

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

(19) Organisation Mondiale de la
Propriété Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
8 décembre 2016 (08.12.2016)

WIPO | PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2016/193554 A1

- (51) Classification internationale des brevets :
G01N 21/17 (2006.01) G02F 1/11 (2006.01)
G01N 21/49 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
- (21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2015/051448
- (22) Date de dépôt international :
2 juin 2015 (02.06.2015)
- (25) Langue de dépôt : français
- (26) Langue de publication : français
- (71) Déposants : CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE - CNRS - [FR/FR]; 3, rue Michel Ange, 75016 Paris (FR). INSERM (INSTITUT NATIONAL DE LA SANTÉ ET DE LA RECHERCHE MÉDICALE) [FR/FR]; 101, rue de Tolbiac, 75013 Paris (FR).
- (72) Inventeurs : RAMAZ, François; 9 rue J.F. Kennedy, 94270 Kremlin Bicetre (FR). TANTER, Mickaël; 7 rue de la Lisette, 92220 Bagneux (FR). LAUDEREAU, Jean-Baptiste; 36 rue de l'Ermitage, 75020 Paris (FR). GENNISSON, Jean-Luc; 23 bis rue de Puiseux, 95000 Cergy (FR).
- (74) Mandataires : CABINET PLASSERAUD et al.; 66, rue de la Chaussée d'Antin, 75440 Paris Cedex 09 (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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, 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), eurasiatique (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).
- Publiée :
— avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))

(54) Title : ACOUSTIC-OPTICAL IMAGING METHODS AND SYSTEMS

(54) Titre : PROCÉDES ET SYSTÈMES D'IMAGERIE ACOUSTO-OPTIQUE

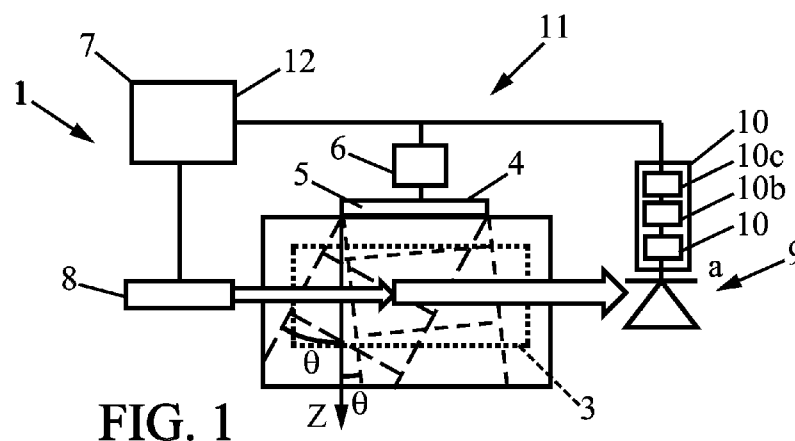


FIG. 1

(57) Abstract : The invention relates to an acoustic-optical imaging method and system (1) of a zone (3) for observing an environment (2). The system includes an acquisition device (11) comprising a network of transducers (4) for generating a plurality of non-focussed sound waves, a light-emitting device (8) for emitting an incident light wave and generating marked light waves comprising an acoustic-optical component that is shifted in frequency by the non-focussed sound waves, and a detector (9) for acquiring measurement signals (S). The system also comprises a processing device (12) for determining a light intensity (I) in the observation zone (3) from the measurement signals (S).

(57) Abrégé : Procédé et système (1)

[Suite sur la page suivante]

WO 2016/193554 A1



d'imagerie acousto-optique d'une zone d'observation (3) d'un milieu (2). Le système comprend un dispositif d'acquisition (11) comportant un réseau de transducteurs (4) pour générer une pluralité d'ondes acoustiques non-focalisées, un dispositif d'émission lumineuse (8) pour émettre une onde lumineuse incidente et générer des ondes lumineuses marquées comportant une composante acousto-optique décalée en fréquence par les ondes acoustiques non-focalisées, et un détecteur (9) pour acquérir des signaux de mesure (S). Le système comporte en outre un dispositif de traitement (12) pour déterminer une intensité lumineuse (I) dans la zone d'observation (3) à partir des signaux de mesure (S).

Procédés et systèmes d'imagerie acousto-optique.

La présente invention est relative aux procédés et aux systèmes d'imagerie acousto-optique.

5 Plus particulièrement, l'invention se rapporte notamment à un procédé d'imagerie acousto-optique pour imager une zone d'observation d'un milieu. Un tel procédé vise à obtenir, de manière non-invasive, une information sur les propriétés optiques d'une zone d'observation située
10 en profondeur dans un milieu, par exemple des tissus biologiques. Les propriétés optiques peuvent être par exemple une couleur, une absorption, ou encore une structure des tissus biologiques de la zone d'observation. La zone d'observation est par exemple située à quelques
15 millimètres ou centimètres en profondeur dans un objet, par exemple à l'intérieur d'un corps, d'un organe ou d'un objet.

On connaît de tels procédés, dans lesquels on génère, dans la zone d'observation du milieu, une onde
20 acoustique ultrasonore focalisée sur une tache focale dans la zone d'observation et on émet simultanément une onde lumineuse dans cette même zone. On obtient alors une information en détectant un signal lié au couplage entre l'onde lumineuse et la vibration acoustique dans le milieu.
25 En effet, lorsqu'une onde ultrasonore, de fréquence acoustique fa traverse un milieu diffusant (par exemple un tissu biologique ou autre), elle provoque un déplacement périodique des diffuseurs et une modulation périodique de l'indice de réfraction du milieu. Si une onde lumineuse
30 incidente, notamment une onde laser, de fréquence incidente f_i est diffusée par le milieu, le mouvement des diffuseurs et la modulation de l'indice de réfraction du milieu

gènèrent une onde lumineuse marquée comprenant d'une part une composante porteuse à la fréquence incidente f_i , et d'autre part une composante acousto-optique diffusée sur l'une ou l'autre des bandes latérales acoustiques, de
5 fréquences $f_{ao} = f_a \pm n * f_i$.

De tels procédés sont notamment décrits dans « Ultrasound-mediated optical tomography: a review of current methods » de Daniel S. Elson, Rui Li, Christopher Dunsby, Robert Eckersley et Meng-Xing Tang, publié dans
10 Interface Focus (2011) vol. 1, pages 632-648.

