el dominio de la frecuencia es equivalente a la inversión en el dominio del tiempo si todas las frecuencias se invierten simultáneamente. Sin embargo, el mínimo global se amplía a frecuencias más bajas, lo que reduce cuán preciso necesita ser el modelo de partida para que el método de optimización local sea exitoso.

Un modelo de partida requiere al menos dos componentes: (1) Un componente del modelo que representa regiones, por ejemplo, hueso o gas, que tienen valores de  $V_p$  que difieren sustancialmente de los valores típicos de los tejidos blandos dentro del cuerpo, y (2) un componente del modelo que representa valores típicos de los tejidos blandos dentro del cuerpo. El componente del cuerpo representado por el componente (1) generalmente tendrá valores de  $V_p$  que se encuentran por debajo de 700 m/s o más de 2300 m/s, mientras que la porción del cuerpo representada por el componente (2) típicamente tendrá valores de  $V_p$  que se encuentran cerca de 1500 m/s. Con respecto al tejido blando, la velocidad acústica varía de aproximadamente 1450 m/s para la grasa a aproximadamente 1730 m/s para la piel. Obtener un modelo de partida satisfactorio para el componente (2) normalmente será sencillo, mientras que obtener un modelo de partida satisfactorio para el componente (1) normalmente será tanto esencial como más difícil.

En la Figura 6 se muestra un ejemplo de un modelo de partida básico para la cabeza de un sujeto. La Figura 6 muestra una sección sustancialmente horizontal a través del modelo que muestra las ubicaciones del cráneo y de la fuente/receptor (el círculo exterior).

El modelo de partida no hace suposiciones en relación con las velocidades del cerebro y es un modelo homogéneo simple de 1500 m/s. Las velocidades verdaderas para el cráneo se usan en el modelo de partida en este ejemplo. El cráneo corresponde al componente (1) del modelo de partida y el cerebro al componente (2) del modelo de partida.

Se usan un total de 450 transductores espaciados equidistantemente alrededor del cráneo y pueden actuar como fuentes o receptores. Como cada fuente activa uno de los transductores, mientras que los 449 restantes actúan como receptores, y todos los transductores se usan como fuentes, esto resulta en un total de 450 experimentos independientes.

Comúnmente se usan métodos basados en gradiente localizados con la FWI. Estos métodos actualizan iterativamente un modelo existente en una dirección que se deriva de la dirección de la función objetivo de máximo descenso.

Existen numerosas formas de cuantificar la diferencia (también conocida como residual) entre los conjuntos de datos. No obstante, entre los más comunes se encuentra una formulación de mínimos cuadrados donde la suma de los cuadrados de las diferencias entre los dos conjuntos de datos se minimiza en todas las fuentes y receptores y en todos los tiempos. En otras palabras, se busca un modelo que minimice la  $L_2$ -norm de los datos residuales.

La  $L_2$ -norm expresa el desajuste entre los dos conjuntos de datos como un solo número. Este parámetro se conoce como la función objetivo, aunque a menudo toma otros nombres, como la función de desajuste, la función de costo o funcional. La función objetivo  $f$  es una cantidad real, positiva, escalar, y es una función del modelo  $m$ .

En la práctica, un factor de una mitad a menudo se incluye en la definición de la función objetivo  $f$  porque hace que los resultados posteriores sean más simples. La función objetivo  $f(m)$  se muestra en la ecuación 1):

$$1) \quad f(\mathbf{m}) = \frac{1}{2} \|\delta \mathbf{d}\|^2 = \frac{1}{2} \delta \mathbf{d}^\dagger \delta \mathbf{d} = \frac{1}{2} \sum_{n_s} \sum_{n_r} \sum_{n_t} |d_{pred} - d_{obs}|^2$$

dónde  $n_s$ ,  $n_r$  y  $n_t$  son la cantidad de fuentes, receptores y muestras de tiempo en el conjunto de datos.

En el dominio del tiempo, los datos y los residuos de datos serán cantidades reales. Sin embargo, en el dominio de la frecuencia, los datos en general serán complejos, al igual que lo serán la fuente y, a veces, las propiedades del modelo. La ecuación 1) se expresa correctamente para datos complejos. Sin embargo, en el dominio de la frecuencia,  $n_t$  se expresaría como  $n_f$ , es decir, una suma sobre la frecuencia en lugar del tiempo.

La FWI es un esquema de inversión iterativo local. La FWI comprende numerosos métodos diferentes. El método descrito en la presente descripción es una posible implementación de un método de FWI adecuado para usar con la presente invención. Sin embargo, el experto en la materia conocería fácilmente métodos alternativos que se podrían usar con la presente invención.

Se prepara un modelo de partida  $m_0$  que se supone que está lo suficientemente cerca del modelo real ideal. Luego, el proceso realiza una serie de mejoras escalonadas a este modelo, las cuales reducen sucesivamente la función objetivo hacia cero. Por lo tanto, en una etapa iterativa del cálculo, la función objetivo se debe considerar para un modelo de partida  $m_0$  y un nuevo modelo  $m = m_0 + \delta m$ .

Para una función escalar de una sola variable escalar se puede usar la serie Taylor, truncada a segundo orden. Esto genera la ecuación 2):

$$2) \quad f(\mathbf{m}) = f(\mathbf{m}_0 + \delta \mathbf{m}) = f(\mathbf{m}_0) + \delta \mathbf{m}^T \frac{\partial f}{\partial \mathbf{m}} \Big|_{\mathbf{m}=\mathbf{m}_0} + \frac{1}{2} \delta \mathbf{m}^T \frac{\partial^2 f}{\partial \mathbf{m}^2} \Big|_{\mathbf{m}=\mathbf{m}_0} \delta \mathbf{m} + \mathcal{O}(\delta \mathbf{m}^3)$$

Diferenciando esto expresamente con respecto a  $m$ , y estableciendo el resultado en cero para minimizar  $f$  con respecto a  $m = m_0 + \delta m$ , la ecuación 2) se convierte en:

$$3) \quad \frac{\partial f}{\partial \mathbf{m}} \Big|_{\mathbf{m}=\mathbf{m}_0+\delta \mathbf{m}} = 0 + \frac{\partial f}{\partial \mathbf{m}} \Big|_{\mathbf{m}=\mathbf{m}_0} + \frac{\partial^2 f}{\partial \mathbf{m}^2} \Big|_{\mathbf{m}=\mathbf{m}_0} \delta \mathbf{m} + \mathcal{O}(\delta \mathbf{m}^2) = 0$$

Luego, no cumpliendo con los términos de segundo orden, se puede derivar la ecuación 4), la cual expresa la actualización del modelo  $\delta m$ :

$$4) \quad \delta \mathbf{m} \approx - \left( \frac{\partial^2 f}{\partial \mathbf{m}^2} \right)^{-1} \frac{\partial f}{\partial \mathbf{m}} \equiv -\mathbf{H}^{-1} \nabla_{\mathbf{m}} f$$

Dónde  $\nabla_{\mathbf{m}} f$  es el gradiente de la función objetivo  $f$  con respecto a los parámetros del modelo, y  $H$  es la matriz hessiana de segundos diferenciales, ambos evaluados en  $m_0$ .

Si el modelo tiene  $M$  parámetros, entonces el gradiente es un vector de columna de longitud  $M$  y la hessiana es una matriz simétrica  $M \times M$ .

Si la cantidad de parámetros del modelo  $M$  es grande, entonces calcular la hessiana es computacionalmente exigente, e invertir la hessiana exactamente es, de manera general, computacionalmente inabordable. En consecuencia, el método que se usa típicamente es reemplazar la inversa de la hessiana en la ecuación (9) por un escalar simple  $\alpha$  (conocido como la longitud del paso). La ecuación 4) entonces se puede expresar como:

$$5) \quad \delta \mathbf{m} = -\alpha \frac{\partial f}{\partial \mathbf{m}} = -\alpha \nabla_{\mathbf{m}} f$$

Con base en la ecuación 5), las FWI convencionales pueden usar el método de máximo descenso. Esto implica esencialmente 5 etapas:

1. Comenzar desde modelo  $m_0$ ;
2. Evaluar el gradiente  $\nabla_{\mathbf{m}} f$  de la función objetivo para el modelo actual;
3. Encontrar la longitud de paso  $\alpha$ ;
4. Restar  $\alpha$  veces el gradiente del modelo actual para obtener un nuevo modelo; y
5. Iterar desde la etapa 2 mediante el uso del nuevo modelo hasta que se minimice la función objetivo.

