



(12) **DEMANDE DE BREVET CANADIEN
CANADIAN PATENT APPLICATION**

(13) **A1**

(86) **Date de dépôt PCT/PCT Filing Date:** 2022/06/20
(87) **Date publication PCT/PCT Publication Date:** 2023/01/05
(85) **Entrée phase nationale/National Entry:** 2023/12/15
(86) **N° demande PCT/PCT Application No.:** IB 2022/055698
(87) **N° publication PCT/PCT Publication No.:** 2023/275664
(30) **Priorité/Priority:** 2021/07/01 (FR FR2107170)

(51) **Cl.Int./Int.Cl. A61B 1/00** (2006.01)
(71) **Demandeurs/Applicants:**
UNIVERSITE GRENOBLE ALPES, FR;
CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE, FR
(72) **Inventeurs/Inventors:**
BOSSY, EMMANUEL, FR;
CARAVACA AGUIRRE, ANTONIO MIGUEL, FR
(74) **Agent:** SMART & BIGGAR LP

(54) **Titre : PROCÉDE D'IMAGERIE, ENDOSCOPE ET PRODUIT PROGRAMME D'ORDINATEUR**
(54) **Title: IMAGING METHOD, ENDOSCOPE AND COMPUTER PROGRAM PRODUCT**

[Fig. 1]

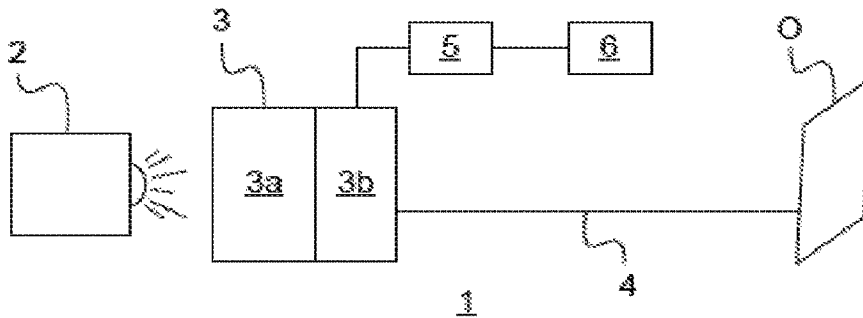


Fig.1

(57) **Abrégé/Abstract:**

Procédé d'imagerie, endoscope et produit programme d'ordinateur L'invention a pour objet un procédé d'imagerie d'un objet à imager (O), caractérisé par le fait qu'il comprend : - générer, par un dispositif d'éclairage (2), une série de motifs d'éclairage; - pour chaque motif d'éclairage, réaliser une phase de stimulation dans laquelle des translations du motif d'éclairage sont réalisées en entrée d'une fibre optique multimode à section carrée (4) au moyen d'au moins un dispositif de translation (3a) d'un système optique (3) disposé entre le dispositif d'éclairage (2) et l'entrée de la fibre optique multimode à section carrée (4), les translations étant réalisées dans un plan parallèle au plan d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée (4); - pour chaque phase de stimulation, réaliser une phase d'acquisition dans laquelle le signal généré par le motif d'éclairage sur l'objet à imager (O) placé à la sortie de la fibre optique multimode à section carrée (4) est mesuré par un dispositif de mesure de signal (5; 9); et - reconstruire par un dispositif de calcul (6), au moyen du signal mesuré pour chacune des phases d'acquisition, l'objet à imager (O).

(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 2023/275664 A1(43) Date de la publication internationale
05 janvier 2023 (05.01.2023)(51) Classification internationale des brevets :
A61B 1/00 (2006.01)**RECHERCHE SCIENTIFIQUE** [FR/FR] ; 3 RUE MICHEL ANGE, 75794 PARIS CEDEX 16 (FR).(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/IB2022/055698(72) Inventeurs : **BOSSY, Emmanuel** ; C/O LIPHY, UMR 5588 CNRS UGA, 140 rue de la Physique, 38400 SAINT MARTIN D'HERES (FR). **CARAVACA AGUIRRE, Antonio Miguel** ; C/O LIPHY, UMR 5588 CNRS UGA, 140 rue de la Physique, 38400 SAINT MARTIN D'HERES (FR).(22) Date de dépôt international :
20 juin 2022 (20.06.2022)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(74) Mandataire : **SCHMIT, François** ; C/O NOVAIMO, Europa 1 - 362 avenue Marie Curie, Archamps Technopole, 74166 Saint-Julien-en-Genevois Cedex (FR).(30) Données relatives à la priorité :
FR2107170 01 juillet 2021 (01.07.2021) FR(71) Déposants : **UNIVERSITE GRENOBLE ALPES** [FR/FR] ; 621 AVENUE CENTRALE, 38400 SAINT MARTIN D'HERES (FR). **CENTRE NATIONAL DE LA**(81) États désignés (*sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible*) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ,

(54) Title: IMAGING METHOD, ENDOSCOPE AND COMPUTER PROGRAM PRODUCT

(54) Titre : PROCÉDÉ D'IMAGERIE, ENDOSCOPE ET PRODUIT PROGRAMME D'ORDINATEUR

[Fig. 1]

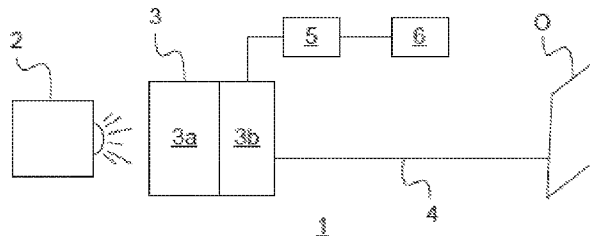


Fig.1

(57) **Abstract:** The invention relates to a method for imaging an object to be imaged (O), characterised in that it comprises: - generating, by a lighting device (2), a series of lighting patterns; - for each lighting pattern, performing a simulation phase, wherein translations of the lighting pattern are performed at the input of a multimode optical fibre having a square cross-section (4) by means of at least one translation device (3a) of an optical system (3) arranged between the lighting device (2) and the input of the multimode optical fibre having a square cross-section (4), the translations being performed in a plane parallel to the input plane of the multimode optical fibre having a square cross-section (4); - for each simulation phase, performing an acquisition phase, wherein the signal generated by the lighting pattern on the object to be imaged (O) located at the output of the multimode optical fibre having a square cross-section (4) is measured by a signal measuring device (5; 9); and - reconstructing, by a computing device (6), using the measured signal for each of the acquisition phases, the object to be imaged (O).

(57) **Abstrégé :** Procédé d'imagerie, endoscope et produit programme d'ordinateur L'invention a pour objet un procédé d'imagerie d'un objet à imager (O), caractérisé par le fait qu'il comprend : - générer, par un dispositif d'éclairage (2), une série de motifs d'éclairage; - pour chaque motif d'éclairage, réaliser une phase de stimulation dans laquelle des translations du motif d'éclairage sont réalisées en entrée d'une fibre optique multimode à section carrée (4) au moyen d'au moins un dispositif de translation (3a) d'un système optique (3) disposé entre le dispositif d'éclairage (2) et l'entrée de la fibre optique multimode à section carrée (4), les translations étant réalisées dans un plan parallèle au plan d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée (4); - pour chaque phase de stimulation, réaliser une phase d'acquisition dans laquelle le signal généré par le motif d'éclairage sur l'objet à imager (O) placé à la sortie de la fibre optique

WO 2023/275664 A1 

EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, 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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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).

Déclarations en vertu de la règle 4.17 :

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

Publiée:

— *avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))*
— *en noir et blanc ; la demande internationale telle que déposée était en couleur ou en échelle de gris et est disponible sur PATENTSCOPE pour téléchargement.*

multimode à section carrée (4) est mesuré par un dispositif de mesure de signal (5; 9); et - reconstruire par un dispositif de calcul (6), au moyen du signal mesuré pour chacune des phases d'acquisition, l'objet à imager (O).