Dans ces procédés connus, on obtient alors l'information sur le milieu en déterminant le poids de la composante acousto-optique par rapport à la composante porteuse. Par ailleurs, l'onde lumineuse marquée provient
15 de la tache focale de l'onde ultrasonore, il est donc possible d'obtenir une information sur l'intensité lumineuse locale dans le milieu diffusant. Dans ces procédés, on forme alors, ligne par ligne, une image de l'intensité lumineuse à l'intérieur de la zone
20 d'observation en balayant la zone d'observation avec une succession d'ondes ultrasonores focalisées.

Ces procédés connus présentent notamment l'inconvénient de nécessiter l'émission d'un grand nombre d'onde ultrasonores pour obtenir une image de la zone
25 d'observation et donc d'être lents. Par ailleurs, le rapport signal sur bruit est faible et impose de réaliser un grand nombre d'acquisitions au même point focal pour les moyenner et obtenir un signal exploitable.

A cet effet, l'invention a pour premier objet un
30 procédé d'imagerie acousto-optique pour imager une zone d'observation d'un milieu, le procédé comprenant

- une étape d'acquisition au cours de laquelle on

acquière au moins un signal de mesure associé à au moins une onde acoustique non-focalisée,

l'étape d'acquisition comportant au moins une opération de mesure dans laquelle :

5 on génère, dans la zone d'observation, une onde acoustique non-focalisée se propageant selon une direction de propagation,

on émet dans la zone d'observation une onde lumineuse incidente pour générer une onde lumineuse marquée
10 comportant au moins une composante acousto-optique décalée en fréquence par l'onde acoustique non-focalisée,

on acquiert un signal de mesure contenant de l'information à propos de l'onde lumineuse marquée ; et

- une étape de traitement au cours de laquelle on
15 détermine au moins une valeur représentative d'une intensité lumineuse dans la zone d'observation à partir du signal de mesure.

Dans des modes de réalisation préférés de l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre
20 à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- l'onde acoustique non-focalisée est une onde acoustique plane ;

- l'onde acoustique non-focalisée est une onde acoustique divergente ;

25 - l'étape d'acquisition comporte une pluralité d'opérations de mesure telle que, au cours de l'étape d'acquisition, on acquière une pluralité de signaux de mesure associée à une pluralité d'ondes acoustiques non-focalisées,

30 chaque onde acoustique non-focalisée étant générée au cours d'une opération de mesure de la pluralité d'opérations de mesure, le signal de mesure associé à

ladite onde acoustique non-focalisée étant acquis au cours de ladite opération de mesure ;

- les ondes acoustiques non-focalisées de la pluralité d'ondes acoustiques non-focalisées se propagent
5 selon des directions de propagation non-colinéaires ;

- les directions de propagation de la pluralité d'ondes acoustiques non-focalisées couvrent un secteur angulaire d'angle supérieur à 10 degrés ;

- les directions de propagation de la pluralité
10 d'ondes acoustiques non-focalisées sont séparées par un pas angulaire supérieur à 0.1 degré, de préférence supérieur à 0.5 degré ;

- les directions de propagation de la pluralité d'ondes acoustiques non-focalisées sont séparées par un pas
15 angulaire inférieur à 45 degrés, de préférence inférieur à 20 degrés ;

- chaque signal de mesure associée à une onde acoustique non-focalisée comporte une série temporelle de valeurs d'intensité lumineuse contenant de l'information
20 relative à la composante acousto-optique de l'onde lumineuse marquée décalée en fréquence par l'onde acoustique non-focalisée ;

- chaque signal de mesure associée à une onde acoustique non-focalisée est échantillonné à une fréquence
25 supérieure à 2 mégahertz, de préférence supérieur à dix mégahertz ;

- l'étape de traitement comprend la mise en œuvre d'une transformation de Radon inverse ;

- l'étape de traitement comprend la mise en œuvre
30 d'un algorithme de formation de voies ;

- l'étape de traitement comprend la mise en œuvre d'un algorithme de rétroprojection ou de rétroprojection

filtrée ;

- l'étape de traitement comprend les opérations de :

déterminer une pluralité de tranches de profil associée à au moins un signal de mesure, chaque tranche de profil étant fonction d'une transformation de Fourier unidimensionnelle d'un signal de mesure associé,

déterminer un spectre bidimensionnel à partir de la pluralité de tranches de profil, et

déterminer au moins une valeur représentative d'une intensité lumineuse dans la zone d'observation, ladite valeur représentative étant fonction d'une transformation de Fourier bidimensionnelle inverse du spectre bidimensionnel ;

- on détermine le spectre bidimensionnel par recalage dans un espace de Fourier de la pluralité de tranches de profil, de préférence par recalage de chaque tranche de profil en fonction d'une direction de propagation d'une onde acoustique non-focalisée associée au signal de mesure associé à la tranche de profil ;

- une opération de mesure est réitérée n fois pour acquérir n signaux de mesure associés à une direction de propagation d'une onde acoustique non-focalisée, et lesdits n signaux de mesure sont moyennés ensembles pour déterminer un signal de mesure associé à ladite onde acoustique non-focalisée utilisé pour l'étape de traitement ;

- l'opération de mesure est réitérée un nombre n de fois supérieur ou égal à 1.

L'invention a également pour objet un système d'imagerie acousto-optique d'une zone d'observation d'un milieu, le système comprenant

- un dispositif d'acquisition d'au moins un signal

de mesure associé à au moins une onde acoustique non-focalisée,

le dispositif d'acquisition comportant :

5 un réseau de transducteurs pour générer, dans la zone d'observation, au moins une onde acoustique non-focalisée se propageant selon une direction de propagation,

un dispositif d'émission lumineuse pour émettre dans la zone d'observation au moins une onde lumineuse incidente pour générer au moins une onde lumineuse marquée
10 comportant au moins une composante acousto-optique décalée en fréquence par ladite au moins une onde acoustique non-focalisée,

un détecteur pour acquérir au moins un signal de mesure représentatif de ladite au moins une onde lumineuse
15 marquée ; et

- un dispositif de traitement apte à déterminer au moins une valeur représentative d'une intensité lumineuse dans la zone d'observation à partir dudit au moins un signal de mesure acquis par le dispositif
20 d'acquisition.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront au cours de la description suivante de plusieurs de ses formes de réalisation, données à titre d'exemples non limitatifs, en regard des dessins
25 joints.

