

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

(19) Organisation Mondiale de la
Propriété Intellectuelle
Bureau international



(10) Numéro de publication internationale
WO 2018/109314 A1

(43) Date de la publication internationale
21 juin 2018 (21.06.2018)

(51) Classification internationale des brevets :

G01N 29/04 (2006.01) G01N 29/07 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01) G01N 29/26 (2006.01)
G01S 15/89 (2006.01) G01N 29/46 (2006.01)
G01N 29/06 (2006.01)

(71) Déposants : COMMISSARIAT À L'ÉNERGIE

ATOMIQUE ET AUX ÉNERGIES ALTERNATIVES [FR/FR] ; 25 rue Leblanc, Bâtiment "Le Ponant D", 75015 Paris (FR). CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE [FR/FR] ; 3 rue Michel-Ange, 75794 Paris Cedex 16 (FR).

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/FR2017/053391

(72) Inventeurs : ROBERT, Sébastien ; 1, rue René Cassin,

94270 Le Kremlin-Bicêtre (FR). LOPEZ VILLAVERDE, Eduardo-Rigoberto ; 8A rue Magellan, 91300 Massy (FR). PRADA JULIA, Claire ; 60, rue Madame, 75006 Paris (FR).

(22) Date de dépôt international :

05 décembre 2017 (05.12.2017)

(25) Langue de dépôt :

français

(26) Langue de publication :

français

(74) Mandataire : BONNET, Michel ; Cabinet Bonnet, Boîte

n° 10, 93 rue Réaumur, 75002 Paris (FR).

(30) Données relatives à la priorité :

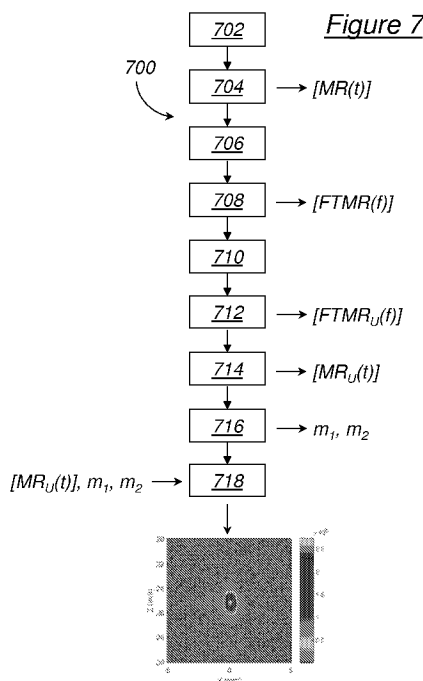
1662525 15 décembre 2016 (15.12.2016) FR

(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,

(54) Title: METHOD OF PROCESSING SIGNALS ARISING FROM AN ACQUISITION BY ULTRASOUND PROBING, CORRESPONDING COMPUTER PROGRAM AND ULTRASOUND-BASED PROBING DEVICE

(54) Titre : PROCÉDE DE TRAITEMENT DE SIGNAUX ISSUS D'UNE ACQUISITION PAR SONDEGE ULTRASONORE, PROGRAMME D'ORDINATEUR ET DISPOSITIF DE SONDEGE A ULTRASON CORRESPONDANTS



(57) Abstract: This method (700) of processing ultrasound signals comprises the control (702) of emission transducers for M successive emissions of plane ultrasound waves exhibiting M different angles of emission, the control (702) of N reception transducers to simultaneously receive N temporal measurement signals per emission, and the obtaining (704) of a matrix [MR(t)] of ultrasound temporal signals, each coefficient MR_{i,j}(t) of this matrix representing the measurement signal received by the i-th reception transducer due to the j-th emission. It furthermore comprises a decomposition into singular values (710) of a matrix [FTMR(f)] of frequency signals which is obtained (708) by transforming the matrix [MR(t)], an elimination (712) of some of the singular values and a reconstruction (714) of a denoised matrix [MR_U(t)] of temporal signals on the basis of the non-eliminated singular values.

(57) Abrégé : Ce procédé (700) de traitement de signaux ultrasonores comporte la commande (702) de transducteurs d'émission pour M émissions successives d'ondes ultrasonores planes présentant M angles d'émission différents, la commande (702) de N transducteurs de réception pour recevoir simultanément N signaux temporels de mesure par émission, et l'obtention (704) d'une matrice [MR(t)] de signaux temporels ultrasonores, chaque coefficient MR_{i,j}(t) de cette matrice représentant le signal de mesure reçu par le i-ème transducteur de réception dû à la j-ème émission. Il comporte en outre une décomposition en valeurs singulières (710) d'une matrice [FTMR(f)] de signaux fréquentiels obtenue (708) par transformation de la matrice [MR(t)], une élimination (712) d'une partie des valeurs singulières et une reconstitution (714) d'une matrice débruitée [MR_U(t)] de signaux temporels à partir des valeurs singulières non éliminées.

WO 2018/109314 A1

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, ZM, ZW), eurasién (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 au droit du déposant de demander et d'obtenir un brevet (règle 4.17(ii))*
- *relative au droit du déposant de revendiquer la priorité de la demande antérieure (règle 4.17(iii))*
- *relative à la qualité d'inventeur (règle 4.17(iv))*

Publiée:

- *avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))*
- *avant l'expiration du délai prévu pour la modification des revendications, sera republiée si des modifications sont reçues (règle 48.2(h))*

PROCEDE DE TRAITEMENT DE SIGNAUX ISSUS D'UNE ACQUISITION PAR
SONDAGE ULTRASONORE, PROGRAMME D'ORDINATEUR ET DISPOSITIF DE
SONDAGE A ULTRASONS CORRESPONDANTS

5 La présente invention concerne un procédé de traitement de signaux issus d'une acquisition par sondage ultrasonore pour réaliser de l'imagerie ou de la focalisation adaptative et sélective. Elle concerne également un programme d'ordinateur et un dispositif de sondage à ultrasons correspondants.

L'invention s'applique en particulier au domaine du contrôle non destructif par
10 ultrasons, dans lequel l'acquisition de signaux ultrasonores permet de détecter et/ou visualiser des défauts dans des structures, mais elle peut aussi s'appliquer à tout type de détection ou imagerie échographique ultrasonore, notamment au domaine médical pour l'inspection de zones d'intérêt dans le corps humain ou animal.

Elle porte plus particulièrement sur un procédé de traitement acquérant les
15 signaux ultrasonores de la façon suivante :

- commande de L transducteurs d'émission pour M émissions successives d'ondes ultrasonores planes présentant M angles d'émission successifs différents dans M zones d'émission,
- commande de N transducteurs de réception de manière à recevoir
20 simultanément et pendant une durée prédéterminée, pour chaque émission, N signaux temporels de mesure, mesurant en particulier des échos dus à des réflexions de l'émission considérée,
- obtention d'une matrice $[MR(t)]$ de signaux temporels ultrasonores de taille $N \times M$, chaque coefficient $MR_{i,j}(t)$ de cette matrice représentant le signal de
25 mesure reçu par le i-ième transducteur de réception dû à la j-ième émission.

Une telle acquisition se fait généralement à l'aide d'un dispositif de sondage à capteur multiéléments, dans lequel chaque transducteur est à la fois émetteur et récepteur, une commutation entre ces deux modes pouvant être commandée
30 électroniquement. Le capteur peut être mis au contact de l'objet à sonder ou à distance, mais dans ce dernier cas il doit être immergé pour assurer la transmission des ondes ultrasonores dans l'objet à sonder. Ce capteur peut être linéaire (1D) ou matriciel (2D), à éléments rigides ou flexibles.

La matrice $[MR(t)]$ de signaux temporels obtenue par ce type d'acquisition,
35 généralement qualifiée de matrice des ondes planes, peut alors faire l'objet d'un

traitement, notamment pour la fourniture d'une image de la zone d'intérêt inspectée ou pour l'extraction de paramètres significatifs de défauts de structure dans la zone d'intérêt inspectée. Compte tenu des capacités de calcul actuelles des processeurs, ce traitement peut être embarqué dans les instruments de contrôle pour des
5 traitements en temps réel.

Ce type d'acquisition, généralement qualifié de « plane-wave compounding » ou « plane-wave imaging », est par exemple décrit dans l'article de Montaldo et al, intitulé « Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography », publié dans IEEE Transactions on Ultrasonics
10 Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 56, n° 3, pages 489-506, mars 2009. Il est essentiellement envisagé dans le domaine médical et mis en œuvre dans certains échographes ultra-rapides permettant d'imager des cartographies de l'élasticité du corps humain. L'image résultante est de haute qualité et ne nécessite que quelques dizaines de tirs ultrasonores (généralement M est compris entre 10 et 30) pour un
15 capteur de $N = 128$ transducteurs d'émission/réception, contre 128 tirs ou presque pour d'autres techniques d'imagerie telles que la focalisation synthétique en tous points basée sur une acquisition de type FMC (de l'anglais « Full Matrix Capture ») ou équivalent. De plus, les algorithmes résultants et les applications associées se prêtent particulièrement bien à une parallélisation des calculs sur des processeurs de
20 type GPU (de l'anglais « Graphic Processing Unit ») implantés dans les cartes graphiques des ordinateurs. Les performances d'un échographe implémentant une technique de « plane-wave compounding » peuvent ainsi atteindre en pratique 10 000 images/s. Un autre atout de cette technique d'acquisition réside dans le fait que chaque tir est réalisé en sollicitant tous les transducteurs d'émission de sorte que
25 l'énergie émise est élevée, rendant cette méthode moins sensible aux phénomènes d'atténuation, de bruit électronique ou de structure.

Ce type d'acquisition est également exploité dans la demande de brevet WO 2015/092250 A1 en lui adaptant astucieusement le principe de focalisation synthétique en tous points, de manière à tirer profit de la simplicité de la technique de
30 « plane-wave compounding » en vue d'atteindre une cadence d'acquisition élevée et de la qualité d'image, en termes de résolution spatiale et de contraste, liée à une focalisation synthétisée en tous points de l'image souhaitée. Cela a permis d'envisager la technique de « plane-wave compounding » pour des applications de contrôle non destructif.

