



(51) Classification internationale des brevets :

A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/08 (2006.01)
A61B 8/10 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/FR2018/050405

(22) Date de dépôt international :

21 février 2018 (21.02.2018)

(25) Langue de dépôt :

français

(26) Langue de publication :

français

(30) Données relatives à la priorité :

1751386 22 février 2017 (22.02.2017) FR

(71) Déposant : QUANTEL MEDICAL [FR/FR] ; 11, rue du
Bois Joli, 63800 CURNON-D'AUVERGNE (FR).

(72) Inventeurs : CHABRIER, Christian ; 5 impasse Jules Fer-
ry, 63670 LA ROCHE BLANCHE (FR). VENUAT, Céc-

drick ; 30 rue Francis de Pressensé, 63000 CLERMONT
FERRAND (FR).

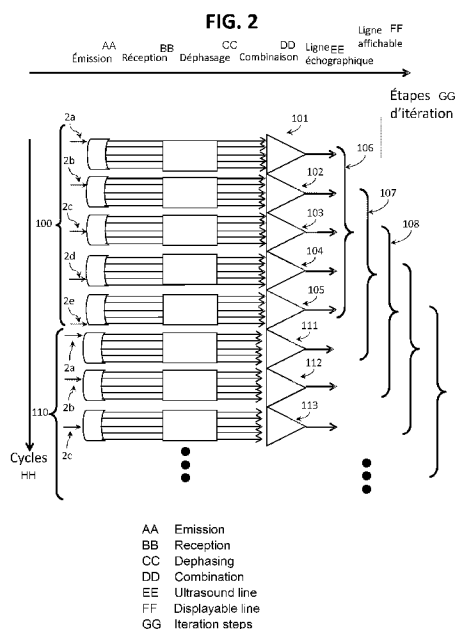
(74) Mandataire : REGIMBEAU ; 87 rue de Sèze, 69477
LYON CEDEX 06 (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de
protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO,
AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA,
CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ,
EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR,
HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR,
KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG,
MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM,
PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC,
SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR,
TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de
protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM,
KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG,

(54) Title: METHOD FOR OCULAR ULTRASOUND WITH ANNULAR TRANSDUCERS

(54) Titre : PROCÉDÉ D'ÉCHOGRAPHIE OCULAIRE A TRANSDUCTEURS ANNULAIRES



(57) **Abstract:** The invention relates to a method for ocular ultrasound using an ultrasound probe comprising a plurality of transducer elements organised in at least n concentric rings forming n transducer rings (2, 2a, 2b, 2c, 2d, 2e), the transducer rings being grouped together in k groups of rings. Said method comprises the following steps: for each cycle (100, 110, 200, 210, 300, 310) of a plurality of cycles of k iterations using a different group of transducer rings and working through the groups of transducer rings: exciting a group of transducer rings in order to emit ultrasound waves; collecting n measuring signals from the n transducer rings; combining the n measuring signals in order to provide an ultrasound line representing the response of the n transducer rings when ultrasound waves are emitted; combining k ultrasound lines resulting from the most recent k iterations into a displayable line; and treating and displaying the displayable lines.

(57) **Abrégé :** L'invention concerne un procédé d'échographie oculaire utilisant une sonde ultrasonore comportant une pluralité d'éléments transducteurs organisés en au moins n anneaux concentriques formant n anneaux transducteurs (2, 2a, 2b, 2c, 2d, 2e), les anneaux transducteurs étant regroupés en k groupes d'anneaux, le procédé comprenant les étapes suivantes: -pour chaque cycle (100, 110, 200, 210, 300, 310) d'une pluralité de cycles de k itérations faisant intervenir un groupe d'anneaux transducteurs différent et parcourant les groupes d'anneaux transducteurs: excitation d'un groupe d'anneaux transducteurs pour émettre des ondes ultrasonores; récupération de n signaux de mesure des n anneaux transducteurs; combinaison des n signaux de mesure pour donner une ligne échographique représentative de la réponse des n anneaux transducteurs à l'émission d'ondes ultrasonores; combinaison en une ligne affichable de k lignes échographiques résultant des k itérations les plus récentes; traitement et affichage des lignes affichables.

ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM),
européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES,
FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK,
MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).

Déclarations en vertu de la règle 4.17 :

— *relative à la qualité d'inventeur (règle 4.17(iv))*

Publiée:

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

PROCEDE D'ECHOGRAPHIE OCULAIRE A TRANSDUCTEURS ANNULAIRES

DOMAINE TECHNIQUE DE L'INVENTION

5 La présente invention appartient au domaine de l'ophtalmologie. Plus précisément, l'invention concerne un procédé d'échographie ophtalmique au moyen de transducteurs annulaires.

10 L'échographie ophtalmique consiste en l'acquisition d'image d'un œil au moyen d'une sonde ultrasonore émettant un faisceau d'ultrasons. La sonde ultrasonore est positionnée à proximité d'un œil, typiquement en étant placée au contact de l'œil et émet des ultrasons se propageant dans l'œil. Ces ultrasons traversent les structures internes de l'œil, telles que le cristallin, le corps vitré ou la rétine, et sont en partie réfléchis par ces structures. Les ultrasons réfléchis sont captés et enregistrés par la
15 sonde pour donner des images de l'œil. La propagation des ondes ultrasonores dépend non seulement de leur fréquence, mais beaucoup de la configuration spatiale de la sonde ultrasonore qui les émet.

L'acquisition d'images ultrasonores exploitables pour la plus grande part d'un œil obéit
20 à de nombreuses contraintes avec les transducteurs traditionnels. Par exemple, pour examiner un œil complet et son orbite avec une sonde ultrasonore mécaniquement oscillante et obtenir la meilleure image possible, il est nécessaire d'émettre des ondes dans des fréquences allant de 10 à 25 Mhz, afin de pouvoir atteindre une profondeur de plus de 45mm dans l'œil (entre 45 et 60 mm). Il faut également faire varier l'angle
25 d'émission entre 45 à 60°, de focaliser le transducteur à environ 25 mm (entre 18 et 27 mm) juste avant ou sur la rétine (qui constitue la cible privilégiée), et s'assurer une fréquence d'image de 8hz minimum (entre 8 et 16hz) pour visualiser les mouvements du vitrée.

30 En utilisant un transducteur mono-élément courbe d'un diamètre de 9 mm (diamètre maximal pour avoir 50° de débattement), on peut par exemple obtenir à la distance focale naturelle donné par la courbure du transducteur, à une fréquence d'ultrasons de 20 MHz (avec une bande passante de 10 à 30 Mhz) une résolution totale longitudinal de 75 µm, et une résolution latérale totale possible de 200 µm. Toutefois, l'image
35 devient rapidement floue avec la profondeur puisque la profondeur de champ à 6 dB

n'est alors que de 2,5 mm, ce qui signifie que seule une petite zone autour de la rétine présentera un rapport signal sur bruit et une résolution optimum. Par ailleurs, conformément au théorème de Shannon, il est nécessaire d'échantillonner d'au minimum 2 fois la fréquence la plus haute de la bande passante à traiter (30 MHz pour un transducteur de fréquence central de 20Mhz), soit à 60 MHz et de générer suffisamment de ligne afin d'être au moins à 2,5 fois la résolution latérale totale à la distance focale soit 360 lignes minimum pour 50°.

Concernant l'émission ultrasonore elle-même, il est nécessaire d'attendre la fin du signal écho (i.e. les ultrasons réfléchis) d'une ligne échographique pour en renvoyer une autre, afin d'éviter les échos parasites d'une ligne sur l'autre. On a alors une ligne échographique au mieux toute les 90 μ s pour une profondeur de 60mm, ce qui se traduit par une vitesse de sonde maximum de 13hz environ. Toutefois, en acceptant certains compromis sur la qualité des images échographiques acquises, il est possible d'arriver à des fréquences d'image allant jusqu'à 20 Hz.

Afin de permettre une résolution et une pénétration dans l'œil supérieure, il a été proposé d'utiliser un transducteur annulaire, c'est-à-dire un transducteur comprenant une pluralité d'éléments transducteurs organisés en anneaux concentriques formant des anneaux transducteurs. L'utilisation d'un transducteur annulaire permet d'augmenter la profondeur de champs pour avoir une image globale de l'œil la meilleure possible quelle que soit sa géométrie (petit, grand, ovale...).

En reprenant la configuration de l'exemple de transducteur mono-élément évoqué plus haut (ondes ultrasonores à 20 MHz et un diamètre de 9 mm), on peut obtenir avec un transducteur à cinq anneaux ultrasonores courbe une profondeur de champ à 6 dB de 18 mm, soit une amélioration d'un facteur 7 environ. L'utilisation d'un transducteur de ce type améliore donc considérablement la qualité de l'image vitréenne et rétinienne de l'œil. De plus, il améliore également le rapport signal sur bruit sur toute la profondeur de champs.

Par ailleurs, des ondes ultrasonores à des fréquences plus élevées allant de 35 à 50 MHz peuvent être utilisées pour augmenter la précision lors d'un examen du pôle antérieur global d'un œil. Un transducteur mono-élément courbe classique, focalisé à une profondeur de 10 mm environ, permet alors d'examiner jusqu'à 16 mm de

profondeur. La profondeur de champ obtenue est alors d'environ 1 mm, ce qui est très peu satisfaisant. En utilisant un transducteur annulaire à cinq anneaux, on arrive à une profondeur de champs de 8 mm ce qui rend l'image meilleure dans sa globalité et l'utilisation de cette configuration beaucoup plus simple du fait de sa moindre
5 sensibilité à l'ajustement en profondeur qui doit être réalisé par l'opérateur.

