

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la
Propriété Intellectuelle
Bureau international



(10) Numéro de publication internationale
WO 2019/016339 A1

(43) Date de la publication internationale
24 janvier 2019 (24.01.2019)

(51) Classification internationale des brevets :
A61B 8/08 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/EP2018/069688

(22) Date de dépôt international :
19 juillet 2018 (19.07.2018)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
1756864 19 juillet 2017 (19.07.2017) FR

(71) Déposants : UNIVERSITE PIERRE ET MARIE
CURIE (PARIS 6) [FR/FR] ; 4, place Jussieu, 75005
PARIS (FR). CENTRE NATIONAL DE LA RE-

CHERCHE SCIENTIFIQUE (CNRS) [FR/FR] ; 3, rue
Michel Ange, 75016 PARIS (FR). INSTITUT NATION-
AL DE LA SANTE ET DE LA RECHERCHE MEDI-
CALE (INSERM) [FR/FR] ; 101, rue de Tolbiac, 75013
PARIS (FR). ECOLE SUPERIEURE DE PHYSIQUE
ET DE CHIMIE INDUSTRIELLES DE LA VILLE DE
PARIS [FR/FR] ; 10 rue Vauquelin, 75005 PARIS (FR).

(72) Inventeurs : RENAUD, Guillaume ; 10 rue de Cadix,
75015 PARIS (FR). CASSEREAU, Didier ; 7 impasse des
Galvents, 92140 CLAMART (FR).

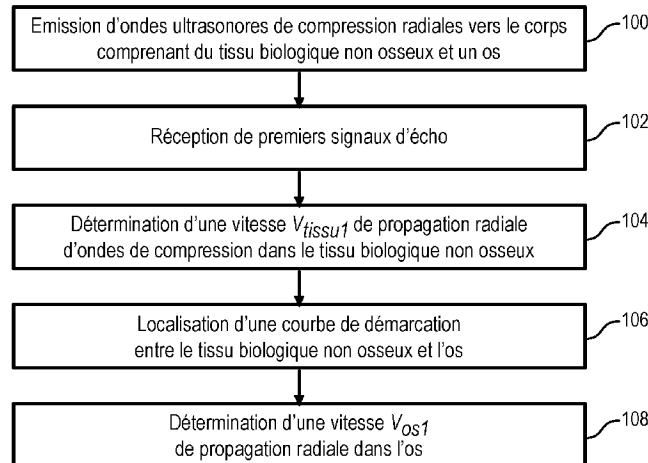
(74) Mandataire : REGIMBEAU ; 20, rue de Chazelles, 75847
PARIS CEDEX 17 (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de
protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO,
AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA,

(54) Title: METHOD FOR CHARACTERISING BONE USING ULTRASONIC WAVES

(54) Titre : PROCÉDÉ DE CARACTÉRISATION D'UN OS À L'AIDE D'ONDES ULTRASONORES

FIG. 3



- 100 Transmitting ultrasonic radial compression waves into the body comprising non-bone biological tissue and bone
- 102 Receiving first echo signals
- 104 Determining a radial propagation speed V_{tissu1} for compression waves in non-bone biological tissue
- 106 Locating a demarcation curve between non-bone biological tissue and bone
- 108 Determining a radial propagation speed V_{os1} in bone

(57) Abstract: The invention relates to a method for characterising bone, the method comprising the steps of receiving (102) ultrasonic wave echo signals transmitted into a body, determining (104) a speed of sound in the body's non-bone biological tissue, locating (106) a first demarcation curve between non-bone biological tissue and bone in an image of the body constructed during said determining step, and determining (108) a speed of sound in bone. The steps of determining speed include constructing images from the signals, and a metric calculation indicative of a focus quality in the constructed images.

(57) Abrégé : L'invention concerne un procédé de caractérisation d'un os, le procédé comprenant la réception (102) de signaux d'écho d'ondes ultrasonores émises dans un corps, détermination (104) d'une vitesse du son dans un tissu biologique non osseux du corps, la



WO 2019/016339 A1

CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (*sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible*) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée:

— avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))

localisation (106) d'une première courbe de démarcation entre le tissu biologique non osseux et l'os dans une image du corps construite au cours de ladite détermination, et la détermination (108) d'une vitesse du son dans l'os. Les étapes de détermination de vitesse comprennent la construction d'images à partir des signaux, et un calcul de métrique indicative d'une qualité de mise au point dans les images construites.

Procédé de caractérisation d'un os à l'aide d'ondes ultrasonores

DOMAINE DE L'INVENTION

La présente invention concerne un procédé de caractérisation d'un os.

5

ETAT DE LA TECHNIQUE

L'utilisation d'ondes pour caractériser un corps vivant est largement connue.

L'imagerie par tomographie à rayons X est par exemple une technique d'imagerie médicale utilisant des rayons X traversant le corps à imager. Cette technique présente toutefois l'inconvénient d'exposer le corps à un rayonnement ionisant potentiellement dangereux. Encore aujourd'hui, on évite d'exposer le corps de jeunes enfants à de tels rayons X sauf absolue nécessité.

D'autres techniques connues ayant pour but de caractériser un corps vivant utilisent des ondes ultrasonores, qui sont des ondes moins dangereuses que les rayons X.

15 Des ondes ultrasonores sont conventionnellement émises par un réseau d'émetteurs récepteurs, et leurs échos sur un corps à caractériser sont reçus par le même réseau ou un autre réseau après une certaine durée de propagation entre l'émission et la réception.

Des images montrant une coupe du corps dans lequel les ondes ultrasonores se sont propagées peuvent ensuite être construites sur la base des signaux d'écho reçus par le (ou) 20 les) réseau(x) d'émetteurs-récepteurs.

Au cours de la construction de telles images, il est fait l'hypothèse que le corps est un milieu homogène, et que, par conséquent, la vitesse du son est uniforme dans le corps étudié.

La vitesse du son choisie est généralement une vitesse du son moyenne dans du tissu biologique non osseux (peau ou muscle par exemple), qui est généralement de l'ordre de 25 1540 mètres par seconde à une erreur près de 5% à 10%. Les images obtenues sur la base de cette hypothèse présente ainsi une qualité satisfaisante dans des régions d'intérêt montrant du tissu biologique non osseux.

Or, la vitesse du son dans un os (généralement comprise entre 2800 mètres par secondes et 4200 mètres par secondes pour une onde de compression dans l'os cortical) est très 30 supérieure à la vitesse du son dans un tissu biologique non osseux. Des images obtenues sur la base d'une hypothèse de vitesse uniforme dont la valeur correspond à une vitesse du son dans du tissu biologique non-osseux présentent une mauvaise qualité dans des régions d'intérêt montrant l'os. Cette mauvaise qualité se traduit typiquement par une faible intensité et un rendu flou au niveau de l'os. Pour cette raison, une idée reçue largement

répandue dans le milieu médical est que les ondes ultrasonores ne « pénètrent pas facilement » dans de l'os.

La différence entre la vitesse du son dans un os et dans les tissus biologiques non osseux entourant l'os crée un effet de réfraction. Il n'est donc pas possible de reconstruire des images de bonne qualité en se fondant sur une valeur prédéterminée de vitesse de son dans
5 l'os, comme on a déjà pu le faire avec une vitesse de son dans un tissu biologique non osseux.

La vitesse du son dans un os dépend de plusieurs facteurs.

Premièrement, la vitesse du son dans un os varie d'un individu à un autre. C'est d'ailleurs la raison pour laquelle elle constitue une information très utile pour diagnostiquer
10 ultérieurement des troubles tels que l'ostéoporose.

Deuxièmement, la vitesse du son dans un os n'est pas la même dans toutes les directions. L'os est en effet un milieu anisotrope. Ceci est dû notamment au fait que l'os dit cortical comprend des canaux s'étendant parallèlement à l'axe longitudinal d'un os long (tibia par exemple), pour héberger des vaisseaux sanguins. Ainsi, une onde sonore de
15 compression se propage dans un os suivant une direction parallèle à l'axe longitudinal d'un os long plus rapidement que suivant une autre direction.

En définitive, déterminer précisément la vitesse de son constitue un enjeu majeur pour caractériser un os.

A cet égard, il a déjà été proposé un procédé de détermination de la vitesse du son dans un os parallèlement à l'axe longitudinal de l'os. Au cours de ce procédé, des ondes ultrasonores sont émises par un réseau d'émetteurs-récepteurs d'ondes ultrasonores alignés parallèlement à l'axe longitudinal d'un os long. Sur la base de signaux d'écho reçus par les récepteurs, on détermine une vitesse d'une onde guidée par l'os, dite onde de tête, se propageant le long de la surface extérieure de l'os. Cette vitesse est déterminée assez
25 facilement en faisant l'hypothèse que la relation entre l'instant de réception d'une onde ultrasonore par un des récepteurs et la distance séparant ce récepteur de l'émetteur de la même onde est une fonction linéaire.

Cependant, ce procédé ne peut pas être utilisé pour déterminer une vitesse du son dans l'os suivant une autre direction qu'une direction parallèle à l'axe longitudinal d'un os long.
30 En conséquence, il ne permet de caractériser un os que de façon partielle.

EXPOSE DE L'INVENTION

Un but de l'invention est de proposer un procédé qui puisse être utilisé pour caractériser de façon plus complète un os.

Il est dès lors proposé un procédé de caractérisation d'un os, le procédé comprenant des étapes de :

- émission de premières ondes ultrasonores vers un corps comprenant l'os et du tissu biologique non osseux entourant l'os,
- 5 • réception de premiers signaux d'écho des premières ondes ultrasonores émises,
- détermination d'une vitesse du son dans le tissu biologique non osseux suivant une première direction, la détermination comprenant des sous-étapes de :
 - 10 ○ pour plusieurs premières valeurs candidates prédéterminées, construction d'une première image montrant le tissu biologique non osseux et le périoste de l'os, à partir des premiers signaux d'écho et sous l'hypothèse que la vitesse du son dans le tissu biologique non osseux suivant la première direction est égale à la première valeur candidate,
 - pour chaque première image, calcul d'au moins une première métrique indicative d'une qualité de mise au point du périoste et/ou du tissu biologique non osseux entourant l'os dans la première image,
 - 15 ○ sélection d'une des premières valeurs candidates en tant que vitesse du son dans le tissu biologique non osseux suivant la première direction, en fonction des premières métriques,
- localisation d'une première courbe de démarcation entre le tissu biologique non osseux et l'os dans l'une des premières images,
- 20 • détermination d'une vitesse du son dans l'os suivant la première direction, la détermination comprenant des sous-étapes de :
 - 25 ○ pour plusieurs deuxièmes valeurs candidates prédéterminées, construction d'une deuxième image montrant du tissu osseux cortical de l'os et l'endoste de l'os, à partir des premiers signaux d'écho, de la vitesse du son dans le tissu biologique non osseux suivant la première direction déterminée, et de la première courbe de démarcation, et sous l'hypothèse que la vitesse du son dans l'os suivant la première direction est égale à la deuxième valeur candidate,
 - 30 ○ pour chaque deuxième image, calcul d'au moins une deuxième métrique indicative d'une qualité de mise au point du tissu osseux cortical de l'os et/ou de l'endoste de l'os dans la deuxième image,
 - sélection d'une des deuxièmes valeurs candidates en tant que vitesse du son dans l'os suivant la première direction, en fonction des deuxièmes métriques.

Le procédé proposé peut également comprendre les caractéristiques ou étapes optionnelles suivantes, prises seules ou en combinaison lorsque cela est techniquement possible.

5 La construction d'une première image à l'aide d'une première valeur candidate peut comprendre les étapes suivantes mises en œuvre pour au moins un point du tissu biologique non osseux :

- 10 • estimation de premières trajectoires de premières ondes ultrasonores émises par des émetteurs, puis passées par le point du tissu biologique non osseux, puis reçues par des récepteurs, à partir des premiers signaux d'écho, sous l'hypothèse que la vitesse du son dans le tissu biologique non osseux suivant la première direction est égale à la première valeur candidate,
- calcul de durées de propagation des ondes ultrasonores via les premières trajectoires estimées,
- 15 • calcul d'une intensité d'un pixel de la première image au point du tissu biologique non osseux, à partir des durées de propagation, des premiers signaux d'écho et de positions des émetteurs et des récepteurs.

La construction d'une deuxième image à l'aide d'une deuxième valeur candidate comprend les étapes suivantes mises en œuvre pour au moins un point de l'os :

- 20 • estimation de deuxièmes trajectoires de premières ondes ultrasonores émises par des émetteurs, puis passées par le point de l'os, puis reçues par des récepteurs, à partir des signaux d'écho, à partir de la vitesse du son dans le tissu biologique non osseux suivant la première direction déterminée, de la première courbe de démarcation, et sous l'hypothèse que la vitesse du son dans l'os suivant la première direction est égale
- 25 à la deuxième valeur candidate,
- calcul de durées de propagation des ondes ultrasonores via les deuxièmes trajectoires estimées,
- calcul d'une intensité d'un pixel de la deuxième image au point de l'os, à partir des durées de propagation, des premiers signaux d'écho et de positions des émetteurs et
- 30 des récepteurs.

La localisation de la première courbe de démarcation peut être mise en œuvre dans la première image qui a été construite à l'aide de la première valeur sélectionnée en tant que vitesse du son dans le tissu biologique non osseux suivant la première direction.

Les premières ondes ultrasonores peuvent être des ondes émises par des émetteurs et
35 les signaux d'échos reçus par des récepteurs alignés le long d'un axe perpendiculaire à un

axe longitudinal de l'os, et dans lequel la première direction est une direction perpendiculaire à l'axe longitudinal de l'os.

Le procédé peut comprendre un affichage de la première image construite à l'aide de la première valeur sélectionnée, et/ou de la deuxième image construite à l'aide de la deuxième valeur sélectionnée.

