

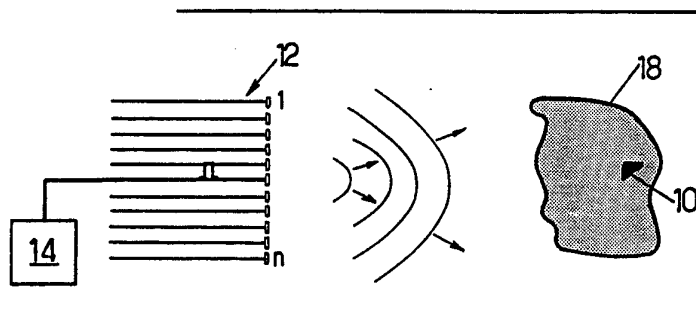


DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

<p>(51) Classification internationale des brevets ⁵ : G01S 7/52, G10K 11/34 A61B 17/22</p>	<p>A1</p>	<p>(11) Numéro de publication internationale: WO 94/08253 (43) Date de publication internationale: 14 avril 1994 (14.04.94)</p>
<p>(21) Numéro de la demande internationale: PCT/FR93/00956 (22) Date de dépôt international: 30 septembre 1993 (30.09.93) (30) Données relatives à la priorité: 92/11659 2 octobre 1992 (02.10.92) FR (71) Déposant (pour tous les Etats désignés sauf US): TECHNO-MED INTERNATIONAL [FR/FR]; Parc d'Activités du Chêne, Boulevard des Droits de l'Homme, F-69500 Bron (FR). (72) Inventeur; et (75) Inventeur/Déposant (US seulement) : FINK, Mathias [FR/FR]; 16, rue Edouard-Laferrière, F-92190 Meudon (FR).</p>		<p>(74) Mandataires: PORTAL, Gérard etc. ; Cabinet Beau de Loménie, 158, rue de l'Université, F-75340 Paris Cedex 07 (FR). (81) Etats désignés: CA, JP, US, brevet européen (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE). Publiée Avec rapport de recherche internationale.</p>

(54) Title: THERAPY DEVICE FOR DESTROYING A TARGET BY ACOUSTIC SIGNALS FEATURING TIME REVERSAL

(54) Titre: DISPOSITIF DE THERAPIE POUR LA DESTRUCTION D'UNE CIBLE PAR DES SIGNAUX ACOUSTIQUES COMPORTANT UN RETOURNEMENT TEMPOREL



(57) Abstract

A therapy device comprises identification and destruction means consisting of an array transducers (numbered for example from 0 to 120), and an acoustic signal transmitting and receiving circuit incorporating means for memorising and time reversal of acquired signals, and iteration means for the transmission/reception/reversal sequencing. The identification and destruction means also comprise means for determining maximum signal levels received after an odd number of iterations. The device is used in therapy for the destruction of a target such as stones in tissues, particularly in the kidneys, gall bladder, bladder or urethra, or a tumor.

(57) Abrégé

Ce dispositif de thérapie comprend des moyens de repérage et de destruction comprenant: une matrice de transducteurs (numérotés par exemple de 0 à 120); un circuit d'émission et de réception des signaux acoustiques comprenant des moyens de mémorisation et de retournement temporel des signaux recueillis, des moyens d'itération du séquençement émission/réception/retournement; caractérisé en ce que les moyens de repérage et de destruction comprennent en outre: des moyens pour déterminer les maxima des signaux reçus après un nombre impair d'itérations. L'invention permet de réaliser une thérapie pour la destruction d'une cible telle que calcul dans les tissus, notamment le rein, la vésicule biliaire, la vessie ou l'urètre, ou une tumeur.

UNIQUEMENT A TITRE D'INFORMATION

Codes utilisés pour identifier les Etats parties au PCT, sur les pages de couverture des brochures publiant des demandes internationales en vertu du PCT.

AT	Autriche	FR	France	MR	Mauritanie
AU	Australie	GA	Gabon	MW	Malawi
BB	Barbade	GB	Royaume-Uni	NE	Niger
BE	Belgique	GN	Guinée	NL	Pays-Bas
BF	Burkina Faso	GR	Grèce	NO	Norvège
BG	Bulgarie	HU	Hongrie	NZ	Nouvelle-Zélande
BJ	Bénin	IE	Irlande	PL	Pologne
BR	Brésil	IT	Italie	PT	Portugal
BY	Bélarus	JP	Japon	RO	Roumanie
CA	Canada	KP	République populaire démocratique de Corée	RU	Fédération de Russie
CF	République Centrafricaine	KR	République de Corée	SD	Soudan
CG	Congo	KZ	Kazakhstan	SE	Suède
CH	Suisse	LI	Liechtenstein	SI	Slovénie
CI	Côte d'Ivoire	LK	Sri Lanka	SK	République slovaque
CM	Cameroun	LU	Luxembourg	SN	Sénégal
CN	Chine	LV	Lettonie	TD	Tchad
CS	Tchécoslovaquie	MC	Monaco	TG	Togo
CZ	République tchèque	MG	Madagascar	UA	Ukraine
DE	Allemagne	ML	Mali	US	Etats-Unis d'Amérique
DK	Danemark	MN	Mongolie	UZ	Ouzbékistan
ES	Espagne			VN	Viet Nam
FI	Finlande				

Dispositif de thérapie pour la destruction d'une cible par des signaux acoustiques comportant un retournement temporel

L'invention a essentiellement pour objet un dispositif de thérapie pour
5 la destruction d'une cible par des signaux acoustiques comportant un retournement
temporel. Dans la description et les revendications, le terme acoustique doit être
pris dans un sens général, sans limitation aux fréquences audibles. Le dispositif de
thérapie de l'invention permet de repérer et de détruire des cibles présentes sur ou
10 dans les tissus d'êtres vivants, en particulier des mammifères, de préférence un
animal ou un être humain, ces cibles présentant une indépendance acoustique
différente de celle du milieu environnant.

Ainsi, l'invention est applicable en thérapie :

- au repérage et à la destruction de calculs dans des tissus, notamment
le rein, la vésicule biliaire, la vessie ou l'urètre,
- 15 - au repérage et à la destruction d'une tumeur qu'elle soit bénigne ou
maligne,
- au repérage et au suivi en temps réel des cibles telles que calculs ou
tumeurs en vue de leur destruction lorsqu'elles se déplacent par rapport à l'appareil
de repérage et/ou de destruction. Les mouvements peuvent être dus, par exemple, à
20 la respiration du patient. Ils peuvent encore être dus aux mouvements de
l'opérateur dans le cas d'un appareil tenu à la main.

On connaît déjà (EP-A-O 383 650) un procédé d'examen acoustique
non destructif d'un milieu permettant d'y repérer des cibles réfléchissantes, suivant
lequel :

- 25 (a) on envoie dans le milieu un faisceau sonore à grande ouverture
angulaire à partir d'au moins un transducteur,
- (b) on enregistre les signaux réfléchis par le milieu et reçus par
plusieurs transducteurs appartenant à un réseau et on mémorise ces signaux sous
forme numérique,
- 30 (c) on sélectionne, à l'aide d'une fenêtre temporelle, les échos
provenant d'une zone particulière dudit milieu et on mémorise,
- (d) on retourne temporellement les signaux et on les ré-émet, et
- (e) on mémorise les nouveaux signaux réfléchis par le dit milieu et on
répète l'opération de retournement temporel.

Il suffit d'un faible nombre d'itérations pour faire apparaître uniquement les signaux réfléchis par le réflecteur le plus important du milieu ou par le point le plus réfléchissant d'une cible réflectrice étendue, sous forme d'un ensemble de signaux ayant un maximum prononcé sur chacune des voies de réception correspondant chacune à un des transducteurs du réseau.

Dans des modes particuliers de mise en oeuvre du procédé défini ci-dessus, la répartition dans le temps des maxima des signaux est mémorisée en vue d'une utilisation ultérieure. Dans un autre mode de réalisation, l'échelonnement dans le temps des signaux est déterminé par intercorrélation entre couples de signaux. Cette dernière solution exige cependant des calculs lourds. L'une et l'autre des solutions ne donnent pas directement une indication directement interprétable sur l'emplacement de la cible ou des cibles présentes dans le milieu.

La présente invention vise notamment à fournir un dispositif de détection, de suivi et d'insonification, c'est-à-dire de concentration d'énergie acoustique, d'une cible telle que précédemment définie, répondant mieux que ceux antérieurement connus aux exigences de la pratique, ce dispositif étant en particulier particulièrement adapté à réaliser une thérapie pour la destruction de ladite cible.

Plus précisément, l'invention vise notamment, bien que non exclusivement, à résoudre divers problèmes liés à la technique du retournement temporel tel que défini ci-dessus. Jusqu'à présent, ce retournement temporel n'avait été envisagé que pour provoquer une autofocalisation qui se traduit par une focalisation optimale d'une émission en présence d'une cible. En d'autres termes, le procédé était destiné à créer une pression acoustique maximale à l'emplacement de la cible. Mais, pour beaucoup d'applications, il reste nécessaire ou du moins souhaitable de localiser la cible dans l'espace, une fois que la présence d'une cible a été reconnue. En particulier, il est souvent souhaitable de caractériser la cible précédemment détectée en en formant une image de type échographique avant de la détruire dans le cadre de ladite thérapie.

Cela rend nécessaire une autofocalisation en réception.

Par ailleurs, le procédé défini plus haut, s'il donne des résultats favorables, présente en contrepartie une limitation lorsque l'on souhaite augmenter le nombre des itérations : les signaux échographiques deviennent de plus en plus longs au fur et à mesure que l'on répète les séquences de retournement temporel, ce

qui se traduit par une perte de résolution axiale préjudiciable dans certains cas à la qualité des images.

L'invention part de la constatation qu'en présence de cible réfléchissante, dans la zone sélectionnée par choix d'une fenêtre temporelle, un
5 nombre impair de retournements temporels donne naissance, sur chaque voie, à un signal échographique de forme symétrique, ayant un maximum correspondant au mieux à l'emplacement du front d'onde dû à la réflexion sur la cible, ou en d'autres termes à la surface de ce front d'onde acoustique.

