

(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
26 février 2004 (26.02.2004)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2004/016176 A2

(51) Classification internationale des brevets⁷ : **A61B 8/08**

(72) Inventeurs; et

(21) Numéro de la demande internationale :

(75) Inventeurs/Déposants (*pour US seulement*) : **SANDRIN,**
Laurent [FR/FR]; 102, boulevard Kellermann, F-75013
Paris (FR). **HASQUENOPH,** **Jean-Michel** [FR/FR]; 240,
chemin des Caves, F-77860 Couilly-Pont-aux-Dames (FR).

(22) Date de dépôt international : 16 juillet 2003 (16.07.2003)

(74) Mandataires : **BREESE, Pierre** etc.; Breesé-Majerowicz,
3, avenue de l'Opéra, F-75001 Paris (FR).

(25) Langue de dépôt :

français

(26) Langue de publication :

français

(30) Données relatives à la priorité :

02/10104 8 août 2002 (08.08.2002) FR

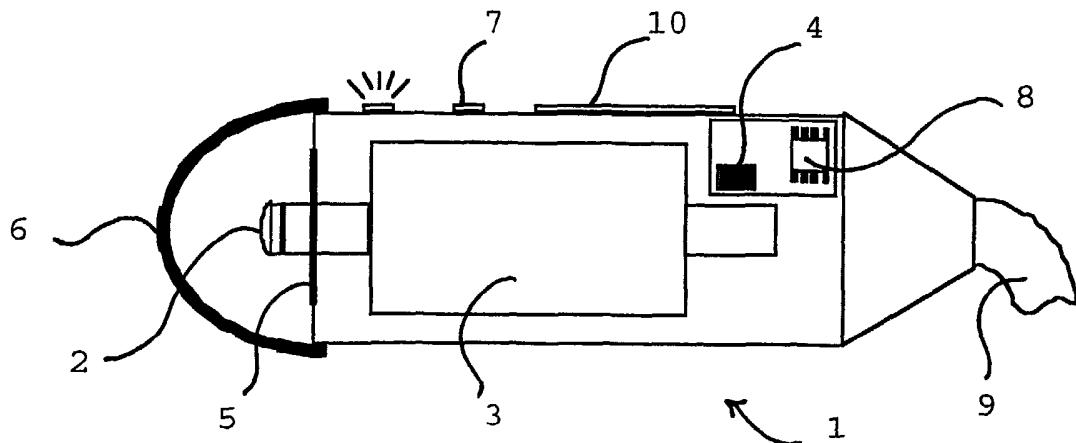
(81) États désignés (*national*) : AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ,
BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ,
DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,
HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK,
LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX,
MZ, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL,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

(71) Déposant (*pour tous les États désignés sauf US*) : **ECHO-**
SENS [FR/FR]; 42, rue Monge, F-75005 Paris (FR).

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: DEVICE AND METHOD FOR MEASURING ELASTICITY OF A HUMAN OR ANIMAL ORGAN

(54) Titre : DISPOSITIF ET PROCEDE POUR LA MESURE DE L'ELASTICITE D'UN ORGANE HUMAIN OU ANIMAL



WO 2004/016176 A2

(57) Abstract: The invention concerns a device for measuring elasticity of a human or animal organ, particularly the liver, or more generally all viscoelastic media delivering an ultrasonic signal after ultrasonic illumination, comprising at least a probe including an ultrasonic transducer (2), at least one position sensor, an actuator for triggering said device, wire-connected to an electric power supply. The invention is characterized in that it comprises an automatically controlled electrodynamic actuator, fixed to the ultrasonic transducer (2), capable of generating a transient low frequency mechanical stress having a frequency range between 1 Hz and 5000 Hz. The invention also concerns a method for calculating elasticity using said device.

(57) Abrégé : La présente invention concerne un dispositif pour la mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal, notamment d'un foie, ou plus généralement tous milieux viscoélastiques présentant un signal ultrasonore après illumination ultrasonore, comprenant au moins un palpeur comportant un transducteur ultrasonore (2), au moins un capteur de position, un actionneur pour le déclenchement dudit dispositif, relié par liaison filaire à une source d'énergie électrique, caractérisé en ce qu'il comprend un actionneur électroodynamique asservi, fixé au transducteur ultrasonore (2), apte à générer un coup basse fréquence transitoire présentant une gamme de fréquence comprise entre 1 Hz et 5000 Hz. Elle concerne

[Suite sur la page suivante]



(84) États désignés (*régional*) : brevet ARIPO (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), brevet eurasien (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 :

— *sans rapport de recherche internationale, sera republiée dès réception de ce rapport*

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.

DISPOSITIF ET PROCÉDÉ POUR LA MESURE DE L'ÉLASTICITÉ D'UN
ORGANE HUMAIN OU ANIMAL

La présente invention concerne un dispositif et un procédé pour la mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal, ou plus généralement tous milieux viscoélastiques présentant un signal ultrasonore après illumination ultrasonore. Elle s'applique en particulier, mais non exclusivement, à la mesure de l'élasticité du foie d'un humain ou d'un animal, l'intérêt de cette mesure étant que cette dernière est corrélée à la quantité de fibrose présente dans le foie.

En effet, les hépatites chroniques qui peuvent être d'origine alcoolique, virale ou autre présentent un effet fibrosant qu'il est important de connaître pour apprécier le meilleur moment pour traiter ces hépatites.

À l'heure actuelle, il n'existe pas sur le marché de dispositifs de mesure de l'élasticité réalisée de manière non invasive, c'est-à-dire par exemple sans prélèvement d'une portion d'organe ou du milieu.

L'art antérieur connaît le brevet US 5882302 qui décrit un transducteur fixé à un moteur. Le moteur permet de déplacer le transducteur de manière à obtenir des images de différentes zones du milieu. Le moteur est donc utilisé pour modifier la zone imagée et absolument pas pour générer un coup basse fréquence. Par ailleurs, le déplacement n'est ici absolument pas parallèle à l'axe du faisceau ultrasonore.

On connaît également le brevet US 6277074 qui décrit un dispositif dans lequel le déplacement du moteur

est également parallèle à l'axe ultrasonore. Par ailleurs, ce document ne divulgue pas une acquisition des signaux pendant la compression. En effet, tout comme dans le brevet US 5882302, le moteur est utilisé pour déplacer le transducteur et non pas pour générer un coup basse fréquence.

Le brevet US 5099848 divulgue un dispositif ultrasonore associé à un vibreur utilisé en mode monochromatique de fréquence fixe à 50 Hz. Par ailleurs, dans ce dispositif, le transducteur n'est pas porté par l'actionneur et ne peut donc être utilisé pour générer un coup basse fréquence.

