

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 899 256**

51 Int. Cl.:

A61B 8/08 (2006.01)

G16H 50/30 (2008.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **19.07.2018 PCT/EP2018/069688**

87 Fecha y número de publicación internacional: **24.01.2019 WO19016339**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.07.2018 E 18743779 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.08.2021 EP 3654847**

54 Título: **Procedimiento de caracterización de un hueso con la ayuda de ondas ultrasónicas**

30 Prioridad:

19.07.2017 FR 1756864

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

10.03.2022

73 Titular/es:

SORBONNE UNIVERSITÉ (25.0%)

21, rue de L'École de Médecine

75006 Paris, FR;

CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE

SCIENTIFIQUE (CNRS) (25.0%);

INSTITUT NATIONAL DE LA SANTÉ ET DE LA

RECHERCHE MÉDICALE (INSERM) (25.0%) y

ECOLE SUPÉRIEURE DE PHYSIQUE ET DE

CHIMIE INDUSTRIELLES DE LA VILLE DE PARIS

(25.0%)

72 Inventor/es:

RENAUD, GUILLAUME y

CASSEREAU, DIDIER

74 Agente/Representante:

CURELL SUÑOL, S.L.P.

ES 2 899 256 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

Procedimiento de caracterización de un hueso con la ayuda de ondas ultrasónicas

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere a un procedimiento de caracterización de un hueso.

10 Estado de la técnica

La utilización de ondas para caracterizar un cuerpo vivo es muy conocida.

La formación de imágenes por tomografía de rayos X es por ejemplo una técnica de formación de imágenes médica que utiliza unos rayos X que atraviesan el cuerpo del que formar imágenes. Sin embargo, esta técnica adolece del inconveniente de exponer el cuerpo a una radiación ionizante potencialmente peligrosa. Incluso en la actualidad, se evita exponer el cuerpo de niños pequeños a dichos rayos X salvo que sea de absoluta necesidad.

Otras técnicas conocidas que tienen como objetivo caracterizar un cuerpo vivo utilizan unas ondas ultrasónicas, que son unas ondas menos peligrosas que los rayos X.

Unas ondas ultrasónicas son emitidas convencionalmente por una red de transceptores, y sus ecos en un cuerpo a caracterizar son recibidos por la misma red u otra red tras una cierta duración de propagación entre la emisión y la recepción.

Unas imágenes que muestran una sección del cuerpo en el que se han propagado las ondas ultrasónicas se pueden construir a continuación en base a las señales de eco recibidas por la (o las) redes de transceptores.

Durante la construcción de dichas imágenes, se formula la hipótesis de que el cuerpo es un medio homogéneo, y de que, por consiguiente, la velocidad del sonido es uniforme en el cuerpo estudiado.

La velocidad del sonido elegida es generalmente una velocidad del sonido media en tejido biológico no óseo (piel o músculo por ejemplo), que generalmente es del orden de 1540 metros por segundo con un error que puede variar entre el 5% y el 10%. Las imágenes obtenidas en base a esta hipótesis presentan así una calidad satisfactoria en unas zonas de interés que muestran tejido biológico no óseo.

Ahora bien, la velocidad del sonido en un hueso (comprendida generalmente entre 2800 metros por segundo y 4200 metros por segundo para una onda de compresión en el hueso cortical) es muy superior a la velocidad del sonido en un tejido biológico no óseo. Unas imágenes obtenidas en base a una hipótesis de velocidad uniforme cuyo valor corresponde a una velocidad del sonido en tejido biológico no óseo presentan una mala calidad en unas zonas de interés que muestran el hueso. Esta mala calidad se traduce normalmente por una baja intensidad y un resultado final borroso a nivel del hueso. Por esta razón, una idea recibida muy extendida en el medio médico es que las ondas ultrasónicas no "penetran fácilmente" en hueso.

La diferencia entre la velocidad del sonido en un hueso y en los tejidos biológicos no óseos que rodean el hueso crea un efecto de refracción. Por lo tanto, no es posible reconstruir unas imágenes de buena calidad basándose en un valor predeterminado de velocidad del sonido en el hueso, como ya se ha podido hacer con una velocidad del sonido en un tejido biológico no óseo.

La velocidad del sonido en un hueso depende de varios factores.

En primer lugar, la velocidad del sonido en un hueso varía de un individuo a otro. De hecho, es la razón por la que constituye una información muy útil para diagnosticar posteriormente unos trastornos tales como la osteoporosis.

En segundo lugar, la velocidad del sonido en un hueso no es la misma en todas las direcciones. En efecto, el hueso es un medio anisótropo. Esto se debe en particular al hecho de que el hueso denominado cortical comprende unos canales que se extienden paralelamente al eje longitudinal de un hueso largo (tibia por ejemplo), para albergar unos vasos sanguíneos. Una onda sonora de compresión se propaga así en un hueso según una dirección paralela al eje longitudinal de un hueso largo más rápidamente que según otra dirección.

En definitiva, determinar con precisión la velocidad del sonido constituye un objetivo principal para caracterizar un hueso.

A este respecto, ya se ha propuesto en los documentos US 2005/004457, US 5 038 787 y "Predicting bone strength with ultrasonic guided waves" unos procedimientos que prevén determinar una velocidad del sonido en el hueso, o en un tejido.

Por otro lado, se ha propuesto un procedimiento de determinación de la velocidad del sonido en un hueso paralelamente al eje longitudinal del hueso. Durante este procedimiento, unas ondas ultrasónicas son emitidas por una red de transceptores de ondas ultrasónicas alineados paralelamente al eje longitudinal de un hueso largo. Sobre la base de las señales de eco recibidas por los receptores, se determina una velocidad de una onda guiada por el hueso, denominada onda de cabeza, que se propaga a lo largo de la superficie exterior del hueso. Esta velocidad se determina bastante fácilmente formulando la hipótesis de que la relación entre el instante de recepción de una onda ultrasónica por uno de los receptores y la distancia que separa este receptor del emisor de la misma onda es una función lineal.

Sin embargo, este procedimiento no se puede utilizar para determinar una velocidad del sonido en el hueso según una dirección diferente a una dirección paralela al eje longitudinal de un hueso largo. Por consiguiente, permite caracterizar un hueso únicamente de manera parcial.

Exposición de la invención

Un objetivo de la invención es proponer un procedimiento que pueda ser utilizado para caracterizar de manera más completa un hueso.

Por ello, se propone un procedimiento de caracterización de un hueso, comprendiendo el procedimiento las etapas siguientes:

- emitir unas primeras ondas ultrasónicas hacia un cuerpo que comprende el hueso y tejido biológico no óseo que rodea el hueso,
- recibir unas primeras señales de eco de las primeras ondas ultrasónicas emitidas,
- determinar una velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo según una primera dirección, comprendiendo la determinación las subetapas siguientes:
 - para varios primeros valores candidatos predeterminados, construir una primera imagen que muestra el tejido biológico no óseo y el periostio del hueso, a partir de las primeras señales de eco y bajo la hipótesis de que la velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo según la primera dirección es igual al primer valor candidato,
 - para cada primera imagen, calcular por lo menos una primera métrica indicativa de una calidad de enfoque del periostio y/o del tejido biológico no óseo que rodea el hueso en la primera imagen,
 - seleccionar uno de entre los primeros valores candidatos como velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo según la primera dirección, en función de las primeras métricas,
- localizar una primera curva de demarcación entre el tejido biológico no óseo y el hueso en una de las primeras imágenes,
- determinar una velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección, comprendiendo la determinación las subetapas siguientes:
 - para varios segundos valores candidatos predeterminados, construir una segunda imagen que muestra tejido óseo cortical del hueso y el endostio del hueso, a partir de las primeras señales de eco, de la velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo según la primera dirección determinada, y de la primera curva de demarcación, y bajo la hipótesis de que la velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección es igual al segundo valor candidato,
 - para cada segunda imagen, calcular por lo menos una segunda métrica indicativa de una calidad de enfoque del tejido óseo cortical del hueso y/o del endostio del hueso en la segunda imagen,
 - seleccionar uno de entre los segundos valores candidatos como velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección, en función de las segundas métricas.

El procedimiento propuesto puede comprender asimismo las características o etapas opcionales siguientes, consideradas solas o en combinación cuando sea técnicamente posible.

La construcción de una primera imagen con la ayuda de un primer valor candidato puede comprender las etapas siguientes implementadas para por lo menos un punto del tejido biológico no óseo:

- estimar unas primeras trayectorias de unas primeras ondas ultrasónicas emitidas por unos emisores, que han pasado después por el punto del tejido biológico no óseo, y recibidas después por unos receptores, a

partir de las primeras señales de eco, bajo la hipótesis de que la velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo según la primera dirección es igual al primer valor candidato,

- 5
- calcular las duraciones de propagación de las ondas ultrasónicas a través de las primeras trayectorias estimadas,
 - calcular una intensidad de un píxel de la primera imagen en el punto del tejido biológico no óseo, a partir de las duraciones de propagación, de las primeras señales de eco y de posiciones de los emisores y de los receptores.

10

La construcción de una segunda imagen con la ayuda de un segundo valor candidato comprende las etapas siguientes implementadas para por lo menos un punto del hueso:

- 15
- estimar unas segundas trayectorias de unas primeras ondas ultrasónicas emitidas por los emisores, que han pasado después por el punto del hueso, y recibidas después por unos receptores, a partir de las señales de eco, a partir de la velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo según la primera dirección determinada, de la primera curva de demarcación, y bajo la hipótesis de que la velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección es igual al segundo valor candidato,

- 20
- calcular las duraciones de propagación de las ondas ultrasónicas a través de las segundas trayectorias estimadas,

- calcular una intensidad de un píxel de la segunda imagen en el punto del hueso, a partir de las duraciones de propagación, de las primeras señales de eco y de posiciones de los emisores y de los receptores.

25

La localización de la primera curva de demarcación se puede implementar en la primera imagen que se ha construido con la ayuda del primer valor seleccionado como velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo según la primera dirección.

- 30
- Las primeras ondas ultrasónicas pueden ser unas ondas emitidas por unos emisores y las señales de ecos recibidas por los receptores alineados a lo largo de un eje perpendicular a un eje longitudinal del hueso, y en el que la primera dirección es una dirección perpendicular al eje longitudinal del hueso.

35

El procedimiento puede comprender una visualización de la primera imagen construida con la ayuda del primer valor seleccionado, y/o de la segunda imagen construida con la ayuda del segundo valor seleccionado.

El procedimiento puede comprender además las etapas siguientes:

- 40
- emitir unas segundas ondas ultrasónicas hacia el cuerpo,
 - recibir unas señales de eco de las segundas ondas ultrasónicas emitidas, denominadas segundas señales de eco,

- 45
- determinar una velocidad del sonido en tejido biológico no óseo según una segunda dirección diferente de la primera dirección, que comprende las subetapas siguientes:

- 50
- para varios terceros valores candidatos, construir una tercera imagen que muestra el tejido biológico no óseo y el periostio del hueso, a partir de las segundas señales de eco y bajo la hipótesis de que la velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo según la segunda dirección es igual al segundo valor candidato,

- para cada tercera imagen, calcular por lo menos una tercera métrica indicativa de una calidad de enfoque del periostio y/o del tejido biológico no óseo en la tercera imagen,

- 55
- seleccionar uno de entre los terceros valores candidatos como velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo según la segunda dirección, en función de las terceras métricas,

- 60
- localizar una segunda curva de demarcación entre el tejido biológico no óseo y el periostio en una de las terceras imágenes,

- determinar una velocidad del sonido en el hueso según la segunda dirección, con la ayuda de las segundas señales de eco,

- 65
- determinar un parámetro de anisotropía del hueso susceptible de ser utilizado por una función predeterminada en combinación con la velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección y con la velocidad del sonido en el hueso según la segunda dirección para calcular una velocidad del sonido en

el hueso según cualquier dirección, comprendiendo la determinación del parámetro de anisotropía las subetapas siguientes:

- 5 ◦ para varios cuartos valores candidatos predeterminados, construir una cuarta imagen que muestra tejido óseo cortical y el endostio del hueso, a partir de las segundas señales de eco, de la velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección, de la segunda curva de demarcación, de la velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo según la segunda dirección, y eventualmente de la velocidad del sonido en el hueso según la segunda dirección, de la función predeterminada, y bajo la hipótesis de que el parámetro de anisotropía del hueso es igual al cuarto valor candidato,
- 10 ◦ para cada cuarta imagen, calcular una cuarta métrica indicativa de una calidad de enfoque del endostio y/o del tejido óseo cortical del hueso en la cuarta imagen,
- 15 ◦ seleccionar uno de entre los cuartos valores candidatos como parámetro de anisotropía del hueso, en función de las cuartas métricas.