Mais quelle que soit la technique d'imagerie choisie, les images obtenues en contrôle non destructif peuvent présenter un niveau de bruit significatif en fonction des propriétés du milieu sondé. Par exemple, il s'agit d'un bruit électronique lorsque le matériau est homogène et viscoélastique, ou d'un bruit de structure lorsque les ondes sont diffusées par des hétérogénéités du matériau. Les images calculées avec les techniques de focalisation en tous points sont aussi affectées par des artefacts, ou échos fantômes, liés à des échos de géométrie, par exemple l'écho d'un fond de pièce à proximité de celui d'un défaut.

Il peut ainsi être souhaité de concevoir un procédé de traitement de signaux ultrasonores qui permette de s'affranchir d'au moins une partie des problèmes et contraintes précités tout en exploitant l'acquisition avantageuse des signaux par émissions successives d'ondes planes.

Il est donc proposé un procédé de traitement de signaux issus d'une acquisition par sondage ultrasonore comportant les étapes suivantes :

- commande de L transducteurs d'émission pour M émissions successives d'ondes ultrasonores planes présentant M angles d'émission successifs différents dans M zones d'émission,
- commande de N transducteurs de réception de manière à recevoir simultanément et pendant une durée prédéterminée, pour chaque émission, N signaux temporels de mesure, mesurant en particulier des échos dus à des réflexions de l'émission considérée, et
- obtention d'une matrice $[MR(t)]$ de signaux temporels ultrasonores de taille $N \times M$, chaque coefficient $MR_{i,j}(t)$ de cette matrice représentant le signal de mesure reçu par le i-ième transducteur de réception dû à la j-ième émission, puis
- transformation de la matrice $[MR(t)]$ de signaux temporels en une matrice $[FTMR(f)]$ de signaux fréquentiels, puis décomposition en valeurs singulières de la matrice $[FTMR(f)]$ de signaux fréquentiels,
- élimination d'une partie des valeurs singulières et vecteurs singuliers associés issus de ladite décomposition en valeurs singulières, et
- reconstitution d'une matrice débruitée $[MR_U(t)]$ de signaux temporels à partir des valeurs singulières et vecteurs singuliers non éliminés.

Bien que la matrice des ondes planes $[MR(t)]$ ne soit pas de même nature que les matrices de réponses impulsionnelles inter-éléments habituellement obtenues par les techniques classiques d'acquisition exploitant la focalisation synthétique en tous

points, il a été constaté de façon inattendue qu'une méthode de filtrage de bruit basée sur une décomposition en valeurs singulières d'une transformée de la matrice des ondes planes dans le domaine fréquentiel fournit des résultats surprenants en termes d'atténuation du bruit. La matrice débruitée $[MR_U(t)]$ ainsi obtenue permet
 5 notamment une reconstitution d'image de qualité nettement améliorée par rapport à ce que produit la matrice des ondes planes $[MR(t)]$ sans ce traitement.

De façon optionnelle :

- l'élimination d'une partie des valeurs singulières et vecteurs singuliers associés se fait selon un critère prédéterminé de distinction entre valeurs
 10 singulières liées à des défauts et valeurs singulières liées à du bruit, et
- la reconstitution de la matrice débruitée $[MR_U(t)]$ de signaux temporels comporte une reconstruction d'une matrice débruitée $[FTMR_U(f)]$ de signaux fréquentiels à partir des valeurs singulières et vecteurs singuliers non éliminés, puis une transformation inverse de cette matrice débruitée
 15 $[FTMR_U(f)]$ de signaux fréquentiels en la matrice débruitée $[MR_U(t)]$ de signaux temporels.

De façon optionnelle également, la transformation et la transformation inverse sont des transformations de Fourier discrètes.

De façon optionnelle également, l'élimination d'une partie des valeurs
 20 singulières et vecteurs singuliers associés se fait par :

- comparaison d'une décroissance d'amplitudes des valeurs singulières avec une courbe théorique de décroissance de valeurs singulières issues d'une matrice de bruit théorique dont les composantes sont des variables aléatoires gaussiennes indépendantes, puis
- 25 - suppression des valeurs singulières appartenant, à un coefficient de proportionnalité commun près, à la courbe théorique de décroissance.

De façon optionnelle également, la courbe théorique de décroissance est définie par une fonction réciproque $F^{-1}(1-\sigma)$ elle-même définie par une fonction $F(\sigma)$, dite de répartition de valeurs singulières aléatoires, telle que :

$$F(\sigma) = \frac{1}{\pi} \left[\frac{\sigma}{2} \sqrt{4 - \sigma^2} + 2 \arcsin \left(\frac{\sigma}{2} \right) \right] \Pi_{[0;2]},$$

30 où $\Pi_{[0;2]}$ désigne la fonction porte sur l'intervalle $[0;2]$.

De façon optionnelle également, un procédé de traitement de signaux ultrasonores selon l'invention peut en outre comporter une reconstitution d'une zone imagée par calcul, en chaque point d'une pluralité de points prédéterminés de cette zone imagée, d'une valeur résultant d'une sommation cohérente de valeurs

instantanées prises respectivement par au moins une partie des $N \times M$ signaux temporels de la matrice $[MR_U(t)]$ à des temps de vol correspondant respectivement à un passage par le point considéré selon un mode de propagation prédéterminé.

De façon optionnelle également, le calcul se fait sur une partie des $N \times M$ signaux temporels de la matrice $[MR_U(t)]$ dans un secteur angulaire restreint dans l'ensemble des émissions successives, ce secteur angulaire restreint étant sélectionné de telle sorte que les ondes planes qui en sont exclues n'interagissent pas avec au moins un défaut lié aux valeurs singulières et vecteurs singuliers non éliminés.

De façon optionnelle également, le secteur angulaire restreint est sélectionné sur la base d'une comparaison, pour au moins l'une des valeurs singulières non éliminées, d'une valeur de phase expérimentale du vecteur singulier qui lui est associé en émission avec une valeur de phase théorique en présence dudit au moins un défaut lié à ce vecteur singulier.

Il est également proposé un programme d'ordinateur téléchargeable depuis un réseau de communication et/ou enregistré sur un support lisible par ordinateur et/ou exécutable par un processeur, comprenant des instructions pour l'exécution des étapes d'un procédé de traitement de signaux ultrasonores selon l'invention, lorsque ledit programme est exécuté sur un ordinateur.

Il est également proposé un dispositif de sondage à ultrasons comportant :

- une sonde comprenant L transducteurs d'émission à ultrasons et N transducteurs de réception à ultrasons,
- des moyens de commande des L transducteurs d'émission pour M émissions successives d'ondes ultrasonores planes présentant M angles d'émission successifs différents dans M zones d'émission,
- des moyens de commande des N transducteurs de réception de manière à recevoir simultanément et pendant une durée prédéterminée, pour chaque émission, N signaux temporels de mesure, mesurant en particulier des échos dus à des réflexions de l'émission considérée, et
- un processeur de reconstitution d'une matrice $[MR(t)]$ de signaux temporels ultrasonores de taille $N \times M$, chaque coefficient $MR_{ij}(t)$ de cette matrice représentant le signal de mesure reçu par le i -ième transducteur de réception dû à la j -ième émission,

le processeur étant en outre configuré pour effectuer les traitements suivants :

- transformation de la matrice $[MR(t)]$ de signaux temporels en une matrice $[FTMR(f)]$ de signaux fréquentiels, puis décomposition en valeurs singulières de la matrice $[FTMR(f)]$ de signaux fréquentiels,
- élimination d'une partie des valeurs singulières et vecteurs singuliers associés issus de ladite décomposition en valeurs singulières, et
- reconstitution d'une matrice débruitée $[MR_U(t)]$ de signaux temporels à partir des valeurs singulières et vecteurs singuliers non éliminés.

L'invention sera mieux comprise à l'aide de la description qui va suivre, donnée uniquement à titre d'exemple et faite en se référant aux dessins annexés dans lesquels :

- la figure 1 représente schématiquement la structure générale d'un dispositif de sondage à ultrasons selon un mode de réalisation de l'invention,
- la figure 2 illustre un principe d'émissions successives d'ondes ultrasonores planes mis en œuvre par le dispositif de la figure 1,
- la figure 3 illustre graphiquement le résultat d'une décomposition en valeurs singulières d'une matrice de signaux fréquentiels obtenue par transformation d'une matrice d'ondes planes elle-même obtenue à l'aide d'émissions réalisées selon le principe de la figure 2,
- les figures 4 et 5 illustrent schématiquement et graphiquement le principe d'une sélection de secteur angulaire restreint pour améliorer la détection d'un défaut, selon un mode de réalisation de l'invention,
- la figure 6 illustre trois exemples d'images reconstituées sans ou avec application des principes de l'invention, et
- la figure 7 illustre les étapes successives d'un procédé d'acquisition et de traitement de signaux ultrasonores mis en œuvre par le dispositif de la figure 1, selon un mode de réalisation de l'invention.

En référence à la figure 1, un dispositif de sondage 100 d'un objet 102 selon un mode de réalisation de l'invention comporte une sonde à ultrasons 104 présentant un boîtier 106, c'est-à-dire un élément de structure indéformable qui sert de référentiel attaché à la sonde 104, dans lequel sont disposés, par exemple linéairement ou matriciellement, N transducteurs $108_1, \dots, 108_N$ fixes ou mobiles disposés en réseau.

L'objet 102 est par exemple une pièce mécanique que l'on souhaite examiner par contrôle non destructif ou bien, dans un contexte médical, une partie de corps humain ou animal que l'on souhaite contrôler de manière non invasive. Dans le mode

de réalisation de la figure 1, l'objet 102 est immergé dans un liquide, tel que de l'eau 110, et la sonde 104 est maintenue à distance de l'objet 102 afin que l'eau 110 les sépare. Mais dans un autre mode de réalisation équivalent, la sonde 104 pourrait être au contact direct de l'objet 102.