Utiliser plusieurs anneaux concentriques requiert cependant de coordonner émission et réception des signaux de mesure entre ces anneaux. Deux approches ont jusqu'ici été employées.

10

Une première approche s'apparente au fonctionnement des transducteurs à commande de phase (ou "phased array" en anglais). On émet sur l'ensemble des anneaux transducteurs avec un délai d'émission calculé entre chaque anneau transducteur pour que les ondes ultrasonores échographiques arrivent en phase à une
15 certaine profondeur. On additionne ensuite en temps réel les lignes échographiques obtenues par la réception des échos ultrasonores par l'ensemble des anneaux transducteurs. On obtient ainsi une image de grande qualité autour de la profondeur visée, et la rapidité est comparable à celle d'un transducteur mono-élément.

20 Par exemple, la demande de brevet US 2005/251043 A1 décrit un procédé d'exploration et de visualisation de tissus d'origine humaine ou animale, dans lequel :

- on positionne une sonde ultrasonore portée par une tête pilotée par l'intermédiaire d'un système de positionnement dans les trois dimensions, notamment commandé par un ordinateur au droit de ladite structure de tissus,

25 - on commande la sonde de manière à ce qu'elle génère des faisceaux d'ondes convergentes ultrasonores de haute fréquence (de l'ordre de 30 à 50 MHz), ces ondes étant focalisées au niveau d'une zone donnée de structure de tissus, selon une distance de pénétration comprise entre 20 et 30 mm,

- on effectue un balayage de la structure de tissus par le système de
30 positionnement piloté par l'ordinateur, en effectuant parallèlement une acquisition, par l'ordinateur, des signaux réfléchis par la structure de tissus,

- on effectue divers traitements de signal sur les données issues du balayage, pour améliorer la restitution des informations et faciliter l'interprétation par le praticien.

Dans cette demande de brevet US 2005/251043 A1, on utilise une sonde à focalisation dynamique réalisée par un procédé de commande électronique ou numérique, composée d'une sonde multiéléments, à symétrie circulaire, composée de plusieurs transducteurs annulaires concentriques régulièrement espacés sur une surface plane ou à concavité sphérique. Ces transducteurs sont indépendants les uns des autres et sont commandés individuellement à l'émission et à la réception par des impulsions décalées dans le temps. En particulier, une focalisation dynamique est obtenue en introduisant un déphasage-retard temporel à l'émission entre les différents anneaux. L'ensemble des anneaux transducteurs émettent avec un délai d'émission calculé entre chaque anneau transducteur pour que les ondes ultrasonores échographiques arrivent en phase à une certaine profondeur. On additionne ensuite en temps réel les lignes échographiques obtenues par la réception des échos ultrasonores par l'ensemble des anneaux transducteurs.

Toutefois, lorsqu'il est souhaitable d'obtenir une image globale de qualité d'un œil, plusieurs profondeurs doivent être ciblées. Il est donc nécessaire de faire plusieurs passages en modifiant les délais d'émission affectant chaque anneau transducteur pour atteindre différentes profondeurs. Il en résulte un temps d'acquisition très long puisque la fréquence d'acquisition se voit divisée par le nombre de profondeurs différentes à analyser pour reconstituer l'image globale.

Une seconde approche s'apparente au fonctionnement des radars. Un seul anneau transducteur est excité et émet des ondes ultrasonores. En revanche, les signaux de tous les anneaux transducteurs, résultant de la réception par ces anneaux transducteurs des ondes ultrasonores réfléchies, sont récupérés et recalés (pour compenser la différence de marche entre anneaux transducteurs). Afin d'obtenir l'image finale, il est toutefois nécessaire d'utiliser tous les anneaux transducteurs en émission, ce qui nécessite donc autant d'itérations émission-réception que le nombre d'anneaux transducteurs. Ainsi, dans un exemple avec cinq anneaux transducteurs, cela signifie de procéder à cinq émissions successives, avec cinq réceptions par émissions, soit un total de 25 lignes échographiques partielles qui doivent être traitées pour donner une ligne échographique globale. Par conséquent, cette approche requiert cinq fois plus de temps qu'avec un transducteur mono-élément. Or, la rapidité est importante en échographie ophtalmique afin de pouvoir observer les mouvements du corps vitré.

Par ailleurs, cette approche demande un post-traitement important en raison des nombreuses lignes échographiques partielles, ce qui implique un temps de calcul non négligeable, pouvant nécessiter une gestion des décalages par tranche. De plus, chaque émission ne se faisant que sur un anneau transducteur, le résultat final du rapport signal sur bruit à la distance focale est similaire à celui d'un transducteur mono-élément mais inférieur de 6 dB à la méthode précédente. La demande de brevet US 2013/0093901 A1 emploie cette approche, et afin d'accélérer l'acquisition d'image, propose de ne pas employer certaines lignes, ce qui conduit à une moindre qualité d'image en résolution, sensibilité et pénétration.

PRESENTATION DE L'INVENTION

L'invention a pour but de proposer un procédé d'échographie oculaire utilisant une sonde ultrasonore à plusieurs anneaux transducteurs permettant d'acquérir des images de bonne qualité et rapidement.

A cet effet, il est proposé un procédé d'échographie oculaire utilisant une sonde ultrasonore comportant une pluralité d'éléments transducteurs organisés en au moins n anneaux concentriques formant n anneaux transducteurs, les anneaux transducteurs étant regroupés en plusieurs groupes d'anneaux regroupant chacun entre 1 et $n-1$ anneaux transducteurs, chaque groupe d'anneaux se différenciant d'un autre groupe d'anneaux transducteurs par au moins un anneau transducteur différent des anneaux transducteurs dudit autre groupe d'anneaux transducteurs, les groupes d'anneaux étant au nombre de k , le procédé comprenant les étapes suivantes:

a) pour chaque cycle d'une pluralité de cycles de k itérations, chaque itération faisant intervenir un groupe d'anneaux transducteurs différent, chaque cycle parcourant l'ensemble des k groupes d'anneaux transducteurs, lors de chaque itération :

a1) excitation d'un groupe d'anneaux transducteurs de sorte que les anneaux transducteurs dudit groupe d'anneaux transducteurs émettent des ondes ultrasonores à une fréquence d'émission ;

a2) récupération de n signaux de mesure des n anneaux transducteurs, chaque signal de mesure résultant de la réception par un anneau transducteur d'ondes ultrasonores réfléchies résultant de l'émission d'ondes ultrasonores par ledit groupe d'anneaux transducteurs ;

- a3) combinaison des n signaux de mesure pour donner une ligne échographique, ladite ligne échographique étant représentative de la réponse des n anneaux transducteurs à l'émission d'ondes ultrasonores par ledit groupe d'anneaux ultrasonore ;
- 5 b) combinaison en une ligne affichable de k lignes échographiques résultant des k itérations les plus récentes ;
- c) traitement et affichage des lignes affichables.

- Le procédé est avantageusement complété par les caractéristiques suivantes, prises seules ou en une quelconque de leur combinaison techniquement possible :
- 10 - dans chaque cycle, les itérations sont effectuées dans le même ordre ;
- le signal de mesure d'un anneau transducteur résulte de la numérisation du signal de réception généré par cet anneau transducteur lors de la réception par ledit anneau transducteur d'ondes ultrasonores réfléchies résultant de l'émission d'ondes
- 15 ultrasonores par un groupe d'anneaux transducteurs, un signal de mesure se définissant comme une suite chronologique de points discrets auxquels sont associées des valeurs correspondantes, et la combinaison de signaux de mesure pour donner une ligne échographique lors d'une itération consiste à additionner les valeurs associées à des points discrets synchrones desdits signaux de mesure;
- 20 - la combinaison de signaux de mesure pour donner une ligne échographique lors d'une itération est restreinte à une sélection de points discrets, lesdits points discrets étant sélectionnés de sorte à opérer un décalage chronologique entre les signaux de mesure compensant les différences de chemin acoustique résultant de la géométrie du transducteur, le synchronisme des points discrets prenant en compte ce décalage ;
- 25 - des points discrets sont ajoutés au signal de mesure en faisant la convolution dudit signal de mesure avec un sinus cardinal glissant de sorte qu'une période entre les points discrets soit inférieure à l'inverse d'au moins dix fois la fréquence d'émission ;
- une ligne échographique se définit comme une suite chronologique de points discrets auxquels sont associées des valeurs correspondantes, et dans lequel la combinaison
- 30 de lignes échographiques pour donner une ligne affichable consiste à additionner les valeurs associées à des points discrets synchrones desdites lignes échographiques ;
- les anneaux transducteurs sont regroupés en k groupes d'anneaux regroupant chacun entre 2 et $n-1$ anneaux transducteurs, avec $1 < k < n$;
- $n = 5$, la sonde ultrasonore comprenant cinq anneaux transducteurs.

L'invention concerne également un produit programme d'ordinateur comprenant des instructions de code de programme enregistrées sur un support non-volatile utilisable dans un ordinateur pour l'exécution d'étapes de traitement du procédé selon l'invention, 5 lorsque ledit programme est exécuté sur un ordinateur.

