

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

(19) Organisation Mondiale de la Propriété
Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
4 décembre 2003 (04.12.2003)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 03/099133 A1

(51) Classification internationale des brevets⁷ : A61B 8/08,
B06B 1/06, G10K 11/00

(72) Inventeurs; et

(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR03/01565

(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : BOSSY,
Emmanuel [FR/FR]; Esc. B, 25, rue de la Grange
aux Belles, F-75010 Paris (FR). TALMANT, Maryline
[FR/FR]; 15, rue Aristide Briand, F-27200 Vernon (FR).
LAUGIER, Pascal [FR/FR]; 93, rue Nollet, F-75017 Paris
(FR).

(22) Date de dépôt international : 23 mai 2003 (23.05.2003)

(25) Langue de dépôt : français

(74) Mandataires : GROSSET-FOURNIER, Chantal etc.;
Grosset-Fournier & Demachy SARL, 54, rue Saint-Larare,
F-75009 Paris (FR).

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
02/06436 27 mai 2002 (27.05.2002) FR

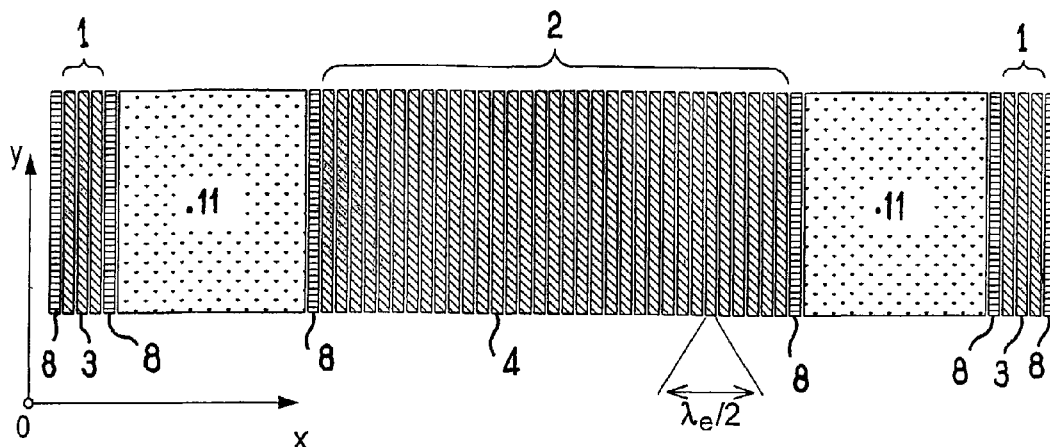
(81) États désignés (national) : AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ,
BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ,
DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,
HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK,
LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX,
MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SK,
SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU,
ZA, ZM, ZW.

(71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) :
CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE [FR/FR]; 3, rue Michel-Ange, F-75794 Paris
Cedex 16 (FR).

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: METHOD, PROBE AND APPARATUS FOR DETERMINING BY ULTRASONIC PROCESS PROPERTIES OF AN
OBSERVED MEDIUM IN PARTICULAR THE CORTEX OF A BONE

(54) Titre : PROCEDE, SONDE ET APPAREIL POUR CARACTERISER PAR VOIE ULTRASONORE UN MILIEU D'ETUDE
EN PARTICULIER LA COUCHE CORTICALE D'UN OS



(57) Abstract: The invention concerns a method which consists, by means of a probe comprising at least one ultrasound transmitter (3) and a series of receivers (4) distributed relatively closely along the propagation direction, in applying ultrasonic excitations and reading on each receiver (4) and at each sampling time the excitation level, thereby obtaining a spatio-temporal image of the excitations of the receivers. Said image is a matrix whereof each column corresponds for example to one receiver and each line to one sampling time. Said matrix is processed with a digital bidirectional Fourier transform to obtain a spatial frequency-temporal frequency diagram. On said diagram, the various vibratory modes generated by the excitation of the observed medium form curves whereof some geometrical features enable geometrical or mechanical characteristics of the observed medium to be deduced. The invention is useful for non-invasive *in vivo* bone characterization.

[Suite sur la page suivante]



WO 03/099133 A1



(84) États désignés (régional) : brevet ARIPO (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), brevet eurasién (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), brevet européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), brevet OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée :

— avec rapport de recherche internationale

— avant l'expiration du délai prévu pour la modification des revendications, sera republiée si des modifications sont reçues

En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.

(57) Abrégé : Au moyen d'une sonde comprenant au moins un émetteur (3) d'ultrasons et une série de récepteurs (4) repartis de manière relativement serrée le long de la direction de propagation, on applique des excitations ultrasonores et on relève sur chaque récepteur (4) et à chaque instant d'échantillonnage le niveau d'excitation. On obtient ainsi une image spatio-temporelle des excitations des récepteurs. Cette image est une matrice dont chaque colonne correspond par exemple à un récepteur et chaque ligne à un instant d'échantillonnage. On traite cette matrice par transformation de Fourier bidirectionnelle numérique pour obtenir un diagramme (fréquence spatiale) - (fréquence temporelle). Sur ce diagramme, les différents modes vibratoires générés par l'excitation dans le milieu d'étude forment des courbes dont certaines particularités géométriques permettent de déduire des caractéristiques géométriques ou mécaniques du milieu d'étude. Application à la caractérisation *in vivo* et de manière non-invasive de l'os.

Procédé, sonde et appareil pour caractériser par voie ultrasonore un milieu d'étude, en particulier la couche corticale d'un os.

5 Champ de l'invention

La présente invention concerne un procédé de caractérisation d'un milieu d'étude par application d'excitations ultrasonores sur une surface accessible.

10 La surface accessible peut appartenir au milieu d'étude lui-même, ou à un milieu intercalaire que les excitations ultrasonores devront traverser pour atteindre le milieu d'étude.

En effet, la présente invention s'intéresse en particulier à la caractérisation de la couche corticale d'un os, de manière non-invasive et in-vivo, la surface accessible étant alors la surface de la peau tandis qu'un milieu intercalaire constitué de tissus mous est interposé entre la surface accessible et la couche corticale de l'os.

20 La présente invention concerne également une sonde ainsi qu'un appareil pour la mise en œuvre du procédé et en particulier pour la caractérisation non-invasive et in-vivo de la couche corticale d'un os.

25 Contexte, Etat de l'art

Il est connu dans l'art que la propagation des ultrasons dans un matériau dépend des propriétés mécaniques et de la géométrie de ce matériau. Ainsi de nombreux dispositifs
30 utilisent la propagation des ultrasons dans les os, en particulier la mesure de vitesse de propagation, dans le but de dépister les modifications subies par l'os au cours de l'ostéoporose ou d'autres pathologies osseuses connues pour affecter la résistance ou l'intégrité osseuse. La majorité des

dispositifs commerciaux utilisent une technique de propagation dite transverse dans laquelle deux transducteurs ultrasonores sont disposés de part et d'autre de l'os à étudier, pour étudier la propagation des ultrasons à travers l'os [Brevet 5 Laugier/Berger WO 9526160]. La disposition particulière des capteurs inhérente à une telle technique la limite à l'étude de sites osseux périphériques tels que le talon, les phalanges ou le radius distal, qui sont accessibles à la mesure sur leurs deux faces opposées. Des techniques permettant l'étude 10 spécifique de l'os cortical, os qui ne présente qu'une seule face accessible, applicables sur des os longs tels que le tibia ou le corps du radius ont été proposées depuis de nombreuses années, mettant en jeu la propagation des ultrasons le long de la surface de l'os [G. Lowet and G. Van der Perre, "Ultrasound 15 velocity measurement in long bones: Measurement method and simulation of ultrasound wave propagation," J Biomech 29(10), 1255-1262 (1996), I. Siegel, G. T. Anast and T. Melds, "The determination of fracture healing by measurement of sound velocity across the fracture site," Surgery, Gynecol, 20 Obstetrics, 327-332 (1958)]. La présente invention concerne en particulier ces phénomènes de propagation le long de la surface de l'os.

Pour l'évaluation de l'os in vivo, il est connu que la vitesse de propagation, qui dépend des propriétés mécaniques et 25 géométriques de l'os, peut permettre un diagnostic de l'état de l'os [C. Njeh, D. Hans, T. Fuerst, C. C. Glüer and H. K. Genant (1999). Quantitative ultrasound assessment of osteoporosis and bone status. London, Martin Dunitz.]. Il a ainsi été montré que la mesure de la vitesse d'une onde ultrasonore (de fréquence de 30 l'ordre de 1 MHz) se propageant le long de la surface de l'os cortical au radius permet de discriminer une population saine d'une population ostéoporotique ayant subi une fracture de la hanche [M. Weiss, A. Ben-Shlomo, P. Hagag and S. Ish-Shalom, "Discrimination of proximal hip fracture by quantitative 35 ultrasound measurement at the radius", Osteoporosis Int. 11, 411-416 (2000)].

Les dispositifs connus, en permettant de déterminer la vitesse de propagation du premier signal parvenant à un ou plusieurs récepteurs consécutivement à l'application d'une excitation ultrasonore ne permettent qu'une caractérisation
5 relativement limitée du milieu d'étude et ne permettent que d'ouvrir, en fonction du résultat obtenu, un certain nombre d'hypothèses de diagnostic, entre lesquelles le praticien pourra avoir des difficultés à effectuer un choix.

Le but de la présente invention est ainsi de proposer un
10 procédé de caractérisation qui permette d'affiner considérablement les résultats fournis par l'application d'excitations ultrasonores à un milieu d'étude tel que la couche corticale d'un os.

Un autre but de la présente invention est de proposer
15 une sonde et un appareil qui conviennent pour la mise en œuvre du procédé.

Suivant un premier aspect de l'invention, le procédé de caractérisations d'un milieu d'étude par application d'excitations ultrasonores sur une surface accessible, en
20 particulier pour caractériser la couche corticale d'un os séparée d'une surface accessible par un milieu intercalaire, en particulier des tissus mous, dans lequel :

- par au moins un émetteur placé sur la surface accessible, on envoie des signaux d'excitation vers le milieu
25 d'étude,

- par des récepteurs pré-positionnés les uns par rapport aux autres dans une sonde que l'on place sur la surface accessible, on reçoit des signaux induits le long du milieu d'étude par les signaux d'excitation,

30 est caractérisé en ce qu'on détecte les états d'excitation, successifs dans le temps, de multiples récepteurs répartis sur le trajet des signaux, et on établit avec le résultat de ces détections une image spatio-temporelle des signaux vibratoires transmis le long du milieu d'étude.

35 L'image spatio-temporelle peut se présenter sous la forme d'une matrice dans laquelle chaque récepteur est représenté, par exemple, par une colonne tandis que chaque

instant, par exemple chaque instant d'échantillonnage, correspond à une ligne de la matrice. Ainsi, en reprenant l'exemple précité, chaque colonne indique la variation dans le temps du niveau d'excitation d'un récepteur associé à cette
5 colonne, tandis que chaque ligne indique la répartition des niveaux d'excitation le long du milieu d'étude tels qu'ils ont été perçus par les récepteurs à un instant donné, associé à cette ligne.

On enregistre ainsi la totalité des informations qui
10 sont accessibles avec un nombre de détecteurs donné et une fréquence d'échantillonnage donnée. La fréquence d'échantillonnage est choisie nettement plus grande que la fréquence centrale du signal d'excitation, de façon que les niveaux d'excitation relevés décrivent sans ambiguïté les
15 alternances d'excitation liées aux phénomènes vibratoires dans le milieu d'étude.

Pour éliminer les aléas de mesure, chaque mesure peut être effectuée au moyen de n essais, par exemple dix essais, et on peut prendre comme mesure par exemple pour chaque instant et
20 chaque récepteur, la moyenne des n niveaux d'excitation relevés au cours des n essais.

Lorsqu'un milieu intercalaire est interposé entre le milieu d'étude et les récepteurs, ce milieu intercalaire retarde la réception de chaque particularité de signal par
25 rapport à l'instant auquel la même particularité de signal a quitté le milieu d'étude pour commencer à traverser le milieu intercalaire. Un tel retard est sans incidence sur la qualité des résultats obtenus. Mais il est en outre possible que la sonde et plus particulièrement la direction d'alignement des
30 récepteurs de la sonde présentent un angle par rapport à la direction de propagation dans le milieu d'étude, en raison notamment d'une variation de l'épaisseur du milieu intercalaire le long de la direction de propagation. Le retard introduit par le milieu intercalaire diffère alors d'un récepteur à l'autre
35 et l'image spatio-temporelle perçue par les récepteurs présente une déformation dans le temps par rapport à celle que l'on relèverait le long du milieu d'étude. Il est possible de

corriger cette déformation soit par une technique de correction connue, soit de préférence par utilisation d'émetteurs placés de part et d'autre de la zone de réception de la sonde comme on le décrira plus loin.

5 Il est possible de réaliser plusieurs images spatio-temporelles pour un même milieu d'étude, en faisant varier la fréquence centrale de l'excitation ultrasonore. En effet, les modes vibratoires induits pour des fréquences centrales différentes sont également différents. De préférence, on fait
10 varier la fréquence centrale entre environ 100 kHz et 5 MHz.

