

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication :
(A n'utiliser que pour les
commandes de reproduction).

2 508 665

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 81 12843

(54)

Procédé d'imagerie ultrasonore dynamique pour imageur à sonde multi-éléments.

(51)

Classification internationale (Int. Cl. 3). G 03 X; A 61 B 10/00; G 01 S 15/02; H 04 B 11/00.

(22)

Date de dépôt..... 30 juin 1981.

(33) (32) (31)

Priorité revendiquée :

(41)

Date de la mise à la disposition du
public de la demande B.O.P.I. — « Listes » n° 52 du 31-12-1982.

(71)

Déposant : Société dite : CGR ULTRASONIC, résidant en France.

(72)

Invention de : Robert Bele.

(73)

Titulaire : *Idem* (71)

(74)

Mandataire : Philippe Guilguet, Thomson-CSF, SCPI,
173, bd Haussmann, 75360 Paris Cedex 08.

La présente invention concerne un procédé d'imagerie ultrasonore dynamique. Elle concerne plus particulièrement le Diagnostic Médical. Elle se rapporte aux modes de réalisation d'images en temps réel d'objets en mouvement comme en Echocardiographie par le moyen de sondes ultrasonores multi-éléments.

Les procédés de l'art antérieur aboutissent à des imageurs incapables de réaliser des images en temps réel d'organes en mouvement. En particulier, dans le cas de l'Echocardiographie, les imageurs les plus rapides permettent d'obtenir deux à quatre images par seconde. Comme le cœur bat à soixante coups par minute environ, chaque mouvement du muscle cardiaque et des tissus péricardiaques est saisi par moins de quatre images ce qui est largement insuffisant. Les images obtenues sont brouillées, chaque point du tissu en mouvement ayant parcouru jusqu'à un centimètre de mouvement pendant l'acquisition d'une image.

Pour permettre d'obtenir des images en temps réel des régions mobiles du corps, il a été proposé d'asservir l'acquisition des données ultrasonores au mouvement lui-même. Par exemple, pour donner une image nette du cœur, on choisit une phase du mouvement cardiaque. Un électrocardiogramme, établi simultanément, permet de synchroniser la saisie des données sur une phase, par exemple diastolique, du mouvement cardiaque. L'image du cœur est alors figée sur la phase diastolique.

La présente invention permet d'obtenir un plus grand débit d'informations. Cet avantage permet d'établir des images d'organes mobiles en temps réel. En effet, l'invention, un procédé d'imagerie ultrasonore dynamique, est caractérisée en ce que, au lieu de déclencher les impulsions électriques d'excitation des moyens de formation des faisceaux ultrasonores focalisés en une récurrence de

salves régulière ou prédéterminée, les salves sont déclenchées immédiatement après une acquisition des signaux d'échos provenant d'une zone focale dont la durée est réglable en fonction de la qualité de l'image.

5 Un autre avantage de la présente invention est de permettre l'utilisation de plusieurs sondes simultanément, avec une seule chaîne de réception des signaux ultrasonores traduits.

D'autres caractéristiques et avantages vont maintenant être dégagés à l'aide de la description et des figures annexées qui sont :

10 - la figure 1 : un schéma d'échographe selon l'art antérieur ;
- la figure 2 : un chronogramme de fonctionnement de certains éléments de la figure 1 ;

- la figure 3 : un schéma d'un recouvrement des données sur une ligne de balayage ;

15 - la figure 4 : un chronogramme expliquant les avantages du procédé d'imagerie selon l'invention sur les procédés classiques ;

- la figure 5 : un fonctionnement d'une sonde à balayage linéaire en un mode de réalisation du procédé selon l'invention ;

20 - la figure 6 : un fonctionnement d'une sonde à balayage sectoriel en un autre mode de réalisation du procédé selon l'invention.