Description

Titre de l'invention : Procédé d'imagerie, endoscope et produit programme d'ordinateur

- [0001] La présente invention concerne le domaine technique de l'imagerie, et porte plus particulièrement sur un procédé d'imagerie et sur un endoscope mettant en œuvre le procédé d'imagerie.
- [0002] Actuellement, les plupart des endoscopes utilisent un faisceau de fibres monomodes pour réaliser une image d'un objet à imager placé en sortie du faisceau de fibres : on allume fibre par fibre du faisceau de fibres en balayant régulièrement le faisceau de fibres, puis on recueille pour chaque fibre la lumière reçue de l'objet à imager pour déduire une image de l'objet à imager pixel par pixel.
- [0003] Les résultats d'imagerie obtenus par ces endoscopes existants sont bons. Cependant ces endoscopes de l'état de la technique présentent des inconvénients.
- [0004] Essentiellement, le faisceau de fibres monomodes a un diamètre important, ce qui rend les endoscopes de l'état de la technique difficilement utilisables dans des procédures où la sonde d'imagerie de l'endoscope, constituée par le faisceau de fibres monomodes, doit être invasive de manière minimale.
- [0005] Dans la présente demande, en accord avec l'usage courant, une fibre optique multimode est définie comme étant une fibre avec un unique cœur de grand diamètre, qui permet à plusieurs modes de se propager, par opposition à une fibre optique monomode ayant un unique cœur dans lequel un unique mode peut se propager. Il est à noter qu'il faut distinguer une fibre optique multimode d'une fibre optique multicoeurs, qui comprend plusieurs cœurs, chaque cœur étant en général monomode.
- [0006] L'imagerie optique dans des fibres optiques multimodes est un domaine de recherche qui se développe depuis une dizaine d'années. En particulier, l'imagerie optique endoscopique à travers des fibres optiques multimodes permet de réaliser des systèmes d'imagerie endoscopique de dimensions très réduites par rapport à l'approche classique basée sur des faisceaux (bundles) de fibres optiques monomodes. On utilise généralement des fibres optiques multimodes standards (à section circulaire), sans composant optique du côté échantillon (terminologie "lensless endoscope") et une calibration préalable est nécessaire pour la réalisation d'une image, en raison du fait qu'une fibre optique multimode est un milieu de propagation complexe. La demande de brevet américain US2015/0015879A1 et les brevets américains US5956447 et US10254534B2 divulguent de tels exemples d'endoscopes à fibre multimode. Ces endoscopes peuvent être utilisés dans des procédures où la sonde d'imagerie de l'endoscope est minimalement invasive.

- [0007] US10809750B2 et US10398294B2 décrivent également des endoscopes selon l'état de la technique.
- [0008] Cependant, dans la fibre multimode, du fait de l'utilisation d'un seul milieu pour propager plusieurs modes, l'information est mélangée/brouillée au cours de la propagation, la compensation de ce brouillage ne pouvant se faire que par l'intermédiaire d'un calibrage préalable rendant l'utilisation de tels endoscopes à fibre multimode longue et peu conviviale.
- [0009] En outre, le calibrage dépend de la forme de la fibre optique multimode. Si la forme de la fibre optique multimode change après le calibrage, le calibrage est à refaire, et ce même pour des changements de forme très faible. Pour pallier les effets du changement de forme de la fibre optique multimode, on utilise donc des fibres optiques multimodes rigides, ce qui limite fortement les domaines d'application et l'utilisation pratique de l'endoscope.
- [0010] La possibilité d'imager dans des fibres flexibles n'a été démontrée qu'avec un type particulier de fibres optiques, appelé fibres multi-cœur, pour lesquelles la phase de calibration reste approximativement valable même après un changement de conformation de la fibre.
- [0011] Mais ces fibres sont similaires dans leur principe aux faisceaux (bundles) de fibres monomodes, et de ce fait présentent le même inconvénient en termes de taille, à savoir d'avoir une section typiquement 20 à 30 fois supérieure aux fibres optiques multimodes de l'invention.
- [0012] Il existe donc un besoin pour un endoscope minimalement invasif, sans étape de calibration préalable, pouvant permettre l'utilisation d'une fibre optique souple, quelle que soit sa configuration (droite ou courbée) pour un plus grand confort d'utilisation de l'endoscope, que l'invention se propose de résoudre avec l'utilisation d'une fibre optique multimode à section carrée. Dans la présente demande, en accord avec l'usage courant, une fibre optique multimode à section carrée est définie comme une fibre optique multimode dont le cœur est à section carrée.
- [0013] Il existe dans ces fibres optiques multimodes à section carrée un effet mémoire de translation permettant de s'affranchir de la phase de calibration. En effet, il a été démontré qu'un effet mémoire présent dans le cas de milieux diffusants permet d'imager un objet pour l'imagerie sans calibration préalable du milieu diffusant. Notons que cela suppose un effet mémoire dans toutes les directions. Dans les fibres optiques multimodes à section circulaire, un effet mémoire de rotation (donc dans une direction seulement) a été décrit, ce qui est insuffisant pour réaliser une image.
- [0014] Le procédé de l'invention pour former une image de l'objet à imager repose sur deux étapes, 1) une étape de mesure, et 2) une étape de reconstruction de l'objet. Sa force repose sur le fait qu'il n'y a pas d'étapes de calibration, et qu'elle s'applique même

quand la fibre est courbée.

- [0015] Les inventeurs ont montré que le champ optique en sortie de la fibre optique multimode à section carrée se décompose en la somme de quatre champs optiques, qui tous translatent quand on translate le motif d'éclairage en entrée. Ce "quadruple effet mémoire" est une généralisation de l'effet mémoire bien connu dans la communauté, qui correspond à la translation d'un unique champ de sortie quand le champs d'entrée translate.
- [0016] Le cœur de l'invention repose sur l'existence du "quadruple" effet mémoire dans les fibres optiques multimodes à section carrée, pour la reconstruction sans calibration. De plus, cet effet a été observé même quand la fibre optique multimode à section carrée est courbée, ce qui rend le procédé de l'invention applicable à des fibres flexibles (à condition que la fibre ne bouge pas pendant la mesure).
- [0017] La présente invention a donc pour objet un procédé d'imagerie d'un objet à imager, caractérisé par le fait qu'il comprend :
- [0018] - générer, par un dispositif d'éclairage, une série de motifs d'éclairage ;
- [0019] - pour chaque motif d'éclairage, réaliser une phase de stimulation dans laquelle des translations du motif d'éclairage sont réalisées en entrée d'une fibre optique multimode à section carrée au moyen d'au moins un dispositif de translation d'un système optique disposé entre le dispositif d'éclairage et l'entrée de la fibre optique multimode à section carrée, les translations étant réalisées dans un plan parallèle au plan d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée ;
- [0020] - pour chaque phase de stimulation, réaliser une phase d'acquisition dans laquelle le signal généré par le motif d'éclairage sur l'objet à imager placé à la sortie de la fibre optique multimode à section carrée est mesuré par un dispositif de mesure de signal ; et
- [0021] - reconstruire par un dispositif de calcul, au moyen du signal mesuré pour chacune des phases d'acquisition, l'objet à imager.
- [0022] L'invention repose sur l'utilisation de fibres optiques multimodes à section carrée. Contrairement aux fibres utilisées classiquement, qui sont à section circulaire, les inventeurs ont démontré théoriquement et expérimentalement qu'il existe dans ces fibres optiques multimodes à section carrée une propriété d'invariance de translation (appelée dans la littérature effet mémoire de translation : le motif en sortie du milieu (ici la fibre optique multimode à section carrée) translate quand on translation le motif d'éclairage), effet qui n'existe pas dans les fibres optiques multimodes à section circulaire. L'exploitation de cet effet mémoire dans les fibres optiques multimodes à section carrée permet de s'affranchir de la phase de calibration (totalement ou partiellement), et permet notamment de réaliser des images dans des fibres souples (dont la forme peut être modifiée en cours d'utilisation), deux limites des méthodes actuelles reposant sur les fibres standards à section circulaire, qui nécessitent une calibration et

qui ne fonctionnent que pour une forme figée de la fibre. Les fibres optiques multimodes à section carrée sont un produit commercial existant, utilisées à des fins de contrôle de la forme d'un motif d'éclairage. L'invention concerne l'utilisation totalement nouvelle de ces fibres pour l'imagerie optique endoscopique. La fibre optique multimode à section carrée permet de réduire grandement le diamètre de la fibre par rapport aux endoscopes actuels à faisceaux de fibres monomodes, permettant d'avoir une section de la fibre optique multimode à section carrée typiquement 20 à 30 fois inférieure aux faisceaux de fibres monomodes de l'état de la technique, et donc contribue à diminuer le caractère intrusif de l'endoscope pour obtenir un dispositif miniature.