Le procédé peut en outre comprendre des étapes de :

- émission de deuxièmes ondes ultrasonores vers le corps,
- réception de signaux d'écho des deuxièmes ondes ultrasonores émises, dits deuxièmes signaux d'écho,
- 10 • détermination d'une vitesse du son dans le tissu biologique non osseux suivant une deuxième direction différente de la première direction, comprenant des sous-étapes de :
 - 15 ○ pour plusieurs troisièmes valeurs candidates, construction d'une troisième image montrant le tissu biologique non osseux et le périoste de l'os, à partir des deuxièmes signaux d'écho et sous l'hypothèse que la vitesse du son dans le tissu biologique non osseux suivant la deuxième direction est égale à la deuxième valeur candidate,
 - 20 ○ pour chaque troisième image, calcul d'au moins une troisième métrique indicative d'une qualité de mise au point du périoste et/ou du tissu biologique non osseux dans la troisième image,
 - sélection d'une des troisièmes valeurs candidates en tant que vitesse du son dans le tissu biologique non osseux suivant la deuxième direction, en fonction des troisièmes métriques,
- 25 • localisation d'une deuxième courbe de démarcation entre le tissu biologique non osseux et le périoste dans l'une des troisièmes images,
- détermination d'une vitesse du son dans l'os suivant la deuxième direction, à l'aide des deuxièmes signaux d'écho,
- détermination d'un paramètre d'anisotropie de l'os susceptible d'être utilisé par une fonction prédéterminée en combinaison avec la vitesse du son dans l'os suivant la première direction et avec la vitesse du son dans l'os suivant la deuxième direction pour calculer une vitesse du son dans l'os suivant une direction quelconque, la détermination du paramètre d'anisotropie comprenant des sous-étapes de :
 - 30 ○ pour plusieurs quatrièmes valeurs candidates prédéterminées, construction d'une quatrième image montrant du tissu osseux cortical et l'endoste de l'os, à partir des deuxièmes signaux d'écho, de la vitesse de son dans l'os suivant
 - 35

- la première direction, de la deuxième courbe de démarcation, de la vitesse du son dans le tissu biologique non osseux suivant la deuxième direction, et éventuellement de la vitesse de son dans l'os suivant la deuxième direction, de la fonction prédéterminée, et sous l'hypothèse que le paramètre d'anisotropie de l'os est égal à la quatrième valeur candidate,
- 5
- pour chaque quatrième image, calcul d'une quatrième métrique indicative d'une qualité de mise au point de l'endoste et/ou du tissu osseux cortical de l'os dans la quatrième image,
 - sélection d'une des quatrième valeurs candidates en tant que paramètre
- 10 d'anisotropie de l'os, en fonction des quatrième métriques.

La construction d'une quatrième image peut comprendre les étapes suivantes mises en œuvre pour au moins un point de l'os :

- estimation de troisième trajectoires de deuxième ondes ultrasonores émises par des émetteurs, puis passées par le point de l'os, puis reçues par des récepteurs, à partir
- 15 des deuxième signaux d'écho, de la vitesse du son dans le tissu biologique non osseux, et éventuellement de la vitesse de son dans l'os suivant la première direction déterminée, de la vitesse du son dans l'os suivant la deuxième direction déterminée, de la deuxième courbe de démarcation, de la fonction prédéterminée et sous l'hypothèse que le paramètre d'anisotropie de l'os est égale à la quatrième valeur candidate,
- 20
- calcul de durées de propagation des ondes ultrasonores via les troisième trajectoires estimées,
 - calcul d'une intensité d'un pixel de la quatrième image au point de l'os, à partir des durées de propagation et des deuxième signaux d'écho et de positions des émetteurs
- 25 et des récepteurs.

La localisation de la deuxième courbe de démarcation peut être mise en œuvre dans la troisième image ayant été construite à l'aide de la troisième valeur sélectionnée en tant que vitesse du son dans le tissu biologique non osseux suivant la deuxième direction.

Le procédé peut comprendre un affichage de la troisième image construite à l'aide de

30 la troisième valeur sélectionnée, et/ou de la quatrième image construite à l'aide de la quatrième valeur sélectionnée et de la vitesse du son dans l'os suivant la deuxième direction.

Les deuxième ondes ultrasonores peuvent être des ondes émises par des émetteurs et les deuxième signaux d'écho sont reçus par des récepteurs alignés le long d'un axe compris dans un plan qui comprend par ailleurs un axe longitudinal de l'os, et dans lequel la deuxième

35 direction est de préférence une direction parallèle à l'axe longitudinal de l'os.

La ou chaque vitesse de son dans l'os déterminée peut être une vitesse de propagation d'ondes de compression ou une vitesse de propagation d'ondes de cisaillement.

La ou chaque vitesse de son dans l'os déterminée est une vitesse de propagation d'ondes de compression, et la fonction prédéterminée être une fonction V de la forme :

$$V(\theta) = V_{os2} - (V_{os2} - V_{os1})[\beta \sin^2(\theta) \cos^2(\theta) + \cos^4(\theta)]$$

dans lequel

- V_{os1} est la vitesse de propagation d'ondes de compression dans l'os suivant la première direction déterminée,
- 10 • V_{os2} est la vitesse de propagation d'ondes de compression dans l'os suivant la deuxième direction déterminée,
- β est le paramètre d'anisotropie de l'os,
- θ est un angle,
- $V(\theta)$ est une vitesse de propagation d'ondes de compression dans l'os suivant une
- 15 direction formant l'angle θ avec la première direction.

La vitesse de son dans l'os suivant la première direction déterminée peut être une vitesse de propagation d'ondes de cisaillement, et la fonction prédéterminée être une fonction V de la forme :

$$V(\theta) = V_{os1} [1 + \beta \sin^2(\theta) \cos^2(\theta)]$$

20 dans lequel

- V_{os1} est la vitesse de propagation d'ondes de cisaillement dans l'os suivant la première direction déterminée,
- β est le paramètre d'anisotropie de l'os,
- θ est un angle,
- 25 • $V(\theta)$ est une vitesse de propagation d'ondes de cisaillement dans l'os suivant une direction formant l'angle θ avec la première direction.

Il peut être déterminé, conjointement à la vitesse du son dans l'os suivant la première direction, un paramètre d'anisotropie de l'os susceptible d'être utilisé par une fonction prédéterminée en combinaison avec la vitesse du son dans l'os suivant la première direction déterminée pour calculer une vitesse du son dans l'os suivant une direction quelconque, ladite détermination conjointe comprenant des sous-étapes de :

- pour plusieurs paires de deuxièmes et quatrièmes valeurs candidates prédéterminées, construction d'une deuxième image montrant du tissu osseux cortical de l'os et l'endoste de l'os, à partir des premiers signaux d'écho, de la vitesse du son dans le
- 35 tissu biologique non osseux suivant la première direction déterminée, et de la

première courbe de démarcation, sous l'hypothèse que la vitesse du son dans l'os suivant la première direction est égale à la deuxième valeur candidate, et sous l'hypothèse que le paramètre d'anisotropie de l'os est égal à la quatrième valeur candidate,

- 5
- pour chaque deuxième image, calcul d'au moins une deuxième métrique indicative d'une qualité de mise au point du tissu osseux cortical de l'os et/ou de l'endoste de l'os dans la deuxième image,
 - sélection conjointe d'une deuxième valeur candidate en tant que vitesse du son dans l'os suivant la première direction, et d'une quatrième valeur candidate en tant que
- 10
- paramètre d'anisotropie de l'os, la sélection étant mise en œuvre en fonction des deuxièmes métriques.

DESCRIPTION DES FIGURES

D'autres caractéristiques, buts et avantages de l'invention ressortiront de la description
15 qui suit, qui est purement illustrative et non limitative, et qui doit être lue en regard des dessins annexés sur lesquels :

- La figure 1 est une vue schématique en perspective d'un corps comprenant de l'os.
- La figure 2 est une représentation schématique d'un système de caractérisation d'un os, selon un mode de réalisation de l'invention.
- 20 • La figure 3 montre certaines étapes d'un procédé de caractérisation d'un os, selon un premier mode de réalisation de l'invention.
- Les figures 4 et 6 détaillent des sous-étapes d'étapes du procédé selon le premier mode de réalisation de l'invention.
- Les figures 5a et 5b sont deux exemples d'images construites au cours de la mise en œuvre du procédé selon le premier mode de réalisation de l'invention.
- 25 • La figure 7 est un plan de coupe longitudinal d'un corps comprenant de l'os, montrant également le trajet d'une onde ultrasonore dans ce corps.
- La figure 8 est un ensemble de courbes, chaque courbe montrant l'évolution d'une métrique calculée au cours de la mise en œuvre du procédé selon le premier mode de réalisation de l'invention, en fonction d'une valeur candidate de vitesse de propagation d'ondes de compression radiales dans un os.
- 30 • La figure 9 est montrée d'autres étapes du procédé de caractérisation d'un os selon le premier mode de réalisation de l'invention.
- Les figures 10 et 11 détaillent des sous-étapes d'étapes représentées en figure 9.

- La figure 12 est un ensemble de courbes, chaque courbe montrant l'évolution d'une métrique calculée lors de la mise en œuvre du procédé selon le premier mode de réalisation de l'invention, en fonction d'une valeur candidate pour un paramètre d'anisotropie d'un os.
 - 5 • La figure 13 est un organigramme d'étapes d'un procédé de caractérisation d'un os, selon un deuxième mode de réalisation de l'invention.
 - La figure 14 détaille des sous-étapes d'une étape du procédé selon le deuxième mode de réalisation de l'invention.
- Sur l'ensemble des figures, les éléments similaires portent des références identiques.

10

DESCRIPTION DETAILLEE DE MODES DE REALISATION DE L'INVENTION

On a illustré de manière schématique en **figure 1** un exemple de partie d'un corps C comprenant un os B et du tissu biologique non osseux T.

15 L'os B s'étend le long d'un axe longitudinal X. L'os B comprend notamment de la moelle, un endoste E s'étendant autour de la moelle (représenté en pointillés sur la figure 1), et un périoste PE qui entoure l'endoste E. Le périoste PE constitue une couche extérieure de l'os B. L'os B comprend par ailleurs du tissu osseux cortical se trouvant entre l'endoste E et le périoste PE.

20 Le tissu biologique non osseux T s'étend autour de l'os, et plus spécifiquement autour du périoste PE avec lequel il est en contact.

Le tissu biologique non osseux T comprend de la chair voire de la peau entourant la chair.

25 De façon bien connue, des ondes ultrasonores peuvent se propager dans un tel corps C, A cet égard, on a représenté en figure 1 plusieurs vitesses propagation d'ondes sur la figure 1, qui sont les suivantes :

- V_{os1} : vitesse de propagation d'une onde de compression dans l'os B suivant une direction perpendiculaire à l'axe longitudinal X de l'os B (on parlera alors de « direction radiale », et d'ondes de compression « radiales »),
 - V_{os2} : vitesse de propagation d'une onde de compression dans l'os B suivant une direction parallèle à l'axe longitudinal X (on parlera alors de direction « axiale » et d'ondes de compression « axiales »),
 - V_{tissu1} : vitesse de propagation d'une onde de compression dans le tissu biologique non osseux T suivant une direction perpendiculaire à un axe longitudinal d'un os,
 - V_{tissu2} : vitesse de propagation d'une onde de compression dans le tissu biologique non osseux T suivant une direction parallèle à l'axe longitudinal X de l'os B.
- 35

La propagation d'ondes de compression dans un os suivant une direction quelconque peut être calculée au moyen d'une fonction prédéterminée V combinant un paramètre d'anisotrope β et des vitesses V_{os2} et V_{os1} .

La fonction prédéterminée V est alors typiquement de la forme suivante :

$$5 \quad V(\theta) = V_{os2} - (V_{os2} - V_{os1})[\beta \sin^2(\theta) \cos^2(\theta) + \cos^4(\theta)]$$

où

- θ est un angle quelconque,
- β est un paramètre d'anisotropie de l'os,
- $V(\theta)$ est une vitesse du son dans l'os B suivant une direction formant l'angle θ avec la première direction.

10 Cette fonction V se fonde sur l'hypothèse relativement réaliste que l'os B est isotrope transverse, c'est-à-dire isotrope dans un plan perpendiculaire à son axe longitudinal X.

En référence à la **figure 2**, un système 1 de caractérisation comprend une sonde 2 ultrasonore, un dispositif de traitement 4 de signaux d'écho acquis par la sonde 2, voire un écran d'affichage 12.

15 La sonde 2 ultrasonore, connue en elle-même, comprend au moins un réseau d'émetteurs-récepteurs 6 alignés le long d'un axe Y.

De façon conventionnelle, la sonde 2 comprend une lentille en silicone (non illustrée) agencée devant la rangée d'émetteurs-récepteurs 6.

20 Chaque émetteur-récepteur 6 est adapté pour émettre des ondes ultrasonores.

Chaque émetteur-récepteur 6 est également adapté pour acquérir des signaux d'écho d'ondes ultrasonores émises par un quelconque autre émetteur-récepteur 6.

Les positions relatives des émetteurs-récepteurs 6 sont prédéterminées. Typiquement, les émetteurs-récepteurs 6 sont distants d'un pas constant le long de l'axe de la sonde 2.

25 Par ailleurs, le dispositif de traitement 4 de signaux d'écho comprend conventionnellement au moins un processeur 8 et une mémoire 10.

Le processeur 8 est configuré pour exécuter des calculs, et en particulier un algorithme de traitement d'images dont le fonctionnement sera détaillé dans la suite.

30 La mémoire 10 stocke des données prédéterminées. Ces données ne sont pas propres au corps d'un individu mais sont des données génériques applicables à tout individu d'une population.

Les données prédéterminées comprennent un ensemble de premières valeurs candidates prédéterminées pour la vitesse V_{tissu1} . Les premières valeurs candidates prédéterminées sont typiquement comprises entre 1400 et 1700 mètres par seconde.

Les données prédéterminées comprennent par ailleurs un ensemble de deuxièmes valeurs candidates de vitesse pour la vitesse V_{os1} . Les deuxièmes valeurs candidates prédéterminées sont typiquement comprises entre 2600 et 3600 mètres par seconde.

5 Les données prédéterminées comprennent un ensemble de troisièmes valeurs candidates prédéterminées pour la vitesse V_{tissu2} . Les troisièmes valeurs candidates prédéterminées sont typiquement comprises entre 1400 et 1700 mètres par seconde.

Les données prédéterminées comprennent par ailleurs un ensemble de quatrièmes valeurs candidates pour le paramètre β d'anisotropie de l'os B. Les quatrièmes valeurs sont typiquement comprises entre 0.8 et 2.

10 Comme on le verra dans la suite, l'algorithme mis en œuvre par le processeur 8 fait la supposition que la vitesse de propagation dans un os B est régie par la fonction V décrite plus haut, laquelle dépend notamment du paramètre β d'anisotropie.

En référence à l'organigramme de la **figure 3**, un procédé de caractérisation de l'os B représenté en figure 1 au moyen du système de caractérisation 1 comprend les étapes
15 suivantes.

La sonde 2 est positionnée à proximité du corps C dans une première position.

Dans la première position, les émetteurs-récepteurs 6 de la sonde 2 sont alignés sensiblement perpendiculairement à l'axe longitudinal de l'os B. Autrement dit l'axe Y de la sonde 2 est perpendiculaire à l'axe X de l'os B dans la première position.