L'invention concerne également un système d'échographie comprenant une sonde ultrasonore comportant une pluralité d'éléments transducteurs organisés en au moins n anneaux concentriques formant n anneaux transducteurs, une unité de traitement de 10 ladite sonde ultrasonore et un écran, ladite unité de traitement étant configurée pour mettre en œuvre le procédé selon l'invention, les anneaux transducteurs étant regroupés en plusieurs groupes d'anneaux regroupant chacun entre 1 et n-1 anneaux transducteurs, chaque groupe d'anneaux se différenciant d'un autre groupe d'anneaux transducteurs par au moins un anneau transducteur différent des anneaux 15 transducteurs dudit autre groupe d'anneaux transducteurs, les groupes d'anneaux étant au nombre de k, l'unité de traitement étant configurée pour :

- a) pour chaque cycle d'une pluralité de cycles de k itérations, chaque itération faisant intervenir un groupe d'anneaux transducteurs différent, chaque cycle parcourant l'ensemble des k groupes d'anneaux transducteurs, lors de chaque itération :
- 20 - exciter un groupe d'anneaux transducteurs de sorte que les anneaux transducteurs dudit groupe d'anneaux transducteurs émettent des ondes ultrasonores à une fréquence d'émission ;
- récupérer n signaux de mesure des n anneaux transducteurs, chaque signal de mesure résultant de la réception par un anneau transducteur d'ondes 25 ultrasonores réfléchies résultant de l'émission d'ondes ultrasonores par ledit groupe d'anneaux transducteurs ;
- combiner les n signaux de mesure pour donner une ligne échographique, ladite ligne échographique étant représentative de la réponse des n anneaux transducteurs à l'émission d'ondes ultrasonores par ledit groupe d'anneaux 30 ultrasonore ;
- b) combiner en une ligne affichable de k lignes échographiques résultant des k itérations les plus récentes ;
- c) traiter et envoyer à l'écran les lignes affichables.

PRESENTATION DES FIGURES

L'invention sera mieux comprise, grâce à la description ci-après, qui se rapporte à des modes de réalisations et des variantes selon la présente invention, donnés à titre d'exemples non limitatifs et expliqués avec référence aux dessins schématiques annexés, dans lesquels :

- la figure 1 illustre schématiquement la configuration annulaire des éléments transducteur d'une sonde ultrasonore selon un mode de réalisation possible de l'invention,
- les figures 2, 3 et 4 illustrent schématiquement le déroulement d'exemples de procédé d'échographie selon différents modes de réalisation de l'invention.

DESCRIPTION DETAILLEE

En référence à la figure 1, il est utilisé une sonde ultrasonore 1 comportant une pluralité d'éléments transducteurs organisés en n anneaux concentriques 2 formant n anneaux transducteurs. Dans l'exemple de la figure 1, il y a cinq anneaux transducteurs, désignés respectivement depuis l'extérieur vers le centre par 2a, 2b, 2c, 2d et 2e, et par conséquent $n = 5$. Il est bien entendu cependant que n peut prendre d'autres valeurs. Toutefois, le nombre d'anneaux transducteurs 2 est supérieur à trois (i.e. $n > 3$), et de préférence supérieur à quatre (i.e. $n > 4$). Les éléments transducteurs sont par exemple piézoélectriques, configurés pour émettre des ultrasons se propageant dans l'œil. Ces ultrasons ont typiquement une fréquence comprise entre 10 et 100 MHz. Il est à noter ici que l'anneau transducteur central 2e est plein, et constitue de ce fait un disque transducteur. L'anneau transducteur central 2e pourrait aussi bien être creux, c'est-à-dire avec un centre vide comme les autres anneaux transducteurs périphériques 2a, 2b, 2c et 2d. Les différents anneaux transducteurs étant concentriques, il est nécessaire que les anneaux transducteurs périphériques 2a, 2b, 2c et 2d soient creux pour qu'ils puissent être imbriqués les uns dans les autres. Il n'y a pas cette nécessité l'anneau transducteur central 2e, qui peut donc être plein.

La focale naturelle de la sonde ultrasonore 1 est donnée par la courbure des éléments transducteurs ou par l'ajout de lentille en regard de sa face d'émission. Pour l'examen oculaire cette courbure peut varier de plat à un rayon de courbure de 9 mm par

exemple. Le plus grand anneau transducteur 2a présente un diamètre extérieur compris entre 3 et 10 mm, par exemple 9mm, et présente une largeur de 0,05 mm. Le plus petit anneau transducteur 2e présente un diamètre extérieur compris entre 0,1 et 0,3 mm par exemple 0,2 mm. Les anneaux transducteurs 2 sont séparés par une distance comprise entre 0,02 et 0,1 mm par exemple 0,05 mm. De préférence, afin que les anneaux transducteurs présentent entre eux une puissance équivalente, on peut chercher à ce que leurs surfaces respectives soient de tailles similaires, et idéalement identiques. A cet effet, la largeur des anneaux transducteurs décroît de préférence avec leur distance au centre commun.

10

Pour la mise en œuvre du procédé d'échographie ophtalmique, la sonde ultrasonore 1 est positionnée par rapport à un œil, afin de pouvoir émettre et recevoir des ondes ultrasonores se propageant à l'intérieur de cet œil. La sonde ultrasonore 1 peut être mise au contact de l'œil, c'est-à-dire accolée à la cornée ou à la sclérotique, éventuellement recouverte d'un gel. On peut également prévoir la présence d'une poche de liquide tel que de l'eau entre la sonde ultrasonore 1 et l'œil, cette poche pouvant typiquement être formée par une membrane fermée définitivement sur la sonde ultrasonore 1. La sonde ultrasonore 1 peut également être immergée dans un liquide contenu dans une cupule ouverte contre l'œil, le liquide servant de milieu de propagation intermédiaire entre la sonde ultrasonore 1 et l'œil.

20

Une fois positionnée, la sonde ultrasonore 1 est commandée pour émettre et recevoir des ondes ultrasonores. Chaque anneau transducteur 2 est commandé individuellement, et en réponse à une excitation (un signal de tension électrique), un anneau transducteur 2 émet des ondes ultrasonores à une fréquence d'émission. La fréquence d'émission est comprise entre 10 et 100 MHz. Dans l'exemple qui suit, une fréquence d'émission de 20 MHz sera décrite.

25

Dans le cadre du procédé, les anneaux transducteurs 2 sont regroupés en plusieurs groupes d'anneaux regroupant entre 1 et n-1 anneaux transducteurs. Par exemple, si n=5, alors chaque groupe d'anneaux peut regrouper un, deux, trois ou quatre anneaux transducteurs 2. Le nombre de groupes d'anneaux est de k, avec $1 \leq k \leq n$. De préférence, k est au moins égal à deux, et de préférence $1 < k \leq n$. De préférence également, $1 < k < n$. Les anneaux transducteurs sont par conséquent regroupés en

30

plusieurs groupes d'anneaux ($k \geq 2$). Ainsi, dans l'exemple de la figure 2, $n=5$ et $k=5$, dans l'exemple de la figure 3, $n=5$ et $k=3$, dans l'exemple de la figure 4, $n=5$ et $k=2$.

Afin d'assurer l'équivalence entre les groupes, les différents groupes d'anneaux transducteurs présentent de préférence le même nombre d'anneaux transducteurs 2. Un anneau transducteur 2 peut faire partie de deux groupes d'anneaux. Toutefois, chaque groupe d'anneaux transducteurs se différencie d'un autre groupe d'anneaux transducteurs par au moins un anneau transducteur 2 différent des anneaux transducteurs 2 dudit autre groupe d'anneaux transducteurs. De préférence, chaque groupe d'anneaux transducteurs comprend au moins un anneau transducteur 2 n'appartenant à aucun autre groupe d'anneaux transducteurs.

Par exemple, dans le cas de la figure 3, un premier groupe d'anneaux transducteurs regroupe les anneaux transducteurs 2a et 2b, un deuxième groupe d'anneaux transducteurs regroupe les anneaux transducteurs 2b et 2c, et le troisième groupe d'anneaux transducteurs regroupe les anneaux transducteurs 2d et 2e. On constate ainsi que l'anneau transducteur 2b fait partie de deux groupes d'anneaux transducteurs, mais également que l'anneau transducteur 2a fait partie du seul premier groupe d'anneaux et d'aucun autre groupe d'anneaux, que l'anneau transducteur 2c fait partie du seul troisième groupe d'anneaux et d'aucun autre groupe d'anneaux, et les anneaux transducteurs 2c et 2d font partie du seul troisième groupe et d'aucun autre groupe d'anneaux.

Ces regroupements en différents groupe se traduisent par une commande d'émission commune aux anneaux transducteurs 2 d'un même groupe d'anneaux à un instant d'émission. Il est possible de modifier le nombre ou la composition des groupes d'anneaux transducteurs d'une mise en application du procédé à une autre. Il est à noter qu'il n'est pas nécessaire de sélectionner tous les anneaux transducteurs 2 de la sonde ultrasonore 1 pour émettre des ultrasons. Dans certaines configurations, des anneaux transducteurs 2 peuvent ne pas émettre des ultrasons et n'être utilisés qu'en réception.

Le procédé comprend une pluralité de cycles. Un cycle comprend plusieurs itérations d'émission-réception d'ondes ultrasonores faisant intervenir à chaque fois un groupe

d'anneaux transducteurs différent. Chaque cycle parcourt l'ensemble des k groupes d'anneaux transducteurs. Lors de chaque itération :

- un groupe d'anneaux transducteurs est excité de sorte que seuls les anneaux transducteurs 2 dudit groupe d'anneaux transducteurs émettent des ondes ultrasonores à une fréquence d'émission, tandis que les autres anneaux transducteurs 2 ne faisant pas partie dudit groupe d'anneaux transducteurs n'émettent pas d'ondes ultrasonores à la fréquence d'émission, et
- les n signaux de mesure de l'ensemble des n anneaux transducteurs sont récupérés, chaque signal de mesure résultant de la réception par un anneau transducteur 2 d'ondes ultrasonores réfléchies résultant de l'émission d'ondes ultrasonores par les anneaux transducteurs ou le groupe d'anneaux transducteurs,
- les n signaux de mesure sont combinés pour donner une ligne échographique.