De préférence on relève l'image par un échantillonnage spatio-temporel comprenant :

- envoyer le signal sous forme de tirs,
- pour chaque tir, activer sélectivement parmi les
15 récepteurs un petit nombre de récepteur(s) dont on relève l'état d'excitation à des intervalles de temps prédéterminés nettement plus petits que les périodes de signal, des récepteurs différents étant activés lors de tirs différents,
- dans l'image spatio-temporelle, ramener à une même
20 origine des temps les instants correspondant aux tirs provenant d'un même émetteur.

L'échantillonnage spatio-temporel consiste typiquement à n'activer qu'un seul récepteur pour chaque tir. On appelle tir une émission d'un bref train d'alternances ultrasonores à titre
25 de signal d'excitation. L'échantillonnage spatio-temporel consiste ensuite à relever à chaque instant d'échantillonnage le niveau d'excitation du récepteur activé. Au besoin, comme exposé plus haut, on peut, pour chaque récepteur, réaliser n essais et prendre comme mesure, pour chaque instant
30 d'échantillonnage, la moyenne des n niveaux d'excitation relevés.

Ce processus est répété pour tous les récepteurs successivement, en faisant en sorte que le tir ait exactement la même forme d'onde pour tous les essais.

35 Ensuite, on ramène à une même origine des temps toutes les mesures effectuées pour constituer la matrice correspondant à l'image spatio-temporelle recherchée.

Par ce procédé de double échantillonnage, on économise considérablement les moyens nécessaires pour relever et enregistrer l'image spatio-temporelle.

5 Mais il est également possible d'avoir une voie de mesure du niveau d'excitation et un compartiment de mémoire pour chaque récepteur, ces voies de mesure et compartiments de mémoire étant capables de fonctionner indépendamment et simultanément avec un cadencement temporel d'échantillonnage commun.

10 Les images spatio-temporelles fournies par le procédé selon l'invention, sont riches d'informations car elles regroupent les conséquences excitatoires des différents modes suscités par le signal d'excitation dans le milieu d'étude.

L'image spatio-temporelle peut être traitée, en particulier par transformation de Fourier bidimensionnelle numérique, pour en extraire un spectre des fréquences temporelles et des fréquences spatiales, et notamment établir une correspondance entre les valeurs des fréquences spatiales et les valeurs des fréquences temporelles.

20 Ce spectre, qui peut d'ailleurs être visualisé, fait apparaître, par exemple sous forme graphique, des paramètres dont on peut déduire directement ou indirectement, comme on le décrira plus loin, des grandeurs physiques relatives au milieu d'étude, en particulier la vitesse de propagation de l'onde transverse (onde de cisaillement), l'épaisseur du milieu de propagation, en particulier de la couche corticale de l'os, etc.

30 Selon un second aspect de l'invention, la sonde à ultrasons pour la mise en œuvre d'un procédé selon le premier aspect, en particulier pour l'auscultation osseuse, comprenant au moins un émetteur d'ultrasons dans au moins une zone d'émission et des récepteurs d'ultrasons dans une zone de réception, répartis le long d'une lame adaptatrice, est caractérisée en ce qu'il y a au moins environ dix récepteurs
35 placés dans la zone de réception. Par son nombre élevé de récepteurs, la sonde offre un maillage suffisamment précis pour

réaliser la partie spatiale de l'échantillonnage spatio-temporel prévu selon le procédé.

Suivant un troisième aspect de l'invention, l'appareil pour caractériser un milieu d'étude, en particulier pour caractériser un os in-vivo et de manière non-invasive, est

5 caractérisé en ce qu'il comprend :

- une sonde selon le deuxième aspect de l'invention ;
- des moyens de commande d'émission pour commander l'émission de tirs ultrasonores successifs par l'au moins un

10 émetteur,

- des moyens d'activation sélective pour activer l'un au moins des récepteurs pour chaque tir, et désactiver d'autres, respectivement, des récepteurs,
- des moyens pour relever et enregistrer en des instants

15 d'échantillonnage successifs l'état d'excitation de l'au moins un récepteur activé.

De préférence, l'appareil comprend des moyens de visualisation, tels qu'un écran vidéo, pour visualiser un diagramme (fréquence spatiale)-(fréquence temporelle) extrait

20 de l'image spatio-temporelle par un traitement mathématique approprié. Cette visualisation permet au praticien d'effectuer un repérage graphique des informations qu'il recherche, et aussi de se guider pour modifier les conditions expérimentales, par exemple la fréquence centrale d'excitation, en fonction du

25 type de réponse modale qu'il recherche.

D'autres particularités et avantages de l'invention résulteront encore de la description ci-après, relative à un exemple non-limitatif.

Aux dessins annexés :

- 30 - la figure 1 est une vue schématique de la sonde en coupe dans le plan des transducteurs ;
- la figure 2 est une vue partielle et schématique de la sonde de la figure 1, à échelle agrandie, en coupe dans un plan longitudinal perpendiculaire au plan des

35 transducteurs;

- la figure 3 est un schéma-bloc de l'appareil selon l'invention ;

- la figure 4 est un schéma de principe d'un cycle de mesure ;
- la figure 5 est un diagramme des trajets de propagation explicatif d'un premier mode d'évaluation de la vitesse
5 selon l'invention ;
- la figure 6 est un diagramme explicatif du procédé d'évaluation suivant une variante ;
- la figure 7 est un schéma illustrant l'étape de calibrage ;
- 10 - la figure 8 est un diagramme espace-temps relatif à l'évaluation de la vitesse de propagation après calibrage ;
- les figures 9 à 12 sont des vues de diagrammes (fréquence spatiale)-(fréquence temporelle) pour quatre valeurs
15 différentes du paramètre FE.

Comme le montrent les figures 1 et 2, la sonde est de type barrette linéaire constituée de transducteurs ultrasonores piézoélectriques plans, non focalisés. Les transducteurs sont répartis en trois zones, à savoir une zone de réception
20 centrale 2 située entre deux zones d'émission 1. La zone de réception 2 comprend des transducteurs 4 équidistants fonctionnant en récepteurs et chaque zone d'émission 1 comprend des transducteurs 3 équidistants fonctionnant en émetteurs. Intrinsèquement, tout transducteur peut être soit émetteur,
25 soit récepteur, et sa fonction effective dans la sonde ne dépend que du dispositif émetteur/récepteur électronique sur lequel on branche la sonde, et qui sera décrit en détail plus loin en tant que partie de l'appareil d'évaluation selon l'invention.

30 La sonde est dite unidimensionnelle, en ce sens que tous les transducteurs 3, 4 sont alignés selon une seule et même rangée rectiligne, et sont disposés dans un plan commun qui correspond au plan de la figure 1. D'une manière qui est classique pour les barrettes échographiques disponibles dans le
35 commerce, les transducteurs 3, 4, sont disposés entre un milieu arrière 6 (figure 2) dit « backing », et une lame adaptatrice

ou « face avant » 7 destinée au contact avec le corps (la peau) du patient, avec interposition d'un gel.

Dans chaque application, les dimensions de la surface de chaque élément transducteur sont déterminées par la directivité et la sensibilité des éléments. Les transducteurs ont de préférence une largeur égale à $\lambda_e/2$, expression dans laquelle λ_e est la longueur d'onde dans l'eau des ultrasons à la fréquence centrale de la sonde. Cette largeur permet d'obtenir une sonde à large ouverture angulaire. La largeur des transducteurs est orientée parallèlement à la direction d'alignement Ox des transducteurs 3 et 4 le long de la sonde. Dans chaque zone, les transducteurs 3 ou 4 sont adjacents les uns aux autres. La longueur de chaque transducteur 3 et 4, mesurée dans le plan des transducteurs (plan de la figure 1) mais suivant la direction Oy perpendiculaire à leur direction d'alignement Ox, est choisie suffisamment grande pour obtenir un élément suffisamment sensible. Dans l'exemple non-limitatif de la figure 1, la longueur des transducteurs est égale à quatre fois λ_e .

La fréquence centrale utilisée peut être comprise par exemple entre 100 kHz et 5 MHz, non limitativement, pour une sonde utilisée sur le corps humain ou animal. Si la fréquence centrale est de 1 MHz, on a $\lambda_e = 1,5$ mm. On appelle fréquence centrale de la sonde la fréquence calculée d'après le passage du signal par deux zéros consécutifs dans le même sens, c'est à dire par exemple en allant d'une valeur positive à une valeur négative de l'intensité.

Chaque zone 1 ou 2 est encadrée par deux éléments 8 reliés à la masse. Ainsi, lorsqu'ils sont activés, les transducteurs 3 et 4 qui sont en limite de région 1 ou 2 fonctionnent dans les mêmes conditions qu'un transducteur 3 ou 4 situé entre deux autres transducteurs de la même région. Il est en outre prévu entre la région de réception 2 et chacune des deux régions d'émission 1 une barrière absorbante 11 qui dans l'exemple représenté est réalisée en liège. Les barrières 11 dites « barrières de face avant », sont destinées à atténuer fortement les ondes susceptibles de se propager dans la face

avant de la sonde. Elles forment chacune une interruption dans la lame adaptatrice 7 (figure 2), s'étendent dans toute la zone d'épaisseur (suivant la direction Oz) des transducteurs 3 et 4, et font saillie dans le milieu arrière 6 sans toutefois le traverser complètement. Chaque barrière 11 présente une face antérieure 12 destinée à n'être séparée du contact avec la peau du patient que par un film d'étanchéité qui recouvre également la lame 7. La face 12 est plane et coplanaire avec la face frontale de la lame adaptatrice 7. Chaque barrière 11 présente en direction Oy une dimension au moins égale aux transducteurs, c'est à dire dans l'exemple quatre fois λ_e . Dans la direction Ox, la barrière 11 s'étend sur par exemple 10 mm.

La sonde étant dans l'air, pour un signal électrique de 160 Volts émis sur un transducteur d'un côté d'une barrière 11, le signal électrique reçu par un transducteur situé de l'autre côté de la barrière est inférieur à 160 microvolts, de sorte que l'atténuation en amplitude est au moins égale à un facteur 10^6 , ce qui équivaut à 120 dB.

Dans l'exemple représenté à la figure 1, la zone de réception comprend 32 transducteurs 4 adjacents les uns aux autres, et chaque zone d'émission comprend trois transducteurs 3 adjacents les uns aux autres. Il y a donc en tout 38 transducteurs, six éléments 8 reliés à la masse et deux barrières 11, et ainsi la longueur totale de la sonde est de l'ordre de 50 mm avec les dimensionnements exposés plus hauts. En pratique, la zone de réception peut typiquement, mais non limitativement, comporter 10 à 64 récepteurs selon l'utilisation de la sonde et la taille de sonde souhaitée. Le choix dépend d'un compromis entre la fréquence centrale choisie et le site du squelette qui est exploré.

Il est théoriquement possible de prévoir un seul émetteur 3 dans chaque zone d'émission 1. Il est toutefois préféré d'en prévoir plus qu'un et par exemple trois comme dans l'exemple représenté, pour deux raisons différentes. La première raison est que si un émetteur 3 est défectueux, la sonde est encore utilisable avec les deux autres émetteurs. Un autre avantage de prévoir plusieurs émetteurs est de permettre

de faire fonctionner simultanément au moins deux émetteurs 3 de la même zone d'émission 1 en les calant temporellement de telle manière qu'ils soient en concordance spatiale de phase. Autrement dit, lors d'une émission, le signal émis par l'émetteur 3 le plus proche de la zone de réception vient se superposer en concordance de phase avec le signal venant de plus loin, le long de l'interface à ausculter, en provenance de l'autre émetteur en fonctionnement, plus éloigné de la zone de réception 2.

La sonde comprend encore un boîtier plastique de protection 13 qui n'est représenté que schématiquement à la figure 2. Le film d'étanchéité recouvrant la lame adaptatrice 7 et la face antérieure 12 des barrières absorbantes 11 est apparent sur toute une face antérieure du boîtier. Du côté opposé à la sonde proprement dite, le boîtier 13 renferme un connecteur 14 par lequel les transducteurs 3 et 4 sont raccordés à un câble unique 16 dans lequel les liaisons électriques individuelles avec chaque transducteur sont rassemblées spatialement. Dans la représentation schématique de la figure 2, la masse 17 est représentée à l'intérieur du boîtier 13, mais en pratique, il s'agit d'un fil supplémentaire dans le câble 16, par l'intermédiaire du connecteur 14.

Comme le montre la figure 3, l'appareil selon l'invention pour évaluer in vivo et de manière non-invasive les propriétés mécaniques d'un os, comprend :

- une sonde 21 qui peut être telle que décrit en référence aux figures 1 et 2 et qui n'est que très schématiquement représentée ;
- un module électronique émetteur/récepteur 22 qui est relié d'une part à la sonde 21 par le câble 16 et d'autre part à un ordinateur PC 23 dans lequel sont installées une carte d'acquisition numérique du signal 24 ainsi qu'une partie logicielle 26 permettant de commander la carte d'acquisition numérique du signal 24 et le module électronique émetteur/récepteur 22. Le logiciel 26 assure également le stockage des données en temps et en espace, et le traitement de ces données pour fournir les évaluations attendues. Les données

en temps et en espace précitées comprennent en particulier la localisation des émetteurs et des récepteurs activés ainsi que les instants d'émission et de réception correspondants.