Sur les dessins :

- la figure 1 est une représentation schématique d'un système selon un mode de réalisation de l'invention,

- la figure 2 est un organigramme schématique d'un
30 procédé selon un mode de réalisation de l'invention,

- les figures 3A et 3B illustrent des détails d'un mode de réalisation des opérations d'une étape de

traitement du procédé de la figure 2,

- la figure 4 illustre des valeurs représentatives d'intensité lumineuse obtenues lors de la mise en œuvre d'un mode de réalisation de l'invention et lors de la mise en œuvre d'un procédé de l'art antérieur de l'invention.

Sur les différentes figures, les mêmes références désignent des éléments identiques ou similaires.

La figure 1 représente schématiquement un système d'imagerie acousto-optique 1 selon un mode de réalisation de l'invention.

On dispose ainsi d'un milieu 2, par exemple un objet ou un tissu biologique, à imager et comportant donc une zone d'observation 3. La zone d'observation 3 peut être en surface du milieu 2 mais peut également être localisée en profondeur dans le milieu 2, par exemple à quelques centimètres de profondeur.

Le milieu 2 est un milieu diffusant. Par « milieu diffusant », on entend notamment qu'au-delà d'une épaisseur caractéristique l^* (libre parcours moyen de transport), qui est par exemple de l'ordre du millimètre dans les milieux biologiques, l'information que contient une onde lumineuse traversant le milieu est totalement brouillée et impossible à interpréter sans traitement. Ceci rend donc impossible une imagerie optique classique en profondeur. Ce phénomène est également appelé diffusion multiple de la lumière.

Un réseau de transducteurs acoustiques 4 est en contact acoustique avec le milieu 2, soit directement en contact, soit par exemple couplé acoustiquement au milieu 2 par l'intermédiaire d'un élément de couplage comme une cuve ou un coussin rempli d'eau.

Le réseau de transducteurs acoustiques 4 est par exemple un réseau linéaire comportant par exemple quelques

dizaines de transducteurs 5 (par exemple de 100 à 300). Les transducteurs 5 sont par exemple juxtaposés selon un axe X. Dans des variantes de réalisation, les transducteurs 5 pourront également être disposés en suivant une courbe, ou encore arrangés pour former une matrice bidimensionnelle.

Le réseau de transducteurs acoustiques 4 est commandé par des moyens de commande qui comportent par exemple une baie électronique 6 et un micro-ordinateur 7 contrôlant la baie électronique 6.

Le réseau de transducteurs acoustiques 4 est ainsi apte à générer, dans la zone d'observation 3, une onde acoustique non-focalisée se propageant selon une direction de propagation prédéfinie. La direction de propagation peut être contrôlée de sorte à générer dans la zone d'observation 3 des ondes acoustiques non-focalisées se propageant selon des directions de propagation variées.

A titre non limitatif, le réseau de transducteurs acoustiques 4 est par exemple apte à générer dans la zone d'observation 3 une onde ultrasonore ayant une fréquence centrale de l'ordre de quelques mégahertz, par exemple 8 MHz. Le réseau de transducteurs acoustiques 4 est par exemple apte à générer dans la zone d'observation 3 une pluralité d'ondes ultrasonores ayant des directions de propagation choisies dans un secteur angulaire d'angle supérieur à 30 degrés, par exemple de 40 degrés.

Dans un mode de réalisation de l'invention, les ondes acoustiques non-focalisées sont des ondes acoustiques planes. Dans un autre mode de réalisation, les ondes acoustiques non-focalisées sont des ondes acoustiques divergentes.

Le système 1 comporte également un dispositif d'émission lumineuse 8. Le dispositif d'émission

lumineuse 8 est apte à émettre dans la zone d'observation 3 au moins une onde lumineuse incidente. En particulier, le dispositif d'émission lumineuse 8 est apte à l'émettre ladite onde lumineuse de manière simultanée avec l'émission
5 d'une onde ultrasonore par le réseau de transducteurs acoustiques 4. Le dispositif d'émission lumineuse 8 est par exemple un laser ou de manière générale un dispositif d'émission permettant de contrôler le spectre de l'onde lumineuse incidente émise.

10 Par « onde lumineuse », on entend de manière large un rayonnement électromagnétique apte à se propager dans le milieu 2. On peut en particulier entendre un rayonnement électromagnétique appartenant au spectre infrarouge, visible ou ultraviolet.

15 Dans un exemple fourni à titre purement indicatif et non limitatif, le dispositif d'émission lumineuse 8 est un laser à semi-conducteur monofréquence amplifié de puissance 2 Watts et longueur d'onde 780 nanomètres (ce qui correspond donc à une fréquence incidente f_i). La
20 polarisation de l'onde lumineuse incidente peut également être contrôlée. Dans certains modes de réalisation, l'onde lumineuse peut être modulée temporellement et spatialement ou filtrée avant de pénétrer dans le milieu 2.

Le système 1 comporte encore un détecteur 9 apte à
25 acquérir des signaux de mesure représentatifs des ondes lumineuses marquées. Le détecteur 9 est ainsi un photodétecteur sensible à une ou plusieurs longueurs d'onde électromagnétique correspondant(es) à des longueurs d'onde de l'onde lumineuse marquée. Ainsi par exemple, le
30 détecteur 9 est sensible à une composante acousto-optique générée par une interaction entre une onde lumineuse incidente et une onde acoustique non-focalisée se

propageant dans la zone d'observation. Le détecteur 9 peut également être sensible à une composante porteuse, c'est-à-dire une composante de l'onde lumineuse marquée à la fréquence incidente f_i .

5 Le détecteur 9 est par exemple une photodiode.

Le système 1 peut comporter des éléments de pré traitement ou de post traitement du signal 10, éventuellement intégrés dans le détecteur 9. Les éléments de post traitement du signal 10 peuvent par exemple
10 comprendre un filtre passe-haut 10a, un amplificateur large bande 10b (par exemple Thorlabs, DHPVA) et un convertisseur analogique numérique 10c.

Ainsi en particulier, le signal de mesure peut être échantillonné par le convertisseur analogique numérique 10c
15 à une fréquence supérieure à quelques mégahertz, de préférence supérieur à dix mégahertz, par exemple une fréquence d'échantillonnage de 40 MHz.

De cette manière, chaque signal de mesure peut notamment comporter une série temporelle de valeurs
20 d'intensité lumineuse d'une composante acousto-optique d'une onde lumineuse marquée décalée en fréquence par une onde acoustique non-focalisée.