Para calcular el gradiente y determinar la longitud de paso, se usa una matriz jacobiana como se establece en la ecuación 6):

$$6) \quad \nabla_{\mathbf{m}} f = \frac{\partial f}{\partial \mathbf{m}} = \frac{\partial}{\partial \mathbf{m}} \left( \frac{1}{2} \delta \mathbf{d}^T \delta \mathbf{d} \right) = \left( \frac{\partial \mathbf{d}}{\partial \mathbf{m}} \right)^T \delta \mathbf{d} = \mathbf{J}^T \delta \mathbf{d}$$

dónde  $J$  es la matriz jacobiana.

Una ecuación de onda para un conjunto de datos de predicción  $d$  generado por una fuente  $s$  se puede escribir como:



$$7) \quad \mathbf{Ap} = \mathbf{s}$$

5 Donde el conjunto de datos  $\mathbf{d}$  es un subconjunto del campo de ondas completo  $\mathbf{p}$  extraído mediante el uso de la matriz diagonal  $\mathbf{D}$  que tiene valores de unidad distintos de cero solo donde hay datos observados. Es decir, como se establece en la ecuación 8);

$$8) \quad \mathbf{d} = \mathbf{Dp}$$

10 La ecuación 7) se puede diferenciar con respecto a  $\mathbf{m}$ , que es igual a cero porque  $\mathbf{s}$  y  $\mathbf{m}$  son independientes:

$$9) \quad \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial \mathbf{m}} \mathbf{p} + \mathbf{A} \frac{\partial \mathbf{p}}{\partial \mathbf{m}} = \frac{\partial \mathbf{s}}{\partial \mathbf{m}} = \mathbf{0}$$

15 La ecuación 9) entonces se multiplica previamente por la matriz  $\mathbf{D}$  para extraer el campo de onda solo en los puntos donde existen datos. El jacobiano se puede reescribirse como:

$$20 \quad 10) \quad \mathbf{J} = \frac{\partial \mathbf{d}}{\partial \mathbf{m}} = \mathbf{D} \frac{\partial \mathbf{p}}{\partial \mathbf{m}} = -\mathbf{D} \mathbf{A}^{-1} \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial \mathbf{m}} \mathbf{p}$$

25 De la ecuación 10), se puede derivar una expresión para el gradiente reconociendo que  $\mathbf{D}^T \delta \mathbf{d} = \delta \mathbf{d}$  y sustituyendo la ecuación 10) en la ecuación 6), para derivar una expresión para el gradiente:

$$30 \quad 11) \quad \nabla_{\mathbf{m}} f = -\mathbf{p}^T \left( \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial \mathbf{m}} \right)^T (\mathbf{A}^{-1})^T \delta \mathbf{d}$$

Entonces, para encontrar el gradiente, se calcula el campo de onda directo  $\mathbf{p}$ , el operador numérico  $\mathbf{A}$  se diferencia con respecto a los parámetros del modelo y se calcula el término final de la ecuación 11), que representa un campo de onda residual propagado hacia atrás.

35 Estos términos se multiplican entonces para todos los tiempos y todas las fuentes, y se suman para dar un valor correspondiente a cada parámetro dentro del modelo, típicamente para dar un valor del gradiente en cada punto de la cuadrícula dentro del modelo.

El término final en la ecuación 11) se puede escribir para llegar a la ecuación 12):

$$40 \quad 12) \quad \mathbf{A}^T \delta \mathbf{p} = \delta \mathbf{d}$$

45 La Ecuación 12) simplemente describe un campo de ondas  $\mathbf{p}$  que es generado por una fuente (virtual)  $\delta \mathbf{d}$ , y eso es propagado por el operador  $\mathbf{A}^T$  que es el adjunto del operador en la ecuación de onda original. Entonces, el término que necesitamos calcular en la ecuación 11) es solo la solución de una ecuación de onda modificada con los residuos de datos usados como una fuente.

50 Entonces es necesario calcular la longitud de paso  $\alpha$ . A partir de un modelo actual  $\mathbf{m}_0$ , que genera datos  $\mathbf{d}_0$  y residuales  $\delta \mathbf{d}_0$ , un nuevo modelo  $\mathbf{m}_1 = \mathbf{m}_0 + \delta \mathbf{m}_1$ , que genera datos  $\mathbf{d}_1$  y residuales  $\delta \mathbf{d}_1$ , donde  $\delta \mathbf{m}$  es un pequeño cambio en la dirección opuesta al gradiente.

Por lo tanto, el objetivo es encontrar un nuevo modelo  $\mathbf{m}_\alpha = \mathbf{m}_0 + \alpha \delta \mathbf{m}$  que genera residuos  $\delta \mathbf{m}_\alpha$ , donde  $\alpha$  minimiza:

$$55 \quad 13) \quad \frac{1}{2} \|\delta \mathbf{d}_\alpha\|^2$$

Asumiendo una relación lineal:

$$60 \quad 14) \quad \delta \mathbf{d}_\alpha = \delta \mathbf{d}_0 + \alpha(\mathbf{d}_1 - \mathbf{d}_0) = \delta \mathbf{d}_0 + \alpha(\delta \mathbf{d}_1 - \delta \mathbf{d}_0)$$

Reorganizando y diferenciando con respecto a  $\alpha$ , estableciendo el diferencial igual a cero y resolviendo para  $\alpha$ , se pueden derivar las ecuaciones 15) y 16):

$$65 \quad 15) \quad \alpha = \frac{\delta \mathbf{d}_0^T \mathbf{q}}{\mathbf{q}^T \mathbf{q}}$$

$$16) \quad q = \delta d_0 - \delta d_1$$

Entonces, para calcular la longitud de paso, se realiza un cálculo directo con un modelo perturbado, y los residuos tanto del modelo original como del perturbado se combinan para formar la ecuación 15).

Una vez que se ha encontrado  $\alpha$ , el modelo de partida original  $m_0$  se puede reemplazar por  $m_\alpha$  y la etapa de cálculo iterativo se completa. Este proceso puede entonces repetirse.

Se debe tener en cuenta que la iteración es necesaria porque el problema a resolver no es lineal y el problema inverso se ha linealizado en etapas particulares. Implícitamente, el método invoca la aproximación de Born. La aproximación de Born supone que la perturbación de un campo de ondas producida al cambiar un modelo está relacionada linealmente con el cambio en el modelo. Esto es equivalente a considerar solo la dispersión de primer orden por la perturbación.

Idealmente, el método anterior conducirá a una convergencia con un modelo que es una representación correcta del cráneo del sujeto bajo investigación. Sin embargo, existen algunas dificultades asociadas con la obtención de la convergencia correcta.

Como se estableció anteriormente, la metodología de FWI para la función objetivo anterior se basa en un método de descenso de gradiente para resolver el problema inverso. Esto requiere que el modelo de partida deba coincidir con los tiempos de viaje observados dentro de medio ciclo. Sin embargo, los datos ultrasónicos reales están limitados en su ancho de banda de frecuencia. Esto significa que las señales ultrasónicas reales son oscilatorias.

Un modelo de partida inexacto puede predecir datos que tienen más de medio ciclo de error con respecto a los datos observados. Dicha situación se describe como "ciclo omitido". Cuando esto ocurre, debido a que la metodología solo busca un mínimo local, la FWI tenderá a modificar el modelo de manera que los datos de predicción y observados se alineen en el ciclo más cercano, y esto no corresponderá ni a su alineación correcta ni al modelo correcto. Esta desalineación con el ciclo más cercano reducirá el desajuste de datos, y los esquemas típicos de la FWI quedarán varados en esta posición: se habrán quedado atascados en un mínimo local en la función de desajuste de datos en lugar de ser capaz de encontrar el mínimo global que corresponde al modelo verdadero.

Se pueden combinar otras variaciones de la funcional con el método de la presente invención para producir modelos recuperados de alta calidad, incluso cuando las variaciones en la velocidad del sonido exceden en un cincuenta por ciento la del tejido blando típico. Como diferentes tejidos presentan diferentes propiedades acústicas, los modelos recuperados de propiedades acústicas se pueden usar como herramientas de diagnóstico.

