(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

COURBEVOIE

(11) **N° de publication :** ***3 143 316***

(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) **N° d'enregistrement national :** **22 13890**

(51) Int Cl[8] : ***A 61 B 5/00*** *(2023.01), A 61 B 1/303*

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) **Date de dépôt :** 20.12.22.

(30) **Priorité :**

(43) **Date de mise à la disposition du public de la demande :** 21.06.24 Bulletin 24/25.

(56) **Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire :** *Se reporter à la fin du présent fascicule*

(60) **Références à d'autres documents nationaux apparentés :**

( ) **Demande(s) d'extension :**

(71) **Demandeur(s) :** *ECOLE POLYTECHNIQUE Etablissement public national à caractère scientifique culturel et professionnel* — FR et *CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE Etablissement public national à caractère administratif* — FR.

(72) **Inventeur(s) :** Pierangelo Angelo et Park Junha.

(73) **Titulaire(s) :** ECOLE POLYTECHNIQUE Etablissement public national à caractère scientifique culturel et professionnel, CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE Etablissement public national à caractère administratif.

(74) **Mandataire(s) :** Cabinet Nony.

(54) Procédé d'imagerie en temps réel.

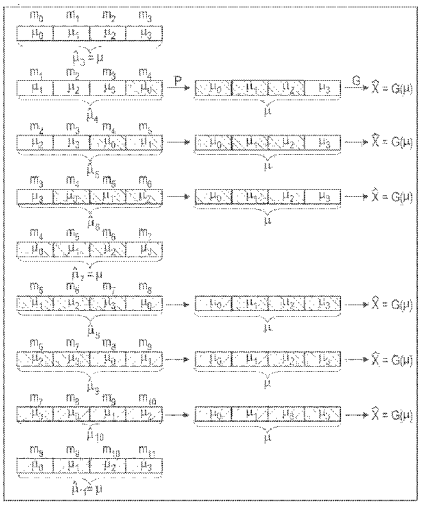
(57) Procédé d'imagerie en temps réel

Procédé d'imagerie en temps réel, comportant les étapes consistant à:

Acquérir, par intervalle de temps donné, des séries réelles originales de n mesures se succédant dans un ordre prédéfini au sein de la série, chaque série de n mesures permettant par traitement de ces mesures de générer au moins un résultat original X= G(), à une fréquence donnée f,générer des séries artificielles à partir d'un regroupement de mesures provenant d'une série réelle d'un rang donné, et d'au moins une série réelle d'un rang différent, notamment de rang suivant, et d'une permutation P des mesures au sein de chaque série artificielle de manière à respecter l'ordre prédéfini des n mesures au sein de chaque série,

générer un flux de résultats à une fréquence supérieure à f à partir des résultats originaux et des résultats générés à partir des séries artificielles s'intercalant entre les séries réelles

Figure pour l'abrégé : Fig.7



FR 3 143 316 - A1

Description

Titre de l'invention : Procédé d'imagerie en temps réel

Domaine technique

[0001] La présente invention concerne le domaine de l'imagerie polarimétrique, et plus particulièrement mais non exclusivement l'imagerie polarimétrique appliquée à la colposcopie.

Etat de la technique

[0002] La colposcopie consiste à examiner le col de l'utérus au moyen d'un appareil appelé colposcope. Le colposcope permet l'observation à distance du col utérin sans aucun contact entre les optiques ou les autres composants du colposcope et le tissu à explorer.

[0003] Le colposcope comporte un système d'illumination permettant d'éclairer le col utérin au travers d'un speculum introduit dans le vagin et d'observer à distance le col.

[0004] L'illumination s'effectue classiquement en lumière blanche.

[0005] Le système optique du colposcope peut être relié à une caméra couleur qui permet d'enregistrer des images ainsi que d'observer le col utérin sur l'écran d'un ordinateur. Dans certains cas, le système optique du colposcope est également relié à des oculaires qui permettent l'observation directe du col utérin par l'utilisateur.

[0006] Le colposcope peut comporter une tête montée sur un bras articulé, et peut comporter deux oculaires gauche et droit communiquant avec deux ports d'entrée respectifs de la lumière présents en face avant de la tête, orientés vers la zone à examiner, et à côté de ces deux ports d'entrée, un port de sortie de la lumière servant à illuminer la zone d'intérêt ; la lumière est produite par exemple par une lampe disposée hors de la tête et acheminée jusqu'à cette dernière par un guide de lumière comportant un faisceau de fibres optiques en silice.

[0007] Par ailleurs, l'imagerie polarimétrique de Mueller consiste à mesurer la matrice de Mueller d'un échantillon cible et peut donner diverses informations utiles sur la nature de l'échantillon, en permettant notamment d'analyser son anisotropie optique et ses propriétés de diffusion de la lumière.

[0008] L'imagerie par polarimétrie de Mueller présente un intérêt pour l'étude ex vivo et in vivo de divers tissus biologiques et en particulier du col utérin.

[0009] Le brevet EP 1 738 682 décrit des moyens permettant de mettre en œuvre une image polarimétrique, en colposcopie.

[0010] En effet, la connaissance apportée par l'information polarimétrique permet d'améliorer la qualité du diagnostic médical, pour différents types de pathologies et en particulier pour la détection précoce du cancer du col utérin.

[0011] En particulier, l'imagerie polarimétrique de Mueller est une technique qui permet la

caractérisation polarimétrique complète d'un échantillon à travers la mesure de sa matrice de Mueller.

[0012] Un polarimètre de Mueller est généralement composé par une source lumineuse, un générateur d'états de polarisation (PSG), un analyseur d'états de polarisation (PSA) et un détecteur.

[0013] Un polarimètre de Mueller peut fournir une mesure ponctuelle. Dans ce cas, un photodétecteur peut être utilisé comme détecteur. Dans le cas d'un polarimètre de Mueller ponctuel, une seule matrice de Mueller est mesurée.

[0014] Mais un polarimètre de Mueller peut avantageusement travailler comme imageur. Dans ce cas, une caméra CCD ou CMOS est utilisée comme détecteur. Chaque pixel de la caméra est l'équivalent d'un photodétecteur pour un polarimètre de Mueller ponctuel. Dans le cas d'un polarimètre de Mueller imageur, une matrice de Mueller est mesurée pour chaque pixel.

[0015] L'imagerie polarimétrique de Mueller est une technique intrinsèquement lente car elle demande l'acquisition de plusieurs images d'intensité pour mesurer la matrice de Mueller d'un échantillon.

[0016] Dans le cas d'un polarimètre de Mueller imageur, la mesure de l'intensité lumineuse se fait simultanément pour tous les pixels de la caméra utilisée. Pour chaque pixel, le signal lumineux est transformé en photoélectrons. La modalité avec laquelle le signal électrique produit par les photoélectrons est traité, ainsi que le nombre de pixels de la région d'intérêt (ROI) du capteur sélectionnée, déterminent le nombre d'images acquises par seconde (« frames per second » ou FPS).

[0017] Si plusieurs longueurs d'ondes doivent être acquises pour explorer un tissu biologique à différentes profondeurs l'imagerie polarimétrique de Mueller devient encore plus lente si ces longueurs d'ondes sont acquises en succession, ce qui est le cas pour la plupart des polarimètres de Mueller actuellement utilisés.

[0018] Or, l'analyse multispectrale est cruciale pour explorer un tissu biologique à différentes profondeurs. En effet, les longueurs d'ondes plus courtes du spectre visible, correspondant par exemple aux couleurs bleue et verte, sont fortement absorbées par l'hémoglobine et permettent principalement d'explorer la surface des tissus biologiques. Au contraire, la lumière rouge/proche infrarouge, beaucoup moins absorbée par l'hémoglobine, permet d'explorer les tissus biologiques plus en profondeur. La longueur de pénétration de la lumière dans la partie rouge/proche infrarouge du spectre augmente avec la longueur d'onde.

[0019] De nombreux types différents de polarimètres de Mueller existent dans la littérature. Les plus répandus sont les polarimètres de Mueller à séquence temporelle qui effectuent des mesures d'intensité en succession.

[0020] L'imagerie polarimétrique de Mueller se fait en trois étapes principales :

1. Mesure de la matrice d'intensité (B = AMW selon la notation consacrée). Cette matrice peut être acquise plusieurs fois afin d'augmenter le rapport signal sur bruit avec un processus de moyennage en améliorant ainsi la fiabilité des mesures, que l'on peut appeler étape de mesure.
2. Obtention de la matrice de Mueller $M=A^{-1}BW^{-1}$, que l'on peut appeler étape de traitement.
3. Détermination des paramètres polarimétriques pertinents à partir de M, que l'on peut appeler étape de post-traitement, en utilisant par exemple différentes méthodes algébriques, telles que les décompositions des matrices de Mueller.

[0021] Pour des applications biomédicales, l'étape 1) doit être accomplie dans un temps maximal de l'ordre de la seconde pour réduire les effets de flou dus aux mouvements involontaires des patients (respiration, battement du cœur, etc.) pendant la mesure. Les étapes 2) et 3) doivent idéalement être accomplies très rapidement pour restituer les images utiles aux praticiens au plus tôt après la mesure, avec un délai de quelques secondes.

[0022] L'étape 2) est généralement très rapide et peut être accomplie assez facilement.

[0023] L'étape 3) peut au contraire être assez lente, en particulier si elle demande par exemple le calcul des valeurs propres de la matrice M, ce qui peut être souvent le cas pour les décompositions des matrices de Mueller ou d'autres traitements algébriques.