Le réseau de transducteurs 4, le dispositif d'émission lumineuse 8 et le détecteur 9 peuvent ainsi
25 former un dispositif d'acquisition 11 d'un système 1 selon l'invention. Un tel dispositif d'acquisition 11 est notamment apte à acquérir une pluralité de signaux de mesure associée à une pluralité d'ondes acoustiques non-focalisées comme cela va être détaillé plus avant ci-après.

30 Enfin, le système 1 selon l'invention comporte également un dispositif de traitement 12, apte à déterminer au moins une valeur représentative d'une intensité

lumineuse dans la zone d'observation 3 à partir de la pluralité de signaux de mesure acquise par le dispositif d'acquisition 11.

Un procédé d'imagerie acousto-optique d'une zone d'observation d'un milieu est notamment illustré plus en détail sur la figure 2 et peut par exemple être mis en œuvre, au moyen du système 1, de la manière suivante.

Au cours d'une étape d'acquisition 100, on peut acquérir une pluralité de signaux de mesure S associée à une pluralité d'ondes acoustiques non-focalisées.

Une telle étape d'acquisition 100 peut comporter au moins une opération de mesure 150, permettant d'acquérir un signal de mesure S associé à une onde acoustique non-focalisée, et en particulier à une direction de propagation θ d'une onde acoustique non-focalisée.

Avantageusement, l'étape d'acquisition 100 peut comporter une pluralité d'opérations de mesure 150 de sorte à acquérir une pluralité de signaux de mesure (S) associée à une pluralité d'ondes acoustiques non-focalisées.

Ainsi au cours de chaque opération de mesure 150 :

- on génère, dans la zone d'observation 3, une onde acoustique non-focalisée se propageant selon une direction de propagation θ au moyen du réseau de transducteurs 4,
- on émet, dans la zone d'observation 3, une onde lumineuse incidente pour générer une onde lumineuse marquée comportant au moins une composante acousto-optique décalée en fréquence par l'onde acoustique non-focalisée au du moyen dispositif d'émission lumineuse 8, et
- on acquière un signal de mesure S représentatif de l'onde lumineuse marquée au moyen du détecteur 9.

En particulier, la pluralité d'opérations de mesure

150 de l'étape d'acquisition 100 peut être telle que les ondes acoustiques non-focalisées de la pluralité d'ondes acoustiques non-focalisées se propagent selon des directions de propagation non-colinéaires.

5 Plus précisément, les directions de propagation θ de la pluralité d'ondes acoustiques non-focalisées peuvent couvrir un secteur angulaire d'angle supérieur à 30 degrés. Le secteur angulaire peut être d'angle supérieur à 60 degrés ou 90 degrés, voire proche de 180 degrés.

10 Dans un mode de réalisation, les directions de propagation θ de la pluralité d'ondes acoustiques non-focalisées sont séparées, les unes des autres, par un pas angulaire supérieur à 0.25 degrés, de préférence supérieur à 0.5 degrés.

15 Par ailleurs, les directions de propagation θ de la pluralité d'ondes acoustiques non-focalisées peuvent être séparées par un pas angulaire inférieur à 45 degrés, de préférence inférieur à 20 degrés.

20 Ainsi à titre d'exemple non limitatif, l'étape d'acquisition 100 peut comporter l'émission d'ondes planes selon quarante-et-une directions de propagation θ différentes, lesdites directions de propagation ayant des angles de propagation compris entre -20° et 20° par rapport à une direction Z normale au réseau de transducteurs 4, par
25 pas de 1° . Les ondes planes peuvent par exemple être émises par un système « Aixplorer » de la société Supersonic Imagine.

Dans un mode de réalisation de l'invention, une opération de mesure 150 selon une direction de propagation
30 peut être réitérée n fois pour acquérir n signaux de mesure S associés à une direction de propagation θ d'une onde acoustique non-focalisée. L'opération de mesure 150 peut

par exemple être réitérée un nombre n de fois supérieur à dix, par exemple une centaine de fois ou un millier de fois.

5 Une telle réitération de l'opération de mesure 150 permet moyenner ensembles lesdits n signaux de mesure de sorte à déterminer un signal de mesure S à utiliser pour l'étape ultérieure de traitement. Un tel signal de mesure présente l'intérêt d'avoir un rapport signal sur bruit plus élevé.

10 Le procédé comporte par la suite une étape de traitement 200 au cours de laquelle on détermine au moins une valeur représentative d'une intensité lumineuse dans la zone d'observation à partir de la pluralité de signaux de mesure.

15 A titre non limitatif, Cette étape de traitement 200 comprend avantageusement la mise en œuvre d'une transformation de Radon comme illustré sur les figures 3A et 3B. L'étape de traitement peut également comporter une double transformée de Fourier (temporelle, puis spatiale).

20 De manière schématique, l'étape de traitement 200 peut comprendre les opérations suivantes :

- déterminer (210) une pluralité de tranches de profil associée à la pluralité de signaux de mesure (figure 3A),

25 - déterminer (220) un profil bidimensionnel à partir de la pluralité de tranches de profil (figure 3B), et

- déterminer (230) au moins une valeur représentative d'une intensité lumineuse dans la zone
30 d'observation à partir du profil bidimensionnel (également figure 3B).

Plus précisément, on commence par déterminer, pour

chaque signal de mesure S obtenu au cours de l'étape de traitement, une tranche de profil T.

Pour cela, on met en œuvre une transformation de Fourier unidimensionnelle du signal de mesure S qui fournit la tranche de profil T associée comme illustré sur la figure 3A. On comprend donc bien que la qualité de l'échantillonnage du signal de mesure S est importante pour garantir une conservation des informations lors de la transformation de Fourier.

Puis, à partir de la pluralité de tranches de profil T associées à la pluralité de signaux de mesure S, on détermine un profil bidimensionnel P. Comme cela est illustré sur la figure 3B, le profil bidimensionnel P est déterminé par recalage dans un espace de Fourier de la pluralité de tranches de profil. Chaque tranche de profil T est ainsi recalée dans l'espace de Fourier en fonction de la direction de propagation θ de l'onde acoustique non-focalisée qui était associée au signal de mesure S associé à la tranche de profil T.

Ainsi, il est par exemple possible de recaler les tranches de profil T pour emplir le secteur angulaire constitué par les directions de propagation des ondes non-focalisées.

Une fois le profil bidimensionnel P obtenu, il est alors possible de déterminer une ou plusieurs valeur(s) représentative(s) d'une intensité lumineuse I dans la zone d'observation 3 par une transformation de Fourier bidimensionnelle inverse du profil bidimensionnel P, comme illustré également sur la figure 3B.