La Figura 7 muestra los resultados del uso de la FWI para recuperar el modelo objetivo a partir del modelo de partida de la Figura 6. La Figura 7 es el resultado de ejecutar 100 iteraciones de la FWI, aumentando el contenido de frecuencia en los datos desde 400 kHz hasta 1,3 MHz. Como se muestra, tanto la estructura cerebral general como el coágulo son recuperados con éxito por la FWI. Además, el resultado sugiere que la resolución de las imágenes de ultrasonido mediante el uso de la energía transmitida en forma de onda podría coincidir con la de las imágenes MRI. Las imágenes de ultrasonido tradicionales tienden a tener una resolución mucho más baja porque solo explotan la información contenida en las reflexiones.

En consecuencia, el método de la presente invención tiene la capacidad de resolver tejidos blandos en situaciones en las que la presencia de hueso y/o gas impediría que otros métodos de ultrasonido obtengan imágenes de suficiente resolución o detalle para ser útiles en un contexto de diagnóstico.

Si bien el ejemplo anterior se ha ilustrado en relación con un escaneo de ultrasonido de la cabeza (es decir, cráneo y cerebro), esto no se debe tomar como limitante. La presente invención tiene aplicabilidad en regiones del cuerpo de las cuales tradicionalmente no se puede obtener imágenes mediante el uso de los métodos de ultrasonido convencionales. En otras palabras, la presente invención se puede usar para la formación de imágenes de áreas del cuerpo que contienen hueso y/o gas que causarían dificultades significativas para la formación de imágenes mediante ultrasonido convencional. La presente invención es para la aplicación en situaciones en las que los tejidos de cuerpo de los cuales se van a formar imágenes se forman a partir de tejidos que tienen una velocidad de sonido en dicho material que se encuentra fuera del intervalo de 700 a 2300 m/s. Los huesos del cráneo, los huesos en general, el aire, el gas, el metal y la mayoría de los implantes médicos se encuentran fuera de este intervalo de 50 % de 700 a 2300 m/s con respecto a la velocidad del sonido en los tejidos blandos. Se debe tener en cuenta que el tejido blando tiene una velocidad de sonido dentro de un pequeño porcentaje de 1500 m/s (de alrededor de 1450 m/s para la grasa a aproximadamente 1730 m/s para la piel), mientras que el aire tiene una velocidad acústica aproximada de 350 m/s y el hueso de 3000 m/s.

Un método generalizado de una modalidad de la invención se describirá ahora con referencia la Figura 8. La modalidad sigue el procedimiento descrito como se expuso anteriormente.

Etapa 100: Obtener el conjunto de datos observados

Inicialmente, es necesario obtener un conjunto de datos recopilados experimentalmente para iniciar el procedimiento de formación de imágenes. Esto se puede recopilar mediante una disposición experimental 10 tal como la configuración mostrada y descrita con referencia a las Figuras 1 y 2.

Se pueden formar imágenes de cualquier región adecuada del cuerpo de un sujeto mediante el uso de la disposición experimental. Si bien el ejemplo anterior ilustra la cabeza de un sujeto de la cual se están formando imágenes, este no necesita ser el caso. La presente invención se puede usar para la formación de imágenes de áreas del cuerpo que contienen hueso y/o gas, lo que causaría dificultades significativas para la formación de imágenes de ultrasonido convencional, por ejemplo, el estómago, los brazos, las piernas, el hígado, el pecho y otras regiones que no están compuestas únicamente de tejidos blandos sustancialmente homogéneos.

La formación de imágenes se puede hacer con cualquier configuración de sensor. Si se usa la disposición de las Figuras 1 y 2, entonces la imagen puede incluir una pluralidad de diferentes medidas tomadas en diferentes ángulos A con respecto a la horizontal.

Los datos ultrasónicos recopilados se pueden preprocesar opcionalmente de varias maneras, incluida la propagación numérica a las regiones del modelo donde los datos experimentales no se han adquirido directamente. Un experto en la técnica podrá diseñar y llevar a cabo el preprocesamiento que sea necesario o conveniente. Después de dicho preprocesamiento, el conjunto de datos ultrasónicos recopilados obtenido experimentalmente se conoce como un "conjunto de datos ultrasónicos observados".

El conjunto de datos ultrasónicos observados puede comprender múltiples emisiones de la fuente 14. Los datos comprenden la presión como una función de la posición del receptor (en el eje x) con respecto al tiempo (en el eje y).

Los datos de traza comprenden una pluralidad de puntos de datos observados. Cada punto de datos discretos medido tiene un mínimo de siete valores de ubicación asociados: tres dimensiones espaciales (x, y y z) para la posición del receptor (o detector) (r), tres dimensiones espaciales (x, y, z) para la ubicación de la fuente (s) y una dimensión temporal que mide el tiempo de observación con relación al tiempo de inicio de la fuente, junto con los datos de magnitud de presión. Las siete coordenadas para cada punto de datos discretos definen su ubicación en el espacio y el tiempo. También comprende uno o más parámetros de medición que denotan la propiedad física que se está midiendo. En esta modalidad, un único parámetro de medición, se mide la presión. El conjunto de datos observados se define como  $d_{obs}(r,s,t)$  y, en esta modalidad, está en el dominio del tiempo. Para mayor claridad, la siguiente discusión considera un solo par fuente-receptor y entonces r, s no son necesarios.

La recopilación real del conjunto de datos ultrasónicos se describe aquí para mayor claridad. Sin embargo, esto no se debe tomar como limitante y la recopilación de datos puede o no formar parte de la presente invención. La presente invención simplemente requiere un conjunto de datos ultrasónicos observados en el entorno real sobre el cual se pueda realizar un análisis para facilitar la formación de imágenes médicas de una región del cuerpo de un sujeto que contiene hueso o gas.

El método ahora procede a la etapa 102.

Etapa 102: Proporcionar modelo de partida

En la etapa 102, se proporciona un modelo de partida inicial de la región del cuerpo de la cual se van a formar imágenes. El modelo se puede proporcionar ya sea en forma bidimensional o tridimensional. Mientras que los ejemplos ilustrados son de forma bidimensional, la persona experta sería fácilmente consciente de que la presente invención es aplicable a enfoques tridimensionales.

El modelo generado consta de valores del coeficiente  $V_p$  y, posiblemente, otros valores o coeficientes físicos, típicamente definidos sobre una cuadrícula discreta que representa la región del cuerpo de la cual se van a formar imágenes.

La precisión del modelo de partida es de gran importancia para formar imágenes de manera exitosa de las regiones del cuerpo que incluyen hueso y/o gas. Es de particular importancia con respecto a la formación de imágenes de la cabeza ya que el cráneo es un sistema cerrado y las mediciones dependen en gran medida de las propiedades del cráneo. Por lo tanto, un modelo de partida con una configuración inicial efectiva para el cráneo es crítico para una convergencia exitosa.

Por lo tanto, es necesario asegurarse de que el modelo de partida sea lo suficientemente representativo de la región del cráneo a través de la cual se va a llevar a cabo la formación de imágenes para garantizar una formación de imágenes exitosa del cerebro y los tejidos blandos en su interior.

La etapa de proporcionar un modelo de partida que sea representativo del cráneo implica la selección, generación y/o

modificación de un modelo de partida para el cráneo para su uso con el método de formación de imágenes. Estas alternativas se describirán ahora.

5 El componente de cráneo del modelo de partida se puede generar de varias maneras diferentes y no limitantes. Sin embargo, se pueden ubicar de manera general en dos categorías. La primera es donde uno o más componentes de cráneo del modelo de partida se generan antes del procedimiento de formación de imágenes y se forma una base de datos de componentes de cráneo del modelo de partida. Luego, se selecciona un componente de cráneo apropiado con base en un parámetro empírico relacionado con el sujeto o una medición realizada sobre el sujeto.

10 El segundo es que el componente de cráneo del modelo de partida se genera o modifica a manera de procedimiento en respuesta a un parámetro empírico o una medición del sujeto.

En primer lugar, es necesario adquirir datos antes de la medición de formación de imágenes para generar uno o más modelos de partida. La clave del proceso es un modelo de partida preciso del cráneo.