Relativement aux dispositifs les plus récents d'étude et d'analyse de l'élasticité d'un milieu, on connaît déjà la demande internationale de brevet N° WO 0055616 qui décrit un procédé d'imagerie pour observer la propagation d'une onde impulsionale de cisaillement basse fréquence simultanément en une multitude de points d'un milieu viscoélastique diffusant. À cet effet, on émet à cadence ultrarapide des ondes ultrasonores de compression qui permettent d'obtenir une succession d'images du milieu, puis on traite en temps différé les images ainsi obtenues par intercorrélation, pour déterminer en chaque point de chaque image les mouvements du milieu lors de la propagation de l'onde de cisaillement. Ce dispositif ne permet pas de localiser la zone dans laquelle est mesurée l'élasticité car il ne fournit pas d'image.

30

Dans les dispositifs actuels, lorsque le transducteur ultrasonore est utilisé pour engendrer un coup basse fréquence en vibrant mécaniquement, le transducteur est mobile et le référentiel n'est pas fixe. On utilise une

technique bien connue de l'homme du métier pour compenser ce déplacement. Cette solution présente plusieurs inconvénients :

- elle nécessite la présence d'un écho ultrasonore provenant d'une zone profonde et immobile du milieu,
- elle est peu précise car le milieu n'étant pas parfaitement immobile, la forme du coup basse fréquence est mal déterminée,
- elle représente un algorithme supplémentaire qui augmente le temps de calcul,
- la surface du milieu présentant une résistance au choc appliqué, la forme réelle de l'impulsion basse fréquence dépend de la pression appliquée par l'opérateur.

Outre les problèmes liés à la compensation du déplacement du vibreur, la pression exercée par l'opérateur est un paramètre qui n'est pas pris en compte alors qu'il perturbe la mesure d'élasticité.

Par ailleurs, l'étude de milieux peu profonds avec un système de type classique en contact direct peut être difficile car la zone focale de certains transducteurs ne permet pas d'obtenir un signal ultrasonore propre, à faible distance du transducteur.

Dans les mesures de déplacements classiques réalisées sur les écoulements sanguins par exemple, l'amplitude des déplacements n'est pas liée à la profondeur dans le milieu mais aux phénomènes observés, par exemple les déplacements liés à l'écoulement du sang sont plus importants au centre de l'artère qu'à ses bords. L'algorithme utilisé pour mesurer les déplacements est donc le même quelle que soit la profondeur. Au contraire en élastographie, l'amplitude des déplacements dépend de la

distance à laquelle a été donnée la vibration basse fréquence. Lorsque la vibration est donnée à partir de la surface, l'amplitude des déplacements engendrés par le coup basse fréquence décroît à mesure que l'onde pénètre 5 profondément dans les tissus. L'utilisation d'un algorithme classique n'est pas favorable à la mesure des déplacements sur toute la gamme de profondeur.

L'invention a donc plus particulièrement pour but 10 de remédier aux inconvénients des systèmes de l'art antérieur. Elle propose à cet effet un dispositif pour la mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal, notamment d'un foie, ou plus généralement tous milieux viscoélastiques présentant un signal ultrasonore après 15 illumination ultrasonore, comprenant au moins un palpeur comportant un transducteur ultrasonore, au moins un capteur de position, un actionneur pour le déclenchement dudit dispositif, relié par liaison filaire à une source d'énergie électrique, caractérisé en ce qu'il comprend un 20 actionneur électrodynamique asservi, fixé au transducteur ultrasonore, apte à générer un coup basse fréquence transitoire présentant une gamme de fréquence comprise entre 1 Hz et 5000 Hz.

25 On entend par « coup basse fréquence transitoire » une sollicitation mécanique de durée déterminée dont la fréquence est comprise entre 1 Hz et 5000 Hz et dont l'amplitude de crête à crête est comprise entre 10 μm et 20 millimètres, de préférence entre 500 μm et 5 mm. La durée 30 de cette sollicitation est comprise entre 100 μs et 20 secondes, de préférence entre 5 ms et 40 ms (milliseconde).

Grâce à ces particularités, l'invention permet de proposer un dispositif qui permet d'obtenir une vibration,

ou sollicitation, basse fréquence parfaitement contrôlée en temps et en amplitude. La connaissance du déplacement exact permet de compenser dans de meilleures conditions et en un minimum de temps le déplacement relatif du vibreur. La 5 forme du coup est mieux contrôlée, ce qui permet d'obtenir des mesures plus fiables et donc d'augmenter la reproductibilité du système. Grâce à l'utilisation de l'actionneur électromagnétique asservi, également dénommé vibreur asservi, le dispositif selon l'invention présente 10 un volume et un poids réduits. Enfin, la présence d'une boucle d'asservissement permet de connaître la pression appliquée par l'opérateur.

Selon une possibilité offerte par l'invention, ce 15 dispositif comprendra un dispositif de protection destiné à assurer la protection du susdit transducteur ultrasonore.

Avantageusement, le dispositif selon l'invention sera commandé par au moins un moyen de commande, par 20 exemple un ordinateur, un micro-ordinateur ou une unité centrale.

De la même manière, le palpeur selon l'invention comprendra une membrane souple et étanche.

25

Selon un mode d'exécution de l'invention, ce dispositif pour la mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal sera associé à un module d'asservissement et un module d'acquisition ultrasonore aptes à communiquer 30 l'un avec l'autre ; le moyen de commande étant apte à communiquer avec le module d'asservissement et le module d'acquisition ultrasonore.

Selon une possibilité offerte par l'invention, le moyen de commande et l'interface utilisateur seront alimentés en énergie électrique grâce à au moins une batterie.

5

Avantageusement, ce dispositif comprendra une interface utilisateur, par exemple un écran d'affichage, relié au moyen de commande. Le dispositif sera associé à au moins un échographe ; les images et informations obtenues 10 étant visualisables sur un écran, idéalement celui dudit échographe. Le dispositif pourra être adapté autour d'une barrette échographique. De la même manière, la barrette échographique pourra réaliser elle-même la mesure d'élasticité à condition d'être équipée d'un système 15 vibratoire asservi.

Le dispositif pour la mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal pourra comprendre un milieu intermédiaire élastique transparent aux ultrasons et pour 20 l'onde basse fréquence, tel que par exemple un polymère synthétique de type polyacrylamide.

Avantageusement, au moins l'extrémité du transducteur ultrasonore présentera une forme allongée, par 25 exemple une forme oblongue, rectangulaire, ellipsoïdale, avec une longueur comprise entre 2 et 20 millimètres, de préférence d'environ 11 millimètres, et une largeur comprise entre 1 et 10 millimètres, de préférence d'environ 5 millimètres.

30

Avantageusement, le transducteur ultrasonore pourra présenter une forme conique ou tronconique présentant un angle compris entre 10 et 80 degrés.