[0024] Pour déterminer la matrice de Mueller d'un échantillon, en utilisant un polarimètre de Mueller à séquence temporelle, il est nécessaire de procéder à une succession de mesures d'intensité lumineuse, au moins au nombre de 16 pour une matrice de Mueller 4x4, en utilisant un PSG et un PSA permettant respectivement de moduler la polarisation de la lumière envoyée vers l'échantillon et d'analyser la polarisation de la lumière reçue après interaction avec l'échantillon. Différentes combinaisons du PSG et du PSA permettent d'acquérir les 16 images d'intensité nécessaires pour obtenir la matrice de Mueller de l'échantillon.

[0025] Pour l'imagerie polarimétrique de Mueller 4x4 on doit ainsi acquérir au moins 16 images d'intensité qui sont regroupées dans la matrice d'intensité B à 16 composants.

[0026] L'utilisation de caméras polarisées permet l'acquisition de 12 images d'intensité qui donnent accès à une matrice de Mueller 3x4. Pour les tissus biologiques, avec des propriétés polarimétriques très particulières, il est possible de remonter à la matrice de Mueller 4x4 avec des calculs algébriques en partant de la matrice de Mueller 3x4 mesurée.

[0027] Cependant plusieurs facteurs sont limitants pour l'utilisation des caméras polarisées. Les caméras polarisées sont généralement monochromatiques. Plusieurs caméras sont donc nécessaires pour reconstruire une image couleur.

[0028] De plus, avec ces caméras, chaque pixel est divisé en 4 sous-pixels, chaque sous-

pixel correspondant à un état de polarisation différent. L'intensité lumineuse est donc divisée par quatre. En outre, une perte de lumière ultérieure est due à la présence d'un polariseur sur chaque pixel. Les pixels divisés en quatre sous-pixels sont aussi à l'origine d'une perte de résolution des images. Enfin, il peut y avoir de la diaphonie (ou « crosstalk ») entre différents sous-pixels car leurs états de polarisation ne sont pas complètement séparés.

[0029] Pour les applications biomédicales, il faut que la matrice B soit acquise dans un délai de l'ordre d'une seconde environ et que les paramètres polarimétriques pertinents, calculés pendant l'étape de post-traitement, soient restitués en quelques secondes.

[0030] L'acquisition de la matrice d'intensité B en une seconde environ est aussi nécessaire pour réduire les effets de flou dus aux mouvements involontaires du patient pendant la mesure. En une seconde, la matrice B peut être acquise plusieurs fois pour augmenter le rapport signal sur bruit avec un processus de moyennage.

[0031] La restitution des paramètres polarimétriques de Mueller en quelques secondes, après le post-traitement en utilisant par exemple les décompositions des matrices de Mueller mesurées, est ainsi cruciale pour permettre au praticien d'avoir l'information utile très rapidement pendant la visite.

[0032] L'idéal serait de pouvoir restituer la matrice de Mueller mesurée en temps réel, voire de restituer les paramètres polarimétriques pertinents (après le post-traitement de la matrice de Mueller) en temps réel.

[0033] Cependant, il est très difficile d'obtenir un flux d'images restitué à l'utilisateur avec une fréquence suffisante pour une observation confortable, sensiblement en temps réel par le praticien lors de l'examen clinique.

[0034] La première limitation est la vitesse d'acquisition des images d'intensité nécessaires pour obtenir la matrice d'intensité B et donc la matrice de Mueller M.

[0035] La deuxième limitation est liée à l'obtention des principaux paramètres polarimétriques de M avec un processus de post-traitement. La plupart des décompositions de matrices de Mueller par exemple demande le calcul des valeurs propres de la matrice de Mueller M, ce qui représente un processus de calcul qui peut difficilement être parallélisé et accompli en temps réel.

[0036] En effet, dans un système d'imagerie en lumière blanche conventionnel, pour un suivi fluide en temps réel d'une image, le flux devrait être généralement d'au moins 8 FPS si la cible bouge très lentement. Ainsi, dans le cas de l'imagerie polarimétrique de Mueller, le nombre d'images à acquérir et à traiter est d'au moins 8*16 = 128 si l'on doit effectuer 16 mesures entre deux images affichées, ce qui peut être une fréquence plutôt élevée pour des images en haute résolution.

[0037] Certaines méthodes permettent de réduire le nombre de mesures mais ne permettent pas en contrepartie l'acquisition d'une image complète. D'autres reposent sur des

capteurs spécialisés relativement complexes comme les caméras polarisées, qui permettent une acquisition plus rapide mais qui ont d'autres limitations importantes décrites ci-dessus.

[0038] L'imagerie en temps réel devient difficile à accomplir si une approche multispectrale est requise et si les différentes longueurs d'ondes sont acquises en succession. Une possibilité serait d'utiliser simultanément plusieurs caméras CCD ou CMOS monochromatiques, ce qui rendrait le système polarimétrique encombrant et difficile à intégrer sur un système d'imagerie existant ou au sein d'un système complètement nouveau à utiliser dans la pratique médicale.

[0039] Plusieurs problèmes se posent donc pour adapter la polarimétrie de Mueller à la colposcopie ou d'autres techniques d'imagerie.

[0040] La réalisation de l'imagerie polarimétrique de Mueller en temps réel est un premier enjeu. Elle implique la restitution en temps réel de la matrice de Mueller après la mesure et l'étape de traitement, et encore mieux des paramètres polarimétriques les plus pertinents après l'étape de post-traitement de la matrice de Mueller, afin de permettre au praticien d'avoir accès à des informations relatives à la microstructure du tissu à différentes profondeurs.

[0041] Un second enjeu est la réalisation de l'étape 1) ci-dessus simultanément pour plusieurs longueurs d'onde du spectre visible/proche infra-rouge.

[0042] Un troisième enjeu est de fournir également l'imagerie couleur de référence en temps réel, ce qui est nécessaire pour la sélection de la zone à analyser avec la polarimétrie, en permettant ainsi au praticien d'avoir des repères spatiaux bien connus, ce qui ne serait pas possible en affichant directement les images polarimétriques.

[0043] Un autre enjeu est la possibilité de superposer pixel par pixel une image couleur, des images d'intensité lumineuse aux différentes longueurs d'ondes et des images polarimétriques aux différentes longueurs d'ondes, ce qui est crucial pour l'analyse efficace des images en utilisant des algorithmes de traitements d'images ou des algorithmes d'apprentissage. Cette étape peut permettre, entre autres, de sélectionner les paramètres les plus pertinents. Elle peut permettre également de déterminer la combinaison la plus pertinente de paramètres polarimétriques et non-polarimétriques pour le diagnostic. Enfin elle peut permettre de fusionner ensemble les paramètres polarimétriques et non-polarimétriques d'intérêt dans une seule image ou dans un nombre limité d'images pour fournir aux praticiens une information simplifiée et optimisée pour le diagnostic qui n'est pas directement observable dans les images conventionnelles ou dans les images polarimétriques initiales non-fusionnées.

[0044] Un autre enjeu peut être la restitution des images combinées sensiblement en temps réel.

[0045] Enfin, un dernier enjeu est d'avoir un polarimètre de Mueller très compact et fa-

cilement adaptable, de manière ergonomique, à différents systèmes d'imagerie existants, comme un colposcope ou un endoscope ou encore un microscope (ou exoscope) pour la neurochirurgie, ou facilement utilisable pour la réalisation d'un nouveau système d'imagerie ergonomique et peu encombrant à utiliser dans la pratique médicale selon l'application envisagée.

Exposé de l'invention

[0046] Par conséquent, il existe un besoin pour bénéficier de systèmes d'imagerie polarimétrique performants, notamment de colposcopes polarimétriques, afin de permettre une visualisation multispectrale et polarimétrique plus confortable de la zone examinée, notamment en temps réel.

[0047] Plus généralement, il existe un besoin pour disposer d'une solution permettant d'accroître la fréquence d'images pour toute technique d'imagerie telle que la polarimétrie, nécessitant d'effectuer un grand nombre de mesures avant de pouvoir générer une image, de manière à rendre plus fluide la visualisation des images par le praticien durant l'examen, et ainsi faciliter la prise de décision et/ou diminuer la durée de l'examen, entre autres.

[0048] Par ailleurs, indépendamment de ce qui précède, il existe également un intérêt pour :

- faciliter le post-traitement de la matrice de Mueller afin de diminuer le besoin en ressources de calcul, et réduire le temps nécessaire au calcul d'images polarimétriques,
- faciliter la réalisation d'un système d'imagerie, notamment de colposcopie, capable à la fois d'effectuer l'imagerie multispectrale et l'imagerie polarimétrique, et notamment de permettre la transformation aisée d'un système d'observation conventionnel tel qu'un colposcope conventionnel en un système d'observation permettant l'imagerie multispectrale et polarimétrique,
- améliorer le système d'illumination d'un colposcope, notamment en vue d'améliorer la qualité des images,
- améliorer de façon générale l'ergonomie d'un système d'observation tel qu'un système de colposcopie, et/ou
- faciliter la mise au point du système, notamment pour effectuer la calibration.

[0049] L'invention vise à répondre à tout ou partie des besoins identifiés ci-dessus.

Résumé de l'invention

Imagerie polarimétrique multispectrale

[0050] Selon un premier de ses aspects, l'invention a pour objet un système d'imagerie polarimétrique multispectrale, notamment de colposcopie polarimétrique, comportant :

- un système d'illumination comportant au moins une source lumineuse, ce système d'illumination émettant dans au moins deux, mieux au moins trois,

bandes spectrales,

- un générateur d'états de polarisation (PSG) disposé en aval de la source lumineuse et en amont d'une cible à imager,
- un analyseur d'états de polarisation (PSA) disposé en aval de la cible à imager,
- une caméra multi-capteur comportant au moins deux, mieux au moins trois, capteurs, pour enregistrer respectivement au moins deux, mieux au moins trois, images dans les dites bandes spectrales.