15 Esto se puede hacer de muchas maneras. Por ejemplo, los métodos de ultrasonido de reflexión se podrían usar para obtener un modelo de partida para el cráneo. Esto puede implicar, por ejemplo, el uso de altas frecuencias o haces enfocados.

20 Alternativa o adicionalmente, se podrían usar escaneos mediante tomografía computarizada (TC) de rayos X de baja intensidad para proporcionar una estimación de las propiedades del cráneo que se pueden convertir a velocidades para generar un modelo de partida. Estos datos se pueden adquirir de antemano ya sea sobre el sujeto (por ejemplo, en un proceso de diagnóstico) o de una variedad de sujetos diferentes. Este método se puede hacer para hueso o en presencia de aire.

25 Alternativamente, los datos se pueden obtener de otras fuentes (por ejemplo, MRI). Como alternativa adicional, el ultrasonido de transmisión y reflexión de baja frecuencia se podría usar con la FWI para obtener un modelo completo del cráneo. Las bajas frecuencias significan que se puede evitar la omisión del ciclo para construir un mejor componente de cráneo del modelo de partida, el cual está más cerca del mínimo global.

30 Sin embargo, el método de adquisición del componente de cráneo del modelo de partida no es material para la presente invención. Lo que es beneficioso es que uno o más componentes de cráneo del modelo de partida están disponibles para ser seleccionados o modificados en respuesta a datos empíricos o mediciones del sujeto del cual se van a formar imágenes.

35 La siguiente etapa es adquirir datos relacionados con el sujeto de cual se van a formar imágenes. Esto se puede hacer de cualquier manera adecuada. Los datos adquiridos se pueden relacionar con mediciones físicas realizadas sobre el sujeto in situ, datos empíricos de caracterización general como la edad, el sexo, el peso, la altura o una combinación de los anteriores.

40 Si se realizan mediciones del sujeto, esto es para determinar la estructura y la morfología de al menos el cráneo. Los datos clave que se deben adquirir pueden estar relacionados con el grosor, la composición y la morfología.

45 Las mediciones realizadas en el sujeto pueden incluir el conjunto de datos observados adquirido en la etapa 100 como se describirá más abajo. Alternativa o adicionalmente, se pueden usar otras mediciones. Por ejemplo, se podrían colocar sensores de corte en el cráneo y excitar el cráneo con un esfuerzo cortante. Las ondas superficiales que se propagan a lo largo del cráneo se podrían medir y usar para obtener información sobre el grosor y la morfología del cráneo.

50 Alternativa o adicionalmente, se podrían usar láseres y/o mediciones físicas directas para medir la geometría externa de la cabeza.

55 Como otra alternativa o adición, el conjunto de datos observados adquirido en la etapa 100 se podría usar para informar la elección del modelo de partida. Por ejemplo, en el caso de que se haya proporcionado una base de datos de modelos de partida predeterminados, también se podría proporcionar un conjunto de datos de predicción correspondiente para cada modelo de partida. Luego, al menos una parte del conjunto de datos observados adquirido en la etapa 100 se podría hacer coincidir con los conjuntos de datos de predicción del modelo de partida para encontrar la coincidencia más cercana. El modelo de partida que representa la coincidencia más cercana se podría usar en el proceso de formación de imágenes completo.

60 Como otra alternativa o adición, una parte del conjunto de datos observados, por ejemplo, en los primeros tiempos de viaje (que representan reflejos o refracciones del cráneo), se podría usar para generar o modificar un modelo del cráneo para generar un modelo de partida más preciso para el proceso de inversión completo.

65 Cualquiera de los datos empíricos o parámetros de datos medidos anteriores se podría usar para seleccionar de un grupo predeterminado de componentes de cráneo del modelo de partida o para modificar o generar un componente

de cráneo del modelo de partida que tenga una precisión adecuada para permitir que se lleve a cabo el método de formación de imágenes.

5 Una vez que se ha generado el componente de cráneo del modelo de partida, entonces se puede agregar un componente de tejido blando para formar el modelo de partida completo para el método de la presente invención.

10 Como, como se describió anteriormente, la precisión del componente de tejido blando del modelo de partida es menos crítica que la del componente de cráneo, el componente de tejido blando puede comprender simplemente una capa homogénea que tiene una velocidad acústica de alrededor de 1500 m/s (lo cual es típico de tejidos blandos). Alternativamente, se pueden proporcionar otras configuraciones del componente de tejido blando para tomar en cuenta la velocidad acústica del tejido blando que varía de aproximadamente 1450 m/s para la grasa a aproximadamente 1730 m/s para la piel. Sin embargo, generalmente no es necesario proporcionar las variaciones en la morfología y la estructura como se requiere del componente de cráneo.

15 En resumen, el modelo de partida comprende un primer componente que incluye elementos que tienen una velocidad acústica superior a 2300 m/s (en el caso de un cráneo), y un segundo componente que comprende elementos que tienen una velocidad acústica dentro del intervalo de 1400 - 1750 m/s. Este es el caso de un modelo de partida de la cabeza como se describe en esta modalidad no limitante. Sin embargo, se pueden usar otros valores para los dos componentes si se van a formar imágenes de otras partes del cuerpo (descritas más adelante)

20 El método entonces procede a la etapa 104.

Etapa 104: Generar un conjunto de datos de predicción

25 En la etapa 104, se genera un conjunto de datos ultrasónicos de predicción. Se requiere que los datos de predicción correspondan a las mismas posiciones de los datos de ubicación de la fuente-receptor que los datos de traza medidos reales de la medición ultrasónica para que los datos modelados y observados se puedan comparar. En otras palabras, el conjunto de datos de predicción corresponde punto discreto a punto discreto al conjunto de datos observados. El conjunto de datos de predicción se genera para los mismos parámetros de medición a la misma frecuencia o frecuencias.

30 Los datos ultrasónicos de predicción se pueden generar con base en un análisis de la ecuación de onda bidireccional isotrópica acústica como se establece más abajo en la ecuación 17):

35

$$17) \quad \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} - \rho \nabla \cdot \left( \frac{1}{\rho} \nabla p \right) = s$$

40 donde la presión acústica  $p$  y las fuentes de conducción  $s$  varían tanto en el espacio como en el tiempo, y la velocidad acústica  $c$  y la densidad  $\rho$  varían en el espacio. Esta ecuación se aplica a ondas de presión de pequeña amplitud que se propagan dentro de un medio fluido no homogéneo, isotrópico, no atenuador, no dispersivo, fijo. Es relativamente sencillo agregar efectos elásticos, atenuación y anisotropía a la ecuación de onda. La introducción de estos parámetros cambia las ecuaciones detalladas y la complejidad numérica, pero no el enfoque general.

45 La ecuación de onda 17) representa una relación lineal entre un campo de onda  $p$  y la fuente  $s$  que genera el campo de onda. Después de la discretización (con, por ejemplo, diferencias finitas) podemos entonces escribir la ecuación 17) como una ecuación matricial 18):

50

$$18) \quad \mathbf{A}p = \mathbf{s}$$

dónde  $p$  y  $s$  son vectores de columna que representan la fuente y el campo de onda en puntos discretos en el espacio y el tiempo, y  $A$  es una matriz que representa la implementación numérica discreta del operador establecida en la ecuación 3):

55

$$19) \quad \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} - \rho \nabla \cdot \left( \frac{1}{\rho} \nabla \right)$$

60 Aunque la ecuación de onda representa una relación lineal entre  $p$  y  $s$ , también representa una relación no lineal entre un modelo  $m$  y un campo de onda  $p$ . Así, la ecuación 17) se puede reescribir como la ecuación 20):

20)  $\mathbf{G}(m) = p$

65 dónde  $m$  es un vector de columna que contiene los parámetros del modelo. Comúnmente estos serán los valores de  $c$  (y  $\rho$  si la densidad es un parámetro independiente) en cada punto del modelo, pero pueden ser cualquier conjunto de parámetros que sea suficiente para describir el modelo, por ejemplo, el retardo  $1/c$ , el módulo

acústico  $c^2\rho$ , o la impedancia  $cp$ .

En la ecuación 20),  $G$  no es una matriz. En cambio, es una función de Green no lineal que describe cómo calcular un campo de onda  $p$  dado un modelo  $m$ .