Le module électronique 22 contient une partie émission
5 (partie gauche à la figure 3) et une partie réception (partie droite à la figure 3), ainsi qu'une alimentation 27. Le module électronique comprend en particulier une matrice d'interconnexion 28 comprenant elle-même une partie émission 29 munie de bornes telles que 31 auxquelles sont reliées,
10 respectivement, les liaisons du câble 16 raccordées aux émetteurs 3 de la sonde 21, et une partie réception 32 comportant des bornes 33 auxquelles sont reliées les liaisons du câble 16 qui sont raccordées aux récepteurs 4 de la sonde 21.

15 La partie émission du module comporte ainsi q voies indépendantes émettrices 34, par exemple seize voies dans une réalisation typique, par lesquelles des excitations électriques d'amplitude 160 V sont envoyées aux émetteurs 3 de la sonde 21. Les seize voies peuvent émettre soit une à la fois, soit
20 plusieurs à la fois avec des retards relatifs réglables de façon à réaliser une « synthèse de faisceau », c'est à dire la concordance spatiale de phase décrite précédemment. La partie réception comporte r voies 36, par exemple 64 dans une réalisation typique, qui raccordent chaque récepteur 4 de la
25 sonde 21, via la partie réception 32 de la matrice d'interconnexion 28, avec un multiplexeur 37 qui permet la lecture successive des r voies 36 par la carte d'acquisition 24.

Il y a encore dans le module électronique
30 émetteur/récepteur un étage séquenceur et de commande de gain 38 qui est relié à une entrée de commande 39 d'un étage de synthèse de faisceau 41 d'où partent les voies émettrices 34. Par l'entrée de commande 39, le séquenceur 38 commande l'étage 41 de façon à définir d'une part les instants des tirs
35 (émissions de signal par les émetteurs 3 de la sonde 21), et d'autre part les émetteurs concernés par le tir à effectuer à chaque instant de tir. L'appareil selon l'invention comprend en

outre une commande (non représentée) permettant de régler la fréquence centrale d'excitation entre environ 100 kHz et environ 5 MHz.

Le séquenceur 38 est également relié à une entrée de commande 42 du multiplexeur 37 pour définir, à chaque instant, le numéro de la voie réceptrice 36 dont l'état d'excitation doit être transmis à un amplificateur de sortie 43.

L'étage séquenceur et de commande de gain 38 est en outre raccordé à une entrée de commande 44 pour commander le gain G de l'amplificateur de sortie 43.

Les liaisons entre l'ordinateur PC 23 et le module électronique 22 comprennent :

- une liaison 46, typiquement mais non-limitativement une liaison série, avec le séquenceur 38, permettant au logiciel 26 de programmer les séquences de tirs à effectuer par les émetteurs 3, ainsi que la position du récepteur 4 dont le signal doit être transmis à l'entrée de l'amplificateur 43 pour chaque tir, respectivement ;

- une liaison de synchronisation 47 par laquelle la carte d'acquisition 24 est synchronisée avec les tirs réglés par le séquenceur 38 ; et

- une liaison données 48 entre la sortie de l'amplificateur 43 du module 22 et la carte d'acquisition 24, pour permettre la lecture et l'enregistrement des données dans l'ordinateur PC 23.

Le procédé selon l'invention donne accès à la connaissance de diverses vitesses de propagation correspondant à divers modes vibratoires. Certaines vitesses ne sont accessibles que par un traitement mathématique pour établir un diagramme (fréquence spatiale)-(fréquence temporelle) selon des étapes de procédé qui seront décrites plus loin. D'autres vitesses sont également accessibles sur les données espace-temps relatives à certaines particularités des signaux se propageant dans le milieu d'étude.

L'utilisation de ces données espace-temps nécessite de déterminer les temps de parcours respectifs du signal jusqu'aux différents récepteurs 4 de la sonde. Comme le module

électronique 22 ne surveille qu'un seul récepteur 4 à la fois, on détecte l'écart de temps de parcours précité non pas par détection de l'arrivée du signal consécutif à un même tir successivement sur les deux détecteurs, mais par une méthode
5 d'échantillonnage spatio-temporel consistant à effectuer deux tirs différents en activant pour chaque tir l'un respectif des deux récepteurs, après quoi on peut calculer l'écart de temps de parcours du signal entre les deux récepteurs en calculant la différence entre les temps de parcours respectifs depuis
10 l'émetteur jusqu'à chacun des récepteurs.

En outre, pour connaître le diagramme espace-temps d'une particularité de signal le long de l'os, c'est à dire le diagramme donnant la distance parcourue par cette particularité le long de l'interface en fonction du temps, on effectue des
15 tirs respectifs pour chacun des récepteurs 4 de façon à obtenir, dans l'exemple d'une sonde à 32 récepteurs, 32 points du diagramme espace-temps.

Par ailleurs, pour minimiser les effets des aléas de mesure, chaque mesure du temps de parcours entre un ou
20 plusieurs émetteurs et un récepteur 4 déterminé est effectuée n fois et on prend comme temps de parcours le temps de parcours mesuré sur la moyenne des n tirs.

Ce processus est visualisé à la figure 4. Une boucle principale 49 est parcourue pour chacune des r voies de
25 réception 36. Pour chaque récepteur 4 ayant la position j (j variant de 1 à r), on réalise deux séries de n tirs. La première série de tirs correspond à l'émission par un groupe d'émetteurs situés d'un côté de la zone de réception, la seconde série correspondant à l'émission par l'autre groupe
30 d'émetteurs 3 situé de l'autre côté de la zone de réception 1. Pour chaque récepteur 4, et pour une zone d'émission, le système émet n tirs dont on fait la moyenne, et on enregistre alors le tir moyen résultant de la moyenne des n tirs. Cette moyenne permet une réduction du bruit aléatoire. Au total, un
35 cycle de mesure correspond à $2.r.n$ tirs qui conduisent à l'enregistrement de $2r$ signaux temporels moyennés. On peut en outre réaliser autant de cycles successifs que désiré, en

précisant un nombre p de cycles de mesure dans le logiciel 26 de pilotage de l'appareil de la figure 3. On obtient alors un fichier final de données contenant $2.r.p$ signaux temporels moyennés. A la fin de chaque série de $r.n$ tirs les données sont transférées de la carte 24 vers la mémoire vive de l'ordinateur 23. L'ensemble des données est laissé dans la mémoire vive tant que l'ensemble des p cycles n'est pas terminé. A la fin des p cycles, les données sont enregistrées sur un fichier. A la fin de chaque série de $r.n$ tirs ($2.p$ séries au total), on dispose donc des données en mémoire vive pour un éventuel traitement en temps réel.

Le logiciel de pilotage 26 installé dans l'ordinateur 23 pour piloter le module électronique 22 permet de spécifier tous les paramètres nécessaires à la définition d'une acquisition complète :

- le nom du fichier d'enregistrement et le chemin d'accès dans l'ordinateur ;
- le choix des émetteurs 3 et des récepteurs 4 mis en jeu ;
- les éventuels retards relatifs entre les tirs d'un groupe d'émetteurs 4 afin de réaliser l'effet de synthèse de faisceau décrit précédemment : on règle les retards relatifs d'après l'effet constaté sur les récepteurs (4), où on recherche une superposition des signaux correspondant aux émetteurs simultanément activés ;
- le gain associé à chaque récepteur (4), car il est par exemple nécessaire de prévoir un gain plus fort pour les récepteurs (4) les plus éloignés du groupe d'émetteurs (3) qui est activé, ou parce qu'un gain plus fort est nécessaire pour certains récepteurs (4) moins sensibles, ce qui peut être déterminé par des tests préalables, ou encore en fonction des individus ;
- le nombre de tirs (n) à moyenner pour chaque récepteur;
- le nombre de cycles (p) d'une acquisition complète ;
- le délai éventuel entre ces cycles ;
- le temps entre les tirs successifs ;

- la fréquence d'échantillonnage, c'est-à-dire la cadence à laquelle sont relevés les états d'excitation successifs du récepteur 4 qui est activé. Cette fréquence est au moins égale à 10 fois, de préférence 50 fois la fréquence centrale du signal ultrasonore émis ;

- la durée des signaux acquis (donc le nombre de points d'acquisition par signal temporel), ce qui est un paramètre significatif lorsqu'on souhaite relever des informations en plus de celles du délai d'arrivée du premier signal.

Le dispositif a été optimisé de façon à pouvoir réaliser le plus rapidement possible un grand nombre de mesures. Le temps minimum entre deux tirs successifs est par exemple de 125 μ s dans une réalisation typique. Ce temps minimum peut être dicté par un délai de rechargement d'un condensateur, ou par un délai de disparition du signal ultrasonore précédent. A titre d'exemple, le temps mis pour réaliser un cycle de mesure complet avec $n = 10$ tirs par récepteur, et si la sonde comporte 50 récepteurs (4), est typiquement de $125\mu s \times 2 \times 10 \times 50 = 125$ ms. Par conséquent, même si la sonde est tenue manuellement par un opérateur sur le corps d'un patient, celle-ci est quasiment immobile pendant un cycle de mesure.

Pour chaque tir, l'état d'excitation du récepteur 4 qui est activé est relevé et enregistré à chaque instant d'échantillonnage. On obtient donc une base de valeurs donnant l'état d'excitation du récepteur en fonction du temps pendant la durée de la mesure relative à ce tir, par exemple 125 μ s. Comme instant d'arrivée du premier signal, on peut prendre le premier instant d'échantillonnage où l'état d'excitation dépasse un certain niveau prédéterminé, le premier passage par un maximum, le premier changement de signe, etc. Une fois les tirs effectués, on ramène tous les relevés à la même origine des temps et on fait la moyenne des n tirs en calculant le niveau moyen d'excitation de chaque récepteur à chaque instant d'échantillonnage. On obtient aussi un relevé moyen sur lequel

on recherche, par exemple, la particularité de signal servant de critère pour l'arrivée du premier signal.

Le procédé de relevage qui vient d'être décrit permet aussi de réaliser une « image » spatio-temporelle des modes d'excitation qui se propagent le long de l'interface en 5 conséquence d'un tir. L'image spatio-temporelle au sens de la présente invention est une matrice bi-dimensionnelle des états d'excitation en fonction du récepteur, chaque position de récepteur correspondant par exemple à une colonne de la 10 matrice, et chaque instant d'échantillonnage (identifié par son retard par rapport à l'instant de tir) correspondant par exemple à une ligne de la matrice.

Pour chaque récepteur, donc pour chaque colonne dans l'exemple, la succession de valeurs utilisées peut être, 15 suivant les applications :

- Les valeurs relevées au cours de l'un quelconque par exemple le premier des n tirs dans un sens donné pour ce récepteur ;
- Les valeurs relevées pour ce récepteur dans un sens au 20 cours de celui des n tirs qui correspond le mieux à la valeur moyenne calculée pour le temps d'arrivée du premier signal ;
- Pour chaque instant la moyenne des valeurs d'excitation relevées pour cet instant au cours des n tirs dans un 25 sens de propagation.

On peut encore, non seulement pour l'arrivée du premier signal mais aussi pour chaque point du signal, calculer par le procédé selon l'invention le temps mis par ce point du signal pour se propager d'un récepteur à l'autre et obtenir une image 30 spatio-temporelle débarrassée de la déformation introduite par le milieu intercalaire.

L'« image » ainsi obtenue par l'une ou l'autre méthode fait apparaître le mode « transmission directe » du signal le long de l'os, et des modes induits dits « longitudinaux », 35 correspondant à des vibrations en compression-détente avec des efforts parallèles à la direction de propagation, et des modes induits dits transverses, correspondant à des contraintes de

cisaillement entre des plans perpendiculaires à la direction de propagation. L'image spatio-temporelle est décalée et éventuellement déformée par l'effet des tissus mous, mais sa configuration reste identifiable et analysable à des fins de diagnostic.

Le type d'acquisition (temps/espace) permet donc de réaliser une analyse (fréquence temporelle)-(fréquence spatiale) en ce sens que les lignes (dans l'exemple précité) de la matrice donnent une image des états d'excitation de la rangée de récepteurs à un instant donné, et les colonnes (toujours dans l'exemple précité) de la matrice donnent une image des états d'excitation successifs d'un récepteur donné dans le temps qui suit un tir.

L'image spatio-temporelle est obtenue avec des moyens très simples puisqu'un seul récepteur est activé à chaque instant. On appelle échantillonnage spatio-temporel le procédé utilisé, qui consiste à ne relever l'état d'excitation que d'un petit nombre de détecteurs (un seul détecteur dans l'exemple préféré) pour chaque tir (échantillonnage spatial) et à relever pour ce détecteur l'état d'excitation à des instants successifs à la suite de ce tir (échantillonnage temporel), puis à obtenir « l'image spatio-temporelle », c'est-à-dire la matrice bidimensionnelle en ramenant tous les relevés à la même origine des temps, par exemple l'instant de tir.

Lors de la réalisation de p cycles de mesure successifs, le système offre la possibilité d'obtenir une valeur en temps réel de la vitesse du premier signal, calculée à partir de deux séries successives de $r.n$ tirs, à savoir une série dans chaque sens, les données associées à un cycle étant présentes dans la mémoire vive de l'ordinateur 23. Le temps entre deux tirs successifs est également réglable entre le minimum technique précité de par exemple $125\mu s$, à une valeur plus élevée, par exemple pour l'enregistrement de signaux au-delà de $125\mu s$ ou la visualisation en temps réel de la vitesse en fonction du cycle. Ceci peut permettre entre autres de visualiser en temps réel la vitesse du premier signal mesurée en fonction de la position de

la sonde sur l'os, pour repérer par exemple une zone de vitesse extrême.