L'invention concerne également un procédé pour le calcul d'une élasticité grâce au susdit dispositif, caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes :

- localisation éventuelle par mode image de la zone souhaitée, l'acquisition des signaux ultrasonore, c'est-à-dire pour les lignes écho, pouvant avoir lieu à une cadence d'environ 50 lignes par seconde,

5 - génération du coup basse fréquence et acquisition des signaux ultrasonores ; l'acquisition pour la mesure de l'élasticité étant réalisée à une cadence élevée entre 100 Hz et 100000 Hz,

10 - compensation du déplacement relatif du vibreur,
- calcul des vitesses tissulaires, c'est-à-dire les déplacements entre les acquisitions, dans le milieu,
15 - calcul des vitesses des déformations tissulaires,
- calcul de la vitesse de l'onde élastique,
- calcul de l'élasticité.

Avantageusement, le procédé comprendra une étape préalable de localisation par mode image de la zone souhaitée, l'acquisition des signaux ultrasonore, c'est-à-dire pour les lignes écho, ayant lieu par exemple à une cadence d'environ 50 lignes par seconde. Le résultat obtenu par l'étape de calcul de l'élasticité sera superposé aux lignes écho par exemple sous la forme d'un niveau de couleur différent.

Avantageusement, le procédé comprendra une étape de reconnaissance automatique de l'organe examiné/étudié par le calcul de paramètres tissulaires tels que par exemple le coefficient de rétrodiffusion ultrasonore. La reconnaissance automatique est basée sur le calcul de paramètres tissulaires de l'organe étudié et sur la comparaison de ses paramètres avec les valeurs présentées

dans la littérature. À titre d'exemple, le paramètre tissulaire pourra être le coefficient de rétrodiffusion ultrasonore mesuré en temps réel à partir des lignes écho.

5 Avantageusement, le coup, ou signal, basse fréquence présentera une fréquence comprise entre 1 Hz et 5000 Hz et une durée variant de 1/2f à 20/f.

Des modes d'exécution de l'invention seront décrits
10 ci-après, à titre d'exemple non limitatif, avec référence aux dessins annexés dans lesquels :

- la figure 1 illustre un exemple de dispositif pour la mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal
15 selon l'invention ;

- la figure 2 illustre ledit dispositif muni d'une roulette et d'un moyen de positionnement ultrasonore basse fréquence constitué d'au moins trois récepteurs
20 ultrasonores ;

- la figure 3 illustre un dispositif selon l'invention associé à un échographe

25 - la figure 4 illustre le dispositif représenté sur la figure 3 associé au palpeur qui est placé sur le côté d'une barrette échographique utilisée pour obtenir l'image du foie et ainsi localisé les zones analysées.

30 - Les figures 5a à 5d illustrent des mesures d'élasticité superposées à l'image échographique, dans le cas où le dispositif selon l'invention est associé à un échographe, la sonde échographique étant superposée à l'image échographique ;

- la figure 6 illustre un dispositif selon l'invention avec un milieu intermédiaire élastique transparent aux ultrasons

5

- les figures 7a et 7b illustrent respectivement la forme d'un coup basse fréquence d'amplitude crête à crête 2 millimètres et le spectre fréquentiel du coup basse fréquence dont la fréquence centrale est de 50 Hz et dont 10 la largeur de bande à mi-hauteur s'étend de 18 Hz à 100 Hz, la bande passante atteignant 82 Hz à -6 dB (Décibels).

Selon un exemple choisi pour illustrer l'invention et illustré sur la figure 1, le dispositif selon 15 l'invention comprend un palpeur 1 comportant au moins un transducteur ultrasonore 2, un actionneur électrodynamique 3, un capteur de position 4, une membrane souple et étanche 5, un capuchon de protection 6, un bouton-pression 7 pour le déclenchement du fonctionnement dudit dispositif, les 20 équipements électroniques 8 du capteur de position 4, un câble 9, un afficheur alphanumérique 10.

Le palpeur 1 est commandé par des moyens de commande constitués ici par un micro-ordinateur ou par une 25 unité centrale, non représenté sur les différentes figures, qui peut par exemple être une carte embarquée dans un coffret relié par un câble souple au palpeur 1. Un afficheur, également dénommé interface utilisateur, permet à l'utilisateur ou l'opérateur de lire les informations 30 fournies par le système.

Un module d'asservissement et un module d'acquisition ultrasonore, tous les deux non représentés sur les figures annexées, sont tous deux connectés au

palpeur 1. Les deux modules communiquent ensemble ; le module d'acquisition envoyant un signal de synchronisation au moment où une acquisition ultrasonore est déclenchée. La position correspondante est alors enregistrée de manière à pouvoir être communiquée à un algorithme de compensation. L'unité centrale communique avec le module d'acquisition ultrasonore et le module d'asservissement. L'interface utilisateur est constituée d'un écran éventuellement tactile, d'un clavier, éventuellement de curseurs.

10

L'image du milieu à mesurer peut être affichée sur l'écran de manière à aider l'utilisateur à localiser la zone dans laquelle il veut effectuer la mesure d'élasticité. Le capteur 4 est alors utilisé en mode échographique standard de manière à acquérir typiquement 50 lignes ultrasonores par secondes du milieu. L'enveloppe de ces lignes ultrasonores est affichée à l'écran. Les lignes sont codées en niveau de gris et en échelle logarithmique et placées côte à côte de manière à constituer une image. Le palpeur 1 peut être muni d'un système de positionnement afin de connaître les positions auxquelles sont acquises les lignes et ainsi reconstituer l'image du milieu à mesurer lorsque l'utilisateur, praticien ou opérateur, ballade le palpeur 1 à la surface des tissus humain ou animal.

Nous décrivons ensuite les étapes du procédé selon l'invention qui permettent d'obtenir la mesure d'élasticité ; la succession de ces étapes étant définie selon l'ordre qui suit :

- 1) localisation éventuelle par mode image de la zone souhaitée, l'acquisition des signaux ultrasonore,

c'est-à-dire pour les lignes écho, pouvant avoir lieu à une cadence d'environ 50 lignes par seconde,

2) génération d'un coup basse fréquence et
5 acquisition des signaux ultrasonores ; l'acquisition pour la mesure de l'élasticité étant réalisée à une cadence élevée entre 100 Hz et 100000 Hz,

10 2) compensation du déplacement relatif du vibreur,

3) calcul des vitesses tissulaires, c'est-à-dire les déplacements entre des acquisitions, dans le milieu,

15 4) calcul des vitesses des déformations tissulaires,

5) calcul de la vitesse de l'onde élastique

6) calcul de l'élasticité.