La construcción de una cuarta imagen puede comprender las etapas siguientes implementadas para por lo menos un punto del hueso:

- 20 • estimar unas terceras trayectorias de unas segundas ondas ultrasónicas emitidas por unos emisores, que han pasado después por el punto del hueso, y recibidas después por unos receptores, a partir de las segundas señales de eco, de la velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo, y eventualmente de la velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección determinada, de la velocidad del sonido en el hueso según la segunda dirección determinada, de la segunda curva de demarcación, de la función predeterminada y bajo la hipótesis de que el parámetro de anisotropía del hueso es igual al cuarto valor candidato,
- 25 • calcular unas duraciones de propagación de las ondas ultrasónicas a través de las terceras trayectorias estimadas,
- 30 • calcular una intensidad de un píxel de la cuarta imagen en el punto del hueso, a partir de las duraciones de propagación y de las segundas señales de eco y de posiciones de los emisores y de los receptores.

La localización de la segunda curva de demarcación se puede implementar en la tercera imagen que se ha construido con la ayuda del tercer valor seleccionado como velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo según la segunda dirección.

El procedimiento puede comprender una visualización de la tercera imagen construida con la ayuda del tercer valor seleccionado, y/o de la cuarta imagen construida con la ayuda del cuarto valor seleccionado y de la velocidad del sonido en el hueso según la segunda dirección.

Las segundas ondas ultrasónicas pueden ser unas ondas emitidas por unos emisores y las segundas señales de eco son recibidas por unos receptores alineados a lo largo de un eje comprendido en un plano que comprende por otro lado un eje longitudinal del hueso, y en el que la segunda dirección es preferentemente una dirección paralela al eje longitudinal del hueso.

La o cada velocidad del sonido en el hueso determinada puede ser una velocidad de propagación de ondas de compresión o una velocidad de propagación de ondas de cizalla.

La o cada velocidad del sonido en el hueso determinada es una velocidad de propagación de ondas de compresión, y la función predeterminada es una función V de la forma:

$$V(\theta) = V_{hueso2} - (V_{hueso2} - V_{hueso1}) [\beta \sin^2(\theta) \cos^2(\theta) + \cos^4(\theta)]$$

55 en la que

- V_{hueso1} es la velocidad de propagación de ondas de compresión en el hueso según la primera dirección determinada,
- 60 • V_{hueso2} es la velocidad de propagación de ondas de compresión en el hueso según la segunda dirección determinada,
- β es el parámetro de anisotropía del hueso,
- 65 • θ es un ángulo,

- $V(\theta)$ es una velocidad de propagación de ondas de compresión en el hueso según una dirección que forma el ángulo θ con la primera dirección.

5 La velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección determinada puede ser una velocidad de propagación de ondas de cizalla, y la función predeterminada puede ser una función V de la forma:

$$V(\theta) = V_{\text{hueso1}} [1 + \beta \text{sen}^2(\theta) \text{cos}^2(\theta)]$$

10 en la que

- V_{hueso1} es la velocidad de propagación de ondas de cizalla en el hueso según la primera dirección determinada,
- β es el parámetro de anisotropía del hueso,
- θ es un ángulo,
- $V(\theta)$ es una velocidad de propagación de ondas de cizalla en el hueso según una dirección que forma el ángulo θ con la primera dirección.

25 Se puede determinar, junto con la velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección, un parámetro de anisotropía del hueso susceptible de ser utilizado por una función predeterminada en combinación con la velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección determinada para calcular una velocidad del sonido en el hueso según cualquier dirección, comprendiendo dicha determinación conjunta las subetapas siguientes:

- para varios pares de segundos y cuartos valores candidatos predeterminados, construir una segunda imagen que muestra tejido óseo cortical del hueso y el endostio del hueso, a partir de las primeras señales de eco, de la velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo según la primera dirección determinada, y de la primera curva de demarcación, bajo la hipótesis de que la velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección es igual al segundo valor candidato, y bajo la hipótesis de que el parámetro de anisotropía del hueso es igual al cuarto valor candidato,
- para cada segunda imagen, calcular por lo menos una segunda métrica indicativa de una calidad de enfoque del tejido óseo cortical del hueso y/o del endostio del hueso en la segunda imagen,
- seleccionar conjuntamente un segundo valor candidato como velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección, y un cuarto valor candidato como parámetro de anisotropía del hueso, siendo la selección implementada en función de las segundas métricas.

40

Descripción de las figuras

45 Otras características, objetivos y ventajas de la invención se desprenderán de la descripción siguiente, que es puramente ilustrativa y no limitativa, y que debe ser leída con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- La figura 1 es una vista esquemática en perspectiva de un cuerpo que comprende hueso.
- La figura 2 es una representación esquemática de un sistema de caracterización de un hueso, según un modo de realización de la invención.
- La figura 3 muestra algunas etapas de un procedimiento de caracterización de un hueso, según un primer modo de realización de la invención.
- Las figuras 4 y 6 detallan unas subetapas de etapas del procedimiento según el primer modo de realización de la invención.
- Las figuras 5a y 5b son dos ejemplos de imágenes construidas durante la implementación del procedimiento según el primer modo de realización de la invención.
- La figura 7 es un plano de sección longitudinal de un cuerpo que comprende hueso, que muestra asimismo la trayectoria de una onda ultrasónica en este cuerpo.
- La figura 8 es un conjunto de curvas, mostrando cada curva la evolución de una métrica calculada durante la realización del procedimiento según el primer modo de realización de la invención, como función de un valor candidato de velocidad de propagación de ondas de compresión radiales en un hueso.

65

- La figura 9 muestra otras etapas del procedimiento de caracterización de un hueso según el primer modo de realización de la invención.

- 5
- Las figuras 10 y 11 detallan las subetapas de etapas representadas en la figura 9.
 - La figura 12 es un conjunto de curvas, mostrando cada curva la evolución de una métrica calculada durante la implementación del procedimiento según el primer modo de realización de la invención, en función de un valor candidato para un parámetro de anisotropía de un hueso.

- 10
- La figura 13 es un organigrama de etapas de un procedimiento de caracterización de un hueso, según un segundo modo de realización de la invención.

- 15
- La figura 14 detalla unas subetapas de una etapa del procedimiento según el segundo modo de realización de la invención.

En el conjunto de las figuras, los elementos similares llevan unas referencias idénticas.

Descripción detallada de modos de realización de la invención

20 Se ha ilustrado esquemáticamente en la figura 1 un ejemplo de parte de un cuerpo C que comprende un hueso B y tejido biológico no óseo T.

25 El hueso B se extiende a lo largo de un eje longitudinal X. El hueso B comprende en particular médula, un endostio E que se extiende alrededor de la médula (representada en trazos de puntos en la figura 1), y un periostio PE que rodea el endostio E. El periostio PE constituye una capa exterior del hueso B. El hueso B comprende por otro lado tejido óseo cortical que se encuentra entre el endostio E y el periostio PE.

30 El tejido biológico no óseo T se extiende alrededor del hueso, y más específicamente alrededor del periostio PE con el que está en contacto.

El tejido biológico no óseo T comprende carne, incluso piel que rodea la carne.

35 De manera muy conocida, unas ondas ultrasónicas pueden propagarse en dicho cuerpo C.

A este respecto, se han representado en la figura 1 varias velocidades de propagación de ondas en la figura 1, que son las siguientes:

- 40
- V_{hueso1} : velocidad de propagación de una onda de compresión en el hueso B según una dirección perpendicular al eje longitudinal X del hueso B (se hablará entonces de "dirección radial", y de ondas de compresión "radiales"),
 - V_{hueso2} : velocidad de propagación de una onda de compresión en el hueso B según una dirección paralela al eje longitudinal X (se hablará entonces de dirección "axial" y de ondas de compresión "axiales"),
 - $V_{tejido1}$: velocidad de propagación de una onda de compresión en el tejido biológico no óseo T según una dirección perpendicular a un eje longitudinal de un hueso,
 - $V_{tejido2}$: velocidad de propagación de una onda de compresión en el tejido biológico no óseo T según una
- 50 dirección paralela al eje longitudinal X del hueso B.

La propagación de ondas de compresión en un hueso según cualquier dirección se puede calcular por medio de una función predeterminada V que combina un parámetro de anisotropía β y unas velocidades V_{hueso2} y V_{hueso1} .

55 La función predeterminada V es entonces normalmente de la forma siguiente:

$$V(\theta) = V_{hueso2} - (V_{hueso2} - V_{hueso1}) [\beta \sin^2(\theta) \cos^2(\theta) + \cos^4(\theta)]$$

en la que

- 60
- θ es cualquier ángulo,
 - β es un parámetro de anisotropía del hueso,
 - $V(\theta)$ es una velocidad del sonido en el hueso B según una dirección que forma el ángulo θ con la primera
- 65

dirección.

Esta función V se basa en la hipótesis relativamente realista de que el hueso B es isótropo transversal, es decir isótropo en un plano perpendicular a su eje longitudinal X.

5

Con referencia a la figura 2, un sistema 1 de caracterización comprende una sonda 2 ultrasónica, un dispositivo de procesamiento 4 de señales de eco adquiridas por la sonda 2, incluso una pantalla de visualización 12.

10

La sonda 2 ultrasónica, conocida en sí misma, comprende por lo menos una red de transceptores 6 alineados a lo largo de un eje Y.

Convencionalmente, la sonda 2 comprende una lente de silicona (no ilustrada) dispuesta delante de la fila de transceptores 6.

15

Cada transceptor 6 está adaptado para emitir unas ondas ultrasónicas.

Cada transceptor 6 está adaptado asimismo para adquirir unas señales de eco de ondas ultrasónicas emitidas por cualquier otro transceptor 6.

20

Las posiciones relativas de los transceptores 6 están predeterminadas. Normalmente, los transceptores 6 están separados por un paso constante a lo largo del eje de la sonda 2.

Por otro lado, el dispositivo de procesamiento 4 de señales de eco comprende convencionalmente por lo menos un procesador 8 y una memoria 10.

25

El procesador 8 está configurado para ejecutar unos cálculos, y en particular un algoritmo de procesamiento de imágenes cuyo funcionamiento se detallará a continuación.

30

La memoria 10 almacena unos datos predeterminados. Estos datos no son propios del cuerpo de un individuo, sino que son unos datos genéricos aplicables a cualquier individuo de una población.

Los datos predeterminados comprenden un conjunto de primeros valores candidatos predeterminados para la velocidad $V_{tejido1}$. Los primeros valores candidatos predeterminados están comprendidos normalmente entre 1400 y 1700 metros por segundo.

35

Los datos predeterminados comprenden por otro lado un conjunto de segundos valores de velocidad candidatos para la velocidad V_{hueso1} . Los segundos valores candidatos predeterminados están comprendidos normalmente entre 2600 y 3600 metros por segundo.

40

Los datos predeterminados comprenden un conjunto de terceros valores candidatos predeterminados para la velocidad $V_{tejido2}$. Los terceros valores candidatos predeterminados están comprendidos normalmente entre 1400 y 1700 metros por segundo.

45

Los datos predeterminados comprenden por otro lado un conjunto de cuartos valores candidatos para el parámetro β de anisotropía del hueso B. Los cuartos valores están comprendidos normalmente entre 0.8 y 2.

Como se observará a continuación, el algoritmo implementado por el procesador 8 supone que la velocidad de propagación en un hueso B está regida por la función V descrita anteriormente, que depende en particular del parámetro β de anisotropía.

50

Con referencia al organigrama de la figura 3, un procedimiento de caracterización del hueso B representado en la figura 1 por medio del sistema de caracterización 1 comprende las etapas siguientes.

55

La sonda 2 está posicionada cerca del cuerpo C en una primera posición.

En la primera posición, los transceptores 6 de la sonda 2 están alineados de manera sustancialmente perpendicular al eje longitudinal del hueso B. Dicho de otra manera, el eje Y de la sonda 2 es perpendicular al eje X del hueso B en la primera posición.

60

La sonda 2 emite unas primeras ondas ultrasónicas en dirección al cuerpo C según una primera dirección (etapa 100).

Las primeras ondas son por ejemplo unas ondas de compresión radiales. Dicho de otra manera, la primera dirección es una dirección perpendicular al eje longitudinal del hueso B.

65

Las primeras ondas ultrasónicas penetran en el cuerpo C y son reflejadas por este último a diferentes niveles de profundidad en el cuerpo C.

Unas señales de eco de estas ondas, denominadas primeras señales de eco, son así adquiridas por los transceptores de la sonda 2 (etapa 102). Evidentemente, una onda emitida por un transceptor 6 de índice i puede dar lugar perfectamente a una señal de eco recibida por otro transceptor 6 de índice j .

5

Las primeras señales de eco son digitalizadas, transmitidas al dispositivo de procesamiento 4 y memorizadas en la memoria 10 en una forma conocida en el estado de la técnica.

10

El procesador 8 determina la velocidad $V_{tejido1}$ en base a las primeras señales de eco recibidas y en base a los primeros valores predeterminados memorizados en la memoria 10 (etapa 104).

Con referencia a la figura 4, la determinación 104 de la velocidad $V_{tejido1}$ comprende las subetapas siguientes.

15

El procesador 8 construye una imagen, denominada primera imagen, a partir de las primeras señales de eco, bajo la hipótesis de que la velocidad $V_{tejido1}$ es igual a un primer valor candidato (etapa 200).