- [0023] Aucune optique n'est présente en sortie de la fibre optique multimode à section carrée, entre la sortie de la fibre optique multimode à section carrée et l'objet à imager, ce qui rend la structure en sortie de fibre extrêmement simple et robuste.
- [0024] Le nombre de motifs d'éclairage dans la série doit être supérieur ou égal à un. Cependant, plus le nombre de motifs d'éclairage dans la série est élevé, meilleure est la reconstruction de l'objet à imager.
- [0025] Le motif d'éclairage est de préférence un motif de tavelures (en anglais un motif de speckle) mais peut également être un spot focalisé, sans s'éloigner du cadre de la présente invention.
- [0026] Le système optique peut comprendre un ou plusieurs composants optiques tels que lentilles, miroirs, réseaux, prismes, diffuseurs, séparateurs, diaphragmes, lames à retard, polariseurs, filtres, diviseurs de faisceaux, expanseurs de faisceaux, concentrateurs, matrices de micro-miroirs, etc...
- [0027] Selon un mode de réalisation, l'au moins un dispositif de translation est l'un parmi un modulateur spatial de lumière à base de cristaux liquides, un modulateur spatial de lumière de type matrice de micro-miroirs (ou DMD, acronyme de l'anglais Digital Micromirror Device), un diffuseur optique associé à une platine de translation, un diffuseur optique associé à des miroirs galvanométriques. Les diffuseurs optiques peuvent notamment être un verre diffusant.
- [0028] Selon un mode de réalisation, le dispositif de mesure de signal est un capteur optique de mesure du signal optique réfléchi par l'objet à imager associé à une fibre optique de détection placée entre l'objet à imager et le capteur optique, la fibre optique de détection étant l'une parmi la fibre optique multimode à section carrée et une fibre optique auxiliaire. Un diviseur de faisceau est présent dans le système optique pour transférer le signal optique généré par le motif d'éclairage sur l'objet à imager dans la fibre optique multimode à section carrée vers le capteur optique.
- [0029] Selon un mode de réalisation, le dispositif de mesure de signal est un hydrophone à fibre optique mesurant le signal photoacoustique de l'objet à imager. La fibre optique de l'hydrophone est alors reliée à un dispositif de détection photoacoustique par son

extrémité opposée à celle en regard de l'objet à imager.

[0030] Selon un mode de réalisation, l'objet à imager est fluorescent et le dispositif de mesure de signal est un capteur optique de mesure du signal de fluorescence émis par l'objet à imager associé à une fibre optique de détection placée entre l'objet à imager et le capteur optique, la fibre optique de détection étant l'une parmi la fibre optique multimode à section carrée et une fibre optique auxiliaire. Un filtre dichroïque est alors présent dans le système optique pour filtrer le signal optique généré par le motif d'éclairage sur l'objet à imager dans la fibre optique multimode à section carrée ou la fibre optique auxiliaire, lequel signal filtré est ensuite envoyé par le système optique vers le capteur optique.

[0031] Selon un mode de réalisation, dans chaque phase de stimulation, les translations sont réalisées dans tout ou partie du plan d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée.

[0032] Selon un mode de réalisation, le dispositif d'éclairage est une source de lumière cohérente. Le dispositif d'éclairage doit en effet conduire à une figure de tavelures (speckle en anglais) en sortie de la fibre optique multimode à section carrée. Le dispositif d'éclairage sera de préférence monochromatique, et de façon davantage préférée un laser.

[0033] Selon un mode de réalisation, le dispositif de calcul est sélectionné dans au moins l'un parmi un ordinateur, un microprocesseur, un processeur de signaux numériques, DSP, un processeur, un microcontrôleur, une matrice prédéfinie programmable, FPGA, un composant à application spécifique, ASIC, et comprend de la mémoire.

[0034] Selon un mode de réalisation, la reconstruction de l'objet à imager par le dispositif de calcul comprend une première étape comprenant, pour chaque phase d'acquisition, le calcul de l'autocorrélation spatiale du signal mesuré puis le calcul de l'autocorrélation moyennée pour tous les motifs d'éclairage, et une seconde étape de déduction de l'objet à imager à partir de l'autocorrélation moyennée pour tous les motifs d'éclairage obtenue dans la première étape.

[0035] Selon un mode de réalisation, l'objet à imager est déduit de l'autocorrélation moyennée pour tous les motifs d'éclairage par résolution de l'équation suivante :

[0036] [Math.1]

$$\hat{O}_{estimé}(\mathbf{r}) = \operatorname{argmin}_x \left\| C_{mesure}^S(\Delta \mathbf{r}_{in}) - \iint C^d(\Delta \mathbf{r}_{in}, \Delta \mathbf{r}_{out}) C^x(\Delta \mathbf{r}_{out}) d^2 \Delta \mathbf{r}_{out} \right\|$$

[0037] où $\Delta \mathbf{r}_{in} = (\Delta x_{in}, \Delta y_{in})$ définit une position de balayage dans la face d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée avec x_{in} et y_{in} les coordonnées dans la face d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée, $\Delta \mathbf{r}_{out}$ représente les coordonnées de la face de sortie de la fibre optique multimode à section carrée, C^d est l'autocorrélation moyenne des N motifs d'éclairage, C^x est l'autocorrélation d'un objet

test X , C_{mesure}^S est l'autocorrélation moyennée pour tous les motifs d'éclairage et $\hat{O}_{estimé}(r)$ est l'estimation obtenue de l'objet (O) à imager.

- [0038] Selon un mode de réalisation, l'objet à imager est déduit de l'autocorrélation moyennée pour tous les motifs d'éclairage par un réseau de neurones préalablement entraîné sur une classe d'objets définie, le réseau de neurones fournissant une estimation de l'objet à imager à partir de l'autocorrélation moyennée, par comparaison de l'autocorrélation moyennée connue par le réseau de neurones sur les objets de la classe définie à l'autocorrélation moyennée calculée pour l'objet à image.
- [0039] Un réseau de neurones de type U-NET peut par exemple être utilisé comme réseau de neurones. La méthode utilisée est par exemple décrite dans la publication scientifique « *Compensating for visibility artefacts in photoacoustic imaging with a deep learning approach providing prediction uncertainties* » (Compensation d'artéfacts de visibilité en imagerie photoacoustique avec une approche apprentissage profond fournissant des incertitudes de prédiction), Guillaume Godefroy, Bastien Arnal, Emmanuel Bossy, *Photoacoustics*, 21 :100218, 2021. 4.
- [0040] L'ensemble de données d'entraînement pour le réseau de neurones avec cette méthode est constitué par d'une série d'objets test connus et de leur fonction d'autocorrélation moyenne (connue également). Les objets de la série doivent appartenir à une classe d'objets définie (par exemple une série de caractères manuscrits, des populations de cellules, des vaisseaux sanguins), et le réseau permettra de reconstruire un objet inconnu sous réserve qu'il fasse partie de la famille à partir de laquelle le réseau a été entraîné. Un exemple de classe d'objets connus très utilisée est donnée par la base de données MNIST de chiffres manuscrits (https://en.wikipedia.org/wiki/MNIST_database).
- [0041] Selon un mode de réalisation, la fibre optique multimode à section carrée est souple. L'invention permet ainsi une imagerie avec une fibre souple, avec possibilité que la forme de la fibre optique multimode à section carrée change entre deux mesures, pour autant qu'elle ne change pas pendant une mesure donnée, permettant plus de souplesse pour le procédé d'imagerie et donc une plus grande facilité d'utilisation.
- [0042] Selon un mode de réalisation, la fibre optique multimode à section carrée comprend une gaine recouvrant une âme de section carrée, l'âme ayant des dimensions comprises entre $10\ \mu\text{m} \times 10\ \mu\text{m}$ et $1\ \text{mm} \times 1\ \text{mm}$, de façon préférée comprises entre $50\ \mu\text{m} \times 50\ \mu\text{m}$ et $200\ \mu\text{m} \times 200\ \mu\text{m}$, de façon davantage préférée comprise entre $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$ et $150\ \mu\text{m} \times 150\ \mu\text{m}$. L'objectif de miniaturisation de l'invention est ainsi atteint avec des diamètres de fibres 20 à 30 fois inférieurs aux faisceaux de fibres monomodes de l'état de la technique.
- [0043] L'invention a également pour objet un endoscope pour l'imagerie d'un objet à

imager, caractérisé par le fait qu'il comprend un dispositif d'éclairage, un système optique, au moins une fibre optique multimode à section carrée, le système optique couplant optiquement le dispositif d'éclairage à l'entrée de l'au moins une fibre optique multimode à section carrée, l'objet à imager étant configuré pour être placé en sortie de l'au moins une fibre optique multimode à section carrée, un dispositif de mesure de signal généré par l'objet à imager et un dispositif de calcul pour mettre en œuvre le procédé tel que décrit ci-dessus.