Ainsi, l'invention applique ce nouveau principe à la thérapie, en
10 particulier dans le cadre d'un dispositif de thérapie, mais aussi dans le cadre d'un procédé de traitement thérapeutique qui apparaît immédiatement à l'homme de l'art à partir de la description du dispositif de thérapie ainsi que du procédé décrit.

En conséquence, selon un premier aspect, l'invention fournit un
15 dispositif de thérapie pour la destruction d'une cible présente sur ou dans les tissus d'êtres vivants en particulier des mammifères, de préférence un animal ou un être humain, tels que calculs dans les tissus, notamment le rein, la vésicule biliaire, la vessie ou l'urètre, ou une tumeur comprenant des moyens de repérage et de destruction comprenant :

– une matrice de transducteurs ;
20 – un circuit d'émission et de réception des signaux acoustiques comprenant des moyens de mémorisation et de retournement temporel des signaux recueillis, des moyens d'itération du séquençement émission/réception/retournement ;

caractérisé en ce que les moyens de repérage comprennent en outre :
25 – des moyens pour déterminer les maxima des signaux reçus après un nombre impair d'itérations.

La détermination des caractéristiques du front d'ondes passant au plus près des maxima desdits signaux, avantageusement sous la forme de la répartition temporelle des maxima, pourra souvent être approximée par une loi polynomiale.

30 Selon un mode de réalisation avantageux, le dispositif de thérapie selon l'invention est caractérisé en ce qu'il comprend des moyens d'écriture et des moyens de lecture des moyens de mémorisation précités et reliés à des moyens de calcul.

Selon un autre mode de réalisation avantageux, le dispositif de thérapie selon l'invention est caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de calculs de position de la cible à partir des retards temporels des maxima précités.

5 Selon encore un autre mode de réalisation avantageux de l'invention, le dispositif de thérapie est caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de calculs pour sélectionner une fenêtre temporelle de durée T contenant la partie du signal écho correspondant à la cible, recueilli par les transducteurs de la matrice, les moyens de mémorisation précités ne mémorisant que les signaux contenus dans ladite fenêtre temporelle.

10 Selon encore un autre mode de réalisation avantageux, le dispositif de thérapie selon l'invention est caractérisé en ce que les moyens de calculs précités recherchent le front d'onde sphérique représentant au mieux les retards des maxima des signaux reçus.

15 Selon un mode de réalisation actuellement préféré, le dispositif de thérapie selon l'invention est caractérisé en ce que les moyens de calcul précités déterminent le centre de la sphère ainsi obtenue et considère que ce centre représente la position de la cible.

20 Selon un autre mode de réalisation avantageux de l'invention, le dispositif de thérapie est caractérisé en ce qu'il comprend des moyens amplificateurs réalisant une très forte amplification du signal appliqué à chaque transducteur, pour le traitement de la cible précitée. De préférence, les moyens amplificateurs précités sont couplés à des moyens d'application de retard correspondant à la focalisation des signaux au centre de la sphère précitée pour le traitement de la cible.

25 Selon un autre mode de réalisation avantageux de l'invention, le dispositif de thérapie est caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de sommation des signaux réfléchis dans la fenêtre temporelle précitée.

30 Avantagement, les moyens d'émission/réception/retournement, mémorisation et calculs permettent de créer des retards des signaux émis tels que la matrice des transducteurs émet une succession de front d'ondes décalées, se focalisant à proximité de la cible et sont capables de déplacer le point de focalisation par correction des valeurs de retard. De préférence, le circuit précité et les moyens de calculs précités réalisent un décalage des signaux reçus suivant une

valeur de retard déterminée et une sommation de ces signaux reçus sur l'ensemble de la matrice du transducteur.

Ainsi, grâce à l'invention, on peut déduire les retards temporels pour chaque transducteur, qui permettent de reconstituer ce front d'onde à l'émission. On
5 peut par ailleurs faire la somme des signaux recalés par application desdits retards temporels pour réaliser une localisation.

Dans un mode avantageux de réalisation, on affecte des mémoires numériques de réception à chaque voie, c'est-à-dire à chaque transducteur utilisé à la réception et on détermine les instants d'arrivée des maxima de signal sur chaque
10 transducteur par scrutation du contenu des adresses successives des mémoires affectées aux échantillons.

La loi de retard temporel peut être exploitée pour ré-émettre un nouveau front d'onde d'illumination par émission de signaux de même forme sur toutes les voies et de durée très brève, à un instant défini pour chaque transducteur
15 par le complément de la loi de répartition des maxima, les premiers maxima correspondant aux signaux qui seront émis en dernier.

L'invention permet notamment, une fois une cible repérée, de synthétiser un faisceau ultrasonore intense convergeant vers le point le plus réfléchissant de la cible ou vers une zone à traiter située autour de ce point, qui
20 peut être matérialisé par un marqueur échogène, par exemple par un balayage tel que décrit dans le document antérieur du déposant FR-A-2 686 499, qui est incorporé ici dans sa totalité par référence, notamment dans le cas où on cherche à détruire cette cible ou à traiter la zone environnante, ce qui est le cas en thérapie.

La loi de retard temporel obtenue peut également être utilisée pour sommer l'ensemble des signaux de réception après les avoir recalés par application
25 de la loi de retard, sur toute la durée de la fenêtre temporelle. On peut ainsi synthétiser la surface d'onde optimale, puis ultérieurement effectuer une focalisation en émission et/ou en réception.

30 Recherche de cible réféléchissante éventuelle

Comme on l'a indiqué plus haut, la détermination de la position relative des maxima et le recalage des signaux en émission et/ou en réception ne doivent en général être effectués que si on a bien constaté d'abord la présence d'un front d'onde provenant d'une cible dans la fenêtre où sont effectués d'abord la

mesure, puis le retournement temporel. De façon générale, la fenêtre de retournement temporel est choisie pour correspondre aux parties intéressantes du milieu à explorer.

La fenêtre peut être connue a priori, ce qui est par exemple souvent le cas en thérapie où une cible a été préalablement repérée par échographie ou radiologie X. Elle peut également être déterminée en évaluant de façon grossière le temps de vol correspondant à la cible sélectionnée. L'emplacement et la largeur de la fenêtre temporelle sont choisis de façon que les signaux dus à la réflexion ou à la diffraction sur cette cible soient à coup sûr inclus dans la fenêtre. On peut encore, comme par exemple dans la recherche de défauts dans un matériau de grande épaisseur, diviser la profondeur d'exploration en plusieurs fenêtres et vérifier après plusieurs itérations de retournement temporel, s'il existe des échos importants au sein de la fenêtre. On peut pour cela, après chaque itération, effectuer, sur toute la durée des signaux dans la fenêtre, la somme incohérente des signaux reçus sur chaque voie et vérifier si le signal résultant présente un maximum local dans la fenêtre. La procédure de recherche des maxima sur chaque voie est alors subordonnée au résultat favorable d'une procédure de comparaison du signal résultant à un seuil déterminé.

Dans le cas d'une cible animée d'un mouvement par rapport à l'appareil de repérage, par exemple à cause d'un mouvement respiratoire ou dans le cas où l'appareil de repérage est tenu à la main, la cible ne séjourne que quelques instants à l'endroit où elle a été repérée par échographie ou radiologie X. Il est alors possible de repérer la cible lorsqu'elle se trouve dans cette position, puis de faire varier la fenêtre de retournement temporel en fonction des mouvements de la cible, par exemple de telle sorte que la cible se trouve toujours sensiblement au centre de la fenêtre. Le repérage préalable, par exemple par échographie ou rayons X, permet de connaître de façon approximative le temps de vol de la position initiale de la cible. Le cycle de repérage par retournement temporel permet alors de connaître le temps de vol exact correspondant à la position de la cible. On peut alors pour le cycle de retournement temporel suivant, choisir des fenêtres dont l'emplacement et la largeur sont fonction des temps de vol mesuré lors des cycles précédents. On adapte la fenêtre de façon dynamique en fonction des mouvements de la cible.

Une autre procédure encore consiste à comparer les signaux reçus dans la fenêtre pour deux itérations successives. Cette dernière procédure est

particulièrement intéressante dans le cas où on recherche la présence de défauts au sein d'un milieu diffusant formé de petites hétérogénéités réparties de façon dense et aléatoire.

5 Si les signaux captés par les transducteurs du réseau proviennent d'une cible réfléchissante, leurs structures spatiales resteront pratiquement inchangées d'un tir au suivant. Si au contraire les signaux recueillis au cours de deux tirs successifs ne sont pas corrélés, c'est qu'ils proviennent de diffuseurs qui sont trop imbriqués dans le milieu pour pouvoir être séparés par l'opération de retournement temporel.

10 Une mesure de la corrélation ou du degré de ressemblance entre les signaux d'écho provenant de deux itérations successives peut être obtenue par sommation des coefficients d'intercorrélation de deux tirs consécutifs, pour chacun des transducteurs. Si on désigne par $E_k^p(t)$ le signal reçu dans la fenêtre temporelle lors de l'itération p par le transducteur d'ordre k et par $E_k^{p+1}(t)$ le signal reçu lors
15 de l'itération $p+1$, la fonction de corrélation $c(\tau)$ totale entre les deux tirs s'écrit :

$$c(\tau) = \frac{\sum_k \int_0^T E_k^p(t) \cdot E_k^{p+1}(t-\tau) dt}{\left\{ \sum_k \left[\int_0^T (E_k^p(t))^2 dt \cdot \int_0^T (E_k^{p+1}(t))^2 dt \right] \right\}^{1/2}}$$

20

où T est la largeur de la fenêtre temporelle.

Le coefficient de corrélation est égal à la valeur de maximum de $c(\tau)$.
25 Lorsque ce maximum est proche de 1, on peut en déduire que la fenêtre contient une cible réfléchissante. Lorsqu'il est inférieur à un seuil déterminé, sélectionné en fonction des conditions expérimentales et par exemple égal à 0,5, on peut en déduire que le milieu observé est diffusant et ne contient pas de cible prépondérante.