20

La primera imagen está constituida por una rejilla de píxeles, estando cada píxel definido por una posición en la rejilla y por una intensidad I , siendo esta intensidad normalmente representativa de un nivel de grises. La primera imagen representa por otro lado una vista en sección del cuerpo C en un plano en el que se han propagado las primeras ondas ultrasónicas (este plano de sección es paralelo al eje de la sonda 2). Cada punto de este plano de corte se mostrará así en un píxel de la primera imagen.

25

En una variante de realización preferida, la construcción de la primera imagen se realiza por medio del método de migración de Kirchhoff o del método denominado "de enfoque total" ("Total Focusing Method" en inglés). Estos métodos son conocidos en sí mismos, pero aplicados ventajosamente a las primeras señales ultrasónicas que se han adquirido previamente.

30

La construcción 200 de la primera imagen por medio de uno de estos métodos conocidos comprende las subetapas siguientes.

35

Para un punto P dado del cuerpo C estudiado, el procesador 8 estima las trayectorias de primeras ondas ultrasónicas emitidas por los emisores, que han pasado después por el punto P , y recibidas después por unos receptores, a partir de las primeras señales de eco, bajo la hipótesis de que la velocidad $V_{tejido1}$ es igual a uno de los primeros valores candidatos.

40

Las ondas ultrasónicas que han pasado por el punto P han sido emitidas cada una por un emisor de índice i , cuya posición es conocida a lo largo del eje Y de la sonda 2, y recibidas por un receptor de índice j , cuya posición también es conocida a lo largo del eje Y de la sonda 2. Se obtienen por lo tanto como máximo tantas primeras señales de eco de ondas que han pasado por el punto P como pares (i, j) de índices de transceptores en la sonda 2 (por lo tanto, como máximo $M \times N$ señales, si M es el número de emisores utilizados y N el número de receptores utilizados).

45

La estimación de las trayectorias de las ondas ultrasónicas se implementa aprovechando el principio de Fermat, según el cual se supone que una onda se propaga rectilíneamente en un medio homogéneo. En este caso, el cuerpo C que comprende tejido biológico no óseo y hueso B se considera en su conjunto como un medio homogéneo. Se formula la hipótesis de que la velocidad de propagación de una onda es igual al primer valor candidato considerado, que corresponde a un valor creíble de velocidad de propagación del sonido en tejido biológico no óseo T .

50

En otra variante de realización, la etapa de construcción 200 de la primera imagen se implementa por medio del método denominado de migración por inversión temporal ("Reverse Time Migration" en inglés, abreviado RTM). Este método es un método de formación de imágenes alternativo que da lugar a una imagen que representa la reflectividad de una zona en cualquier punto de esta. Supone el conocimiento de la geometría del medio estudiado y de la velocidad de propagación de las ondas en cada punto. La imagen de reflectividad se obtiene calculando, en cualquier punto de la imagen, una correlación temporal entre un campo incidente generado por un emisor y el campo retropropagado registrado por los receptores. Estos campos se obtienen resolviendo digitalmente la ecuación de las ondas acústicas (o elásticas), utilizando respectivamente la forma de onda generada por un emisor y las señales de eco registradas por los receptores (invertidos en el tiempo) como condiciones en los límites. Estas operaciones se deben repetir para cada emisión. La imagen final se obtiene sumando las imágenes obtenidas para cada emisión. Sin embargo, este método es mucho más costoso en tiempo de cálculo que el utilizado en la variante de realización preferida descrita anteriormente.

55

60

El procesador 8 calcula a continuación unas duraciones de propagación de las ondas que han pasado por el punto P a través de las trayectorias estimadas.

65

Un tiempo de propagación se descompone en una duración de propagación $t_T(i,P)$ desde el emisor de índice i

hasta el punto P, y una duración de propagación $t_R(j,P)$ desde el punto P hasta el receptor de índice j.

5 El procesador 8 calcula a continuación una intensidad de un píxel de la primera imagen en el punto P considerado, a partir de las duraciones de propagación estimadas, de las primeras señales de eco y de las posiciones de los emisores y de los receptores.

La intensidad I del punto P se calcula normalmente a través de la fórmula siguiente:

$$I(P) = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N W(P, i, j) \times D(t = t_T(i, P) + t_R(j, P), i, j)$$

10 en la que:

- $D(t = t_T(i, P) + t_R(j, P), i, j)$ designa un dato representativo de una señal de eco recibida en el instante t por el receptor de índice j, procediendo el eco de una onda emitida inicialmente por el emisor de índice i,
- $W(P, i, j)$ designa un peso obtenido mediante la aplicación de una función de ponderación W predeterminada.

20 Normalmente, la función de ponderación W es una función ventana de observación (denominada asimismo ventana de ponderación o apodización en la bibliografía). Se tiene $W(P, i, j) = 1$ si el ángulo del segmento de trayectoria de retorno de la onda que va desde el punto P al receptor de índice j, con respecto a una dirección normal a un plano de emisión/recepción de la sonda 2, es inferior a un umbral angular predeterminado, y si no, se tiene $W(P, i, j) = 0$. Este umbral angular se fija por ejemplo en 50 grados (correspondiendo este ángulo a una pérdida de sensibilidad de un receptor del orden del 50%).

25 Repitiendo las subetapas anteriores en varios puntos P, se puede reconstruir una primera imagen. Se termina entonces la etapa de construcción 200 de una primera imagen.

30 La etapa de construcción 200 de una primera imagen se repite para cada primer valor memorizado en la memoria 10.

35 Se ha representado en la figura 5a un ejemplo de primera imagen que se puede obtener implementando la etapa de construcción 200. Como se puede constatar, esta primera imagen es relativamente rica en información a nivel del tejido biológico no óseo T que rodea el hueso. Por el contrario, esta primera imagen es pobre en información en el interior del hueso. La primera imagen presenta en particular una zona borrosa a nivel del hueso B. Esto se debe al hecho de que el procesador 8 ha considerado como velocidad de propagación de referencia un primer valor candidato que corresponde a un valor creíble de velocidad de propagación del sonido en tejido biológico no óseo T, pero que no corresponde a un valor creíble de velocidad de propagación del sonido en un hueso, como se ha mencionado en la introducción del presente texto.

40 Volviendo a la figura 4, para una primera imagen construida durante la etapa 200, el procesador 8 calcula una primera métrica representativa de una calidad de enfoque en una zona de interés de la primera imagen (etapa 202). La zona de interés elegida es normalmente una zona que muestra el periostio PE y/o tejido biológico no óseo T que rodea el hueso B.

45 La primera métrica depende preferentemente de una intensidad media y/o de un contraste medio en la zona de interés considerada en la primera imagen.

50 La primera métrica es normalmente una o una combinación de las métricas siguientes, conocidas en el estado de la técnica:

- la métrica de energía espectral lateral descrita en el documento "Sound Speed Correction in ultrasound image" por D. Napolitano, C. Chou, G. McLaughlin *et al.*, publicado en 2006,
- la métrica denominada de "criterio de nitidez por el método de Brenner" o la métrica denominada de "criterio de nitidez por el método de Tenenbaum" o la métrica denominada "criterio de nitidez por el método de la varianza", todas descritas en el documento "Automatic sound speed selection in photoacoustic image reconstruction using an autofocus approach", por B. Treeby, T. Varslot, E. Zhang *et al.*, publicado en 2011.

60 El procesador 8 repite la etapa 202 para cada primera imagen construida durante la etapa 200. El procesador 8 genera así tantas primeras métricas como primeras imágenes, y como primeros valores candidatos predeterminados.

El procesador 8 selecciona a continuación como valor definitivo para la velocidad $V_{tejido1}$ un valor óptimo entre los

primeros valores candidatos utilizados para producir las primeras imágenes (etapa 204). El procesador 8 se basa para ello en las primeras métricas.

5 El primer valor candidato seleccionado como velocidad $V_{tejido1}$ durante la etapa 204 es el que ha servido de dato de entrada para producir una primera imagen cuya métrica asociada es indicativa de una calidad de enfoque en la zona de interés considerada que es máxima entre todas las primeras métricas calculadas. Normalmente, cuando se utiliza uno de los métodos enumerados anteriormente para calcular la primera métrica, se busca la primera métrica de valor máximo entre las primeras métricas calculadas.

10 Se ha determinado así la velocidad $V_{tejido1}$ real en el tejido biológico no óseo del cuerpo C estudiado. Entonces se termina la etapa 104.

15 Volviendo a la figura 3, el procesador 8 localiza por otro lado una primera curva de demarcación entre el tejido biológico no óseo y el hueso B en una de las primeras imágenes construidas (etapa 106). Esta curva de demarcación se sitúa en la práctica a nivel de una zona de la imagen de mucha intensidad, que corresponde al periostio PE.

20 Muy preferentemente, la localización 106 se implementa en la primera imagen construida con la ayuda del primer valor candidato seleccionado como velocidad $V_{tejido1}$. La localización es entonces mucho más precisa debido a la alta calidad de enfoque de esta primera imagen entre todas las que han sido construidas por el procesador 8.

La localización 106 comprende convencionalmente las etapas siguientes:

- 25 • la primera imagen constituye el objeto de una segmentación, de manera que se identifique un grupo de píxeles de la primera imagen que muestra la frontera entre el tejido biológico no óseo y el hueso B (comprendiendo esta segmentación por ejemplo la implementación de un algoritmo de Dijkstra conocido en el estado de la técnica);
- 30 • este grupo de píxeles es aproximado en una curva de demarcación definida por un polinomio, por ejemplo una parábola.

35 El procesador 8 determina a continuación la velocidad V_{hueso1} (etapa 108) aprovechando ventajosamente la primera curva de demarcación localizada en la etapa 106, y la velocidad $V_{tejido1}$ determinada por otro lado durante la etapa 104.

Con referencia a la figura 6, la determinación 108 de la velocidad V_{hueso1} comprende las etapas siguientes.

40 Para cada uno de los segundos valores candidatos memorizados en la memoria 10, el procesador 8 construye una segunda imagen que muestra tejido óseo cortical del hueso B y el endostio E del hueso, a partir de las primeras señales de eco, de la velocidad $V_{tejido1}$ determinada, y de la primera curva de demarcación, y bajo la hipótesis de que la velocidad V_{hueso1} es igual al segundo valor candidato (etapa 300).

45 La construcción 300 de una segunda imagen a partir de un segundo valor candidato comprende la implementación de subetapas similares a las de la etapa de construcción 200 de una primera imagen, excepto por algunas diferencias.

Al igual que la etapa 200, la etapa 300 puede utilizar el método de migración de Kirchhoff o el método denominado "de enfoque total" ("Total Focusing Method" en inglés).

50 En este caso, se implementa de nuevo una estimación de trayectorias de ondas que han pasado por un punto P, aprovechando de nuevo el principio de Fermat, según el cual se supone que una onda se propaga rectilíneamente en un medio homogéneo. Sin embargo, el cuerpo C es considerado esta vez durante la implementación de esta estimación de trayectorias como un medio heterogéneo: el tejido biológico no óseo se considera como un primer medio homogéneo, en el que las primeras ondas ultrasónicas se propagan a la velocidad V_{tejido_radial} determinada previamente. Por otro lado, el hueso B se considera como un segundo medio en el que estas primeras ondas se han propagado a uno de los segundos valores candidatos. La curva de demarcación es así una línea de interfaz entre los dos medios, en la que una onda sufre una refracción.

60 Combinando estas hipótesis con la curva de demarcación localizada previamente, es posible estimar así durante la construcción 300 de una segunda imagen las trayectorias de primeras ondas ultrasónicas no solo las que han pasado por un punto P que se encuentra en el tejido biológico no óseo, sino también las trayectorias de primeras ondas que han pasado por un punto P que se encuentran en el hueso B.

Como variante, la etapa de construcción 300 de la segunda imagen se implementa por medio del método RTM.

65 Se ha representado en la figura 7 un ejemplo de trayectoria de una onda ultrasónica de compresión desde el emisor

6 de índice i hasta el receptor 6 de índice j , que pasa por un punto P del hueso (más precisamente a nivel del tejido cortical del hueso), que ha sido estimada durante la implementación de la etapa 300. Esta trayectoria estimada es continua a tramos y comprende los cuatro segmentos sucesivos siguientes:

- 5 • un primer segmento en el tejido biológico no óseo T que llega hasta un primer punto de la segunda curva de demarcación,
- 10 • un segundo segmento que prolonga el primer segmento a partir de la segunda curva de demarcación hasta el punto P , siendo el segundo segmento no paralelo al primer segmento debido a la refracción de la onda cuando cambia de medio en el primer punto de la segunda curva de demarcación,
- 15 • un tercer segmento que va del punto P hacia otro punto de la segunda curva de demarcación, y
- un cuarto segmento que parte del segundo punto de la segunda curva de demarcación y que va hacia el receptor de índice j , siendo el cuarto segmento no paralelo al tercer segmento debido a la refracción de la onda cuando cambia de nuevo de medio en el segundo punto de la segunda curva de demarcación.