[0044] Etant donné le diamètre de la fibre optique multimode à section carrée, l'endoscope selon l'invention est ainsi minimalement invasif et ne nécessite aucune phase préalable de calibrage, réduisant grandement le temps d'imagerie.

[0045] Selon un mode de réalisation, le système optique comprend un dispositif de translation pour traduire un motif d'éclairage généré par le dispositif d'éclairage sur tout ou partie du plan d'entrée de l'au moins une fibre optique multimode à section carrée, le dispositif de translation étant configuré pour traduire le motif d'éclairage dans un plan parallèle au plan d'entrée de l'au moins une fibre optique multimode à section carrée, le dispositif de translation étant l'un parmi un modulateur spatial de lumière à base de cristaux liquides, un modulateur spatial de lumière de type matrice de micro-miroirs (DMD), un diffuseur optique associé à une platine de translation, un diffuseur optique associé à des miroirs galvanométriques. Les diffuseurs optiques peuvent notamment être un verre diffusant.

[0046] Selon un mode de réalisation, le dispositif de mesure de signal est constitué par au moins l'un parmi :

[0047] - l'au moins une fibre optique multimode à section carrée associée à un capteur optique en entrée de la fibre optique multimode à section carrée pour capter un signal optique réfléchi par l'objet à imager, le système optique comprenant alors un diviseur de faisceau pour envoyer le signal généré par l'objet à travers l'au moins une fibre optique multimode à section carrée vers le capteur optique,

[0048] - au moins une fibre optique auxiliaire associée à un capteur optique du côté entrée de la fibre optique multimode à section carrée de l'endoscope pour capter un signal optique réfléchi par l'objet à imager,

[0049] - un hydrophone à fibre optique pour capter le signal photoacoustique de l'objet à imager, associé à un dispositif de détection photoacoustique.

[0050] L'au moins une fibre optique multimode à section carrée sera de préférence accolée, le cas échéant, à la fibre optique auxiliaire ou à la fibre optique d'hydrophone à des fins de réduction d'encombrement pour rendre le caractère intrusif minimal pour l'extrémité de l'endoscope.

[0051] Selon un mode de réalisation, lorsque l'objet à imager est fluorescent, le dispositif de mesure de signal est constitué par au moins l'un parmi :

- [0052] - l'au moins une fibre optique multimode à section carrée associée à un capteur optique en entrée de la fibre optique multimode à section carrée pour capter un signal de fluorescence de l'objet à imager, le système optique comprenant alors un filtre dichroïque pour envoyer le signal généré par l'objet à travers l'au moins une fibre optique multimode à section carrée vers le capteur optique,
- [0053] - au moins une fibre optique auxiliaire associée à un capteur du côté entrée de la fibre optique multimode à section carrée de l'endoscope pour capter un signal de fluorescence de l'objet à imager, le système optique comprenant alors un filtre dichroïque pour envoyer le signal généré par l'objet à travers l'au moins une fibre optique auxiliaire vers le capteur optique.
- [0054] Selon un mode de réalisation, le dispositif de calcul est sélectionné dans au moins l'un parmi un ordinateur, un microprocesseur, un processeur de signaux numériques, DSP, un processeur, un microcontrôleur, une matrice prédéfinie programmable, FPGA, un composant à application spécifique, ASIC, et comprend de la mémoire. Le dispositif de calcul peut faire partie de l'endoscope selon l'invention ou être déporté et connecté à l'endoscope.
- [0055] Selon un mode de réalisation, l'au moins une fibre multimode à section carrée est souple. Il est ainsi possible d'avoir un endoscope souple.
- [0056] Selon un mode de réalisation, l'au moins une fibre multimode à section carrée comprend une gaine recouvrant une âme de section carrée, l'âme ayant des dimensions comprises entre $10\ \mu\text{m} \times 10\ \mu\text{m}$ et $1\ \text{mm} \times 1\ \text{mm}$, de façon préférée comprises entre $50\ \mu\text{m} \times 50\ \mu\text{m}$ et $200\ \mu\text{m} \times 200\ \mu\text{m}$, de façon davantage préférée comprise entre $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$ et $150\ \mu\text{m} \times 150\ \mu\text{m}$.
- [0057] L'invention a également pour objet un produit programme d'ordinateur, caractérisé par le fait qu'il comprend des instructions qui, lorsqu'elles sont chargées et exécutées sur un dispositif de calcul d'un endoscope tel que décrit ci-dessus, permettent de mettre en œuvre le procédé tel que décrit ci-dessus.
- [0058] Pour mieux illustrer l'objet de la présente invention, des modes de réalisation particulier de celle-ci vont maintenant être décrits, en liaison avec les dessins annexés.
- [0059] Sur ces dessins :
- [0060] [Fig.1] représente un endoscope selon un premier mode de réalisation de l'invention ;
- [0061] [Fig.2] représente un endoscope selon un deuxième mode de réalisation de l'invention ;
- [0062] [Fig.3] représente un endoscope selon un troisième mode de réalisation de l'invention ;
- [0063] [Fig.4] représente schématiquement une fibre multimode à section carrée selon l'invention ; et
- [0064] [Fig.5] représente schématiquement les étapes du procédé d'imagerie selon

l'invention.

- [0065] Si l'on se réfère à la [Fig.1], on peut voir que l'on a représenté un endoscope 1 selon un premier mode de réalisation de l'invention.
- [0066] L'endoscope 1 comprend un dispositif d'éclairage 2, générant une lumière cohérente, de préférence monochromatique, de préférence un laser.
- [0067] En regard du dispositif d'éclairage 2 dans l'endoscope 1 est disposé un système optique 3 qui envoie la lumière générée par le dispositif d'éclairage 2 dans une fibre optique multimode à section carrée 4. La sortie de la fibre optique multimode à section carrée 4 débouche directement (sans élément optique) sur un objet à imager O. Un dispositif de mesure 5 est relié au système optique 3 et à un dispositif de calcul 6.
- [0068] Le système optique 3 comprend un dispositif de translation 3a pour traduire un motif d'éclairage généré par le dispositif d'éclairage 2 sur tout ou partie du plan d'entrée de l'au moins une fibre optique multimode à section carrée 4. Le dispositif de translation 3a peut être l'un parmi un modulateur spatial de lumière à base de cristaux liquides, un modulateur spatial de lumière de type matrice de micro-miroirs, un diffuseur optique associé à une platine de translation, un diffuseur optique associé à des miroirs galvanométriques.
- [0069] Le système optique 3 comprend également un diviseur de faisceau 3b, permettant de rediriger le faisceau optique généré par l'éclairage de l'objet à imager O dans la fibre optique multimode à section carrée 4 vers le dispositif de mesure 5.
- [0070] Dans ce premier mode de réalisation, le dispositif d'éclairage 2 génère un motif d'éclairage dirigé vers le système optique 3, à l'intérieur duquel le dispositif de translation 3a traduit le motif d'éclairage sur la face d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée 4, laquelle conduit ce motif d'éclairage vers l'objet à imager O, qui renvoie dans la fibre optique multimode à section carrée 4 un signal optique réfléchi, transmis par l'intermédiaire du diviseur de faisceau 3b vers le dispositif de mesure 5 lequel, associé au dispositif de calcul 6 permet de reconstruire l'objet à imager O avec la méthode décrite ci-après plus en détail.
- [0071] Avec ce premier mode de réalisation, il est possible de capter par la fibre optique multimode à section carrée 4 soit le signal optique réfléchi, soit une fluorescence générée par l'objet à imager O, le dispositif de mesure étant dans les deux cas un capteur optique.
- [0072] Si l'on se réfère à la [Fig.2], on peut voir que l'on a représenté un endoscope 1 selon un deuxième mode de réalisation de l'invention.
- [0073] Comme pour le premier mode de réalisation, l'endoscope 10 comprend un dispositif d'éclairage 2, générant une lumière cohérente, de préférence monochromatique, de préférence un laser.
- [0074] En regard du dispositif d'éclairage 2 dans l'endoscope 10 est disposé un système