20 La sonde 2 émet des premières ondes ultrasonores en direction du corps C suivant une première direction (étape 100).

Les premières ondes sont par exemple des ondes de compression radiales. Autrement dit, la première direction est une direction perpendiculaire à l'axe longitudinal de l'os B.

25 Les premières ondes ultrasonores pénètrent dans le corps C et sont réfléchies par ce dernier à différents niveaux de profondeur dans le corps C.

Des signaux d'écho de ces ondes, dits premiers signaux d'écho, sont ainsi acquis par les émetteurs récepteurs de la sonde 2 (étape 102). Bien entendu, une onde émise par un émetteur-récepteur 6 d'indice i peut parfaitement donner naissance à un signal d'écho reçu par un autre émetteur-récepteur 6 d'indice j.

30 Les premiers signaux d'écho sont numérisés, transmis au dispositif de traitement 4 et mémorisés dans la mémoire 10 sous une forme connue de l'état de la technique.

Le processeur 8 détermine la vitesse V_{tissu1} sur la base des premiers signaux d'écho reçus et sur la base des premières valeurs prédéterminées mémorisées dans la mémoire 10 (étape 104).

En référence à la **figure 4**, la détermination 104 de la vitesse V_{tissu1} comprend les sous-étapes suivantes.

Le processeur 8 construit une image, dite première image, à partir des premiers signaux d'écho, sous l'hypothèse que la vitesse V_{tissu1} est égale à une première valeur candidate (étape 200).

La première image est constituée d'une grille de pixels, chaque pixel étant défini par une position dans la grille et par une intensité I , cette intensité étant typiquement représentative d'un niveau de gris. La première image représente par ailleurs une vue en coupe du corps C dans un plan dans lequel les premières ondes ultrasonores se sont propagées (ce plan de coupe étant parallèle à l'axe de la sonde 2). Chaque point de ce plan de coupe sera ainsi montré dans un pixel de la première image.

Dans une variante de réalisation préférée, la construction de la première image est réalisée au moyen de la méthode de migration de Kirchhoff ou de la méthode dite « de mise au point totale » (« Total Focusing Method » en anglais). Ces méthodes sont connues en elles-mêmes, mais avantageusement appliquées aux premiers signaux ultrasonores que l'on a précédemment acquis.

La construction 200 de la première image au moyen d'une de ces méthodes connues comprend les sous-étapes suivantes.

Pour un point P donné du corps C étudié, le processeur 8 estime les trajectoires de premières ondes ultrasonores émises par les émetteurs, puis passées par le point P, puis reçues par des récepteurs, à partir des premiers signaux d'écho, sous l'hypothèse que la vitesse V_{tissu1} est égale à une des première valeur candidate.

Les ondes ultrasonores passées par le point P ont été chacune émise par un émetteur d'indice i , dont la position est connue le long de l'axe Y de la sonde 2, et reçue par un récepteur d'indice j , dont la position est également connue le long de l'axe Y de la sonde 2. On a donc au plus autant de premiers signaux d'écho d'ondes passées par le point P que de paires (i, j) d'indices d'émetteurs/récepteurs dans la sonde 2 (donc au plus $M \times N$ signaux si M est le nombre d'émetteurs utilisés et N le nombre de récepteurs utilisés).

L'estimation des trajectoires des ondes ultrasonores est mise en œuvre en exploitant le principe de Fermat, selon lequel il est supposé qu'une onde se propage rectilignement dans un milieu homogène. Ici, le corps C comprenant du tissu biologique non osseux et de l'os B est considéré dans son ensemble comme un milieu homogène. Il est fait l'hypothèse que la vitesse de propagation d'une onde est égale à la première valeur candidate considérée, qui correspond à une valeur crédible de vitesse de propagation du son dans du tissu biologique non osseux T.

Dans une autre variante de réalisation, l'étape de construction 200 de la première image est mise en œuvre au moyen de la méthode dite de migration par renversement temporel (« Reverse Time Migration » en anglais, abrégé en RTM). Cette méthode est une méthode d'imagerie alternative aboutissant à une image représentant la réflectivité d'une région en tout point de celle-ci. Elle suppose la connaissance de la géométrie du milieu étudié et de la vitesse de propagation des ondes en chaque point. L'image de réflectivité est obtenue en calculant, en tout point de l'image, une corrélation temporelle entre un champ incident généré par un émetteur et le champ rétro-propagé enregistré par les récepteurs. Ces champs sont obtenus en résolvant numériquement l'équation des ondes acoustiques (ou élastiques), en utilisant respectivement la forme d'onde générée par un émetteur et les signaux d'écho enregistrés par les récepteurs (renversés dans le temps) comme conditions aux limites. Ces opérations doivent être répétées pour chaque émission. L'image finale est obtenue en sommant les images obtenues pour chaque émission. Cette méthode est néanmoins beaucoup plus coûteuse en temps de calcul que celle utilisée dans la variante de réalisation préférée décrite précédemment.

Le processeur 8 calcule ensuite des durées de propagation des ondes passées par le point P via les trajectoires estimées.

Une durée de propagation se décompose en une durée de propagation $t_T(i, P)$ depuis l'émetteur d'indice i jusqu'au point P, et une durée de propagation $t_R(j, P)$ depuis le point P jusqu'au récepteur d'indice j .

Le processeur 8 calcule ensuite une intensité d'un pixel de la première image au point P considéré, à partir des durées de propagation estimées, des premiers signaux d'écho et des positions des émetteurs et des récepteurs.

L'intensité I du point P est typiquement calculée via la formule ci-dessous :

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

dans laquelle :

- $D(t = t_T(i, P) + t_R(j, P), i, j)$ désigne une donnée représentative d'un signal d'écho reçu à l'instant t par le récepteur d'indice j , l'écho provenant d'une onde initialement émise par l'émetteur d'indice i ,
- $W(P, i, j)$ désigne un poids obtenu par application d'une fonction de pondération W prédéterminée.

Typiquement, la fonction de pondération W est une fonction fenêtre d'observation (également appelée fenêtre de pondération ou d'apodisation dans la littérature). On a $W(P, i, j) = 1$ si l'angle du segment de trajet retour de l'onde allant du point P au récepteur

d'indice j , par rapport à une direction normale à un plan d'émission/réception de la sonde 2, est inférieur à un seuil angulaire prédéterminé, et l'on a $W(P, i, j) = 0$ sinon. Ce seuil angulaire est par exemple fixé à 50 degrés (cet angle correspondant à une perte de sensibilité d'un récepteur de l'ordre de 50%).

5 En répétant les sous étapes qui précèdent en plusieurs points P, on peut reconstruire une première image. L'étape de construction 200 d'une première image est alors terminée.

L'étape de construction 200 d'une première image est répétée pour chaque première valeurs mémorisée dans la mémoire 10.

On a représenté en **figure 5a** un exemple de première image que l'on peut obtenir par
10 la mise en œuvre de l'étape de construction 200. Comme on peut le constater, cette première image est relativement riche en information au niveau du tissu biologique non osseux T entourant l'os. En revanche, cette première image est pauvre en information à l'intérieur de l'os. La première image présente notamment une zone floue au niveau de l'os B. Ceci est dû au fait que le processeur 8 a pris comme vitesse de propagation de référence
15 une première valeur candidate qui correspond à une valeur crédible de vitesse de propagation du son dans du tissu biologique non osseux T, mais qui ne correspond pas à une valeur crédible de vitesse de propagation du son dans un os, comme cela a été évoqué dans l'introduction du présent texte.

De retour à la figure 4, pour une première image construite au cours de l'étape 200, le
20 processeur 8 calcule une première métrique représentative d'une qualité de mise au point dans une région d'intérêt de la première image (étape 202). La région d'intérêt choisie est typiquement une région montrant le périoste PE et/ou du tissu biologique non osseux T entourant l'os B.

La première métrique est de préférence fonction d'une intensité moyenne et/ou d'un
25 contraste moyen dans la région d'intérêt considérée dans la première image.

La première métrique est typiquement l'une ou une combinaison des métriques suivantes, connues de l'état de la technique :

- La métrique d'énergie spectrale latérale décrite dans le document « Sound Speed Correction in ultrasound image » par D. Napolitano, C.Chou, G. McLaughlin et al.,
30 publié en 2006,
- la métrique dite de « critère de netteté par la méthode de Brenner » ou la métrique dite de « critère de netteté par la méthode de Tenenbaum » ou la métrique appelée « critère de netteté par la méthode de la variance », toutes décrites dans le document « Automatic sound speed selection in photoacoustic image reconstruction using an autofocus approach », par B. Treeby, T. Varslot, E. Zhang et al., publié en 2011.
35

Le processeur 8 répète l'étape 202 pour chaque première image construite au cours de l'étape 200. Le processeur 8 génère ainsi autant de premières métriques que de premières images, et que de premières valeurs candidates prédéterminées.

Le processeur 8 sélectionne ensuite en tant que valeur définitive pour la vitesse V_{tissu1} une valeur optimale parmi les premières valeurs candidates utilisées pour produire les premières images (étape 204). Le processeur 8 se base pour cela sur les premières métriques.

La première valeur candidate sélectionnée en tant que vitesse V_{tissu1} au cours de l'étape 204 est celle qui a servi de donnée d'entrée pour produire une première image dont la métrique associée est indicative d'une qualité de mise au point dans la région d'intérêt considérée qui est maximale parmi toutes les premières métriques calculées. Typiquement, lorsque l'une des méthodes listées ci-dessus est utilisée pour calculer la première métrique, on recherche la première métrique de valeur maximale parmi les premières métriques calculées.

On a ainsi déterminé la vitesse V_{tissu1} réelle dans le tissu biologique non osseux du corps C étudié. L'étape 104 est alors terminée.

De retour à la figure 3, le processeur 8 localise par ailleurs une première courbe de démarcation entre le tissu biologique non osseux et l'os B dans l'une des premières images construites (étape 106). Cette courbe de démarcation se situe en pratique au niveau d'une zone de l'image de forte intensité, correspondant au périoste PE.

Très préférentiellement, la localisation 106 est mise en œuvre dans la première image construite à l'aide de la première valeur candidate sélectionnée en tant que vitesse V_{tissu1} . La localisation est alors beaucoup plus précise du fait de la haute qualité de mise au point de cette première image parmi toutes celles qui ont été construites par le processeur 8.

La localisation 106 comprend conventionnellement les étapes suivantes :

- la première image fait l'objet d'une segmentation, de sorte à identifier un groupe de pixels de la première image montrant la frontière entre le tissu biologique non osseux et l'os B (cette segmentation comprenant par exemple la mise en œuvre d'un algorithme de Dijkstra connu de l'état de la technique) ;
- ce groupe de pixels est approximé en une courbe de démarcation définie par un polynôme, par exemple une parabole.

Le processeur 8 détermine ensuite la vitesse V_{os1} (étape 108) en exploitant avantageusement la première courbe de démarcation localisée dans l'étape 106, et la vitesse V_{tissu1} par ailleurs déterminée au cours de l'étape 104.

En référence à la **figure 6**, la détermination 108 de la vitesse V_{os1} comprend les étapes suivantes.

Pour chacune des deuxièmes valeurs candidates mémorisées dans la mémoire 10, le processeur 8 construit une deuxième image montrant du tissu osseux cortical de l'os B et l'endoste E de l'os, à partir des premiers signaux d'écho, de la vitesse V_{tissu1} déterminée, et de la première courbe de démarcation, et sous l'hypothèse que la vitesse V_{os1} est égale à la
5 deuxième valeur candidate (étape 300).

La construction 300 d'une deuxième image à partir d'une deuxième valeur candidate comprend la mise en œuvre de sous-étapes similaires à celles de l'étape de construction 200 d'une première image, à quelques différences près.

Comme l'étape 200, l'étape 300 peut utiliser la méthode de migration de Kirchhoff ou
10 la méthode dite « de mise au point totale » (« Total Focusing Method » en anglais).

Il est dans ce cas à nouveau mis en œuvre une estimation de trajectoires d'ondes passées par un point P, en exploitant à nouveau le principe de Fermat, selon lequel il est supposé qu'une onde se propage rectilignement dans un milieu homogène. Toutefois, le corps C est cette fois considéré au cours de la mise en œuvre de cette estimation de trajectoires
15 comme un milieu hétérogène : le tissu biologique non osseux est considéré comme un premier milieu homogène, dans lequel les premières ondes ultrasonores se sont propagées à la vitesse V_{radial_tissu} préalablement déterminée. Par ailleurs, l'os B est considéré comme un deuxième milieu dans lequel ces premières ondes se sont propagées à une des deuxièmes valeurs candidates. La courbe de démarcation est ainsi une ligne d'interface entre les deux milieux,
20 en laquelle une onde subit une réfraction.

En combinant ces hypothèses avec la courbe de démarcation préalablement localisée, il est ainsi possible d'estimer au cours de la construction 300 d'une deuxième image les trajectoires de premières ondes ultrasonores non seulement passées par un point P se trouvant dans le tissu biologique non osseux, mais encore les trajectoires de premières ondes
25 qui sont passées par un point P se trouvant dans l'os B.

En variante, l'étape de construction 300 de la deuxième image est mise en œuvre au moyen de la méthode RTM.

On a représenté en **figure 7** un exemple de trajectoire d'une onde ultrasonore de compression depuis l'émetteur 6 d'indice i jusqu'au récepteur 6 d'indice j, passant par un
30 point P de l'os (plus précisément au niveau du tissu cortical de l'os), qui a été estimée au cours de la mise en œuvre de l'étape 300. Cette trajectoire estimée est continue par morceaux et comprend les quatre segments successifs suivants :

- un premier segment dans le tissu biologique non osseux T allant jusqu'à un premier point de la deuxième courbe de démarcation,

- un deuxième segment prolongeant le premier segment à partir de la deuxième courbe de démarcation jusqu'au point P, le deuxième segment étant non parallèle au premier segment du fait de la réfraction de l'onde lorsqu'elle change de milieu en le premier point de la deuxième courbe de démarcation,
- 5 • un troisième segment allant du point P vers un autre point de la deuxième courbe de démarcation, et
- un quatrième segment partant du deuxième point de la deuxième courbe de démarcation et allant vers le récepteur d'indice j, le quatrième segment étant non parallèle au troisième segment du fait de la réfraction de l'onde lorsqu'elle change à
- 10 nouveau de milieu en le deuxième point de la deuxième courbe de démarcation.

Au cours de l'étape de construction 300 d'une deuxième image, le processeur 8 calcule ensuite des durées de propagation des ondes ultrasonores via les trajectoires estimées et des intensités de pixels à partir des durées de propagation, des premiers signaux d'écho et de positions des émetteurs et des récepteurs, de la même manière que celle décrite dans le

15 cadre de la construction d'une des premières images.