De préférence, dans chaque cycle, les itérations sont effectuées dans le même ordre. Les itérations de chaque cycle permettent de déterminer et d'afficher une ligne affichable. Il y a donc au moins autant d'itérations de cycles que de lignes dans l'image affichée. Toutefois, entre chaque cycle, chaque image ou groupe d'images, les modalités d'émission des ondes ultrasonores peuvent être modifiées pour privilégier la résolution (émissions individuelles), la pénétration (émission sur anneaux groupés) ou la vitesse (non utilisation de tous les anneaux). Sachant que toutes les combinaisons sont possibles sur chaque image et éventuellement sur chaque ligne en termes d'émission, de groupement d'anneaux et de nombre d'anneaux utilisés en émission ou en réception.

25 *Emission*

Dans l'exemple de la figure 2, chaque groupe d'anneaux de transducteurs ne comprend qu'un unique anneau transducteur 2 ultrasonore. Le premier groupe d'anneaux est constitué de l'anneau transducteur ultrasonore 2a, le deuxième groupe d'anneaux est constitué de l'anneau transducteur ultrasonore 2b, le troisième groupe d'anneaux est constitué de l'anneau transducteur ultrasonore 2c, le quatrième groupe d'anneaux est constitué de l'anneau transducteur ultrasonore 2d, et le cinquième groupe d'anneaux est constitué de l'anneau transducteur ultrasonore 2e. Il y a donc cinq groupes d'anneaux ($k=5$) pour cinq anneaux transducteurs ($n=5$).

Un premier cycle 100 comprend cinq itérations 101, 102, 103, 104 et 105. Dans une première itération 101, seul l'anneau transducteur 2a du premier groupe d'anneaux est excité par un signal électrique de commande et émet des ondes ultrasonores. Dans une deuxième itération 102, seul l'anneau transducteur 2b du deuxième groupe d'anneaux est excité par un signal électrique de commande et émet des ondes ultrasonores. Dans une troisième itération 103, seul l'anneau transducteur 2c du troisième groupe d'anneaux est excité par un signal électrique de commande et émet des ondes ultrasonores. Dans une quatrième itération 104, seul l'anneau transducteur 2d du quatrième groupe d'anneaux est excité par un signal électrique de commande et émet des ondes ultrasonores. Dans une cinquième itération 105, seul l'anneau transducteur 2e du cinquième groupe d'anneaux est excité par un signal électrique de commande et émet des ondes ultrasonores.

Une fois ce premier cycle 100 terminé, c'est-à-dire lorsque ledit premier cycle 100 a parcouru l'ensemble des cinq groupes d'anneaux transducteurs 101, 102, 103, 104, 105, un deuxième cycle 110 commence alors, parcourant l'ensemble des cinq groupes d'anneaux transducteurs au cours de cinq itérations 111, 112, 113 de la même façon que premier cycle 100.

Dans l'exemple de la figure 3, chaque groupe d'anneaux de transducteurs est constitué de deux anneaux transducteurs ultrasonores. Le premier groupe d'anneaux est constitué par les anneaux transducteurs ultrasonores 2a et 2b, le deuxième groupe d'anneaux est constitué par les anneaux transducteurs ultrasonores 2b et 2c, le troisième groupe d'anneaux est constitué par les anneaux transducteurs ultrasonores 2d et 2e. Il y a donc trois groupes d'anneaux ($k=3$) pour cinq anneaux transducteurs ($n=5$).

Un premier cycle 200 comprend trois itérations 201, 202, 203. Dans une première itération 201, seuls les anneaux transducteurs 2a et 2b du premier groupe d'anneaux sont excités par un signal électrique de commande et émettent des ondes ultrasonores. Dans une deuxième itération 202, seuls les anneaux transducteurs 2b et 2c du deuxième groupe d'anneaux sont excités par un signal électrique de commande et émettent des ondes ultrasonores. Dans une troisième itération 203, seuls les anneaux transducteurs 2d et 2e du troisième groupe d'anneaux sont excités par un signal électrique de commande et émettent des ondes ultrasonores. Une fois ce premier

cycle 200 terminé, c'est-à-dire lorsque ledit premier cycle 200 a parcouru l'ensemble des trois groupes d'anneaux transducteurs, un deuxième cycle 210 commence alors, parcourant l'ensemble des trois groupes d'anneaux transducteurs au cours de trois itérations 211, 212, 213 de la même façon que premier cycle 200.

5

Dans l'exemple de la figure 4, il y a deux groupes d'anneaux transducteurs, et chaque groupe d'anneaux transducteurs est constitué de trois anneaux transducteurs. Le premier groupe est constitué par les anneaux transducteurs ultrasonores 2a, 2b, et 2c, le deuxième groupe est constitué par les anneaux transducteurs ultrasonores 2c, 2d, et 2e. Il y a donc deux groupes d'anneaux ($k=2$) pour cinq anneaux transducteurs ($n=5$).

10

Un premier cycle 300 comprend deux itérations 301, 302. Dans une première itération 301, seuls les trois anneaux transducteurs 2a, 2b, et 2c du premier groupe d'anneaux sont excités par un signal électrique de commande et émettent des ondes ultrasonores. Dans une deuxième itération 302, seuls les trois anneaux transducteurs 2c, 2d, et 2e du deuxième groupe d'anneaux sont excités par un signal électrique de commande et émettent des ondes ultrasonores. Une fois ce premier cycle 300 terminé, c'est-à-dire lorsque ledit premier cycle 300 a parcouru l'ensemble des deux groupes d'anneaux transducteurs 301, 302, un deuxième cycle 310 commence alors, parcourant l'ensemble des deux groupes d'anneaux transducteurs au cours de deux itérations 311, 312, de la même façon que premier cycle 300.

15

20

Pour chaque itération, on a donc une émission d'ondes ultrasonores, une réception d'ondes ultrasonores, et la combinaison des signaux de mesure résultant de cette réception.

25

Réception

Les ultrasons émis se propagent dans l'œil, traversent les structures internes de l'œil, telles que le cristallin, le corps vitré ou la rétine, et sont en partie réfléchis par ces structures et renvoyés vers la sonde ultrasonore 1. La réception, par un anneau transducteur 2, d'ondes ultrasonores réfléchies engendre un signal de mesure. Tous les anneaux transducteurs 2 reçoivent ces ondes ultrasonores réfléchies et génèrent des signaux de mesures. Ainsi, dans le cas où la sonde ultrasonore comprend cinq anneaux transducteurs 2, cinq signaux de mesure sont générés et sont utilisés.

35

Plus précisément, la réception des ondes ultrasonores par un anneau transducteur 2 provoque l'apparition d'un signal de réception, électrique et analogique, en sortie dudit anneau transducteur 2. Ce signal de réception est alors numérisé pour donner un
5 signal de mesure. Un signal de mesure est donc un signal numérique et se définit comme une suite chronologique de points discrets auxquels sont associées des valeurs correspondantes, déterminées à partir du signal de réception.

La numérisation des signaux de mesure peut être faite à une fréquence telle que le pas
10 de numérisation soit suffisamment fin pour effectuer ensuite un décalage compensant les différences de chemin des ondes ultrasonores pour les différents signaux de mesure. Cette fréquence de numérisation devrait alors être d'au moins 10 fois la fréquence d'émission, soit par exemple 200 MHz pour une fréquence d'émission de 20 MHz, de préférence d'au moins 12 à 15 fois la fréquence d'émission afin de traiter
15 toute la bande passante du signal en réception, qui va souvent jusqu'à 1,5 fois la fréquence d'émission.

Ces fréquences de numérisation élevées peuvent conduire à des numériseurs compliqués surtout pour des transducteurs utilisant des fréquences hautes, telles que
20 50 Mhz ou plus. C'est pour éviter ces problèmes qu'alternativement, il est également possible d'ajouter des points discrets à chaque signal de mesure en faisant la convolution dudit signal de mesure avec un sinus cardinal glissant de sorte qu'une période entre les points discrets soit inférieure à l'inverse d'au moins dix fois la fréquence d'émission, et de préférence inférieure à 12 à 15 fois la fréquence
25 d'émission.

Une fois les signaux de mesure obtenus soit par numérisation directe soit en ajoutant des points supplémentaires, on peut choisir sur chaque signal de mesure une sélection de points discrets pour restreindre le signal de mesure à ces points discrets
30 sélectionnés. Les points discrets sont sélectionnés de sorte à opérer un décalage chronologique entre les différents signaux de mesure compensant les différences de chemin acoustique résultant de la géométrie des anneaux transducteurs 2, le synchronisme des points discrets prenant en compte ce décalage.

En effet, les ondes ultrasonores sont émises et reçues par différents anneaux transducteurs 2 disposés à différentes positions. Il en résulte des différences de chemin acoustique se traduisant par des décalages temporels. A titre d'exemple, le tableau 1 ci-dessous montre le retard absolu en nanosecondes affectant les ondes ultrasonores lors de leur trajet par un point de focalisation à 15 mm de profondeur dans l'axe de leur point central en fonction des anneaux en émission et en réception pour une fréquence d'émission à 20 Mhz et une sonde ultrasonore de 9 mm de diamètre (diamètre de l'anneau transducteur extérieur 2a) focalisé naturellement à 22 mm:

Tableau 1

Anneau en émission	Anneau en réception				
	2e	2d	2c	2b	2a
anneau 2e	25	53	82	112	143
anneau 2d	53	81	109	140	171
anneau 2c	82	109	139	169	200
anneau 2b	112	140	169	199	230
anneau 2a	143	171	200	230	261

Bien évidemment, le retard est d'autant plus important que l'anneau transducteur 2 est éloigné de leur centre commun, et l'anneau transducteur extérieur 2a est le plus affecté. Le retard affectant les ondes ultrasonores se traduit par des décalages temporels entre les signaux de mesure des différents anneaux transducteurs.