A la figure 1, est représenté un échographe de l'art antérieur fonctionnant selon un procédé de focalisation dynamique réalisant un balayage sectoriel. Un corps 9 qui peut être un patient, doit être imaginé dans une coupe. Pour cela, une sonde 1 est couplée acoustiquement au corps 9 de façon à ce que la plus grande partie de l'énergie ultrasonore émise par la sonde 1 soit transmise au corps 9. A l'intérieur de celui-ci, on sait que les ultrasons sont complètement réfléchis par les os et complètement absorbés par les poches d'air (tube digestif à jeun, etc...). Entre ces deux valeurs extrêmes, le taux de réflexion de l'onde ultrasonore est une mesure fidèle de la densité et de la nature du tissu rencontré. L'amplitude relative de l'écho ultrasonore reçu permet donc, une fois traduit en valeur électrique d'imager de proche en proche les formes des structures

contenues à l'intérieur du corps 9. Si les ultrasons se propagent dans un milieu à une vitesse v , si l'obstacle cause d'un écho est situé à une distance d de la sonde, alors l'écho est reçu à l'instant $t = \frac{2d}{v}$ après l'émission de la salve d'ultrasons. Cette loi permet ainsi, par 5 mesure des temps, d'attribuer à chaque point de l'intérieur du corps 9, et donc à son image sur un écran de visualisation, un écho ultrasonore.

Dans l'échographe décrit à la figure 1, la sonde 1 est du type à balayage sectoriel par focalisation dynamique. Elle comporte une 10 barette 4 à éléments multiples. Par exemple, une telle sonde peut être composée de 128 éléments transducteurs alignés en barette. Chaque élément transducteur comporte un cristal piézoélectrique dont la fréquence de résonnance caractéristique est choisie dans la bande des ultrasons utilisés pour l'examen (par exemple 3,5 Mhz). Il 15 est muni d'électrodes électriques qui servent à la fois d'électrodes d'excitation à l'émission et d'électrodes de détection à la réception. Les signaux électriques qui transitent par le câble de liaison 3 sont 20 échangés à travers des lignes à retard réglable, chaque retard étant déterminé relativement à son voisin selon la technique bien connue des radaristes du "phased array". Il est ainsi possible d'obtenir un faisceau d'ultrasons 5 focalisé sur une zone focale allongée sur un axe 7 central du faisceau qui fait un angle variable avec l'axe 8 normal à la sonde dit axe de sonde. Par application de lois de retard variables sur tous les éléments de la barette, il est possible de faire 25 varier cet angle de façon à ce que l'axe 7 balaye tout le secteur compris entre les axes 10 et 11. Il est aussi possible, pour un angle donné de faire glisser la zone focale 6 sur l'axe 7. On réalise ainsi un balayage complet sectoriel de l'intérieur du corps 9. Dans la chaîne d'échographie 2, on trouve une unité centrale pilote 14. Elle 30 commande le balayage sectoriel à l'émission par un oscillateur 12 en réglant la récurrence des salves d'ultrasons à l'émission et des lois de retard pour réaliser le balayage. Un récepteur 13 des échos permet de séparer les échos des bruits par filtrage temporel, puis fréquentiel. Il ranime les échos à des niveaux convenables par le

moyen d'amplificateurs sont les commandes de gain sont contrôlés par les niveaux d'affichage de l'image. Les signaux d'échos sont fournis à un processeur 15 de traitement d'échos qui sépare chaque écho et élabore un élément d'image qui est fourni à une visualisation 5 16. Celle-ci peut réaliser différentes fonctions graphiques et mémo-
riser les éléments d'image dans une mémoire bidimensionnelle, si l'image est bidimensionnelle, pour fournir la possibilité de "gel 10 d'image". Ce procédé de "gel d'image" permet d'obtenir des images fixes d'organes en mouvement en diminuant le taux d'effacement par brouillage.

A la figure 2, un chronogramme permet de mieux comprendre certains inconvénients de l'art antérieur que l'invention permet d'éviter. Le diagramme A représente la récurrence (17, 19, 21, 23) des salves d'ultrasons à l'émission. Chaque période de la récurrence 15 comporte donc un créneau court pendant lequel la sonde émet un faisceau d'ultrasons focalisé sur une zone focale particulière d'une ligne de balayage du secteur. Si chaque ligne de balayage peut être décrite en trois zones focales, l'intervalle de temps séparant la fin du créneau 17 du suivant doit prévoir la réception de la zone focale 20 la plus éloignée, c'est-à-dire doit mesurer environ $T = \frac{2D}{v}$ où D est la distance de l'extrémité de la troisième zone focale où centre de la sonde.