5 Les transducteurs $108_1, \dots, 108_N$ sont conçus pour émettre individuellement des ondes ultrasonores en direction de l'objet 102 en réponse à des signaux de commande identifiés sous la référence générale C, selon des directions principales parallèles les unes aux autres, indiquées par des flèches en pointillés sur la figure 1, et dans un plan principal qui est celui de la figure.

10 Les transducteurs $108_1, \dots, 108_N$ sont en outre conçus pour détecter des échos des ondes ultrasonores se réfléchissant sur et dans l'objet 102 et pour fournir des signaux de mesure identifiés sous la référence générale S et correspondant à ces échos. Ainsi, dans l'exemple non limitatif de la figure 1, les transducteurs $108_1, \dots, 108_N$ remplissent à la fois les fonctions d'émission et de réception, mais des
15 récepteurs différents des émetteurs pourraient également être prévus dans des boîtiers différents et indépendants tout en restant conformes avec les principes de l'invention. De plus, le nombre L d'émetteurs pourrait tout à fait être différent du nombre N de récepteurs.

Le dispositif de sondage 100 comporte en outre un circuit électronique 112 de
20 commande des transducteurs $108_1, \dots, 108_N$ de la sonde 104 et de traitement des signaux de mesure S. Ce circuit électronique 112 est connecté à la sonde 104 afin de lui transmettre les signaux de commande C et afin de recevoir les signaux de mesure S. Le circuit électronique 112 est par exemple celui d'un ordinateur. Il présente une unité centrale de traitement 114, telle qu'un microprocesseur conçu pour émettre vers
25 la sonde 104 les signaux de commande C et pour recevoir de la sonde 104 les signaux de mesure S, et une mémoire 116 dans laquelle est notamment enregistré un programme d'ordinateur 118.

Le programme d'ordinateur 118 comporte tout d'abord des instructions
30 pour générer les signaux C de commande des transducteurs $108_1, \dots, 108_N$ et recevoir leurs échos. Ces instructions sont plus précisément programmées de manière à :

- activer les $L = N$ transducteurs $108_1, \dots, 108_N$ en tant qu'émetteurs pour M émissions successives d'ondes ultrasonores planes présentant M angles d'émission successifs différents dans M zones d'émission de l'objet 102,

- activer les transducteurs $108_1, \dots, 108_N$ en tant que récepteurs pour, suite à chaque émission, recevoir simultanément, par ces N récepteurs et pendant une durée prédéterminée de la profondeur d'inspection souhaitée, N signaux temporels de mesure, mesurant en particulier des échos dus à des réflexions de chaque émission considérée.

5

Les ondes ultrasonores planes sont obtenues à l'émission en appliquant aux transducteurs $108_1, \dots, 108_N$ des lois de retards enregistrées en mémoire 116 dans une base 122 de lois de retards. Chaque loi de retards définit des retards à appliquer aux transducteurs $108_1, \dots, 108_N$ en émission, de manière à engendrer une onde ultrasonore plane à un angle d'émission souhaité parmi les M angles d'émission successifs différents. Il est donc prévu autant de lois de retards que d'émissions successives souhaitées.

10

Comme illustré sur la figure 2 dans un cas où le nombre M d'émissions successives est impair et où les angles d'émissions se succèdent avec un pas constant dans un secteur angulaire symétrique par rapport à la direction z orthogonale au réseau de transducteurs $108_1, \dots, 108_N$, la première émission d'onde plane est associée à une loi de retards T_1 portant sur des signaux émis par les transducteurs $108_1, \dots, 108_N$, permettant l'émission d'une onde plane d'angle d'émission θ_1 par rapport à la direction z dans une première zone d'émission ZE_1 partiellement située en dehors de l'ouverture de la sonde 104. La $(M+1)/2$ -ième émission d'onde plane est associée à une loi de retards $T_{(M+1)/2}$ uniforme pour l'émission d'une onde plane d'angle d'émission nul par rapport à la direction z dans une $(M+1)/2$ -ième zone d'émission $ZE_{(M+1)/2}$ couvrant l'ouverture de la sonde 104. Enfin, la dernière émission d'onde plane est associée à une loi de retards T_M permettant l'émission d'une onde plane d'angle d'émission $\theta_M = -\theta_1$ par rapport à la direction z dans une dernière zone d'émission ZE_M partiellement située en dehors de l'ouverture de la sonde 104. D'une façon générale, la j-ième émission d'onde plane est associée à une loi de retards T_j permettant l'émission d'une onde plane d'angle d'émission $\theta_j = \theta_1 + (j - 1) \cdot (\theta_M - \theta_1) / (M - 1)$ par rapport à la direction z. En réalité, le plus souvent M est pair : il n'y a alors pas d'émission à 0° et le pas angulaire n'est pas constant.

15

20

25

30

Compte tenu de la technique d'acquisition employée, la zone à imager doit être contenue dans l'union des M zones d'émissions successives. Il en résulte que cette zone peut s'étendre au-delà de l'ouverture de la sonde 104, comme cela est visible sur la figure 2. En particulier, la zone imagée peut prendre la forme d'une zone

35

sectorielle délimitée par les extrémités des zones d'émission d'angles maximal et minimal. On peut ainsi obtenir une image de type S-scan.

En variante, et comme avantageusement rendu possible par le principe d'acquisition des signaux par émissions successives d'ondes planes, les M angles d'émission successifs différents θ_1 à θ_M peuvent être définis autour d'une direction moyenne $\theta_{(M+1)/2}$ non perpendiculaire au réseau de transducteurs $108_1, \dots, 108_N$. En particulier, lorsqu'il s'agit de détecter des défauts tels qu'une fissure disposée au fond d'un objet à inspecter en contrôle non destructif, cette fissure étant en outre perpendiculaire au réseau de transducteurs, il est préférable de décaler latéralement la zone à inspecter par rapport à la sonde 104 et d'émettre autour d'une moyenne de 45° par exemple. La zone à inspecter peut même être décalée au point de sortir complètement de l'ouverture de la sonde 104.

De manière à améliorer la qualité des signaux de mesure exploités pour reconstituer la zone imagée, il est en outre possible d'appliquer une apodisation des signaux ultrasonores émis par les transducteurs $108_1, \dots, 108_N$ pour former une onde ultrasonore plane de meilleure qualité, sans distorsion subie à cause des effets de bords. Une telle apodisation est réalisée à l'occasion de chaque émission spatialement sur l'ensemble des transducteurs à l'aide d'une fenêtre d'apodisation telle qu'une loi d'amplitude trapézoïdale, de Hamming ou de Blackman-Harris. Elle a pour résultat de fournir une meilleure définition des zones d'émission successives.

En référence de nouveau à la figure 1, à la réception des signaux résultant de chacune des M émissions successives, l'ensemble S des NxM signaux temporels de mesure reçus par les N transducteurs $108_1, \dots, 108_N$ est renvoyé par la sonde 104 à l'unité centrale de traitement 114.

Le programme d'ordinateur 118 comporte alors en outre des instructions pour construire une matrice [MR(t)] de signaux temporels ultrasonores de taille NxM, qualifiée de matrice des ondes planes. Chaque coefficient $MR_{ij}(t)$ de cette matrice représente le signal de mesure reçu par le transducteur 108_i en réponse à la j-ième émission.

De façon optionnelle, le programme d'ordinateur 118 comporte en outre des instructions pour effectuer un filtrage temporel de la matrice [MR(t)], ce filtrage visant à supprimer toute information se trouvant à des temps de vol exclus de la zone d'intérêt dans l'objet 102.

Le programme d'ordinateur 118 comporte en outre des instructions pour transformer la matrice [MR(t)] en une matrice [FTMR(f)] de signaux fréquentiels par

transformée de Fourier, avantageusement par transformée de Fourier discrète après échantillonnage temporel des signaux ultrasonores formant les coefficients de la matrice [MR(t)], ou, encore plus avantageusement encore, par calcul de FFT (de l'anglais « Fast Fourier Transform ») si le nombre d'échantillons de chaque coefficient de la matrice [MR(t)] le permet.

Le programme d'ordinateur 118 comporte en outre des instructions 130 pour décomposer la matrice [FTMR(f)] de signaux fréquentiels en valeurs singulières sur une bande de fréquences. Bien qu'il soit connu de décomposer en valeurs singulières une matrice de réponses impulsionnelles inter-éléments habituellement obtenues par les techniques classiques d'acquisition exploitant la focalisation synthétique en tous points, cette opération n'est pas équivalente lorsqu'elle est appliquée sur une matrice telle que la matrice [FTMR(f)]. En effet, la matrice notée [PFTMR(f)] de dimensions MxM et définie par le produit $[FTMR(f)]^\dagger \cdot [FTMR(f)]$, où « † » est le symbole de la transposée conjuguée d'une matrice, ne représente pas l'opérateur de retournement temporel en émission comme pour la matrice des réponses impulsionnelles inter-éléments. L'interprétation physique des valeurs singulières et vecteurs singuliers n'est alors pas la même que dans la méthode de Décomposition de l'Opérateur de Retournement Temporel (méthode DORT) telle qu'enseignée dans l'article de Prada et al, intitulé « Eigenmodes of the time reversal operator: a solution to selective multiple-target media », publié dans *Wave Motion* 20, pages 151-163 (1994). De plus, la matrice [FTMR(f)] n'est généralement ni carrée ni symétrique, M étant souvent même nettement inférieur à N en acquisition par émission d'ondes planes. De la sorte, une décomposition en valeurs singulières ne produit pas de diagonalisation comme dans la plupart des travaux portant sur la matrice des réponses impulsionnelles inter-éléments.