Dans le cadre de la génération du coup basse fréquence et de l'acquisition ultrasonore, N acquisitions ultrasonores sont réalisées à une cadence $1/T$ typiquement comprise entre 100 Hz et 10 000 Hz. Sensiblement au même instant, un signal basse fréquence est transmis au système vibratoire, de préférence juste après le début des acquisitions ultrasonores. Ce signal a une fréquence f , comprise entre 5 Hz et 1000 Hz et une durée variant de $1/2f$ à $20/f$. La vibration basse fréquence entraîne la propagation dans les tissus d'une onde élastique dont la vitesse dépend de l'élasticité du milieu.

30

L'acquisition des données ultrasonores se fait en émettant avec le transducteur ultrasonore 2 une impulsion ultrasonore qui est réfléchie par les particules contenues dans le milieu. Le signal ultrasonore appelé « speckle »

est enregistré par le même transducteur ultrasonore 2 sur une durée pouvant varier entre 1 μ s et 10 ms. Cette opération est répétée un nombre N de fois à la cadence 1/T.

5 Dans tous les modes d'exécution de l'invention, le transducteur est fixé sur le vibreur, ou l'actionneur asservi, ou inversement l'actionneur est fixé sur le transducteur.

10 Dans l'étape de compensation du déplacement relatif du vibreur, le déplacement des tranches de tissu entre deux acquisitions ultrasonores, $d(z,t)$, est mesuré par rapport à la position du transducteur. Quand ce dernier est immobile, les déplacements mesurés expérimentalement sont égaux aux 15 déplacements absous. Par contre, quand le transducteur est utilisé pour engendrer l'onde basse fréquence, on doit tenir compte du déplacement du transducteur car les déplacements mesurés expérimentalement ne sont plus égaux aux déplacements absous. Le déplacement exact du vibreur 20 doit être soustrait des déplacements mesurés pour obtenir les déplacements absous. Les déplacements mesurés relativement au transducteur s'expriment par :

$$d(z,t) = \delta(z,t) - D(t)$$

où z est la profondeur, D(t) est le déplacement 25 absolu du vibreur et $\delta(z,t)$ est le déplacement absolu de la tranche du milieu située à la profondeur z. Le vibreur est placé à la profondeur z = 0.

Par ailleurs comme les déplacements sont dérivés 30 par rapport à la profondeur de manière à obtenir les déformations, le bruit peut devenir important. En effet, la dérivation est très sensible au bruit. Il apparaît donc important de compenser dans de bonnes conditions le

déplacement du vibreur. La présence d'un capteur de position 4 permet de mesurer fidèlement et directement D(t). La compensation (ou recalage) des lignes ultrasonores peut par exemple être réalisée dans le domaine de Fourier.

5

La transformée de Fourier discrète de la ligne ultrasonore numéro m, acquise au temps t=mT est

$$\sum_{n=0}^{N-1} r(m,n) \exp(-j \frac{2\pi n k}{N})$$

où r(m,n) est le signal échantillonné, N est le
10 nombre d'échantillons. Si la ligne ultrasonore a été acquise au temps t=mT, alors la ligne compensée $r_s(m,n)$ s'exprime dans le domaine temporel par

$$r_s(m,n) = \sum_{n=0}^{N-1} R(m,k) \exp(j \frac{2\pi k}{N} (n + \frac{2D(t)}{cT_s}))$$

Dans l'étape de calcul des vitesses tissulaires,
15 les déplacements sont mesurés soit par intercorrélation, par Doppler, soit par autocorrération et plus généralement par tout autre technique de mesure des déplacements. À titre d'exemple, on peut utiliser l'algorithme d'autocorrération décrit par Kasai :

20

$$\delta(z, t = mT) = \frac{V_c}{4\pi f_c} \arg \left(\sum_{n=p-m}^{n=p+m} \bar{r}_s(m, n) \bar{r}_s^*(m+1, n) \right)$$

où \bar{r}_s est la transformée de Hilbert de r_s . \bar{r}_s^* est le conjugué de \bar{r}_s . Avec cet algorithme, on mesure le déplacement $\delta(z, t)$ de la tranche de tissu située entre les
25 profondeurs $(p-m)\Delta z$ et $(p+m)\Delta z$ entre les temps mT et $(m+1)T$ où T est la période entre deux tirs ultrasonores successifs et Δz le pas d'échantillonnage spatial en profondeur. La vitesse tissulaire $v(z, t)$ s'exprime par

$$\dot{v}(z,t) = \delta(z,t)/T$$

Dans l'étape de calcul des vitesses de déformation tissulaires, la vitesse de déformation tissulaire est
5 obtenue en dérivant $v(z,t)$ par rapport à la profondeur :

$$\epsilon(z,t) = \frac{\partial v(z,t)}{\partial z}$$

Dans l'étape de calcul de la vitesse de l'onde élastique, la mesure de la vitesse de l'onde élastique est
10 à titre d'exemple obtenue en calculant la phase $\varphi(z)$ de l'onde de cisaillement à la fréquence centrale f_0 de l'onde élastique à chaque profondeur dans le milieu :

$$\epsilon'(z,f) = FT(\epsilon(z,t))$$

$$\varphi(z) = \arg(\epsilon'(z,f_0))$$

$$V_s(z) = \frac{2\pi}{f_0} \left(\frac{d\varphi(z)}{dz} \right)^{-1}$$

15

Dans l'étape de calcul de l'élasticité, dans les milieux mous comme les tissus biologiques et plus généralement les milieux solides principalement constitués d'eau sous forme liquide, l'élasticité (module d'Young)
20 s'exprime en fonction de la vitesse de cisaillement que nous noterons V_s et de la densité ρ .

$$E = 3\rho V_s^2$$

$$E(z) = 3\rho \left[\frac{2\pi}{f_0} \left(\frac{d\varphi(z)}{dz} \right)^{-1} \right]^2$$

25 Ainsi, le dispositif pour la mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal fournit soit une valeur moyenne de l'élasticité entre deux profondeurs indiquées

par l'utilisateur, soit les variations de l'élasticité en fonction de la profondeur.

Selon une possibilité offerte par l'invention, le 5 palpeur 1 peut comporter plusieurs transducteurs qui peuvent être positionnés de manière arbitraire, par exemple linéairement (type barrette échographique) ou en nid d'abeille. De cette façon, l'élasticité peut être mesurée en différentes zones du milieu à analyser.

10

En dehors des périodes d'acquisition, le dispositif selon l'invention acquiert des lignes ultrasonores à une cadence typique de 50 lignes par seconde. Ces lignes sont traitées comme en échographie standard de manière à ne 15 conserver que l'enveloppe du signal. Les lignes sont alors affichées sur l'écran du dispositif en niveau de gris et en échelle logarithmique les unes à la suite des autres et les unes à côté des autres de manière à former une image.