Ici, la durée de propagation $t_T(i, P)$ depuis l'émetteur d'indice i jusqu'au point P couvre le premier et le deuxième segment, et la durée de propagation $t_R(j; P), i, j$ depuis le point P jusqu'au récepteur d'indice j couvre le troisième et le quatrième segment.

En définitive, la construction 300 d'une deuxième image utilise globalement les mêmes

20 principes que la construction 200 d'une première image, mais utilise davantage de données d'entrées, notamment la courbe de démarcation, permettant ainsi aux deuxièmes images de montrer des informations exploitables au niveau de l'os B.

On a représenté en **figure 5b** un exemple de deuxième image que l'on peut obtenir par la mise en œuvre de l'étape de construction 300. Comme on peut le constater, cette

25 deuxième image est relativement riche en information non seulement au niveau du tissu biologique non osseux T entourant l'os B, mais également à l'intérieur de l'os B, au niveau du périoste PE et au niveau de l'endoste E.

Le processeur 8 calcule ensuite, pour chaque deuxième image, au moins une deuxième métrique indicative d'une qualité de mise au point du tissu osseux cortical de l'os B et/ou

30 de l'endoste E de l'os B dans la deuxième image (étape 302). Les troisièmes métriques sont par exemple du même type que les premières métriques.

Le processeur 8 sélectionne ensuite en tant que valeur définitive pour la vitesse V_{os1} une valeur optimale parmi les deuxièmes valeurs candidates utilisées pour produire les deuxièmes images (étape 304). Le processeur 8 se base pour cela sur les deuxièmes

35 métriques, de la même manière qu'au cours de l'étape 204.

On a représenté en **figure 8** différentes courbes de deuxième métrique en fonction de la deuxième valeur candidate utilisée. On constate que, quelle que soit la méthode utilisée pour calculer la deuxième métrique, la deuxième valeur sélectionnée en tant que vitesse V_{os1} est sensiblement la même (les maxima de ces courbes sont en effet très proches les uns des autres).

On a ainsi déterminé la vitesse V_{os1} réelle dans l'os B du corps C étudié. L'étape 108 est alors terminée.

Cette vitesse V_{os1} constitue en soi une donnée intéressante car peut servir de donnée d'entrée pour diagnostiquer une ostéoporose éventuelle de l'os B du corps C étudié.

Il est toutefois avantageux de compléter cette information par d'autres vitesses afin de caractériser de manière plus complète l'os B étudié. A cette fin, le procédé mis en œuvre par le système 1 de caractérisation d'os B comprend les étapes additionnelles suivantes, en référence à la **figure 9**.

La sonde 2 est positionnée à proximité du corps C dans une deuxième position différente de la première position. Dans la deuxième position, les émetteurs-récepteurs 6 de la sonde 2 sont alignés dans une deuxième direction différente de la première direction.

La sonde 2 émet des deuxièmes ondes ultrasonores en direction du corps C dans la deuxième direction (étape 400).

Les deuxièmes ondes sont de préférence des ondes de compression axiales. Autrement dit, la deuxième direction est par exemple comprise dans un plan comprenant l'axe longitudinal de l'os B. Cette deuxième direction est de préférence sensiblement parallèle à l'axe longitudinal de l'os, c'est à dire forme un angle α avec l'axe longitudinal de l'os B qui est inférieur à 20 degrés.

Les deuxièmes ondes ultrasonores pénètrent dans le corps C et sont réfléchies par ce derniers à différents niveaux de profondeur dans le corps C.

Des nouveaux signaux d'écho de ces deuxièmes ondes, dits deuxièmes signaux d'écho, sont ainsi acquis par les émetteurs-récepteurs 6 de la sonde 2 (étape 402).

Les signaux d'écho sont numérisés, transmis au dispositif de traitement 4 et mémorisés dans la mémoire 10.

Eventuellement, le processeur 8 détermine ensuite sur la base de deuxièmes signaux d'écho, la vitesse V_{os2} (étape 410).

L'étape 410 de détermination de la vitesse V_{os2} peut être mise en œuvre au moyen d'une méthode connue de l'état de la technique se fondant sur un repérage d'une onde de tête qui se propage le long de la surface extérieure de l'os B.

Selon cette technique connue, on utilise deux deuxièmes signaux d'écho spécifiques acquis en réponse à l'émission d'ondes par deux émetteurs 6 extrémaux de la sonde 2 (typiquement, celui d'indice 0 et celui d'indice maximal). L'ensemble des émetteurs-récepteurs 6 reçoit les ondes émises sélectivement par l'une des émetteurs 6 extrémaux de la sonde 2. La distance qui sépare les deux émetteurs 6 extrémaux est connue, typiquement entre 10 et 40 mm. A cette échelle, il peut être fait l'hypothèse que la surface extérieure de l'os B est plane. Dès lors, la vitesse de propagation d'une onde de tête le long de cette surface peut être déterminée facilement étant donné que la relation entre instant d'arrivée de l'onde de tête d'une onde par l'une des deux émetteurs-récepteurs 6 utilisés et la distance séparant l'un des deux émetteurs 6 extrémaux et les récepteurs 6 est une fonction linéaire. Sous cette hypothèse de linéarité, il est très facile de déterminer :

- la vitesse V_1 d'une onde de tête qui s'est propagée le long de l'os B lorsque l'émetteur-récepteur 6 d'indice 0 était utilisé en tant qu'émetteur, et que tous les émetteurs-récepteurs 6 étaient utilisés en tant que récepteurs, et
- la vitesse V_2 d'une onde de tête qui s'est propagée le long de l'os B lorsque l'émetteur-récepteur 6 d'indice maximal était utilisé en tant qu'émetteur, et que tous les émetteurs-récepteurs 6 étaient utilisés en tant que récepteurs.

La vitesse V_{os2} est ensuite calculée par le processeur 8 au moyen de la formule suivante :

$$V_{os2} = \frac{2V_1V_2\cos(\alpha)}{V_1 + V_2}$$

Par ailleurs, le processeur 8 détermine la vitesse V_{tissu2} sur la base des deuxièmes signaux d'écho (étape 404). Cette étape utilise les mêmes principes fondamentaux que l'étape 104 ayant permis de déterminer la vitesse V_{tissu1} , à la différence près que l'étape 404 utilise les deuxièmes ondes qui ont été émises alors que la sonde 2 occupait la deuxième position et non la première position.

La détermination 404 de la vitesse V_{tissu2} comprend plus précisément les étapes suivantes, en référence à la **figure 10** :

- pour plusieurs troisièmes valeurs candidates, construction d'une troisième image montrant le tissu biologique et le périoste PE de l'os, à partir des deuxièmes signaux d'écho et sous l'hypothèse que la vitesse V_{tissu2} est égale à la deuxième valeur candidate (étape 500),
- pour chaque troisième image, calcul d'une troisième métrique indicative d'une qualité de mise au point du périoste PE dans la troisième image (étape 502),

- sélection d'une des troisièmes valeurs candidates en tant que vitesse V_{tissu2} , en fonction des troisièmes métriques (étape 504).

Les troisièmes images sont des vues du corps C selon une coupe longitudinale parallèle à l'axe X de l'os B.

5 Les troisièmes métriques sont par exemple du même type que les premières métriques et /ou des deuxièmes métriques.

De retour à la figure 9, le processeur 8 localise une deuxième courbe de démarcation entre le tissu biologique non osseux et l'os B dans l'une des troisièmes images construites (étape 408).

10 Très préférentiellement, la localisation 408 de la deuxième courbe est mise en œuvre dans la troisième image construite à l'aide de la troisième valeur candidate sélectionnée en tant que vitesse V_{tissu2} . La localisation est alors beaucoup plus précise du fait de la haute qualité de mise au point de cette troisième image parmi toutes celles qui ont été construites par le processeur 8 au cours de l'étape 500.

15 Le processeur 8 détermine par ailleurs le paramètre β d'anisotropie de l'os B étudié (étape 412).

Comme indiqué précédemment, ce paramètre β est susceptible d'être utilisé par la fonction prédéterminée V en combinaison avec la vitesse V_{os1} et avec la vitesse V_{os2} pour calculer une vitesse de propagation $V(\theta)$ d'une onde de compression dans l'os B suivant une direction quelconque formant un angle θ avec l'axe X.

20 Le paramètre β d'anisotropie de l'os B est déterminé au cours de l'étape 412 au moyen des sous-étapes suivantes, en référence à la **figure 11**.

Pour chaque quatrième valeur candidate mémorisée dans la mémoire 10, le processeur 8 construit une quatrième image montrant du tissu osseux cortical et l'endoste E de l'os, à partir des deuxièmes signaux d'écho, de la vitesse V_{os1} , de la vitesse V_{os2} , de la fonction prédéterminée V, et sous l'hypothèse que le paramètre d'anisotropie de l'os B β est égal à la quatrième valeur candidate (étape 600).

30 Cette étape 600 est similaire aux étapes 200, 300 et 500 en ce sens qu'elle peut utiliser une des méthodes de migration de Kirchhoff ou dite « de mise au point totale » (« Total Focusing Method » en anglais). Il convient de noter simplement que les trajectoires d'ondes estimées au cours de l'étape 600 se fondent dans ce cas sur l'hypothèse que la vitesse de propagation d'une onde dans l'os B observé dans une direction quelconque respecte le modèle défini par la fonction V. En variante, l'étape de construction 300 de la deuxième image est mise en œuvre au moyen de la méthode RTM.

On obtient donc à l'issue de l'étape 600 une pluralité de quatrièmes images, une pour chaque quatrième valeur candidate mémorisée initialement dans la mémoire 10.

Pour chaque quatrième image, le processeur 8 calcule au moins une quatrième métrique indicative d'une qualité de mise au point de l'endoste E et/ou du tissu biologique T entourant l'os B dans la quatrième image (étape 602). Les quatrièmes métriques sont par exemple du même type que les premières métriques.

Le processeur 8 sélectionne ensuite une des quatrièmes valeurs candidates en tant que paramètre d'anisotropie de l'os B, β , en fonction des quatrièmes métriques (étape 604).

On a représenté en **figure 12** différentes courbes de quatrièmes métriques en fonction de la quatrième valeur candidate utilisée. On constate que, quelle que soit la méthode utilisée pour calculer la quatrième métrique, la quatrième valeur sélectionnée en tant que paramètre β est sensiblement la même (les maxima de ces courbes sont en effet très proches les uns des autres), comme cela était également le cas pour la vitesse V_{os1} .

Il est désormais possible pour le processeur 8 de calculer n'importe quelle vitesse de propagation d'une onde de compression dans l'os B en utilisant la fonction V paramétrée avec les données V_{os1} , V_{os2} et β déterminées au cours du procédé.

Dans le mode de réalisation de procédé qui vient d'être décrit, les différentes données caractéristiques de l'os B que sont V_{os1} , V_{os2} , et β ont été déterminées dans des étapes distinctes, et non de manière conjointe. En particulier, les étapes de détermination 104, 108 et 412 n'ont utilisé chacune qu'un seul ensemble de valeurs candidates (deuxièmes valeurs candidates pour l'étape 104, troisièmes valeurs candidates pour l'étape 108, quatrièmes valeurs candidates pour l'étape 412). Ceci permet en définitive de limiter le nombre de deuxièmes, troisièmes et quatrièmes images construites. Autrement dit les ressources matérielles (charge de calcul, mémoire 10) requises pour la mise en œuvre de ces étapes sont relativement modérées.

Avantageusement, le processeur 8 commande un affichage l'écran d'affichage 12 au moins une des images suivantes :

- la première image construite à l'aide de la première valeur sélectionnée au cours de l'étape 204,
- la deuxième image construite à l'aide de la deuxième valeur sélectionnée au cours de l'étape 304,
- la troisième image construite à l'aide de la première valeur sélectionnée au cours de l'étape 504,
- la deuxième image construite à l'aide de la deuxième valeur sélectionnée au cours de l'étape 604.

Ces images présentent en effet une qualité de mise au point élevée et sont par conséquent d'intérêt pour un praticien.

L'invention ne se limite pas au seul mode de réalisation qui vient d'être décrit en relation avec les figures.

5 L'invention est notamment applicable à l'étude d'ondes de cisaillement.

Dans ce cas, il est possible de modéliser la vitesse de propagation d'une onde de cisaillement dans l'os B au moyen de la fonction prédéterminée V de la forme suivante :

$$V(\theta) = V_{os1} [1 + \beta \sin^2(\theta) \cos^2(\theta)]$$

où

- 10
- V_{os1} est une vitesse de propagation d'une onde de cisaillement dans l'os B suivant une première direction parallèle à l'axe longitudinal X,
 - θ est un angle quelconque,
 - $V(\theta)$ est une vitesse de propagation d'une onde de cisaillement dans l'os B suivant une direction formant l'angle θ avec la première direction.

15 On a par exemple représenté en **figure 13** un organigramme d'étapes d'un procédé de caractérisation de l'os selon un deuxième mode de réalisation.

La sonde 2 est positionnée dans la deuxième position précédemment décrite, et des ondes ultrasonores de compression sont émises par la sonde 2 dans cette deuxième position (étape 600).

20 De façon connue en elle-même, les ondes de compression émises entraînent l'apparition d'ondes de cisaillement dans l'os B. Ces ondes de cisaillement sont générées lorsque les ondes de compression pénètrent dans le tissu osseux cortical de l'os B, situé entre le périoste PE et l'endoste E.

25 Des signaux d'écho de ces ondes de cisaillement sont ensuite reçus par la sonde 2 (étape 602).

Le processeur 8 détermine ensuite une vitesse V_{tissu2} de propagation axiale d'ondes de compression dans le tissu biologique non osseux T (étape 704). Cette étape 704 est similaire à l'étape 504.

30 Le processeur 8 localise une courbe de démarcation entre le tissu T et l'os B (étape 706). Cette étape est identique à l'étape 408.

Le processeur 8 détermine ensuite la vitesse V_{os1} (étape 708) dans l'os B, et, conjointement, le paramètre d'anisotropie β . Cette détermination conjointe comprend les sous-étapes suivantes, en référence à la **figure 14**.

On suppose qu'a été préalablement mémorisé dans la mémoire un jeu de deuxièmes valeurs candidates, pour la vitesse V_{os1} . Ces deuxièmes valeurs sont comprises entre 1300 et 2000 mètres par seconde pour des ondes de cisaillement dans l'os.

Par ailleurs, les quatrièmes valeurs candidates sont, dans ce mode de réalisation
5 comprises entre -0,3 et 0.3 pour le paramètre d'anisotropie β des ondes de cisaillement dans l'os.