Plus précisément, l'opération de décomposition en valeurs singulières permet d'estimer les matrices U(f), S(f) et V(f) telles que :

$$[FTMR(f)] = U(f) \cdot S(f) \cdot V^\dagger(f) = \sum_{i=1}^K \sigma_i(f) \cdot u_i(f) \cdot v_i^\dagger(f), \text{ où } U(f) = [u_1(f), \dots, u_N(f)] \text{ et}$$

V=[v₁(f), ..., v_M(f)] sont des matrices unitaires orthogonales de tailles respectives NxN et MxM, qui contiennent respectivement les vecteurs singuliers en réception et émission, où S est une matrice réelle de taille NxM contenant les K = min(N;M) valeurs singulières $\sigma_i(f)$ de la matrice [FTMR(f)], ordonnées de façon décroissante à une fréquence f donnée $\sigma_1(f) \geq \dots \geq \sigma_K(f) \geq 0$, et où min(N;M) est la fonction qui retourne la valeur minimale entre N et M (généralement c'est M).

Le programme d'ordinateur 118 comporte en outre des instructions 132 pour réduire le rang de la matrice [FTMR(f)], en éliminant une partie des valeurs singulières $\sigma_i(f)$. Cette élimination se fait selon un critère de distinction entre valeurs singulières liées à des défauts et valeurs singulières liées à du bruit, les premières étant d'amplitudes supérieures aux secondes. Compte tenu du fait que $\sigma_1(f) \geq \dots \geq \sigma_K(f) \geq 0$, il s'agit de trouver la valeur entière P(f) comprise entre 1 et K telle que $\sigma_1(f), \dots, \sigma_{P(f)}(f)$ peuvent être considérées comme liées à des défauts à détecter dans l'objet 102 et $\sigma_{P(f)+1}(f), \dots, \sigma_K(f)$ peuvent être éliminées car considérées comme liées à du bruit. Dans le cas de petits défauts idéalement espacés les uns des autres, P(f) est égal au nombre de défauts présents dans la zone d'intérêt inspectée. On peut alors écrire la matrice [FTMR(f)] sous la forme d'une addition de deux matrices [FTMR_U(f)] et [FTMR_N(f)] :

$$[FTMR(f)] = [FTMR_U(f)] + [FTMR_N(f)], \text{ avec}$$

$$[FTMR_U(f)] = \sum_{i=1}^{P(f)} \sigma_i(f) u_i(f) v_i^\dagger(f), \text{ appelée matrice de signal utile, et}$$

$$[FTMR_N(f)] = \sum_{i=P(f)+1}^K \sigma_i(f) u_i(f) v_i^\dagger(f), \text{ appelée matrice de bruit.}$$

Réduire le rang de la matrice [FTMR(f)] revient ainsi à ne conserver que [FTMR_U(f)].

En pratique, la détermination de P(f) se fait par une étude de la courbe de décroissance des amplitudes des valeurs singulières. Cette étude peut se faire sur la base de la théorie des matrices aléatoires telle qu'enseignée dans :

- l'article de Marčenko et al, intitulé « Distribution of eigenvalues for some sets of random matrices », publié dans Mathematics of the USSR-Sbornik, vol. 1, n°4, pages 457-483 (1967), et
- l'article de Aubry et al, intitulé « Detection and imaging in a random medium: a matrix method to overcome multiple scattering and aberration », publié dans Journal of Applied Physics, 106(4), 044903 (2009).

En supposant que toutes les composantes de la matrice de bruit [FTMR_N(f)] sont des variables aléatoires gaussiennes indépendantes, il peut en effet être montré que les valeurs singulières liées au bruit $\sigma_{P(f)+1}(f), \dots, \sigma_K(f)$ appartiennent, à un coefficient de proportionnalité commun près, à une courbe théorique définie par une fonction réciproque $F^{-1}(1-\sigma)$ elle-même définie par une fonction F(σ), dite de répartition de valeurs singulières aléatoires, avec :

$$F(\sigma) = \frac{1}{\pi} \left[\frac{\sigma}{2} \sqrt{4 - \sigma^2} + 2 \arcsin\left(\frac{\sigma}{2}\right) \right] \Pi_{[0;2]},$$

où $\Pi_{[0;2]}$ désigne la fonction porte sur l'intervalle $[0;2]$.

La fonction $F(\sigma)$ donne des valeurs comprises entre 0 et 1 sur l'intervalle support $\sigma \in [0;2]$, où σ est la variable de valeur singulière. Elle est par ailleurs strictement croissante. Sa fonction réciproque $F^{-1}(\sigma)$ est donc également strictement croissante, de sorte que la fonction $F^{-1}(1-\sigma)$ donne la courbe de décroissance des valeurs singulières recherchée, à une constante de proportionnalité près pour l'ajuster à la courbe expérimentale.

Ainsi, le nombre de valeurs singulières calculées par exécution des instructions 130 n'appartenant pas à cette courbe théorique définit le rang $P(f)$ de la matrice $[FTMR_U(f)]$ de signal utile. A titre d'exemple, la figure 3 illustre en unité arbitraire a.u. (de l'anglais « arbitrary unit ») une distribution de valeurs singulières calculées à une fréquence $f = 5$ MHz, pour une acquisition réalisée avec un échantillon de polyéthylène en émettant $M = 64$ ondes planes entre $-31,5^\circ$ et $+31,5^\circ$. Deux valeurs singulières se détachent de la courbe théorique, dont une assez nettement, indiquant dans cet exemple que $P(f) = 2$ à 5 MHz.

Pour calculer la matrice $[FTMR_U(f)]$ de signal utile sur plusieurs fréquences f , il suffit d'identifier à chaque fréquence souhaitée le nombre de valeurs singulières n'appartenant pas à la courbe théorique.

La matrice $[FTMR_U(f)]$ ainsi reconstituée est une matrice débruitée de signaux fréquentiels, le sous-espace de bruit représenté par la matrice $[FTMR_N(f)]$ ayant été éliminé.

Le programme d'ordinateur 118 comporte en outre des instructions 134 pour transformer la matrice $[FTMR_U(f)]$ en une matrice débruitée $[MR_U(t)]$ de signaux temporels par transformée de Fourier inverse, avantageusement par transformée de Fourier discrète inverse, ou, encore plus avantageusement encore, par calcul de IFFT (de l'anglais « Inverse Fast Fourier Transform ») si le nombre d'échantillons de chaque coefficient de la matrice $[FTMR_U(f)]$ le permet.

Enfin, le programme d'ordinateur 118 comporte des instructions, désignées par la référence générale 136, de traitement de la matrice $[MR_U(t)]$. Le traitement réalisé par les instructions 136 peut inclure une reconstitution d'image numérique de la zone d'intérêt dans l'objet 102 par adaptation du principe de focalisation synthétique en tous points, comme enseigné par exemple dans le document WO 2015/092250 A1. On reconstitue ainsi une image numérique de la zone d'intérêt dont

la qualité est meilleure que si la reconstitution avait été réalisée sur la matrice non débruitée [MR(t)]. Notamment, le Rapport Signal sur Bruit (RSB) est amélioré. En variante ou en complément, le traitement réalisé par les instructions 136 pourrait inclure une focalisation adaptative et sélective.

5 Selon une adaptation relativement simple mais pas toujours optimale de la focalisation synthétique en tous points, en chaque pixel P de l'image numérique reconstituée, on calcule le module A(P) d'une sommation cohérente impliquant les NxM signaux temporels de la matrice [MR_U(t)] à NxM temps de vols calculés selon un mode de propagation prédéterminé, chaque temps de vol t_{i,j} étant le temps mis par la
 10 j-ième onde plane pour être reçue par le i-ième transducteur de réception en passant par le pixel considéré selon le mode de propagation prédéterminé :

$$A(P) = \left| \sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^N \mu_j(P) \rho_i(P) MR_{U_{i,j}}[t_{i,j}(P)] \right|,$$

où $\mu_j(P)$ et $\rho_i(P)$ sont des coefficients de pondération respectivement en émission et en réception dont les expressions dépendent de l'application considérée pour prendre en compte des phénomènes ou traitements tels qu'un filtrage d'échos de géométrie,
 15 une compensation d'atténuation due à un étalement spatial des ondes, etc.

Ce mode de calcul n'est souvent pas optimal parce que, comme l'illustre la figure 4, toutes les ondes planes émises par la sonde 104 n'interagissent pas avec le ou les défauts D liés aux valeurs singulières de la matrice de signal utile [FTMR_U(f)], c'est-à-dire les valeurs singulières $\sigma_1(f), \dots, \sigma_{P(f)}(f)$. Il peut alors être avantageux de
 20 sélectionner un secteur angulaire restreint $[\theta_{m_1}; \theta_{m_2}]$ dans l'ensemble des émissions successives à l'extérieur duquel les ondes planes n'interagissent pas avec le ou les défauts précités. Ce secteur angulaire restreint est défini par ses indices d'émissions minimal (m₁) et maximal (m₂) où $1 \leq m_1 \leq m_2 \leq M$. Le module A(P) est alors de préférence calculé par l'addition cohérente suivante :

$$A(P) = \left| \sum_{j=m_1}^{m_2} \sum_{i=1}^N \mu_j(P) \rho_i(P) MR_{U_{i,j}}[t_{i,j}(P)] \right|.$$

25 Dans le cas d'un défaut assimilable à un réflecteur ponctuel, une méthode astucieuse pour déterminer les valeurs de m₁ et m₂ va maintenant être détaillée en référence à la figure 5. Elle consiste à comparer, pour au moins l'une des valeurs singulières $\sigma_1(f), \dots, \sigma_{P(f)}(f)$, et notamment au moins pour la première valeur singulière $\sigma_1(f)$ qui est la plus élevée, une valeur de phase expérimentale du vecteur singulier
 30 qui lui est associé en émission avec une valeur de phase théorique en présence du ou des défauts D. Cette comparaison est réalisée à une fréquence f_c choisie qui peut

être la fréquence centrale de fonctionnement de la sonde 104, une fréquence pour laquelle la valeur singulière $\sigma_1(f)$ prend sa valeur la plus élevée, ou toute autre fréquence prédéterminée. Sur la figure 5, la comparaison est ainsi réalisée à 5 MHz pour le vecteur singulier en émission $v_1(f)$ correspondant à un emplacement de défaut(s) D de coordonnées (X_D, Z_D) .