- optique 3 qui envoie la lumière générée par le dispositif d'éclairage 2 dans une fibre optique multimode à section carrée 4. La sortie de la fibre optique multimode à section carrée 4 débouche directement (sans élément optique) sur un objet à imager O. Un dispositif de mesure 5 est relié au système optique 3 et à un dispositif de calcul 6.
- [0075] Une fibre optique auxiliaire 7 capte le signal optique réfléchi généré par l'objet à imager O, et le renvoie vers le diviseur de faisceau 3b du système optique 3.
- [0076] Dans ce deuxième mode de réalisation, le dispositif d'éclairage 2 génère un motif d'éclairage dirigé vers le système optique 3, à l'intérieur duquel le dispositif de translation 3a translate le motif d'éclairage sur la face d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée 4, laquelle conduit ce motif d'éclairage vers l'objet à imager O, qui renvoie dans la fibre optique auxiliaire 7 un signal optique réfléchi, transmis par l'intermédiaire du diviseur de faisceau 3b vers le dispositif de mesure 5 lequel, associé au dispositif de calcul 6 permet de reconstruire l'objet à imager O avec la méthode décrite ci-après plus en détail.
- [0077] Avec ce deuxième mode de réalisation, il est possible de capter par la fibre optique auxiliaire 7 soit la lumière réfléchie, auquel cas le dispositif de mesure 5 est un capteur optique de lumière réfléchie (avec la même longueur d'onde), soit une fluorescence générée par l'objet à imager O, auquel cas le dispositif de mesure est un capteur optique de fluorescence.
- [0078] Si l'on se réfère à la [Fig.3], on peut voir que l'on a représenté un endoscope 1 selon un troisième mode de réalisation de l'invention.
- [0079] Comme pour le premier mode de réalisation, l'endoscope 20 comprend un dispositif d'éclairage 2, générant une lumière cohérente, de préférence monochromatique, de préférence un laser.
- [0080] En regard du dispositif d'éclairage 2 dans l'endoscope 20 est disposé un système optique 3 qui envoie la lumière générée par le dispositif d'éclairage 2 dans une fibre optique multimode à section carrée 4. La sortie de la fibre optique multimode à section carrée 4 débouche directement (sans élément optique) sur un objet à imager O. Un hydrophone 9 à fibre optique 8 est relié au système optique 3 et à un dispositif de calcul 6.
- [0081] La fibre optique 8 de l'hydrophone 9 capte un signal photoacoustique généré par l'objet à imager O, et le renvoie vers l'hydrophone 9, lequel hydrophone 9 envoie un signal vers le dispositif de calcul 6.
- [0082] Dans ce troisième mode de réalisation, le dispositif d'éclairage 2 génère un motif d'éclairage dirigé vers le système optique 3, à l'intérieur duquel le dispositif de translation 3a translate le motif d'éclairage sur la face d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée 4, laquelle conduit ce motif d'éclairage vers l'objet à imager O, qui renvoie dans la fibre optique 8 un signal photoacoustique, transmis par

l'intermédiaire de l'hydrophone 9 vers le dispositif de calcul 6 pour reconstruire l'objet à imager O avec la méthode décrite ci-après plus en détail.

- [0083] Avec ce troisième mode de réalisation, on peut capter un signal photoacoustique généré par l'objet à imager O.
- [0084] Dans les trois modes de réalisation, le dispositif de calcul 6 est au moins l'un parmi un ordinateur, un microprocesseur, un processeur de signaux numériques, DSP, un processeur, un microcontrôleur, une matrice prédiffusée programmable, FPGA, un composant à application spécifique, ASIC, et comprend de la mémoire
- [0085] La [Fig.4] illustre schématiquement la fibre optique multimode à section carrée 4, comprenant une gaine cylindrique 4a recouvrant une âme 4b de section carrée.
- [0086] Typiquement, la fibre optique multimode à section carrée 4 est souple, l'âme ayant des dimensions comprises entre $10\ \mu\text{m} \times 10\ \mu\text{m}$ et $1\ \text{mm} \times 1\ \text{mm}$, de façon préférée comprises entre $50\ \mu\text{m} \times 50\ \mu\text{m}$ et $200\ \mu\text{m} \times 200\ \mu\text{m}$, de façon davantage préférée comprise entre $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$ et $150\ \mu\text{m} \times 150\ \mu\text{m}$.
- [0087] On peut voir que l'on met en entrée de la fibre optique multimode à section carrée 4 un motif de speckle E que l'on translate sur tout ou partie de l'entrée de la fibre optique multimode à section carrée 4, générant en sortie de la fibre optique multimode à section carrée 4 un éclairage E_o sur l'objet à imager.
- [0088] Le procédé selon l'invention va maintenant être décrit plus en détail en liaison avec la [Fig.5].
- [0089] Dans une première étape représentée en A sur la [Fig.5], pour N mesures, N un entier naturel supérieur ou égal à 1, un motif d'éclairage est balayé sur la face d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée.
- [0090] On considère un champ électromagnétique donné correspondant à un motif d'éclairage, numéroté $E_k^{in}(x_{in}, y_{in})$, $k = 1 \dots N$, correspondant à un motif d'intensité :
- [0091] [Math.2]
- $$I_k^{in}(x_{in}, y_{in}) = |E_k^{in}(x_{in}, y_{in})|^2$$
- [0092] x_{in} et y_{in} sont les coordonnées dans la face d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée. La procédure de mesure consiste à effectuer un balayage bidimensionnel de ce champ dans le plan de la fibre optique multimode à section carrée, c'est à dire à éclairer
- [0093] la face d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée avec des motifs de la forme :
- [0094] [Math.3]
- $$E_k^{in}(x_{in}, y_{in}, \Delta x_{in}, \Delta y_{in}) = E_k^{in}(x_{in} - \Delta x_{in}, y_{in} - \Delta y_{in})$$
- [0095] L'ensemble de toutes les valeurs de Δx_{in} et Δy_{in} définit un balayage, pour un

motif donné $E_k^{in}(x_{in}, y_{in})$. En pratique, l'étendue du balayage est rectangulaire, avec

[0096] [Math.4]

$$\Delta x_{in} \in [\Delta x_{in}^{min}, \Delta x_{in}^{max}]$$

[0097] et

[0098] [Math.5]

$$\Delta y_{in} \in [\Delta y_{in}^{min}, \Delta y_{in}^{max}]$$

[0099] et peut correspondre à :

[0100] - balayer le motif sur l'ensemble de la surface d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée ;

[0101] - balayer le motif uniquement sur une partie limitée de la surface d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée.

[0102] Cette procédure est répétée pour un nombre N de motifs différents, différents au sens où on ne retrouve jamais les mêmes motifs dans deux procédures de balayages (soit parce que les motifs de base sont différents, soit parce qu'un même motif est balayé sur des étendues différentes).

[0103] En pratique, il y a plusieurs dispositifs optiques permettant de générer des motifs et de les balayer :

[0104] - utilisation d'un dispositif modulateur spatial de lumière (SLM, acronyme de l'anglais Spatial Light Modulator), qui permet à la fois de choisir un motif défini sur les pixels du SLM, puis de le traduire dans le plan d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée. Il est possible d'utiliser soit un SLM à base de cristaux liquide (LCOS SLM), permettant de moduler la phase d'une onde lumineuse sur chaque pixel, soit un SLM de type matrice de micro-miroirs (DMD) permettant de moduler l'amplitude sur chaque pixel ;

[0105] - utilisation d'un diffuseur optique pour générer un motif d'apparence aléatoire, de type tavelures (speckle). Une modification de la position du diffuseur par rapport au faisceau d'éclairage permet alors de générer plusieurs motifs $k = [1, \dots, N]$. Ce motif peut alors ensuite être balayé dans le plan de la fibre optique multimode à section carrée en traduisant l'ensemble faisceau d'éclairage et du diffuseur, soit à l'aide de platine(s) de translation, soit à l'aide de miroirs galvanométriques.

[0106] Dans une deuxième étape, le signal généré par l'objet à imager en sortie de la fibre optique multimode à section carrée est mesuré.

[0107] On note $I_k^{out}(x_{out}, y_{out}, \Delta x_{in}, \Delta y_{in})$ l'intensité optique en sortie de la fibre correspondant au champ $E_k^{in}(x_{in}, y_{in}, \Delta x_{in}, \Delta y_{in})$ en entrée, pour une position de balayage définie par $\Delta \mathbf{r}_{in} = (\Delta x_{in}, \Delta y_{in})$.

[0108] On note $S_k(\Delta x_{in}, \Delta y_{in})$ le signal mesuré pour chaque position

$\Delta \mathbf{r}_{in} = (\Delta x_{in}, \Delta y_{in})$. On fait l'hypothèse pour la reconstruction ultérieure que ce signal mesuré en présence d'un objet $O(x_{out}, y_{out})$ est de la forme :

[0109] [Math.6]

$$S_k(\Delta x_{in}, \Delta y_{in}) = \iint I_k^{out}(x_{out}, y_{out}, \Delta x_{in}, \Delta y_{in}) O(x_{out}, y_{out}) dx_{out} dy_{out}$$

[0110] Cette hypothèse correspond à de nombreuses situations, incluant les situations suivantes :

[0111] - le signal correspond à la lumière réfléchiée par un échantillon réfléchissant ;

[0112] - le signal correspond à l'intensité de fluorescence émise par un objet fluorescent ; ou

[0113] - le signal correspond à un signal photoacoustique.