C'est ce décalage temporel entre les signaux de mesure entre les anneaux transducteurs 2 qui importe pour pouvoir exploiter les signaux de mesure en provenance de différents anneaux transducteurs 2. En reprenant l'exemple ci-dessus et en prenant comme référence le signal de mesure du transducteur annulaire central 2e pour une émission par ce transducteur annulaire central 2e, les décalages temporels affectant les autres signaux de mesure sont donnés par le tableau 2:

Tableau 2

Anneau en émission	Anneau en réception				
	2e	2d	2c	2b	2a
anneau 2e	0	28	57	87	118
anneau 2d	28	56	84	115	146
anneau 2c	57	84	114	144	175
anneau 2b	87	115	144	174	205
anneau 2a	118	146	175	205	236

Ce décalage temporel entre les signaux de mesure se traduit, après numérisation, par un décalage en nombre de points discrets. Ainsi, en reprenant l'exemple ci-dessus, les décalages en point pour une numérisation avec un pas de 2 ns est donnée par le tableau 3:

5

Tableau 3

Anneau en émission	Anneau en réception				
	2e	2d	2c	2b	2a
anneau 2e	0	14	29	44	59
anneau 2d	14	28	42	58	73
anneau 2c	29	42	57	72	88
anneau 2b	44	58	72	87	103
anneau 2a	59	73	88	103	118

Il faut donc prendre en compte ce décalage en point des signaux de mesure pour faire correspondre les informations qui y sont contenues, ce qui peut être fait simplement par le biais de la sélection des points discrets de chaque signal de mesure. Par exemple, x_{t1} est un point discret d'un signal de mesure d'un premier anneau transducteur 2 correspondant à l'instant t_1 . y_{t1} est un point discret d'un signal de mesure d'un second anneau transducteur 2 correspondant à l'instant t_1 . Toutefois, x_{t1} et y_{t1} ne rendent pas compte des mêmes ondes ultrasonores. En effet, en raison de leur disposition sur la sonde ultrasonore, les ondes sonores arrivant sur le second anneau transducteur 2 ont un plus long chemin à parcourir et arrivent avec un retard d par rapport à leur arrivée sur le premier anneau transducteur 2. Par conséquent, c'est le point y_{t1+d} qui correspond aux mêmes ondes ultrasonores que le point x_{t1} . Si on sélectionne pour le premier signal de mesure les points x_{t1} , x_{t2} , x_{t3} , ..., on sélectionne pour le second signal de mesure les points y_{t1+d} , x_{t2+d} , x_{t3+d} , On peut ainsi prendre en compte le décalage entre les signaux de mesure de façon simplifiée, sans être obligé de mettre en œuvre un recalage temporel des signaux de mesure. Cette simplicité permet de mettre en œuvre cette prise en compte du décalage pratiquement en temps réel.

25 *Combinaison des signaux de mesure*

Les signaux de mesure des différents anneaux transducteurs sont ensuite combinés pour donner une ligne échographique. Cette ligne échographique est représentative de la réponse des anneaux transducteurs 2 à l'émission d'ondes ultrasonores par le

groupe d'anneaux transducteurs qui les a émis lors de cette itération. La combinaison de signaux de mesure pour donner une ligne échographique lors d'une itération consiste à additionner les valeurs associées à des points discrets desdits signaux de mesure, avec un décalage correspondant au retard respectif affectant chaque signal de mesure. En reprenant l'exemple ci-dessus, on additionne le point discret x_{t1} d'un signal de mesure d'un premier anneau transducteur 2 avec le point discret y_{t1+d} d'un autre signal de mesure d'un deuxième anneau transducteur 2, les deux points étant synchrones à l'instant t_1 moyennant le retard d affectant le signal de mesure du deuxième anneau transducteur 2 par rapport au signal de mesure du premier anneau transducteur 2. La ligne échographique peut bien entendu subir différents traitements classiques tels que des filtrages, des décalages ou une mise à l'échelle.

Lorsque l'on dispose de suffisamment de points discrets dans chaque signal de mesure, c'est-à-dire avec une fréquence supérieure à au moins 10 fois la fréquence d'émission, on obtient alors qu'au délai théorique affectant un signal de mesure correspond un décalage en nombre de points discrets, comme expliqué plus haut. Les délais n'étant plus alors des temps, mais un décalage dans le choix des points dans les signaux de mesure, il est possible de combiner les signaux de mesure en les additionnant pratiquement en temps réel. La ligne échographique peut bien entendu subir différents traitements classiques tels que des filtrages, des décalages ou une mise à l'échelle.

Combinaison des lignes échographiques

A chaque itération, les étapes ci-dessus sont réitérées, en modifiant cependant le groupe d'anneaux transducteurs 2 émettant les ondes ultrasonores. On obtient donc une ligne échographique à chaque itération. Toutefois, une ligne échographique ne représente la réponse des anneaux transducteurs 2 qu'à l'émission d'ondes ultrasonores par les seuls anneaux transducteurs 2 du groupe d'anneaux ultrasonores intervenant dans l'itération.

Il est donc prévu de combiner les k lignes échographiques résultant des k itérations les plus récentes en une ligne affichable. Les lignes échographiques se définissent comme des suites chronologiques de points discrets auxquels sont associées des valeurs correspondantes, et la combinaison de lignes ultrasonores pour donner une ligne

affichable consiste à additionner les valeurs associées à des points discrets synchrones desdites lignes échographiques. Il est à noter que la combinaison de ces lignes échographiques peut être effectuée dès lors que lesdites lignes échographiques sont disponibles. Par conséquent, les combinaisons peuvent être effectuées
5 parallèlement à la poursuite des cycles suivant le premier cycle.

Les k lignes échographiques combinées peuvent résulter des k itérations d'un cycle s'il vient de se terminer, ou des $k-i$ dernières itérations d'un cycle et des i itérations du cycle suivant, avec $1 < i < k$. Par exemple, en référence à la figure 2, les itérations 101,
10 102, 103, 104, 105 du premier cycle 100 donnent chacune une ligne échographique ($k=5$). Une première combinaison 106 porte sur les lignes échographiques résultant des itérations 101, 102, 103, 104, 105 du premier cycle 100. La seconde combinaison 107 porte sur les quatre dernières lignes échographiques du premier cycle 100, c'est-à-dire résultant des itérations 102, 103, 104, 105, et sur la première ligne
15 échographique du deuxième cycle 110, c'est-à-dire résultant de l'itération 111. La troisième combinaison 108 porte sur les trois dernières lignes échographiques du premier cycle 100, c'est-à-dire résultant des itérations 103, 104, 105, et sur les deux premières lignes échographiques du deuxième cycle 110, c'est-à-dire résultant des itérations 111 et 112. Les combinaisons suivantes se déroulent de manière similaire
20 ainsi de suite, en décalant d'une itération pour chaque nouvelle ligne affichable.

Par exemple en référence à la figure 3, les itérations 201, 202, 203 du premier cycle 200 donnent chacune une ligne échographique ($k=3$). Une première combinaison 204 porte sur les trois lignes échographiques résultant des itérations 201, 202, et 203 du
25 premier cycle 200. La seconde combinaison 205 porte sur les deux dernières lignes échographiques du premier cycle 200, c'est-à-dire résultant des itérations 202 et 203, et sur la première ligne échographique du deuxième cycle 210, c'est-à-dire résultant de l'itération 211. La troisième combinaison 206 porte sur la dernière ligne échographique du premier cycle 200, c'est-à-dire résultant de l'itération 203, et sur les deux premières
30 lignes échographiques du deuxième cycle 210, c'est-à-dire résultant des itérations 211 et 212. Les combinaisons suivantes se déroulent de manière similaire ainsi de suite, en décalant d'une itération pour chaque nouvelle ligne affichable.

Par exemple en référence à la figure 4, les itérations 301 et 302 du premier cycle 300
35 donnent chacune une ligne échographique ($k=2$). Une première combinaison 303 porte

sur les deux lignes échographiques résultant des itérations 301 et 302 du premier cycle 300. La seconde combinaison 304 porte sur la dernière ligne échographique du premier cycle 300, c'est-à-dire résultant de l'itération 302, et sur la première ligne échographique du deuxième cycle 310, c'est-à-dire résultant de l'itération 311. La

5 troisième combinaison 305 porte sur les deux lignes échographiques résultant des itérations 311 et 312 du deuxième cycle 310. Les combinaisons suivantes se déroulent de manière similaire ainsi de suite, en décalant d'une itération pour chaque nouvelle ligne affichable.

10 On fait ainsi une combinaison glissante des k dernières lignes échographiques résultant des k itérations les plus récentes pour obtenir chacune des lignes affichables. Pour afficher N lignes affichables sur un écran, on procède alors à $N+k-1$ itérations. Par exemple, pour afficher 400 lignes affichables, on procède à 404 itérations si $k=5$, ce qui représente un surcoût en itérations négligeable. Pour rendre les lignes

15 numériques du signal affichables et ainsi produire une image on peut leur fait subir bien entendu différents traitements classiques tel que filtrage, redressement, décalage et mise à l'échelle logarithmique.

Avec cette approche, il est possible de modifier en temps réel les modalités d'émission

20 des ondes ultrasonores, en modifiant la composition des groupes d'anneaux, par exemple en passant de groupes de un anneau transducteur 2 à des groupes de trois anneaux transducteurs 2. Il est également possible de modifier les modalités de traitement des signaux de mesure, en changeant les retards affectant ceux-ci lors de leur combinaison. En fonction de la cible médicale choisie, on peut ainsi favoriser la

25 résolution, la sensibilité, la pénétration ou la vitesse en utilisant des configurations d'émission ou de réception différentes.