Dans les conditions expérimentales indiquées ci-dessus, la valeur de phase théorique est une phase corrigée calculée de la façon suivante pour être toujours négative :

$$\forall j, 1 \leq j \leq M, \varphi_j^{th} = \frac{2\pi f_c (X_D \sin \theta_j + Z_D \cos \theta_j)}{c} - \max_{1 \leq j \leq M} \left[\frac{2\pi f_c (X_D \sin \theta_j + Z_D \cos \theta_j)}{c} \right],$$

avec c la célérité de l'onde plane dans le milieu considéré et θ_j son angle d'émission.

Les coordonnées (X_D, Z_D) peuvent être déterminées avec la matrice de signal utile $[FTMR_U(f)]$ en calculant la rétro-propagation du vecteur singulier en réception $u_1(f)$ à la fréquence f_c , comme par exemple enseigné dans l'article de Lopez Villaverde et al, intitulé « Ultrasonic imaging of defects in coarse-grained steels with the decomposition of the time reversal operator », publié dans Journal of the Acoustical Society of America, volume 140, n°1, pages 541-550 (2016).

La définition ci-dessus de la phase théorique corrigée donne la courbe en trait continu de la figure 5.

La valeur de phase expérimentale du vecteur singulier en émission $v_1(f_c)$ est également une phase corrigée calculée de la façon suivante pour être toujours négative :

$$\forall j, 1 \leq j \leq M, \varphi_j^{v_1(f_c)} = \arg[v_1(f_c)]_j - \max_{1 \leq j \leq M} [\arg[v_1(f_c)]_j].$$

Cette définition de la phase corrigée du vecteur singulier $v_1(f_c)$ donne les M valeurs représentées par des petits cercles sur la figure 5.

On s'aperçoit que les valeurs expérimentales et théoriques sont en bonne correspondance à l'intérieur d'un secteur angulaire restreint dont les extrémités donnent les valeurs de m_1 et m_2 . En dehors de ce secteur angulaire restreint, les valeurs expérimentales s'éloignent très nettement des valeurs théoriques.

D'une façon générale, si la comparaison est effectuée pour plusieurs valeurs singulières liées au(x) défaut(s) D, les valeurs finalement retenues pour m_1 et m_2 peuvent être respectivement le minimum et le maximum des valeurs trouvées pour chacune des valeurs singulières de la matrice de signal utile.

Le mode de calcul avantageux détaillé ci-dessus peut également être combiné avec une adaptation du principe de focalisation synthétique en tous points telle qu'enseignée dans le document WO 2015/092250 A1.

La figure 6 illustre, dans un exemple d'objet sondé comportant un défaut D
5 circulaire central, trois images obtenues :

- par une acquisition FMC avec reconstitution de l'image par focalisation synthétique en tous points (image de gauche),
- par une acquisition et un traitement tels qu'enseignés dans le document WO 2015/092250 A1 (image au centre), et
- 10 - par une acquisition et un traitement de filtrage et de sélection d'un secteur angulaire restreint tels qu'enseignés conformément aux principes de la présente invention (image de droite).

On note une forte atténuation du bruit (gain de 20 dB notamment entre l'image au centre et celle de droite en termes de RSB) et une meilleure visibilité du défaut.

15 En référence à la figure 7, un exemple de procédé 700 d'acquisition et de traitement de signaux ultrasonores que peut mettre en œuvre le dispositif 100 de la figure 1 va à présent être décrit selon un mode de réalisation préféré de l'invention.

Au cours d'une étape 702, l'unité de traitement 114 exécutant les instructions 120 commande les séquences d'émissions et de réceptions des transducteurs $108_1, \dots, 108_N$ pour l'acquisition des signaux de mesure $MR_{i,j}(t)$ de la matrice $[MR(t)]$.
20

Ces séquences sont au nombre de M, nombre entier pouvant être très inférieur au nombre N de transducteurs $108_1, \dots, 108_N$. Après chaque tir, les signaux sont reçus sur l'ensemble des N transducteurs, numérisés et transmis au circuit électronique 112.

25 Au cours d'une étape 704, l'unité de traitement 114 exécutant les instructions 124 enregistre les signaux de mesure $MR_{i,j}(t)$, ces signaux étant numérisés pour faciliter leur traitement ultérieur. Les étapes 702 et 704 peuvent être exécutées simultanément, c'est-à-dire qu'il n'est pas nécessaire d'attendre que tous les tirs soient réalisés pour commencer à enregistrer les signaux de mesure et effectuer un
30 traitement tel qu'une reconstitution d'image.

Au cours d'une étape 706 optionnelle, l'unité de traitement 114 exécutant les instructions 126 effectue un filtrage temporel de la matrice $[MR(t)]$, ce filtrage visant à supprimer toute information se trouvant à des temps de vol exclus de la zone d'intérêt. Cette étape 706 a pour but de faciliter ensuite la séparation des deux sous-
35 espaces représentés par les matrices $[FTMR_U(f)]$ et $[FTMR_N(f)]$, en particulier lorsque

les défauts à imager sont proches d'une interface fortement échogène, tel un fond de pièce. Elle permet de limiter la zone à imager à un voisinage proche des défauts en excluant notamment les interfaces échogènes perturbatrices. Elle trouve tout son intérêt dans l'imagerie de fissures se formant depuis le fond de l'objet.

5 Au cours d'une étape 708, l'unité de traitement 114 exécutant les instructions 128 effectue une transformée de Fourier discrète de la matrice $[MR(t)]$ pour obtenir la matrice $[FTMR(f)]$ de signaux fréquentiels.

 Au cours d'une étape 710, l'unité de traitement 114 exécutant les instructions 130 réalise une décomposition en valeurs singulières de la matrice $[FTMR(f)]$, comme
10 détaillé précédemment.

 Au cours d'une étape 712, l'unité de traitement 114 exécutant les instructions 132 réduit le rang de la matrice $[FTMR(f)]$ en ne conservant que la matrice de signal utile $[FTMR_U(f)]$.

 Au cours d'une étape 714, l'unité de traitement 114 exécutant les instructions
15 134 effectue une transformée de Fourier inverse discrète de la matrice $[FTMR_U(f)]$ pour obtenir la matrice débruitée $[MR_U(t)]$ de signaux temporels.

 Au cours d'une étape 716, l'unité de traitement 114 exécutant les instructions 136 sélectionne, de façon optionnelle mais avantageuse, un secteur angulaire restreint dans l'ensemble des émissions successives à l'extérieur duquel les ondes
20 planes n'interagissent pas avec le ou les défauts à détecter. Ce secteur angulaire restreint est défini par ses indices d'émissions minimal (m_1) et maximal (m_2) par exemple selon la méthode détaillée précédemment.

 Enfin, au cours d'une dernière étape 718, l'unité de traitement 114 exécutant toujours les instructions 136 reconstitue et affiche une image numérique de la zone
25 effective d'intérêt par adaptation du principe de focalisation synthétique en tous points à partir de la matrice débruitée $[MR_U(t)]$ dans le secteur angulaire restreint sélectionné.

 Il apparaît clairement qu'un dispositif de sondage à ultrasons tel que celui décrit précédemment permet d'obtenir une détection de défaut(s) débruitée et de très
30 bonne qualité, meilleure que celles obtenues par les acquisitions FMC avec reconstitutions d'images par focalisation synthétique en tous points ou par le traitement tel qu'enseigné dans le document le document WO 2015/092250 A1. De plus, l'enseignement de la présente demande de brevet peut être avantageusement combiné à celui du document WO 2015/092250 A1.

On notera par ailleurs que l'invention n'est pas limitée au mode de réalisation décrit précédemment. Il apparaîtra en effet à l'homme de l'art que diverses modifications peuvent être apportées au mode de réalisation décrit ci-dessus, à la lumière de l'enseignement qui vient de lui être divulgué.

5 En particulier, les instructions de programme d'ordinateur pourraient être remplacées par des circuits électroniques dédiés aux fonctions réalisées lors de l'exécution de ces instructions.

D'une façon générale, dans les revendications qui suivent, les termes utilisés ne doivent pas être interprétés comme limitant les revendications au mode de
10 réalisation exposé dans la présente description, mais doivent être interprétés pour y inclure tous les équivalents que les revendications visent à couvrir du fait de leur formulation et dont la prévision est à la portée de l'homme de l'art en appliquant ses connaissances générales à la mise en œuvre de l'enseignement qui vient de lui être
15 divulgué.

REVENDICATIONS

1. Procédé (700) de traitement de signaux (S) issus d'une acquisition par sondage ultrasonore comportant les étapes suivantes :

- 5
- commande (702) de L transducteurs d'émission ($108_1, \dots, 108_N$) pour M émissions successives d'ondes ultrasonores planes présentant M angles d'émission successifs différents ($\theta_1, \dots, \theta_M$) dans M zones d'émission (ZE_1, \dots, ZE_M),
 - commande (702) de N transducteurs de réception ($108_1, \dots, 108_N$) de
- 10
- manière à recevoir (704) simultanément et pendant une durée prédéterminée, pour chaque émission, N signaux temporels de mesure, mesurant en particulier des échos dus à des réflexions de l'émission considérée,
 - obtention (704) d'une matrice $[MR(t)]$ de signaux temporels
- 15
- ultrasonores de taille $N \times M$, chaque coefficient $MR_{i,j}(t)$ de cette matrice représentant le signal de mesure reçu par le i-ième transducteur de réception dû à la j-ième émission,

caractérisé en ce qu'il comporte en outre les étapes suivantes :

- 20
- transformation (708) de la matrice $[MR(t)]$ de signaux temporels en une matrice $[FTMR(f)]$ de signaux fréquentiels, puis décomposition en valeurs singulières (710) de la matrice $[FTMR(f)]$ de signaux fréquentiels,
 - élimination (712) d'une partie des valeurs singulières et vecteurs singuliers associés issus de ladite décomposition en valeurs
- 25
- singulières (710), et
 - reconstitution (712, 714) d'une matrice débruitée $[MR_U(t)]$ de signaux temporels à partir des valeurs singulières et vecteurs singuliers non éliminés.