Le logiciel de traitement des données utilise les données lues par la carte d'acquisition 24, soit en post-traitement à partir des fichiers de données enregistrées sur le disque dur de l'ordinateur, soit directement après chaque cycle à partir de la mémoire vive de l'ordinateur pour des traitements en temps réel. L'utilisation de tirs ultrasonores dans deux sens opposés vers les mêmes récepteurs 4 permet de calculer la vitesse d'un signal le long de l'interface de réfraction sous-jacente, c'est-à-dire dans l'application considérée à la surface de l'os, indépendamment de l'effet des tissus mous qui sont interposés entre l'interface et la sonde, et indépendamment de l'effet d'une éventuelle inclinaison entre la direction étudiée de l'interface et le plan des récepteurs.

On va exposer ci-après ce procédé d'élimination de l'effet des tissus mous et de l'inclinaison en se référant à la propagation du premier signal mais le procédé est applicable aux autres types de signaux qui sont produits dans l'os pour un tir composé par un train d'alternances individuelles.

On va d'abord décrire comment à partir d'une paire de récepteurs 4 ayant entre eux une distance connue et qui reçoivent l'onde rayonnée par l'interface dans un sens de propagation puis dans l'autre, on peut obtenir par un calcul très simple la vitesse de l'onde dans l'os, c'est-à-dire principalement dans la couche superficielle de l'os adjacente à l'interface avec les tissus mous, indépendamment de l'épaisseur des tissus mous et même d'une éventuelle inclinaison α entre le plan des deux récepteurs composant la paire, et la direction de propagation étudiée le long de la surface de l'os.

On a représenté à la figure 5 une partie de la sonde placée sur la surface de la peau 51 d'un patient dont l'os à ausculter est désigné par 52 et les tissus mous interposés entre la sonde et l'os sont désignés par 53. Des traits plus épais montrent les trajets géométriques suivis par l'onde arrivant en deux récepteurs situés en B et E, séparés d'une

distance Δr . L'onde se propageant le long de l'os 52 est en même temps renvoyée par réfraction à travers les tissus mous vers la sonde suivant un angle β qui, de manière connue, est donné par la relation

$$\sin \beta = \frac{V_{Tm}}{V_{Os}} \quad (1)$$

dans laquelle V_{Tm} et V_{Os} sont respectivement la vitesse du signal dans les tissus mous 53 et dans l'os 52.

L'angle critique β ainsi déterminé détermine aussi les points A et C d'où partent, le long de l'os 52, les signaux réfractés qui seront reçus par les récepteurs situés en B et E respectivement.

Par ailleurs, la différence de temps d'arrivée aux deux récepteurs s'écrit :

$$\Delta t = (t_{AC} + t_{CD} + t_{DE}) - t_{AB} = t_{AC} + t_{DE}$$

On sait également que $t_{AC} = \frac{BD}{V_{Os}}$ et que $t_{DE} = \frac{DE}{V_{Tm}}$

Le point D est le point de la droite du segment CE tel que $CD = AB$.

Les différentes relations qui viennent d'être exposées permettent de déduire après quelques manipulations trigonométriques l'expression suivante :

$$\Delta t = \frac{\Delta r \cdot \cos(\alpha)}{V_{Os}} \cdot \left(1 + \frac{\tan(\alpha)}{\tan(\beta)}\right).$$

Si l'onde arrive dans l'autre sens le long de la surface de l'os, il suffit de changer le signe de α dans l'expression précédente. Finalement, l'écart de temps d'arrivée s'écrit, pour les deux sens de propagation:

$$\Delta t^{\pm} = \frac{\Delta r \cdot \cos(\alpha)}{V_{Os}} \cdot \left(1 \pm \frac{\tan(\alpha)}{\tan(\beta)}\right) \quad (2)$$

l'indice \pm correspondant aux deux sens possibles de propagation le long de la surface.

L'intérêt de ce procédé de tir dans les deux sens vers les deux mêmes récepteurs est de fournir très simplement la
 5 vitesse dans l'os à partir de Δt^+ et Δt^- : en sommant Δt^+ et Δt^- , on obtient simplement :

$$V_{os} = \frac{2.\Delta r}{\Delta t^+ + \Delta t^-} \times \cos(\alpha)$$

(3)

L'angle α est inconnu a priori lors d'une expérience *in vivo*,
 10 mais on peut néanmoins raisonnablement le supposer petit, et écrire $\cos(\alpha) \cong 1$, à l'ordre 2 en α . On a alors très simplement comme première approximation V_{osao} de la vitesse de l'onde dans l'os la relation

(4)

$$15 \quad V_{osao} = \frac{2.\Delta r}{\Delta t^+ + \Delta t^-} \cong V_{os}$$

Par exemple, pour $\alpha < 4^\circ$, l'erreur relative commise est inférieure à $1 - \cos(\alpha) = 0.2 \%$.

Cette formule revient simplement à prendre pour le temps de
 20 parcours du signal le long du milieu d'étude :

$$\Delta t_0 = \frac{\Delta t^+ + \Delta t^-}{2}$$

25 On connaît ainsi le temps de parcours réel pour une particularité identifiable des signaux se propageant dans le milieu d'étude entre deux points correspondant à deux récepteurs 4.

Un intérêt du procédé de correction qui vient d'être
 30 décrit est de fournir une estimation très précise des vitesses et des temps de parcours le long de la surface de l'os, en ne connaissant que très approximativement la vitesse dans les tissus mous, vitesse qu'il suffit de prendre égale à 1500 m/s (vitesse approximative dans les tissus mous donnée dans la
 35 littérature). La vitesse dans l'os est obtenue très simplement

en calculant la somme $\Delta t^+ + \Delta t^-$ des différences de temps d'arrivée dans les deux sens, avec une approximation à l'ordre 2 en α nettement suffisante pour des mesures *in vivo*. (Si une précision supérieure est nécessaire, on peut l'obtenir par estimation de α comme décrit précédemment). Cette correction de l'angle α n'est possible que parce que la zone de réception est commune aux tirs dans les deux sens, condition nécessaire pour que l'angle α entre les récepteurs utilisés et la surface de l'os soit le même pour les deux tirs dans les sens opposés.

10

La sonde selon l'invention possède un groupe de récepteurs 4, plutôt qu'une paire unique de récepteurs, afin de réaliser l'échantillonnage spatio-temporel. La façon la plus simple de calculer la vitesse corrigée pour éliminer l'effet de l'angle α entre l'alignement des récepteurs et la surface de la sonde, est de tracer le graphe des temps d'arrivée aux récepteurs en fonction de la position des récepteurs, ceci pour les tirs dans les deux sens, comme le montre figure 6, où les récepteurs 4 sont désignés individuellement par R1.....Rr. On obtient deux séries de points, qui s'alignent sur deux droites de pentes

15

20

$$\frac{1}{V^+} = \frac{\Delta t^+}{\Delta r} \quad \text{et} \quad \frac{1}{V^-} = \frac{\Delta t^-}{\Delta r}$$

qui ont des valeurs absolues différentes si α est non nul, ce qui est le cas illustré à la figure 6. La vitesse corrigée (à l'ordre 2 en α) est simplement obtenue en procédant à des substitutions dans l'expression (4) qui devient

25

30

$$V_{Osao} = \frac{2}{\frac{\Delta t^+}{\Delta r} + \frac{\Delta t^-}{\Delta r}} \cong V_{Os} \tag{6}$$

valeur qui peut être précisée par le procédé itératif déjà décrit. Ce procédé de mesure par la pente fournit une mesure plus robuste qu'une simple mesure de $\frac{\Delta t^+}{\Delta r}$ et $\frac{\Delta t^-}{\Delta r}$ obtenue à partir de deux récepteurs, puisqu'on intègre un plus grand

nombre de récepteurs, ce qui compense les incertitudes de mesure si celles-ci sont de nature aléatoire. Ce procédé donne des résultats très précis si les capteurs sont parfaitement alignés sur une même ligne, et que leurs positions relatives sur cette ligne sont connues avec précision (même si ils ne sont pas également répartis). La précision relative nécessaire sur les positions des récepteurs est d'au moins 1%, si l'on souhaite obtenir la vitesse V_{os} avec moins de 1% d'erreur. Or il est technologiquement difficile de positionner les récepteurs avec une telle précision à la fabrication. Pour y remédier, il est préféré, selon l'invention, de calibrer la sonde, de préférence suivant un procédé de calibrage de la sonde, utilisant la correction d'angle précédemment décrite.

15 Procédé de calibrage de la sonde.

Le problème de la position relative des récepteurs 4 dans la sonde 21 est de deux sortes: les distances entre récepteurs adjacents sont inconnues d'une part, et d'autre part l'angle que fait une paire de récepteurs adjacents avec la surface de l'os dépend de la paire considérée. Ceci est illustré à la figure 7, avec six récepteurs. Le procédé de base décrit jusqu'à présent corrige automatiquement l'angulation de chaque paire, mais ne corrige pas les incertitudes sur la distance entre récepteurs successifs. Le principe du calibrage que l'on va maintenant décrire consiste en la détermination de la distance entre les deux récepteurs de chaque paire. En pratique, on place la sonde en regard d'un matériau calibré dans lequel la vitesse de propagation est connue précisément, avec l'alignement moyen des récepteurs à peu près parallèle à la surface du matériau (de façon que tous les angles considérés soient petits). On mesure alors les différences Δt^+ et Δt^- de temps d'arrivée pour chaque paire de récepteurs adjacents. Pour chaque paire de récepteurs adjacents, la différence de temps d'arrivée qui serait obtenue si l'angle de la paire avec la surface était nul vaut $\Delta t = \frac{\Delta t^+ + \Delta t^-}{2}$ (à l'ordre 2 en α).

Connaissant la vitesse V_{cal} , qui vaut $V_{cal} = \frac{\Delta r}{\Delta t}$, on en déduit pour chaque paire la distance $\Delta r = V_{cal} \times \Delta t$ qui sépare les 2 récepteurs.

Lors d'une mesure sur une surface osseuse pour laquelle on désire déterminer la vitesse de propagation, on commence par 5 déterminer les durées de parcours corrigées $\Delta t = \frac{\Delta t^+ + \Delta t^-}{2}$. Les distances Δr étant par ailleurs connues par calibrage, on peut alors disposer les points de mesure sur un graphique (temps-distance), de façon que chaque paire de récepteurs adjacents 10 soit séparés de Δt selon l'axe des temps et Δr selon l'axe des distances. La vitesse est alors obtenue par simple mesure de la pente de la droite de régression passant par l'ensemble des points (voir figure 8). Dans cette version du procédé, c'est à dire avec calibrage préalable, l'angle α qui n'a pas besoin 15 d'être connu, est différent pour chaque paire de détecteurs considérés en raison de l'incertitude sur le positionnement exact de chaque détecteur.

Un diagramme (fréquence temporelle)-(fréquence spatiale) obtenu à partir des données échantillonnées en temps et en 20 espace par la présente invention permet par exemple de mesurer la vitesse des ondes transverses.

L'allure des diagrammes (fréquence temporelle)-(fréquence spatiale) obtenus dépend de la fréquence centrale d'émission et de l'épaisseur corticale au site de mesure. On 25 appelle FE le produit (fréquence centrale d'excitation) x (épaisseur corticale de l'os). Sur les diagrammes obtenus pour des produits FE faibles (cf. figures 9 et 10), on distingue clairement les courbes de dispersion des modes de propagation S_0 et A_1 . La pente à l'origine de la courbe de dispersion du 30 mode symétrique S_0 (se propageant dans une couche d'os corticale) a pour valeur la vitesse en basse fréquence du mode

$$S_0: V_{S_0} = 2.V_t \sqrt{1 - \left(\frac{V_t}{V_l}\right)^2},$$

où V_l et V_t sont respectivement les vitesses longitudinale et transverse de volume des ultrasons dans l'os. Cette formule et celles qui suivent ne sont valables que pour le cas où le milieu d'étude tel que la couche corticale de l'os est assimilable à une plaque. Après avoir déterminé V_l par une mesure de vitesse de premier signal $V_{os}=V_l$, on peut donc déduire une mesure de la vitesse transverse dans l'os. De plus la valeur de la fréquence de coupure du mode A_1 (fréquence temporelle du mode quand la fréquence spatiale tend vers 0) est donnée par l'expression $f_{A_1} = \frac{1}{2} \cdot \frac{V_t}{e}$, où e est l'épaisseur de la couche corticale. A partir de la mesure de la fréquence de coupure f_{A_1} , on peut donc déduire l'épaisseur e connaissant V_t , où bien déduire V_t connaissant l'épaisseur e .