20 Durante la etapa de construcción 300 de una segunda imagen, el procesador 8 calcula a continuación unas duraciones de propagación de las ondas ultrasónicas a través de las trayectorias estimadas y unas intensidades de píxeles a partir de las duraciones de propagación, de las primeras señales de eco y de posiciones de los emisores y de los receptores, de la misma manera que la descrita en el marco de la construcción de una de las primeras imágenes.

25 En este caso, la duración de propagación $t_T(i,P)$ desde el emisor de índice i hasta el punto P cubre el primer y el segundo segmento, y la duración de propagación $t_R(j;P),i,j$ desde el punto P hasta el receptor de índice j cubre el tercer y el cuarto segmento.

30 En definitiva, la construcción 300 de una segunda imagen utiliza globalmente los mismos principios que la construcción 200 de una primera imagen, pero utiliza más datos de entradas, en particular la curva de demarcación, permitiendo así que las segundas imágenes muestren unas informaciones aprovechables a nivel del hueso B.

35 Se ha representado en la figura 5b un ejemplo de segunda imagen que se puede obtener implementando la etapa de construcción 300. Como se puede constatar, esta segunda imagen es relativamente rica en información no solo a nivel del tejido biológico no óseo T que rodea el hueso B, sino también en el interior del hueso B, a nivel del periostio PE y a nivel del endostio E.

40 El procesador 8 calcula a continuación, para cada segunda imagen, por lo menos una segunda métrica indicativa de una calidad de enfoque del tejido óseo cortical del hueso B y/o del endostio E del hueso B en la segunda imagen (etapa 302). Las terceras métricas son por ejemplo del mismo tipo que las primeras métricas.

45 El procesador 8 selecciona a continuación como valor definitivo para la velocidad V_{hueso1} un valor óptimo de entre los segundos valores candidatos utilizados para producir las segundas imágenes (etapa 304). El procesador 8 se basa para ello en las segundas métricas, de la misma manera que durante la etapa 204.

50 Se han representado en la figura 8 diferentes curvas de segunda métrica en función del segundo valor candidato utilizado. Se constata que, cualquiera que sea el método utilizado para calcular la segunda métrica, el segundo valor seleccionado como velocidad V_{hueso1} es sustancialmente la misma (los máximos de estas curvas están, en efecto, muy cerca unos de los otros).

55 Se ha determinado así la velocidad V_{hueso1} real en el hueso B del cuerpo C estudiado. Se termina entonces la etapa 108.

Esta velocidad V_{hueso1} constituye en sí misma un dato interesante ya que puede servir de dato de entrada para diagnosticar una eventual osteoporosis del hueso B del cuerpo C estudiado.

Sin embargo, es ventajoso completar esta información mediante otras velocidades con el fin de caracterizar de manera más completa el hueso B estudiado. Con este fin, el procedimiento implementado por el sistema 1 de caracterización de hueso B comprende las etapas adicionales siguientes, con referencia a la figura 9.

60 La sonda 2 está posicionada cerca del cuerpo C en una segunda posición diferente de la primera posición. En la segunda posición, los transceptores 6 de la sonda 2 están alineados en una segunda dirección diferente de la primera dirección.

65 La sonda 2 emite unas segundas ondas ultrasónicas en dirección al cuerpo C en la segunda dirección (etapa 400).

Las segundas ondas son preferentemente unas ondas de compresión axiales. Dicho de otra manera, la segunda

dirección está comprendida por ejemplo en un plano que comprende el eje longitudinal del hueso B. Preferentemente, esta segunda dirección es sustancialmente paralela al eje longitudinal del hueso, es decir forma un ángulo α con el eje longitudinal del hueso B que es inferior a 20 grados.

5 Las segundas ondas ultrasónicas penetran en el cuerpo C y son reflejadas por este último a diferentes niveles de profundidad en el cuerpo C.

Unas nuevas señales de eco de estas segundas ondas, denominadas segundas señales de eco, son adquiridas así por los transceptores 6 de la sonda 2 (etapa 402).

10 Las señales de eco se digitalizan, se transmiten al dispositivo de procesamiento 4 y se memorizan en la memoria 10.

15 Eventualmente, el procesador 8 determina a continuación en base a segundas señales de eco, la velocidad V_{hueso2} (etapa 410).

20 La etapa 410 de determinación de la velocidad V_{hueso2} se puede implementar por medio de un método conocido en el estado de la técnica que se basa en una marcación de una onda de cabeza que se propaga a lo largo de la superficie exterior del hueso B.

25 Según esta técnica conocida, se utilizan dos segundas señales de eco específicas adquiridas en respuesta a la emisión de ondas por dos emisores 6 extremos de la sonda 2 (normalmente, el de índice 0 y el de índice máximo). El conjunto de los transceptores 6 recibe las ondas emitidas selectivamente por uno de los emisores 6 extremos de la sonda 2. La distancia que separa los dos emisores 6 extremos es conocida, normalmente entre 10 y 40 mm. A esta escala, se puede formular la hipótesis de que la superficie exterior del hueso B es plana. Por ello, la velocidad de propagación de una onda de cabeza a lo largo de esta superficie se puede determinar fácilmente dado que la relación entre el instante de llegada de la onda de cabeza de una onda por uno de los dos transceptores 6 utilizados y la distancia que separa uno de los dos emisores 6 extremos y los receptores 6 es una función lineal. Bajo esta hipótesis de linealidad, es muy fácil determinar:

- 30 • la velocidad V_1 de una onda de cabeza que se propaga a lo largo del hueso B cuando el transceptor 6 de índice 0 se utilizaba como emisor, y todos los transceptores 6 se utilizaban como receptores, y
- 35 • la velocidad V_2 de una onda de cabeza que se propaga a lo largo del hueso B cuando el transceptor 6 de índice máximo se utilizaba como emisor, y todos los transceptores 6 se utilizaban como receptores.

La velocidad V_{hueso2} es calculada a continuación por el procesador 8 por medio de la fórmula siguiente:

$$V_{hueso2} = \frac{2V_1 V_2 \cos(\alpha)}{V_1 + V_2}$$

40 Por otro lado, el procesador 8 determina la velocidad $V_{tejido2}$ en base a las segundas señales de eco (etapa 404). Esta etapa utiliza los mismos principios fundamentales que la etapa 104 que ha permitido determinar la velocidad $V_{tejido1}$, salvo que la etapa 404 utiliza las segundas ondas que han sido transmitidas mientras la sonda 2 ocupaba la segunda posición y no la primera posición.

45 La determinación 404 de la velocidad $V_{tejido2}$ comprende más precisamente las etapas siguientes, con referencia a la figura 10:

- 50 • para varios terceros valores candidatos, construir una tercera imagen que muestra el tejido biológico y el periostio PE del hueso, a partir de las segundas señales de eco y bajo la hipótesis de que la velocidad $V_{tejido2}$ es igual al segundo valor candidato (etapa 500),
- 55 • para cada tercera imagen, calcular una tercera métrica indicativa de una calidad de enfoque del periostio PE en la tercera imagen (etapa 502),
- seleccionar uno de entre los terceros valores candidatos como velocidad $V_{tejido2}$, en función de las terceras métricas (etapa 504).

60 Las terceras imágenes son unas vistas del cuerpo C según una sección longitudinal paralela al eje X del hueso B.

Las terceras métricas son por ejemplo del mismo tipo que las primeras métricas y/o de las segundas métricas.

Volviendo a la figura 9, el procesador 8 localiza una segunda curva de demarcación entre el tejido biológico no óseo y el hueso B en una de las terceras imágenes construidas (etapa 408).

5 Muy preferentemente, la localización 408 de la segunda curva se implementa en la tercera imagen construida con la ayuda del tercer valor candidato seleccionado como velocidad $V_{tejido2}$. La localización es entonces mucho más precisa debido a la alta calidad de enfoque de esta tercera imagen entre todas las que han sido construidas por el procesador 8 durante la etapa 500.

El procesador 8 determina por otro lado el parámetro β de anisotropía del hueso B estudiado (etapa 412).

10 Como se ha indicado anteriormente, este parámetro β es susceptible de ser utilizado por la función predeterminada V en combinación con la velocidad V_{hueso1} y con la velocidad V_{hueso2} para calcular una velocidad de propagación $V(\theta)$ de una onda de compresión en el hueso B según cualquier dirección que forma un ángulo θ con el eje X.

15 El parámetro β de anisotropía del hueso B se determina durante la etapa 412 por medio de las subetapas siguientes, con referencia a la figura 11.

20 Para cada cuarto valor candidato memorizado en la memoria 10, el procesador 8 construye una cuarta imagen que muestra tejido óseo cortical y el endostio E del hueso, a partir de las segundas señales de eco, de la velocidad V_{hueso1} , de la velocidad V_{hueso2} , de la función predeterminada V, y bajo la hipótesis de que el parámetro de anisotropía del hueso B, β , es igual al cuarto valor candidato (etapa 600).

25 Esta etapa 600 es similar a las etapas 200, 300 y 500 en el sentido de que puede utilizar uno de los métodos de migración de Kirchhoff o denominado "de enfoque total" ("Total Focusing Method" en inglés). Conviene observar simplemente que las trayectorias de ondas estimadas durante la etapa 600 se basan en este caso en la hipótesis de que la velocidad de propagación de una onda en el hueso B observado en cualquier dirección respeta el modelo definido por la función V. Como variante, la etapa de construcción 300 de la segunda imagen se implementa por medio del método RTM.

30 Se obtiene por lo tanto al final de la etapa 600 una pluralidad de cuartas imágenes, una por cada cuarto valor candidato memorizado inicialmente en la memoria 10.

Para cada cuarta imagen, el procesador 8 calcula por lo menos una cuarta métrica indicativa de una calidad de enfoque del endostio E y/o del tejido biológico T que rodea el hueso B en la cuarta imagen (etapa 602). Las cuartas métricas son por ejemplo del mismo tipo que las primeras métricas.

35 El procesador 8 selecciona a continuación uno de entre los cuartos valores candidatos como parámetro de anisotropía del hueso B, β , en función de las cuartas métricas (etapa 604).

40 Se han representado en la figura 12 diferentes curvas de cuartas métricas en función del cuarto valor candidato utilizado. Se constata que, sea cual sea el método utilizado para calcular la cuarta métrica, el cuarto valor seleccionado como parámetro β es sustancialmente el mismo (los máximos de estas curvas son en efecto muy cercanos unos a los otros), como también era el caso para la velocidad V_{hueso1} .

45 Ahora es posible que el procesador 8 calcule cualquier velocidad de propagación de una onda de compresión en el hueso B utilizando la función V parametrizada con los datos V_{hueso1} , V_{hueso2} y β determinados durante el procedimiento.

50 En el modo de realización de procedimiento que acaba de ser descrito, los diferentes datos característicos del hueso B que son V_{hueso1} , V_{hueso2} , y β se determinaron en unas etapas distintas, y no de manera conjunta. En particular, las etapas de determinación 104, 108 y 412 han utilizado cada una únicamente un solo conjunto de valores candidatos (segundos valores candidatos para la etapa 104, terceros valores candidatos para la etapa 108, cuartos valores candidatos para la etapa 412). En definitiva, esto permite limitar el número de segundas, terceras y cuartas imágenes construidas. Dicho de otra manera, los recursos materiales (carga de cálculo, memoria 10) requeridos para la implementación de estas etapas son relativamente moderados.

55 Ventajosamente, el procesador 8 manda una visualización en la pantalla de visualización 12 de por lo menos una de las imágenes siguientes:

- la primera imagen construida con la ayuda del primer valor seleccionado durante la etapa 204,
- la segunda imagen construida con la ayuda del segundo valor seleccionado durante la etapa 304,
- la tercera imagen construida con la ayuda del primer valor seleccionado durante la etapa 504,
- la segunda imagen construida con la ayuda del segundo valor seleccionado durante la etapa 604.

60 En efecto, estas imágenes presentan una calidad de enfoque elevada y por consiguiente son de interés para un especialista.

65 La invención no se limita al único modo de realización que acaba de ser descrito en relación con las figuras.

La invención es aplicable en particular al estudio de ondas de cizalla.

5 En este caso, es posible modelizar la velocidad de propagación de una onda de cizalla en el hueso B por medio de la función predeterminada V de la manera siguiente:

$$V(\theta) = V_{hueso1} [1 + \beta \sin^2(\theta) \cos^2(\theta)]$$

10 en la que

- V_{hueso1} es una velocidad de propagación de una onda de cizalla en el hueso B según una primera dirección paralela al eje longitudinal X,
- θ es cualquier ángulo,
- $V(\theta)$ es una velocidad de propagación de una onda de cizalla en el hueso B según una dirección que forma el ángulo θ con la primera dirección.

20 Se ha representado por ejemplo en la figura 13 un organigrama de etapas de un procedimiento de caracterización del hueso según un segundo modo de realización.

La sonda 2 está posicionada en la segunda posición descrita anteriormente, y unas ondas ultrasónicas de compresión son emitidas por la sonda 2 en esta segunda posición (etapa 600).

25 De manera conocida en sí, las ondas de compresión emitidas provocan la aparición de ondas de cizalla en el hueso B. Estas ondas de cizalla se generan cuando las ondas de compresión penetran en el tejido óseo cortical del hueso B, situado entre el PE periostio y el endostio E.