Dans l'exemple traité ici, on suppose que chaque ligne est balayée depuis la sonde vers l'extérieur. Le chronogramme B repré- 25 sente les périodes de travail sur les données ultrasonores du processeur 15 de la figure 1. Les échos reçus d'une zone focale de longueur L durent $\frac{2L}{v}$ environ. Si le début de la zone focale considérée est à une distance x de l'entrée de la sonde, les échos qui en reviennent commencent à apparaître $\frac{2x}{v}$ secondes après le début 30 de l'émission.

L'unité centrale 14 sélectionne une série de lois de retards qui permettent de balayer une ligne en trois zones focales. Une première loi de retards appliquée à la sonde permet de lancer une première salve d'ultrasons pendant le créneau 17, focalisée sur la

première zone focale. La sonde est immédiatement commutée en position réception. Peu après, le premier écho reçu de l'entrée de la zone focale apparaît, le processeur 15 ouvrant la voie réception du signal acoustique pendant le créneau 18. Ce créneau retombe quand 5 le signal reçu de l'extrême de cette zone focale revient.

La sonde est alors commutée en émission pendant le créneau 19. L'unité centrale 14 envoie une autre loi de retard pour focaliser le faisceau sur la seconde zone focale. La salve d'ultrasons est émise durant le créneau 19. Le créneau 20 du diagramme B autorise 10 l'acquisition par le processeur 15 des échos réémis par la seule seconde zone focale. Une troisième commutation sur une autre zone focale a lieu. Une troisième salve d'ultrasons est émise durant le créneau 21 et les échos sont acquis par le processeur 15 durant le créneau 22.

15 La récurrence se poursuit, après sélection par l'unité centrale 14 d'une nouvelle série de trois lois de retard, sur une autre ligne de balayage. D'autres procédures récurrentes analogues sont connues. Leur inconvénient commun est un faible taux d'occupation du processeur de signal 15 qui limite le débit d'informations.

20 A la figure 3, on a représenté une sonde multi-éléments 27 à balayage linéaire. Le faisceau 28 d'ultrasons focalisé est émis par un groupe d'éléments transducteurs de la sonde, par exemple 12 éléments parmi 128. Les retards sont appliqués à ces 12 éléments de façon à décrire des lignes de balayage comme la ligne 31 dans le 25 plan d'observation 30. Sur une ligne de balayage, le faisceau 28 de la figure 3 est focalisé sur la zone focale 29. Trois zones focales permettent d'acquérir environ vingt centimètres de profondeur sur une ligne, chaque zone focale fournissant un signal échographique dans une dynamique d'amplitude admise par exemple ici pour sept 30 centimètres. Cette longueur de zone focale détermine par exemple pour des ultrasons à 3,5 Mhz un affaiblissement admis jusqu'à 40 dB.

La figure 4 est un chronogramme de quatre diagrammes. On se place dans le cas où chaque ligne de balayage est parcourue en quatre zones focales de longueurs égales dépendant de paramètres

réglables en fonction de la sonde et de la qualité désirée de l'image. On suppose que les échos provenant d'une région non focalisée sont à un niveau considérablement plus faible que ceux provenant d'une zone focale. De plus, pour un tir donné d'ultrasons, le procédé de filtrage temporel permet de ne tenir compte que des réflexions dans la zone focale ainsi qu'il a été décrit.

5 Au diagramme A, la récurrence classique de tirs est représentée pour une ligne complète de balayage. Le diagramme A comporte deux lignes :

10 - une ligne des temps d'émission où l'unité de temps, quart de la période de récurrence d'émission, est la durée de réception d'une zone et où les salves d'émission, très courtes, sont représentées par des traits fléchés (cette unité de temps a été gardée pour tous les diagrammes de la figure 4) ;

15 - une ligne des temps de réception qui suivent, où chaque créneau suit une salve d'émission focalisée sur la zone focale correspondante.