Dans des modes de réalisation de l'invention, les tranches de profil T peuvent être complétées pour déterminer le profil bidimensionnel P.

La figure 4 illustre un résultat obtenu lors de la mise en œuvre d'un exemple de réalisation de l'invention. Le graphique de cette figure illustre l'intensité lumineuse en fonction de la position selon un axe traversant la zone d'observation. Dans cette mise en œuvre de l'invention, le milieu imagé est un gel d'agar mélangé à de l'intralipid 10%. Un tel gel est très diffusant de telle sorte qu'au-delà d'un millimètre, il est impossible d'observer ce qui se trouve à l'intérieur. Un objet absorbant, ou localement plus ou moins diffusant que le gel, est placé dans le gel diffusant. A titre d'exemple purement indicatif, une gaine de fil électrique noire d'environ 1 mm de diamètre et 5 millimètre de long peut être placée sensiblement au milieu du gel pour obtenir l'exemple de la figure 4.

Le graphique de la figure 4 permet de comparer l'intensité lumineuse en fonction de la position obtenue par une mise en œuvre de l'invention (en traits pointillés) avec l'intensité lumineuse en fonction de la position obtenue par une mise en œuvre d'un procédé connu tel que décrit dans l'introduction de la présente description, dans lequel on balaye la zone d'observation à l'aide d'ondes ultrasonores focalisées (en traits pleins).

Dans les deux mises en œuvre, chaque opération de mesures est répétée 1000 fois pour obtenir un signal de mesure moyenné.

Dans la mise en œuvre de l'invention de la figure 4 (traits pointillés), des ondes planes comprises entre -20° et 20° par pas de 1° ont été émises par le réseau de transducteur 4.

Dans la mise en œuvre du procédé connu de la figure 4, les valeurs d'intensité lumineuse sont obtenues en réalisant une série d'émission d'ondes ultrasonores

focalisées dont les taches focales sont décalées les unes des autres de 0.2 mm de sorte à obtenir une image de l'intensité lumineuse dans la zone d'observation 3 avec 100 colonnes.

5 Comme cela est visible sur la figure 4, le rapport signal-à-bruit (RSB) de l'intensité lumineuse en fonction de la position obtenue par la mise en œuvre de l'invention est bien meilleur que le rapport signal-à-bruit de l'intensité lumineuse en fonction de la position obtenue
10 par la mise en œuvre dudit procédé connu.

 Ce résultat surprenant s'explique notamment par le fait que les ondes ultrasonores non-focalisées permettent de coder, dans chaque onde lumineuse marquée, de l'information provenant de tous les points de la zone
15 d'observation. Au contraire, dans le procédé connu, l'utilisation d'ondes ultrasonores focalisées implique que chaque onde lumineuse marquée contient de l'information provenant uniquement de la proximité de la tache focale.

 A rapport-signal-à-bruit équivalent, il faut donc
20 plusieurs dizaines de fois moins de d'opérations de mesure avec les ondes acoustiques non-focalisées qu'avec les ondes acoustiques focalisées.

 Par rapport à l'exemple présenté, on pourra, lors de variantes de réalisation, mettre en œuvre l'une et/ou
25 l'autre des dispositions suivantes :

- utiliser un laser plus puissant,
- utiliser une photodiode de bruit inférieur, telle qu'une photo diode refroidie par Peltier,
- utiliser des ondes divergentes,
- 30 - balayer un secteur angulaire d'angle plus important (tomographie 360 degrés),
- utiliser des ondes acoustiques non-focalisées de

plus forte puissance, par exemple d'énergie proche de l'échographie standard.

De cette manière, à rapport-signal-à-bruit équivalent, il est donc envisageable de gagner d'un facteur dix à un facteur cent, voire plus, sur le temps d'imagerie par rapport aux procédés connus décrits dans l'introduction de la présente description.

REVENDICATIONS

1. Procédé d'imagerie acousto-optique pour imager une zone d'observation (3) d'un milieu (2), le procédé
5 comprenant

- une étape d'acquisition (100) au cours de laquelle on acquière au moins un signal de mesure (S) associé à au moins une onde acoustique non-focalisée,

l'étape d'acquisition comportant au moins une
10 opération de mesure (150) dans laquelle :

. on génère, dans la zone d'observation (3), une onde acoustique non-focalisée se propageant selon une direction de propagation (θ),

. on émet dans la zone d'observation (3) une onde
15 lumineuse incidente pour générer une onde lumineuse marquée comportant au moins une composante acousto-optique décalée en fréquence par l'onde acoustique non-focalisée,

. on acquiert un signal de mesure (S) contenant de l'information à propos de l'onde lumineuse marquée ; et

20 - une étape de traitement (200) au cours de laquelle on détermine au moins une valeur représentative d'une intensité lumineuse (I) dans la zone d'observation (3) à partir du signal de mesure (S).

25 2 Procédé selon la revendication 1, dans lequel l'onde acoustique non-focalisée est une onde acoustique plane.

30 3 Procédé selon la revendication 1, dans lequel l'onde acoustique non-focalisée est une onde acoustique divergente.

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, dans lequel l'étape d'acquisition comporte une pluralité d'opérations de mesure (150) telle que, au cours de l'étape d'acquisition (100), on acquière
5 une pluralité de signaux de mesure (S) associée à une pluralité d'ondes acoustiques non-focalisées,

chaque onde acoustique non-focalisée étant générée au cours d'une opération de mesure (150) de la pluralité d'opérations de mesure (150), le signal de mesure (S)
10 associé à ladite onde acoustique non-focalisée étant acquis au cours de ladite opération de mesure (150).

5. Procédé selon la revendication 4, dans lequel les ondes acoustiques non-focalisées de la pluralité
15 d'ondes acoustiques non-focalisées se propagent selon des directions de propagation (θ) non-colinéaires.

6. Procédé selon la revendication 4 ou la revendication 5, dans lequel les directions de propagation
20 (θ) de la pluralité d'ondes acoustiques non-focalisées couvrent un secteur angulaire d'angle supérieur à 10 degrés.

7. Procédé selon l'une quelconque des revendications 4 à 6, dans lequel les directions de
25 propagation (θ) de la pluralité d'ondes acoustiques non-focalisées sont séparées par un pas angulaire supérieur à 0.1 degré, de préférence supérieur à 0.5 degré.

8. Procédé selon l'une quelconque des revendications 4 à 7, dans lequel les directions de
30 propagation (θ) de la pluralité d'ondes acoustiques non-

focalisées sont séparées par un pas angulaire inférieur à 45 degrés, de préférence inférieur à 20 degrés.