Pour des produits FE plus grands (cf. figures 11 et 12), la densité de mode est trop importante pour mesurer les paramètres des modes A_0 et S_0 en basse fréquence spatiale, mais on peut alors déduire la vitesse de l'onde de Rayleigh, obtenue en mesurant la pente des courbes de dispersion des modes S_0 et A_0 qui se confondent à haute fréquence avec la courbe de dispersion de l'onde de Rayleigh. De l'expression suivante de

$$l'onde de Rayleigh, \quad V_{Rayleigh} = V_t \cdot \frac{0.718 - \left(\frac{V_t}{V_l}\right)^2}{0.75 - \left(\frac{V_t}{V_l}\right)^2}, \quad \text{on peut déduire } V_t$$

connaissant V_l et réciproquement. De plus, lorsque la densité de mode est importante (produit FE grand), la vitesse V_l apparaît sur le diagramme (fréquence temporelle)-(fréquence spatiale) comme la pente d'une droite limitrophe de l'ensemble des courbes de dispersion (cf. figures 11 et 12). On a donc également accès à V_l à partir du diagramme (fréquence temporelle)-(fréquence spatiale).

De la formule (4) du procédé de compensation d'angulation décrit précédemment, on peut d'une manière générale déduire que la vitesse V_{cor} corrigée de l'angulation de

la sonde se déduit de la vitesse mesurée dans chaque sens de propagation par la formule :

$$V_{\text{cor}} = \frac{2}{\frac{1}{V^+} + \frac{1}{V^-}}$$

Ainsi, toutes les vitesses déterminées d'après les particularités géométriques du diagramme fréquence-fréquence peuvent être corrigées en réalisant pour chaque sens de propagation un diagramme fréquence-fréquence sur la base de mesures non-corrigées, puis en déterminant grâce à la formule ci-dessus la vitesse corrigée en fonction des deux vitesses déterminées graphiquement sur les deux diagrammes.

Le choix de la fréquence utilisée impose le choix de la sonde utilisée. On peut ainsi réaliser une mesure de vitesse longitudinale V_1 avec une sonde à 2MHz sur un os d'épaisseur corticale 5 mm, puis réaliser une mesure de vitesse de mode S_0 en basse fréquence avec une sonde à 200 kHz. L'ensemble des résultats des deux mesures donne les vitesses longitudinales et transverses V_1 et V_t . Les sondes pour basse fréquence ont des récepteurs plus espacés les uns des autres que les sondes haute fréquence.

Les exemples de paramètres mesurés donnés ci-dessus le sont à titre illustratif, non limitatif. L'invention est relative au relevé d'une image spatio-temporelle par une sonde à récepteurs multiples disposés en maillage serré et immuable, à l'échantillonnage en espace et en temps, et à l'obtention d'un diagramme (fréquence temporelle)-(fréquence spatiale).

30 Applications

Application à l'étude de l'os

Selon l'OMS (Organisation Mondiale de la Santé), l'ostéoporose est une maladie systémique du squelette (affectant l'ensemble du squelette) caractérisée par une masse osseuse basse et une détérioration de la micro-architecture de l'os, entraînant une

augmentation de la fragilité osseuse et du risque de fracture. Sur l'os cortical, ceci se traduit par une augmentation de la porosité de l'os, ainsi que par une diminution de l'épaisseur corticale. La propagation des ondes ultrasonores dans la couche
5 corticale, sensible aux propriétés mécaniques locales de l'os et à sa géométrie, est donc modifiée par l'atteinte ostéoporotique.

De même que la vitesse des ondes longitudinales de volume est un paramètre discriminant de l'état de l'os, V_{s0} , V_t ,
10 et l'épaisseur corticale e sont des paramètres modifiés par l'atteinte ostéoporotique, mesurables grâce au procédé et au dispositif de la présente invention.

L'utilisation de l'invention sur l'os n'est pas restreinte à la détection des modifications ostéoporotiques,
15 mais peut être étendue à l'étude de toute maladie osseuse affectant les propriétés mécaniques de l'os et sa géométrie. Elle peut également être étendue à la pédiatrie, pour le suivi du développement osseux chez l'enfant.

20 Application à d'autres matériaux

L'utilisation de la présente invention n'est pas limitée à l'étude de l'os. On peut également étudier tous les matériaux présentant une surface sur laquelle on peut apposer la sonde et le gel de couplage, et qui possèdent au moins une vitesse de
25 propagation plus grande que celle du milieu intercalaire. On peut ainsi appliquer la méthode de mesure proposée à des matériaux de type bois, métaux, polymères plastiques, verre. Par exemple, on peut par mesure de vitesse du premier signal mesurer la vitesse des ondes longitudinales dans des pièces de
30 roseaux utilisée dans la fabrication d'anches pour instruments de musique, afin de discriminer des anches défectueuses.

Bien entendu, l'invention n'est pas limitée aux exemples décrits et représentés. En particulier, dans l'exemple de sonde, il y a deux zones d'émission, mais cela n'est nécessaire
35 que pour compenser les effets de l'angulation éventuelle de la sonde par rapport au milieu d'étude. Si on renonce à cette

possibilité de correction, la sonde peut ne comporter qu'une seule zone d'émission.

REVENDEICATIONS

1. Procédé de caractérisation d'un milieu d'étude par application d'excitations ultrasonores sur une surface accessible, en particulier pour caractériser la couche corticale d'un os séparée d'une surface accessible par un milieu intercalaire tel que des tissus mous, dans lequel :

5 - par au moins un émetteur (3) placé sur la surface accessible, on envoie des signaux d'excitation vers le milieu d'étude,

10 - par des récepteurs (4) pré-positionnés les uns par rapport aux autres dans une sonde (21) que l'on place sur la surface accessible, on reçoit des signaux induits le long du milieu d'étude par les signaux d'excitation,

15 - caractérisé en ce qu'on détecte les états d'excitation successifs dans le temps, de multiples récepteurs répartis sur le trajet des signaux, et on établit avec le résultat de ces détections une image spatio-temporelle des signaux vibratoires transmis le long du milieu d'étude.

20 2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'on relève dans l'image spatio-temporelle au moins un mode de propagation induit le long du milieu d'étude par le signal d'excitation.

25 3. Procédé selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce qu'on relève l'image par un échantillonnage spatio-temporel comprenant

- envoyer le signal sous forme de tirs,
- pour chaque tir, activer sélectivement parmi les récepteurs (4) un petit nombre de récepteur(s) dont on relève l'état d'excitation à des intervalles de temps prédéterminés nettement plus petits que les périodes de signal, des récepteurs différents étant activés lors de tirs différents,

30 - ramener à un même point d'échelle des temps les instants correspondant aux tirs provenant d'un même émetteur.

35 4. Procédé selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce qu'on établit une correspondance entre les valeurs de fréquence spatiale et les valeurs de fréquence temporelle.

5. Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce qu'on établit la correspondance en appliquant à l'image spatio-temporelle une transformation de Fourier bidimensionnelle.

6. Procédé selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce qu'on visualise un diagramme de correspondance entre les valeurs de fréquence spatiale et les valeurs de fréquence temporelle.

7. Procédé selon l'une des revendications 4 à 6, caractérisé en ce que par choix de la fréquence centrale du signal émis, on choisit une valeur approximative du paramètre FE calculé de la manière suivante :

$$FE = F_c \cdot e_{mp}$$

Où : F_c désigne la fréquence centrale du signal émis
 e_{mp} désigne l'épaisseur du milieu de propagation.

8. Procédé selon l'une des revendications 4 à 7, caractérisé en ce qu'on choisit la fréquence centrale (F_c) du signal émis pour exciter sélectivement l'au moins un mode analysé dans le diagramme (fréquence spatiale)-(fréquence temporelle).

9. Procédé selon l'une des revendications 4 à 8, caractérisé en ce que par choix de la fréquence centrale (F_c) du signal émis on fait apparaître la courbe de dispersion du mode S_0 et en particulier sa pente à l'origine.

10. Procédé selon la revendication 9, caractérisé en ce qu'après détermination de la vitesse (V_l) de propagation de l'onde longitudinale on détermine la vitesse (V_t) de propagation de l'onde transverse par la relation :

$$V_{s0} = 2 V_l \cdot \sqrt{1 - \left(\frac{V_t}{V_l}\right)^2}$$

dans lequel V_{s0} est la pente de la courbe de dispersion du mode S_0 à l'origine.

11. Procédé selon l'une des revendications 4 à 10, caractérisé en ce que par choix de la fréquence centrale (F_c) du signal émis, on excite le mode A1 pour faire apparaître la

courbe de dispersion du mode A_1 et en particulier la valeur F_{A1} de sa fréquence temporelle à l'origine des fréquences spatiales.

12. Procédé selon la revendication 11, caractérisé en ce qu'après détermination de la vitesse (V_t) de propagation de l'onde transverse on détermine l'épaisseur (e) du milieu de propagation d'après la relation

$$F_{A1} = \frac{V_t}{2e}$$

13. Procédé selon l'une des revendications 4 à 12, caractérisé en ce que par choix de la fréquence centrale (F_c) du signal émis, on fait apparaître une droite limitrophe de l'ensemble des courbes de dispersion et on prend la vitesse (V_l) de propagation du mode longitudinal comme égale à la pente de cette droite.

14. Procédé selon l'une des revendications 4 à 12, caractérisé en ce qu'on détermine la vitesse (V_l) de propagation du mode longitudinal d'après l'écart de temps de parcours (Δ_t) du premier signal entre au moins deux récepteurs (4).

15. Procédé selon l'une des revendications 4 à 12, caractérisé en ce que par choix de la fréquence centrale (F_c) du signal émis, on fait apparaître l'onde de Rayleigh, et on déduit de la pente (V_r) de l'onde de Rayleigh l'une des vitesses longitudinale (V_l) et transverse (V_t) en fonction de l'autre des vitesses longitudinale et transverse par la relation :

$$V_r = V_l \frac{0,718 - \left[\frac{V_t}{V_l} \right]}{0,75 - \left[\frac{V_t}{V_l} \right]}$$

16. Procédé selon l'une des revendications 4 à 15, caractérisé en ce que par utilisation d'une sonde comprenant deux zones d'émission (1) de part et d'autre de la zone de réception (2), on établit pour chaque sens de propagation un

diagramme (fréquence spatiale)-(fréquence temporelle) d'après lequel on détermine une vitesse de propagation non corrigée (V^+ , V^-) correspondante, puis on détermine au moins une vitesse de propagation corrigée V_{cor} à partir des deux vitesses
 5 non corrigées (V^+ , V^-) correspondantes d'après la formule :

$$V_{cor} = \frac{2}{\frac{1}{V^+} + \frac{1}{V^-}}$$

17. Procédé selon l'une des revendications 1 à 16,
 10 caractérisé en ce que la sonde utilisée comprend ledit au moins un émetteur (3) d'ultrasons dans au moins une zone d'émission (1) et au moins environ 10 récepteurs (4) d'ultrasons dans une zone de réception (2), répartis le long d'une lame adaptatrice.

18. Procédé selon la revendication 17, caractérisé par
 15 une barrière (11) absorbante pour les ultra-sons entre la zone de réception (2) et l'au moins une zone d'émission (3).

19. Procédé selon la revendication 18, caractérisé en ce que la barrière (11) est en liège.

20. Procédé selon la revendication 18 ou 19, caractérisé en ce que la barrière (11) s'étend jusqu'à une face (12) pour le contact avec le corps du patient.

21. Procédé selon l'une des revendications 17 à 20, caractérisé en ce que la barrière (11) s'étend vers l'arrière, en faisant saillie dans un milieu arrière (6) formant support
 25 commun à l'au moins un émetteur (3) et aux récepteurs (4).

22. Procédé selon l'une des revendications 17 à 21, caractérisé en ce qu'il y a d'un côté au moins de la zone de réception (2) plusieurs émetteurs (3) alignés selon la direction (Ox) de propagation.

30 23. Procédé selon l'une des revendications 17 à 22, caractérisé en ce qu'avec des émetteur(s) (3) et récepteurs piézo-électriques (4) chaque zone est encadrée par deux éléments (8) reliés à la masse.

24. Procédé selon l'une des revendications 17 à 23, caractérisé en ce que chaque émetteur (3) et/ou chaque récepteur (4) est un élément allongé transversalement à la direction de propagation (Ox) étudiée.

5 25. Procédé selon la revendication 24, caractérisé en ce que chaque élément émetteur ou récepteur (3,4) présente parallèlement à la direction de propagation (Ox) une largeur entre environ 100 µm et environ 1 cm.

10 26. Procédé selon la revendication 24, caractérisé en ce que chaque élément émetteur ou récepteur (3,4) présente parallèlement à la direction de propagation (Ox) une largeur à peu près égale à la demi-longueur d'onde dans l'eau pour la fréquence ultrasonore utilisée.

15 27. Procédé selon l'une des revendications 17 à 26, caractérisé en ce que les récepteurs (4) sont en succession côte à côte.

28. Appareil pour caractériser un milieu d'étude, en particulier pour caractériser un os in-vivo et de manière non-invasive, caractérisé en ce qu'il comprend :

20 - une sonde (21) comprenant au moins un émetteur (3) d'ultrasons dans au moins une zone d'émission (1) et au moins environ dix récepteurs (4) d'ultrasons dans une zone de réception (2) ;

25 - des moyens de commande d'émission (26, 46, 38, 41) pour commander l'émission de tirs ultrasonores successifs par l'au moins un émetteur (3),

- des moyens d'activation sélective (38, 42) pour activer l'un au moins des récepteurs (4) pour chaque tir, et désactiver d'autres, respectivement, des récepteurs,

30 - des moyens pour relever et enregistrer en des instants d'échantillonnage successifs l'état d'excitation de l'au moins un récepteur activé, et obtenir une image spatio-temporelle des états d'excitation successifs de plusieurs récepteurs (4).