Unas señales de eco de estas ondas de cizalla son recibidas a continuación por la sonda 2 (etapa 602).

30 El procesador 8 determina a continuación una velocidad $V_{tejido2}$ de propagación axial de ondas de compresión en el tejido biológico no óseo T (etapa 704). Esta etapa 704 es similar a la etapa 504.

35 El procesador 8 localiza una curva de demarcación entre el tejido T y el hueso B (etapa 706). Esta etapa es idéntica a la etapa 408.

40 El procesador 8 determina a continuación la velocidad V_{hueso1} (etapa 708) en el hueso B y, conjuntamente, el parámetro de anisotropía β . Esta determinación conjunta comprende las subetapas siguientes, con referencia a la figura 14.

Se supone que previamente se ha memorizado en la memoria un juego de segundos valores candidatos, para la velocidad V_{hueso1} . Estos segundos valores están comprendidos entre 1300 y 2000 metros por segundo para unas ondas de cizalla en el hueso.

45 Por otro lado, los cuartos valores candidatos están, en este modo de realización, comprendidos entre -0,3 y 0,3 para el parámetro de anisotropía β de las ondas de cizalla en el hueso.

50 Para un par constituido por un cuarto valor candidato (para β) y por un segundo valor candidato, el procesador construye una imagen a partir de las señales de eco, haciendo la doble hipótesis de que la velocidad V_{hueso1} sea igual al segundo valor candidato del par, y que el parámetro de anisotropía β sea igual al cuarto valor del par (etapa 800).

El procesador 8 repite esta etapa 800 para cada par disponible.

55 Se constata en este caso que el número de imágenes construidas es mucho más grande que el número de imágenes generadas durante una etapa del procedimiento según el primer modo de realización, ya que se trabaja en dos dimensiones en lugar de una sola.

60 Para cada imagen construida, el procesador calcula una métrica de calidad de enfoque (etapa 802). Esta etapa es similar a las etapas 502, 602.

El procesador 8 selecciona a continuación uno de los pares utilizados para construir las imágenes durante la etapa 800 (etapa 804), en base a las métricas calculadas. Esta etapa es similar a las etapas 504, 604.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento de caracterización de un hueso (B), comprendiendo el procedimiento las etapas siguientes:

- 5 • emitir (100, 700) unas primeras ondas ultrasónicas hacia un cuerpo que comprende el hueso (B) y tejido biológico no óseo (T) que rodea el hueso (B),
- recibir (102, 702) unas primeras señales de eco de las primeras ondas ultrasónicas emitidas,
- 10 • determinar (104, 704) una velocidad del sonido ($V_{tejido1}$) en el tejido biológico no óseo (T) según una primera dirección, comprendiendo la determinación (104, 704) las subetapas siguientes:
 - 15 ◦ para varios primeros valores candidatos predeterminados, construir (200) una primera imagen que muestra el tejido biológico no óseo (T) y el periostio (PE) del hueso (B), a partir de las primeras señales de eco y bajo la hipótesis de que la velocidad ($V_{tejido1}$) del sonido en el tejido biológico no óseo (T) según la primera dirección es igual al primer valor candidato,
 - para cada primera imagen, calcular (202) por lo menos una primera métrica indicativa de una calidad de enfoque del periostio y/o del tejido biológico no óseo (T) que rodea el hueso en la primera imagen,
 - 20 ◦ seleccionar (204) uno de los primeros valores candidatos como velocidad del sonido ($V_{tejido1}$) en el tejido biológico no óseo (T) según la primera dirección, en función de las primeras métricas,
- localizar (106, 706) una primera curva de demarcación entre el tejido biológico no óseo (T) y el hueso en una de las primeras imágenes,
- 25 • determinar (108, 708) una velocidad del sonido en el hueso (V_{hueso1}) según la primera dirección, comprendiendo la determinación (108, 708) las subetapas siguientes:
 - 30 ◦ para varios segundos valores candidatos predeterminados, construir (300, 800) una segunda imagen que muestra tejido óseo cortical del hueso (B) y el endostio (E) del hueso (B), a partir de las primeras señales de eco, de la velocidad del sonido ($V_{tejido1}$) en el tejido biológico no óseo (T) según la primera dirección determinada, y de la primera curva de demarcación, y bajo la hipótesis de que la velocidad del sonido en el hueso (V_{hueso1}) según la primera dirección es igual al segundo valor candidato,
 - 35 ◦ para cada segunda imagen, calcular (302, 802) por lo menos una segunda métrica indicativa de una calidad de enfoque del tejido óseo cortical del hueso y/o del endostio del hueso en la segunda imagen,
 - 40 ◦ seleccionar (304, 804) uno de los segundos valores candidatos como velocidad del sonido en el hueso (V_{hueso1}) según la primera dirección, en función de las segundas métricas.

2. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que la construcción (200) de una primera imagen con la ayuda de un primer valor candidato comprende las etapas siguientes implementadas para por lo menos un punto del tejido biológico no óseo (T):

- 45 • estimar unas primeras trayectorias de unas primeras ondas ultrasónicas emitidas por unos emisores, que han pasado después por el punto del tejido biológico no óseo (T), y recibidas después por unos receptores, a partir de las primeras señales de eco, bajo la hipótesis de que la velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo (T) según la primera dirección es igual al primer valor candidato,
- 50 • calcular unas duraciones de propagación de las ondas ultrasónicas a través de las primeras trayectorias estimadas,
- calcular una intensidad de un píxel de la primera imagen en el punto del tejido biológico no óseo (T), a partir de las duraciones de propagación, de las primeras señales de eco y de posiciones de los emisores y de los receptores.

3. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la construcción (300, 800) de una segunda imagen con la ayuda de un segundo valor candidato comprende las etapas siguientes implementadas para por lo menos un punto del hueso (B):

- 60 • estimar unas segundas trayectorias de unas primeras ondas ultrasónicas emitidas por unos emisores, que han pasado después por el punto del hueso, y recibidas después por unos receptores, a partir de las señales de eco, a partir de la velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo (T) ($V_{tejido1}$) según la primera dirección determinada, de la primera curva de demarcación, y bajo la hipótesis de que la velocidad del sonido (V_{hueso1}) en el hueso según la primera dirección es igual al segundo valor candidato,
- 65

- calcular unas duraciones de propagación de las ondas ultrasónicas a través de las segundas trayectorias estimadas,
- 5
- calcular una intensidad de un píxel de la segunda imagen en el punto del hueso (B), a partir de las duraciones de propagación, de las primeras señales de eco y de posiciones de los emisores y de los receptores.
- 10
4. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la localización de la primera curva de demarcación se implementa en la primera imagen que se ha construido con la ayuda del primer valor seleccionado (204) como velocidad del sonido ($V_{tejido1}$) en el tejido biológico no óseo (T) según la primera dirección.
- 15
5. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, en el que las primeras ondas ultrasónicas son unas ondas emitidas por unos emisores y las señales de ecos son recibidas por unos receptores alineados a lo largo de un eje perpendicular a un eje longitudinal (X) del hueso (B), y en el que la primera dirección es una dirección perpendicular al eje longitudinal (X) del hueso (B).
- 20
6. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, que comprende además una visualización de la primera imagen construida con la ayuda del primer valor seleccionado, y/o de la segunda imagen construida con la ayuda del segundo valor seleccionado.
- 25
7. Procedimiento según la reivindicación anterior, que comprende además las etapas siguientes:
- emitir (400) unas segundas ondas ultrasónicas hacia el cuerpo,
- 30
- recibir (402) unas señales de eco de las segundas ondas ultrasónicas emitidas, denominadas segundas señales de eco,
- 35
- determinar (404) una velocidad del sonido ($V_{tejido2}$) en el tejido biológico no óseo (T) según una segunda dirección diferente de la primera dirección, que comprende las subetapas siguientes:
 - para varios terceros valores candidatos, construir (500) una tercera imagen que muestra el tejido biológico no óseo (T) y el periostio del hueso, a partir de las segundas señales de eco y bajo la hipótesis de que la velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo (T) según la segunda dirección es igual al segundo valor candidato,
- 40
- para cada tercera imagen, calcular (502) por lo menos una tercera métrica indicativa de una calidad de enfoque del periostio y/o del tejido biológico no óseo en la tercera imagen,
- 45
- seleccionar (504) uno de los terceros valores candidatos como velocidad del sonido ($V_{tejido2}$) en el tejido biológico no óseo (T) según la segunda dirección, en función de las terceras métricas,
- localizar (408) una segunda curva de demarcación entre el tejido biológico no óseo (T) y el periostio en una de las terceras imágenes,
- 50
- determinar (410) una velocidad del sonido (V_{hueso2}) en el hueso según la segunda dirección, con la ayuda de las segundas señales de eco,
- determinar (412) un parámetro de anisotropía del hueso (β) susceptible de ser utilizado por una función predeterminada (V) en combinación con la velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección y con la velocidad del sonido en el hueso según la segunda dirección para calcular una velocidad del sonido en el hueso según cualquier dirección, comprendiendo la determinación del parámetro de anisotropía (β) las subetapas siguientes:
 - para varios cuartos valores candidatos predeterminados, construir (600) una cuarta imagen que muestra tejido óseo cortical y el endostio del hueso, a partir de las segundas señales de eco, de la velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección (V_{hueso1}), de la velocidad del sonido ($V_{tejido2}$) en el tejido biológico no óseo (T) según la segunda dirección, de la segunda curva de demarcación, de la función predeterminada (V), y eventualmente de la velocidad del sonido en el hueso según la segunda dirección (V_{hueso2}), y bajo la hipótesis de que el parámetro de anisotropía del hueso (β) es igual al cuarto valor candidato,
- 60
- para cada cuarta imagen, calcular (602) una cuarta métrica indicativa de una calidad de enfoque del endostio y/o del tejido óseo cortical del hueso en la cuarta imagen,
- 65
- seleccionar (604) uno de los cuartos valores candidatos como parámetro de anisotropía del hueso (β),

en función de las cuartas métricas.

8. Procedimiento según la reivindicación 7, en el que la construcción de una cuarta imagen comprende las etapas siguientes implementadas para por lo menos un punto del hueso:

- estimar las terceras trayectorias de unas segundas ondas ultrasónicas emitidas por unos emisores, que han pasado después a través del punto del hueso, y recibidas después por unos receptores, a partir de las segundas señales de eco, de la velocidad del sonido ($V_{tejido2}$) en el tejido biológico no óseo (T) según la segunda dirección, de la velocidad del sonido en el hueso (V_{hueso1}) según la primera dirección determinada, de la segunda curva de demarcación, de la función predeterminada (V), y eventualmente de la velocidad del sonido en el hueso (V_{hueso2}) según la segunda dirección determinada, y bajo la hipótesis de que el parámetro de anisotropía del hueso (β) es igual al cuarto valor candidato,
- calcular unas duraciones de propagación de las ondas ultrasónicas a través de las terceras trayectorias estimadas,
- calcular una intensidad de un píxel de la cuarta imagen en el punto del hueso, a partir de las duraciones de propagación y de las segundas señales de eco y de unas posiciones de los emisores y de los receptores.

9. Procedimiento según una de las reivindicaciones 7 a 8, en el que la localización (408) de la segunda curva de demarcación se implementa en la tercera imagen que ha sido construida con la ayuda del tercer valor seleccionado como velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo (T) según la segunda dirección.

10. Procedimiento según una de las reivindicaciones 7 a 9, que comprende además una visualización de la tercera imagen construida con la ayuda del tercer valor seleccionado, y/o de la cuarta imagen construida con la ayuda del cuarto valor seleccionado y de la velocidad del sonido en el hueso según la segunda dirección (V_{hueso2}).

11. Procedimiento según una de las reivindicaciones 7 a 10, en el que las segundas ondas ultrasónicas son unas ondas emitidas por unos emisores y las segundas señales de eco son recibidas por unos receptores alineados a lo largo de un eje comprendido en un plano que comprende por otro lado un eje longitudinal (X) del hueso (B), y en el que la segunda dirección es preferentemente una dirección paralela al eje longitudinal (X) del hueso (B).

12. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la o cada velocidad del sonido en el hueso (V_{hueso1}, V_{hueso2}) determinada es una velocidad de propagación de ondas de compresión o una velocidad de propagación de ondas de cizalla.

13. Procedimiento según una de las reivindicaciones 7 a 12, en el que la o cada velocidad del sonido en el hueso (V_{hueso1}, V_{hueso2}) determinada es una velocidad de propagación de ondas de compresión, y en el que la función predeterminada es una función V de la forma:

$$V(\theta) = V_{hueso2} - (V_{hueso2} - V_{hueso1}) [\beta \sin^2(\theta) \cos^2(\theta) + \cos^4(\theta)]$$

en la que

- V_{hueso1} es la velocidad de propagación de ondas de compresión en el hueso según la primera dirección determinada,
- V_{hueso2} es la velocidad de propagación de ondas de compresión en el hueso según la segunda dirección determinada,
- β es el parámetro de anisotropía del hueso,
- θ es un ángulo,
- $V(\theta)$ es una velocidad de propagación de ondas de compresión en el hueso según una dirección que forma el ángulo θ con la primera dirección.

14. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección determinada es una velocidad de propagación de ondas de cizalla, y en el que la función predeterminada es una función V de la forma:

$$V(\theta) = V_{hueso1} [1 + \beta \sin^2(\theta) \cos^2(\theta)]$$

en la que

- V_{hueso1} es la velocidad de propagación de ondas de cizalla en el hueso según la primera dirección determinada,
- β es el parámetro de anisotropía del hueso,
- θ es un ángulo,
- $V(\theta)$ es una velocidad de propagación de ondas de cizalla en el hueso según una dirección que forma el ángulo θ con la primera dirección.

15. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 7, en el que se determina (708), junto con la velocidad (V_{hueso1}) del sonido en el hueso según la primera dirección, un parámetro de anisotropía del hueso (β) susceptible de ser utilizado por una función predeterminada en combinación con la velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección determinada para calcular una velocidad del sonido en el hueso según cualquier dirección, comprendiendo dicha determinación conjunta las subetapas siguientes:

- para varios pares de segundos y cuartos valores candidatos predeterminados, construir (800) una segunda imagen que muestra tejido óseo cortical del hueso y el endostio del hueso, a partir de las primeras señales de eco, de la velocidad del sonido en el tejido biológico no óseo según la primera dirección determinada, y de la primera curva de demarcación, bajo la hipótesis de que la velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección es igual al segundo valor candidato, y bajo la hipótesis de que el parámetro de anisotropía del hueso (β) es igual al cuarto valor candidato,
- para cada segunda imagen, calcular (802) por lo menos una segunda métrica indicativa de una calidad de enfoque del tejido óseo cortical del hueso y/o del endostio del hueso en la segunda imagen,
- seleccionar (804) conjuntamente un segundo valor candidato como velocidad del sonido en el hueso según la primera dirección, y un cuarto valor candidato como parámetro de anisotropía del hueso (β), siendo la selección implementada en función de las segundas métricas.

FIG. 1

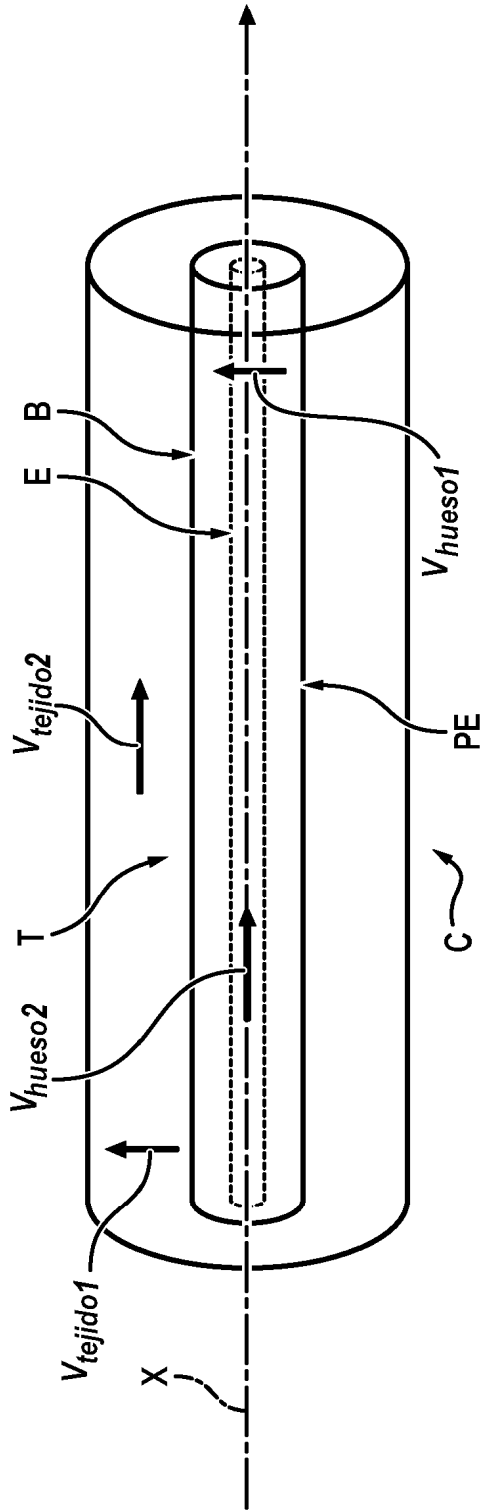


FIG. 2

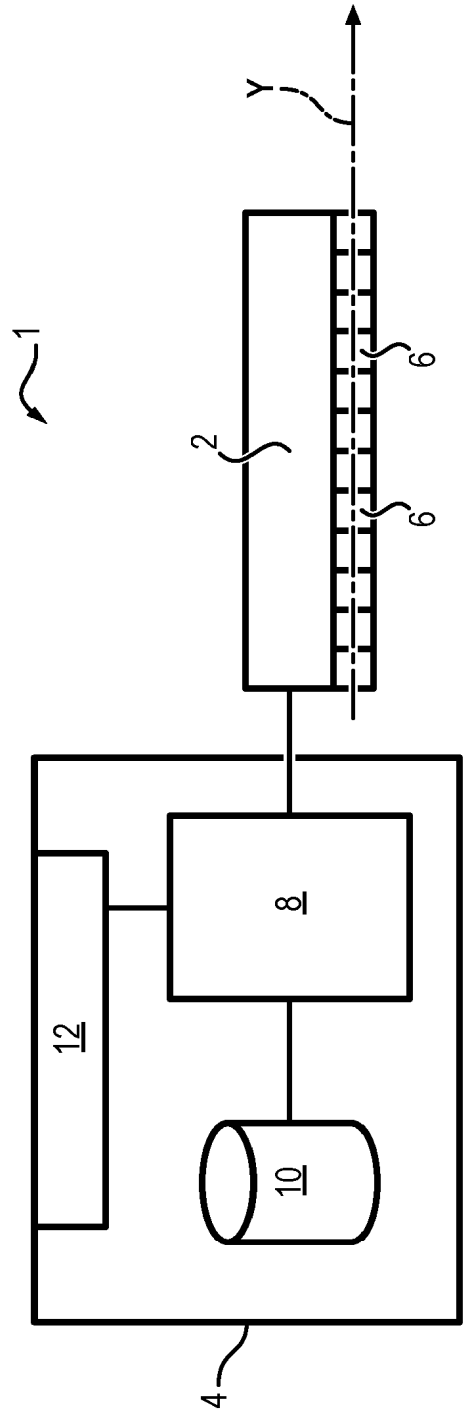


FIG. 3

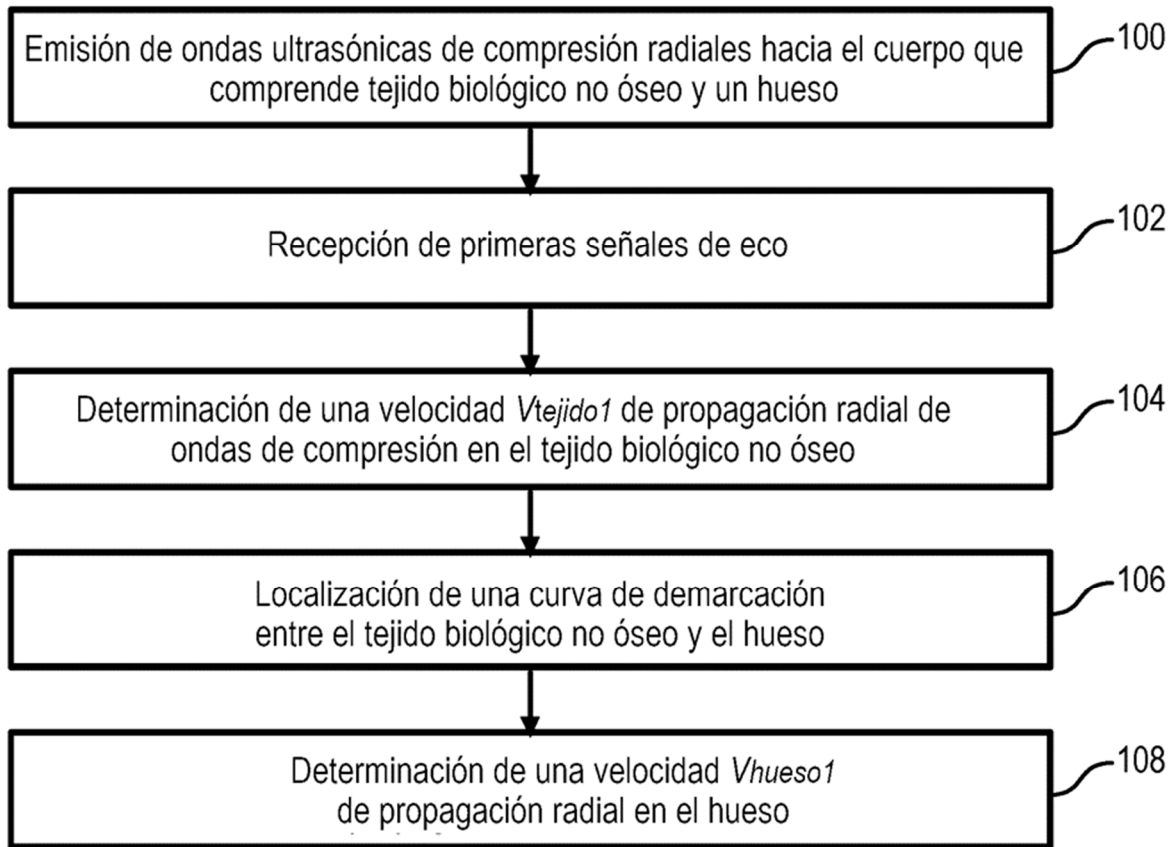
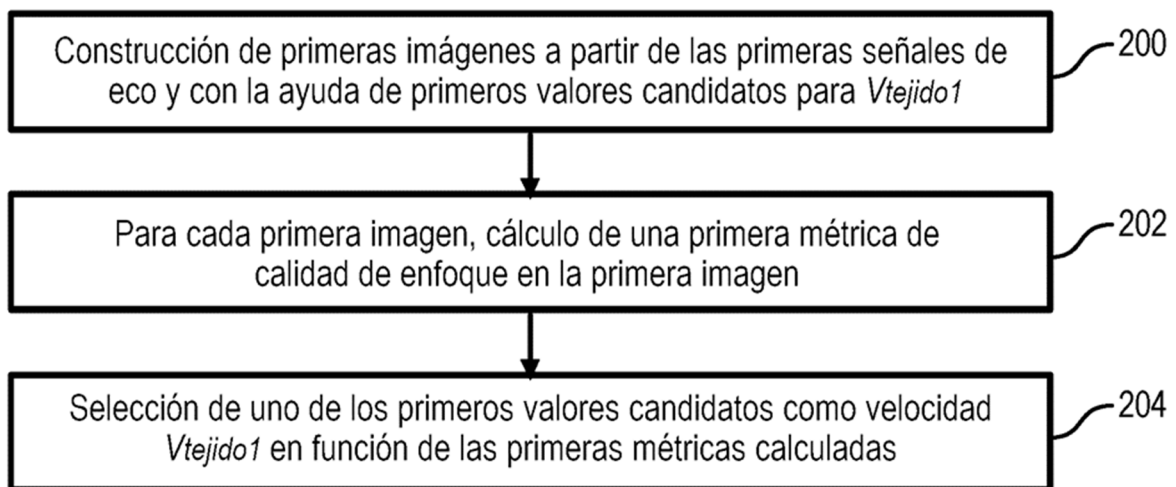