9. Procédé selon l'une quelconque des
5 revendications 1 à 8, dans lequel chaque signal de mesure (S) associée à une onde acoustique non-focalisée comporte une série temporelle de valeurs d'intensité lumineuse contenant de l'information relative à la composante acousto-optique de l'onde lumineuse marquée décalée en
10 fréquence par l'onde acoustique non-focalisée.

10. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 9, dans lequel chaque signal de mesure (S) associée à une onde acoustique non-focalisée est
15 échantillonné à une fréquence supérieure à 2 mégahertz, de préférence supérieur à dix mégahertz.

11. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 10, dans lequel l'étape de traitement
20 (200) comprend la mise en œuvre d'une transformation de Radon inverse.

12. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 11, dans lequel l'étape de traitement
25 (200) comprend la mise en œuvre d'un algorithme de formation de voies.

13. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 12, dans lequel l'étape de traitement
30 (200) comprend la mise en œuvre d'un algorithme de rétroprojection ou de rétroprojection filtrée.

14. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 13, dans lequel l'étape de traitement (200) comprend les opérations de :

5 - déterminer (210) une pluralité de tranches de profil (T) associée à au moins un signal de mesure (S), chaque tranche de profil étant fonction d'une transformation de Fourier unidimensionnelle d'un signal de mesure associé,

10 - déterminer un spectre bidimensionnel (P) à partir de la pluralité de tranches de profil (T), et

15 - déterminer au moins une valeur représentative d'une intensité lumineuse (I) dans la zone d'observation (3), ladite valeur représentative étant fonction d'une transformation de Fourier bidimensionnelle inverse du spectre bidimensionnel (P).

15. Procédé selon la revendication 14, dans lequel on détermine le spectre bidimensionnel (P) par recalage dans un espace de Fourier de la pluralité de tranches de profil (T), de préférence par recalage de chaque tranche de profil en fonction d'une direction de propagation (θ) d'une onde acoustique non-focalisée associée au signal de mesure (S) associé à la tranche de profil (T).

25 16. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 15, dans lequel une opération de mesure (150) est réitérée n fois pour acquérir n signaux de mesure (S) associés à une direction de propagation (θ) d'une onde acoustique non-focalisée, et dans lequel lesdits n signaux
30 de mesure sont moyennés ensembles pour déterminer un signal de mesure associé à ladite onde acoustique non-focalisée utilisé pour l'étape de traitement (200).

17. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 16, dans lequel l'opération de mesure (150) est réitérée un nombre n de fois supérieur ou égal à 5 1.

18. Système (1) d'imagerie acousto-optique d'une zone d'observation (3) d'un milieu (2), le système comprenant

10 - un dispositif d'acquisition (11) d'au moins un signal de mesure (S) associé à au moins une onde acoustique non-focalisée,

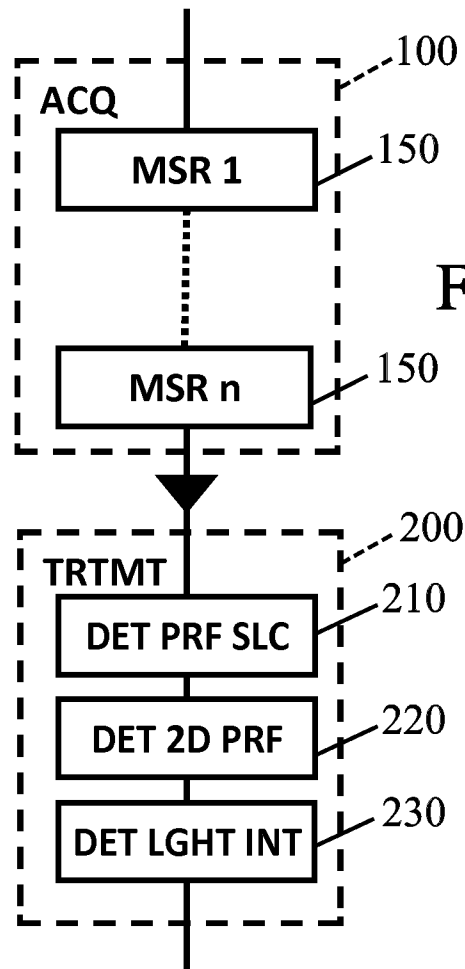
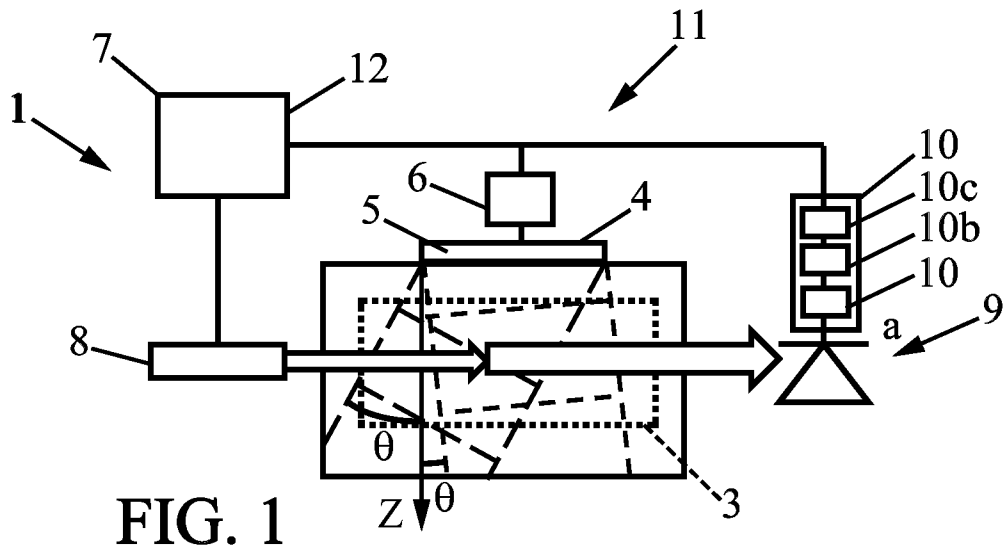
le dispositif d'acquisition comportant :

15 . un réseau de transducteurs (4) pour générer, dans la zone d'observation (3), au moins une onde acoustique non-focalisée se propageant selon une direction de propagation (θ),

20 . un dispositif d'émission lumineuse (8) pour émettre dans la zone d'observation (3) au moins une onde lumineuse incidente pour générer au moins une onde lumineuse marquée comportant au moins une composante acousto-optique décalée en fréquence par ladite au moins une onde acoustique non-focalisée,

25 . un détecteur (9) pour acquérir au moins un signal de mesure (S) représentatif de ladite au moins une onde lumineuse marquée ; et

30 - un dispositif de traitement (12) apte à déterminer au moins une valeur représentative d'une intensité lumineuse (I) dans la zone d'observation (3) à partir dudit au moins un signal de mesure (S) acquis par le dispositif d'acquisition (11).