20 Les numéros d'ordre des salves sont indiqués et correspondant à la ligne "réception" aux numéros d'ordre des zones focales balayées. A l'instant initial 0, la première salve est émise, focalisée sur la première zone focale. A la ligne "réception" du diagramme A, le premier créneau de réception d'écho est immédiatement ouvert, la première zone focale étant la plus proche de la sonde. Elle dure une unité de temps. A la date 4 une salve est émise, et ainsi 25 successivement. Puis une nouvelle ligne de balayage est commutée et la récurrence se poursuit.

30 On remarque que une ligne de balayage à quatre zones focales occupe 16 unités de temps et que la ligne "réception" seules quatre unités de temps sont occupées par des créneaux de réception des échos. Ceci fait apparaître un taux d'occupation du processeur de traitement de données ultrasonores de 25 %.

Au diagramme B, on montre un mode de réalisation du procédé de l'invention. Celui-ci consiste à rapprocher le plus possible les créneaux de réception en refusant le concept de récurrence de ligne.

Ici, la décision d'émettre une salve d'ultrasons focalisés n'est pas figée par une horloge comme il a été expliqué au diagramme A. Elle est prise par l'unité centrale dès que la réception d'un créneau d'échos de la zone focale précédente est finie.

5 La séquence commence comme précédemment. Mais au lieu d'attendre quatre unités de temps, la deuxième salve est émise à la fin de la réception du créneau de la première zone focale, et ainsi de suite. On remarque qu'une ligne de balayage est acquise en dix unités de temps pour quatre créneaux de réception d'échos. Le taux 10 d'occupation du processeur de traitement de données ultrasonores est donc de 40 %.

Au diagramme C, un autre mode de réalisation de l'invention est proposée. Il concerne particulièrement les imageurs à deux sondes ou bien les imageurs à sonde unique travaillant en deux 15 parties comme il sera décrit plus loin.

La première salve d'émission est envoyée avec deux lois de retard distinctes à deux sondes ou deux parties distinctes de la même sonde de façon à acquérir deux lignes d'examen simultanément. La première ligne est acquise au cours des créneaux 4_1 , 20 3_1 , 2_1 et 1_1 dans une procédure de trois allant de la zone focale la plus éloignée à la plus proche de la sonde. La seconde ligne est acquise au cours des créneaux successifs 3_2 , 2_2 , 1_2 et 4_2 . L'unité centrale de l'imageur choisit des lignes suffisamment lointaines pour éviter des diaphonies entre faisceaux simultanés.

25 Le taux d'occupation du processeur de traitement est d'environ 61 %, huit créneaux de réception d'écho ayant été fournis au processeur pour une durée de balayage de ligne de treize unités de temps.

Le diagramme D montre un mode de réalisation du procédé 30 selon l'invention où le processeur travaille en entrelacement. Contrairement au diagramme C où les sondes ou parties de sonde émettent simultanément, il est possible d'acquérir indépendamment deux lignes suffisamment distantes, de façon toutefois que deux créneaux de réception ne soient jamais en recouvrement.

A l'instant initial 0, la salve 1_1^e , focalisée sur la première zone focale de la première ligne de balayage, est émise. A la ligne "réception" du diagramme, le créneau 1_1 de réception de la première zone focale de la première ligne de balayage est acquis. A la fin de cette acquisition, la salve 2_1^e , focalisée sur la seconde zone focale de la première ligne de balayage est émise. Au temps suivant numéro 2, on lance la salve 2_2^e focalisée sur la seconde zone focale de la deuxième ligne de balayage. Aux temps suivants, on reçoit successivement le créneau de réception 2_1 de la seconde zone focale de la première ligne de balayage, puis le créneau de réception 2_2 de la seconde zone focale de la seconde ligne. Entre ces deux créneaux, on émet la salve 3_1^e puis au temps suivant 4, la salve 3_2^e . Au temps 5, aucune salve n'est envoyée puis successivement aux temps 6, 7 et 8, on émet les salves 4_1^e , 1_2^e et 4_2^e . La réception du créneau 4_1 de la quatrième zone focale de la première ligne de balayage clôture la séquence d'acquisition de deux lignes, à ceci près que le créneau 4_2 de la quatrième zone focale de la seconde ligne de balayage est reçu à partir de la date 1, comme second créneau et correspond à la quatrième focale de la seconde ligne de la séquence précédente.