35 29. Appareil selon la revendication 28, caractérisé en ce qu'il y a au moins deux émetteurs (3) d'un même côté de la zone de réception (2), et les moyens de commande d'émission (26, 46, 38, 41) sont conçus pour activer sélectivement les

deux émetteurs de façon que leurs signaux se rejoignent en concordance spatiale de phase le long de l'interface.

30. Appareil selon l'une des revendications 28 ou 29, caractérisé en ce qu'il comprend un séquenceur (38) qui pilote de manière coordonnée, d'une part l'émission des tirs, et d'autre part l'état d'activation et respectivement de désactivation des récepteurs (4) à activer et respectivement à désactiver à la suite de chaque émission.

31. Appareil selon l'une des revendications 28 à 30, caractérisé en ce que les moyens de commande d'émission permettent de régler la fréquence centrale (F_c) d'excitation ultrasonore entre environ 100 kHz et environ 5 MHz.

32. Appareil selon l'une des revendications 28 à 31, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de traitement de données qui établissent à partir de l'image spatio-temporelle numérique une correspondance entre les fréquences spatiales et les fréquences temporelles des signaux induits dans le milieu d'étude par un signal d'excitation.

33. Appareil selon la revendication 32, caractérisé en ce que les moyens de traitement opèrent par transformation de Fourier bidimensionnelle numérique.

34. Appareil selon la revendication 32 ou 33, caractérisé en ce que les moyens de traitement sont capables d'effectuer au moins une détermination par traitement mathématique selon l'une au moins des revendications 10, 12, 13, 14, 15, 16.

35. Appareil selon l'une des revendications 28 à 34, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de visualisation d'un diagramme de correspondance entre les fréquences spatiales et les fréquences temporelles.