30 Lorsque les transducteurs sont séparés du milieu par une interface, les fenêtres temporelles (qui peuvent être les mêmes ou différentes lors de tirs successifs) seront choisies de façon à éliminer les échos sur l'interface proprement dit, ainsi que sur un interface arrière éventuel.

Localisation et imagerie

Les opérations ci-dessus peuvent être considérées comme destinées à rechercher la présence d'une cible éventuelle. Il reste à repérer ou à localiser la cible, et la détruire.

5 Lorsque l'on désire caractériser la cible en en fournissant une image, on peut mettre en oeuvre un procédé d'échographie fournissant une image de la zone entourant la cible qui génère le front d'onde repéré, en déterminant les positions temporelles relatives des maxima du front d'onde.

 Pour cela, on peut utiliser divers procédés.

10 On peut notamment former une image de la première ligne de l'image échographique (celle qui est centrée sur la cible) en émettant un front d'onde d'illumination répondant à une excitation de durée très brève, par exemple d'environ une demi-période acoustique, en excitant les transducteurs dans un ordre complémentaire des retards, c'est-à-dire que le transducteur ayant reçu un signal à
15 un instant τ sera excité à un instant $T_0 - \tau$, T_0 étant constante. On somme ensuite l'ensemble des signaux de réception, recalés par application des retards temporels.

 Une autre approche consiste à effectuer une exploration sectorielle autour de la première ligne de l'image. Pour cela on modifie la loi des retards préalablement trouvée en en faisant la somme avec une autre loi de retard
20 correspondant à une déviation du faisceau ultrasonore d'un angle θ faible, suivant la technique dite des réseaux de phase. En utilisant la nouvelle loi de retard en émission et en réception, on obtient alors, en sommant de nouveau les signaux reçus, une image échographique focalisée dans une direction faisant un angle θ par rapport à l'axe de la cible.

25 Par application de lois de retard correspondant à des angulations différentes, on obtient une image par balayage séquentiel.

 Dans une autre variante encore, on émet non plus des impulsions brèves identiques sur chaque voie, mais des signaux dont chacun est le retourné temporel du signal reçu à la dernière itération, au cours d'un intervalle temporel
30 relativement bref (quelques périodes) centré autour des maxima.

 La focalisation latérale est alors meilleure que celle résultant de l'émission d'une simple surface d'onde, mais en contrepartie on réduit la résolution axiale.

Cette variante est particulièrement utile lorsqu'il est nécessaire de refocaliser à travers des milieux fortement inhomogènes, car elle améliore la refocalisation latérale. Elle résulte du fait que la focalisation optimale en un point est obtenue en ré-émettant un "volume d'onde" plutôt qu'une surface d'onde.

5 Pour la même raison, il peut être avantageux d'améliorer la focalisation en réception, surtout dans le cas d'un milieu inhomogène, en faisant le produit de convolution des signaux échographiques et des retournés temporels des signaux d'émission. Ce remplacement d'une simple opération de décalage temporel interdit l'utilisation de simples lignes à retard au profit de moyens matériels ou logiciels de
10 convolution mais il donne un signal échographique plus intense pour une énergie donnée émise par l'ensemble des transducteurs, grâce à la sommation sur toutes les voies des produits de convolution. La lourdeur des calculs nécessaires n'est cependant justifiée que pour des milieux fortement inhomogènes.

Là encore il est possible de décaler angulairement les lignes de
15 focalisation en décalant les signaux d'émission et/ou de réception par une loi de retard appropriée. Ce décalage peut notamment être effectué lorsqu'on met en oeuvre des convolveurs numériques, par un décalage temporel qui se traduit par un décalage dans la lecture des positions en mémoire contenant les signaux à émettre, avant convolution.

20 Comme on l'a indiqué plus haut, des calculs complexes ne sont généralement pas nécessaires dans le cas de milieux faiblement inhomogènes. Il suffit alors d'effectuer la focalisation et la synthèse d'une surface d'onde à partir de la position des maxima.

25 Dans ce cas on peut même souvent assimiler le front d'onde à une surface géométrique de forme simple au moyen d'une méthode d'optimisation mathématique au sens d'un critère déterminé, tel que celui des moindres carrés.

Le problème est encore simplifié dans le cas particulier d'un milieu pratiquement homogène, car le front d'onde provenant d'un point peut alors être assimilé à une surface sphérique.

30 Ce cas est par exemple celui de la lithotripsie médicale effectuée à basse fréquence, généralement avec des ultrasons à 500 KHz environ. On peut alors assimiler la loi de répartition des maxima à celle de la sphère qui lui correspond le mieux, suivant un critère prédéterminé, tel que celui des moindres carrés des écarts.

Une évaluation de la validité de l'approximation peut être faite en déterminant la variance des écarts. Si elle est suffisamment faible, on peut corriger ainsi les erreurs expérimentales.

5 Cela est particulièrement souhaitable lorsque, au cours d'une étape finale, on reproduit la répartition des retards correspondant au front d'onde assimilé à une sphère, pour concentrer une énergie ultra-sonore sur la cible la plus réfléchissante (en thérapie par exemple).

10 Il est par ailleurs possible, dans la plupart des cas, de déduire par le calcul les caractéristiques de la sphère des résultats fournis par un petit nombre des transducteurs d'un réseau et d'en déduire les retards à appliquer à chacun des transducteurs du réseau, à l'émission, pour focaliser l'énergie sur une cible qui peut être décalée latéralement par rapport à l'axe du réseau. Dans le cas d'un milieu homogène, constitué par exemple par les tissus d'un être vivant, en particulier d'un patient, on peut ainsi mettre en oeuvre l'invention en n'équipant de moyens de
15 retournement temporel que les voies de mesure de quelques transducteurs, ou même de réserver seulement quelques transducteurs au rôle exclusif de retournement temporel.

D'une manière similaire, on peut équiper un générateur de thérapie pour la destruction d'une cible précitée, par exemple des calculs ou une tumeur, de
20 seulement quelques transducteurs dont le rôle exclusif est de détecter, de suivre et de localiser les calculs ou tumeur par retournement temporel. Une fois la cible localisée aux moyens de ces quelques transducteurs, on oriente par les méthodes classiques, telles que mécaniques par exemple, le point focal du générateur de thérapie vers la cible ou vers la zone environnante. Dans ce cadre, la matrice
25 précitée de transducteurs est disposée pour constituer un générateur de thérapie focalisant les ondes acoustiques en un point focal destiné à être mis en coincidence avec la cible ou la zone environnante de la cible.

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui suit d'un mode particulier de réalisation, donné à titre d'exemple non limitatif. La
30 description se réfère aux dessins qui l'accompagnent, dans lesquels :

– les figures 1, 2 et 3 sont des schémas de principe montrant trois phases successives incluant des chronogrammes montrant l'allure des signaux électriques respectivement : appliqué à au moins un transducteur (figure 1) lors du

premier tir ; obtenus à partir du premier tir (figure 2) ; et appliqués aux transducteurs (figure 3) après un retournement temporel ;

- la figure 3A montre un mode de synthétisation de front d'onde sphérique ;

5 - la figure 4 est un schéma de principe d'une voie de mesure associée à un transducteur particulier dans un dispositif selon un mode particulier de réalisation de l'invention ;

10 - la figure 5 montre une disposition matricielle possible des transducteurs dans un dispositif de thérapie permettant de mettre en oeuvre l'invention ;

- la figure 6 est un chronogramme montrant les signaux d'écho fournis par trente deux des transducteurs constituant un réseau suivant le schéma de la figure 5, à la première réflexion sur une cible unique étendue (calcul biliaire par exemple) située dans le milieu étudié, en réponse à l'envoi d'une impulsion par le transducteur central ;

15 - la figure 7 est un chronogramme montrant les signaux reçus par les mêmes trente deux transducteurs parmi ceux ayant la disposition matricielle de la figure 5, après le premier retournement temporel ;

20 - les figures 8 et 9, similaires aux figures 6 et 7, montrent les signaux obtenus dans un milieu contenant trois cibles de tailles différentes, en forme de billes ;

- la figure 10, similaire à la figure 9, montre les signaux d'écho après cinq retournements temporels accompagnés chacun d'un fenêtrage ;

25 - les figures 11 et 12 montrent le champ de pression mesuré dans le plan contenant trois cibles et obtenu par émission du retourné temporel des signaux des figures 8 et 10, respectivement après un premier retournement et après cinq retournements et, dans ce dernier cas, avec activation des transducteurs suivant une loi "sphérique", dans le cas d'un dispositif dont les transducteurs sont répartis au sein du réseau de la figure 5 ;

30 - la figure 13 montre une répartition dans le temps des maxima des diverses voies de la figure 10, dans le cas d'un même milieu que celui ayant donné naissance aux signaux des figures 8 à 10 ;

- la figure 14 montre la répartition dans le temps des signaux émis pour reconstituer une surface d'onde sphérique qui approxime au mieux la répartition de la figure 13 ;

5 - les figures 15 et 16 montrent la variation dans le temps t de la somme incohérente (figure 15) et de la somme cohérente (figure 16) des signaux reçus sur les différentes voies dans le cas de signaux d'écho provenant d'un milieu solide présentant deux interfaces nets et un défaut localisé en volume, au stade du retour d'une émission au niveau de la figure 3 ;

10 - la figure 17 montre un mode de sommation, après produit de convolution des signaux reçus après une émission à retournement temporel par les signaux retournés d'émission.

L'invention est susceptible d'être mise en oeuvre à l'aide d'un dispositif du genre décrit dans le document EP-A-O 383 650, déjà mentionné. En conséquence, ce dispositif ne sera que sommairement décrit ici.

15 Comme le montrent les figures 1 à 3, la mise en oeuvre du procédé selon l'invention est destinée à provoquer la formation progressive d'un champ de pression acoustique convergeant vers la cible principale 10 placée dans un milieu 18. Ce procédé sera ainsi mis en oeuvre avec le dispositif de thérapie.