Par exemple, en utilisant des groupes d'anneaux constitués d'un unique anneau transducteur 2 comme sur la figure 1, on obtient le meilleur compromis entre la

30 résolution, la pénétration et la sensibilité sur l'image globale d'un œil.

Avec cette approche, on augmente sensiblement la vitesse par rapport à l'approche traditionnelle à commande de phase, puisqu'à chaque cycle ou itération, on examine toute la profondeur inspectée. Il n'y a donc plus besoin d'effectuer de multiples

35 passages au même endroit pour imager à différentes profondeurs. Par rapport à

l'approche type radar, on obtient après le premier cycle une ligne affichable par itération, ce qui permet d'être beaucoup plus rapide puisque l'approche type radar ne produit qu'une ligne affichable par cycle. On arrive ainsi à une vitesse quasi similaire à un mono-transducteur, ce qui est fondamental en ophtalmologie, notamment en raison
5 des rapides mouvements de l'œil.

Une unité de traitement automatisé de données comprenant au moins un processeur et une mémoire est utilisée pour le traitement des données d'images, et notamment pour combiner les signaux de mesure ou les lignes.

10

L'invention n'est pas limitée au mode de réalisation décrit et représenté aux figures annexées. Des modifications restent possibles, notamment du point de vue de la constitution des divers éléments ou par substitution d'équivalents techniques, sans sortir pour autant du domaine de protection de l'invention.

15

Revendications

1. Procédé d'échographie oculaire utilisant une sonde ultrasonore (1) comportant une pluralité d'éléments transducteurs organisés en au moins n anneaux concentriques formant n anneaux transducteurs (2, 2a, 2b, 2c, 2d, 2e), caractérisé en ce que les anneaux transducteurs sont regroupés en plusieurs groupes d'anneaux regroupant chacun entre 1 et n-1 anneaux transducteurs, chaque groupe d'anneaux se différenciant d'un autre groupe d'anneaux transducteurs par au moins un anneau transducteur différent des anneaux transducteurs dudit autre groupe d'anneaux transducteurs, les groupes d'anneaux étant au nombre de k, le procédé comprenant les étapes suivantes:
- a) pour chaque cycle (100, 110, 200, 210, 300, 310) d'une pluralité de cycles de k itérations (101, 102, 103, 104, 105, 111, 112, 113, 201, 202, 203, 211, 212, 213, 301, 302, 311, 312), chaque itération faisant intervenir un groupe d'anneaux transducteurs différent, chaque cycle parcourant l'ensemble des k groupes d'anneaux transducteurs, lors de chaque itération :
- a1) excitation d'un groupe d'anneaux transducteurs de sorte que les anneaux transducteurs dudit groupe d'anneaux transducteurs émettent des ondes ultrasonores à une fréquence d'émission ;
 - a2) récupération de n signaux de mesure des n anneaux transducteurs, chaque signal de mesure résultant de la réception par un anneau transducteur d'ondes ultrasonores réfléchies résultant de l'émission d'ondes ultrasonores par ledit groupe d'anneaux transducteurs ;
 - a3) combinaison des n signaux de mesure pour donner une ligne échographique, ladite ligne échographique étant représentative de la réponse des n anneaux transducteurs à l'émission d'ondes ultrasonores par ledit groupe d'anneaux ultrasonore ;
- b) combinaison (106, 107, 108, 204, 205, 206, 303, 304, 305) en une ligne affichable de k lignes échographiques résultant des k itérations les plus récentes ;
- c) traitement et affichage des lignes affichables.
2. Procédé selon la revendication précédente, dans lequel dans chaque cycle, les itérations sont effectuées dans le même ordre.

3. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le signal de mesure d'un anneau transducteur résulte de la numérisation du signal de réception généré par cet anneau transducteur lors de la réception par ledit anneau transducteur d'ondes ultrasonores réfléchies résultant de l'émission d'ondes ultrasonores par un groupe d'anneaux transducteurs, un signal de mesure se définissant comme une suite chronologique de points discrets auxquels sont associées des valeurs correspondantes,
- 5 et dans lequel la combinaison de signaux de mesure pour donner une ligne échographique lors d'une itération consiste à additionner les valeurs associées à des points discrets synchrones desdits signaux de mesure.
- 10 4. Procédé selon la revendication précédente, dans lequel la combinaison de signaux de mesure pour donner une ligne échographique lors d'une itération est restreinte à une sélection de points discrets, lesdits points discrets étant sélectionnés de sorte à opérer un décalage chronologique entre les signaux de mesure compensant les différences de chemin acoustique résultant de la géométrie du transducteur, le synchronisme des points discrets prenant en compte ce décalage.
- 15 5. Procédé selon l'une des deux revendications précédentes, dans lequel des points discrets sont ajoutés au signal de mesure en faisant la convolution dudit signal de mesure avec un sinus cardinal glissant de sorte qu'une période entre les points discrets soit inférieure à l'inverse d'au moins dix fois la fréquence d'émission.
- 20 6. Procédé selon l'une des revendications précédentes, dans lequel une ligne échographique se définit comme une suite chronologique de points discrets auxquels sont associées des valeurs correspondantes, et dans lequel la combinaison de lignes échographiques pour donner une ligne affichable consiste à additionner les valeurs associées à des points discrets synchrones desdites lignes échographiques.
- 25 7. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel les anneaux transducteurs sont regroupés en k groupes d'anneaux regroupant chacun entre 2 et n-1 anneaux transducteurs.
- 30 8. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel n= 5, la sonde ultrasonore (1) comprenant cinq anneaux transducteurs (2).
- 35

9. Produit programme d'ordinateur comprenant des instructions de code de programme enregistrées sur un support non-volatile utilisable dans un ordinateur pour l'exécution des étapes de traitement du procédé selon l'une des revendications précédentes, lorsque ledit programme est exécuté sur un ordinateur.

5

10. Système d'échographie comprenant une sonde ultrasonore (1) comportant une pluralité d'éléments transducteurs organisés en au moins n anneaux concentriques formant n anneaux transducteurs (2, 2a, 2b, 2c, 2d, 2e), une unité de traitement de ladite sonde ultrasonore et un écran, ladite unité de traitement étant configurée pour
10 mettre en œuvre le procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, les anneaux transducteurs étant regroupés en plusieurs groupes d'anneaux regroupant chacun entre 1 et n-1 anneaux transducteurs, chaque groupe d'anneaux se différenciant d'un autre groupe d'anneaux transducteurs par au moins un anneau transducteur différent des anneaux transducteurs dudit autre groupe d'anneaux
15 transducteurs, les groupes d'anneaux étant au nombre de k, l'unité de traitement étant configurée pour :

a) pour chaque cycle d'une pluralité de cycles de k itérations, chaque itération faisant intervenir un groupe d'anneaux transducteurs différent, chaque cycle parcourant l'ensemble des k groupes d'anneaux transducteurs, lors de chaque itération :

20 a1) exciter un groupe d'anneaux transducteurs de sorte que les anneaux transducteurs dudit groupe d'anneaux transducteurs émettent des ondes ultrasonores à une fréquence d'émission ;

a2) récupérer n signaux de mesure des n anneaux transducteurs, chaque signal de mesure résultant de la réception par un anneau transducteur d'ondes
25 ultrasonores réfléchies résultant de l'émission d'ondes ultrasonores par ledit groupe d'anneaux transducteurs ;

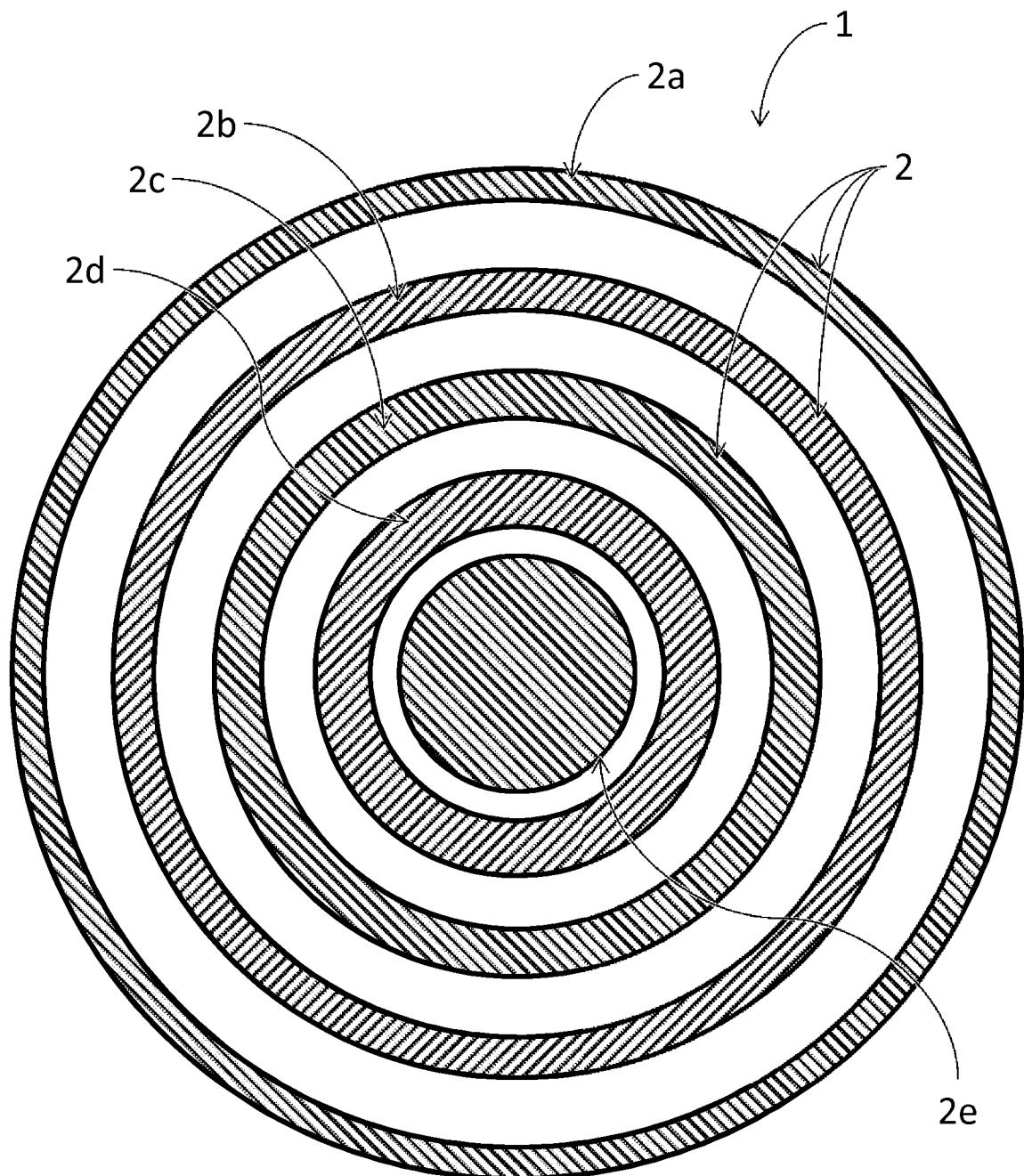
a3) combiner les n signaux de mesure pour donner une ligne échographique, ladite ligne échographique étant représentative de la réponse des n anneaux transducteurs à l'émission d'ondes ultrasonores par ledit groupe d'anneaux
30 ultrasonore ;