Pour une paire constituée d'une quatrième valeur candidate (pour β) et d'une deuxième valeur candidate, le processeur construit une image à partir des signaux d'écho, en faisant la double hypothèse que la vitesse V_{os1} est égale à la deuxième valeur candidate
10 de la paire, et que le paramètre d'anisotropie β est égal à la quatrième valeur de la paire (étape 800).

Le processeur 8 répète cette étape 800 pour chaque paire disponible.

On constate ici que le nombre d'images construites est bien plus grand que le nombre d'images générées au cours d'une étape du procédé selon le premier mode de réalisation,
15 car l'on travaille sur deux dimensions au lieu d'une seule.

Pour chaque image construite, le processeur calcule une métrique de qualité de mise au point (étape 802). Cette étape est similaire aux étapes 502, 602.

Le processeur 8 sélectionne ensuite une des paires utilisées pour construire les images au cours de l'étape 800 (étape 804), sur la base des métriques calculées. Cette étape est
20 similaire aux étapes 504, 604.

REVENDEICATIONS

1. Procédé de caractérisation d'un os (B), le procédé comprenant des étapes de :
- 5 • émission (100, 700) de premières ondes ultrasonores vers un corps comprenant l'os (B) et du tissu biologique non osseux (T) entourant l'os (B),
 - réception (102, 702) de premiers signaux d'écho des premières ondes ultrasonores émises,
 - détermination (104, 704) d'une vitesse du son (V_{tissu1}) dans le tissu biologique non osseux (T) suivant une première direction, la détermination (104, 704) comprenant
10 des sous-étapes de :
 - pour plusieurs premières valeurs candidates prédéterminées, construction (200) d'une première image montrant le tissu biologique non osseux (T) et le périoste (PE) de l'os (B), à partir des premiers signaux d'écho et sous
15 l'hypothèse que la vitesse (V_{tissu1}) du son dans le tissu biologique non osseux (T) suivant la première direction est égale à la première valeur candidate,
 - pour chaque première image, calcul (202) d'au moins une première métrique indicative d'une qualité de mise au point du périoste et/ou du tissu biologique non osseux (T) entourant l'os dans la première image,
 - sélection (204) d'une des premières valeurs candidates en tant que vitesse du son (V_{tissu1}) dans le tissu biologique non osseux (T) suivant la première
20 direction, en fonction des premières métriques,
 - localisation (106, 706) d'une première courbe de démarcation entre le tissu biologique non osseux (T) et l'os dans l'une des premières images,
 - détermination (108, 708) d'une vitesse du son dans l'os (V_{os1}) suivant la première
25 direction, la détermination (108, 708) comprenant des sous-étapes de :
 - pour plusieurs deuxièmes valeurs candidates prédéterminées, construction (300, 800) d'une deuxième image montrant du tissu osseux cortical de l'os (B) et l'endoste (E) de l'os (B), à partir des premiers signaux d'écho, de la vitesse du son (V_{tissu1}) dans le tissu biologique non osseux (T) suivant la première
30 direction déterminée, et de la première courbe de démarcation, et sous l'hypothèse que la vitesse du son dans l'os (V_{os1}) suivant la première direction est égale à la deuxième valeur candidate,
 - pour chaque deuxième image, calcul (302, 802) d'au moins une deuxième métrique indicative d'une qualité de mise au point du tissu osseux cortical de l'os et/ou de l'endoste de l'os dans la deuxième image,
35

- sélection (304, 804) d'une des deuxièmes valeurs candidates en tant que vitesse du son dans l'os (V_{os1}) suivant la première direction, en fonction des deuxièmes métriques.
- 5 2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel la construction (200) d'une première image à l'aide d'une première valeur candidate comprend les étapes suivantes mises en œuvre pour au moins un point du tissu biologique non osseux (T) :
- estimation de premières trajectoires de premières ondes ultrasonores émises par des émetteurs, puis passées par le point du tissu biologique non osseux (T), puis reçues
10 par des récepteurs, à partir des premiers signaux d'écho, sous l'hypothèse que la vitesse du son dans le tissu biologique non osseux (T) suivant la première direction est égale à la première valeur candidate,
 - calcul de durées de propagation des ondes ultrasonores via les premières trajectoires estimées,
 - 15 • calcul d'une intensité d'un pixel de la première image au point du tissu biologique non osseux (T), à partir des durées de propagation, des premiers signaux d'écho et de positions des émetteurs et des récepteurs.
- 20 3. Procédé selon l'une des revendications précédentes, dans lequel la construction (300, 800) d'une deuxième image à l'aide d'une deuxième valeur candidate comprend les étapes suivantes mises en œuvre pour au moins un point de l'os (B) :
- estimation de deuxièmes trajectoires de premières ondes ultrasonores émises par des émetteurs, puis passées par le point de l'os, puis reçues par des récepteurs, à partir
25 des signaux d'écho, à partir de la vitesse du son dans le tissu biologique non osseux (T) (V_{tissu1}) suivant la première direction déterminée, de la première courbe de démarcation, et sous l'hypothèse que la vitesse du son (V_{os1}) dans l'os suivant la première direction est égale à la deuxième valeur candidate,
 - calcul de durées de propagation des ondes ultrasonores via les deuxièmes trajectoires estimées,
 - 30 • calcul d'une intensité d'un pixel de la deuxième image au point de l'os (B), à partir des durées de propagation, des premiers signaux d'écho et de positions des émetteurs et des récepteurs.
- 35 4. Procédé selon l'une des revendications précédentes, dans lequel la localisation de la première courbe de démarcation est mise en œuvre dans la première image qui a été

construite à l'aide de la première valeur sélectionnée (204) en tant que vitesse du son (V_{tissu1}) dans le tissu biologique non osseux (T) suivant la première direction.

- 5 5. Procédé selon l'une des revendications précédentes, dans lequel les premières ondes ultrasonores sont des ondes émises par des émetteurs et les signaux d'échos reçus par des récepteurs alignés le long d'un axe perpendiculaire à un axe longitudinal (X) de l'os (B), et dans lequel la première direction est une direction perpendiculaire à l'axe longitudinal (X) de l'os (B).
- 10 6. Procédé selon l'une des revendications précédentes, comprenant en outre un affichage de la première image construite à l'aide de la première valeur sélectionnée, et/ou de la deuxième image construite à l'aide de la deuxième valeur sélectionnée.
- 15 7. Procédé selon la revendication précédente, comprenant en outre des étapes de :
- 15 • émission (400) de deuxièmes ondes ultrasonores vers le corps,
 - réception (402) de signaux d'écho des deuxièmes ondes ultrasonores émises, dits deuxièmes signaux d'écho,
 - détermination (404) d'une vitesse du son (V_{tissu2}) dans le tissu biologique non osseux (T) suivant une deuxième direction différente de la première direction, comprenant
20 des sous-étapes de :
 - pour plusieurs troisièmes valeurs candidates, construction (500) d'une troisième image montrant le tissu biologique non osseux (T) et le périoste de l'os, à partir des deuxièmes signaux d'écho et sous l'hypothèse que la vitesse du son dans le tissu biologique non osseux (T) suivant la deuxième direction
25 est égale à la deuxième valeur candidate,
 - pour chaque troisième image, calcul (502) d'au moins une troisième métrique indicative d'une qualité de mise au point du périoste et/ou du tissu biologique non osseux dans la troisième image,
 - sélection (504) d'une des troisièmes valeurs candidates en tant que vitesse du son (V_{tissu2}) dans le tissu biologique non osseux (T) suivant la deuxième
30 direction, en fonction des troisièmes métriques,
 - localisation (408) d'une deuxième courbe de démarcation entre le tissu biologique non osseux (T) et le périoste dans l'une des troisièmes images,
 - détermination (410) d'une vitesse du son (V_{os2}) dans l'os suivant la deuxième
35 direction, à l'aide des deuxièmes signaux d'écho,

- détermination (412) d'un paramètre d'anisotropie de l'os (β) susceptible d'être utilisé par une fonction prédéterminée (V) en combinaison avec la vitesse du son dans l'os suivant la première direction et avec la vitesse du son dans l'os suivant la deuxième direction pour calculer une vitesse du son dans l'os suivant une direction quelconque, la détermination du paramètre d'anisotropie (β) comprenant des sous-étapes de :
 - pour plusieurs quatrièmes valeurs candidates prédéterminées, construction (600) d'une quatrième image montrant du tissu osseux cortical et l'endoste de l'os, à partir des deuxièmes signaux d'écho, de la vitesse de son dans l'os suivant la première direction (V_{os1}), de la vitesse du son (V_{tissu2}) dans le tissu biologique non osseux (T) suivant la deuxième direction, de la deuxième courbe de démarcation, de la fonction prédéterminée (V), et éventuellement de la vitesse de son dans l'os suivant la deuxième direction (V_{os2}), et sous l'hypothèse que le paramètre d'anisotropie de l'os (β) est égal à la quatrième valeur candidate,
 - pour chaque quatrième image, calcul (602) d'une quatrième métrique indicative d'une qualité de mise au point de l'endoste et/ou du tissu osseux cortical de l'os dans la quatrième image,
 - sélection (604) d'une des quatrièmes valeurs candidates en tant que paramètre d'anisotropie de l'os (β), en fonction des quatrièmes métriques.
8. Procédé selon la revendication 7, dans lequel la construction d'une quatrième image comprend les étapes suivantes mises en œuvre pour au moins un point de l'os :
- estimation de troisièmes trajectoires de deuxièmes ondes ultrasonores émises par des émetteurs, puis passées par le point de l'os, puis reçues par des récepteurs, à partir des deuxièmes signaux d'écho, de la vitesse du son (V_{tissu2}) dans le tissu biologique non osseux (T) suivant la deuxième direction, de la vitesse de son dans l'os (V_{os1}) suivant la première direction déterminée, de la deuxième courbe de démarcation, de la fonction prédéterminée (V), et éventuellement de la vitesse du son dans l'os (V_{os2}) suivant la deuxième direction déterminée, et sous l'hypothèse que le paramètre d'anisotropie de l'os (β) est égale à la quatrième valeur candidate,
 - calcul de durées de propagation des ondes ultrasonores via les troisièmes trajectoires estimées,

- calcul d'une intensité d'un pixel de la quatrième image au point de l'os, à partir des durées de propagation et des deuxièmes signaux d'écho et de positions des émetteurs et des récepteurs.
- 5 9. Procédé selon l'une des revendication 7 à 8, dans lequel la localisation (408) de la deuxième courbe de démarcation est mise en œuvre dans la troisième image ayant été construite à l'aide de la troisième valeur sélectionnée en tant que vitesse du son dans le tissu biologique non osseux (T) suivant la deuxième direction.
- 10 10. Procédé selon l'une des revendication 7 à 9, comprenant en outre un affichage de la troisième image construite à l'aide de la troisième valeur sélectionnée, et/ou de la quatrième image construite à l'aide de la quatrième valeur sélectionnée et de la vitesse du son dans l'os suivant la deuxième direction (V_{os2}).
- 15 11. Procédé selon l'une des revendications 7 à 10, dans lequel les deuxièmes ondes ultrasonores sont des ondes émises par des émetteurs et les deuxièmes signaux d'écho sont reçus par des récepteurs alignés le long d'un axe compris dans un plan comprenant par ailleurs un axe longitudinal (X) de l'os (B), et dans lequel la deuxième direction est de préférence une direction parallèle à l'axe longitudinal (X) de l'os (B).
- 20 12. Procédé selon l'une des revendications précédentes, dans lequel la ou chaque vitesse du son dans l'os (V_{os1} , V_{os2}) déterminée est une vitesse de propagation d'ondes de compression ou une vitesse de propagation d'ondes de cisaillement.
- 25 13. Procédé selon l'une des revendications 7 à 12, dans lequel la ou chaque vitesse du son dans l'os (V_{os1} , V_{os2}) déterminée est une vitesse de propagation d'ondes de compression, et dans lequel la fonction prédéterminée est une fonction V de la forme :
- $$V(\theta) = V_{os2} - (V_{os2} - V_{os1})[\beta \sin^2(\theta) \cos^2(\theta) + \cos^4(\theta)]$$
- dans lequel
- 30 • V_{os1} est la vitesse de propagation d'ondes de compression dans l'os suivant la première direction déterminée,
 - V_{os2} est la vitesse de propagation d'ondes de compression dans l'os suivant la deuxième direction déterminée,
 - β est le paramètre d'anisotropie de l'os,
 - 35 • θ est un angle,

- $V(\theta)$ est une vitesse de propagation d'ondes de compression dans l'os suivant une direction formant l'angle θ avec la première direction.

14. Procédé selon l'une des revendications précédentes, dans lequel la vitesse de son dans l'os suivant la première direction déterminée est une vitesse de propagation d'ondes de cisaillement, et dans lequel la fonction prédéterminée est une fonction V de la forme :

$$V(\theta) = V_{os1} [1 + \beta \sin^2(\theta) \cos^2(\theta)]$$

dans lequel

- V_{os1} est la vitesse de propagation d'ondes de cisaillement dans l'os suivant la première direction déterminée,
- β est le paramètre d'anisotropie de l'os,
- θ est un angle,
- $V(\theta)$ est une vitesse de propagation d'ondes de cisaillement dans l'os suivant une direction formant l'angle θ avec la première direction.

15

15. Procédé selon l'une des revendications 1 à 7, dans lequel il est déterminé (708), conjointement à la vitesse (V_{os1}) du son dans l'os suivant la première direction, un paramètre d'anisotropie de l'os (β) susceptible d'être utilisé par une fonction prédéterminée en combinaison avec la vitesse du son dans l'os suivant la première direction déterminée pour calculer une vitesse du son dans l'os suivant une direction quelconque, ladite détermination conjointe comprenant des sous-étapes de :

- pour plusieurs paires de deuxième et quatrième valeurs candidates prédéterminées, construction (800) d'une deuxième image montrant du tissu osseux cortical de l'os et l'endoste de l'os, à partir des premiers signaux d'écho, de la vitesse du son dans le tissu biologique non osseux suivant la première direction déterminée, et de la première courbe de démarcation, sous l'hypothèse que la vitesse du son dans l'os suivant la première direction est égale à la deuxième valeur candidate, et sous l'hypothèse que le paramètre d'anisotropie de l'os (β) est égal à la quatrième valeur candidate,
- pour chaque deuxième image, calcul (802) d'au moins une deuxième métrique indicative d'une qualité de mise au point du tissu osseux cortical de l'os et/ou de l'endoste de l'os dans la deuxième image,
- sélection (804) conjointe d'une deuxième valeur candidate en tant que vitesse du son dans l'os suivant la première direction, et d'une quatrième valeur candidate en tant

que paramètre d'anisotropie de l'os (β), la sélection étant mise en œuvre en fonction des deuxièmes métriques.