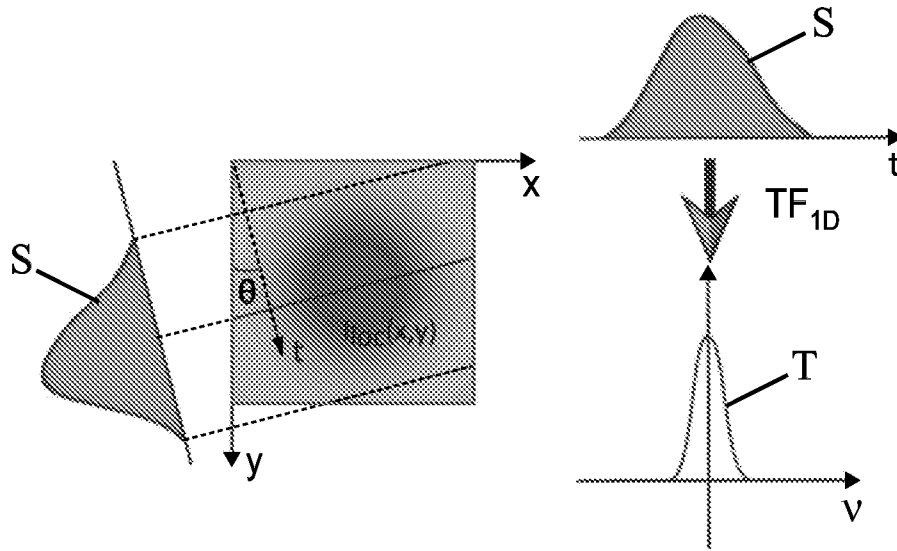


FIG. 3A

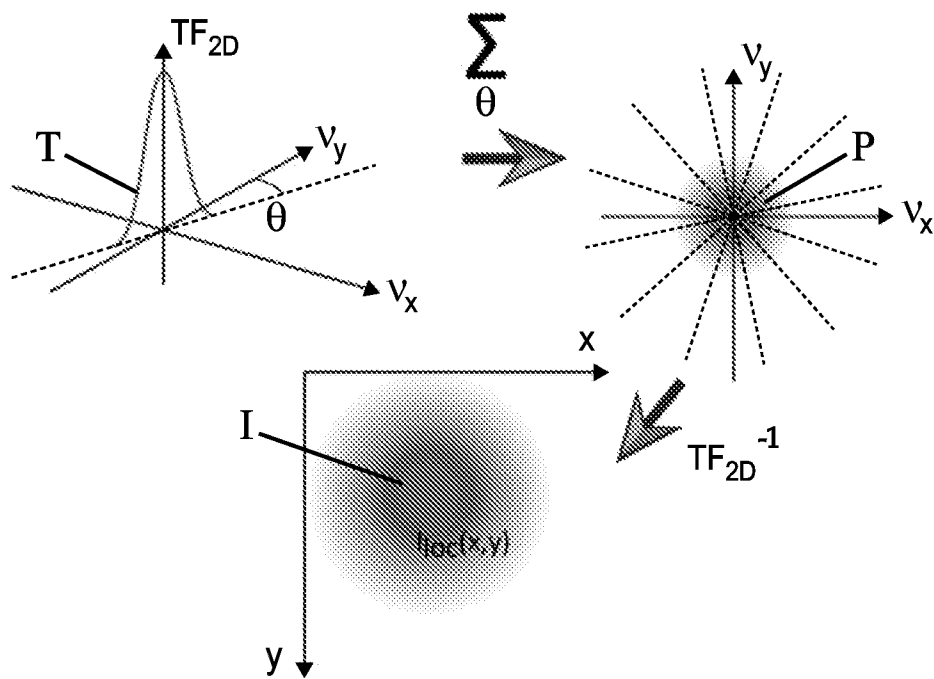


FIG. 3B

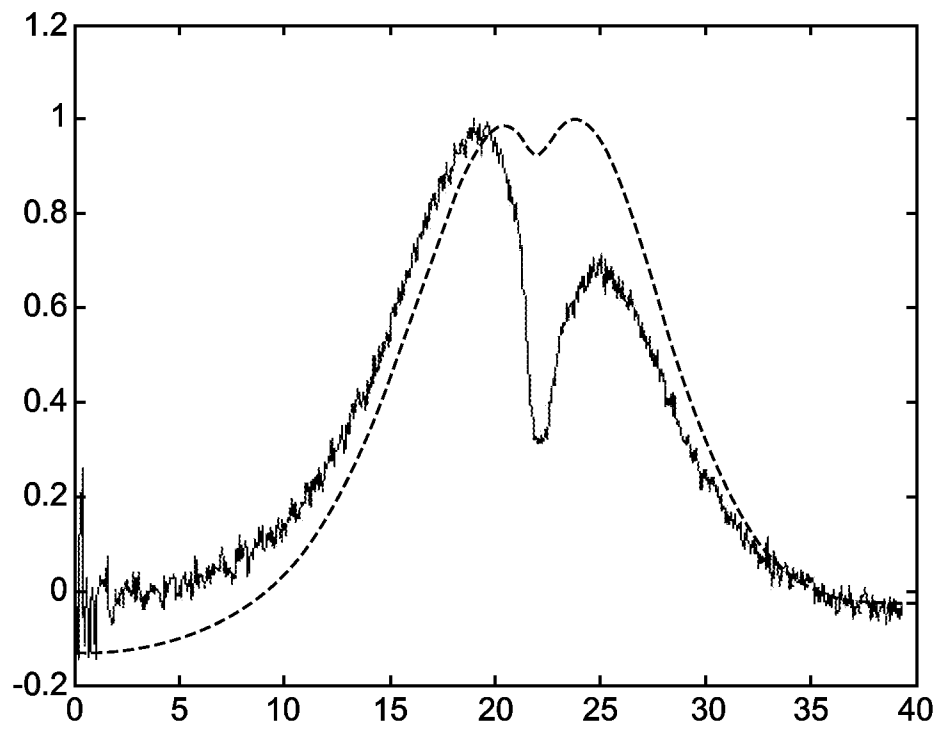


FIG. 4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/FR2015/051448

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. G01N21/17 G01N21/49 G02F1/11
ADD. A61B5/00