b) combiner en une ligne affichable de k lignes échographiques résultant des k itérations les plus récentes ;

c) traiter et envoyer à l'écran les lignes affichables.

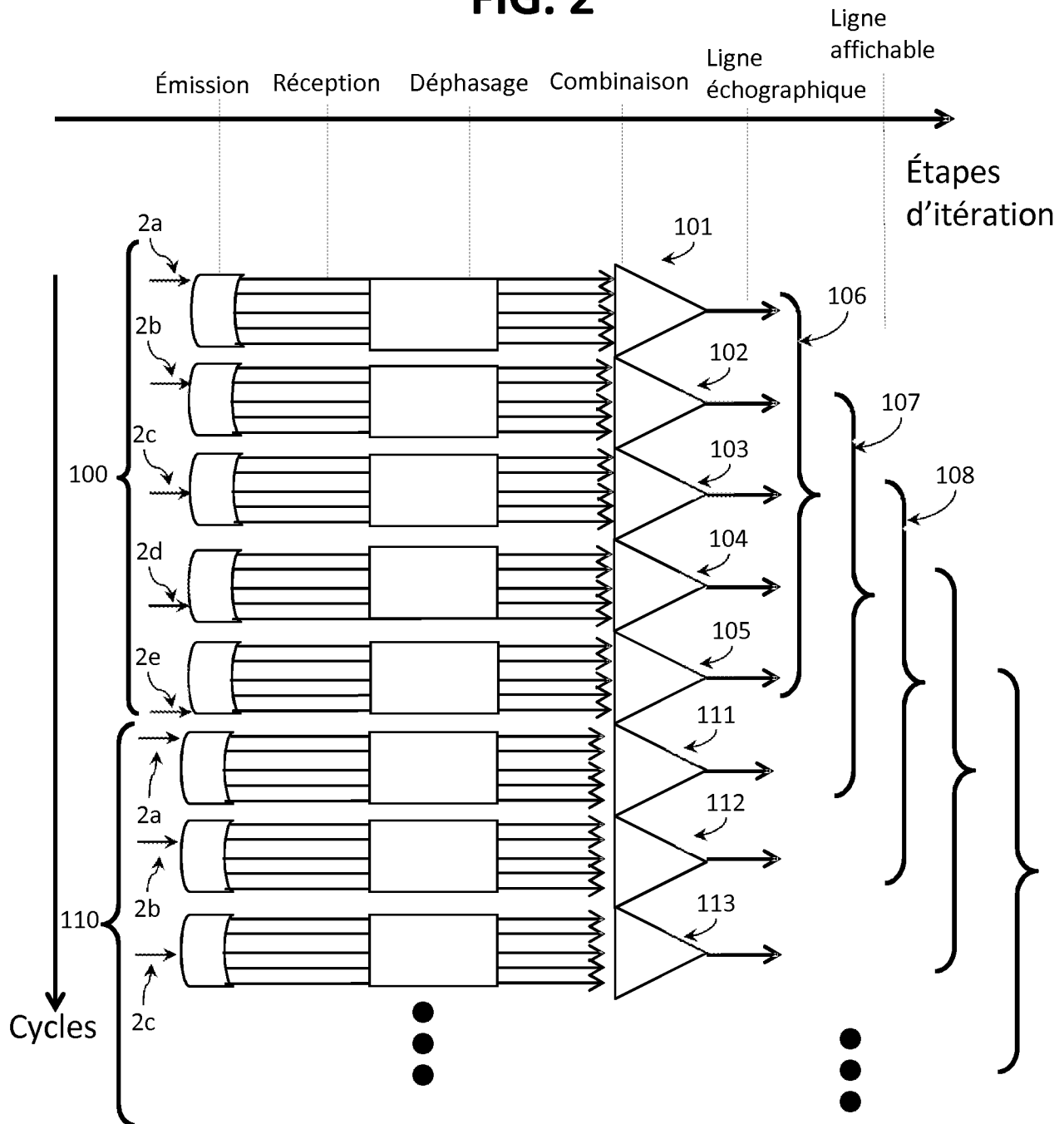
1/4

FIG. 1



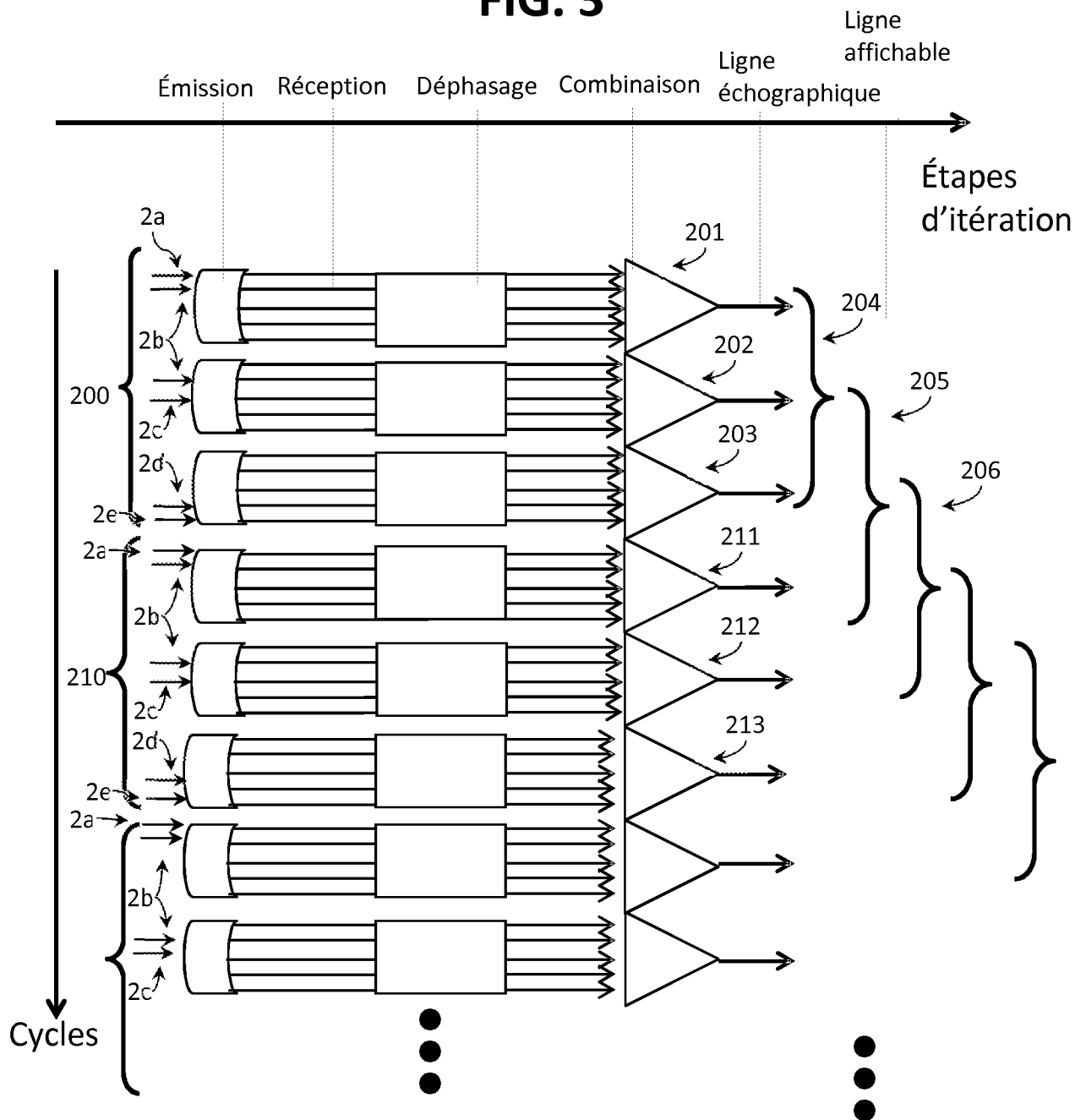
2/4

FIG. 2



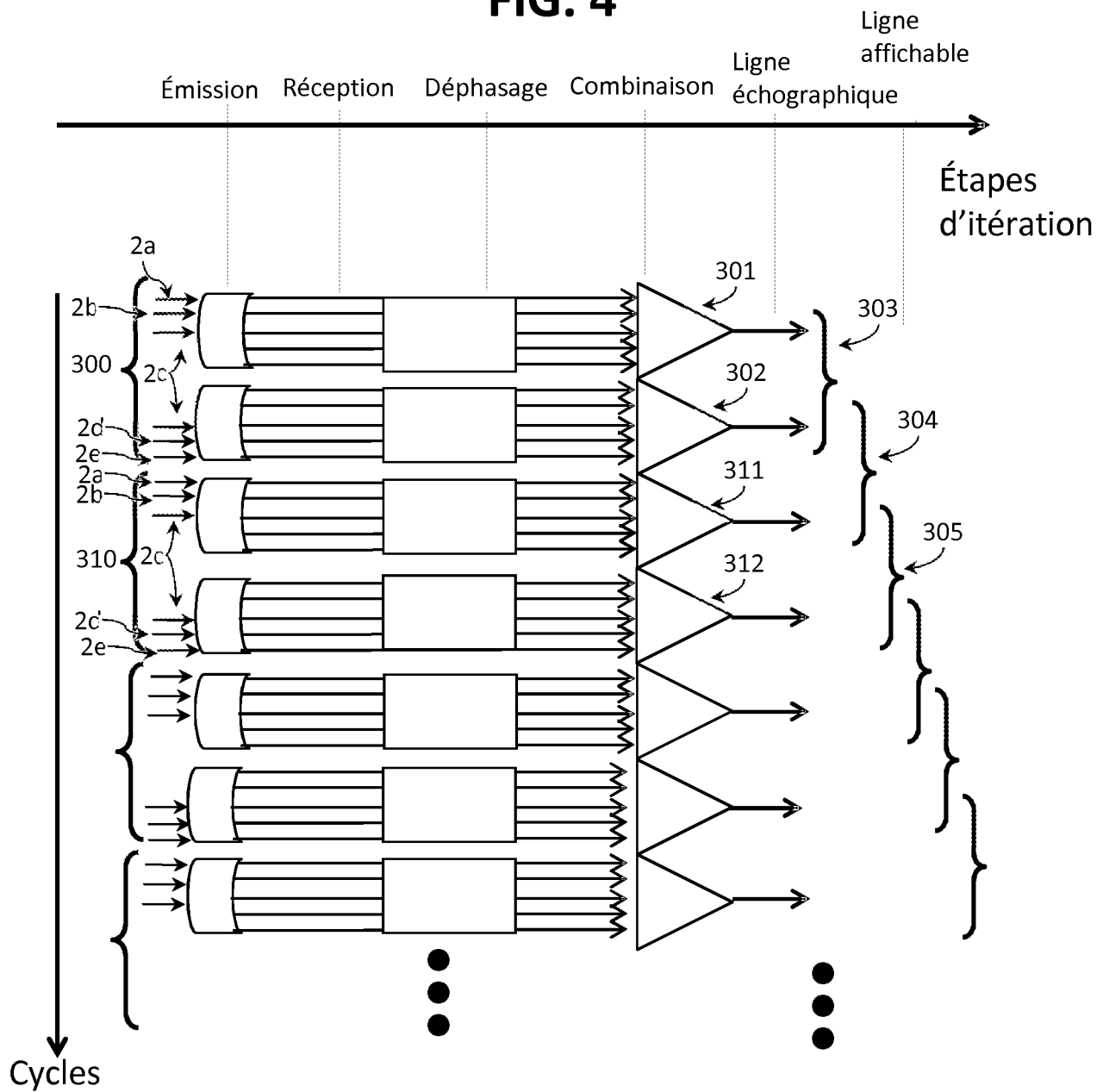
3/4

FIG. 3



4/4

FIG. 4



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/FR2018/050405

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/00 A61B8/10 A61B8/08 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2005/251043 A1 (SAIED AMENA [FR] ET AL) 10 November 2005 (2005-11-10) abstract figures 1-8 paragraph [0026] - paragraph [0048] -----	1-10
A	US 2016/022490 A1 (ERGUN ARIF SANLI [TR] ET AL) 28 January 2016 (2016-01-28) abstract figures 1-4 paragraph [0049] - paragraph [0090] -----	1-10
A	US 5 092 336 A (FINK MATHIAS [FR]) 3 March 1992 (1992-03-03) abstract figures 1-7 column 4, line 55 - column 8, line 42 -----	1-10
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 7 May 2018	Date of mailing of the international search report 15/05/2018	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Moehrs, Sascha	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/FR2018/050405

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2005251043	A1	10-11-2005	AU 1974399 A 26-07-1999
			CA 2317474 A1 15-07-1999
			EP 1047340 A1 02-11-2000
			EP 1329193 A2 23-07-2003
			FR 2773459 A1 16-07-1999
			JP 2002500059 A 08-01-2002
			NZ 506299 A 25-10-2002
			US 6949071 B1 27-09-2005
			US 2005251043 A1 10-11-2005
			WO 9934733 A1 15-07-1999
US 2016022490	A1	28-01-2016	EP 2916783 A1 16-09-2015
			JP 2016535655 A 17-11-2016
			US 2016022490 A1 28-01-2016
			WO 2015070889 A1 21-05-2015
US 5092336	A	03-03-1992	AT 111252 T 15-09-1994
			CA 2009522 A1 08-08-1990
			DE 69012165 D1 13-10-1994
			DE 69012165 T2 16-03-1995
			EP 0383650 A1 22-08-1990
			ES 2062430 T3 16-12-1994
			FR 2642640 A1 10-08-1990
			IL 93232 A 15-03-1993
			JP 3084033 B2 04-09-2000
			JP H0394743 A 19-04-1991
			US 5092336 A 03-03-1992

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/FR2018/050405

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE INV. A61B8/00 A61B8/10 A61B8/08 ADD.		
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) 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) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	US 2005/251043 A1 (SAIED AMENA [FR] ET AL) 10 novembre 2005 (2005-11-10) abrégé figures 1-8 alinéa [0026] - alinéa [0048] -----	1-10