20

L'image peut être obtenue en déplaçant à vitesse à peu près constante le palpeur 1 à la surface du foie, l'utilisateur disposant alors d'une image déformée de la zone qu'il observe. L'image est déformée car il n'est pas possible pour l'utilisateur de déplacer à vitesse constante 25 le palpeur 1. Cette image lui permet de déterminer la zone dans laquelle la mesure est réalisée. La déformation de l'image est sensiblement réduite en mesurant la position du palpeur 1 à la surface du milieu. Les lignes sont affichées sur l'écran en fonction de l'abscisse du capteur sur le 30 milieu.

Comme illustré sur la figure 2, la position du palpeur 1 à la surface du milieu peut être obtenue à l'aide d'un système de mesure qui peut être de différents types :

- capteur de position du type de ceux utilisés dans les souris pour micro-ordinateur, on peut alors choisir un système utilisant une roulette 11, un système optique comme sur les souris dites « optiques »,

5 - système de positionnement ultrasonore 12 basse fréquence (typiquement 100 kHz) constitué d'au moins trois récepteurs ultrasonores 13 disposés sur le corps du patient et d'au moins un émetteur 14 placé sur la sonde (la position est obtenue par triangulation)

10 - ou tout autre système de mesure du déplacement ; le système étant connecté à l'unité centrale.

Le dispositif pour la mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal selon l'invention peut être associé 15 à un échographe 15 standard. Ainsi l'échographe fournit non seulement une information morphologique sur les organes mais également un paramètre quantitatif d'élasticité.

1. L'échographe peut alors présenter en plus 20 des sondes échographiques standards 16, une sonde de type "palpeur" 17, comme illustré sur la figure 5a. Le palpeur 17 peut être adapté autour d'une barrette échographique, non représenté sur les figures, à la manière de certains systèmes de guidage pour biopsie ou d'anciens systèmes de 25 Doppler continu, comme illustré sur la figure 4.

2. Il est également envisageable que la barrette ultrasonore réalise elle-même l'acquisition des signaux ultrasonores utilisés pour l'algorithme 30 d'élastographie.

Avantageusement, le dispositif selon l'invention pourra être portable, qu'il soit branché sur secteur ou alimenté à l'aide de batteries. Un balayage pour la mesure

de l'élasticité pourra être opéré manuellement afin d'obtenir une image de l'élasticité. De la même manière, le balayage pourra être réalisé grâce à un moteur pas à pas ou tous autres actionneurs électromagnétiques asservis.

5

Le système peut éventuellement partager les modules électroniques de l'échographe 15 puisque les échographes 15 standard sont *a priori* munis d'unités de traitement du signal capables de faire tourner ou calculer les algorithmes nécessaires à la mesure d'élasticité. La barrette peut alors éventuellement engendrer le coup basse fréquence elle-même par un mouvement de vibration qui peut être perpendiculaire à la surface du milieu. L'acquisition peut être réalisée sur la ligne centrale de l'image échographique, comme illustré sur la figure 5a. On peut changer de ligne d'acquisition et reproduire le coup basse fréquence de manière à balayer toute la surface de l'image, comme illustré sur les figures 5b à 5d. Eventuellement on peut réaliser plusieurs lignes en même temps en utilisant des techniques de focalisation ultrasonore évoluées telles que :

• la méthode décrite par Shattuck (cf. « a parallel processing technique for high speed ultrasound imaging with linear phased arrays », J. Acoust. Soc. Am. 25 75(4), 1273-1282, 1984),

• une technique de type peigne comme représentée sur les figures 5b à 5d dans laquelle on acquiert simultanément 2, 4 voire 8 lignes. Dans l'exemple de la figure d, les lignes i et i + 64 sont obtenues en même temps.

• une technique de formation de voies ultrarapide en utilisant un algorithme de sommation-retard comme celui décrit dans la demande de brevet N° FR 9903157, d'autres

types de « beamforming » comme par exemple la technique dans l'espace des fréquences spatiales.

Il est clair que ce dispositif peut être 5 utilisé conjointement aux techniques d'imagerie ultrarapides décrites dans les documents cités précédemment de manière à obtenir une image de l'élasticité.

Selon une possibilité offerte par l'invention, le 10 dispositif selon l'invention utilisera un milieu intermédiaire 18 élastique transparent aux ultrasons. Ce milieu 18 peut être par exemple un polymère synthétique de type polyacrylamide. Un matériau adhésif ou une colle pourra être placé entre le milieu intermédiaire 18 et le 15 milieu étudié de manière à obtenir soit une interface glissante, soit une interface liée. Notons que le milieu intermédiaire 18 est innovant car il n'est pas seulement transparent pour les ultrasons mais également pour l'onde basse fréquence. Le milieu intermédiaire 18 est choisi de 20 manière à présenter une élasticité voisine de celle du milieu étudié de manière à adapter l'impédance et ainsi permettre à un maximum d'énergie d'être transmise au milieu étudié. Le milieu intermédiaire 18 peut également être comprimé pour que son module d'élasticité qui varie de 25 manière non linéaire devienne proche de celui du milieu étudié. Cette dernière proposition est d'ailleurs une technique originale pour mesurer l'élasticité du milieu : elle consiste à modifier l'élasticité du milieu intermédiaire 18 jusqu'à ce qu'un maximum d'énergie soit 30 transmis. L'élasticité atteinte est alors voisine de celle du milieu.

Par ailleurs, le dispositif et procédé de l'invention dispose d'un algorithme ou moyen de calcul des

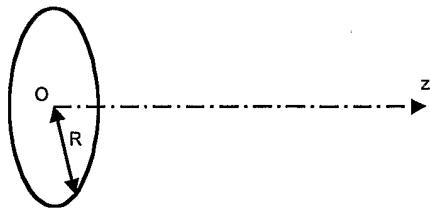
déplacements qui soit adapté en fonction de la profondeur dans le milieu. À faible profondeur, là où l'amplitude des déplacements est grande, l'algorithme compare les lignes successives entre elles. Par contre à forte profondeur,
 5 lorsque l'amplitude des déplacements entre lignes successives est faible, la corrélation est effectuée entre la ligne m et la ligne $m+\Delta$ avec $\Delta > 1$. En sautant ainsi plusieurs lignes, l'amplitude du déplacement à mesurer grandit et le rapport signal à bruit augmente. L'adaptation
 10 de l'algorithme de Kasai donne

$$\delta(z, t = mT) = \frac{V_c}{4\pi f_c} \arg \left(\sum_{n=p-m}^{n=p+m} \bar{r}_s(m, n) \bar{r}_s^*(m + \Delta(z), n) \right)$$

où $\Delta(z)$ est un nombre entier tel que $\Delta(z) \geq 1$ qui augmente avec z , c'est-à-dire avec la profondeur.