Il apparaît donc que le taux d'occupation du processeur est encore amélioré. En effet, l'acquisition des huit créneaux est réalisée en dix unités de temps ce qui donne un taux de 80 %.

Ainsi, le procédé selon l'invention prend une forme dite "mode d'imagerie simple" décrit par le diagramme B, une forme dite "mode d'imagerie simultanée" et une forme dite "mode d'imagerie entrelacée".

Les taux d'occupation du processeur ont été donnés à titre indicatif de façon à montrer l'avantage du procédé selon l'invention qui permet d'obtenir avec des moyens classiques, connus de l'homme de l'art, une cadence d'images augmentée d'un facteur 3 ou 4.

Dans le cas du mode d'imagerie entrelacée décrit par le diagramme C, il est remarquable que pendant que la sonde reçoit le créneau 1_1 , elle reçoit aussi des échos provenant du second faisceau

focalisé sur sa quatrième zone focale, ces échos venant de la troisième zone focale. Ce phénomène se répète à chaque créneau de réception. Ainsi comme la sonde en réception est commutée sur la loi de retard correspondant à la première zone focale de la première ligne, elle reçoit une puissance très faible des autres réflexions puisque celles-ci ne proviennent pas d'une zone focale et que les transducteurs ne sont pas connectés sur une loi de retard leur correspondant. Cette remarque apporte donc une limitation de ce mode aux cas où les réjections constituées par la géométrie des zones focales sont suffisantes pour négliger ces échos hors focales ou dans les cas où le processeur peut reconnaître la phase des signaux reçus par chaque transducteur.

A la figure 5, on a représenté une sonde multi-éléments à balayage linéaire. Les lignes de balayage sont par exemple parallèles les unes aux autres. La sonde 32 est divisée en deux parties égales par une ligne imaginaire 36. Au début de chaque balayage complet du plan, quand on travaille dans le procédé selon l'invention en mode d'imagerie simultanée, afin de limiter les diaphonies entre faisceaux ultrasonores, on sélectionne deux groupes 33 et 34 de transducteurs dont les faisceaux 38, 39 qu'ils émettent sont séparés par une demi-longueur de sonde. Ils sont déplacés de un pas, transducteur par transducteur jusqu'à l'extrémité de leur partie de sonde. Les zones focales adressées 40 et 41 sont toujours à des distances différentes de la sonde afin d'éviter qu'elles fournissent des signaux d'échos qui se masquent ainsi qu'il a été décrit.

A la figure 6, on a illustré une sonde 42 fonctionnant en mode d'imagerie entrelacée en balayage sectoriel. Le secteur comprenant l'ensemble des lignes est compris entre les droites 43 et 45. L'axe 44 de la sonde est bissectrice de ce secteur. Les faisceaux 46 et 47 sont émis de façon à ce que leurs axes centraux 43 et 44 soient séparés d'une forte valeur angulaire pour diminuer les diaphonies. De même, les salves d'ultrasons sont focalisés dans des zones 48 et 49 et à des instants tels que leurs échos ne se superposent pas.

D'autres répartitions peuvent être réalisées. Elles concourent toutes à séparer les réceptions des échos des zones focales de ceux des zones non adressées au moment de leurs réceptions.

5 Le procédé selon l'invention, pour améliorer encore le taux d'occupation du processeur de traitement des données ultrasonores, propose aussi que les longueurs des zones focales soient choisies en fonction de leur proximité à la sonde, les sondes focales étant de longueur croissante avec leur éloignement à la sonde.

10 Dans un autre mode de réalisation, le procédé selon l'invention consiste à choisir des listes de lois de retard de phase en fonction de facteurs de qualités d'image et de constitution du faisceau ultrasonore dans des tables préenregistrées et à lancer des autorisations de tirs des salves d'ultrasons focalisées optimisées en taux d'occupation du processeur de traitement. L'unité centrale pilote 14 peut 15 être programmée de façon à choisir l'ordre des focales choisies en fonction du critère du taux d'occupation et de l'image demandée.