[0051] Le système d'imagerie polarimétrique peut être macroscopique ou microscopique, et travailler en transmission ou en réflexion, en espace libre ou non. De préférence, il est macroscopique et travaille en réflexion, notamment en espace libre (tel qu'un colposcope). Le système d'imagerie peut également être utilisé pour d'autres applications biomédicales, telles que la chirurgie du cerveau ou l'endoscopie, et non biomédicales, par exemple dans le domaine de la cosmétique ou de microélectronique.

[0052] L'utilisation d'une source lumineuse émettant dans plusieurs bandes spectrales en combinaison avec l'utilisation d'une caméra multi-capteur permet de générer des images dans différentes plages de longueur d'ondes parfaitement superposables, puisque par construction, les différents capteurs de la caméra produisent des images parfaitement superposables, c'est-à-dire que pour tous les pixels de l'image, un même point sur l'image correspond au même pixel sur chacun des capteurs. En particulier, on peut éviter une parallaxe entre les différents types d'images produites par la caméra, notamment les images couleur et polarimétriques, puisque la même caméra est utilisée pour produire les images couleurs et polarimétriques et le système produit des images de la même taille sur chacun des capteurs et positionnées de manière identique sur chacun des capteurs, permettant ainsi la superposabilité pixel à pixel.

[0053] De préférence, les bandes spectrales sont au nombre de trois et vont par exemple de 445 nm à 475 nm pour la première, de 510 nm à 550 nm pour la deuxième, et de 600 nm à 660 nm pour la troisième, étant par exemple centrées respectivement sur 460 nm, 530 nm et 630 nm.

[0054] De préférence, la caméra est une caméra bi-CCD, bi-CMOS, tri-CCD, tri-CMOS, 4-CMOS ou 4-CCD, de préférence tri-CCD, tri-CMOS, 4-CCD ou 4-CMOS. De préférence également, les bandes spectrales sont respectivement dans le rouge ou proche infrarouge, le vert et le bleu. Par exemple, pour une caméra 2-CCD, les bandes spectrales sont de préférence le visible et le proche infrarouge, pour une caméra 3-CCD, le bandes spectrales sont le bleu, le vert, et le rouge/proche infrarouge, et pour une caméra 4-CCD, les bandes spectrales sont le bleu, le vert, le rouge et le proche infrarouge.

[0055] Cela permet d'utiliser des caméras rapides, fabriquées à large échelle. Une caméra

multi-capteur fournit une image d'intensité indépendante en niveaux de gris pour chaque capteur, ces images en niveaux de gris pouvant être utilisées d'une part pour effectuer des mesures des coefficients de la matrice d'intensité dans le cas de la polarimétrie de Mueller et d'autre part elles peuvent être combinées pour reconstruire une image en couleur de la zone observée.

[0056] La caméra peut comporter au moins deux, mieux trois, prismes dichroïques, pour séparer les longueurs d'ondes vers les différents capteurs. Une caméra tri-CCD par exemple comporte trois prismes dichroïques, le capteur pour la détection du bleu étant fixé sur le premier prisme, le capteur pour la détection du rouge étant fixé sur le deuxième prisme, lui-même fixé sur le premier prisme, et le capteur pour la détection du vert étant fixé au troisième prisme, lui-même fixé au deuxième prisme, de façon connue en soi. D'autres agencements sont possibles, ce type de caméra étant bien connu.

[0057] De préférence, le générateur d'états de polarisation (PSG) comporte des modulateurs de polarisation à cristaux liquides commandables électriquement, ce qui permet d'avoir une commutation relativement rapide, une bonne compacité, une bande passante adaptée et de ne pas perturber la superposabilité des images. Les cristaux liquides permettent également l'implémentation de l'imagerie polarimétrique plein champ pour l'analyse des surfaces à une échelle macroscopique ainsi que de l'imagerie polarimétrique microscopique.

[0058] En variante, le générateur d'états de polarisation comporte par exemple des composants optiques commandables mécaniquement.

[0059] De même, l'analyseur d'états de polarisation comporte de préférence des modulateurs de polarisation à cristaux liquides commandables électriquement. En variante, l'analyseur d'états de polarisation comporte des composants optiques commandables mécaniquement. De préférence, les modulateurs de polarisation à cristaux liquides sont des modulateurs à cristaux liquides ferroélectriques, ce qui autorise une fréquence de commutation relativement élevée, avec une tension de commande de quelques volts. En variante, les modulateurs de polarisation à cristaux liquides sont des modulateurs à cristaux liquides nématiques.

[0060] La source lumineuse est de préférence une source de lumière blanche, en particulier une lampe au xénon. Une telle lampe permet d'émettre dans un spectre large et de produire à la fois de bonnes images couleur et polarimétriques. En variante, il s'agit d'une lampe de type halogène, d'au moins une LED ou d'une source d'un quelconque autre type.

[0061] Lors de l'utilisation d'une lampe xénon, le système d'illumination peut comporter un filtre dichroïque bi-bande, mieux tri-bande, en aval de la source lumineuse. Ce filtre peut bloquer les UV et les IR par exemple, et laisser passer la lumière blanche,

notamment les bandes du rouge, du vert et du bleu du spectre visible. Ce filtre peut être amovible, notamment monté sur une roue à filtres, afin de permettre par exemple l'acquisition dans l'IR ou le proche IR, voire le proche UV. En variante, en fonction du type de source utilisé, le système d'illumination peut comporter un filtre bi-bande, mieux tri-bande, ou au moins un filtre mono-bande.

[0062] En variante, le système d'illumination comporte plusieurs sources lumineuses émettant respectivement dans chacune des dites bandes spectrales, par exemple des LEDs bleue, verte et rouge, ou bleue et jaune.

[0063] Le système d'imagerie peut comporter un système polarimétrique selon un autre aspect de l'invention, tel que défini plus loin.

[0064] Le système d'imagerie peut comporter une roue à filtres disposée directement en amont de la caméra, ainsi éventuellement qu'un filtre polarisant linéaire de l'analyseur, comme décrit plus loin. En variante, la roue à filtres est disposée directement en aval de la source.

[0065] La roue à filtres peut porter un filtre tri-bande, comme mentionné plus haut, pour permettre par exemple l'acquisition des images aux longueurs d'ondes dans des plages spectrales centrées autour de 460nm, 530nm et 630nm par la caméra, ainsi qu'un ou plusieurs filtres dichroïques monochromatiques, pour permettre par exemple l'acquisition d'images dans des plages spectrales autour de 650nm et 700nm. Le capteur destiné à imager le rouge peut permettre également d'imager le proche infrarouge.

[0066] La roue à filtre peut permettre la sélection de différentes plages spectrales dans le bleu, le vert et le rouge/proche infrarouge en changeant le filtre tri-bande, d'enlever le filtre, de remplacer le type de filtre utilisé, par exemple de remplacer un filtre tri-bande par au moins un filtre monochromatique. La roue à filtre peut permettre d'explorer plus en détail certaines plages de longueur d'onde.

[0067] Le système d'imagerie peut comporter un processeur pour générer une image polarimétrique de Mueller de la cible dans chacune des bandes spectrales d'intérêt. Par image polarimétrique de Mueller, il faut comprendre une image comportant au moins une information extraite de la matrice de Mueller, par exemple une propriété polarimétrique telle que la diatténuation, la polarisance, la biréfringence, la dépolarisation, …, ainsi que toute information au moins partiellement décrite de la connaissance de l'une de ces propriétés. Dans le cas de la colposcopie pour l'analyse du col utérin, la connaissance des propriétés de biréfringence et de dépolarisation sont particulièrement utiles au diagnostic. Notamment, dans le cas de l'utilisation en colposcopie, des paramètres polarimétriques particulièrement utiles au diagnostic sont notamment la retardance de phase linéaire, le degré d'aléa de l'azimut de l'axe lent (ou rapide) de la retardance de phase linéaire, l'image combinée de la retardance de phase linéaire et de

l'azimut de l'axe lent (ou rapide) de la retardance de phase linéaire, la dépolarisation, la corrélation linéaire entre la dépolarisation et la retardance de phase linéaire, notamment à 530 nm.

[0068] Le processeur peut être configuré pour superposer au moins partiellement, à une image correspondant à l'observation non polarimétrique par la caméra (par exemple l'image couleur de base), une image contenant au moins une information polarimétrique. Cette information polarimétrique peut être affichée en fausse couleur.

[0069] Le système peut être agencé pour effectuer, notamment avec chacun des capteurs de la caméra et en parallèle pour tous les différents capteurs, des séries réelles successives de mesures sur un échantillon donné correspondant à l'acquisition des au moins 9, notamment 12, mieux 16 coefficients de la matrice d'intensité B,

[0070] le processeur étant agencé pour :

- générer des séries de n mesures additionnelles, encore appelées séries « artificielles », à partir d'un regroupement de mesures provenant d'une série μ de n mesures d'un rang donné, et d'au moins une série d'un rang différent, notamment du rang suivant, et d'une permutation $P(\mu)$ des mesures au sein de chaque série artificielle de manière à respecter l'ordre prédéfini des n mesures au sein de chaque série, puis
- générer un flux d'images polarimétriques à une fréquence supérieure à celle que permettrait lesdites séries réelles de mesures sans les séries de mesures artificielles, à partir des images polarimétriques produites à partir des séries réelles de mesures et des images polarimétriques générées à partir des séries artificielles s'intercalant entre les séries réelles.