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 G02F

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, INSPEC

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2008/296514 A1 (METZGER YAACOV [IL] ET AL) 4 December 2008 (2008-12-04) paragraphs [0001], [0005] - [0009], [0013] - [0053]; figures 1,2A -----	1-18
X	US 6 041 248 A (WANG LIHONG [US]) 21 March 2000 (2000-03-21) column 2, line 47 - column 4, line 43; figure 1 ----- -/--	1,2,4, 9-18

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 20 January 2016	Date of mailing of the international search report 29/01/2016
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 Duijs, Eric

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/FR2015/051448

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	<p>WANG L V ET AL: "FREQUENCY-SWEPT ULTRASOUND-MODULATED OPTICAL TOMOGRAPHY OF SCATTERING MEDIA", OPTICS LETTERS, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, US, vol. 23, no. 12, 15 June 1998 (1998-06-15), pages 975-977, XP000766613, ISSN: 0146-9592 page 975, left-hand column - page 976, left-hand column; figure 1 abstract</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1,2,4, 9-18
X	<p>KILICASLAN I ET AL: "Ultrasonic enhanced Brillouin light scattering in water", OPTICS COMMUNICATIONS, NORTH-HOLLAND PUBLISHING CO. AMSTERDAM, NL, vol. 265, no. 2, 15 September 2006 (2006-09-15), pages 441-445, XP028081221, ISSN: 0030-4018, DOI: 10.1016/J.OPTCOM.2006.03.061 [retrieved on 2006-09-15] abstract page 442, paragraph 2. Experimental; figure 1</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1,2,18
X	<p>FR 2 617 602 A1 (THOMSON CSF [FR]) 6 January 1989 (1989-01-06) page 3, line 29 - page 8, line 31; figures 3,4 page 15, lines 15-21; figure 21</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1,2,18
X	<p>KEMPE M ET AL: "ACOUSTO-OPTIC TOMOGRAPHY WITH MULTIPLY SCATTERED LIGHT", JOURNAL OF THE OPTICAL SOCIETY OF AMERICA A, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, US, vol. 14, no. 5, 1 May 1997 (1997-05-01), pages 1151-1158, XP000997070, ISSN: 1084-7529 abstract page 1153, right-hand column; figure 1</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1,18

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/FR2015/051448

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2008296514	A1	04-12-2008	EP 2162064 A2 17-03-2010
			US 2008296514 A1 04-12-2008
			US 2009264722 A1 22-10-2009
			US 2012150014 A1 14-06-2012
			WO 2008149342 A2 11-12-2008

US 6041248	A	21-03-2000	AU 7472698 A 27-11-1998
			US 6041248 A 21-03-2000
			WO 9850781 A1 12-11-1998

FR 2617602	A1	06-01-1989	EP 0377571 A1 18-07-1990
			FR 2617602 A1 06-01-1989
			JP 2916500 B2 05-07-1999
			JP H02504187 A 29-11-1990
			US 5174298 A 29-12-1992
			WO 8900278 A1 12-01-1989

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/FR2015/051448

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE INV. G01N21/17 G01N21/49 G02F1/11 ADD. A61B5/00		
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 G02F		
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, INSPEC		
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 2008/296514 A1 (METZGER YAACOV [IL] ET AL) 4 décembre 2008 (2008-12-04) alinéas [0001], [0005] - [0009], [0013] - [0053]; figures 1,2A -----	1-18
X	US 6 041 248 A (WANG LIHONG [US]) 21 mars 2000 (2000-03-21) colonne 2, ligne 47 - colonne 4, ligne 43; figure 1 ----- -/--	1,2,4, 9-18
<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	
20 janvier 2016	29/01/2016	
Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale	Fonctionnaire autorisé	
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Duijs, Eric	

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	<p>WANG L V ET AL: "FREQUENCY-SWEPT ULTRASOUND-MODULATED OPTICAL TOMOGRAPHY OF SCATTERING MEDIA", OPTICS LETTERS, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, US, vol. 23, no. 12, 15 juin 1998 (1998-06-15), pages 975-977, XP000766613, ISSN: 0146-9592 page 975, colonne de gauche - page 976, colonne de gauche; figure 1 abrégé</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1,2,4,9-18
X	<p>KILICASLAN I ET AL: "Ultrasonic enhanced Brillouin light scattering in water", OPTICS COMMUNICATIONS, NORTH-HOLLAND PUBLISHING CO. AMSTERDAM, NL, vol. 265, no. 2, 15 septembre 2006 (2006-09-15), pages 441-445, XP028081221, ISSN: 0030-4018, DOI: 10.1016/J.OPTCOM.2006.03.061 [extrait le 2006-09-15] abrégé page 442, alinéa 2. Experimental; figure 1</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1,2,18
X	<p>FR 2 617 602 A1 (THOMSON CSF [FR]) 6 janvier 1989 (1989-01-06) page 3, ligne 29 - page 8, ligne 31; figures 3,4 page 15, lignes 15-21; figure 21</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1,2,18
X	<p>KEMPE M ET AL: "ACOUSTO-OPTIC TOMOGRAPHY WITH MULTIPLY SCATTERED LIGHT", JOURNAL OF THE OPTICAL SOCIETY OF AMERICA A, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, US, vol. 14, no. 5, 1 mai 1997 (1997-05-01), pages 1151-1158, XP000997070, ISSN: 1084-7529 abrégé page 1153, colonne de droite; figure 1</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1,18

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/FR2015/051448

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2008296514 A1	04-12-2008	EP 2162064 A2	17-03-2010
		US 2008296514 A1	04-12-2008
		US 2009264722 A1	22-10-2009
		US 2012150014 A1	14-06-2012
		WO 2008149342 A2	11-12-2008

US 6041248 A	21-03-2000	AU 7472698 A	27-11-1998
		US 6041248 A	21-03-2000
		WO 9850781 A1	12-11-1998

FR 2617602 A1	06-01-1989	EP 0377571 A1	18-07-1990
		FR 2617602 A1	06-01-1989
		JP 2916500 B2	05-07-1999
		JP H02504187 A	29-11-1990
		US 5174298 A	29-12-1992
		WO 8900278 A1	12-01-1989