20 A cours d'une étape (a), on illumine la zone dans laquelle se trouve la cible 10 à localiser à l'aide d'un faisceau large non focalisé (figure 1). Sur la figure 1, ce faisceau est fourni par le transducteur central d'une matrice 12 de transducteurs ultra-sonores 1, 2, ..., i, ..., n (avec $n = 64$ par exemple) qui sera utilisée au cours des étapes suivantes. Ces transducteurs seront souvent répartis suivant une matrice à deux dimensions, bien que les transducteurs soient montrés
25 suivant une seule ligne. La matrice peut être plane ou concave. Elle peut être à réseau rectangulaire. Les transducteurs peuvent également être répartis suivant des cercles concentriques, comme indiqué sur la figure 5, ou même suivant une répartition lacunaire de l'espace.

30 Il est également possible d'utiliser quelques transducteurs de la matrice, ou même tous, pour la première illumination. Notamment dans le cas où la cible bouge, il peut être très utile d'utiliser plusieurs éléments transducteurs afin d'émettre une illumination déjà focalisée vers la dernière position connue, qui est la position supposée de la cible. Dans le cas montré sur la figure 1, le transducteur central est excité, au cours de la première illumination, par un circuit 14. On

obtient ainsi un faisceau non focalisé éclairant la cible 10, située dans un milieu 18.

Le circuit 14 peut être un générateur d'impulsions brèves attaquant un ou plusieurs transducteurs.

5 Au cours d'une étape (b), on capte le signal d'écho reçu par les transducteurs de la matrice 12 et on mémorise la forme et la position relative dans le temps t des signaux, à l'aide d'un circuit 16 (figure 2). Ces premiers signaux d'écho ont par exemple la forme montrée en figure 2 puisque le signal électrique d'excitation de l'étape (a) est une impulsion brève.

10 L'examen, par exemple sur un oscilloscope ou un moniteur de télévision, des signaux reçus permet de sélectionner une fenêtre temporelle de durée T contenant la quasi-totalité de l'énergie réfléchie et recueillie par les transducteurs de la matrice 12. Ce sont uniquement les signaux contenus dans cette fenêtre temporelle qui seront mémorisés dans le circuit 16.

15 Au cours d'une étape (c), on retourne temporellement une première fois les signaux recueillis pendant la fenêtre temporelle T et on les ré-émet (figure 3) avec un gain d'amplification qui peut être le même pour tous les transducteurs. Il est réglé de façon automatique pour respecter une condition : aucune des voies ne doit être saturée en réception, à l'intérieur de la fenêtre de retournement temporel.

20 Le front d'onde ainsi constitué est automatiquement symétrisé et l'écho reçu en retour par les transducteurs de la matrice 12 apparaîtra, à la sortie de chacun de ces transducteurs, sous forme d'un signal symétrique par rapport à une valeur centrale maximale. Si le processus de retournement temporel et de mémorisation des échos est répété plusieurs fois, on recueillera, à chaque étape
25 impaire, des signaux symétriques sur chaque voie de détection associée à un transducteur et en même temps, il se produira une concentration progressive de l'énergie sur la cible la plus importante, dans la mesure où le milieu contient plusieurs cibles, ou sur la partie la plus réfléchissante d'une cible.

Il est alors possible de déterminer, à partir des signaux recueillis lors de
30 la dernière itération impaire effectuée, la ligne ou la surface géométrique simple 40 (telle qu'une sphère) la plus proche du front d'onde 42 défini comme la surface passant par les maxima des différents signaux.

L'intérêt de faire une approximation du front d'onde sous forme d'une surface ou une courbe géométrique simple est de permettre de déterminer aisément

le centre ou le foyer de la surface et de connaître exactement la position de la zone la plus réfléchissante de la cible.

Cela permet de compléter le procédé par une étape finale adaptée à l'application envisagée.

5 Dans le cas par exemple de la lithotripsie, l'opération finale, consistant en une opération de destruction, peut être effectuée à une très forte amplification du signal appliqué à chaque transducteur et recalage de chacun des signaux par application d'un retard correspondant à la focalisation au centre de la surface 40.

10 Dans ce cas, la probabilité que le centre de la sphère corresponde à l'emplacement d'une zone du calcul à détruire doit être proche de 100%. Pour atteindre cette quasi-certitude, une vérification sera généralement effectuée : elle consiste à déterminer la variance des écarts entre la surface 40 et les emplacements des maxima. On écarte alors la surface 40 en tant que représentation du front d'onde lorsque la variance dépasse une valeur prédéterminée.

15 Grâce à l'analyse des signaux recueillis lors de la dernière itération effectuée, il est de plus possible de détecter les éventuels éléments transducteurs dont l'amplitude des signaux recueillis sont très faibles, signe qu'ils n'ont pas participé au processus de retournement. Ce cas se présente notamment en milieu fortement inhomogène, par exemple dans le cas où une côte se trouve sur le trajet ultrasonore des signaux émis par certains transducteurs. Dans le cas de la lithotripsie, c'est-à-dire la destruction de calculs, il peut alors être souhaitable de ne pas utiliser ces transducteurs lors de l'émission de puissance afin de limiter les risques de blessure de la côte qui se trouve sur le trajet des ondes émises par ces transducteurs.

25 D'autres applications rendent souhaitable une évaluation de la taille de la cible. Pour cela, on peut notamment mémoriser les retards correspondant au front d'onde centré sur la zone la plus réfléchissante de la cible 10, puis effectuer des tirs avec des retards modifiés suivant une loi du type réseau de phase sectoriel pour correspondre à une focalisation sur des points ayant un décalage latéral. Pour
30 chaque répartition de retards à l'émission on peut aussi effectuer une focalisation en réception en décalant tous les signaux de réception, suivant la loi des retards d'émission retournée et sommation sur tous les canaux. Suivant l'angle, on retrouve la figure 9 ou 10 qui permet une représentation en mode échographie B ou C à partir des retards de la figure 14 qui est un mode A.

La taille de la pièce peut être évaluée à partir de la distance d au-delà de laquelle l'amplitude maximale est inférieure à un seuil s .

La recherche de la surface géométrique 40, représentable par une équation polynomiale, correspondant au mieux au front d'onde 42 peut s'effectuer
5 par un procédé classique d'approximation polynomiale et en général on utilisera la méthode des moindres carrés.

L'invention peut être mise en oeuvre en utilisant un dispositif dans lequel chaque voie de mesure 20 associée à un transducteur d'ordre i a la constitution montrée en figure 4. La voie 20 comporte un échantillonneur 22 qui
10 fournit des échantillons analogiques du signal reçu par le transducteur i , à la fréquence d'une horloge 24, pendant les fenêtres temporelles T fixées par le cadenceur 26. Les échantillons numérisés par un convertisseur 28 sont mémorisés dans une mémoire 30 organisée en pile d'attente ou LIFO.

Le cadenceur 26 est programmé de façon à provoquer l'émission du
15 front d'onde retourné au bout d'un délai déterminé après la fin de l'écho.

Pour appliquer au transducteur i le signal retourné, la voie 20 comprend un convertisseur numérique/analogique 32 suivi d'un amplificateur 34. Pour compenser l'absorption dans le milieu, la voie 20 représentée comprend un amplificateur 38 suivi d'un atténuateur 40 dont le coefficient d'atténuation est
20 modifié en fonction du temps, par un programmeur 42 qui contient la fonction inverse de l'exponentielle négative d'absorption dans le milieu.

Le dispositif comprend encore des moyens de calcul 36 pour accéder à la mémoire 30 en lecture et en écriture, permettant de déterminer, pour chaque signal mémorisé, l'emplacement temporel du maximum, contenant un programme
25 de détermination de la surface ayant la meilleure correspondance possible avec la répartition temporelle des maxima obtenue par lecture des mémoires 30 et permettant éventuellement de modifier, dans chaque mémoire 30, la valeur et la position temporelle des échantillons de façon à faire exactement correspondre le dernier tir à l'approximation géométrique effectuée du front d'onde.

L'électronique du dispositif peut avoir d'autres constitutions que celle
30 montrée en figure 4. En particulier, il est possible d'utiliser une disposition du genre décrit dans la demande de brevet FR-91.13629 où chaque voie comprend successivement un amplificateur logarithmique à commande de gain, un convertisseur analogique-numérique qui échantillonne le signal et quantifie

chaque échantillon. Le signal numérisé peut être communiqué à un bus vidéo permettant la visualisation. Il est également appliqué à un ensemble de mémorisation et de compensation de profondeur ayant une mémoire vive et un additionneur-soustracteur permettant d'ajouter au signal une rampe numérique
5 mémorisée. La voie sera complétée par un détecteur de signe placé à l'entrée de l'amplificateur logarithmique.

Dans ce cas, la partie du dispositif consacrée à la ré-émission comprend un circuit d'exponentiation (mémoire vive par exemple). Les signaux numériques obtenus sont dépourvus de signe du fait de la conversion
10 logarithmique. Un signe leur est affecté, par exemple par ajout d'un bit de signe. La mémoire est lue en retournement temporel. Les échantillons numériques polarisés lus en mémoire sont mis sous forme analogique par un convertisseur numérique-analogique, et appliqués à un amplificateur linéaire attaquant le transducteur d'où provient le signal.

15 Comme on l'a indiqué plus haut, les transducteurs peuvent être répartis suivant des matrices de natures très diverses.

La figure 5 montre, à titre d'exemple, une matrice à 121 transducteurs, numérotés de 0 à 120, définissant une surface acoustique appropriée selon un mode de réalisation avantageux d'un dispositif de thérapie selon l'invention.

20 Les figures 6 et 7 montrent les signaux qui apparaissent dans un dispositif mettant en oeuvre le procédé suivant l'invention, avec une matrice de 121 transducteurs, dans le cas d'un milieu tel que des tissus contenant une seule cible très réfléchissante, telle qu'un calcul ou une tumeur. La figure 6 montre la variation dans le temps des signaux d'écho fournis par les trente deux transducteurs
25 (le transducteur 1 étant le plus éloigné de l'axe) en réponse à une illumination par le transducteur central uniquement, c'est-à-dire les signaux obtenus lors de l'étape (b) définie plus haut. On constate que les signaux sont très dissymétriques et ne permettent pas une localisation précise du maximum du front d'onde.