FIG. 1

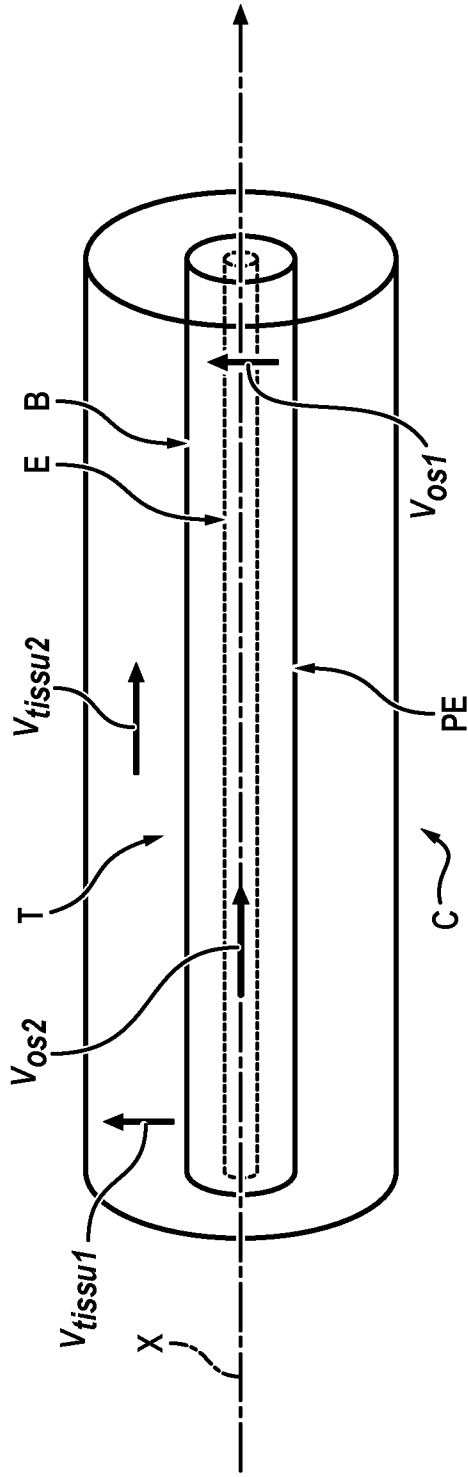
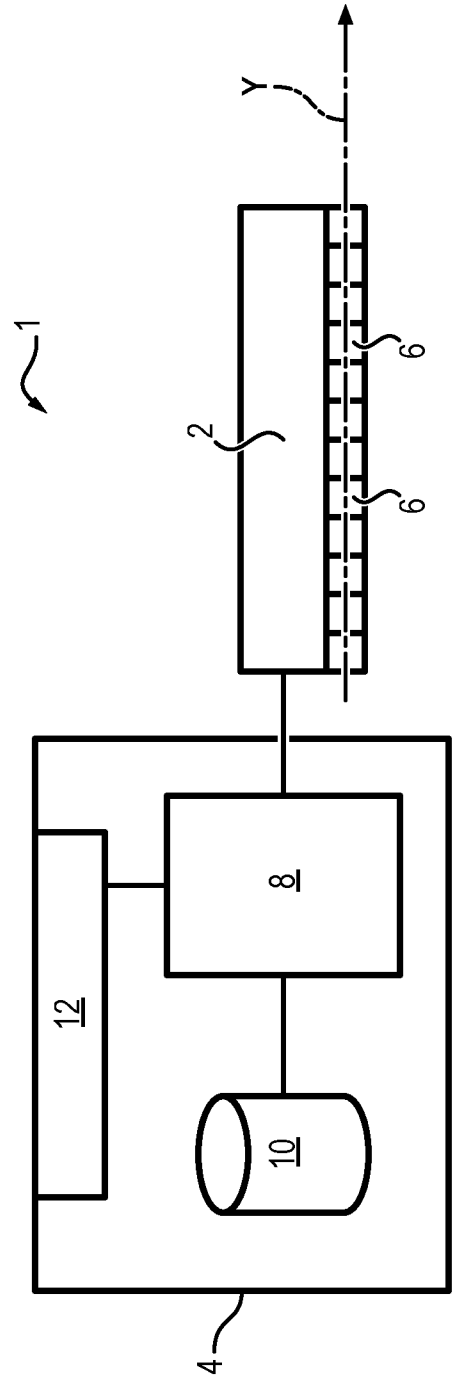


FIG. 2



2/9

FIG. 3

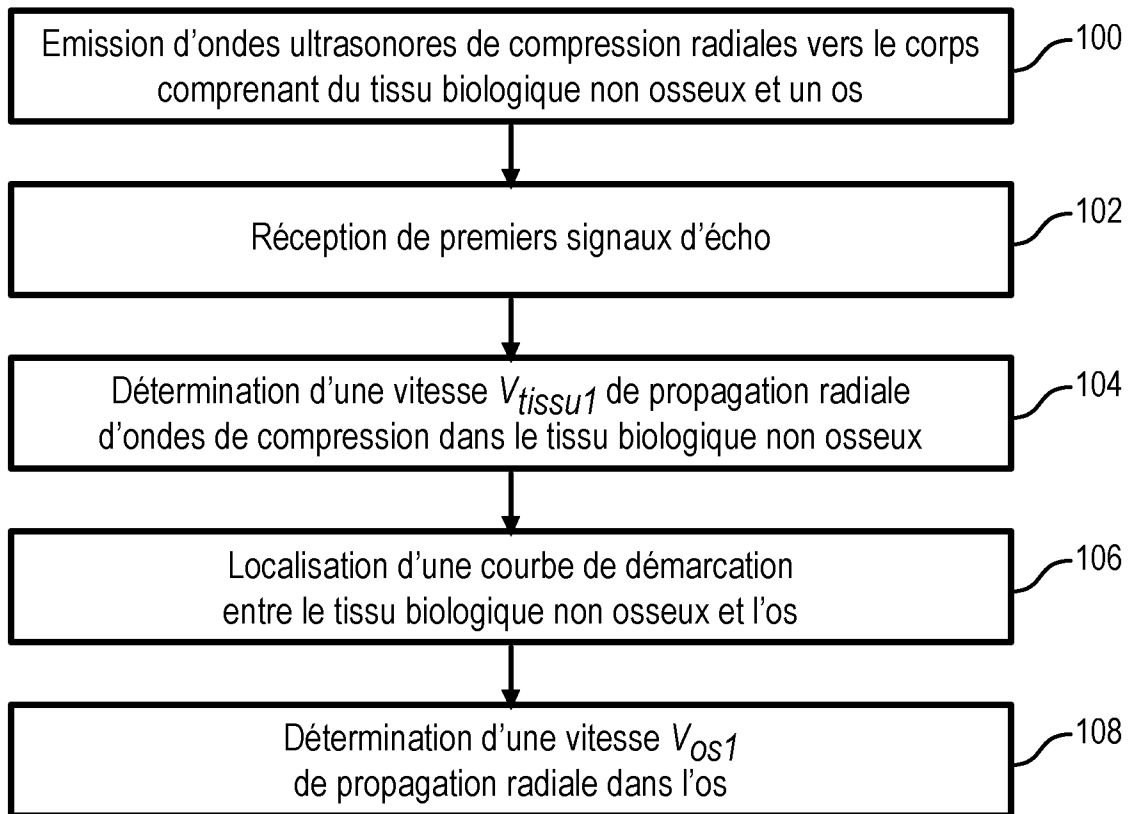
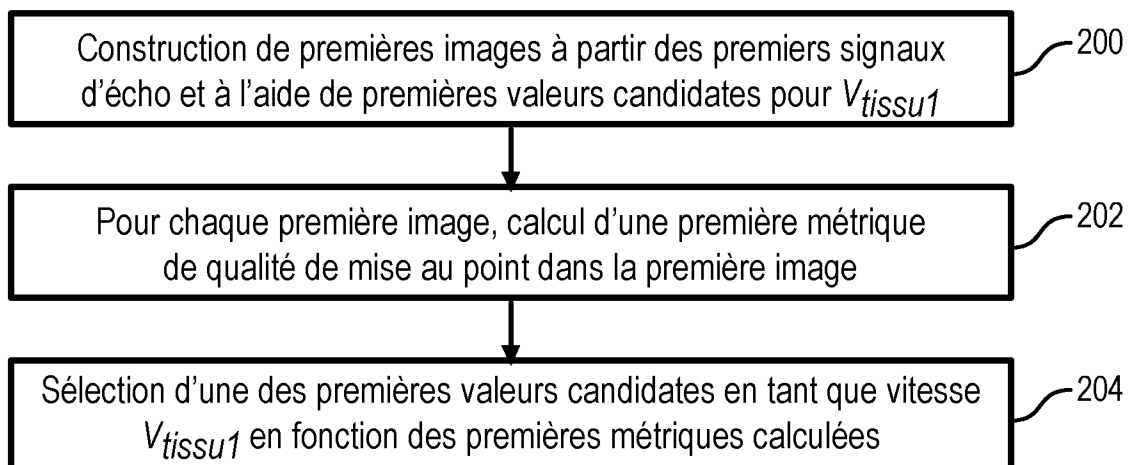