[0071] Pour une matrice de Mueller 4*4, on a

[0072] B=AMW,

[0073] où

$$A = \left[S_{A_1}, S_{A_2}, S_{A_3}, S_{A_4} \right]^T$$

[0074] et $W = \left[S_{W_1}, S_{W_2}, S_{W_3}, S_{W_4} \right]$

[0075] les mesures étant obtenues à l'aide du générateur d'états de polarisation PSG qui produit quatre états indépendants décrits par quatre vecteurs de Stokes $S_{W_i}\ (i = 1,2,3,4)$ et de l'analyseur d'états de polarisation PSA qui génère des états d'analyse décrits par quatre vecteurs de Stokes $S_{A_i}\ (i = 1,2,3,4)$,

[0076] On accroît de la sorte la fréquence d'images, ce qui améliore le confort de visionnage des images, et permet une imagerie polarimétrique en temps réel, avec par exemple un flux d'au moins 8 images par seconde d'images polarimétriques. Ainsi, lorsque le praticien change la zone observée, il bénéficie rapidement de l'image polarimétrique correspondante. L'accroissement de la fréquence d'images permet d'augmenter artifi-

ciellement le nombre d'images par seconde sans pour autant changer le temps d'exposition nécessaire à l'acquisition, et donc offre la possibilité d'obtenir des images en temps réel. La fréquence de 8 images par seconde est suffisante si l'objet observé est statique ou bouge lentement. Si l'objet évolue plus rapidement, la fréquence d'image nécessaire peut être plus élevée.

[0077] Le processeur peut être agencé pour, avant d'effectuer la permutation P, effectuer un recalage spatial des images correspondant aux mesures afin de tenir compte d'éventuels déplacements des zones observées dans le champ de vision de la caméra.

[0078] On limite de cette façon le risque de flou de bougé dans les images polarimétriques, et on augmente la précision de l'information polarimétrique.

[0079] Le processeur peut être agencé pour procéder à une décomposition additive de la matrice de Mueller M sous la forme $M = qM_{nd}+pM_d$ où M_{nd} est la composante non dépolarisante et M_d est la composante dépolarisante. Les paramètres q et p sont les poids des deux composantes de la matrice de Mueller.

[0080] En particulier M_{nd} est la matrice de Mueller d'un retardateur de phase linéaire donnée par :

[0081]
$$\mathrm{M}_{nd} = M_{ret}(\theta,\delta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & cos^2 2\theta + sin^2 2\theta cos\delta & sin2\theta cos2\theta(1-\cos\delta) & -sin2\theta sin\delta \\ 0 & sin2\theta cos2\theta(1-cos\delta) & sin^2 2\theta + cos^2 2\theta cos & cos2\theta sin\delta \\ 0 & sin2\theta sin\delta & -cos2\theta sin\delta & cos\delta \end{bmatrix}$$

[0082] et M_d est la matrice de Mueller d'un dépolariseur pur donnée par :

[0083]
$$M_d = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

[0084] θ est l'orientation azimutale de l'axe rapide (ou lent) en degrés et δ la retardance de phase linéaire en degrés (allant de 0° à 180°)

[0085] avec

[0086]
$$\theta = \frac{1}{2}\mathrm{atan}\left(\frac{m_{24}}{m_{43}}\right) = \frac{1}{2}\mathrm{atan}\left(\frac{\frac{-sin2\theta sin\delta}{1+d}}{\frac{-cos2\theta sin\delta}{1+d}}\right) = \frac{1}{2}\mathrm{atan}\left(\frac{sin2\theta}{cos2\theta}\right)$$

[0087]
$$\delta = \mathrm{atan}\left(\frac{m_{42}}{\sin(2\theta)m_{44}}\right) = \mathrm{atan}\left(\frac{\frac{sin2\theta sin\delta}{1+d}}{\sin(2\theta)\frac{cos\delta}{1+d}}\right) = \mathrm{atan}\left(\frac{sin\delta}{cos\delta}\right)$$

[0088]
$$d = \frac{\cos\delta}{m_{44}} - 1 = \frac{\cos\delta}{\frac{cos\delta}{1+d}} - 1 = 1 + d - 1$$

[0089] les coefficients m_{ij} (i,j=1,2,3,4) étant ceux de la matrice de Mueller M, m_{11} étant le coefficient d'intensité non normalisé et non polarisé de M, les autres coefficients m_{ij} (i,j = 1,2,3,4) étant normalisés par rapport à m_{11}.

[0090] Le processeur peut être agencé pour calculer la dépolarisation en effectuant

l'opération suivante :

[0091] $\text{Depolarization} = 1 - \frac{1}{1+d}$

[0092] Le système peut être agencé pour générer l'affichage en parallèle d'au moins une image non polarimétrique dans au moins l'une des bandes spectrales, notamment l'image couleur de la zone observée, et d'au moins une image polarimétrique.

[0093] L'invention a encore pour objet un procédé d'apprentissage d'un système d'intelligence artificielle, par exemple comportant au moins un réseau de neurones convolutionnel, dans lequel le système reçoit en entrée des images non polarimétriques et des images polarimétriques.

[0094] Le fait que ces images proviennent d'une caméra multi-capteur évite des opérations de recalage spatial des images, et diminue le temps de calcul, ce qui laisse plus de ressources disponibles pour l'apprentissage en tant que tel.

Accroissement de la fréquence d'images

[0095] Selon un autre de ses aspects, pris de préférence en combinaison avec ce qui précède, mais pouvant s'appliquer de façon générale à d'autres types d'imagerie, l'invention a pour objet un procédé d'imagerie en temps réel, comportant les étapes consistant à :

- Acquérir, par intervalle de temps donné, des séries réelles originales μ de n mesures $\mu = (\mu_0, \ldots, \mu_{n-1})$ se succédant dans un ordre prédéfini au sein de la série, chaque série de n mesures permettant par traitement de ces mesures de générer au moins un résultat original X= G(μ), à une fréquence donnée f, G étant une fonction donnant le résultat à partir des mesures,
- générer des séries artificielles à partir d'un regroupement de n mesures provenant d'une série réelle μ d'un rang donné, et d'au moins une série réelle d'un rang différent, notamment le rang suivant, et d'une permutation des mesures au sein de chaque série artificielle de manière à respecter l'ordre prédéfini des n mesures au sein de chaque série,
- générer un flux de résultats à une fréquence supérieure à f à partir des résultats originaux et des résultats générés à partir des séries artificielles s'intercalant entre les séries réelles originales.

[0096] Ce procédé d'imagerie est avantageusement appliqué à la colposcopie polarimétrique, et mieux, à la colposcopie polarimétrique multispectrale telle que définie ci-dessus.

[0097] Le résultat est alors une matrice de Mueller ou une propriété physique calculée à partir de cette matrice. Les séries de mesures sont alors des mesures polarimétriques.

[0098] L'invention permet, selon cet aspect, d'accroître artificiellement le flux d'images et de permettre, ou d'améliorer, l'imagerie en temps réel malgré le nombre de mesures à effectuer et les calculs nécessaires pour générer les images recherchées.

[0099] L'invention, selon cet aspect, permet en d'autres termes d'augmenter artificiellement le nombre d'images par seconde, tout en conservant un nombre fixe d'acquisitions.

[0100] Par « temps réel » il faut comprendre avec un retard entre l'acquisition et la visualisation qui est relativement faible, par exemple 2 ou 3 secondes, et compatible avec une visualisation de l'information générée par le praticien lors de l'examen ; par exemple, le retard entre le moment où les mesures sont effectuées et celui où l'information résultant de ces mesures est affichée est inférieur ou égal à 2s, mieux à 1s. Le flux de résultats généré peut être supérieur à 8 par seconde.

[0101] L'imagerie à laquelle est appliqué ce procédé est avantageusement l'imagerie polarimétrique et les séries de n mesures peuvent alors correspondre aux mesures des coefficients de la matrice d'intensité B servant au calcul de la matrice de Mueller.

[0102] En particulier, les séries de mesures peuvent correspondre à l'acquisition des au moins 9, notamment 12, mieux 16, coefficients de la matrice d'intensité B.

[0103] Comme indiqué plus haut, pour une matrice de Mueller 4*4, avec

[0104] B=AMW,

[0105] où

$$A = \left[S_{A_1}, S_{A_2}, S_{A_3}, S_{A_4} \right]^T$$

[0106] et $W = \left[S_{W_1}, S_{W_2}, S_{W_3}, S_{W_4} \right]$

[0107] les mesures sont obtenues à l'aide d'un générateur d'états de polarisation PSG qui produit quatre états indépendants décrits par quatre vecteurs de Stokes $S_{W_i}\ (i = 1,2,3,4)$ et d'un analyseur d'états de polarisation PSA qui génère des états d'analyse décrits par quatre vecteurs de Stokes $S_{A_i}\ (i = 1,2,3,4)$.

[0108] De préférence, comme mentionné plus haut, avant d'effectuer la permutation, on effectue un recalage spatial des images correspondant aux mesures afin de tenir compte d'éventuels déplacements des zones observées dans le champ de vision de la caméra.

Post-traitement de la matrice de Mueller

[0109] Pour accélérer le calcul de la matrice de Mueller, on peut mettre en œuvre par exemple un post-traitement particulier qui évite de procéder via une décomposition dite de Lu-Chipman mais permet néanmoins d'obtenir un résultat proche.