FIG. 4



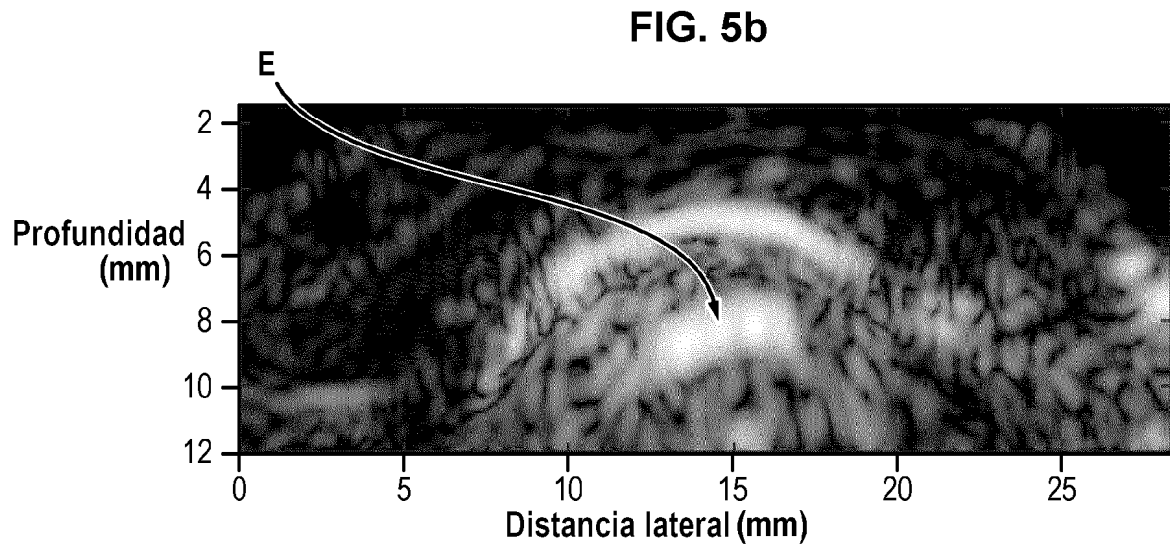
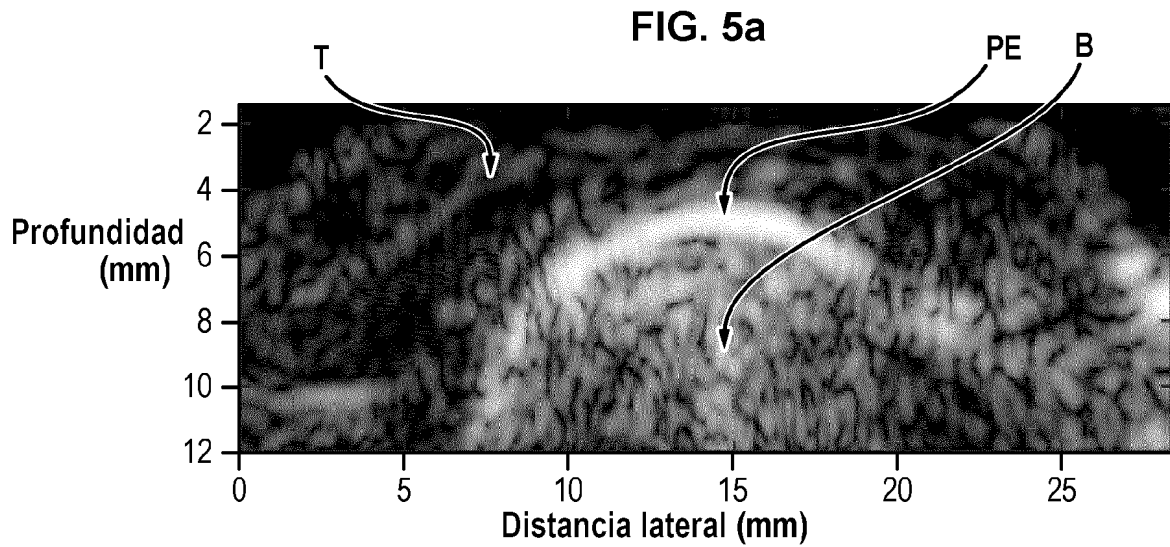