30 Au contraire, les signaux d'écho reçus après le premier retournement temporel (étape (c)), illustrés en figure 7, font clairement apparaître d'une part la symétrisation, d'autre part la présence d'un maximum net, permettant déjà une bonne approximation.

La concentration du faisceau sur la cible se poursuit encore lors des itérations suivantes éventuelles, le signal d'écho étant symétrique à chaque itération impaire.

5 La cible n'étant pas centrée par rapport à la matrice de transducteurs, les maxima s'alignent suivant une ligne oblique.

Les figures 8 et 9 sont similaires aux figures 6 et 7, mais correspondent au cas de trois cibles réparties dans le milieu ; la figure 10 est obtenue après cinq retournements temporels.

10 Les figures 11 et 12 montrent, en ordonnées, la pression acoustique mesurée dans le plan des cibles. Les cibles présentaient la même répartition que dans le cas des figures 8, 9 et 10 et étaient au nombre de trois.

15 La figure 11 montre la répartition de pression acoustique obtenue après le premier retournement temporel : la présence de trois maxima correspondant aux trois cibles apparaît déjà nettement. Cette localisation disparaît à l'issue du second retournement temporel.

20 Au fur et à mesure que l'on passe d'une itération impaire à la suivante, l'effet de focalisation sur la cible la plus importante s'accroît et, après le cinquième retournement, approximation du front d'onde par une sphère et ré-émission avec une loi de retard correspondant au centre de la sphère, on arrive à la répartition de pression acoustique montrée en figure 12.

25 Les figures 13 et 14 montrent, à titre d'exemple, les résultats obtenus avec un réseau à 121 transducteurs et un milieu observé identique à celui qui donne naissance aux signaux des figures 8 à 10. La recherche des maxima à partir des signaux de la figure 10, par exemple par détermination des adresses des échantillons de valeur maximale, donne la répartition montrée en figure 13 où l'on note la présence de points aberrants, tels que ceux entourés par un cercle en traits mixtes. En écartant ces points aberrants, le front d'onde représenté par des échantillons sur la figure 13 permet de calculer les coordonnées de la cible. Puis, à partir du modèle théorique des coordonnées, il est possible de synthétiser le front
30 d'onde par émission d'impulsions ayant la disposition relative montrée en figure 14, qui correspond à l'approximation par une sphère.

Comme on l'a indiqué plus haut, il est possible de rechercher la fenêtre temporelle à utiliser en effectuant, sur toute la durée des signaux reçus, la somme des enveloppes des signaux reçus sur chaque voie, c'est-à-dire une somme

incohérente, afin de vérifier que le signal résultant présente un maximum local dans la fenêtre choisie.

La figure 15 montre l'allure de la variation de la somme S des signaux reçus sur les différentes voies, après un retournement, dans le cas d'un réseau et
5 d'un milieu étudié constitué par un bloc solide ayant un défaut localisé en volume.

On peut également effectuer la somme cohérente des signaux, c'est-à-dire une somme après recalage temporel et dans ce cas, on arrive à une répartition du genre montré en figure 16 qui met encore mieux en évidence la présence des cibles.

10 Enfin, lorsqu'une focalisation optimale en réception de signaux provenant d'un milieu inhomogène est nécessaire, le simple décalage temporel des signaux échographiques peut être remplacé par une opération de convolution entre les signaux échographiques 44 et les signaux 46 constituant les retournés temporels des signaux d'émission (figure 17). Les produits de convolution, obtenus dans des
15 convolveurs individuels 48, sont additionnés dans un sommateur 50. On utilisera alors en général des systèmes numériques et on pourra adapter la fenêtre temporelle ΔT utilisée pour chaque voie afin qu'elle soit optimale.

On comprend à partir de la description précédente que l'invention couvre un dispositif de thérapie ainsi qu'un procédé de traitement thérapeutique en
20 comportant application, dont les étapes de procédé résultent clairement pour un homme de l'art à partir de la description précédente, prise dans son ensemble, et incorporant les figures 1 à 17 qui font partie intégrante de l'invention, et donc de la présente description, ainsi que les revendications qui suivent.

Par ailleurs, l'invention couvre également toute caractéristique qui
25 apparaît être nouvelle par rapport à un état de la technique quelconque, à partir de la description prise dans son ensemble et incorporant les figures 1 à 17, qui en font partie intégrante.

L'invention couvre également tous les moyens constituant des
30 équivalents techniques des moyens décrits ainsi que leurs diverses combinaisons.

REVENDICATIONS

1. Dispositif de thérapie pour la destruction d'une cible telle que calculs
5 dans les tissus, notamment le rein, la vésicule biliaire, la vessie ou l'urètre, ou une tumeur, comprenant des moyens de repérage et de destruction comprenant :
 - une matrice de transducteurs (numérotés par exemple O à 120) ;
 - un circuit (16) d'émission et de réception des signaux acoustiquescomprenant des moyens de mémorisation et de retournement temporel des signaux
10 recueillis, des moyens d'itération du séquençement émission/réception/retournement ;
caractérisé en ce que les moyens de repérage et de destruction comprennent en outre :
 - des moyens pour déterminer les maxima des signaux reçus après un
15 nombre impair d'itérations.
2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens d'écriture et des moyens de lecture des moyens de mémorisation précités reliés à des moyens de calculs (36).
3. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend
20 des moyens de calculs (36) de position de la cible à partir des retards temporels des maxima précités.
4. Dispositif selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de calcul (36) pour sélectionner une fenêtre temporelle de durée T contenant la partie du signal écho correspondant à la cible, recueillie par
25 les transducteurs de la matrice (12), les moyens de mémorisation précités ne mémorisant que les signaux contenus dans ladite fenêtre temporelle.
5. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que les moyens de calcul (36) précités recherchent le front d'onde sphérique représentant au mieux les retards des maxima des signaux reçus.
- 30 6. Dispositif selon la revendication 5, caractérisé en ce que les moyens de calcul (36) précités déterminent le centre de la sphère ainsi obtenue et considèrent que ce centre représente la position de la cible.
7. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens amplificateurs (34) réalisant une très forte

amplification du signal appliqué à chaque transducteur, pour le traitement de la cible précitée.

5 8. Dispositif selon la revendication 7, caractérisé en ce que les moyens amplificateurs (34) précités sont couplés à des moyens d'application de retard correspondant à la focalisation des signaux au centre de la sphère précitée pour le traitement de ladite cible.

9. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de sommation des signaux réfléchis dans la fenêtre temporelle précitée.

10 10. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que les moyens d'émission/réception/retournement, mémorisation et calcul permettent de créer des retards des signaux émis tels que la matrice des transducteurs émet une succession de fronts d'ondes décalées, se focalisant à proximité de la cible et capable de déplacer le point de focalisation par correction
15 des valeurs de retard.

11. Dispositif selon la revendication 10, caractérisé en ce que le circuit (16) et les moyens de calcul (36) réalisent un décalage des signaux reçus suivant une valeur de retard déterminée, et une sommation de ces signaux reçus sur l'ensemble de la matrice des transducteurs.

20

FIG.1.

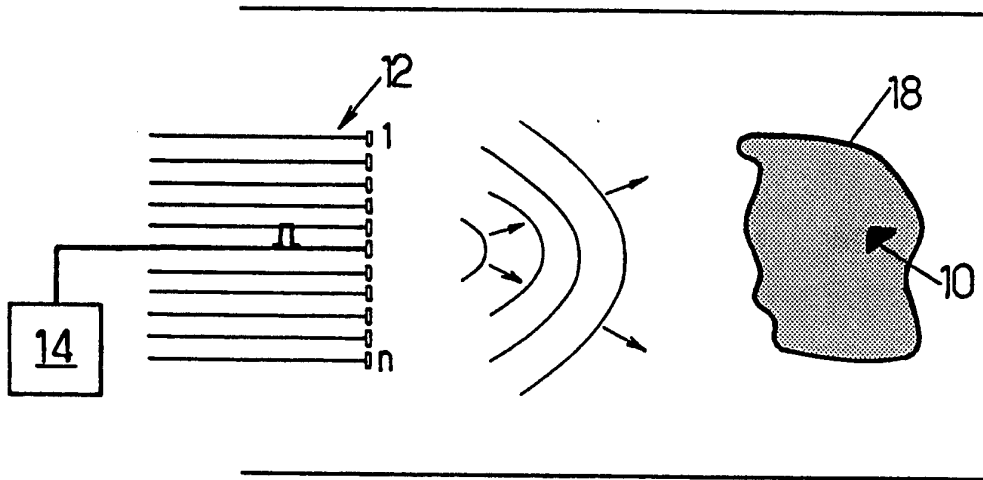


FIG.2.