[0110] L'invention a ainsi encore pour objet, selon un autre de ses aspects, indépendamment ou en combinaison avec ce qui précède, un procédé d'imagerie polarimétrique dans lequel on fait l'acquisition d'images d'intensité en utilisant un système d'imagerie polarimétrique (de préférence celui défini plus haut) comportant un système d'illumination, un générateur d'états de polarisation (PSG) placé sur le chemin de la lumière entre le système d'illumination et la zone à observer, un analyseur d'états de polarisation (PSA) placé sur le chemin de la lumière entre la zone à observer et au moins un système d'acquisition d'images, puis l'on procède à une décomposition

additive de la matrice de Mueller M sous la forme $M = qM_{nd}+pM_d$ où M_{nd} est la composante non dépolarisante et M_d est la composante dépolarisante. En particulier M_{nd} est la matrice de Mueller d'un retardateur de phase linéaire donné par :

[0111] $$M_{nd} = M_{ret}(\theta,\delta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & cos^2 2\theta + sin^2 2\theta cos\delta & sin2\theta cos2\theta(1-cos\delta) & -sin2\theta sin\delta \\ 0 & sin2\theta cos2\theta(1-cos\delta) & sin^2 2\theta + cos^2 2\theta cos & cos2\theta sin\delta \\ 0 & sin2\theta sin\delta & -cos2\theta sin\delta & cos\delta \end{bmatrix}$$

[0112] et M_d est la matrice de Mueller d'un dépolariseur pur donnée par :

[0113] $$M_d = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

[0114] θ est l'orientation azimutale de l'axe rapide en degrés et δ la phase de la retardance en degrés (allant de 0 à 180°)

[0115] avec

[0116] $$\theta = \frac{1}{2}\text{atan}\left(\frac{m_{24}}{m_{43}}\right) = \frac{1}{2}\text{atan}\left(\frac{\frac{-sin2\theta sin\delta}{1+d}}{\frac{-cos2\theta sin\delta}{1+d}}\right) = \frac{1}{2}\text{atan}\left(\frac{sin2\theta}{cos2\theta}\right)$$

[0117] $$\delta = \text{atan}\left(\frac{m_{42}}{\sin(2\theta)m_{44}}\right) = \text{atan}\left(\frac{\frac{sin2\theta sin\delta}{1+d}}{\sin(2\theta)\frac{cos\delta}{1+d}}\right) = \text{atan}\left(\frac{sin\delta}{cos\delta}\right)$$

[0118] $$d = \frac{\cos\delta}{m_{44}} - 1 = \frac{\cos\delta}{\frac{cos\delta}{1+d}} - 1 = 1 + d - 1$$

[0119] Les paramètres q et p sont les poids des deux composantes de la matrice de Mueller.

[0120] Les coefficients m_{ij} (i,j=1,2,3,4) sont ceux de la matrice de Mueller M, m_{11} étant le coefficient d'intensité non normalisé et non polarisé de M, les autres coefficients m_{ij} (i,j = 1,2,3,4) étant normalisés par rapport à m_{11}.

[0121] Une telle décomposition additive de la matrice de Mueller permet de paralléliser les calculs et d'en extraire des paramètres utiles plus rapidement.

[0122] Un tel procédé permet d'éviter de calculer les valeurs propres (« eigenvalues ») de la matrice de Mueller, ce qui est coûteux en temps de calcul, et permet d'extraire les paramètres recherchés avec des calculs beaucoup plus courts.

[0123] Ce procédé repose sur l'hypothèse que dans certains tissus, tels que le col utérin, les effets observés sont principalement des effets de dépolarisation et de biréfringence, et suppose que les effets de biréfringence sont liés à la surface du tissu tandis que ceux de dépolarisation sont liés au volume du tissu.

[0124] <u>Système d'observation à deux ports d'entrée équipé d'un système de polarimétrie</u>

[0125] Selon un autre de ses aspects, indépendamment ou en combinaison avec ce qui précède, l'invention a encore pour objet un système d'observation à deux ports d'entrée, notamment système binoculaire, par exemple de colposcopie, comportant une

tête comportant un système optique présentant un port de sortie de lumière permettant d'éclairer une zone à examiner et des ports d'entrée gauche et droit dirigés vers la zone à observer, le système d'observation comportant en outre un système polarimétrique comportant un générateur d'états de polarisation disposé devant le port de sortie et un analyseur d'états de polarisation dont au moins une partie des éléments optiques est disposée devant l'un des ports d'entrée, cet analyseur comportant au moins un élément optique maintenu par au moins un support s'appliquant sur une partie seulement du contour de l'élément optique.

[0126] Cela peut permettre de ménager un bord libre à l'élément optique, ce bord libre se superposant partiellement à l'autre port d'entrée. L'élément optique peut se superposer seulement partiellement à cet autre port d'entrée, sans avoir d'occultation de ce port d'entrée par le support qui gênerait l'observation. L'élément optique est par exemple un modulateur de polarisation à cristaux liquides.

[0127] Cet aspect de l'invention tire parti du fait que le bord libre de l'élément optique, lequel est de préférence de contour circulaire, bien que partiellement superposé au port d'entrée, reste sensiblement transparent dans l'oculaire associé à ce port d'entrée en raison de la distance de focalisation, qui est typiquement de l'ordre de 20 à 40cm, donc bien supérieure à la distance séparant le port d'entrée de l'élément optique, qui est au plus de quelques cm. De plus, comme les éléments optiques de l'analyseur sont relativement transparents, hormis éventuellement le polariseur linéaire qui peut être placé quant à lui devant la caméra en aval du prisme de renvoi vers l'oculaire, ces éléments n'entraînent pas de perte sensible de luminosité pour l'observateur.

[0128] On peut ainsi utiliser une tête de colposcope conventionnelle ou une tête d'un autre système d'observation à deux ports d'entrée, notamment un système d'observation binoculaire, en rapportant sur celle-ci tout ou partie du système polarimétrique en face avant, ce qui limite les coûts de fabrication du système et permet d'adjoindre facilement au système d'observation une fonction d'imagerie polarimétrique.

[0129] Chaque support d'un élément optique de l'analyseur peut s'étendre sur une étendue angulaire comprise entre 180° et 300° au contact de l'élément optique, ayant de préférence une forme générale de C ouvert dans une direction oblique vers le bas, sensiblement à 45°.

[0130] Le système polarimétrique peut encore comporter au moins un autre support pour maintenir au moins un élément optique du générateur d'états de polarisation placé devant le port de sortie de la lumière de la tête du colposcope.

[0131] Cet autre support peut présenter une forme générale de C ouvert vers le haut, ce qui limite l'encombrement du générateur d'états dans la direction verticale et permet de ne pas empiéter sur les ports d'entrée présents près du port de sortie en face avant de la tête du colposcope.

[0132] Chaque support peut comporter une succession de pièces de support maintenant entre elles des éléments optiques du générateur d'états de polarisation (ou de l'analyseur), et deux supports servant à maintenir deux éléments optiques consécutifs peuvent partager une pièce de support intermédiaire.

[0133] Le système polarimétrique peut ainsi comporter au moins deux pièces de support consécutives assemblées l'une contre l'autre, chacune de ces pièces de support présentant sur une face un logement pour recevoir un élément optique respectif et l'une des pièces de support sert à retenir l'élément optique de l'autre pièce. On peut de la sorte avoir un système polarimétrique relativement compact, qui ne gêne pas outre mesure la manipulation de la tête du système d'observation par le praticien.

[0134] Le générateur d'états de polarisation et l'analyseur comportent de préférence chacun des éléments optiques similaires qui sont placés dans des ordres inverses relativement au sens de propagation de la lumière.

[0135] Le générateur comporte ainsi par exemple, dans le sens de propagation de la lumière, un filtre polarisant linéaire, un modulateur de polarisation à cristaux liquides quart d'onde QFLC, une lame demi-onde QWP, et un modulateur de polarisation à cristaux liquides demi-onde HFLC.

[0136] L'analyseur peut alors comporter, dans le sens de propagation de la lumière, un modulateur de polarisation à cristaux liquides demi-onde HFLC, une lame demi-onde QWP, et un modulateur de polarisation à cristaux liquides quart d'onde QFLC.

[0137] Le polariseur associé à l'analyseur est de préférence disposé après renvoi de la lumière du port d'entrée vers l'oculaire associé, en amont de la caméra servant à recueillir les images d'intensité servant à générer la matrice de Mueller, ce qui permet de limiter la différence de luminosité entre les images délivrées à l'observateur par les oculaires gauche et droit, comme évoqué plus haut.

[0138] Les logements recevant les éléments optiques commandables électriquement peuvent comporter au moins un passage pour un câble électrique. Ce passage peut comporter un canal qui épouse la forme du contour de l'élément, notamment un canal semi-circulaire.

[0139] Les supports des éléments optiques en forme de C permettent, avant serrage, une rotation manuelle des éléments optiques autour de leur axe, afin de procéder à des réglages d'orientation.

[0140] Les éléments optiques du générateur sont de préférence orientés perpendiculairement à la direction de propagation de la lumière sortant de la tête du système d'observation.

[0141] Lorsque cette lumière est émise par un prisme dans une direction faisant un angle avec la direction d'observation des ports d'entrée, le montage des éléments optiques du générateur s'effectue de préférence avec un angle par rapport à ceux de l'analyseur, de manière à les orienter perpendiculairement à l'axe de propagation de la lumière

quittant le port de sortie. Cela permet de limiter les réflexions parasites.

[0142] De préférence, le système polarimétrique comporte un ventilateur configuré pour souffler de l'air sur l'élément optique du générateur d'états de polarisation le plus proche du port de sortie de la lumière de la tête du système d'observation. On assure ainsi une meilleure stabilisation de la température, et l'on limite les dérives correspondantes.