5 Del análisis anterior, se pueden generar datos ultrasónicos de predicción para uno o más parámetros físicos en el dominio del tiempo. Si se hace en el dominio de la frecuencia, se podría hacer para una o más frecuencias seleccionadas. Esto forma el conjunto de datos ultrasónicos de predicción  $d_{pred}$ . El método ahora procede a la etapa 106.

10 Etapa 106: Construir una función de desajuste

15 En la etapa 106, se configura una función de desajuste. En un ejemplo, la función de desajuste (o función objetivo) se configura para medir la falta de similitud entre los conjuntos de datos observados y de predicción. Alternativamente, se puede configurar una función objetivo que mida la similitud; en este caso la etapa 108 será operativa para maximizar, en lugar de minimizar, la función objetivo.

El método procede con la etapa 108.

20 Etapa 108: Minimizar o maximizar la función de desajuste

Esto se puede hacer mediante cualquier método adecuado. En esta modalidad, el método de gradiente se usa para minimizar el desajuste entre los dos conjuntos de datos.

25 El método entonces procede a la etapa 110.

Etapa 110: Actualizar el modelo

30 En la etapa 110 el modelo se actualiza mediante el uso del gradiente obtenido en la etapa 108. La actualización del modelo se deriva del gradiente de la ecuación 11), es decir, la derivada parcial con respecto a una perturbación puntual del modelo  $m$  en cada posición. Finalmente, los gradientes de fuentes separadas se sumarán al formar la actualización del modelo final.

35 Al igual que con la estructura computacional del método de FWI convencional como se usa en la modelación sísmica, este es el producto de dos campos de onda: un campo de onda incidente emitido por una fuente en una ubicación de fuente y un campo de onda propagado de regreso que es emitido por una fuente (multipunto) ubicada en las posiciones del receptor.

40 Como se señaló anteriormente, los métodos de gradiente se pueden mejorar mediante el uso de una forma aproximada para las direcciones hessianas y conjugadas para la actualización del modelo. Además, se calcula entonces una longitud de paso para escalar la dirección de búsqueda y proporcionar la actualización del modelo final.

45 Para cualquier medida útil de desajuste o similitud, el conjunto de datos ultrasónicos de predicción se moverá hacia el conjunto de datos ultrasónicos observados. Por lo tanto, el modelo de partida se moverá hacia el modelo verdadero. El método ahora procede a la etapa 112.

Etapa 112: ¿Se cumplen los criterios de convergencia?

50 En la etapa 112 se determina si se han cumplido los criterios de convergencia. Por ejemplo, se puede considerar que el método ha alcanzado la convergencia cuando la diferencia entre los conjuntos de datos alcanza un porcentaje umbral u otro valor. Si se cumplen los criterios establecidos anteriormente, el método procede con la etapa 114 y termina con el modelo resultante generado. Si no se cumplen los criterios, el método vuelve a repetir las etapas de la 104 a la 110 como se discutió anteriormente.

55 Etapa 114: Terminar

60 Cuando en la etapa 114 se ha determinado que se han cumplido los criterios de convergencia, el método termina y la región modelada del cuerpo del sujeto se considera lo suficientemente precisa como para ser usada para la formación de imágenes médicas.

La información entonces se puede extraer de la región del cuerpo del sujeto de la cual se formaron imágenes. Por ejemplo, la región de la cual se formaron imágenes se puede usar para identificar una patología o para ayudar en el diagnóstico de una patología.

65 Si se aplica a la cabeza, el método de formación de imágenes se puede usar para detectar la presencia y/o determinar la ausencia de anomalías congénitas y/o adquiridas en la composición y/o morfología del tejido dentro de una región

o regiones dentro de la cavidad intracraneal.

Las imágenes también se pueden usar, por ejemplo, para detectar, identificar, caracterizar, localizar y/o diferenciar entre tejido normal y tejido anormal causado por patologías intracraneales del suministro vascular al cerebro que implican una interrupción y/o una reducción de flujo sanguíneo al tejido cerebral y/o hemorragia extradural, subdural, subaracnoidea, intracerebral y/o intraventricular.

Alternativamente, si la región del cuerpo de la cual se formaron imágenes contiene huesos, entonces el método de formación de imágenes se podría usar para detectar, identificar, caracterizar y/o localizar cualquier anomalía debido a lesiones musculares u óseas.

Si el torso es el sujeto de la formación de imágenes, el método se podría usar para identificar la totalidad de las vísceras para detectar, identificar, caracterizar y/o localizar cualquier anomalía, por ejemplo, debido a un tumor en el páncreas o cálculos renales.

Si se forman imágenes de una mujer embarazada, las propiedades acústicas recuperadas de la parte abdominal de una mujer embarazada para detectar, identificar, caracterizar, localizar y/o formar imágenes de un feto.

Alternativamente, el método se puede usar para detectar, identificar, caracterizar y localizar tumores que de cualquier otra manera están ocultos por la presencia de hueso y/o gas dentro de la región de la cual se forman imágenes.

Si bien la modalidad del método anterior se ha descrito con referencias específicas a la cabeza y el cráneo, el método es aplicable a otras regiones del cuerpo que pueden contener interfases entre hueso, gas y/o tejidos blandos y de los cuales no se pueden formar imágenes por los medios convencionales.

El método descrito de la presente invención puede generalizarse a otras partes del cuerpo donde se construye un modelo de partida y comprende al menos dos componentes: un primer componente que comprende una pluralidad de parámetros del modelo representativos de las propiedades físicas y la morfología del hueso y/o gas dentro de la parte del cuerpo del sujeto de la cual se van a formar imágenes y que tiene al menos una región modelada que tiene una velocidad acústica inferior a 700 m/s y superior a 2300 m/s, y un segundo componente que comprende una pluralidad de parámetros representativos de las propiedades físicas del tejido blando dentro de la parte del cuerpo del sujeto de la cual se van a formar imágenes. En general, el componente de tejido blando del modelo de partida comprende elementos que tienen una velocidad acústica dentro del intervalo de 1400 a 1750 m/s.

En algunos casos, puede ser necesaria una variación de la modalidad descrita del método. Por ejemplo, el método para obtener un modelo de partida puede ser diferente para ciertas regiones del cuerpo en comparación con la cabeza. Por ejemplo, puede no ser posible mantener una base de datos de diferentes componentes del modelo de partida en casos en los que puede haber grandes diferencias físicas, genéticas y/o geométricas entre los sujetos.

Por ejemplo, la formación de imágenes de una articulación puede ser problemática ya que es difícil proporcionar una variedad de modelos de partida que capturen las posibles variaciones en el ángulo, el tamaño, la construcción, etc. de la articulación. Sin embargo, la formación de imágenes de tales regiones generalmente no es tan sensible al tiempo como las imágenes de la cabeza y el cerebro (por ejemplo, en el caso de un accidente cerebrovascular). Por lo tanto, se puede realizar una medición de la estructura de la región del cuerpo de manera simultánea o secuencial mediante el uso, por ejemplo, de una imagen CT de rayos X de baja intensidad a partir de la cual se deriva posteriormente un modelo de partida.

La persona experta sería fácilmente consciente de los entornos adecuados en los que se podrían recopilar datos para fines de formación de imágenes y análisis como se establece en la presente descripción.

En aspectos, las modalidades descritas en la presente descripción se refieren a un método para extraer información de una imagen digital. Sin embargo, las modalidades descritas en la presente descripción son igualmente aplicables como un conjunto de instrucciones para un ordenador para llevar a cabo dicho método o como un ordenador adecuadamente programado.

Los métodos descritos en la presente descripción se ejecutan, en uso, en un sistema o dispositivo informático adecuado que ejecuta uno o más programas informáticos formados en software y/o hardware y operables para ejecutar el método anterior. Un sistema informático adecuado generalmente comprenderá hardware y un sistema operativo.

Se entiende que el término "programa informático" significa cualquiera de (pero no necesariamente limitado a) un programa de aplicación, software intermedio, un sistema operativo, un microprograma o controladores de dispositivo o cualquier otro medio que admita código de programa ejecutable.

El término "hardware" se puede entender como uno o más de la colección de elementos físicos que constituyen un sistema/dispositivo informático como, pero que no se limita a, un procesador, dispositivo de memoria, puertos de comunicación, dispositivos de entrada/salida. El término 'microprograma' se puede entender que se refiere a cualquier

memoria persistente y al código/datos del programa almacenados dentro de él, tal como, pero que no se limita a, un sistema integrado. El término "sistema operativo" se puede entender que se refiere a la una o más piezas, a menudo una colección, de software que administra el hardware de ordenador y proporciona servicios comunes para programas informáticos.