FIG. 1

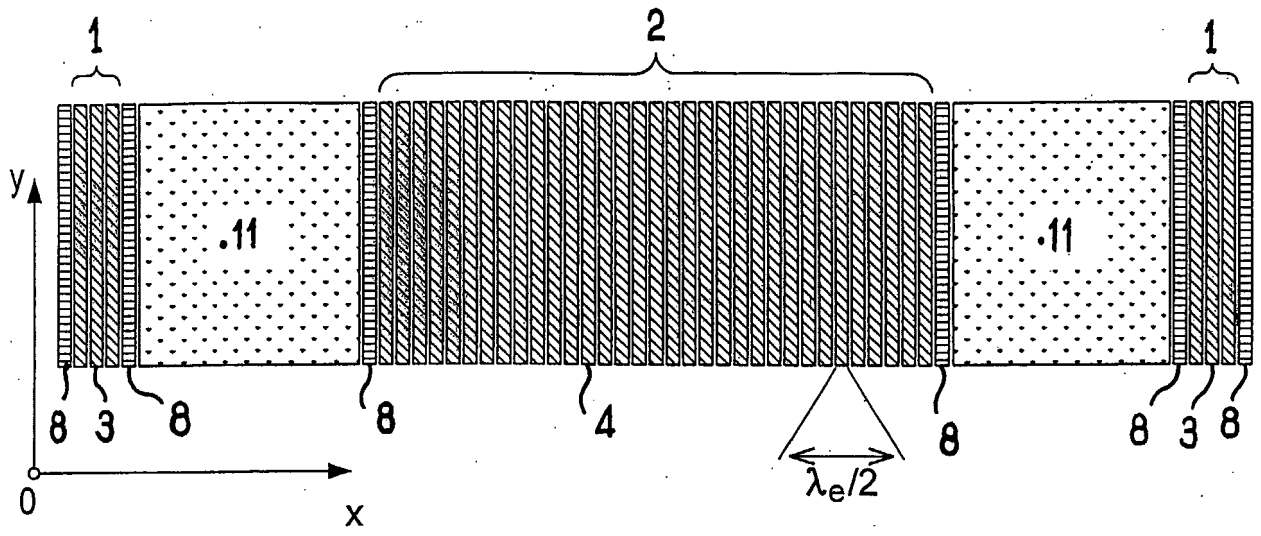


FIG. 2

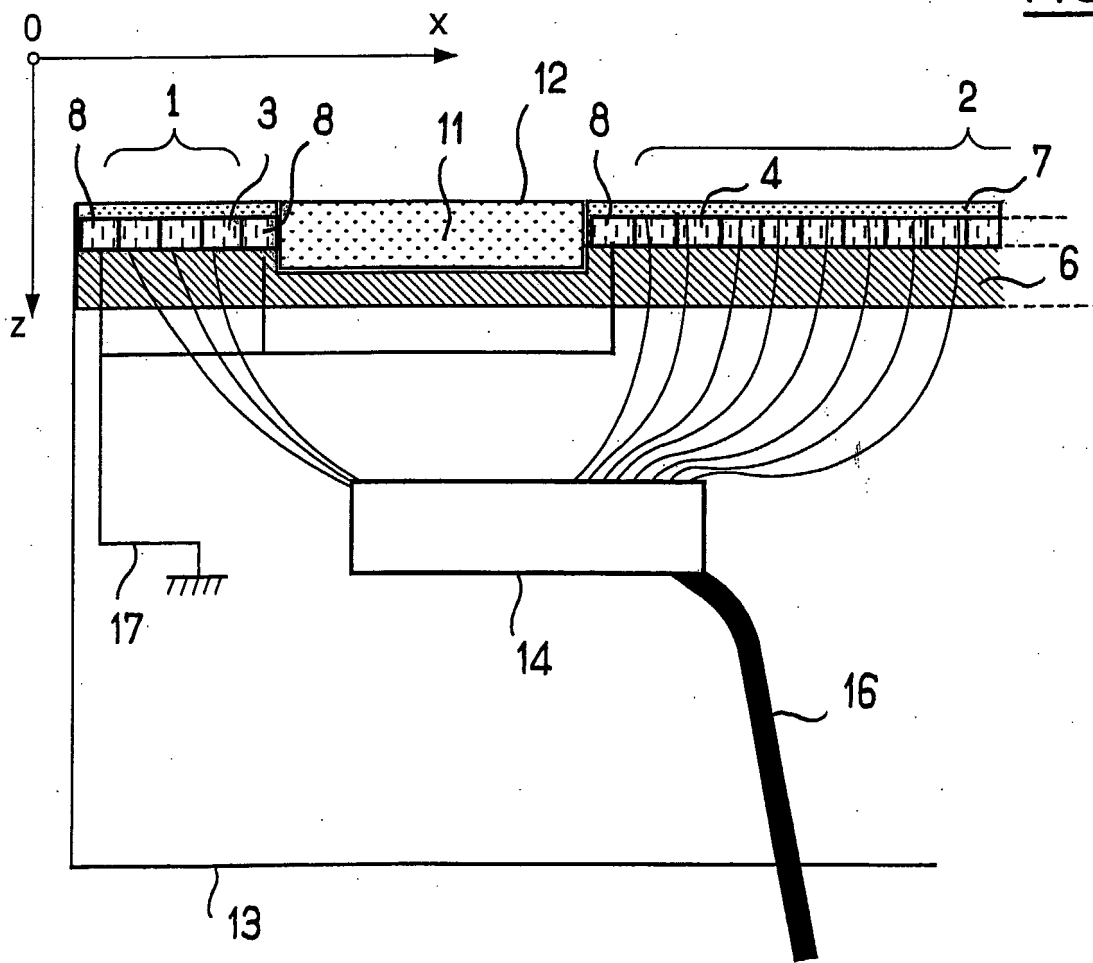


FIG. 3

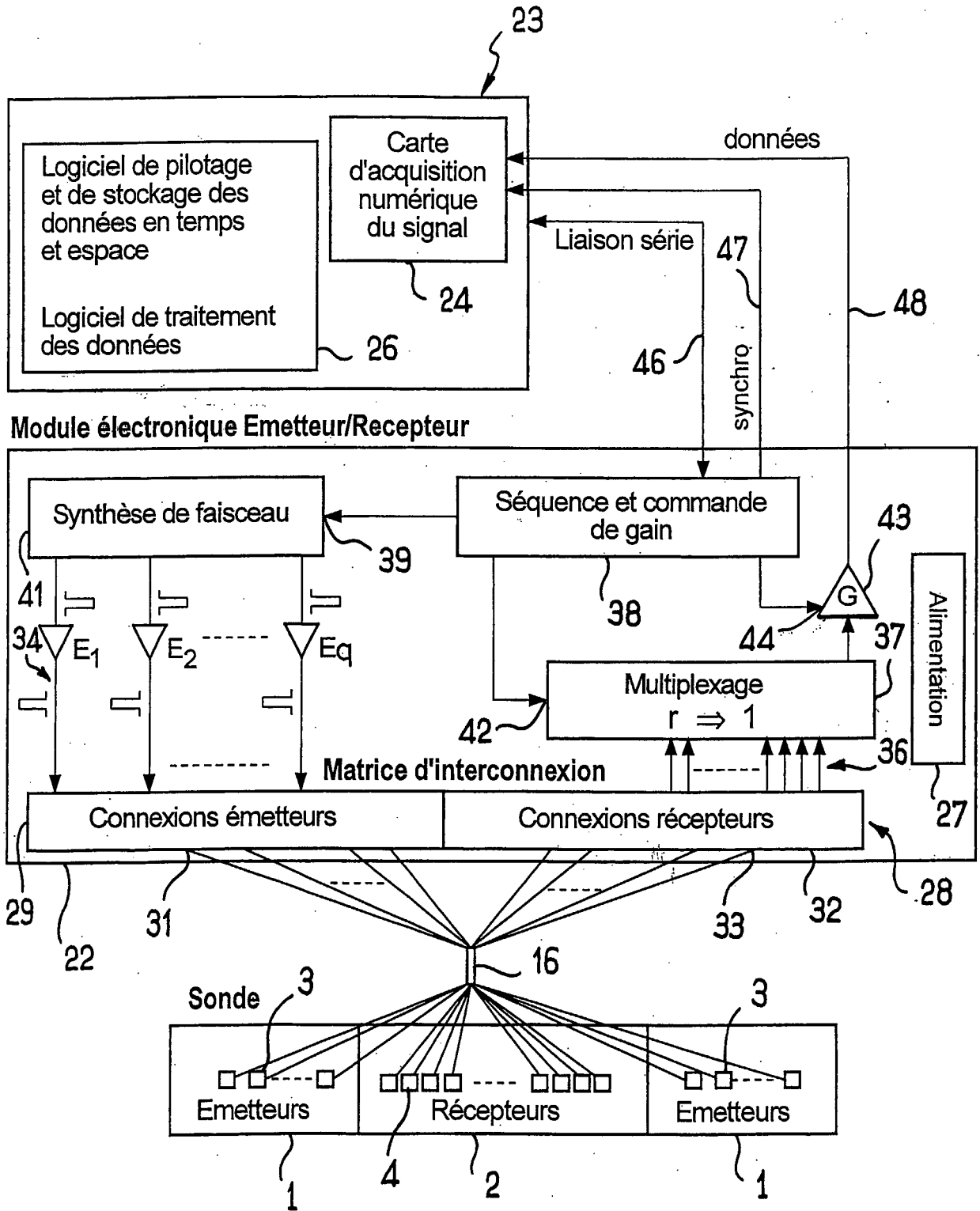


FIG. 4

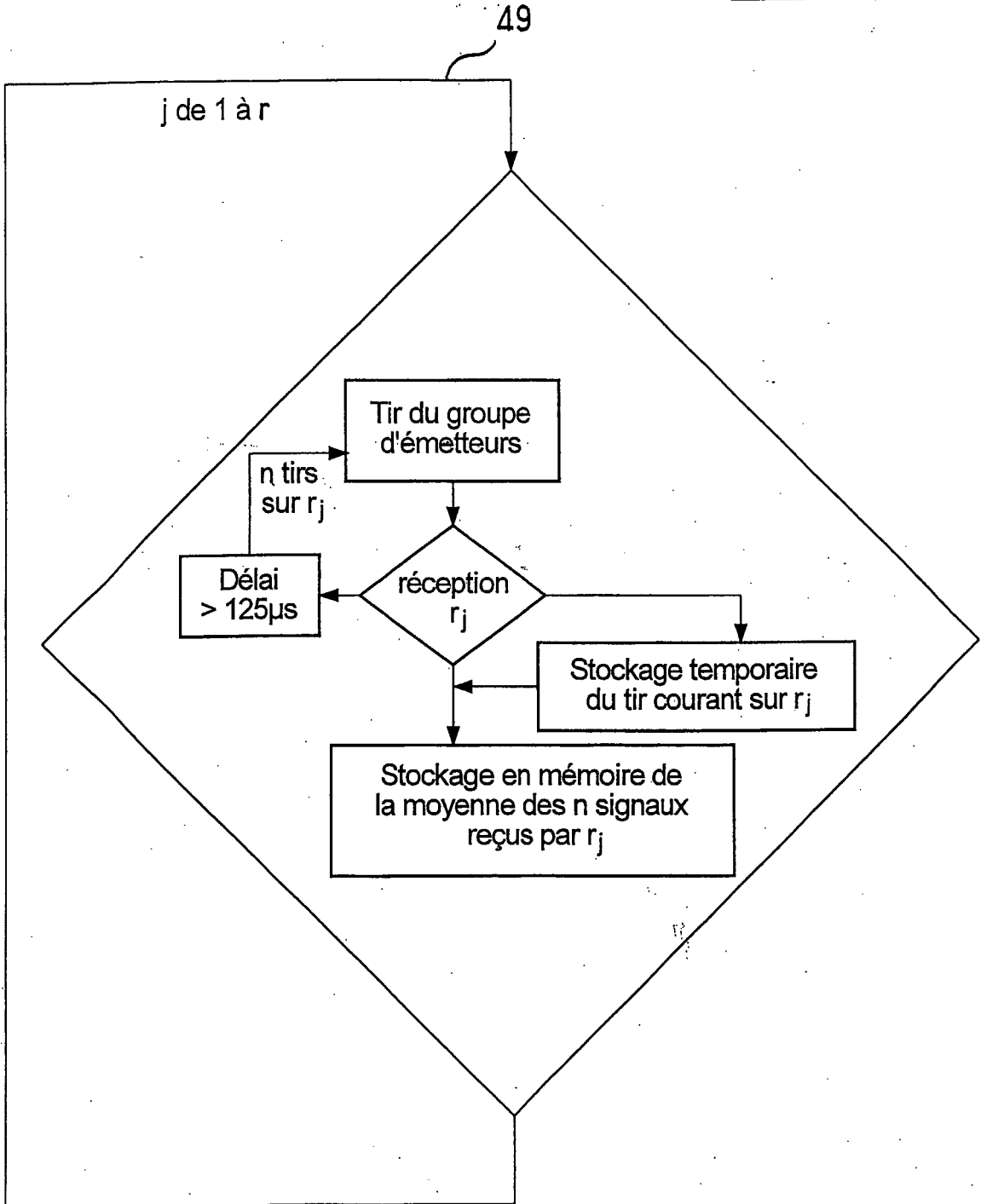


FIG. 5

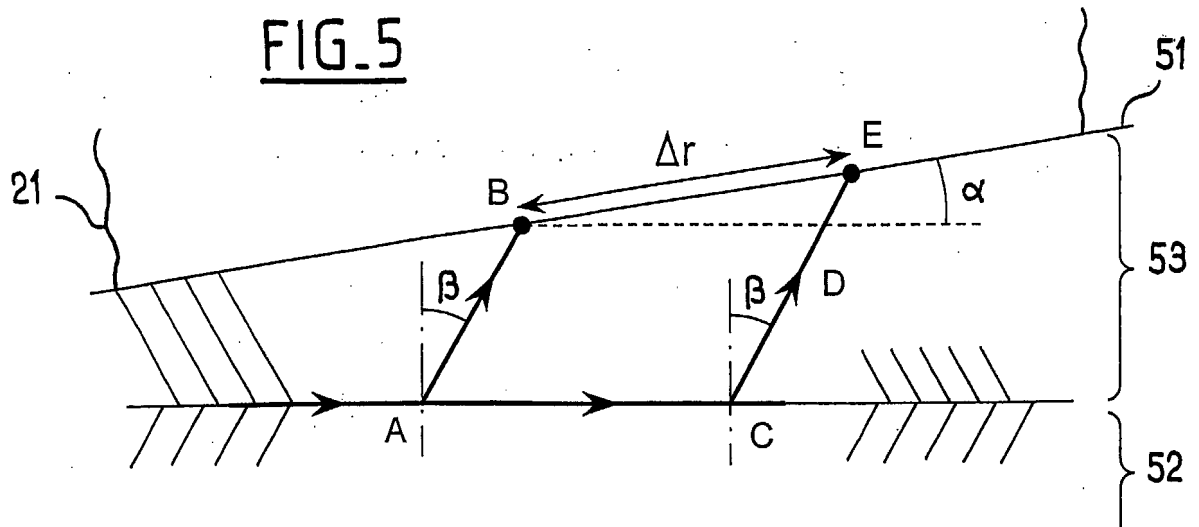


FIG. 6

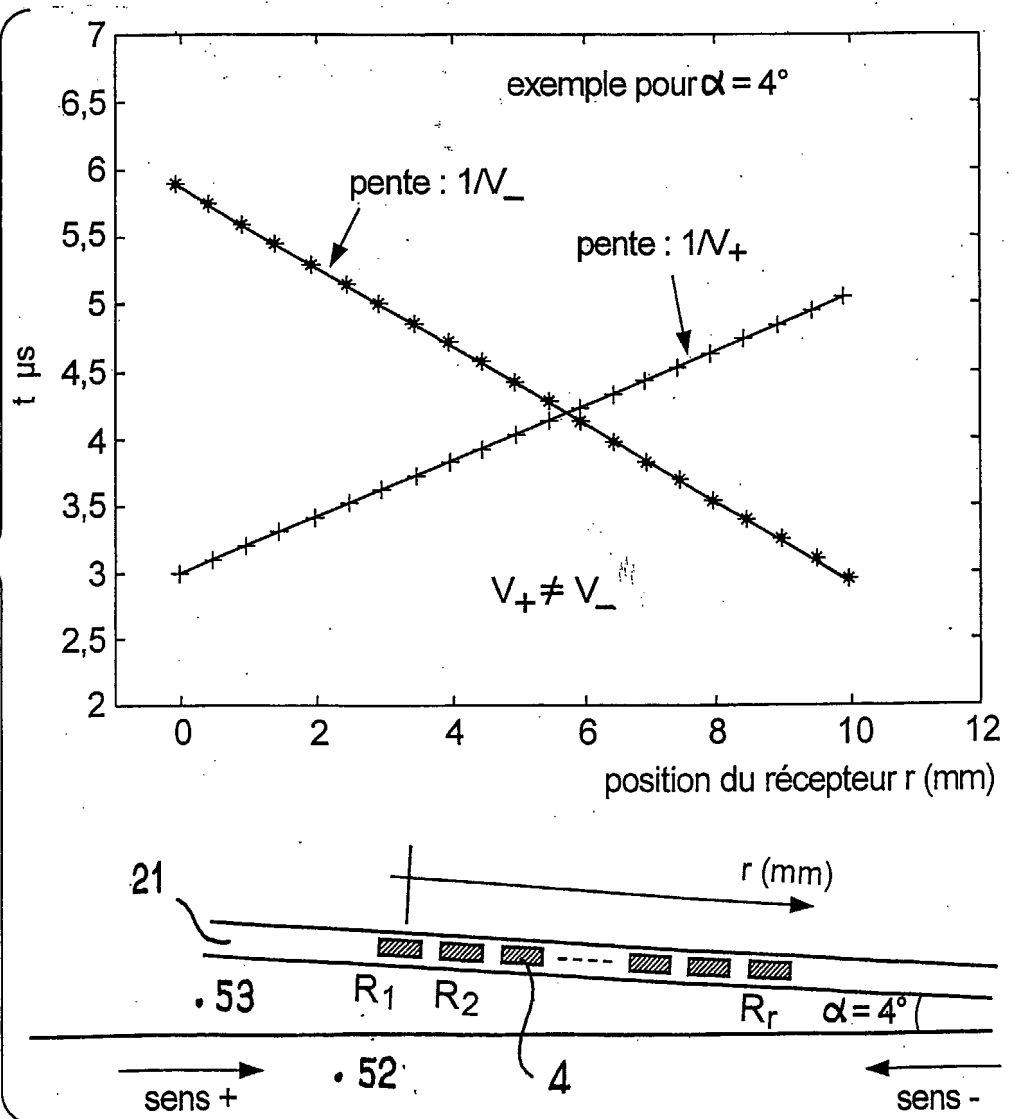


FIG. 7

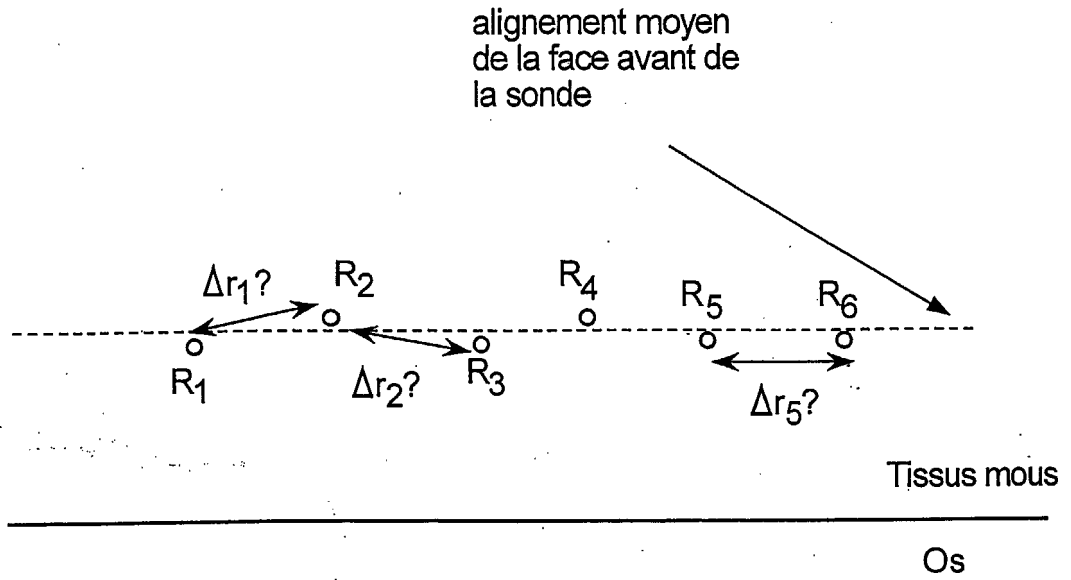


FIG. 8

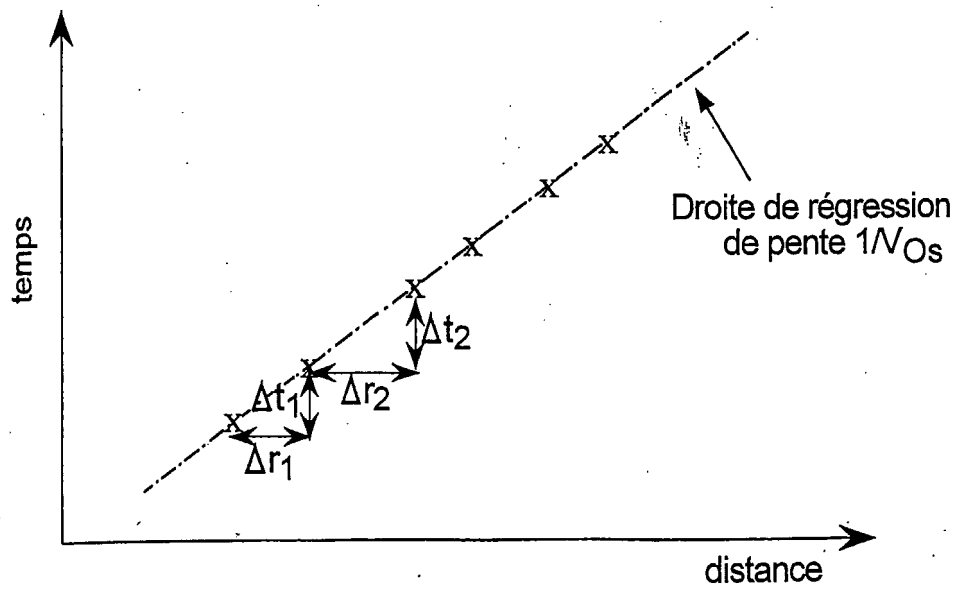


Figure 9

F.E= 2 mm.MHz

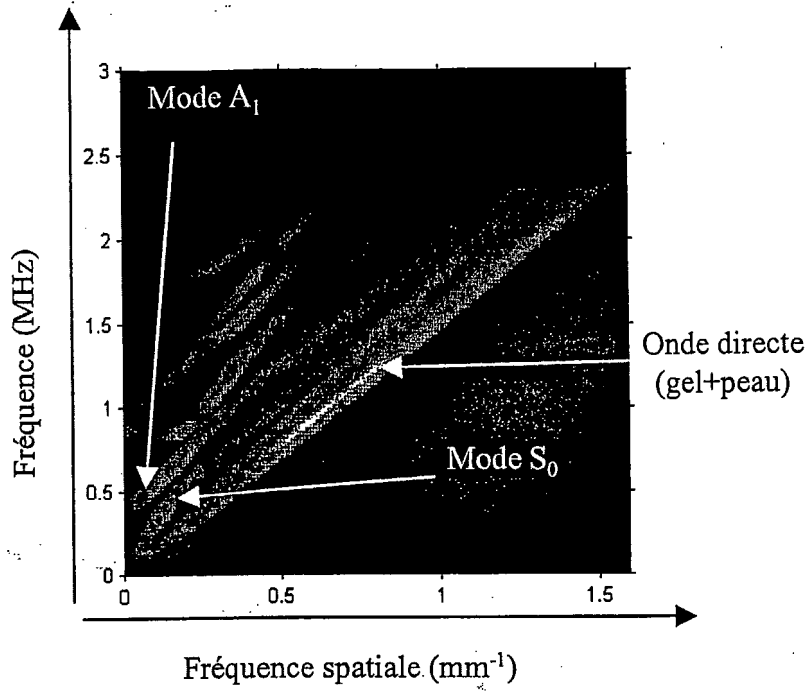


Figure 10

F.E= 1 mm.MHz

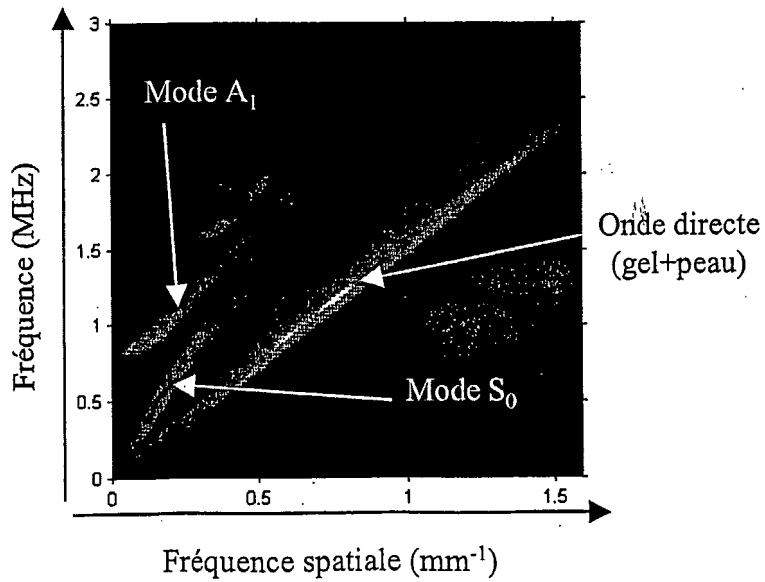


Figure 11

F.E= 8 mm.MHz

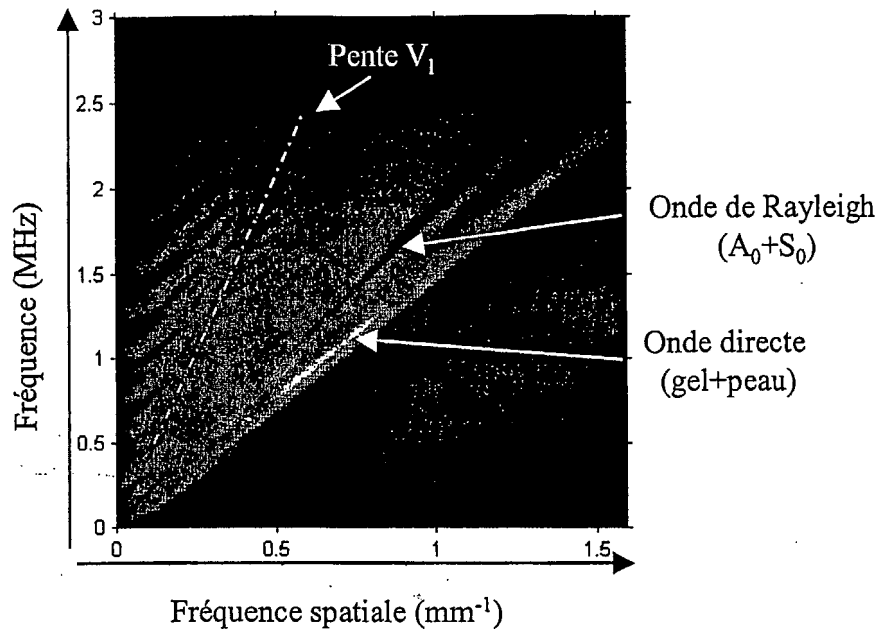
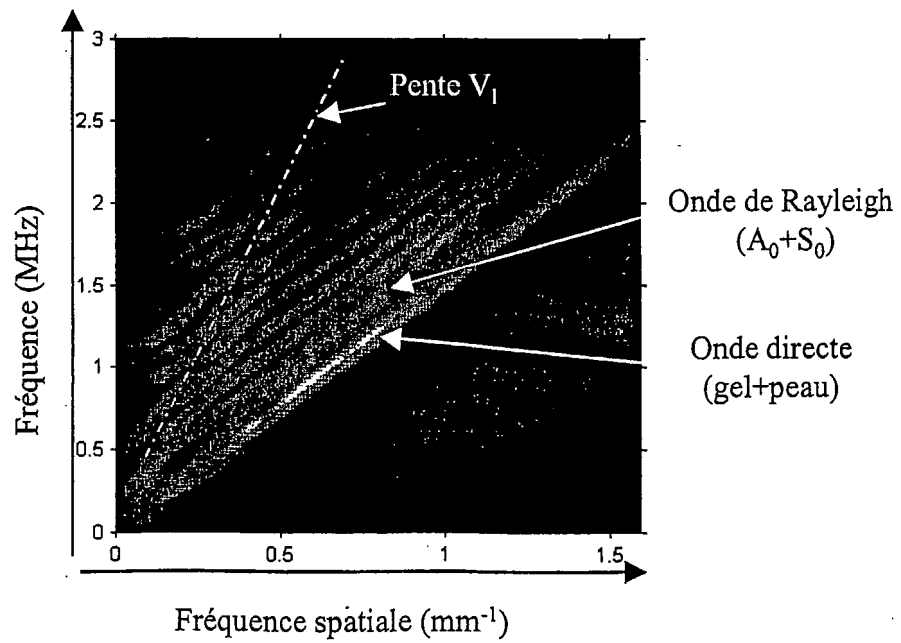


Figure 12

F.E= 4 mm.MHz



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Internati Application No

PCT/FR 03/01565

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
 IPC 7 A61B8/08 B06B1/06 G10K11/00

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)
 IPC 7 A61B B06B G10K

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 practical, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 4 779 623 A (SUMINO ET AL) 25 October 1988 (1988-10-25) the whole document ---	1-3, 17, 18, 20-22, 24, 27-30
Y	WO 99 45348 A (SUNLIGHT ULTRASOUND TECHNOLOGIES LTD.) 10 September 1999 (1999-09-10) the whole document ---	1-3, 17, 18, 20-22, 24, 27-30
A	US 5 592 943 A (BUHLER ET AL.) 14 January 1997 (1997-01-14) the whole document ---	1, 4-16
	-/--	

Further documents are listed in the continuation of box C.

Patent family members are listed in 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 document 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

7 October 2003

Date of mailing of the international search report

13/10/2003

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Hunt, B

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Internati Application No

PCT/FR 03/01565

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 269 309 A (FORT ET AL.) 14 December 1993 (1993-12-14) abstract; figures 1-14 ----	1, 17, 28
A	US 6 295 247 B1 (KHURI-YAKUB ET AL.) 25 September 2001 (2001-09-25) the whole document ----	17-27
A	WO 97 13145 A (SUNLIGHT ULTRASOUND TECHNOLOGIES LTD.) 10 April 1997 (1997-04-10) abstract; figures 1-14 -----	1, 17, 28

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 Internat: Application No
 PCT/FR 03/01565

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 4779623	A	25-10-1988	JP 62034543 A	14-02-1987
			JP 62034544 A	14-02-1987
			JP 62112536 A	23-05-1987

WO 9945348	A	10-09-1999	AU 7928898 A	20-09-1999
			CA 2322628 A1	10-09-1999
			CN 1297527 T	30-05-2001
			EP 1060367 A1	20-12-2000
			WO 9945348 A1	10-09-1999
			JP 2003517328 T	27-05-2003

US 5592943	A	14-01-1997	US 5396891 A	14-03-1995
			CA 2213523 A1	31-10-1996
			EP 0837651 A1	29-04-1998
			JP 11503628 T	30-03-1999
			WO 9633657 A1	31-10-1996
			US 6371916 B1	16-04-2002
			US 5720290 A	24-02-1998
			US 6015383 A	18-01-2000
			AT 213606 T	15-03-2002
			DE 69429986 D1	04-04-2002
			DE 69429986 T2	21-11-2002
			EP 0693906 A1	31-01-1996
			ES 2173915 T3	01-11-2002
			JP 9501068 T	04-02-1997
WO 9422375 A1	13-10-1994			

US 5269309	A	14-12-1993	AU 3246293 A	19-07-1993
			WO 9312444 A2	24-06-1993
			US 5465722 A	14-11-1995

US 6295247	B1	25-09-2001	NONE	

WO 9713145	A	10-04-1997	AU 6999596 A	28-04-1997
			CN 1203663 A	30-12-1998
			EP 0873516 A1	28-10-1998
			WO 9713145 A1	10-04-1997
			JP 2000504946 T	25-04-2000
			US 6221019 B1	24-04-2001

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale No

PCT/FR 03/01565

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE
 CIB 7 A61B/08 B06B1/06 G10K11/00

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)
 CIB 7 A61B B06B G10K