[0114] On obtient donc à l'issue des mesures un ensemble de N tableaux de valeurs noté $S_k(\Delta x_{in}, \Delta y_{in})$, $k=1 \dots N$, valeurs mesurées pour chaque position du balayage, qui contiennent de l'information sur l'objet à imager à reconstruire.

[0115] Dans une troisième et dernière étape, l'objet à imager est reconstruit à partir des mesures précédentes.

[0116] Dans tout ce qui suit, l'opérateur d'autocorrélation spatiale d'une fonction f est définie par :

[0117] [Math.7]

$$[f \otimes f](\mathbf{r}) = \iint f(\mathbf{r}') f(\mathbf{r}'+\mathbf{r}) d^2 \Delta \mathbf{r}'$$

[0118] Pour chaque mesure $S_k(\Delta x_{in}, \Delta y_{in})$, on calcule l'autocorrélation spatiale :

[0119] [Math.8]

$$C_k^S = S_k \otimes S_k$$

[0120] afin de calculer pour finir l'autocorrélation moyennée pour tous les motifs d'illumination (représentée en B sur la [Fig.5]) :

[0121] [Math.9]

$$C_{mesure}^S(\Delta x_{in}, \Delta y_{in}) = \langle C_k^S(\Delta x_{in}, \Delta y_{in}) \rangle_{k=1..N}$$

[0122] A ce stade, la procédure est identique à celle décrite dans la publication scientifique « *Non-invasive imaging through opaque scattering layers* » (Imagerie non invasive à travers des couches de diffusion opaques), Jacopo Bertolotti, Elbert G Van Putten, Christian Blum, Ad Lagendijk, Willem L Vos, and Allard P Mosk, Nature, 491(7423) :232–234, 2012. On peut montrer que l'autocorrélation moyenne du signal s'écrit en fonction de l'autocorrélation moyenne des motifs d'intensité en sortie :

[0123] [Math.10]

$$C_{theorie}^S(\Delta \mathbf{r}_{in}) = \iint C^I(\Delta \mathbf{r}_{in}, \Delta \mathbf{r}_{out}) C^O(\Delta \mathbf{r}_{out}) d^2 \Delta \mathbf{r}_{out}$$

[0124] où $C^I = \langle I_k^{out} \otimes I_k^{out} \rangle$ est l'autocorrélation moyenne des N motifs d'éclairage et

$C^O(\mathbf{r}) = \langle O(\mathbf{r}) \otimes O(\mathbf{r}) \rangle$ l'autocorrélation de l'objet.

[0125] C'est l'équation Math. 10 qui est à la base de la possibilité de reconstruire l'objet $O(\mathbf{r})$ à partir des mesures (étape C sur la [Fig.5]), le procédé général que nous proposons correspondant en effet à trouver un objet $O(\mathbf{r})$ qui vérifie l'équation Math. 10. Pour ce faire, nous décrivons ici au moins deux méthodes possibles, sans caractère exhaustif.

[0126] La première méthode est la méthode dite de résolution de problème inverse.

[0127] Pour une fibre optique multimode à section carrée, on peut en effet montrer que l'autocorrélation moyenne des motifs d'éclairage peut s'écrire de façon explicite sous la forme :

[0128] [Math.11]

$$C^J(\Delta \mathbf{r}_{out}; \Delta \mathbf{r}_{in}) = \frac{1}{16} \left| \sum_{\epsilon = \{+, \mp, -, \pm\}} \mu \left(2\pi \frac{NA}{\lambda} \parallel \Delta \mathbf{r}_{out}, \Delta \mathbf{r}_{in}^{\epsilon} \parallel \right) \right|^2$$

[0129] Avec

[0130] [Math.12]

$$\mu(\theta) = \frac{2J_1(\theta)}{\theta}$$

[0131] J_1 étant la fonction de Bessel de premier ordre et

[0132] [Math.13]

$$\Delta \mathbf{r}_{in}^+ = + \Delta \mathbf{r}_{in}$$

[0133] [Math.14]

$$\Delta \mathbf{r}_{in}^{\mp} = (- \Delta x_{in}, \Delta y_{in})$$

[0134] [Math.15]

$$\Delta \mathbf{r}_{in}^- = - \Delta \mathbf{r}_{in}$$

[0135] [Math.16]

$$\Delta \mathbf{r}_{in}^{\pm} = (\Delta x_{in}, - \Delta y_{in})$$

[0136] Les quatre vecteurs $\Delta \mathbf{r}_{in}^{\epsilon}$ aux quatre directions de l'effet mémoire observé dans le cas de la fibre carrée. On peut alors estimer l'objet en résolvant le problème inverse suivant.

[0137] [Math.17]

$$\hat{O}_{estimé}(\mathbf{r}) = \underset{X}{\operatorname{argmin}} \parallel C_{mesure}^S(\Delta \mathbf{r}_{in}) - \iint C^J(\Delta \mathbf{r}_{in}, \Delta \mathbf{r}_{out}) C^X(\Delta \mathbf{r}_{out}) d^2 \Delta \mathbf{r}_{out} \parallel$$

[0138] où $C^X = \langle X \otimes X \rangle$ est l'autocorrélation d'un objet test X. L'équation Math. 17 signifie que l'estimation de l'objet $\hat{O}_{estimé}$ fournie par la résolution du problème est l'objet X qui minimise l'écart entre le résultat de mesure $C_{mesure}^S(\Delta \mathbf{r}_{in})$ et le modèle

[0139] [Math.18]

$$C_{theorie}^S(\Delta \mathbf{r}_{in}) = \iint C^J(\Delta \mathbf{r}_{in}, \Delta \mathbf{r}_{out}) C^X(\Delta \mathbf{r}_{out}) d^2 \Delta \mathbf{r}_{out}$$

[0140] Il existe de nombreuses méthodes classiques pour résoudre ce type problème inverse, par exemple la méthode d'optimisation Adam, référence Kingma, Diederik P., and

Jimmy Ba. "Adam: A method for stochastic optimization" (Adam : une méthode d'optimisation stochastique) arXiv preprint arXiv:1412.6980 (2014).

[0141] La deuxième méthode est la méthode par réseau de neurones.

[0142] Si l'objet à reconstruire appartient à une classe d'objets bien définie, on peut alors utiliser un réseau de neurones entraîné pour passer d'une "image" définie par $C^S(\Delta \mathbf{r}_{in})$ à l'objet $O(\mathbf{r})$. Contrairement à la méthode précédente, cette méthode ne requiert pas de connaître une expression de $C^J(\Delta \mathbf{r}_{in}, \Delta \mathbf{r}_{out})$, mais est par contre limitée à une classe d'objets bien définie sur laquelle on peut

[0143] entraîner un réseau de neurones.

[0144] La méthode a été mise en œuvre avec un réseau de type U-NET : pour la phase d'entraînement, on donne au réseau des couples $\{C^S(\Delta \mathbf{r}_{in}); O(\mathbf{r})\}_{connu}$ pour lesquels à la fois $C^S(\Delta \mathbf{r}_{in})$ et $O(\mathbf{r})$ sont connus. Le réseau de neurones est ensuite capable de fournir une estimation d'un objet à partir de $C_{mesure}^S(\Delta \mathbf{r}_{in})$.

[0145] La structure du réseau U-NET utilisé et la méthode est par exemple décrite dans la publication scientifique « *Compensating for visibility artefacts in photoacoustic imaging with a deep learning approach providing prediction uncertainties* » (Compensation d'artéfacts de visibilité en imagerie photoacoustique avec une approche apprentissage profond fournissant des incertitudes de prédiction), Guillaume Godefroy, Bastien Arnal, Emmanuel Bossy, Photoacoustics, 21 :100218, 2021. 4.