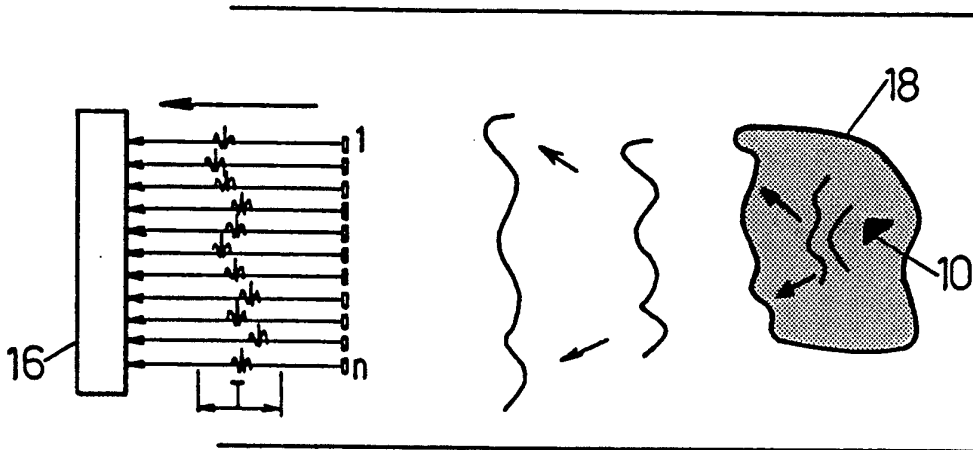
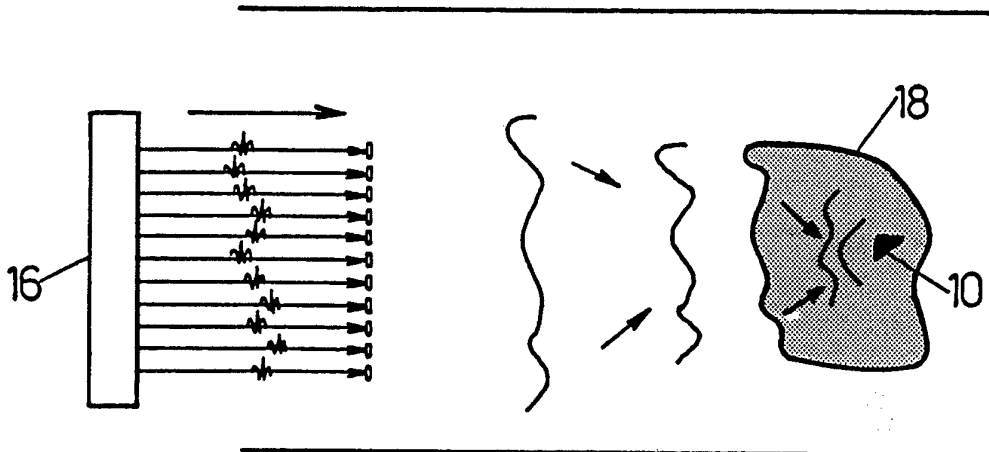


FIG.3.



FEUILLE DE REMPLACEMENT

2/7

FIG.3A.

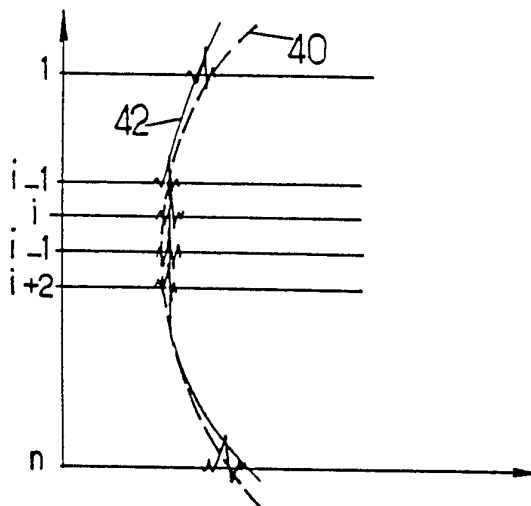


FIG.4.

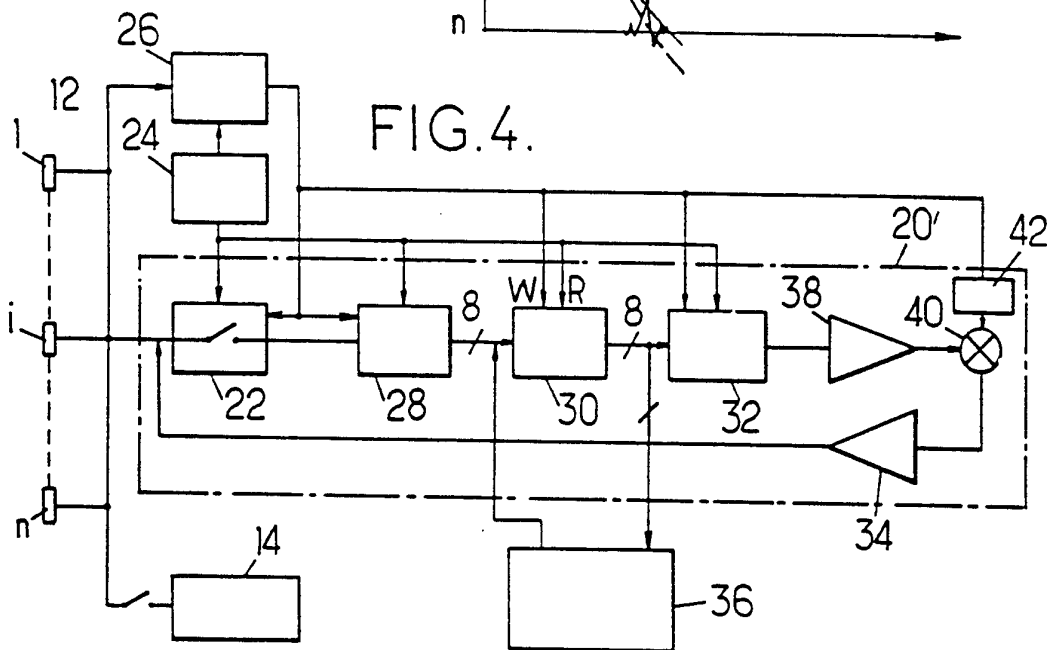


FIG.5.

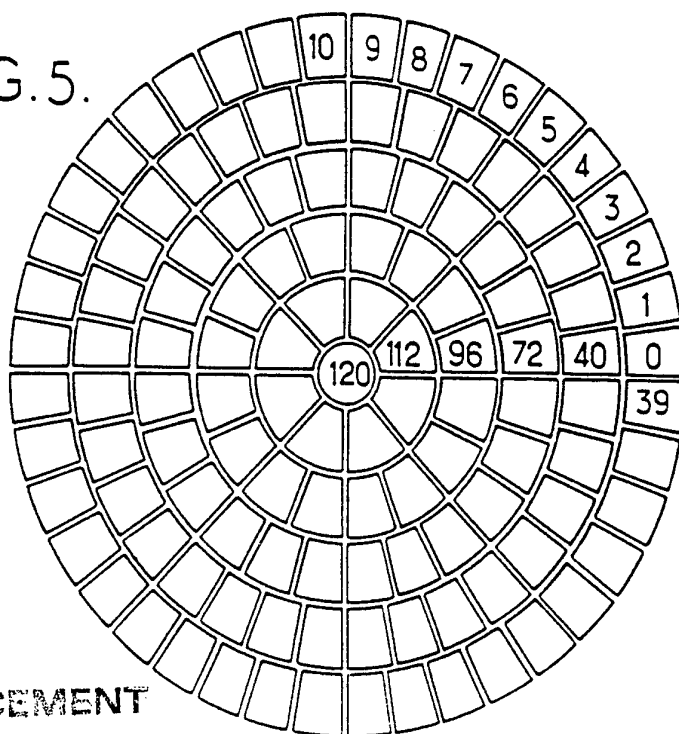


FIG.6.

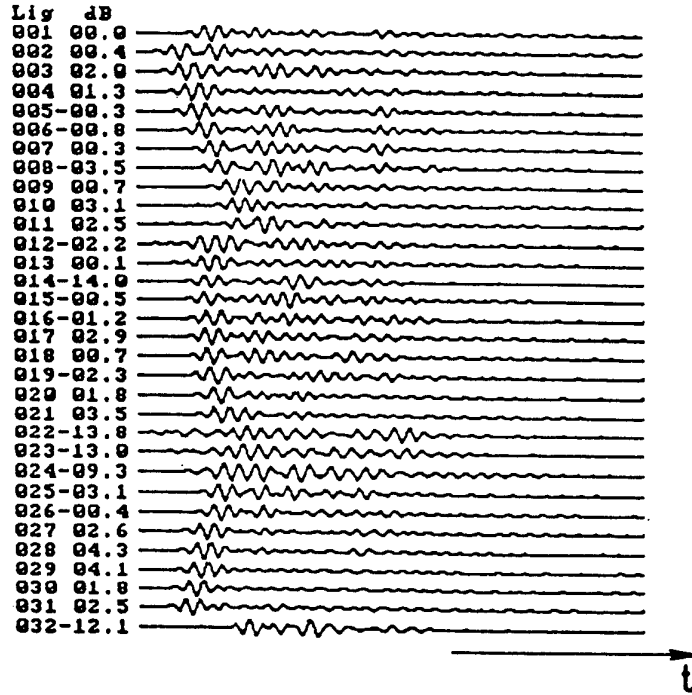


FIG.7.

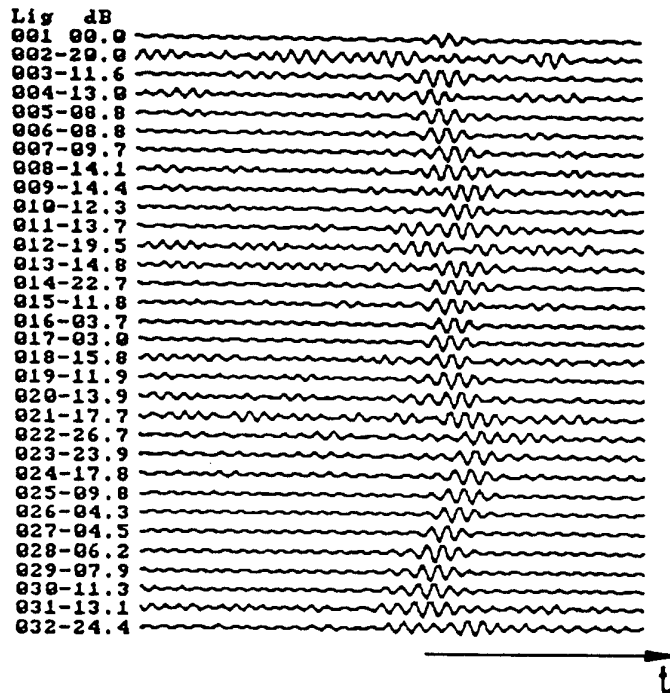


FIG.8.