FIG. 6

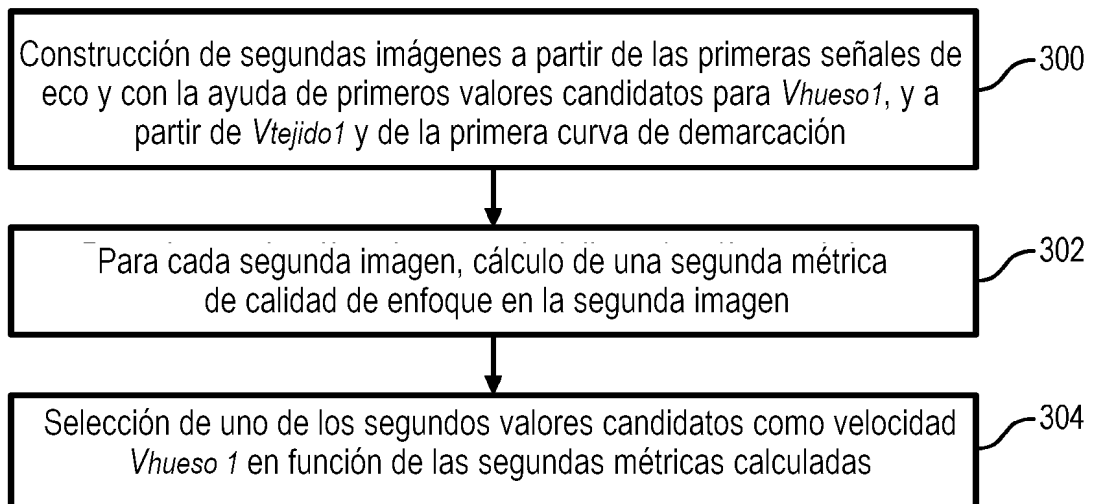


FIG. 7

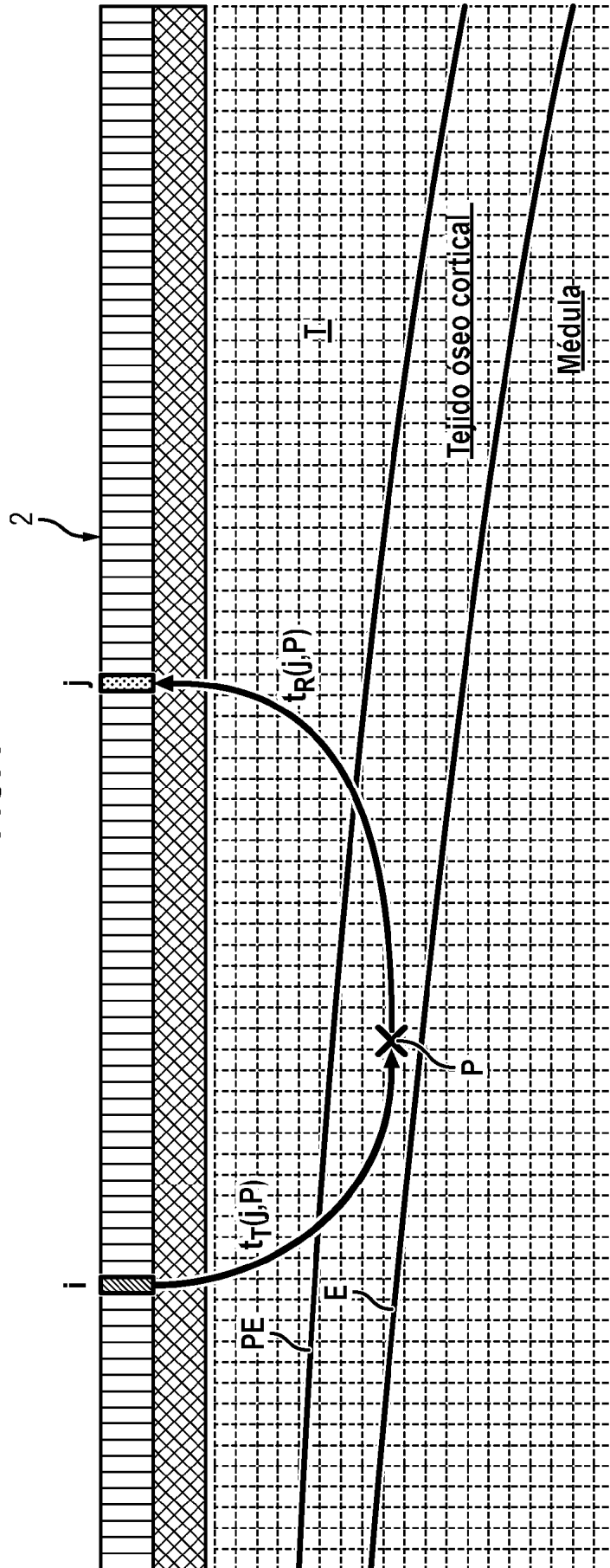


FIG. 8

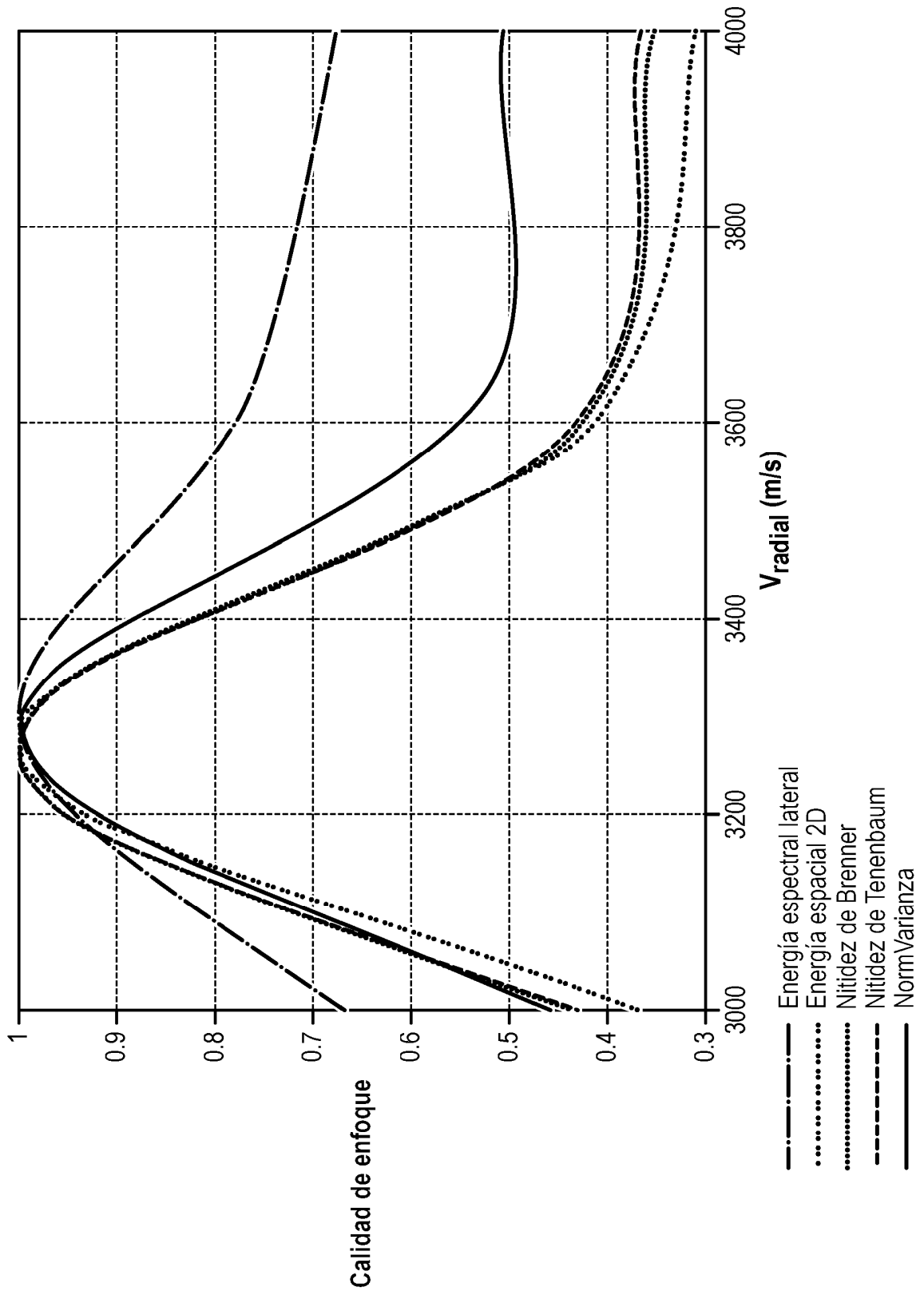


FIG. 9

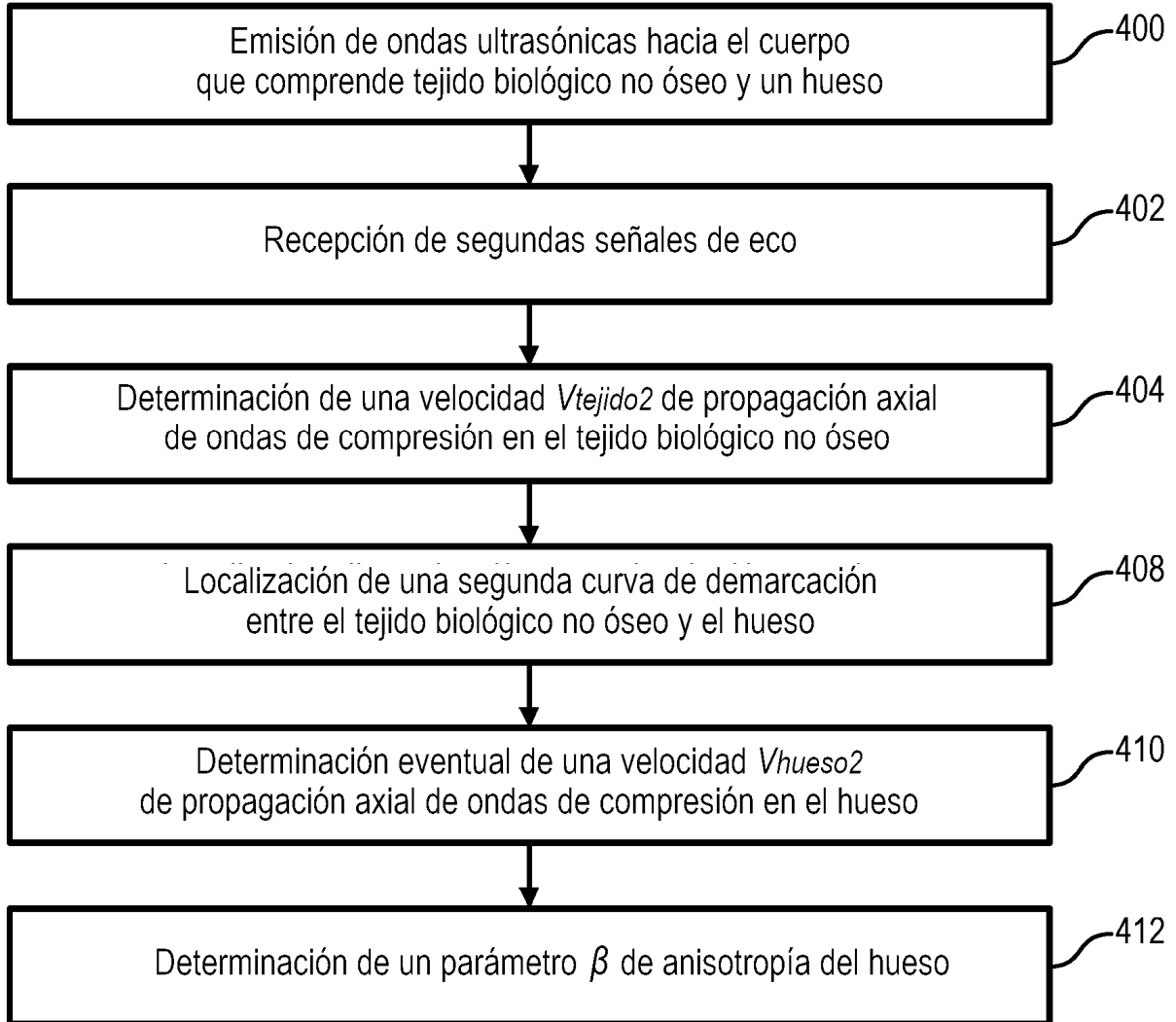


FIG. 10

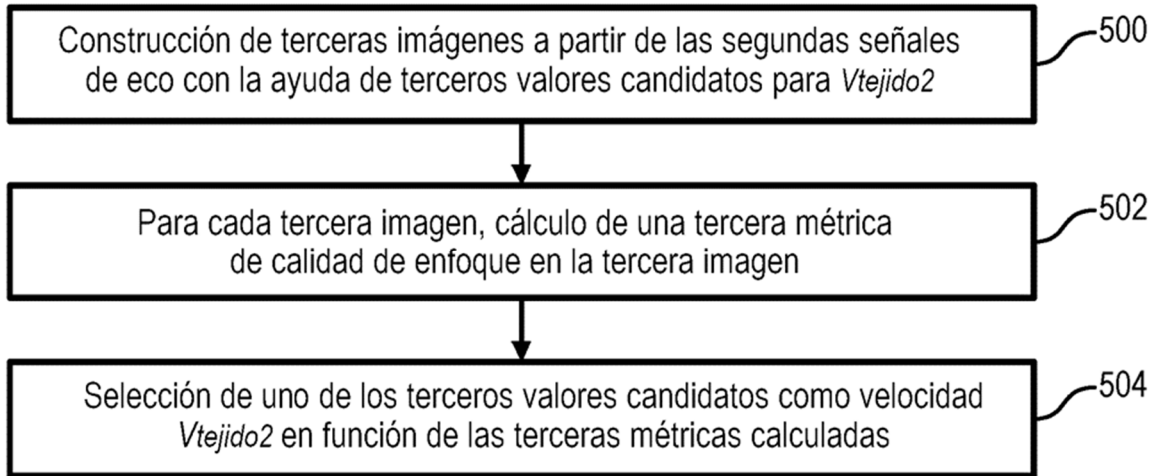


FIG. 11

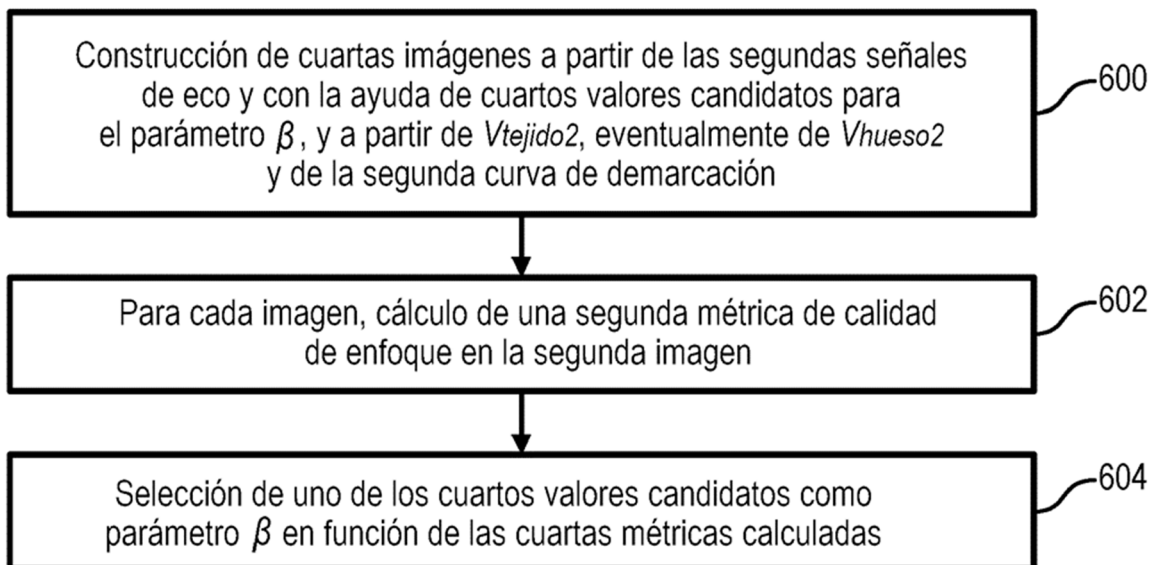


FIG. 12

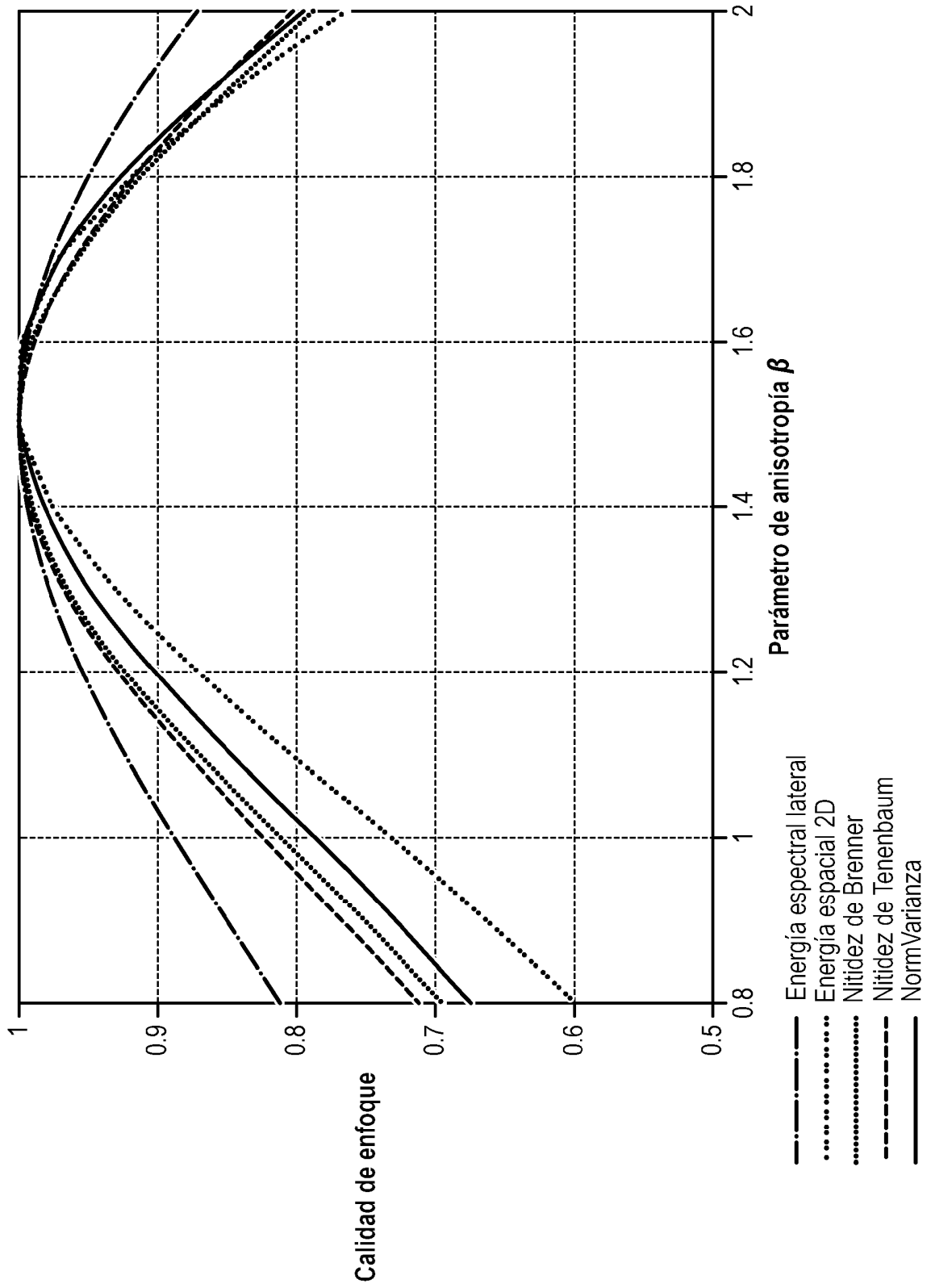


FIG. 13

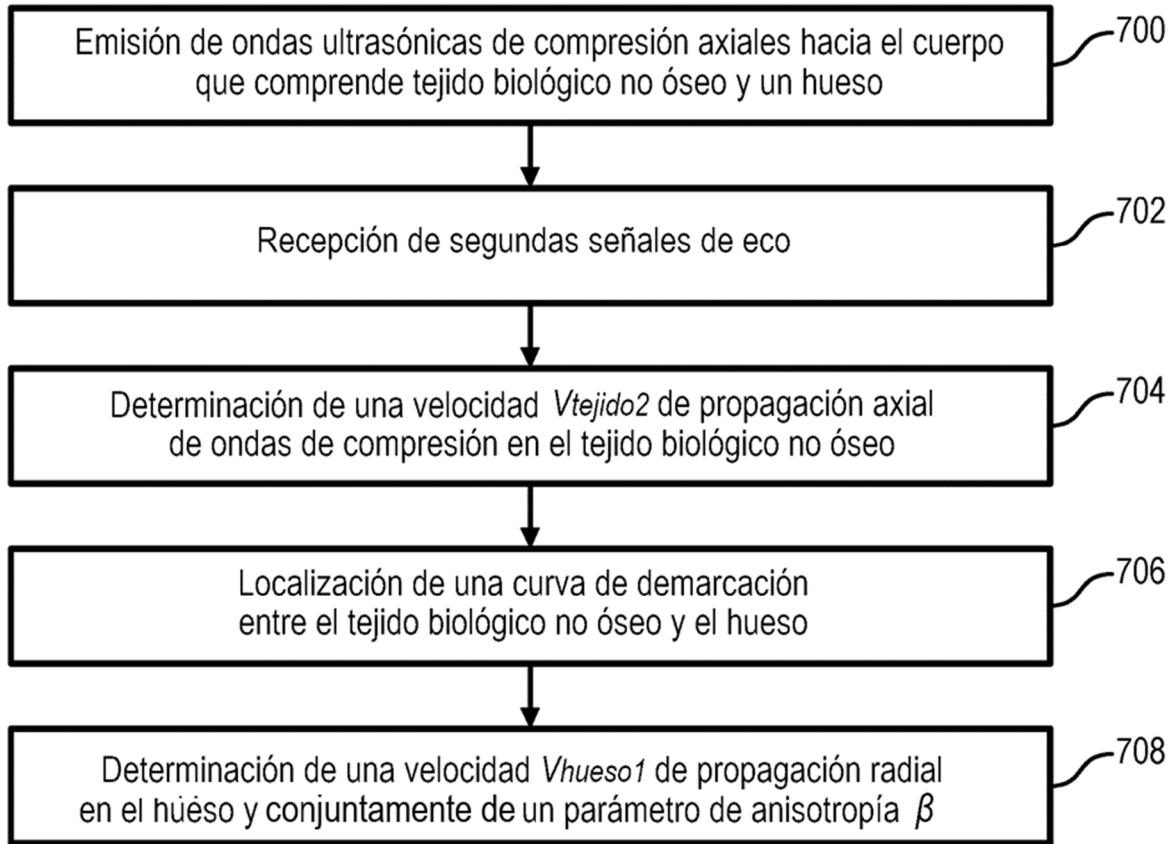


FIG. 14