Une application de ce procédé est maintenant décrit. Le praticien image une zone intérieure du patient par exemple, en mode entrelacé selon l'invention. Plusieurs lignes de balayage sont 20 acquises en même temps choisies par exemple selon la procédure décrite précédemment. Le praticien isole une zone de l'image où des mouvements sont apparents, par le moyen d'un crayon graphique par exemple. L'unité central adapte les zones focales en sélectionnant des lois de retard en une séquence optimale relativement au taux 25 d'occupation du processeur. Il est ainsi possible de réduire les dimensions des zones focales dans la zone à imager ainsi qu'il est connu de l'art antérieur, de réaliser de même un effet de loupe d'une manière bien connue par les processeurs graphiques et d'optimiser les procédures de salves focalisées selon l'invention.

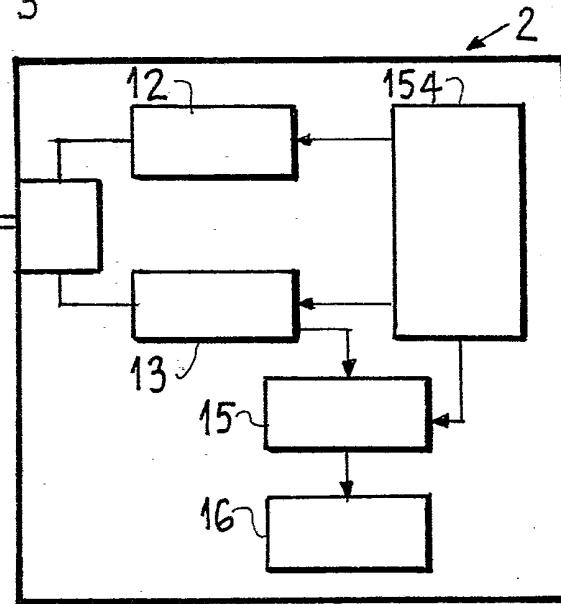
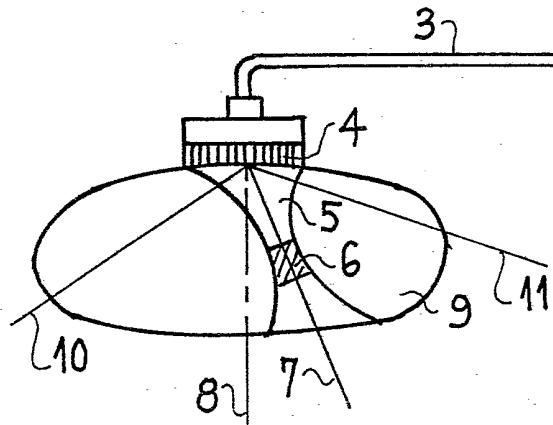
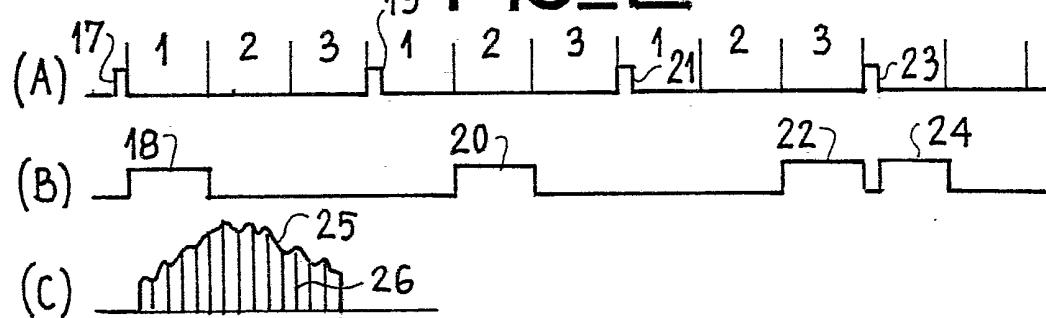
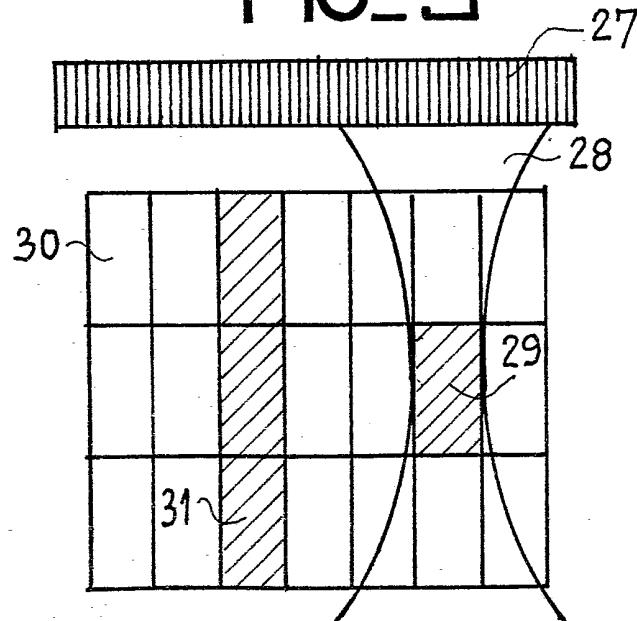
30 Le procédé selon l'invention peut donc prendre diverses formes sur tout matériel d'imagerie ultrasonore avec des adaptations minimales sur le matériel existant. Elle est particulièrement avantageuse en ce qu'elle permet l'imagerie de mouvements grâce à l'amélio-