FIG. 4



3/9

FIG. 5a

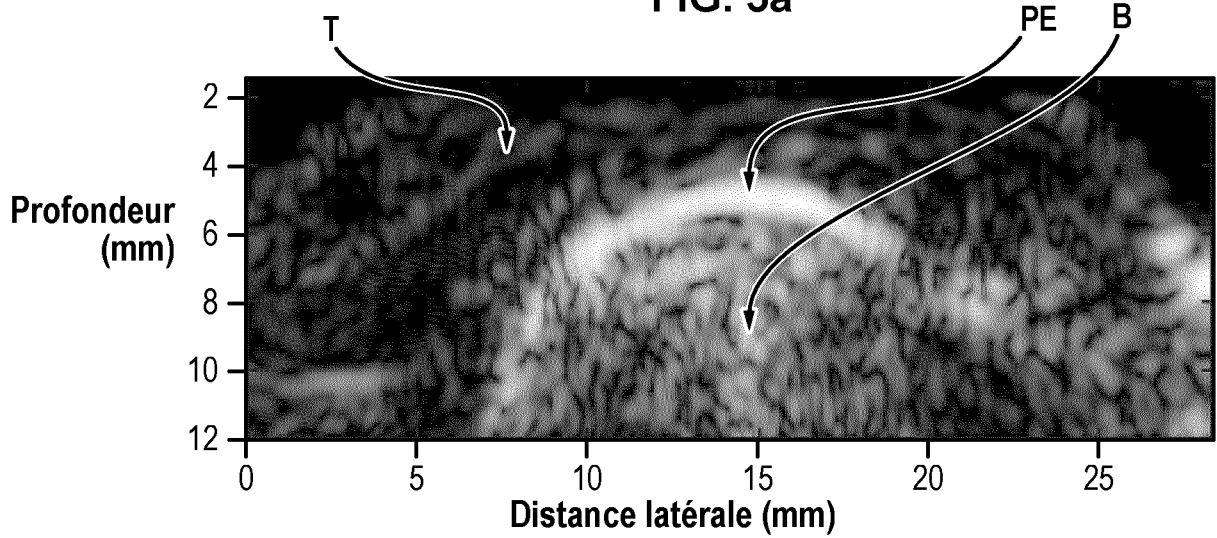


FIG. 5b

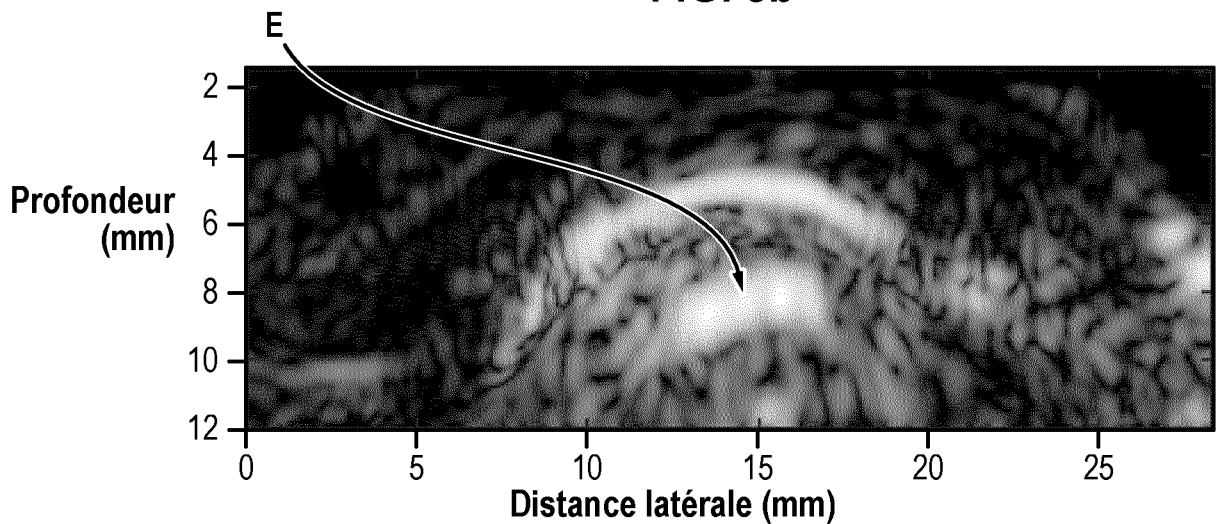


FIG. 6

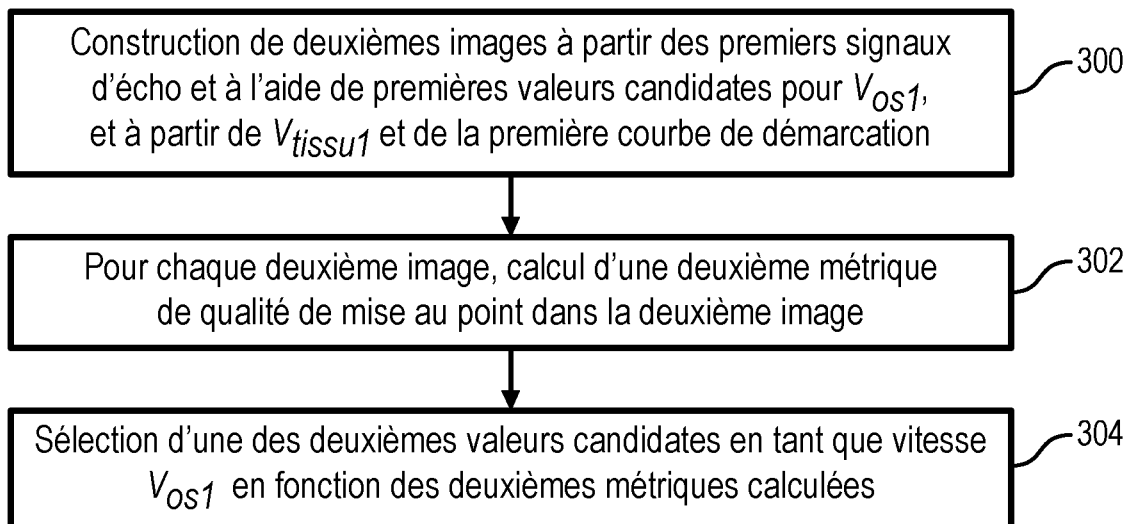


FIG. 7

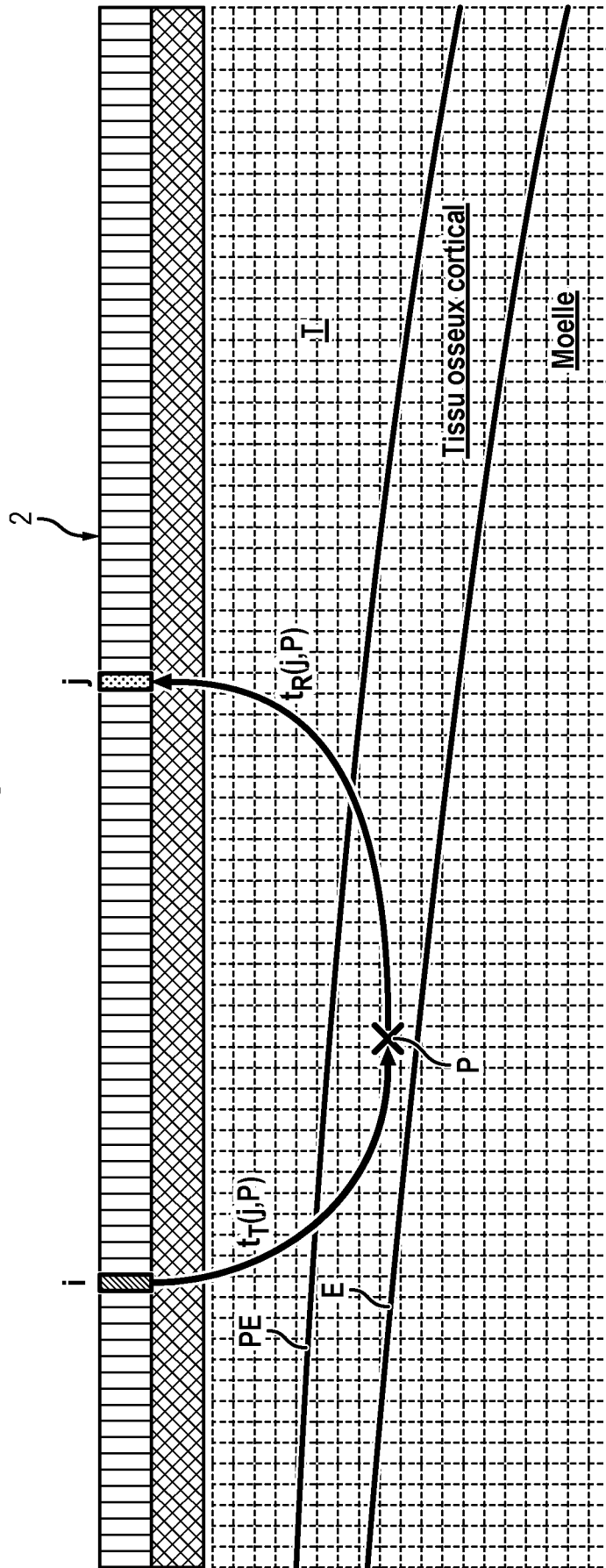
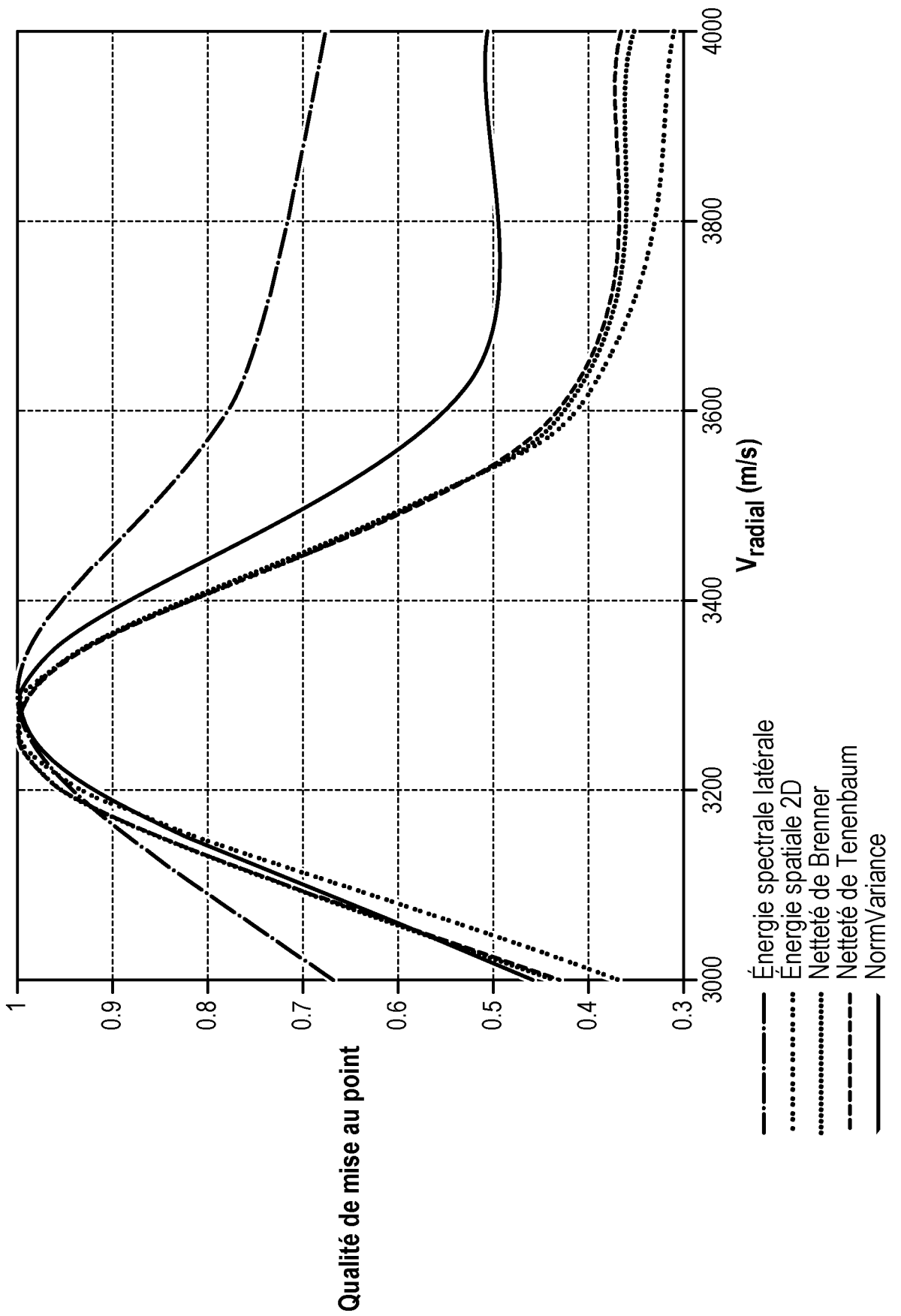
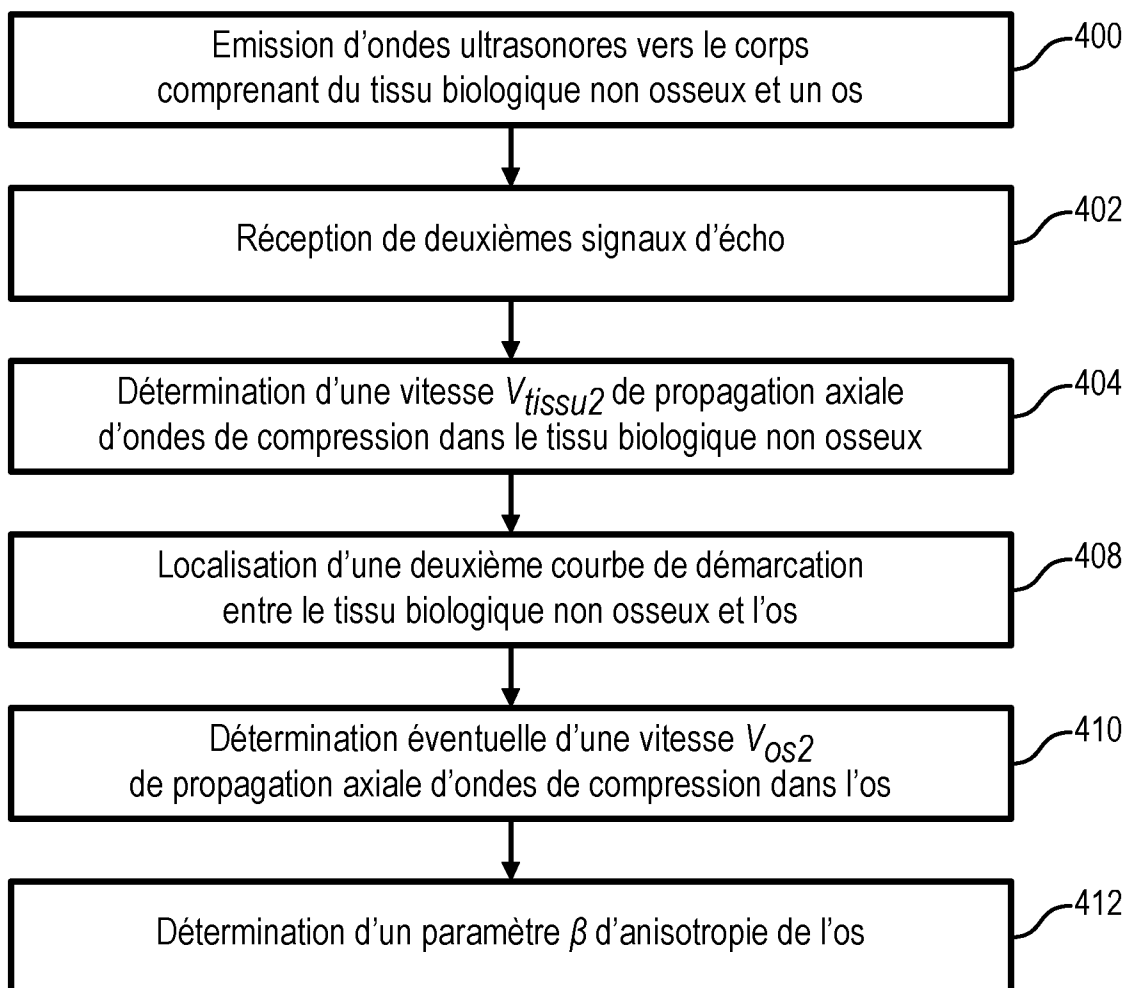