Revendications

- [Revendication 1] Procédé d'imagerie d'un objet à imager (O), caractérisé par le fait qu'il comprend :
- générer, par un dispositif d'éclairage (2), une série de motifs d'éclairage ;
 - pour chaque motif d'éclairage, réaliser une phase de stimulation dans laquelle des translations du motif d'éclairage sont réalisées en entrée d'une fibre optique multimode à section carrée (4) au moyen d'au moins un dispositif de translation (3a) d'un système optique (3) disposé entre le dispositif d'éclairage (2) et l'entrée de la fibre optique multimode à section carrée (4), les translations étant réalisées dans un plan parallèle au plan d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée (4) ;
 - pour chaque phase de stimulation, réaliser une phase d'acquisition dans laquelle le signal généré par le motif d'éclairage sur l'objet à imager (O) placé à la sortie de la fibre optique multimode à section carrée (4) est mesuré par un dispositif de mesure de signal (5 ; 9) ; et
 - reconstruire par un dispositif de calcul (6), au moyen du signal mesuré pour chacune des phases d'acquisition, l'objet à imager (O).
- [Revendication 2] Procédé d'imagerie selon la revendication 1, caractérisé par le fait que l'au moins un dispositif de translation (3a) est l'un parmi un modulateur spatial de lumière à base de cristaux liquides, un modulateur spatial de lumière de type matrice de micro-miroirs, un diffuseur optique associé à une platine de translation, un diffuseur optique associé à des miroirs galvanométriques.
- [Revendication 3] Procédé d'imagerie selon la revendication 1 ou la revendication 2, caractérisé par le fait que le dispositif de mesure de signal (5) est un capteur optique de mesure du signal optique réfléchi par l'objet à imager et associé à une fibre optique de détection placée entre l'objet à imager et le capteur optique, la fibre optique de détection étant l'une parmi la fibre optique multimode à section carrée (4) et une fibre optique auxiliaire (7).
- [Revendication 4] Procédé d'imagerie selon la revendication 1 ou la revendication 2, caractérisé par le fait que le dispositif de mesure de signal est un hydrophone (9) à fibre optique (8) mesurant le signal photoacoustique de l'objet à imager (O).
- [Revendication 5] Procédé d'imagerie selon la revendication 1 ou la revendication 2, caractérisé par le fait que l'objet à imager (O) est fluorescent et que le

dispositif de mesure de signal (5) est un capteur optique de mesure du signal de fluorescence émis par l'objet à imager associé à une fibre optique de détection placée entre l'objet à imager et le capteur optique, la fibre optique de détection étant l'une parmi la fibre optique multimode à section carrée (4) et une fibre optique auxiliaire (7).

[Revendication 6] Procédé d'imagerie selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé par le fait que, dans chaque phase de stimulation, les translations sont réalisées dans tout ou partie du plan d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée (4).

[Revendication 7] Procédé d'imagerie selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé par le fait que le dispositif d'éclairage (2) est une source de lumière cohérente.

[Revendication 8] Procédé d'imagerie selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé par le fait que le dispositif de calcul (6) est sélectionné dans au moins l'un parmi un ordinateur, un microprocesseur, un processeur de signaux numériques, DSP, un processeur, un microcontrôleur, une matrice prédiffusée programmable, FPGA, un composant à application spécifique, ASIC, et comprend de la mémoire.

[Revendication 9] Procédé d'imagerie selon l'une quelconque des revendications 1 à 8, caractérisé par le fait que la reconstruction de l'objet à imager (O) par le dispositif de calcul (6) comprend une première étape comprenant, pour chaque phase d'acquisition, le calcul de l'autocorrélation spatiale du signal mesuré puis le calcul de l'autocorrélation moyennée pour tous les motifs d'éclairage, et une seconde étape de déduction de l'objet à imager (O) à partir de l'autocorrélation moyennée pour tous les motifs d'éclairage obtenue dans la première étape.

[Revendication 10] Procédé d'imagerie selon la revendication 9, caractérisé par le fait que l'objet à imager (O) est déduit de l'autocorrélation moyennée pour tous les motifs d'éclairage par résolution de l'équation suivante :

$$\hat{O}_{estimé}(\mathbf{r}) = \underset{x}{\operatorname{argmin}} \left\| C_{mesure}^S(\Delta \mathbf{r}_{in}) - \iint C^l(\Delta \mathbf{r}_{in}, \Delta \mathbf{r}_{out}) C^X(\Delta \mathbf{r}_{out}) d^2 \Delta \mathbf{r}_{out} \right\|$$

où $\Delta \mathbf{r}_{in} = (\Delta x_{in}, \Delta y_{in})$ définit une position de balayage dans la face d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée avec x_{in} et y_{in} les coordonnées dans la face d'entrée de la fibre optique multimode à section carrée, $\Delta \mathbf{r}_{out}$ représente les coordonnées de la face de sortie de la fibre optique multimode à section carrée, C^l est l'autocorrélation moyenne des N motifs d'éclairage, C^X est l'autocorrélation d'un objet test X, C_{mesure}^S est l'autocorrélation moyennée pour tous les motifs

d'éclairage et $\hat{O}_{estimé}(\mathbf{r})$ est l'estimation obtenue de l'objet à imager (O).

- [Revendication 11] Procédé d'imagerie selon la revendication 9, caractérisé par le fait que l'objet à imager (O) est déduit de l'autocorrélation moyennée pour tous les motifs d'éclairage par un réseau de neurones préalablement entraîné sur une classe d'objets définie, le réseau de neurones fournissant une estimation de l'objet à imager à partir de l'autocorrélation moyennée, par comparaison de l'autocorrélation moyennée connue par le réseau de neurones sur les objets de la classe définie à l'autocorrélation moyennée calculée pour l'objet à image.
- [Revendication 12] Procédé d'imagerie selon l'une quelconque des revendications 1 à 11, caractérisé par le fait que la fibre optique multimode à section carrée (4) est souple.
- [Revendication 13] Procédé d'imagerie selon l'une quelconque des revendications 1 à 12, caractérisé par le fait que la fibre optique multimode à section carrée (4) comprend une gaine (4a) recouvrant une âme de section carrée (4b), l'âme (4b) ayant des dimensions comprises entre $10\ \mu\text{m} \times 10\ \mu\text{m}$ et $1\ \text{mm} \times 1\ \text{mm}$, de façon préférée comprises entre $50\ \mu\text{m} \times 50\ \mu\text{m}$ et $200\ \mu\text{m} \times 200\ \mu\text{m}$, de façon davantage préférée comprise entre $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$ et $150\ \mu\text{m} \times 150\ \mu\text{m}$.
- [Revendication 14] Endoscope (1 ; 10 ; 20) pour l'imagerie d'un objet à imager (O), caractérisé par le fait qu'il comprend un dispositif d'éclairage (2), un système optique (3), au moins une fibre optique multimode à section carrée (4), le système optique (3) couplant optiquement le dispositif d'éclairage (2) à l'entrée de l'au moins une fibre optique multimode à section carrée (4), le système optique (3) comprenant un dispositif de translation (3a) pour translater un motif d'éclairage généré par le dispositif d'éclairage (2) sur tout ou partie du plan d'entrée de l'au moins une fibre optique multimode à section carrée (4), le dispositif de translation (3a) étant configuré pour translater le motif d'éclairage dans un plan parallèle au plan d'entrée de l'au moins fibre optique multimode à section carrée (4), l'objet à imager (O) étant configuré pour être placé en sortie de l'au moins une fibre optique multimode à section carrée (4), un dispositif de mesure de signal (5, 9) généré par l'objet à imager (O) et un dispositif de calcul (6) pour mettre en œuvre le procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 13.
- [Revendication 15] Endoscope (1 ; 10 ; 20) selon la revendication 14, caractérisé par le fait que le dispositif de translation (3a) étant l'un parmi un modulateur

spatial de lumière à base de cristaux liquides, un modulateur spatial de lumière de type matrice de micro-miroirs, un diffuseur optique associé à une platine de translation, un diffuseur optique associé à des miroirs galvanométriques.

[Revendication 16] Endoscope (1 ; 10) selon la revendication 14 ou la revendication 15, caractérisé par le fait que le dispositif de mesure de signal (5) est constitué par au moins l'un parmi :

- l'au moins une fibre optique multimode à section carrée (4) associée à un capteur optique en entrée de la fibre optique multimode à section carrée (4) pour capter un signal optique réfléchi par l'objet à imager (O),
- au moins une fibre optique auxiliaire (7) associée à un capteur optique du côté entrée de la fibre optique multimode à section carrée (4) de l'endoscope (1 ; 10) pour capter un signal optique réfléchi par l'objet à imager (O),
- un hydrophone (9) à fibre optique (8) pour capter le signal photoacoustique de l'objet à imager (O).