[0143] Le système polarimétrique peut comporter un porte filtres mobile devant l'analyseur, permettant de calibrer le système. Ce porte filtres est par exemple fixé sur l'une des pièces de support servant au maintien des éléments optiques. Le porte filtres peut être mobile dans une direction horizontale, généralement perpendiculaire à la direction d'observation. Le porte filtres peut prendre par exemple quatre positions, dont trois pour le placement devant l'analyseur d'un élément optique prédéfini, et la dernière pour libérer le champ. Le déplacement du porte filtres est de préférence motorisé, et piloté par le contrôleur précité.

[0144] Le système peut comporter un boîtier protégeant les supports et le porte filtres.

[0145] L'invention a encore pour objet un système de polarimétrie destiné à être rapporté sur une tête d'un système d'observation, notamment une tête d'un colposcope, comportant un système optique présentant un port de sortie de lumière permettant d'éclairer une zone à examiner et des ports d'entrée gauche et droit dirigés vers la zone à observer, le système polarimétrique comportant un générateur d'états de polarisation se plaçant devant le port de sortie et un analyseur d'états de polarisation dont au moins une partie des éléments optique se place devant l'un des ports d'entrée, cet analyseur comportant au moins un élément optique maintenu par au moins un support s'appliquant sur une partie seulement du contour de l'élément optique.

[0146] Ce peut permettre de ménager un bord libre à cet élément optique, ce bord libre étant disposé de manière à se superposer partiellement à l'autre port d'entrée.

[0147] Le système de polarimétrie peut comporter des moyens de fixation sur la tête du système d'observation.

[0148] Ces moyens de fixation peuvent comporter des vis, venant se visser dans le bâti de la tête, par exemple sous la fenêtre de sortie. En variante, la fixation s'effectue autrement, par exemple par serrage.

[0149] Le système de polarimétrie peut présenter tout ou partie des caractéristiques données plus haut.

Système de polarimétrie compact et modulaire

[0150] L'invention a encore pour objet un système de polarimétrie destiné à être rapporté sur une tête d'un système d'observation, notamment une tête de colposcope, comportant un système optique présentant un port de sortie de lumière permettant d'éclairer une zone à examiner et au moins un port d'entrée, le système polarimétrique comportant un

générateur d'états de polarisation (PSG) se plaçant devant le port de sortie et un analyseur d'états de polarisation (PSA) dont au moins une partie des éléments optiques se place devant le port d'entrée, l'un au moins de l'analyseur et du générateur comportant des éléments optiques maintenus par au moins un support, chaque support comportant une succession de pièces maintenant entre elles des éléments optiques du générateur d'états de polarisation ou de l'analyseur, au moins deux supports servant à maintenir deux éléments optiques consécutifs partageant une pièce de support intermédiaire, chacune de ces pièces présentant de préférence sur une face un logement pour recevoir un élément optique respectif et l'une des pièces servant à retenir l'élément optique de l'autre pièce.

[0151] Un tel système de polarimétrie est particulièrement compact, car il comporte des pièces de support qui servent de logement de réception d'un composant optique et de couvercle de fermeture pour la pièce de support suivante.

[0152] Un tel système est également modulaire, car il est aisé de remplacer des pièces de support par d'autres.

[0153] Il peut présenter l'une quelconque des caractéristiques du système d'observation, notamment du colposcope, décrites par ailleurs.

Système d'illumination pour colposcope

[0154] Selon un autre de ses aspects, indépendamment ou en combinaison avec ce qui précède, l'invention a encore pour objet un système de colposcopie comportant :

- un système d'illumination comportant
  - au moins une source lumineuse,
  - un guide de lumière à liquide, à relier à une extrémité à la source de lumière, ce guide de lumière ayant un diamètre de cœur inférieur ou égal à 5mm,
- une tête de colposcope, comportant un système optique présentant un port d'entrée à relier à l'autre extrémité du guide de lumière à liquide, et un port de sortie de la lumière pour éclairer une zone à observer, le système optique comportant de préférence entre le port d'entrée et le port de sortie une lentille asphérique et un prisme de renvoi.

[0155] Cette configuration du système d'illumination permet d'obtenir un faisceau lumineux bien collimaté à une distance de travail d'environ 30 cm.

[0156] Le choix pour le guide de lumière d'un guide à liquide et pour le diamètre de cœur d'un diamètre inférieur ou égal à 5mm, permet de réduire la divergence du faisceau d'illumination et sa taille, et d'augmenter l'intensité de la lumière au centre de la zone à observer, c'est-à-dire le col de l'utérus, et de réduire ainsi les réflexions parasites sur les surfaces environnantes (paroi vaginale, spéculum, etc.), et par conséquent d'améliorer significativement la qualité des images acquises. Le guide de lumière à

liquide permet d'obtenir un éclairage avec une uniformité satisfaisante, notamment une uniformité supérieure à celle obtenue avec les faisceaux de fibres en silice généralement utilisés dans les systèmes d'illumination des colposcopes.

[0157] De préférence, le diamètre intérieur du guide optique à liquide est compris entre 2,5 et 3,5 mm.

[0158] Le système d'illumination peut comporter un adaptateur configuré pour recevoir le guide optique et se monter sur la source avec une possibilité de réglage dans les trois directions X, Y et Z relativement à la source.

Système de colposcopie ergonomique

[0159] Selon un autre de ses aspects, indépendamment ou en combinaison avec ce qui précède, l'invention a encore pour objet un système de colposcopie comportant :

- un socle roulant,
- un mat porté par le socle roulant,
- au moins un réflecteur de référence porté par le mat, servant à la calibration d'un système de polarimétrie,
- une tête de colposcope portée par un bras articulé relié au socle.

[0160] Le système de colposcopie peut également comporter :

- une station de travail comportant un ordinateur, portée par le socle roulant,
- un clavier porté par un bras articulé relié au mat, et
- un écran porté par un bras articulé relié au mat à une hauteur supérieure à celle du bras supportant le clavier.

[0161] Un tel agencement permet de garder l'écran et le clavier à proximité de l'utilisateur, qui peut ainsi commander aisément lui-même l'ordinateur pour l'acquisition des images.

[0162] La mobilité du système est également améliorée, puisque l'ensemble peut être déplacé aisément d'un seul tenant sur le sol.

[0163] De préférence, le système comporte un boîtier logeant la ou les sources lumineuses, placé sur la station de travail, ainsi qu'un contrôleur qui permet de commander les différents composants électro-optiques et électroniques du système polarimétrique tels que les filtres commandables à cristaux liquides, la roue à filtre, et de traiter les images provenant de la caméra, le cas échéant, voire de générer les images polarimétriques, etc.

[0164] Le réflecteur de référence peut être disposé dans une coiffe pare-lumière, au sommet du mat. Ce réflecteur est par exemple articulé autour d'un axe vertical, et comporte par exemple sur une face une paroi métallique dépolie, par exemple en aluminium, et du côté opposé une surface de référence ayant des propriétés spectrales connues. Le montage rotatif du réflecteur permet de remplacer aisément l'une des faces par l'autre sans bouger la tête du colposcope, ce qui facilite les opérations de calibration. Lors de

celles-ci, la tête est par exemple placée à environ 30cm du réflecteur, en manœuvrant le bras articulé portant la tête.

[0165] Le système de colposcopie comporte avantageusement une pédale qui permet à l'utilisateur de déclencher une action prédéfinie, par exemple de démarrer une acquisition polarimétrique.

[0166] La tête du colposcope peut également comporter un bouton permettant de déclencher une autre action prédéfinie, par exemple le démarrage et l'arrêt de l'enregistrement vidéo.

Description des figures

[0167] L'invention pourra être mieux comprise à la lecture de la description détaillée qui va suivre, d'un exemple non limitatif de mise en œuvre des différents aspects de l'invention, et à l'examen du dessin annexé, sur lequel :

[0168] [Fig.1] la [Fig.1] est un schéma en blocs d'un exemple de système d'imagerie multispectrale polarimétrique selon l'invention,

[0169] [Fig.2] la [Fig.2] est une vue similaire à la [Fig.1] illustrant la possibilité de délivrer une image facilitant le diagnostic,

[0170] [Fig.3] la [Fig.3] illustre la possibilité d'utilisation d'intelligence artificielle pour générer une aide au diagnostic,

[0171] [Fig.4] la [Fig.4] illustre différents modes d'affichage d'informations dans un système de colposcopie selon l'invention,

[0172] [Fig.5] la [Fig.5] est un schéma illustrant l'acquisition de séries successives de mesures,

[0173] [Fig.6] la [Fig.6] illustre la génération de séries artificielles à partir des séries de l'exemple de la [Fig.5],

[0174] [Fig.7] la [Fig.7] illustre le réordonnancement des mesures au sein des séries artificielles de la [Fig.6],

[0175] [Fig.8] la [Fig.8] illustre le recalage spatial de zones de l'image correspondant à des mesures successives,

[0176] [Fig.9] la [Fig.9] illustre l'application du procédé aux mesures effectuées dans le cadre de la polarimétrie de Mueller,

[0177] [Fig.10] la [Fig.10] illustre la génération de séries artificielles de mesures dans le cas de l'exemple de la [Fig.9],

[0178] [Fig.11] la [Fig.11] illustre les hypothèses servant au calcul accéléré des paramètres d'intérêt,

[0179] [Fig.12] la [Fig.12] représente des images comparatives obtenues en mettant en œuvre la décomposition de Lu-Chipman d'une part, et la décomposition additive servant au calcul accéléré des paramètres polarimétriques d'autre part,