30 2. Procédé (700) de traitement de signaux ultrasonores (S) selon la revendication 1, dans lequel :

- l'élimination (712) d'une partie des valeurs singulières et vecteurs singuliers associés se fait selon un critère prédéterminé de distinction entre valeurs singulières liées à des défauts et valeurs singulières liées à du bruit, et

- 5 - la reconstitution (712, 714) de la matrice débruitée $[MR_U(t)]$ de signaux temporels comporte une reconstruction (712) d'une matrice débruitée $[FTMR_U(f)]$ de signaux fréquentiels à partir des valeurs singulières et vecteurs singuliers non éliminés, puis une transformation inverse (714) de cette matrice débruitée $[FTMR_U(f)]$ de signaux fréquentiels en la matrice débruitée $[MR_U(t)]$ de signaux temporels.

10 3. Procédé (700) de traitement de signaux ultrasonores (S) selon la revendication 2, dans lequel la transformation (708) et la transformation inverse (714) sont des transformations de Fourier discrètes.

4. Procédé (700) de traitement de signaux ultrasonores (S) selon la revendication 2 ou 3, dans lequel l'élimination (712) d'une partie des valeurs singulières et vecteurs singuliers associés se fait par :

- 15 - comparaison d'une décroissance d'amplitudes des valeurs singulières avec une courbe théorique de décroissance de valeurs singulières issues d'une matrice de bruit théorique dont les composantes sont des variables aléatoires gaussiennes indépendantes, puis
- 20 - suppression des valeurs singulières appartenant, à un coefficient de proportionnalité commun près, à la courbe théorique de décroissance.

25 5. Procédé (700) de traitement de signaux ultrasonores (S) selon la revendication 4, dans lequel la courbe théorique de décroissance est définie par une fonction réciproque $F^{-1}(1-\sigma)$ elle-même définie par une fonction $F(\sigma)$, dite de répartition de valeurs singulières aléatoires, telle que :

$$F(\sigma) = \frac{1}{\pi} \left[\frac{\sigma}{2} \sqrt{4 - \sigma^2} + 2 \arcsin\left(\frac{\sigma}{2}\right) \right] \Pi_{[0;2]},$$

où $\Pi_{[0;2]}$ désigne la fonction porte sur l'intervalle $[0;2]$.

30 6. Procédé (700) de traitement de signaux ultrasonores (S) selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, comportant en outre une reconstitution (716, 718) d'une zone imagée par calcul, en chaque point d'une pluralité de points prédéterminés de cette zone imagée, d'une valeur résultant d'une sommation cohérente de valeurs instantanées prises respectivement par au moins une partie des $N \times M$ signaux temporels de la matrice $[MR_U(t)]$ à des temps de vol correspondant respectivement à un passage par le point considéré selon un mode de propagation prédéterminé.

7. Procédé (700) de traitement de signaux ultrasonores (S) selon la revendication 6, dans lequel le calcul se fait sur une partie des $N \times M$ signaux temporels de la matrice $[MR_U(t)]$ dans un secteur angulaire restreint (m_1, m_2) dans l'ensemble des émissions successives.

5 8. Procédé (700) de traitement de signaux ultrasonores (S) selon la revendication 7, dans lequel le secteur angulaire restreint (m_1, m_2) est sélectionné (716) sur la base d'une comparaison, pour au moins l'une des valeurs singulières non éliminées, d'une valeur de phase expérimentale du vecteur singulier qui lui est associé en émission avec une valeur de phase théorique en présence dudit au moins
10 un défaut lié à ce vecteur singulier, de telle sorte que les ondes planes qui en sont exclues n'interagissent pas avec au moins un défaut lié aux valeurs singulières et vecteurs singuliers non éliminés.

9. Programme d'ordinateur (118) téléchargeable depuis un réseau de communication et/ou enregistré sur un support lisible par ordinateur et/ou exécutable
15 par un processeur (114), caractérisé en ce qu'il comprend des instructions (120, 124, 126, 128, 130, 132, 134, 136) pour l'exécution des étapes d'un procédé (700) de traitement de signaux ultrasonores (S) selon l'une quelconque des revendications 1 à 8, lorsque ledit programme est exécuté sur un ordinateur (112).

20 10. Dispositif (100) de sondage à ultrasons comportant :

- une sonde (104) comprenant L transducteurs d'émission à ultrasons ($108_1, \dots, 108_N$) et N transducteurs de réception à ultrasons ($108_1, \dots, 108_N$),
- des moyens (112) de commande des L transducteurs d'émission pour M émissions successives d'ondes ultrasonores planes
25 présentant M angles d'émission successifs différents ($\theta_1, \dots, \theta_M$) dans M zones d'émission (ZE_1, \dots, ZE_M),
- des moyens (112) de commande des N transducteurs de réception de manière à recevoir simultanément et pendant une durée prédéterminée, pour chaque émission, N signaux temporels de
30 mesure, mesurant en particulier des échos dus à des réflexions de l'émission considérée, et
- un processeur (114) de reconstitution d'une matrice $[MR(t)]$ de signaux temporels ultrasonores de taille $N \times M$, chaque coefficient $MR_{ij}(t)$ de cette matrice représentant le signal de mesure reçu par le
35 i-ième transducteur de réception dû à la j-ième émission,

caractérisé en ce que le processeur (114) est en outre configuré pour effectuer les traitements suivants :

5

- transformation de la matrice $[MR(t)]$ de signaux temporels en une matrice $[FTMR(f)]$ de signaux fréquentiels, puis décomposition en valeurs singulières de la matrice $[FTMR(f)]$ de signaux fréquentiels
- élimination d'une partie des valeurs singulières et vecteurs singuliers associés issus de ladite décomposition en valeurs singulières, et
- reconstitution d'une matrice débruitée $[MR_U(t)]$ de signaux temporels à partir des valeurs singulières et vecteurs singuliers non éliminés.