FIG. 8



6/9

FIG. 9



7/9

FIG. 10

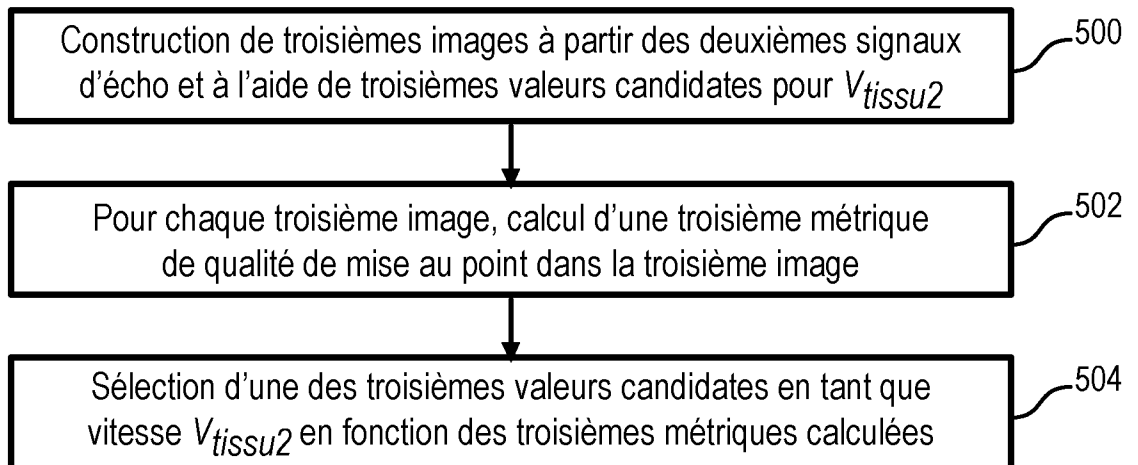


FIG. 11

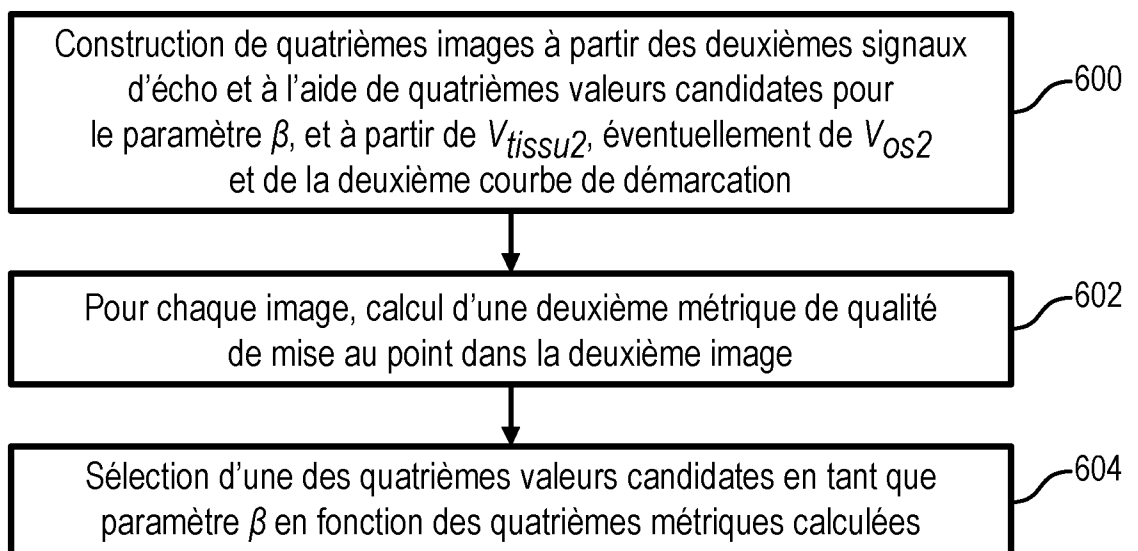
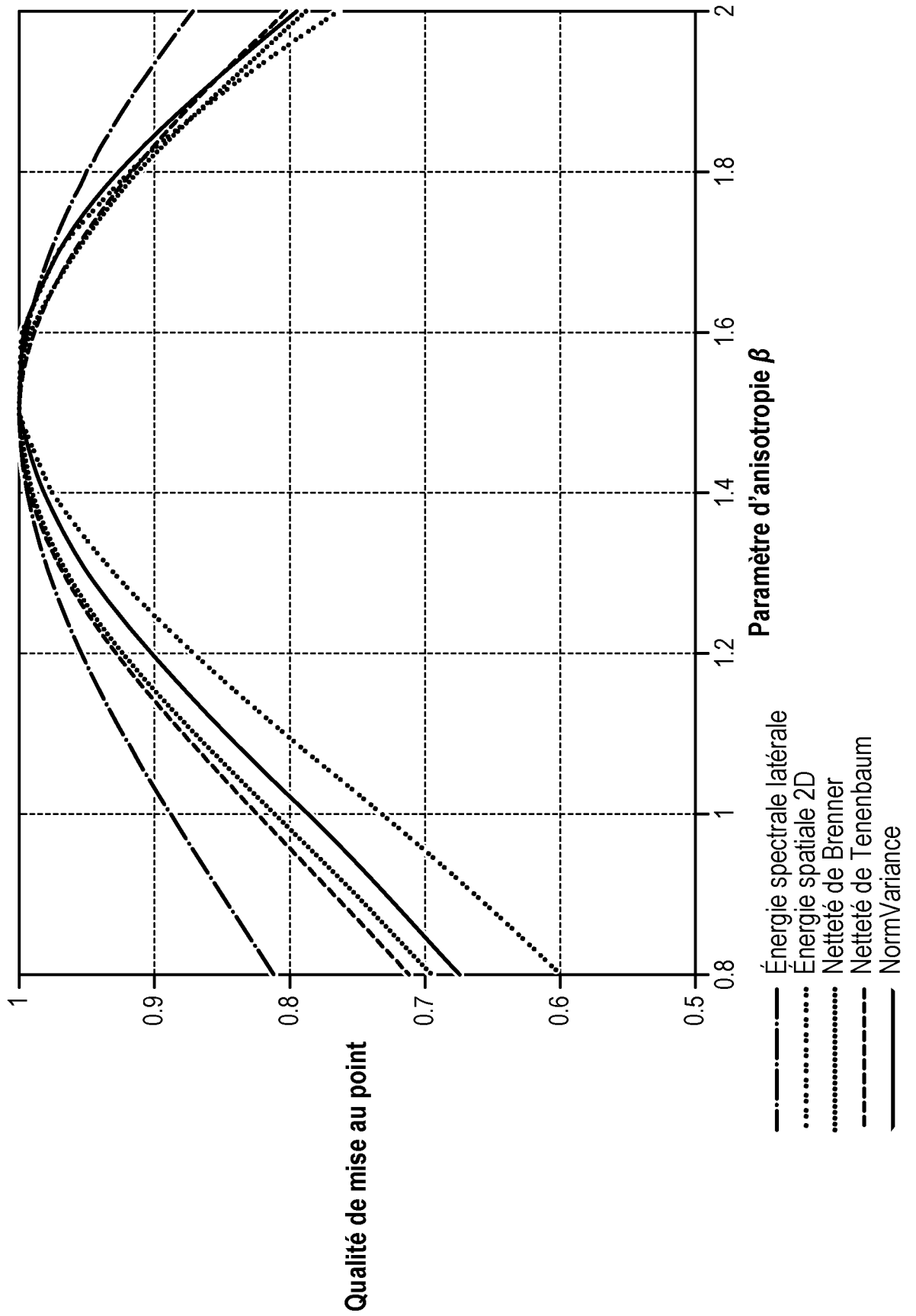


FIG. 12



9/9

FIG. 13

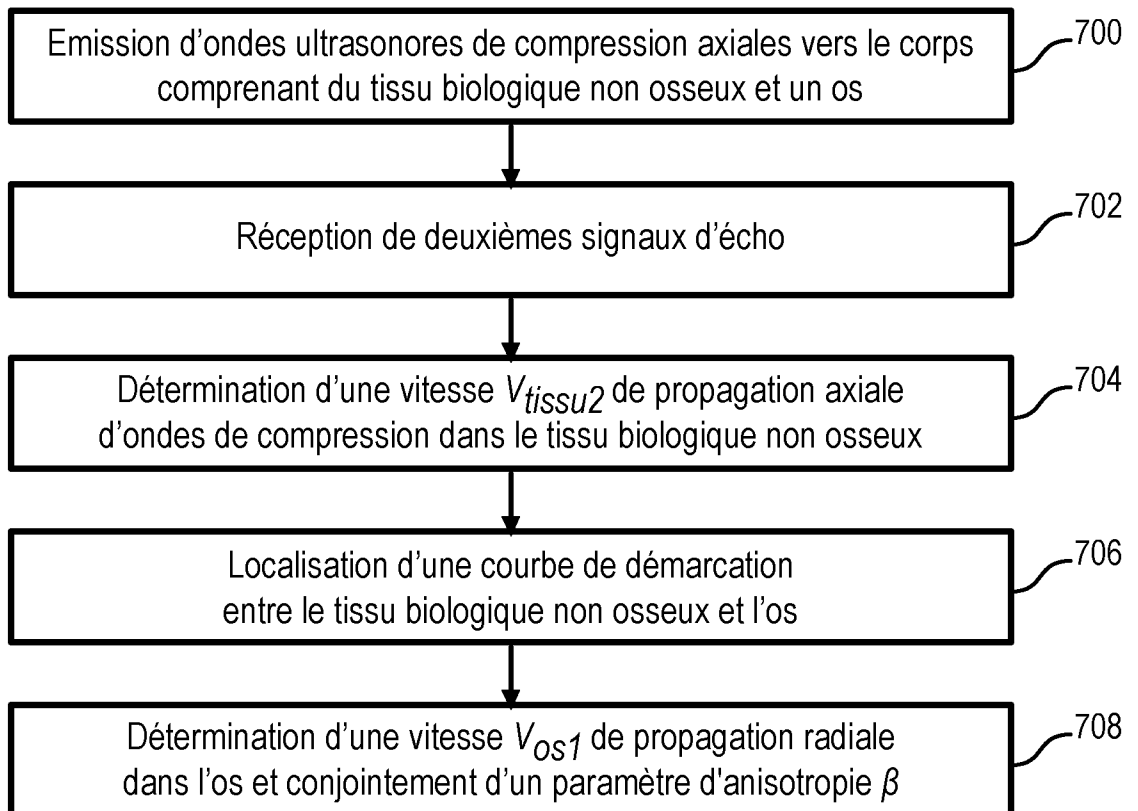
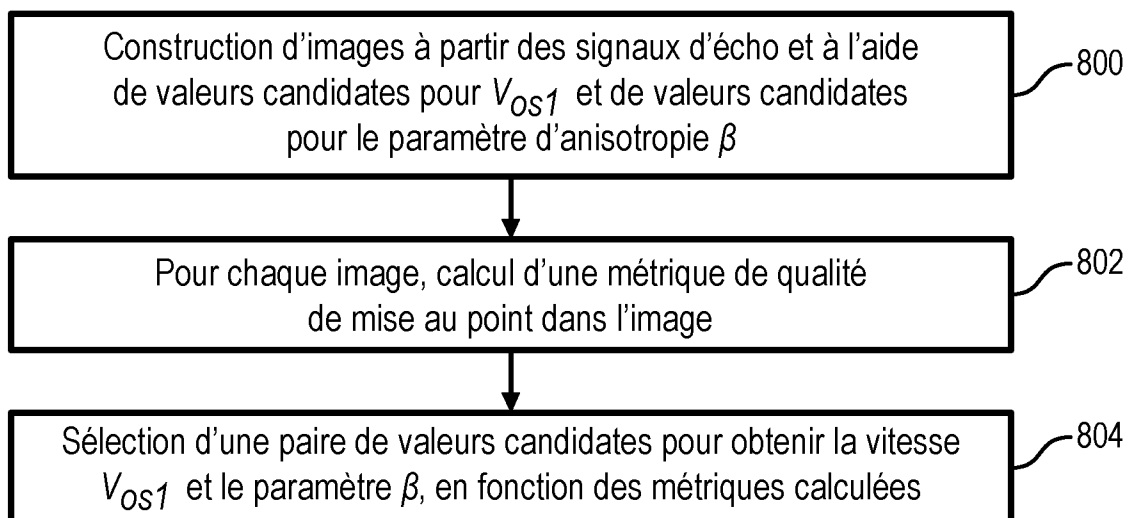


FIG. 14



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2018/069688

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B8/08
ADD.
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2005/004457 A1 (MOILANEN PETRO [FI] ET AL) 6 January 2005 (2005-01-06) abstract figures 1-12 paragraph [0032] - paragraph [0052]	1-15
A	US 5 038 787 A (ANTICH PIETRO P [US] ET AL) 13 August 1991 (1991-08-13) abstract figures 1-11 column 6, line 48 - column 21, line 2 ----- -/--	1-15

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search 21 August 2018	Date of mailing of the international search report 30/08/2018
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Moehrs, Sascha

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2018/069688

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	NICOLAS BOCHUD ET AL: "Predicting bone strength with ultrasonic guided waves", SCIENTIFIC REPORTS, vol. 7, 3 March 2017 (2017-03-03), page 43628, XP055467526, DOI: 10.1038/srep43628 abstract figure 1 Section "Methods" -----	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/EP2018/069688

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2005004457	A1	06-01-2005	AT 404120 T 15-08-2008
		AU 2002349065	A1 10-06-2003
		CN 1596084	A 16-03-2005
		EP 1448099	A1 25-08-2004
		ES 2314108	T3 16-03-2009
		JP 4338026	B2 30-09-2009
		JP 2005510283	A 21-04-2005
		US 2005004457	A1 06-01-2005
		WO 03045251	A1 05-06-2003

US 5038787	A	13-08-1991	AU 4062289 A 05-03-1990
		CA 1313252	C 26-01-1993
		DE 68927495	D1 09-01-1997
		DE 68927495	T2 05-06-1997
		EP 0428595	A1 29-05-1991
		US 5038787	A 13-08-1991
		WO 9001296	A1 22-02-1990

<p>A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE INV. A61B8/08 ADD.</p>		
<p>Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB</p>		
<p>B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE</p>		
<p>Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement) A61B</p>		
<p>Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche</p>		
<p>Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés) EPO-Internal, WPI Data</p>		
<p>C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS</p>		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	US 2005/004457 A1 (MOILANEN PETRO [FI] ET AL) 6 janvier 2005 (2005-01-06) abrégé figures 1-12 alinéa [0032] - alinéa [0052] -----	1-15
A	US 5 038 787 A (ANTICH PIETRO P [US] ET AL) 13 août 1991 (1991-08-13) abrégé figures 1-11 colonne 6, ligne 48 - colonne 21, ligne 2 ----- -/--	1-15
<p><input checked="" type="checkbox"/> Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents</p>		
<p><input checked="" type="checkbox"/> Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe</p>		
<p>* Catégories spéciales de documents cités:</p>		
<p>"A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent</p>		<p>"T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention</p> <p>"X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément</p> <p>"Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier</p> <p>"&" document qui fait partie de la même famille de brevets</p>
<p>"E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date</p>		
<p>"L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)</p>		
<p>"O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens</p>		
<p>"P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée</p>		
<p>Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée</p> <p>21 août 2018</p>		
<p>Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale</p> <p>30/08/2018</p>		
<p>Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale</p> <p>Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016</p>		<p>Fonctionnaire autorisé</p> <p>Moehrs, Sascha</p>

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	<p>NICOLAS BOCHUD ET AL: "Predicting bone strength with ultrasonic guided waves", SCIENTIFIC REPORTS, vol. 7, 3 mars 2017 (2017-03-03), page 43628, XP055467526, DOI: 10.1038/srep43628 abrégé figure 1 Section "Methods" -----</p>	1-15

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/EP2018/069688

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication	
US 2005004457	A1	06-01-2005	AT 404120 T	15-08-2008
			AU 2002349065 A1	10-06-2003
			CN 1596084 A	16-03-2005
			EP 1448099 A1	25-08-2004
			ES 2314108 T3	16-03-2009
			JP 4338026 B2	30-09-2009
			JP 2005510283 A	21-04-2005
			US 2005004457 A1	06-01-2005
			WO 03045251 A1	05-06-2003

US 5038787	A	13-08-1991	AU 4062289 A	05-03-1990
			CA 1313252 C	26-01-1993
			DE 68927495 D1	09-01-1997
			DE 68927495 T2	05-06-1997
			EP 0428595 A1	29-05-1991
			US 5038787 A	13-08-1991
			WO 9001296 A1	22-02-1990

专利名称(译)	超声波表征骨的方法		
公开(公告)号	EP3654847A1	公开(公告)日	2020-05-27
申请号	EP2018743779	申请日	2018-07-19
[标]申请(专利权)人(译)	法国国家科学研究中心 法国国家健康医学研究院		
申请(专利权)人(译)	CENTRE 法国国家科学研究 (CNRS) INSTITUT NATIONAL DE LA SANTE ET DE LA RECHERCHE MEDICALE (INSERM) ECOLE DE 高等 ET PHYSIQUE DE CHIMIE INDUSTRIELLES DE LA VILLE DE PARIS		
当前申请(专利权)人(译)	CENTRE 法国国家科学研究 (CNRS) INSTITUT NATIONAL DE LA SANTE ET DE LA RECHERCHE MEDICALE (INSERM) ECOLE DE 高等 ET PHYSIQUE DE CHIMIE INDUSTRIELLES DE LA VILLE DE PARIS		
[标]发明人	RENAUD GUILLAUME CASSEREAU DIDIER		
发明人	RENAUD, GUILLAUME CASSEREAU, DIDIER		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0875 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5269 G16H50/30		
优先权	2017056864 2017-07-19 FR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种表征骨的方法，该方法包括以下步骤：接收 (102) 传输到体内的超声波回波信号，确定 (104) 人体的非骨生物组织中的声速，定位 (106)。在所述确定步骤期间构造的人体图像中的非骨生物组织与骨之间的第一分界曲线，并确定 (108) 骨中的声速。确定速度的步骤包括根据信号构造图像，以及指示所构造图像中的聚焦质量的度量计算。