[0180] [Fig.13] la [Fig.13] est une vue schématique et partielle d'un système de colposcopie selon l'invention,

[0181] [Fig.14] la [Fig.14] représente plus particulièrement la tête du colposcope et les systèmes de polarimétrie et d'acquisition,

[0182] [Fig.15] la [Fig.15] représente plus particulièrement la partie basse du système de colposcopie,

[0183] [Fig.16] la [Fig.16] illustre un détail du système au niveau de la tête du colposcope,

[0184] [Fig.17] la [Fig.17] est une vue de dessus du système de colposcopie, disposé à proximité d'une table d'examen,

[0185] [Fig.18] la [Fig.18] est une vue en élévation, partielle, du système de colposcopie,

[0186] [Fig.19] la [Fig.19] représente la tête du colposcope avec une partie du système de polarimétrie qui est fixée sur sa face avant,

[0187] [Fig.20] la [Fig.20] est une vue éclatée faisant apparaître différents éléments optiques du générateur d'états de polarisation et de l'analyseur et leurs pièces de support,

[0188] [Fig.21] la [Fig.21] illustre l'assemblage des pièces supportant les éléments optiques du générateur d'états de polarisation,

[0189] [Fig.22] la [Fig.22] illustre l'assemblage des pièces supportant des éléments optiques de l'analyseur d'états de polarisation,

[0190] [Fig.23] la [Fig.23] représente isolément l'une des pièces de support, servant à la fixation du porte-filtre servant à la calibration,

[0191] [Fig.24] la [Fig.24] illustre l'assemblage de deux pièces de support du générateur d'états de polarisation,

[0192] [Fig.25] la [Fig.25] représente en vue de face l'une des pièces de support du générateur et l'élément optique reçu dans le logement de cette pièce,

[0193] [Fig.26] la [Fig.26] est une vue frontale de la face avant de la tête du colposcope munie du système polarimétrique,

[0194] [Fig.27] la [Fig.27] est une vue en coupe, partielle et schématique, du système d'illumination,

[0195] [Fig.28] la [Fig.28] est une vue schématique et partielle, en perspective avec coupe axiale, du système d'illumination de la [Fig.27],

[0196] [Fig.29] la [Fig.29] est une coupe longitudinale, partielle et schématique, de la tête du colposcope au niveau du raccordement du guide de lumière,

[0197] [Fig.30] la [Fig.30] est une vue en perspective éclatée d'éléments servant au montage du guide de lumière à la tête du colposcope,

[0198] [Fig.31] la [Fig.31] illustre la répartition spatiale de l'intensité lumineuse au niveau de la zone observée en fonction du diamètre de la partie active du guide de lumière utilisé,

[0199] [Fig.32] la [Fig.32] représente le réflecteur de calibration et sa coiffe,

[0200] [Fig.33] la [Fig.33] représente isolément le réflecteur, sans sa coiffe,

[0201] [Fig.34] la [Fig.34] représente de manière schématique et partielle le porte filtre d'étalonnage,

[0202] [Fig.35] la [Fig.35] représente la partie du système de polarimétrie qui est fixée sur la face avant de la tête du colposcope, munie de son capot de protection,

[0203] [Fig.36] la [Fig.36] est une vue schématique et partielle de côté illustrant le montage du système d'acquisition sur la tête du colposcope,

[0204] [Fig.37] la [Fig.37] représente la roue à filtres du système d'acquisition et son moteur d'entraînement,

[0205] [Fig.38] la [Fig.38] représente de manière partielle et schématique le système d'acquisition sous un autre angle de vue, et

[0206] [Fig.39] la [Fig.39] représente schématiquement et partiellement un exemple de système optique de caméra multi-capteur.

Description détaillée

Système d'imagerie polarimétrique multispectrale

[0207] On a représenté à la [Fig.1] un système 1 d'imagerie polarimétrique multispectrale selon l'invention, par exemple un colposcope polarimétrique de Mueller, étant bien entendu que cet aspect de l'invention n'est pas limité à un colposcope.

[0208] Le système 1 comporte un système optique d'illumination 2 pour éclairer une cible T, par exemple le col utérin, et un système optique 3 pour l'observation directe de la cible et/ou la reconstruction de l'image de la cible T sur un support électronique.

[0209] L'éclairage et l'observation de la cible T se font à travers un système de polarimétrie 4 qui comporte un générateur d'états de polarisation (PSG) traversé par la lumière provenant du système d'illumination et un analyseur d'états de polarisation (PSA) traversé par la lumière provenant de la cible T.

[0210] De préférence, le PSG et le PSA comportent des modulateurs de polarisation à cristaux liquides, notamment choisis parmi ceux dont la fréquence de commande peut être d'au moins 60 Hz. Les modulateurs de polarisation à cristaux liquides ferro-électriques sont préférés.

[0211] Le système 1 comporte également un système d'acquisition comportant une caméra multi-capteur 5, constituée par exemple par une caméra tri-CCD ou tri-CMOS, ayant par exemple des capteurs dédiés respectivement au domaine du rouge, du vert et du bleu du spectre visible.

[0212] Le système 1 comporte des moyens informatiques 6 pour, entre autres, gérer l'acquisition des images d'intensité pour chaque capteur, piloter le fonctionnement des modulateurs de polarisation à cristaux liquides, synchroniser les acquisitions de la caméra avec la modulation des cristaux liquides, traiter les images obtenues par chacun

des capteurs de la caméra 5 et étalonner le système pour chacune des bandes spectrales choisies, comme cela sera détaillé plus loin.

[0213] Ces moyens informatiques 6 comportent par exemple un ou plusieurs processeurs, un ou plusieurs microcontrôleurs, circuits spécialisés tels que FPGA, ou micro-ordinateurs, et les interfaces matérielles homme machine associées, et peuvent être programmés pour réaliser l'acquisition d'images d'intensité dans les différentes bandes spectrales d'intérêt, par exemple le rouge, le vert et le bleu dans l'exemple considéré, puis le calcul, pour tout ou partie des pixels des images, des matrices de Mueller dans ces différentes bandes spectrales, et le calcul et l'affichage des paramètres polarimétriques d'intérêt.

[0214] Les moyens informatiques 6 peuvent ainsi comporter un contrôleur permettant de commander le PSG et le PSA et de traiter les images provenant de la caméra, ledit contrôleur comportant par exemple un ou plusieurs FPGA, et une station de travail comportant un ordinateur équipé le cas échéant d'au moins une carte graphique, et une interface homme machine comportant par exemple un écran, un clavier, et un ou plusieurs boutons ou pédales de commande, comme décrit plus loin.

[0215] Le système d'illumination est capable d'émettre dans chacune des bandes spectrales d'observation.

[0216] Dans le cas où les bandes spectrales sont dans le rouge, le vert et le bleu respectivement, le système d'illumination peut comporter une source de lumière blanche telle qu'une source xénon associée à des filtres spectraux, ou un ensemble de diodes LED émettant respectivement dans le rouge, le vert et le bleu, ou des diodes LED émettant dans le bleu et le jaune.

[0217] On peut préférer l'utilisation d'une lampe au xénon pour la simplicité d'utilisation qu'elle confère et sa puissance.

[0218] La caméra du système d'acquisition étant multi-capteur, de préférence une caméra RGB tri-CCD ou tri-CMOS, elle peut acquérir plusieurs images au même moment sans perte notable de lumière et sans problème d'interférences (« cross talking ») entre les canaux.

[0219] L'image obtenue sur chacun des capteurs peut être une image d'intensité en niveaux de gris pour la bande spectrale correspondante.

[0220] Les images d'intensité en niveaux de gris des différents capteurs sont parfaitement superposables par construction, ce qui simplifie la reconstruction des images finales après traitement, notamment l'ajout d'une information polarimétrique aux images couleur ou la combinaison d'images polarimétriques à différentes longueurs d'ondes.

[0221] Des images obtenues par le système d'imagerie polarimétrique multispectrale, appliqué à la polarimétrie de Mueller dans les différentes bandes spectrales, notamment dans le rouge R, le vert G et le bleu B, peuvent être générées par calcul

dans les différentes bandes spectrales, comme illustré à la [Fig.1]. Ces images peuvent, le cas échéant, être combinées pour générer une image couleur RGB de polarimétrie de Mueller.

[0222] En parallèle, les images d'intensité acquises par les trois capteurs de la caméra peuvent être combinées pour former une image couleur RGB. Cette image est utile pour permettre au praticien de sélectionner la zone où l'analyse polarimétrique doit être effectuée.

[0223] La détermination des matrices de Mueller pour chacune des bandes spectrales R, G et B, permet de calculer dans chacune de ces bandes des images d'intensité traduisant la valeur d'un paramètre de polarimétrie (par exemple la retardance) pour chacun des pixels de l'image, comme illustré à la [Fig.2].

[0224] Ainsi, on génère par exemple pour chaque bande spectrale une image de dépolarisation déterminée à partir de la connaissance de la matrice de Mueller ainsi qu'une image de la retardance, déterminée également à partir de la connaissance de la matrice de Mueller.

[0225] Cette ou ces images de retardance et/ou de dépolarisation peuvent être fusionnées à l'image couleur pour générer une image I dans laquelle la teinte et ou le contraste de certaines zones est modifié afin d'apporter une information supplémentaire au praticien, aidant au diagnostic.

[0226] La combinaison au sein d'un même système d'imagerie d'un polarimètre à modulateurs de polarisation à cristaux liquides, d'une source d'illumination multispectrale, notamment une lampe au xénon, et d'une caméra tri-CCD ou tri-CMOS permet d'obtenir un système d'imagerie particulièrement compact et performant, et bien adapté à la colposcopie notamment.