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si réalisable, termes de recherche utilisés)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie °	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
Y	US 4 779 623 A (SUMINO ET AL) 25 octobre 1988 (1988-10-25) le document en entier ---	1-3, 17, 18, 20-22, 24, 27-30
Y	WO 99 45348 A (SUNLIGHT ULTRASOUND TECHNOLOGIES LTD.) 10 septembre 1999 (1999-09-10) le document en entier ---	1-3, 17, 18, 20-22, 24, 27-30
A	US 5 592 943 A (BUHLER ET AL.) 14 janvier 1997 (1997-01-14) le document en entier ---	1, 4-16
	-/--	

Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

° Catégories spéciales de documents cités:

- *A* document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- *E* document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- *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)
- *O* document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens
- *P* document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

- *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
- *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
- *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
- *Z* document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

7 octobre 2003

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

13/10/2003

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale

Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Hunt, B

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale No

PCT/FR 03/01565

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	US 5 269 309 A (FORT ET AL.) 14 décembre 1993 (1993-12-14) abrégé; figures 1-14 ----	1,17,28
A	US 6 295 247 B1 (KHURI-YAKUB ET AL.) 25 septembre 2001 (2001-09-25) le document en entier ----	17-27
A	WO 97 13145 A (SUNLIGHT ULTRASOUND TECHNOLOGIES LTD.) 10 avril 1997 (1997-04-10) abrégé; figures 1-14 -----	1,17,28

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale No

PCT/FR 03/01565

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)		Date de publication
US 4779623	A	25-10-1988	JP	62034543 A	14-02-1987
			JP	62034544 A	14-02-1987
			JP	62112536 A	23-05-1987

WO 9945348	A	10-09-1999	AU	7928898 A	20-09-1999
			CA	2322628 A1	10-09-1999
			CN	1297527 T	30-05-2001
			EP	1060367 A1	20-12-2000
			WO	9945348 A1	10-09-1999
			JP	2003517328 T	27-05-2003

US 5592943	A	14-01-1997	US	5396891 A	14-03-1995
			CA	2213523 A1	31-10-1996
			EP	0837651 A1	29-04-1998
			JP	11503628 T	30-03-1999
			WO	9633657 A1	31-10-1996
			US	6371916 B1	16-04-2002
			US	5720290 A	24-02-1998
			US	6015383 A	18-01-2000
			AT	213606 T	15-03-2002
			DE	69429986 D1	04-04-2002
			DE	69429986 T2	21-11-2002
			EP	0693906 A1	31-01-1996
			ES	2173915 T3	01-11-2002
			JP	9501068 T	04-02-1997
			WO	9422375 A1	13-10-1994

US 5269309	A	14-12-1993	AU	3246293 A	19-07-1993
			WO	9312444 A2	24-06-1993
			US	5465722 A	14-11-1995

US 6295247	B1	25-09-2001	AUCUN		

WO 9713145	A	10-04-1997	AU	6999596 A	28-04-1997
			CN	1203663 A	30-12-1998
			EP	0873516 A1	28-10-1998
			WO	9713145 A1	10-04-1997
			JP	2000504946 T	25-04-2000
			US	6221019 B1	24-04-2001

专利名称(译)	用于通过超声处理确定观察介质特别是骨的皮质的方法，探针和装置		
公开(公告)号	EP1507476A1	公开(公告)日	2005-02-23
申请号	EP2003755191	申请日	2003-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	法国国家科学研究中心		
申请(专利权)人(译)	CENTRE法国国家科学研究		
当前申请(专利权)人(译)	CENTRE法国国家科学研究		
[标]发明人	BOSSY EMMANUEL TALMANT MARYLINE LAUGIER PASCAL		
发明人	BOSSY, EMMANUEL TALMANT, MARYLINE LAUGIER, PASCAL		
IPC分类号	A61B8/08 G01H5/00 B06B1/06 G10K11/00		
CPC分类号	A61B8/0875 G01H5/00		
优先权	2002006436 2002-05-27 FR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种方法，该方法包括借助于探测器，该探测器包括至少一个超声发射器（3）和沿传播方向相对紧密分布的一系列接收器（4），在每个接收器（4）上施加超声激励和读取。并且在每个采样时间激励水平，从而获得接收器激励的时空图像。所述图像是矩阵，其中每列对应于例如一个接收器并且每行对应于一个采样时间。利用数字双向傅里叶变换处理所述矩阵，以获得空间频率 - 时间频率图。在所述图上，通过观察介质的激发产生的各种振动模式形成曲线，其中一些几何特征使得能够推导出观察介质的几何或机械特性。本发明可用于非侵入性体内骨表征。