ration du signal. Elle s'adapte avantageusement à de nombreux problèmes d'imagerie.

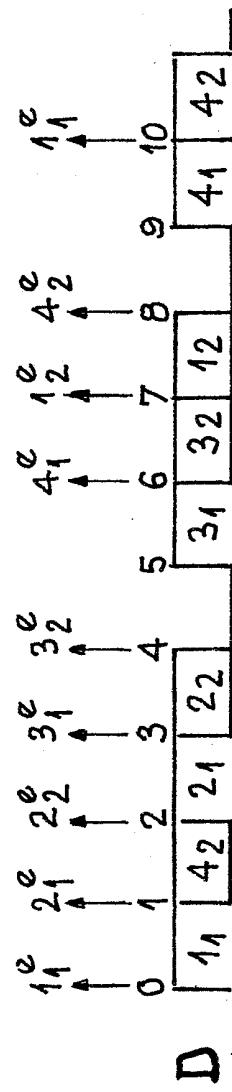
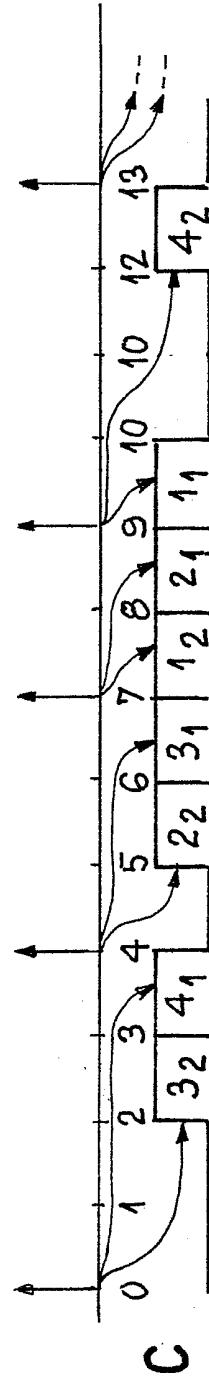
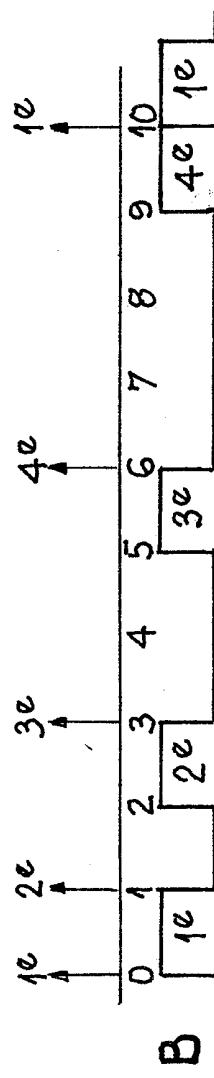
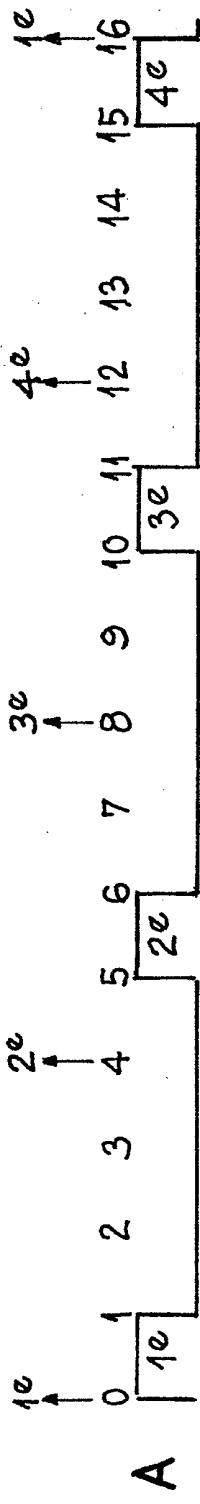
REVENDICATIONS