A	US 2016/022490 A1 (ERGUN ARIF SANLI [TR] ET AL) 28 janvier 2016 (2016-01-28) abrégé figures 1-4 alinéa [0049] - alinéa [0090] -----	1-10
A	US 5 092 336 A (FINK MATHIAS [FR]) 3 mars 1992 (1992-03-03) abrégé figures 1-7 colonne 4, ligne 55 - colonne 8, ligne 42 -----	1-10
☐ 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 7 mai 2018		Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale 15/05/2018
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, Fax: (+31-70) 340-3016		Fonctionnaire autorisé Moehrs, Sascha

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/FR2018/050405

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)		Date de publication
US 2005251043	A1	10-11-2005	AU	1974399 A	26-07-1999
			CA	2317474 A1	15-07-1999
			EP	1047340 A1	02-11-2000
			EP	1329193 A2	23-07-2003
			FR	2773459 A1	16-07-1999
			JP	2002500059 A	08-01-2002
			NZ	506299 A	25-10-2002
			US	6949071 B1	27-09-2005
			US	2005251043 A1	10-11-2005
			WO	9934733 A1	15-07-1999

US 2016022490	A1	28-01-2016	EP	2916783 A1	16-09-2015
			JP	2016535655 A	17-11-2016
			US	2016022490 A1	28-01-2016
			WO	2015070889 A1	21-05-2015

US 5092336	A	03-03-1992	AT	111252 T	15-09-1994
			CA	2009522 A1	08-08-1990
			DE	69012165 D1	13-10-1994
			DE	69012165 T2	16-03-1995
			EP	0383650 A1	22-08-1990
			ES	2062430 T3	16-12-1994
			FR	2642640 A1	10-08-1990
			IL	93232 A	15-03-1993
			JP	3084033 B2	04-09-2000
			JP	H0394743 A	19-04-1991
			US	5092336 A	03-03-1992

专利名称(译)	带环形变压器的超音眼程序		
公开(公告)号	EP3585268A1	公开(公告)日	2020-01-01
申请号	EP2018709679	申请日	2018-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	医疗QUANTEL		
申请(专利权)人(译)	医疗QUANTEL		
当前申请(专利权)人(译)	医疗QUANTEL		
[标]发明人	CHABRIER CHRISTIAN VENUAT CEIC		
发明人	CHABRIER, CHRISTIAN VENUAT, CÉDRIC		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/10 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/10 A61B8/4494 A61B8/5207 A61B8/54 A61B8/429 A61B8/4444		
优先权	2017051386 2017-02-22 FR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种使用超声探头的眼超声方法，该超声探头包括组织成至少n个同心环的多个换能器元件，形成n个换能器环（2、2a，2b，2c，2d，2e），这些换能器环被分组在一起在k组戒指中。所述方法包括以下步骤：对于使用不同组的换能器环并遍历各组换能器环的k个迭代的多个循环中的每个循环（100、110、200、210、300、310），进行激励：为了发射超声波，换能器环的数量；从n个换能器环收集n个测量信号；组合n个测量信号，以提供代表当发射超声波时n个换能器环的响应的超声线；将最近k次迭代产生的k条超声波线组合成可显示的线；处理和显示可显示的线条。