5 La etapa de comparación también se puede realizar al hacer uso de mediciones previas en una población sana o enferma de articulaciones de referencia, para las cuales se almacenan valores o valores promedio en una base de datos o ubicación de memoria en dicho ordenador. El ordenador se puede programar para mostrar los resultados de la comparación como una lectura.

10 Los métodos descritos en la presente descripción se pueden llevar a la práctica en una o más piezas de software y/o hardware. El software se contiene preferentemente o se codifica de cualquier otra manera en un dispositivo de memoria, tal como, entre otros, uno o más de un disco duro, RAM, ROM, memoria de estado sólido u otro dispositivo o componente de memoria adecuado configurado para el software. Los métodos se pueden realizar al ejecutar/hacer  
15 funcionar el software. Adicional o alternativamente, los métodos pueden estar codificados por hardware.

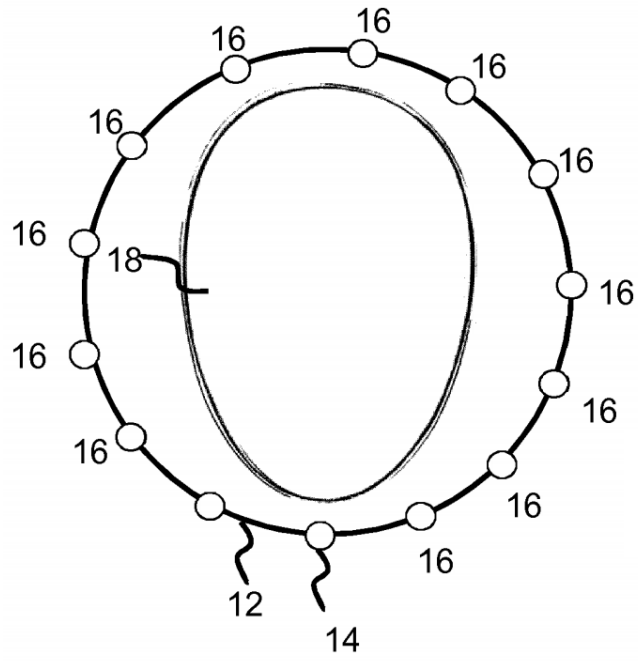
El método codificado en software o hardware se ejecuta preferentemente mediante el uso de uno o más procesadores. La memoria y/o el hardware y/o los procesadores preferentemente se comprenden como, al menos parte de, uno o más servidores y/u otros sistemas informáticos adecuados.



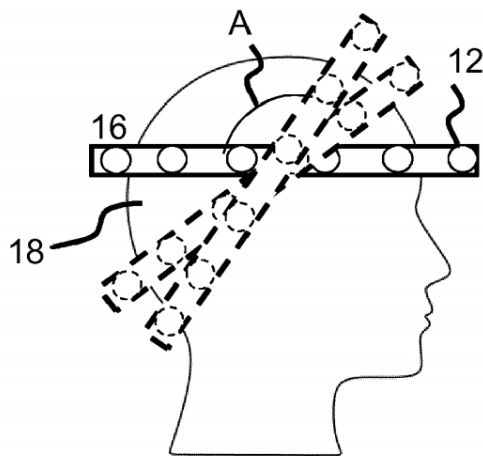
## REIVINDICACIONES

1. Un método no invasivo para generar datos de imagen de tejido intracraneal mediante el uso de energía de ultrasonido que se transmite a través de una cabeza de un sujeto a través del cráneo del sujeto, el método que comprende las etapas de:
- 5 a) proporcionar (100) un conjunto de datos observados por ultrasonido derivado de una medición de una o más formas de onda de ultrasonido generadas por al menos una fuente de energía de ultrasonido, la energía de ultrasonido que se detecta por una pluralidad de receptores ubicados en un lado opuesto de una región dentro de la cavidad intracraneal con respecto al menos a una fuente, de manera que los receptores detecten formas de onda de ultrasonido de la fuente de la cual se han transmitido a través del cráneo y la cavidad intracraneal, el conjunto de datos observados que comprende una pluralidad de valores de datos observados;
- 10 b) proporcionar (102) al menos un modelo de partida para al menos una porción de la cabeza que comprende un componente de cráneo y un componente de tejido blando, el componente de cráneo que comprende una pluralidad de parámetros del modelo representativos de las propiedades físicas y la morfología del cráneo a través del cual se forman imágenes de tejido intracraneal, y el componente de tejido blando que comprende una pluralidad de parámetros representativos de las propiedades físicas del tejido intracraneal del cual se van a formar imágenes;
- 15 c) generar (104) un conjunto de datos de predicción que comprende una pluralidad de valores de datos de predicción a partir del modelo de partida del cráneo y del tejido intracraneal;
- 20 d) comparar los valores de datos observados y de predicción para generar un modelo actualizado de al menos una propiedad física dentro de al menos una región de la cavidad intracraneal; y
- e) usar el modelo actualizado para la formación de imágenes de una región de la cavidad intracraneal para identificar la composición y/o morfología del tejido dentro de la cavidad intracraneal.
- 25 2. Un método de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la etapa b) comprende:
- f) adquirir datos del sujeto relacionados con el sujeto y proporcionar al menos el componente de cráneo del modelo de partida con base en los datos del sujeto adquiridos, en donde los datos del sujeto adquiridos se obtienen de una medición realizada en el sujeto y/o de datos empíricos relacionados con el sujeto.
- 30 3. Un método de acuerdo con la reivindicación 2, en donde el componente de cráneo se selecciona de un grupo de componentes de cráneo predeterminados con base, al menos en parte, en un proceso de coincidencia entre al menos una parte del conjunto de datos observados y un grupo de conjuntos de datos de predicción de partida generados a partir del grupo respectivo de los componentes de cráneo de los modelos de partida.
- 35 4. Un método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el conjunto de datos de ultrasonido se deriva de una medición de formas de onda de ultrasonido generadas por una pluralidad de fuentes de energía de ultrasonido, la energía de ultrasonido que se detecta por una pluralidad de receptores, en donde las fuentes y los receptores están ubicados de manera que los receptores detectan formas de onda de ultrasonido transmitidas desde las fuentes de las cuales se han transmitido a través del cráneo y la cavidad intracraneal y/o formas de onda de ultrasonido reflejadas que han sido reflejadas por los límites interiores y/o exteriores del cráneo.
- 40 5. Un método de acuerdo con la reivindicación 4, en donde al menos las formas de onda reflejadas del conjunto de datos observados se usan para recuperar un modelo numérico de la geometría de al menos una parte del cráneo, al menos una parte del componente de cráneo del modelo de partida proporcionado en la etapa b) que se deriva del modelo numérico, en donde analizar al menos las formas de onda transmitidas de dicho conjunto de datos observado para recuperar un modelo numérico de al menos una propiedad física dentro de al menos una región de la cavidad intracraneal, y analizar tanto las formas de onda reflejadas como las transmitidas para recuperar al menos una propiedad física del cráneo, se realiza mediante la comparación de las formas de onda reflejadas y transmitidas observadas con las formas de onda de predicción que se han simulado numéricamente y/o generado experimentalmente mediante el uso al menos de un modelo de predicción numérico y/o físico y/o in vivo para el cual se conoce y/o se puede inferir o aproximar la geometría relevante y la propiedad o las propiedades.
- 45 50 6. Un método no invasivo para generar datos de imagen de una parte del cuerpo de un sujeto mediante el uso de energía de ultrasonido que se transmite a través de la parte del cuerpo del sujeto, la parte del cuerpo que contiene al menos una interfase entre hueso, tejido blando y/o gas, el método que comprende las etapas de:
- 55 a) proporcionar (100) un conjunto de datos observados por ultrasonido derivado de una medición de una o más formas de onda de ultrasonido generadas por al menos una fuente de energía de ultrasonido, la energía de ultrasonido que se detecta por una pluralidad de receptores ubicados en un lado opuesto de una región dentro de la parte del cuerpo con respecto al menos a una fuente, de manera que los receptores detecten formas de onda de ultrasonido de la fuente de la cual se han transmitido a través de la parte del cuerpo, el conjunto de datos observados que comprende una pluralidad de valores de datos observados;
- 60 b) proporcionar (102) al menos un modelo de partida representativo de la parte del cuerpo de la cual se van a formar imágenes, el modelo de partida que comprende un primer y un segundo componente, el primer componente que comprende una pluralidad de parámetros del modelo representativos de las propiedades
- 65