1. Procédé d'imagerie ultrasonore dynamique, les données ultrasonores étant acquises par au moins une sonde multi-éléments, recevant des lois de retard de phase successives de façon à balayer l'image en lignes de balayage de zones focales successives de longueurs prédéterminées le long de la ligne, chaque salve d'ultrasons focalisés étant suivie de l'acquisition des signaux ultrasonores émanant d'une zone focale déterminée par la loi de retard de phase, caractérisé en ce que l'émission d'une salve au moins d'ultrasons focalisés sur au moins une zone focale déterminée par au moins une loi de retard de phase suit immédiatement la fin de l'acquisition des données ultrasonores émanant de la zone focale précédente.
5
2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que au moins deux lois de retard de phase distinctes sont communiquées à au moins deux groupes distincts d'éléments transducteurs.
10
3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que les deux salves d'ultrasons déphasées des deux groupes distincts d'éléments transducteurs sont simultanées.
15
4. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que au moins deux lignes de balayage sont acquises en entrelacement.
20
5. Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que deux lignes de balayage acquises en même temps sont séparées l'une de l'autre par un nombre prédéterminé de lignes de balayage.
25
6. Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que l'ordre de succession des zones focales balayées est prédéterminée à l'avance.
7. Procédé selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que l'ordre de succession des focales est déterminé au cours du balayage de l'image.

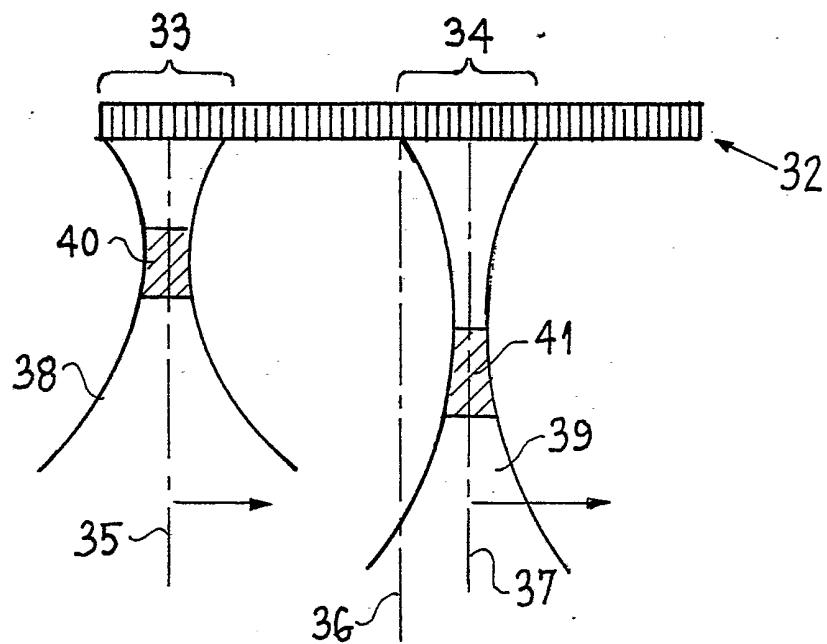
1/3

FIG_1**FIG_2****FIG_3**

2/3

**FIG-4**

3/3

FIG_5**FIG_6**