15 La connaissance des effets de diffraction associés au vibreur utilisé dans un milieu isotrope voire anisotrope permet de compenser parfaitement les effets de diffraction. On peut également estimer l'atténuation dans le milieu. Dans le cas d'une source de pression basse fréquence en
 20 forme de disque, la réponse impulsionnelle de diffraction sur l'axe suit la formule suivante :

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{2aR^2t}{\rho(z^2 + R^2)^{3/2}}, \text{ si } 0 \leq t < \frac{\sqrt{z^2 + R^2}}{V_s} \\ 0, \text{ si } \frac{\sqrt{z^2 + R^2}}{V_s} \leq t \end{array} \right.$$



où z est la profondeur sur l'axe du disque, ρ la densité du milieu, u est le déplacement suivant l'axe de symétrie Oz associé à une contrainte σ appliquée suivant Oz, t le temps, R le rayon du disque et v_s la vitesse de cisaillement. On peut introduire l'atténuation α dans cette équation. Cette équation contient à la fois les effets de diffraction et de couplage. Une estimation de v_s voire de α peut être obtenue par un calcul. On peut à titre d'exemple utiliser un calcul itératif d'optimisation qui consiste à minimiser la fonction coût qui est le module de la différence entre les déformations mesurées expérimentalement et celles obtenues avec le modèle théorique.

L'invention est décrite dans ce qui précède à titre d'exemple. Il est entendu que l'homme du métier est à même de réaliser différentes variantes du dispositif et du procédé pour la mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal, en particulier concernant la disposition ou l'agencement des différents éléments constituant ledit dispositif ou l'ordre ainsi que l'importance des étapes dudit procédé, sans pour autant sortir du cadre du brevet.

REVENDICATIONS

1. Dispositif pour la mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal, notamment d'un foie, ou plus généralement tous milieux viscoélastiques présentant un signal ultrasonore après illumination ultrasonore, comprenant au moins un palpeur (1) comportant un transducteur ultrasonore (2), au moins un capteur de position (4), un actionneur pour le déclenchement dudit dispositif, relié par liaison filaire à une source d'énergie électrique, caractérisé en ce qu'il comprend un actionneur électrodynamique (3) asservi, fixé au transducteur ultrasonore (2), apte à générer un coup basse fréquence transitoire présentant une gamme de fréquence comprise entre 1 Hz et 5000 Hz.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend au moins un moyen de commande, par exemple un ordinateur, un micro-ordinateur ou une unité centrale.

3. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que palpeur (1) comprend une membrane souple et étanche (5).

4. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le palpeur (1) comprend un dispositif de protection (6) destiné à protéger le susdit transducteur ultrasonore (2).

5. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le palpeur (1) est associé à un module d'asservissement et un module d'acquisition ultrasonore aptes à communiquer l'un avec l'autre.

6. Dispositif selon les revendications 2 et 5, caractérisé en ce que le moyen de commande est apte à communiquer avec le module d'asservissement et le module d'acquisition ultrasonore.

7. Dispositif selon les revendications 1 et 2, caractérisé en ce qu'il comprend une interface utilisateur, par exemple un écran d'affichage, relié au moyen de commande.

8. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le palpeur (1) est associé à au moins un échographe (15) ; les images obtenues étant visualisables sur un écran, idéalement celui dudit échographe (15).

9. Dispositif selon la revendication 8, caractérisé en ce qu'une barrette échographie est adaptée audit dispositif et qu'elle réalise l'acquisition des signaux ultrasonores.

10. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend un système de positionnement ultrasonore (12) constitué d'au moins trois récepteurs disposés sur le corps du patient (disposant dudit organe) et d'au moins un émetteur (14) placé sur le palpeur (1).

11. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend un milieu intermédiaire (18) élastique transparent aux ultrasons et pour l'onde basse fréquence, tel que par exemple un polymère synthétique de type polyacrylamide.

12. Dispositif selon la revendication 11, caractérisé en ce que le susdit milieu intermédiaire (18) présente une élasticité voisine de celle du milieu étudié, c'est-à-dire de l'organe humain ou animal à étudier, par exemple en comprimant ce milieu intermédiaire (18) de manière à faire varier son module d'élasticité.

10 13. Dispositif selon les revendications 2 et 7, caractérisé en ce que le moyen de commande et l'interface utilisateur sont alimentés en énergie électrique grâce à au moins une batterie.

15 14. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend un moyen de calcul des déplacements qui soit adapté en fonction de la profondeur dans l'organe humain ou animal.

20 15. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'au moins l'extrémité du transducteur ultrasonore présente une forme allongée, par exemple une forme oblongue, rectangulaire, ellipsoïdale, avec une longueur comprise entre 2 et 20 millimètres, de préférence d'environ 11 millimètres, et une largeur comprise entre 1 et 10 millimètres, de préférence d'environ 5 millimètres.

30 16. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que le transducteur ultrasonore présente une forme conique ou tronconique présentant un angle compris entre 10 et 80 degrés.

17. Procédé pour le calcul d'une élasticité grâce à un dispositif comportant au moins un transducteur ultrasonore (2), au moins un capteur de position (4), un actionneur électrodynamique (3) asservi, relié par liaison filaire à une source d'énergie électrique, caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes :

- génération du coup basse fréquence et acquisition des signaux ultrasonores,
- compensation du déplacement relatif du vibreur,
- calcul des vitesses tissulaires, c'est-à-dire les déplacements entre des acquisitions, dans le milieu,
- calcul des vitesses des déformations tissulaires,
- calcul de la vitesse de l'onde élastique,
- calcul de l'élasticité.

18. Procédé pour le calcul d'une élasticité selon la revendication 17, caractérisé en ce qu'il comprend une étape préalable de localisation par mode image de la zone souhaitée, l'acquisition des signaux ultrasonore, c'est-à-dire pour les lignes écho, ayant lieu par exemple à une cadence d'environ 50 lignes par seconde.

19. Procédé pour le calcul d'une élasticité selon la revendication 18, caractérisé en ce que le résultat obtenu par l'étape de calcul de l'élasticité est superposé aux lignes écho par exemple sous la forme d'un niveau de couleur différent.

20. Procédé pour le calcul d'une élasticité selon les revendications 17 et 18, caractérisé en ce que le coup, ou signal, basse fréquence présente une fréquence comprise entre 1 Hz et 5000 Hz et une durée variant de $1/2f$ à $20/f$.

21. Procédé pour le calcul d'une élasticité selon la revendication 17, caractérisé en ce que l'étape de calcul de la vitesse tissulaire est réalisée par intercorrélation, par Doppler, par autocorrélation, ou tout autre technique de mesure des déplacements.