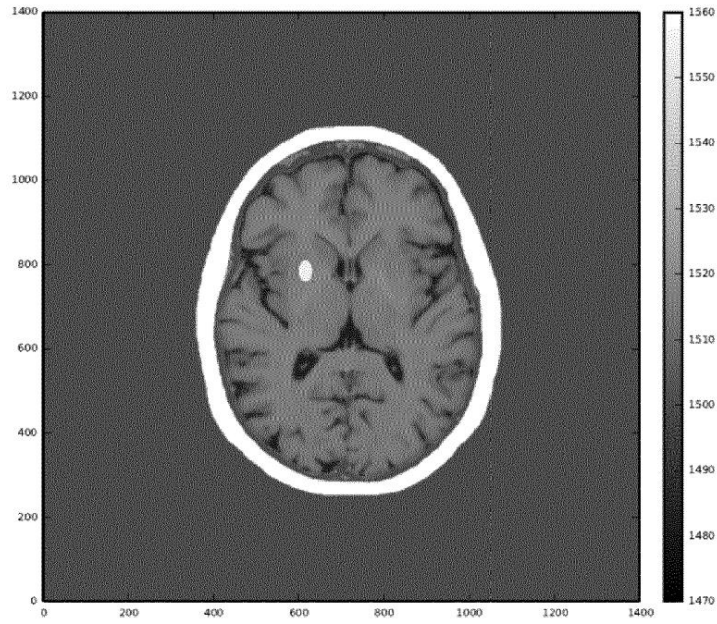
- físicas y la morfología del hueso y/o gas dentro de la parte del cuerpo del sujeto de la cual se van a formar imágenes y que tiene al menos una región modelada que tiene una velocidad acústica inferior a 700 m/s y superior a 2300 m/s, y el segundo componente que comprende una pluralidad de parámetros representativos de las propiedades físicas del tejido blando dentro de la parte del cuerpo del sujeto de la cual se van a formar imágenes;
- 5 c) generar (104) un conjunto de datos de predicción que comprende una pluralidad de valores de datos de predicción a partir del modelo de partida;
- d) comparar los valores de datos observados y de predicción para generar un modelo actualizado de al menos una propiedad física dentro de al menos una región de la parte del cuerpo; y
- 10 e) usar el modelo actualizado para la formación de imágenes de una región de la parte del cuerpo para identificar la composición y/o morfología del tejido dentro de la parte del cuerpo.
7. Un método de acuerdo con la reivindicación 6, en donde la etapa b) comprende:
- 15 f) adquirir datos del sujeto relacionados con el sujeto y proporcionar al menos el primer componente del modelo de partida con base en los datos del sujeto adquiridos, en donde los datos del sujeto adquiridos se obtienen de una medición realizada en el sujeto y/o de datos empíricos relacionados con el sujeto.
8. Un método de acuerdo con la reivindicación 7, en donde el primer componente se selecciona de un grupo de componentes predeterminados con base en los datos del sujeto adquiridos, en donde el primer componente se selecciona de un grupo de primeros componentes predeterminados con base al menos en parte en un proceso de coincidencia entre al menos una parte del conjunto de datos observados y un grupo de conjuntos de datos de predicción de partida generados a partir del grupo respectivo de los primeros componentes de los modelos de partida.
- 20 9. Un método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el conjunto de datos de ultrasonido se deriva de una medición de formas de onda de ultrasonido generadas por una pluralidad de fuentes de energía de ultrasonido, la energía de ultrasonido que se detecta por una pluralidad de receptores, en donde las fuentes y los receptores están ubicados de manera que los receptores detectan formas de onda de ultrasonido transmitidas desde las fuentes de las cuales se han transmitido a través de la parte del cuerpo y/o formas de onda de ultrasonido reflejadas que han sido reflejadas por cualquiera de los límites interiores y/o exteriores de la parte del cuerpo.
- 25 10. Un método de acuerdo con la reivindicación 9, en donde al menos las formas de onda reflejadas del conjunto de datos observados se usan para recuperar un modelo numérico de la geometría de al menos una parte de la parte del cuerpo, al menos una parte del primer componente del modelo de partida proporcionado en la etapa b) que se deriva del modelo numérico, en donde analizar al menos las formas de onda transmitidas de dicho conjunto de datos observado para recuperar un modelo numérico de al menos una propiedad física dentro de al menos una región de la parte del cuerpo, y analizar tanto las formas de onda reflejadas como las transmitidas para recuperar al menos una propiedad física de la parte del cuerpo, mediante la comparación de las formas de onda reflejadas y transmitidas observadas con las formas de onda de predicción que se han simulado numéricamente y/o generado experimentalmente mediante el uso al menos de un modelo de predicción numérico y/o físico y/o in vivo para el cual se conoce y/o se puede inferir o aproximar la geometría relevante y la propiedad o las propiedades.
- 35 40 11. Un método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde al menos una porción de dichas formas de onda observadas y de predicción difieren en fase en más de medio ciclo a la frecuencia más baja presente en dicho conjunto de datos observado.
- 45 12. Un método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde la etapa d) se realiza mediante el uso del análisis de inversión de forma de onda completa.
- 50 13. Un sistema informático que comprende un dispositivo de procesamiento configurado para realizar el método de cualquiera de las reivindicaciones anteriores.
- 55 14. Un medio legible por ordenador que comprende instrucciones configuradas cuando se ejecuta para realizar el método de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12.
15. Un sistema informático que comprende: un dispositivo de procesamiento, un dispositivo de almacenamiento y un medio legible por ordenador de acuerdo con la reivindicación 14.