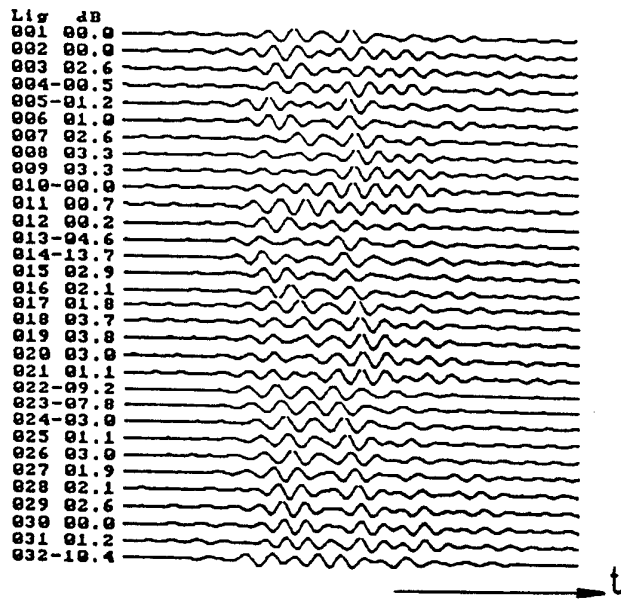


FIG.9.

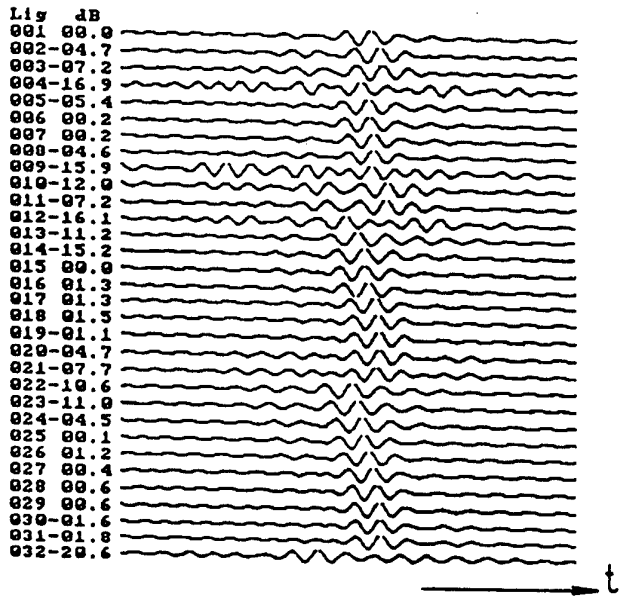
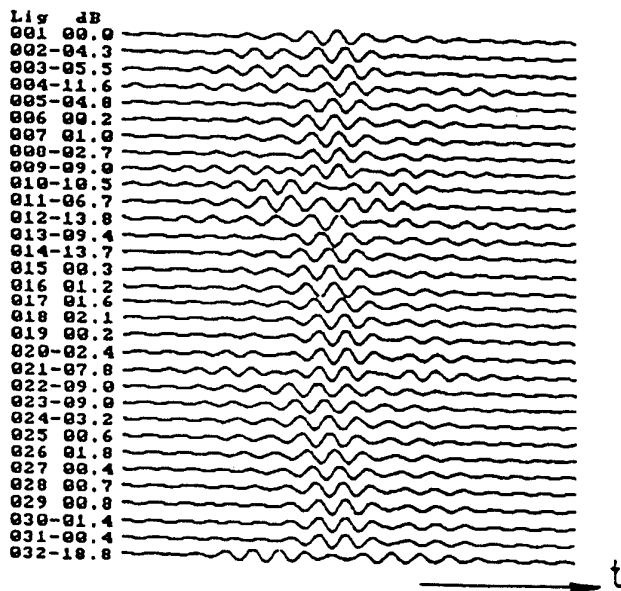


FIG.10.



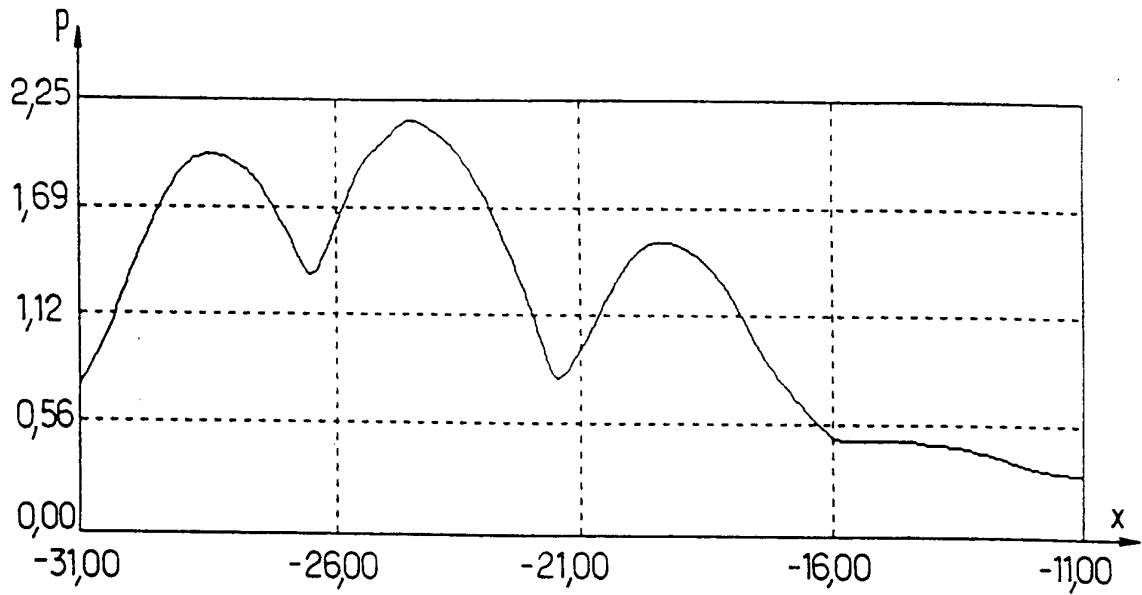


FIG.11.

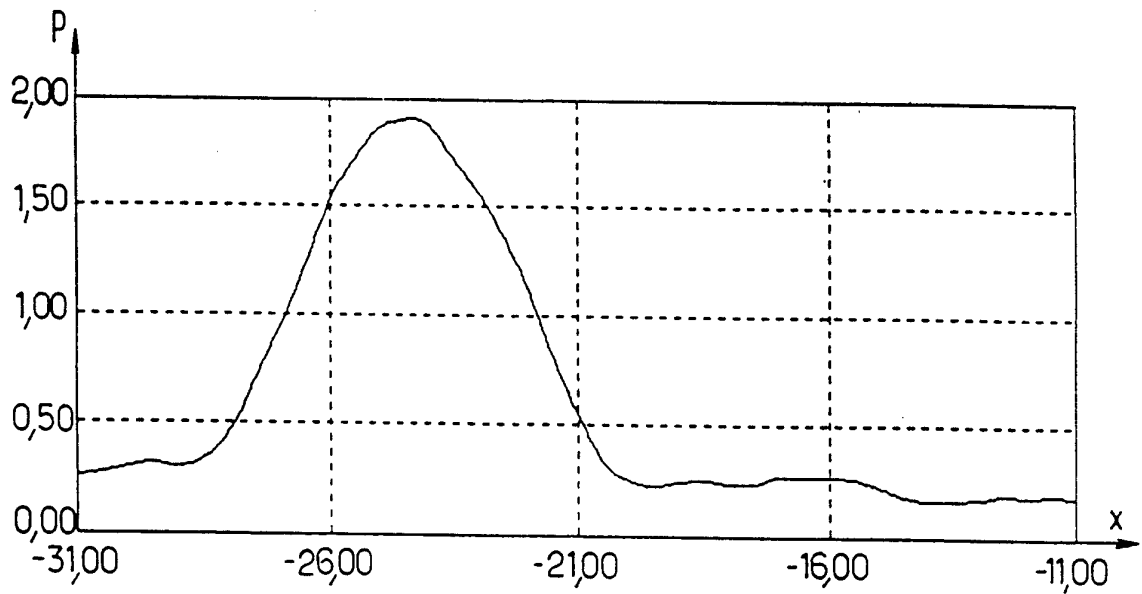


FIG.12.

FIG.13.

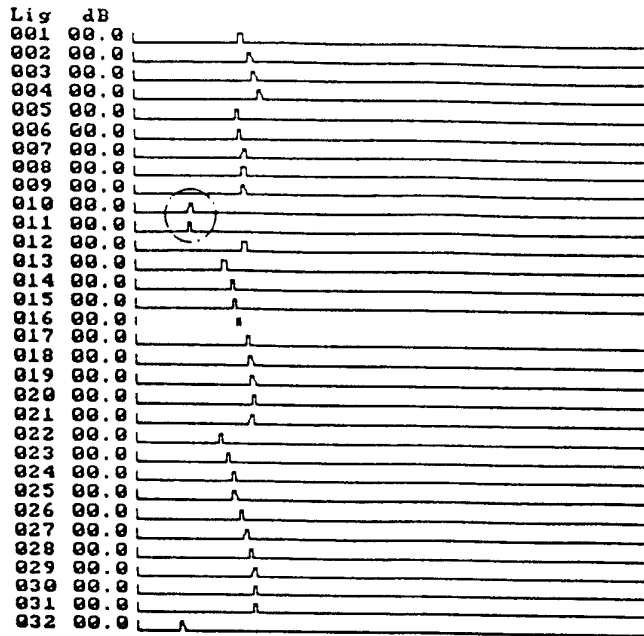
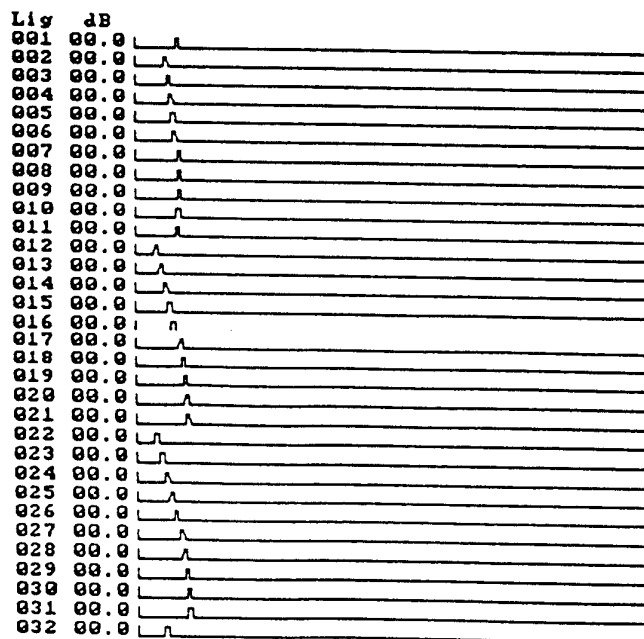


FIG.14.