22. Procédé pour le calcul d'une élasticité selon les revendications 17 et 21, caractérisé en ce que le calcul de la vitesse de déformation tissulaire s'effectue en dérivant la vitesse tissulaire par la profondeur.

23. Procédé pour le calcul d'une élasticité selon la revendication 17, caractérisé en ce que l'acquisition pour la mesure de l'élasticité est réalisée à une cadence élevée entre 100 Hz et 100000 Hz.

24. Procédé pour le calcul d'une élasticité selon la revendication 17, caractérisé en ce qu'il comprend une étape préalable de balayage de l'organe humain ou animal ; cette étape de balayage pouvant être réalisée de manuellement ou grâce à un moteur pas à pas ou tous autres actionneurs électromagnétiques asservis.

25. Procédé pour le calcul d'une élasticité selon l'une quelconque des revendications 17 à 23, caractérisé en ce qu'il comprend une étape de

reconnaissance automatique de milieu étudié par le calcul de paramètres tissulaires tels que par exemple le coefficient de rétrodiffusion ultrasonore.

1/3

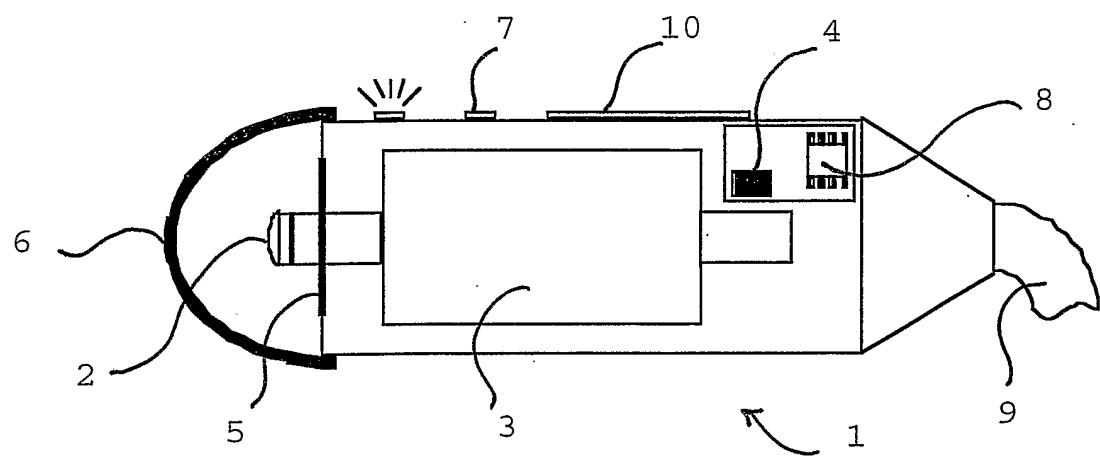


Figure 1

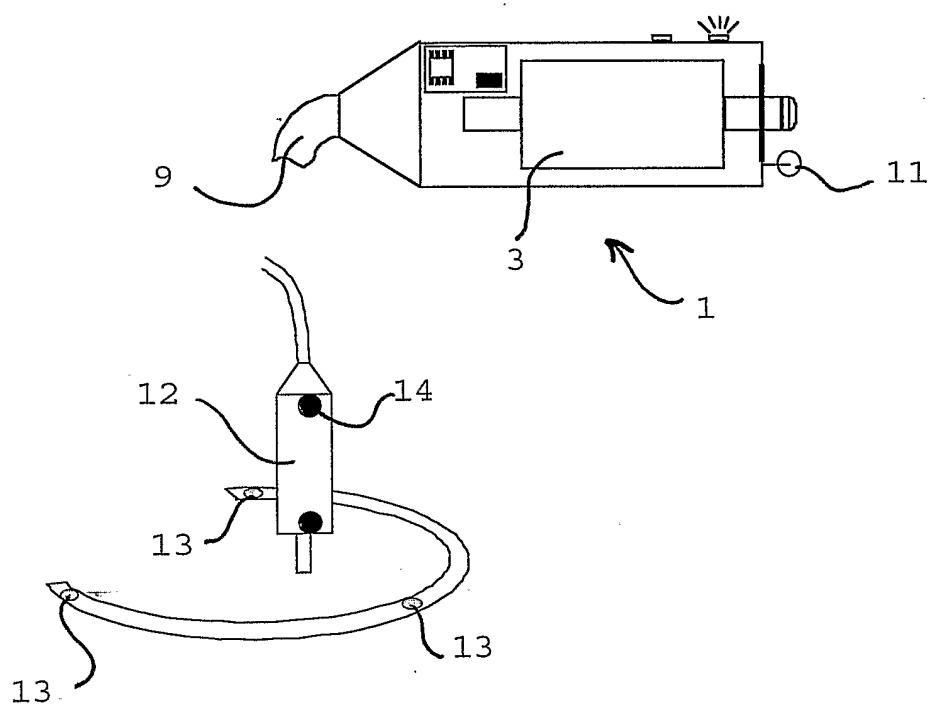


Figure 2

2/3

Figure 3

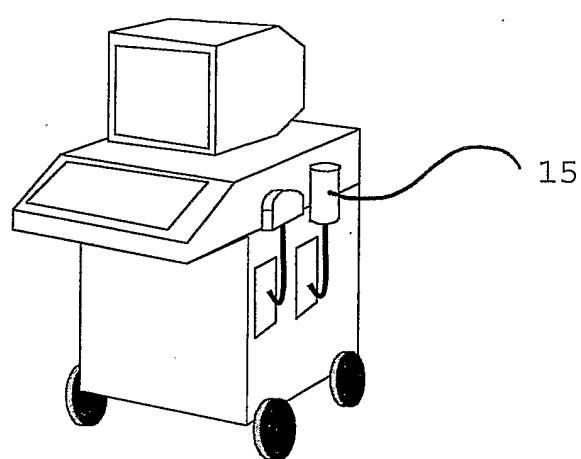


Figure 4

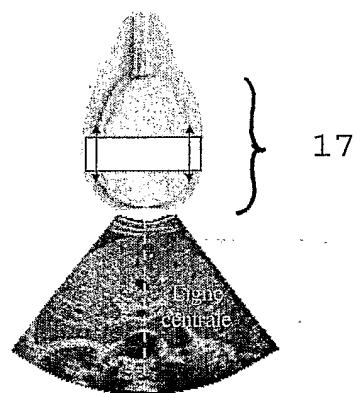
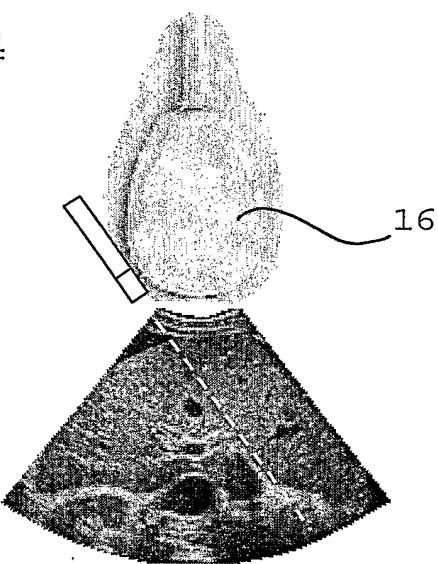