10

1/4

Figure 1

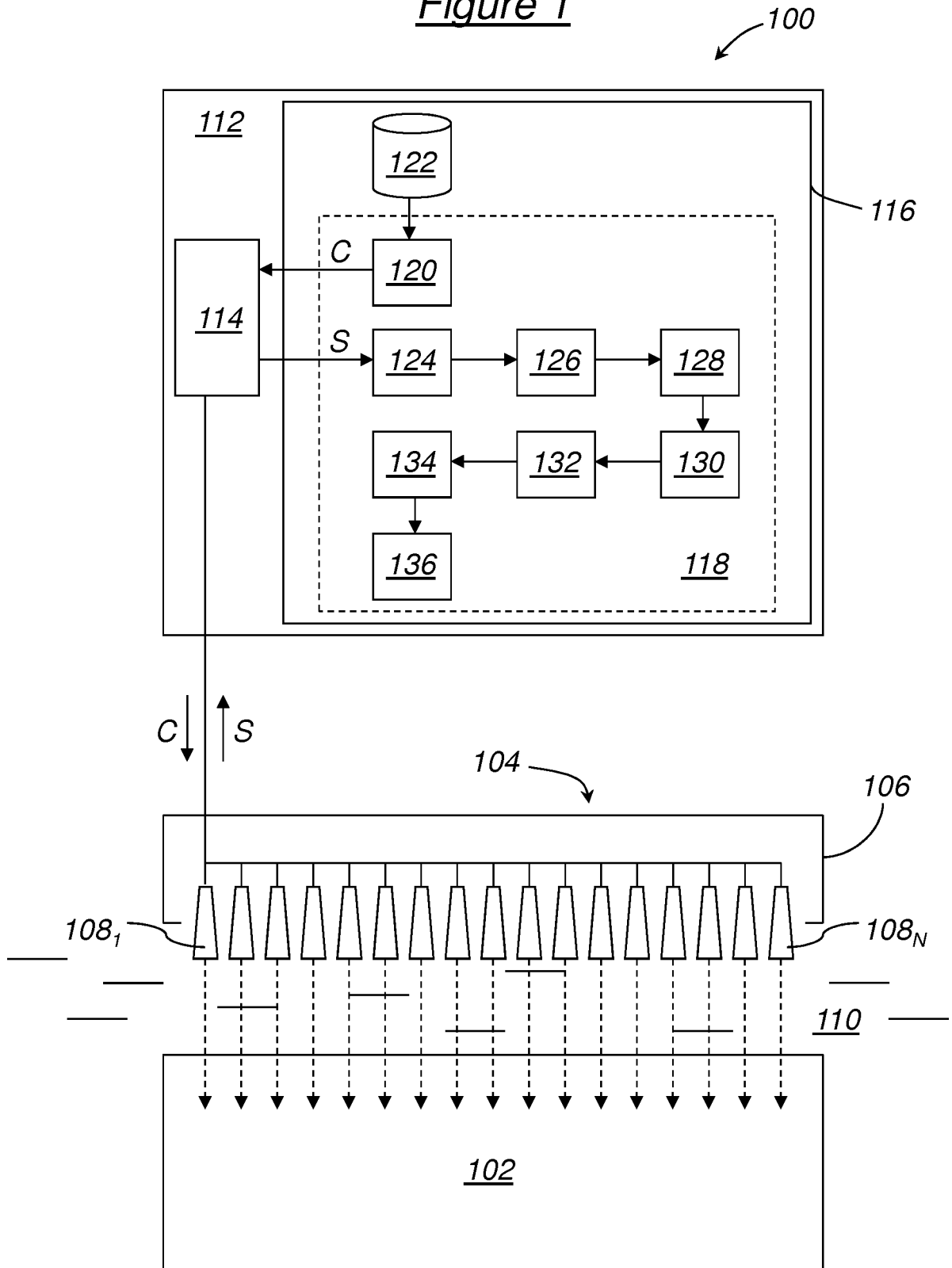


Figure 2

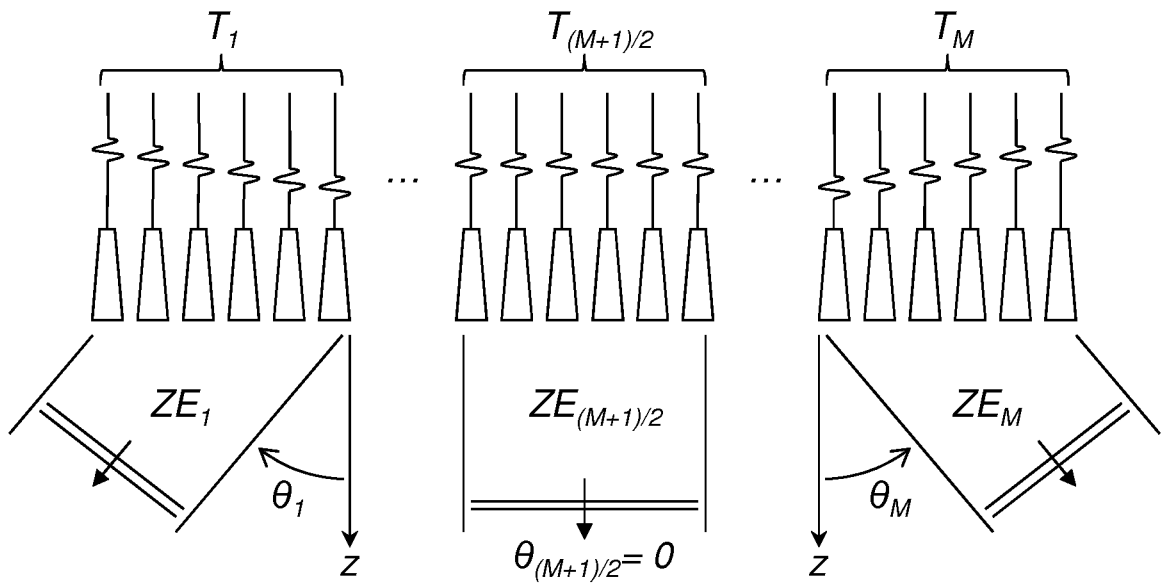
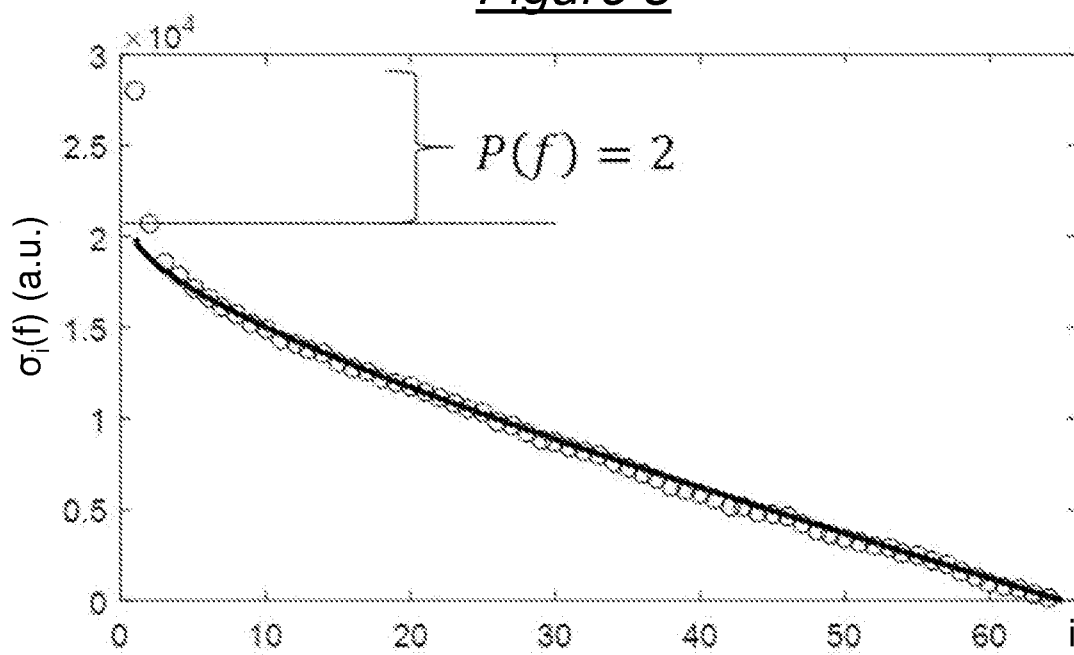


Figure 3



3/4

Figure 4

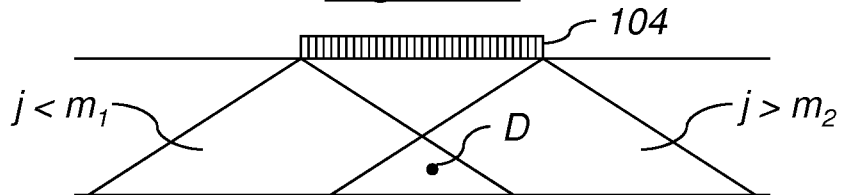


Figure 5

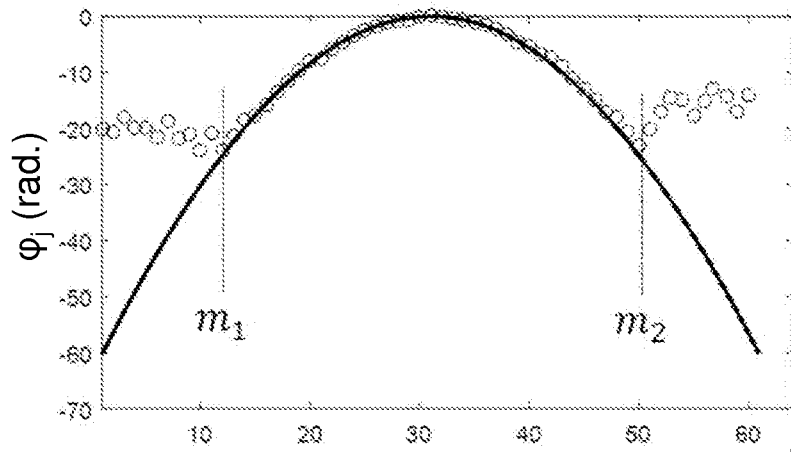


Figure 6

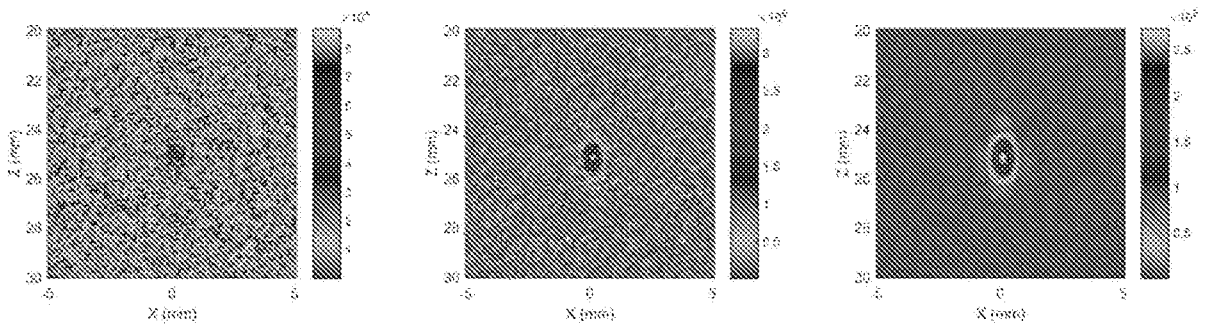
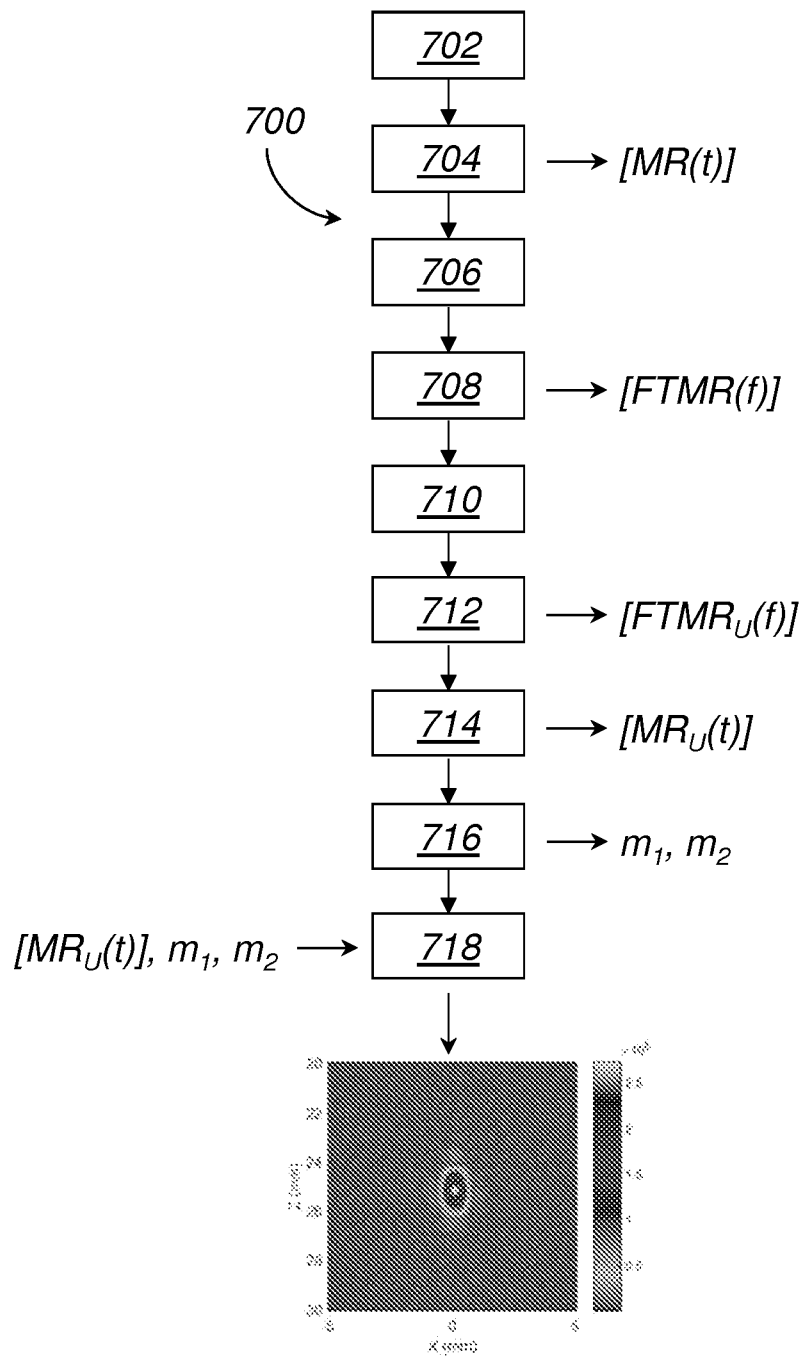