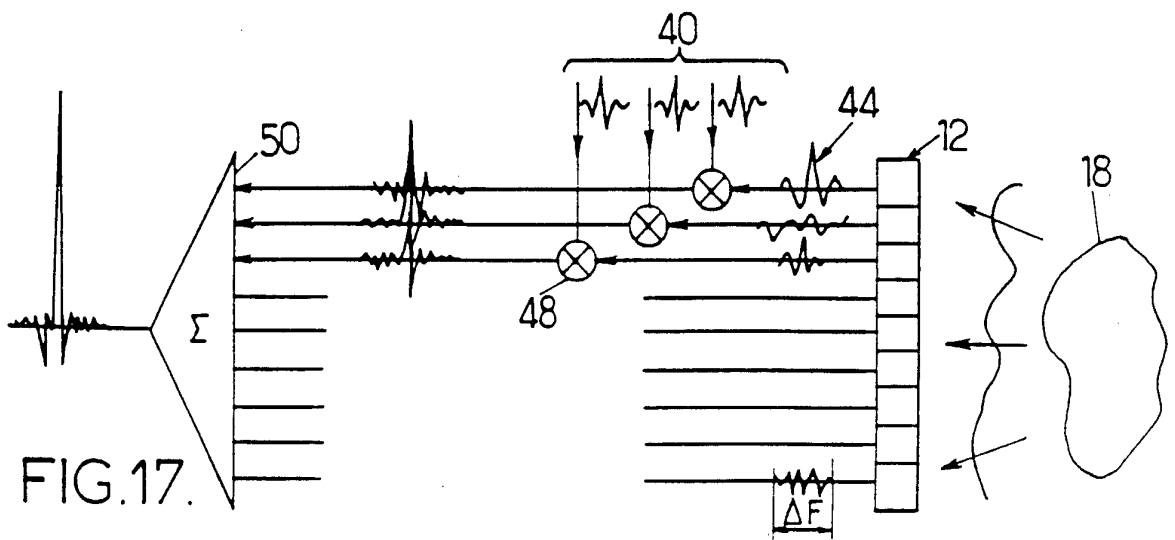
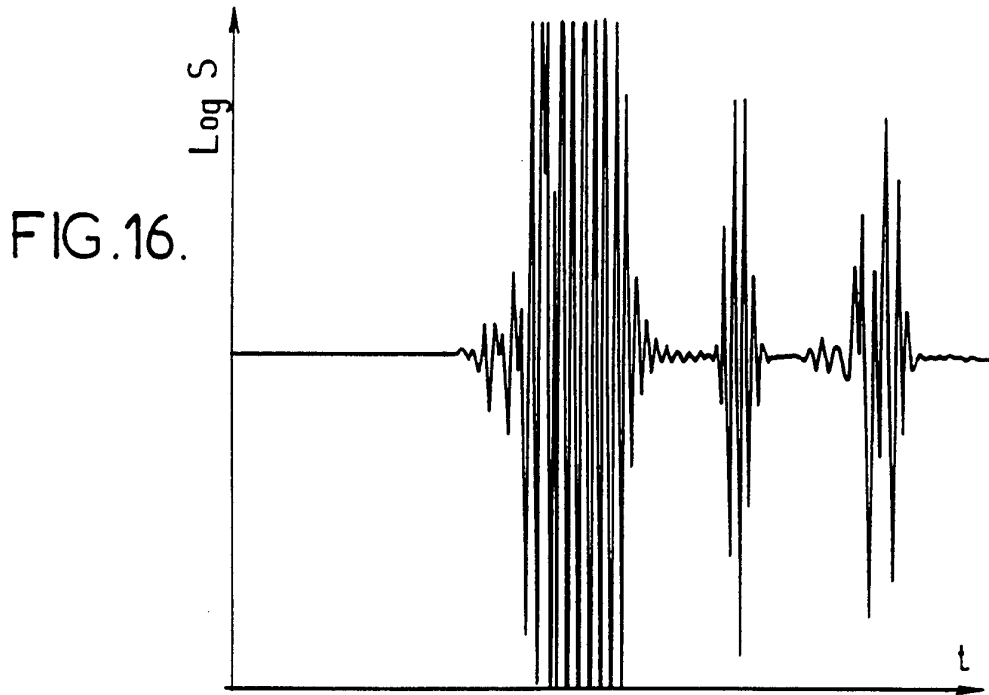
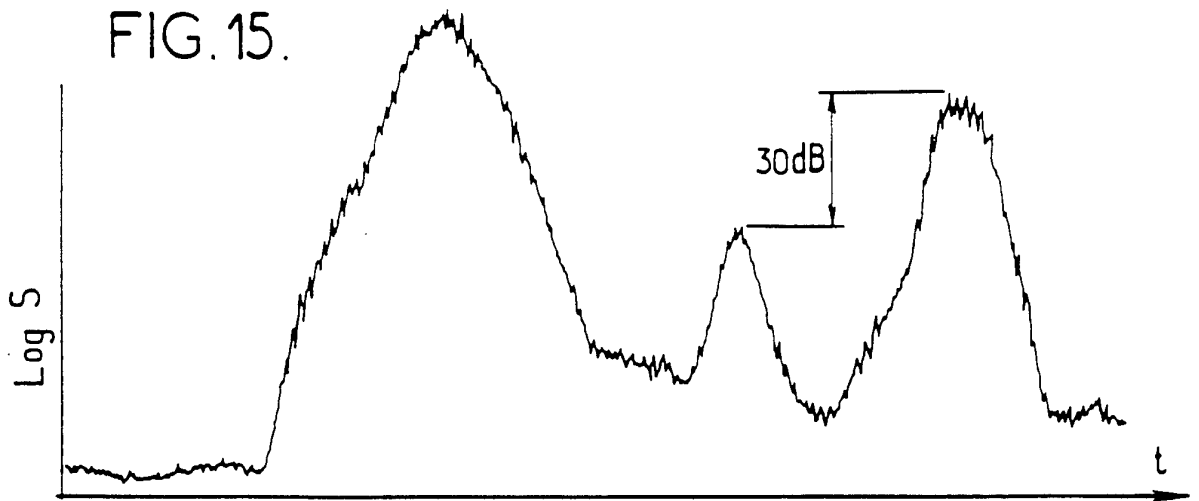


FIG. 17.

FEUILLE DE REMPLACEMENT

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/FR 93/00956

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 5 G01S7/52 G10K11/34 A61B17/22

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 5 G01S G10K A61B

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

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	IEEE TRANSACTIONS ON UFFC vol. 39, no. 5 , September 1992 , NEW YORK (US) pages 555 - 556 M. FINK 'Time reversal of ultrasonics fields - Part I : Basic principles.' *paragraph III; figure 5* *paragraph V; figure 8* ---	1
A	JOURNAL OF THE ACOUSTICAL SOCIETY OF AMERICA vol. 90, no. 2 , August 1991 , NEW YORK (US) pages 1119 - 1129 C. PRADA E.A. 'the iterative time reversal mirror: a solution to self-focusing in the pulse echo mode' *paragraph D - paragraph E* --- -/--	1

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
19 November 1993

Date of mailing of the international search report
2 1. 01. 94

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
DECONINCK, E

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/FR 93/00956

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP,A,0 383 650 (CNRS) 22 August 1990 cited in the application see column 9, line 13 - column 7, line 23 see column 9, line 52 - line 57 see figures 1-4 -----	1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No
PCT/FR 93/00956

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP-A-0383650	22-08-90	FR-A- 2642640	10-08-90
		CA-A- 2009522	08-08-90
		JP-A- 3094743	19-04-91
		US-A- 5092336	03-03-92

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale No
PCT/FR 93/00956

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE
CIB 5 G01S7/52 G10K11/34 A61B17/22

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 5 G01S G10K A61B

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 cela est réalisable, termes de recherche utilisés)

C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie °	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	IEEE TRANSACTIONS ON UFFC vol. 39, no. 5 , Septembre 1992 , NEW YORK (US) pages 555 - 556 M. FINK 'Time reversal of ultrasonics fields - Part I : Basic principles.' * alinéa III; figure 5 * * alinéa V; figure 8 * ---	1
A	JOURNAL OF THE ACOUSTICAL SOCIETY OF AMERICA vol. 90, no. 2 , Août 1991 , NEW YORK (US) pages 1119 - 1129 C. PRADA E.A. 'the iterative time reversal mirror: a solution to self-focusing in the pulse echo mode' * alinéa D - alinéa E * ---	1

-/--

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

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée
19 Novembre 1993

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale
21.01.94

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
DECONINCK, E

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande Internationale No
PCT/FR 93/00956

C.(suite) DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	<p>EP,A,0 383 650 (CNRS) 22 Août 1990 cité dans la demande voir colonne 9, ligne 13 - colonne 7, ligne 23 voir colonne 9, ligne 52 - ligne 57 voir figures 1-4 -----</p>	1

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Dem. Internationale No
PCT/FR 93/00956

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
EP-A-0383650	22-08-90	FR-A- 2642640 CA-A- 2009522 JP-A- 3094743 US-A- 5092336	10-08-90 08-08-90 19-04-91 03-03-92