Figure 5a

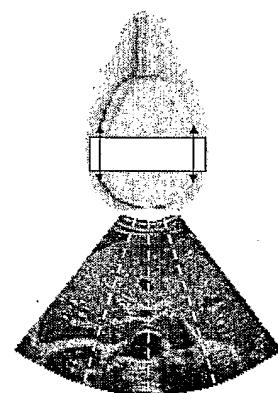


Figure 5b

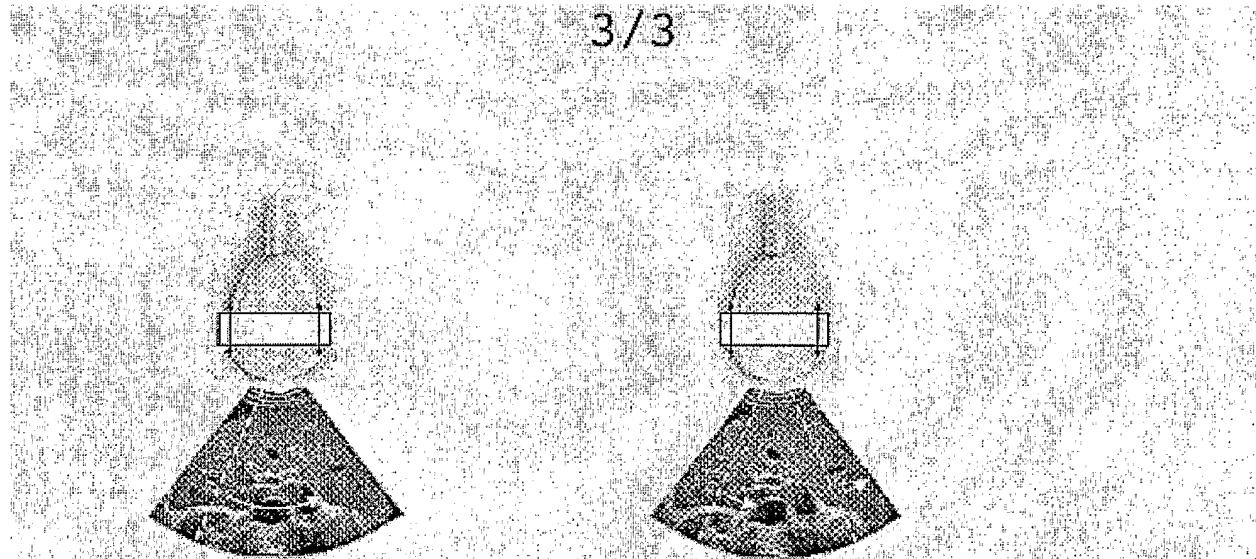


Figure 5c

Figure 5d

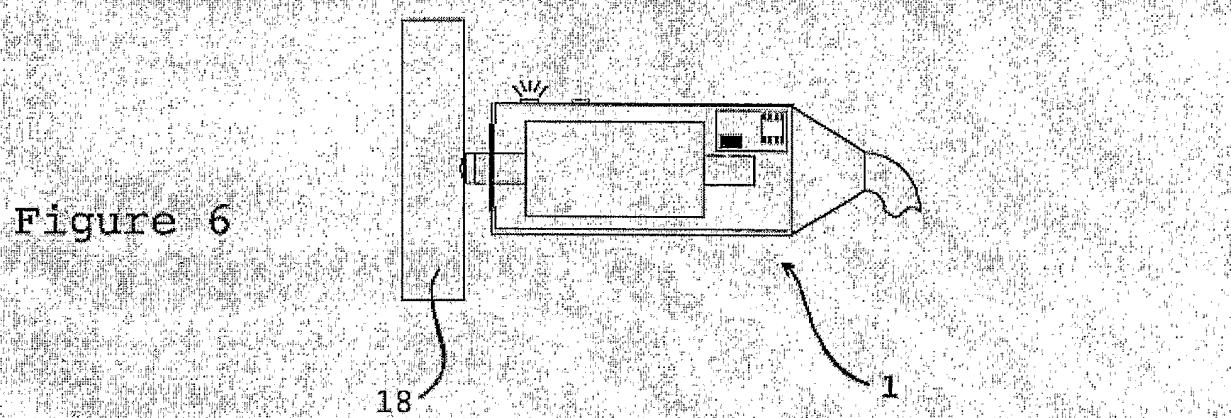


Figure 6

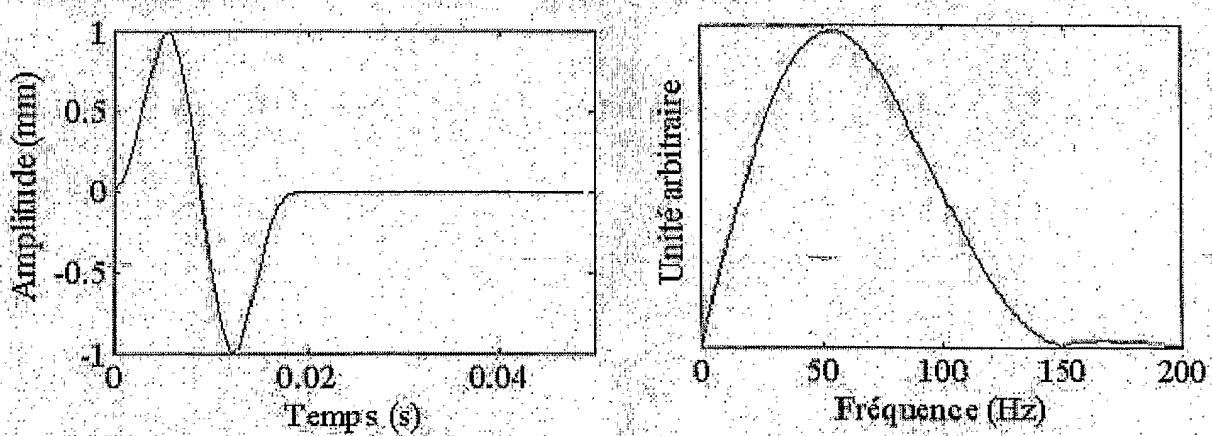


Figure 7a

Figure 7b