Figure 7



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/FR2017/053391

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
 INV. G01N29/04 A61B8/08 G01S15/89 G01N29/06 G01N29/07
 G01N29/26 G01N29/46
 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)
 G01N A61B G01S

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	YING LI ET AL: "Plane-wave imaging using synthetic aperture imaging reconstruction technique with regularized singular-value decomposition (RSVD)", 2016 IEEE INTERNATIONAL ULTRASONICS SYMPOSIUM (IUS), IEEE, 18 September 2016 (2016-09-18), pages 1-3, XP032988813, DOI: 10.1109/ULTSYM.2016.7728888	1,2,6,9, 10
Y	Points I. et II. ----- -/--	1-4,6-10

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

<p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>
---	---

Date of the actual completion of the international search 19 March 2018	Date of mailing of the international search report 23/04/2018
--	--

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 Roetsch, Patrice
--	--

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/FR2017/053391

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	DEYLAMI ALI MOHADES ET AL: "An improved minimum variance beamforming applied to plane-wave imaging in medical ultrasound", 2016 IEEE INTERNATIONAL ULTRASONICS SYMPOSIUM (IUS), IEEE, 18 September 2016 (2016-09-18), pages 1-4, XP032988777, DOI: 10.1109/ULTSYM.2016.7728895	1-3,6,9,10
Y	Points II. et III. -----	1-4,6-10
X	WO 2010/142927 A1 (CENTRE NAT RECH SCIENT [FR]; MINONZIO JEAN-GABRIEL [FR]; TALMANT MARYL) 16 December 2010 (2010-12-16)	10
Y	pages 4-10 pages 12-21 figures 2-18 -----	1-4,6-10
X	WO 2014/009671 A1 (COMMISSARIAT ENERGIE ATOMIQUE [FR]) 16 January 2014 (2014-01-16)	10
Y	pages 8-15; figures 1-6 -----	1-4,6-10
Y	ELODIE TIRAN ET AL: "Multiplane wave imaging increases signal-to-noise ratio in ultrafast ultrasound imaging", PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY, INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING, BRISTOL GB, vol. 60, no. 21, 21 October 2015 (2015-10-21), pages 8549-8566, XP020290386, ISSN: 0031-9155, DOI: 10.1088/0031-9155/60/21/8549 [retrieved on 2015-10-21] page 8550 - page 8558 -----	1-4,6-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/FR2017/053391

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2010142927 A1	16-12-2010	BR PI1013081 A2	05-04-2016
		CA 2765203 A1	16-12-2010
		CN 102481144 A	30-05-2012
		EP 2440140 A1	18-04-2012
		ES 2422706 T3	13-09-2013
		FR 2946753 A1	17-12-2010
		JP 5528547 B2	25-06-2014
		JP 2012529324 A	22-11-2012
		KR 20120036964 A	18-04-2012
		US 2012111116 A1	10-05-2012
		WO 2010142927 A1	16-12-2010

WO 2014009671 A1	16-01-2014	CA 2878545 A1	16-01-2014
		EP 2872884 A1	20-05-2015
		FR 2993362 A1	17-01-2014
		JP 6258314 B2	10-01-2018
		JP 2015522175 A	03-08-2015
		US 2015212051 A1	30-07-2015
		WO 2014009671 A1	16-01-2014

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/FR2017/053391

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE INV. G01N29/04 A61B8/08 G01S15/89 G01N29/06 G01N29/07 G01N29/26 G01N29/46 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) G01N A61B G01S 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	YING LI ET AL: "Plane-wave imaging using synthetic aperture imaging reconstruction technique with regularized singular-value decomposition (RSVD)", 2016 IEEE INTERNATIONAL ULTRASONICS SYMPOSIUM (IUS), IEEE, 18 septembre 2016 (2016-09-18), pages 1-3, XP032988813, DOI: 10.1109/ULTSYM.2016.7728888	1,2,6,9, 10
Y	Points I. et II. ----- -/--	1-4,6-10
<input checked="" type="checkbox"/> Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents <input checked="" type="checkbox"/> 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		Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale
19 mars 2018		23/04/2018
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 Roetsch, Patrice

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	DEYLAMI ALI MOHADES ET AL: "An improved minimum variance beamforming applied to plane-wave imaging in medical ultrasound", 2016 IEEE INTERNATIONAL ULTRASONICS SYMPOSIUM (IUS), IEEE, 18 septembre 2016 (2016-09-18), pages 1-4, XP032988777, DOI: 10.1109/ULTSYM.2016.7728895	1-3,6,9,10
Y	Points II. et III. -----	1-4,6-10
X	WO 2010/142927 A1 (CENTRE NAT RECH SCIENT [FR]; MINONZIO JEAN-GABRIEL [FR]; TALMANT MARYL) 16 décembre 2010 (2010-12-16)	10
Y	pages 4-10 pages 12-21 figures 2-18 -----	1-4,6-10
X	WO 2014/009671 A1 (COMMISSARIAT ENERGIE ATOMIQUE [FR]) 16 janvier 2014 (2014-01-16)	10
Y	pages 8-15; figures 1-6 -----	1-4,6-10
Y	ELODIE TIRAN ET AL: "Multiplane wave imaging increases signal-to-noise ratio in ultrafast ultrasound imaging", PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY, INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING, BRISTOL GB, vol. 60, no. 21, 21 octobre 2015 (2015-10-21), pages 8549-8566, XP020290386, ISSN: 0031-9155, DOI: 10.1088/0031-9155/60/21/8549 [extrait le 2015-10-21] page 8550 - page 8558 -----	1-4,6-10

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/FR2017/053391

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
WO 2010142927 A1	16-12-2010	BR PI1013081 A2	05-04-2016
		CA 2765203 A1	16-12-2010
		CN 102481144 A	30-05-2012
		EP 2440140 A1	18-04-2012
		ES 2422706 T3	13-09-2013
		FR 2946753 A1	17-12-2010
		JP 5528547 B2	25-06-2014
		JP 2012529324 A	22-11-2012
		KR 20120036964 A	18-04-2012
		US 2012111116 A1	10-05-2012
		WO 2010142927 A1	16-12-2010
WO 2014009671 A1	16-01-2014	CA 2878545 A1	16-01-2014
		EP 2872884 A1	20-05-2015
		FR 2993362 A1	17-01-2014
		JP 6258314 B2	10-01-2018
		JP 2015522175 A	03-08-2015
		US 2015212051 A1	30-07-2015
		WO 2014009671 A1	16-01-2014

专利名称(译)	处理由超声探测获取的信号的方法，相应的计算机程序和基于超声的探测设备		
公开(公告)号	EP3555611A1	公开(公告)日	2019-10-23
申请号	EP2017821680	申请日	2017-12-05
[标]申请(专利权)人(译)	原子能委员会 法国国家科学研究中心		
申请(专利权)人(译)	粮食A L'的原子能ET AUX能源替代方案 CENTRE法国国家科学研究		
当前申请(专利权)人(译)	粮食A L'的原子能ET AUX能源替代方案 CENTRE法国国家科学研究		
[标]发明人	ROBERT SEBASTIEN LOPEZ VILLAVERDE EDUARDO RIGOBERTO PRADA JULIA CLAIRE		
发明人	ROBERT, SÉBASTIEN LOPEZ VILLAVERDE, EDUARDO-RIGOBERTO PRADA JULIA, CLAIRE		
IPC分类号	G01N29/04 A61B8/08 G01S15/89 G01N29/06 G01N29/07 G01N29/26 G01N29/46		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/5253 G01N29/043 G01N29/06 G01N29/0645 G01N29/069 G01N29/07 G01N29/262 G01N29/46 G01N2291/106 G01S7/52077 G01S15/8915 G01S15/8977 G01S15/8995 G01S15/8997 A61B8/14 A61B8/5269 A61B8/54 G01N29/4463 G01N29/48 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/20056 G06T2207/30004		
代理机构(译)	软帽，MICHEL		
优先权	2016062525 2016-12-15 FR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

处理超声信号的该方法 (700) 包括用于M个连续发射M个不同发射角的平面超声波的发射换能器的控制 (702) , N个接收换能器的控制 (702) 每个同时接收N个时间测量信号发射和超声时间信号的矩阵[MR (t)]的获得 (704) , 该矩阵的每个系数 $MR_{i,j}(t)$ 表示由于第j个接收信号而由第i个接收换能器接收的测量信号, 使命。它还包括通过变换矩阵[MR (t)]获得 (708) 频率信号的矩阵[FTMR (f)]的奇异值 (710) 的分解, 一些奇异值的消除 (712) 值以及基于未消除的奇异值的时间信号的去噪矩阵[MRU (t)]的重构 (714) 。