[Revendication 17] Endoscope (1 ; 10) selon la revendication 14 ou la revendication 15, caractérisé par le fait que l'objet à imager (O) est fluorescent et que le dispositif de mesure de signal (5) est constitué par au moins l'un parmi :

- l'au moins une fibre optique multimode à section carrée (4) associée à un capteur optique en entrée de la fibre optique multimode à section carrée (4) pour capter un signal de fluorescence de l'objet à imager (O),
- au moins une fibre optique auxiliaire (7) associée à un capteur du côté entrée de la fibre optique multimode à section carrée (4) de l'endoscope (1 ; 10) pour capter un signal de fluorescence de l'objet à imager (O).

[Revendication 18] Endoscope (1 ; 10 ; 20) selon l'une quelconque des revendications 14 à 17, caractérisé par le fait que le dispositif de calcul est sélectionné dans au moins l'un parmi un ordinateur, un microprocesseur, un processeur de signaux numériques, DSP, un processeur, un microcontrôleur, une matrice prédiffusée programmable, FPGA, un composant à application spécifique, ASIC, et comprend de la mémoire.

[Revendication 19] Endoscope (1 ; 10 ; 20) selon l'une quelconque des revendications 14 à 18, caractérisé par le fait que l'au moins une fibre multimode à section carrée (4) est souple.

[Revendication 20] Endoscope (1 ; 10 ; 20) selon l'une quelconque des revendications 14 à 19, caractérisé par le fait que l'au moins une fibre multimode à section carrée (4) comprend une gaine (4a) recouvrant une âme (4b) de section carrée, l'âme ayant des dimensions comprises entre $10\ \mu\text{m} \times 10\ \mu\text{m}$ et 1

mm*1 mm, de façon préférée comprises entre 50 µm*50 µm et 200 µm*200 µm, de façon davantage préférée comprise entre 100 µm*100 µm et 150 µm*150 µm.

[Revendication 21] Produit programme d'ordinateur, caractérisé par le fait qu'il comprend des instructions qui, lorsqu'elles sont chargées et exécutées sur un dispositif de calcul d'un endoscope selon l'une quelconque des revendications 14 à 20, permettent de mettre en œuvre le procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 13.

[Fig. 1]

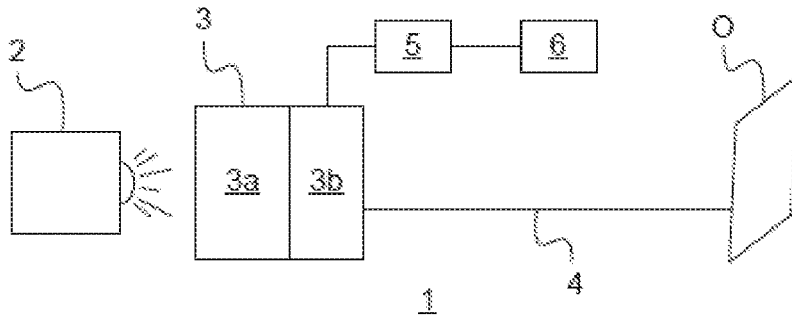


Fig.1

[Fig. 2]

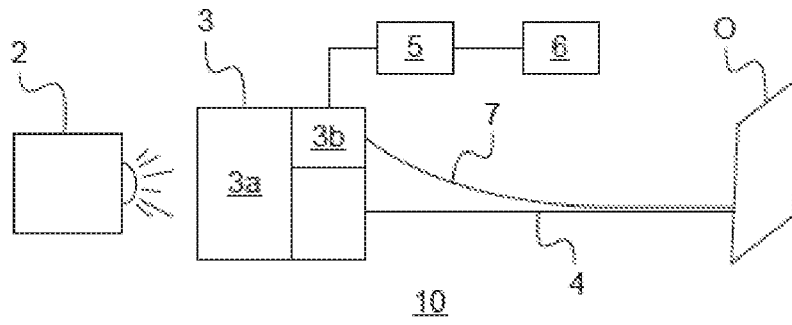


Fig.2

[Fig. 3]

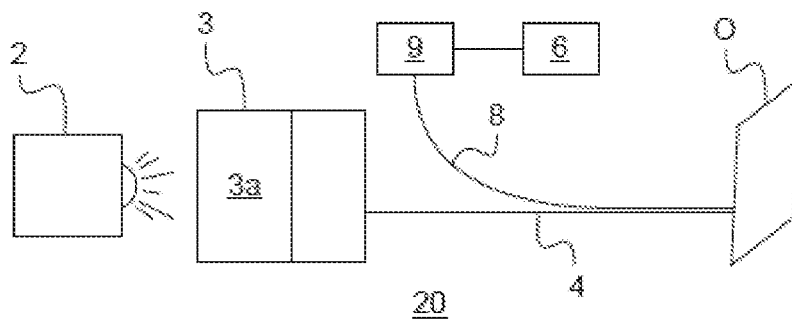


Fig.3

[Fig. 4]

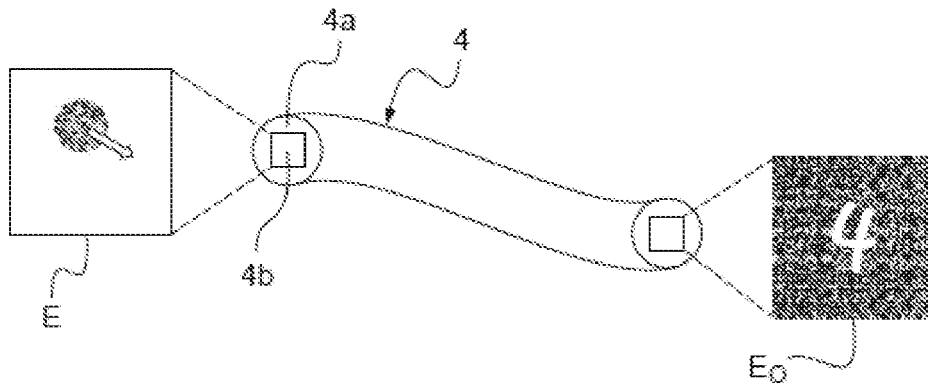


Fig.4

[Fig. 5]

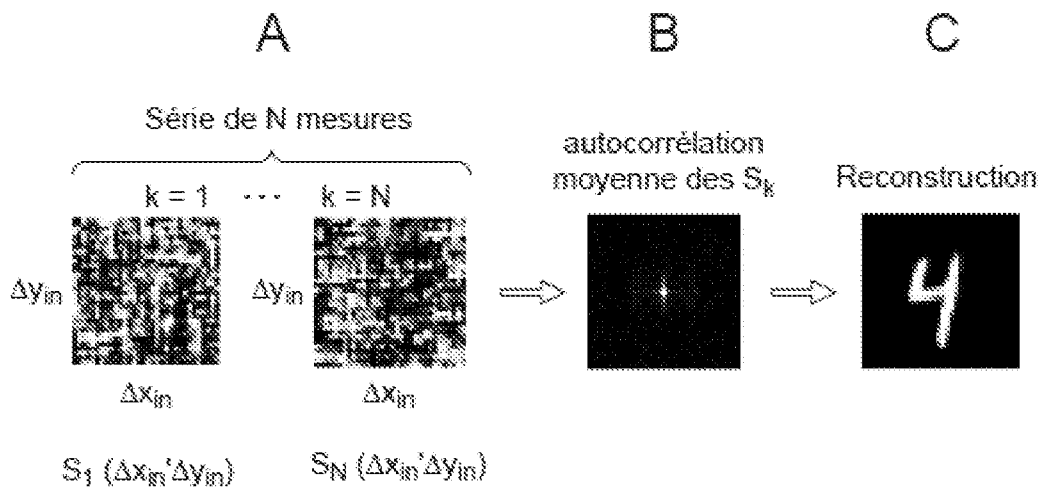


Fig.5

[Fig. 1]

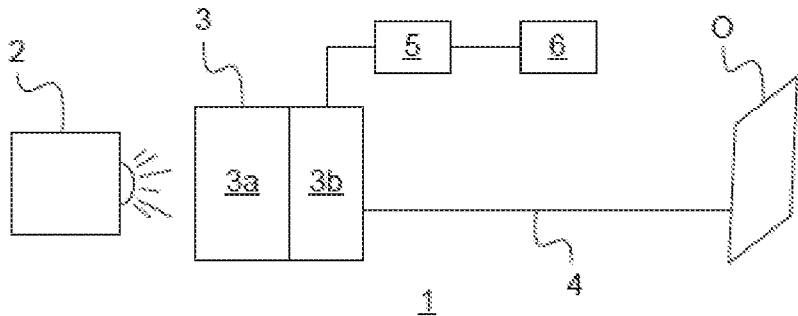


Fig. 1