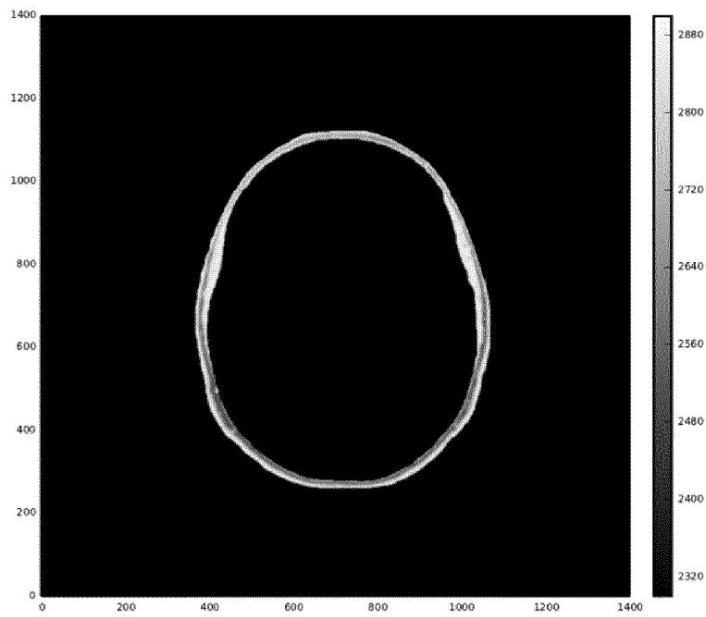
**Figura 1**



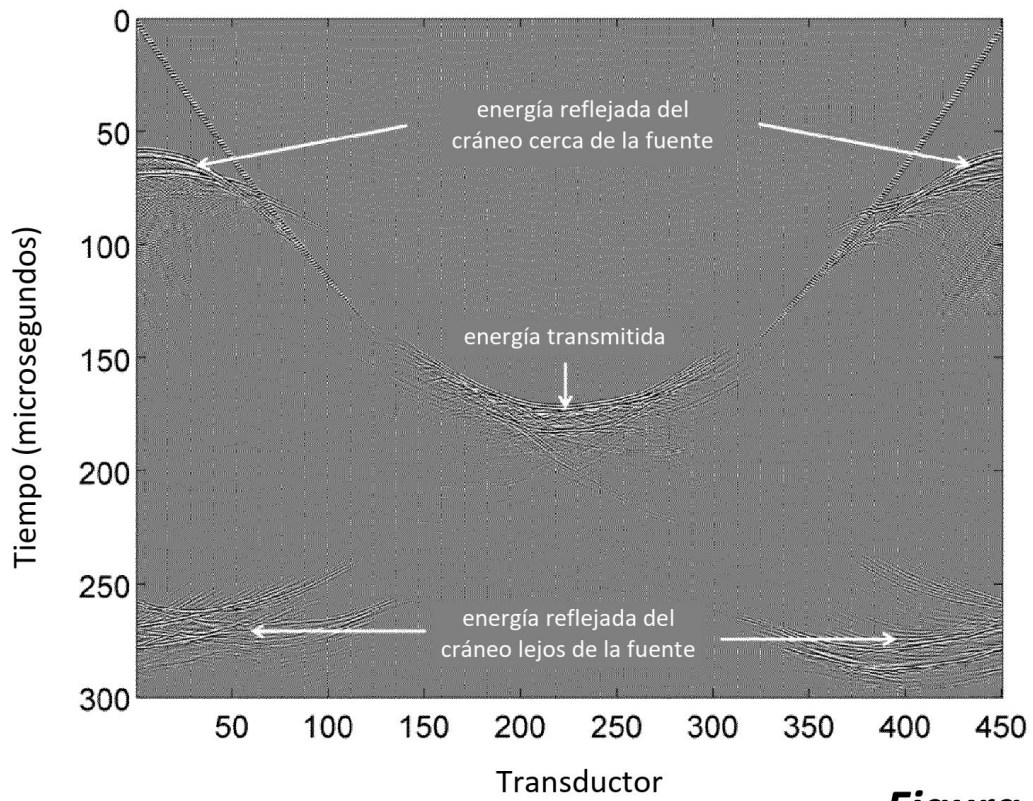
**Figura 2**



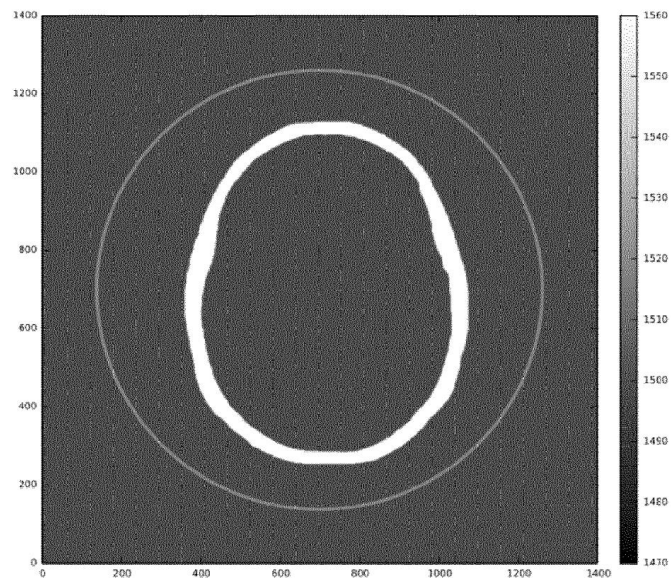
**Figura 3**



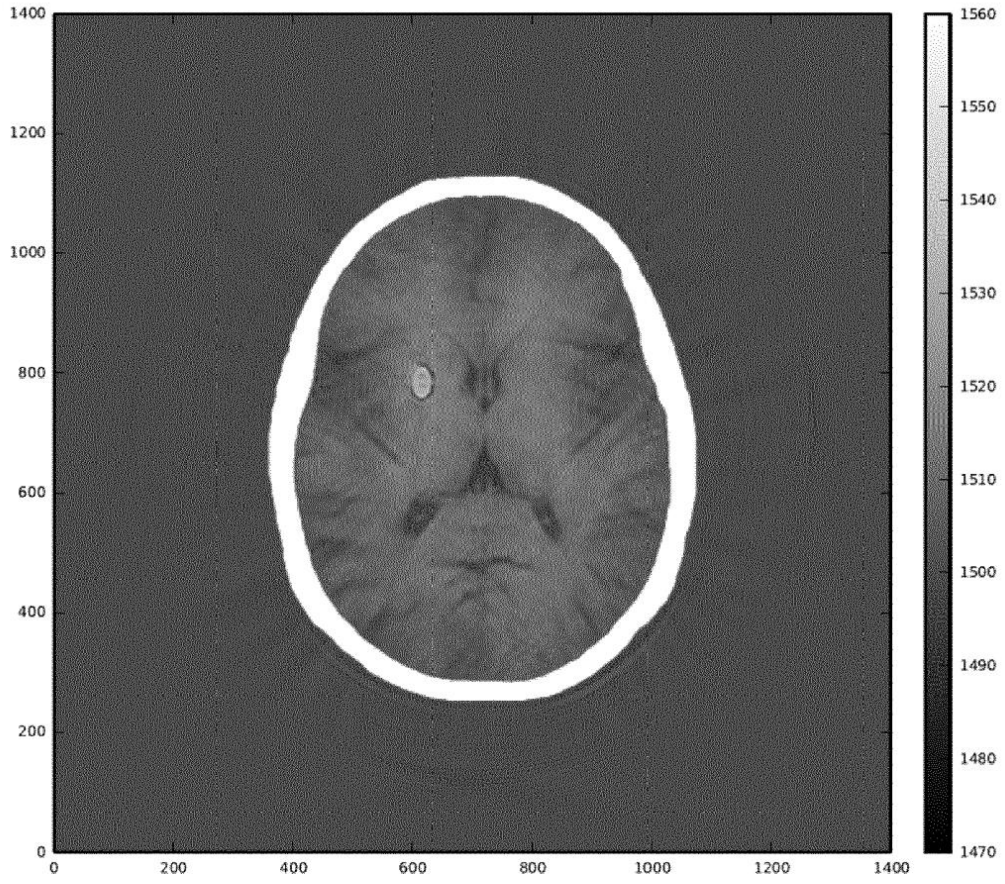
**Figura 4**



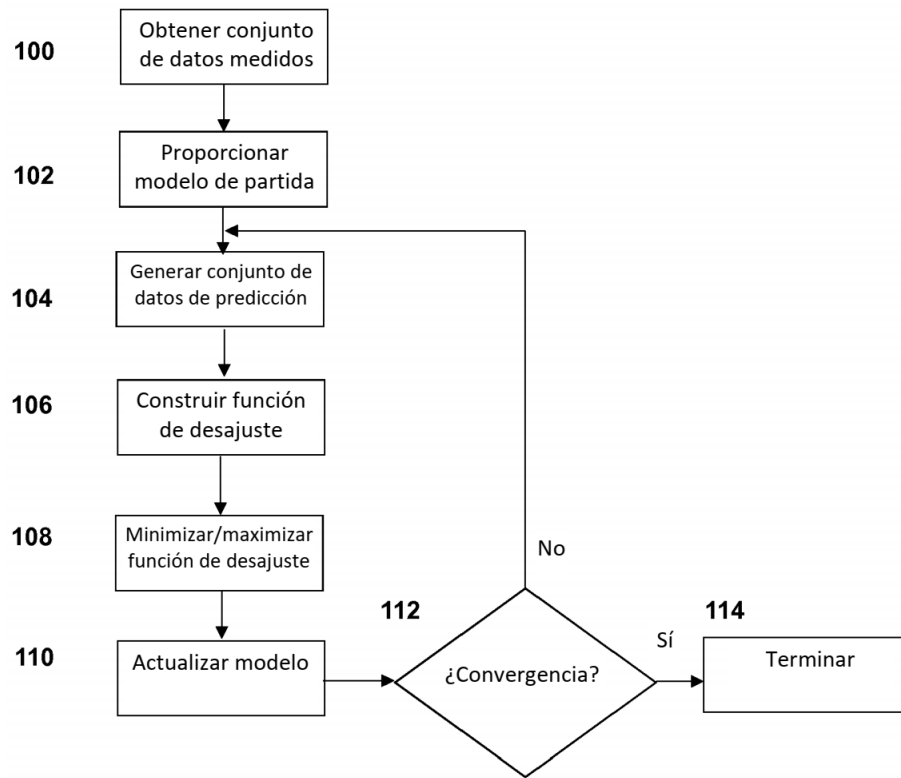
**Figura 5**



**Figura 6**



**Figura 7**



**Figura 8**