[0227] Le fait de pouvoir générer des images multimodes parfaitement calées spatialement les unes relativement aux autres facilite l'apprentissage profond, par exemple au moyen d'un réseau de neurones convolutionnel 7, comme illustré à la [Fig.3], ce réseau recevant en entrée des images conventionnelles en couleur, des images d'intensité monochromatiques et des images polarimétriques pour les plages de longueurs d'ondes sélectionnées et délivrant en sortie une ou plusieurs images simplifiées pour aide au diagnostic, par exemple sous la forme d'un contraste augmenté.

[0228] On peut notamment lors de l'apprentissage, qui peut être un apprentissage supervisé, fournir au système d'intelligence artificielle des images couleur RGB non polarimétriques ainsi que des images polarimétriques représentatives par exemple des images relatives à la dépolarisation, à la retardance de phase linéaire et à l'azimut de la retardance de phase linéaire etc., le système d'intelligence artificielle produisant une image ou plusieurs images contenant des informations aidant au diagnostic.

[0229] Les moyens informatiques 6 peuvent être configurés pour permettre tout ou partie

des visualisations suivantes :

- une visualisation multimode en parallèle (figure 4A) de différentes images polarimétriques et non polarimétriques, avec par exemple affichage sur un même écran de l'image couleur RGB obtenue par la caméra (à gauche), d'une image de la retardance de phase linéaire (au milieu), et d'une image de l'azimut de l'axe lent (à droite)
- une visualisation parallèle multispectrale (figure 4B), avec par exemple à gauche l'image couleur RGB de référence et à droite trois séries de trois images dans chacune des bandes spectrales d'intérêt, la première ligne représentant la retardance de phase linéaire, la deuxième ligne représentant l'azimut de l'axe lent de la retardance de phase linéaire et la troisième ligne représentant la dépolarisation ;
- une visualisation interactive (figure 4C) dans laquelle l'image couleur globale RGB est affichée mais une zone d'affichage restreinte, dans ce cas de forme circulaire, par exemple centrée sur un pointeur qui peut être déplacé sur l'image par l'utilisateur, fait apparaître l'information relative à un paramètre polarimétrique, dans ce cas la retardance de phase linéaire, partiellement superposée avec l'image RGB affichée,
- une visualisation (figure 4D) avec affichage dans la colonne de gauche de l'image couleur RGB (en haut), de l'image polarimétrique couleur (au milieu), et de l'image de l'azimut de l'axe lent de la retardance de phase linéaire en bas, ainsi que de l'image agrandie (à droite) des trois images de la colonne de gauche fusionnées ensemble.

[0230] On peut encore afficher :

- des images couleur des matrices de Mueller,
- des images couleur de la dépolarisation,
- des images couleur de la retardance de phase linéaire,
- des images couleur de l'azimut de la retardance de phase linéaire, etc.

[0231] Un tel système d'imagerie est avantageusement appliqué à la colposcopie, comme cela sera détaillé plus loin, mais peut également s'appliquer à d'autres types de systèmes d'imagerie, par exemple l'endoscopie, ainsi que le microscopie et l'exoscopie pour la neurochirurgie.

Rappel sur la polarimétrie de Mueller

[0232] De manière générale, l'état polarisé de la lumière incidente S_{in} est relié à la lumière excitant un échantillon S_{out} par la relation :

[0233] $S_{out} = M * S_{in}$

[0234] avec M la matrice de Mueller.

[0235] Afin d'obtenir une matrice de Mueller M de dimensions 4x4, la mesure de coef-

ficients d'intensité est nécessaire. Ces coefficients d'intensité peuvent être obtenus via l'utilisation du générateur d'états de polarisation (PSG) qui produit quatre états de polarisation indépendants caractérisés par quatre vecteurs de Stokes $S_{W_i}\ (i = 1,2,3,4)$.

[0236] Chacun représente une colonne de la matrice de modulation W :

[0237] $W = \left[S_{W_1}, S_{W_2}, S_{W_3}, S_{W_4} \right]$

[0238] Après interaction avec la zone observée, chaque état de polarisation produit le générateur d'états de polarisation est analysé par quatre configurations de polarisation de l'analyseur d'état de polarisation (PSA).

[0239] Ces quatre configurations sont décrites également par quatre vecteurs de Stokes $S_{A_i}\ (i = 1,2,3,4)$, qui représentent les lignes de la matrice d'analyse A :

$$A = \left[S_{A_1}, S_{A_2}, S_{A_3}, S_{A_4} \right]^T$$

[0240] On obtient après ces étapes la matrice d'intensité B :

[0241] $B = AMW$

[0242] d'où :

[0243] $M = A^{-1}BW^{-1}$

[0244] B correspond à une série de n mesures, en l'espèce 16 mesures dans le cas d'une matrice de Mueller 4x4.

[0245] La matrice de Mueller peut être traitée selon différentes méthodes connues afin de calculer des propriétés polarimétriques, à savoir la dépolarisation, la retardance de phase linéaire, etc.

[0246] Dans le cas du système d'imagerie polarimétrique selon l'invention, on peut effectuer 16 mesures successives pour chaque pixel de l'image, pour chacun des capteurs de la caméra multi-capteur, correspondant aux différents coefficients de la matrice d'intensité B.

[0247] De préférence la matrice de Mueller est la matrice classique 4x4, soit la matrice de Mueller complète, mais on ne sort pas du cadre de l'invention en utilisant une version incomplète 3x3 ou 3x4. L'invention peut également être utilisée pour des techniques d'imagerie polarimétrique simplifiées telles que l'imagerie polarimétrique de Stockes.

Augmentation de la fréquence d'images

[0248] Selon l'un de ses aspects, l'invention permet d'accroître un flux de résultats obtenus pour une grandeur physique (ou un ensemble de grandeurs physiques) X relative à un objet physique O par unité de temps à partir de séries consécutives μ de n mesures réelles, appelées séries originelles, se succédant dans un ordre prédéfini à chaque intervalle de temps donné, en générant des séries additionnelles, nommées séries artificielles, des séries originelles.

[0249] Ces mesures peuvent être les 16 mesures d'intensité de la matrice B dans le cas de la

polarimétrie de Mueller, mais cet aspect de l'invention est plus général et peut s'appliquer à d'autres types d'imagerie différentes de l'imagerie polarimétrique de Mueller. Ainsi, X peut être autre qu'une matrice de Mueller obtenue par un système de polarimétrie de Mueller, et notamment une matrice non carrée de nombre réels, une matrice carrée de nombre réels, un vecteur ou même un nombre réel, où plus généralement toute propriété physique ou ensemble de propriétés physiques dont la détermination nécessite que plusieurs mesures successives soient effectuées. Sinon, X peut être obtenu pour un réseau de points (imagerie). Ce tableau peut être bidimensionnel (2D) ou tridimensionnel (3D). C'est le cas pour l'imagerie 2D ou 3D. Pour l'imagerie 2D, chaque point de mesure correspond à un pixel. Pour l'imagerie 3D, chaque point de mesure correspond à un voxel. Pour que le résultat X=G(μ) puisse être calculé correctement, les n mesures de la série μ doivent respecter un ordre prédéfini μ_0, μ_1, μ_2, … μ_{n-1}.

[0250] Tout autre ordre, par exemple tel que μ' = (μ_2, μ_3, …, μ_{n-1}, μ_0), donne, en général, une valeur X'=G(μ') où X' n'est pas le résultat correct.

[0251] Si le dispositif de mesure est capable d'effectuer *l* fois (l∈N) l'ensemble des n mesures données par $\mu = (\mu_0, \ldots, \mu_{n-1})$ en 1 seconde, en tout il fournit un ensemble de s mesures discrètes $m = (m_0, \ldots, m_{s-1})$ en 1 seconde, où s=*l*n.

[0252] Ces valeurs mesurées sont par exemple les coefficients de la matrice d'intensité B dans le cas de la polarimétrie de Mueller.

[0253] La [Fig.5] représente à titre d'exemple trois séries réelles μ de mesures, chacune comportant quatre valeurs mesurées (n=4). On note μ_0 la première valeur, μ_1 la seconde, $\mu_2$la troisième et $\mu_3$la dernière,cet ordre étant prédéfini.

[0254] On estime dans un premier temps que le résultat X (par exemple la matrice de Mueller) ne varie pas ou peu au cours du temps. On peut donc supposer que chaque série μ comporte n valeurs de mesure semblables à celles des contreparties de la série suivante obtenues dans le même ordre.

[0255] On peut alors artificiellement former de nouvelles combinaisons de mesures permettant d'obtenir de nouvelles séries de mesures artificielles en associant des mesures de différentes séries, comme illustré à la [Fig.6].

[0256] Dans l'exemple de la figure 6, on associe par exemple pour la série $\hat{\mu}_4$ les valeurs μ_1, μ_2, $\mu_3$de la première série à la valeur $\mu_0$de la seconde série.

[0257] On réitère ces regroupements sur l'ensemble des n mesures.

[0258] Les séries $\hat{\mu}_3$, $\hat{\mu}_7$ et $\hat{\mu}_{11}$ sont identiques aux séries μ de la [Fig.5]. L'ordre des mesures est conservé. Pour ces séries il n'est pas nécessaire de permuter les mesures.

[0259] Pour les séries $\hat{\mu}_4$, $\hat{\mu}_5$, $\hat{\mu}_6$, $\hat{\mu}_8$, $\hat{\mu}_9$ et $\hat{\mu}_{10}$ l'ordre prédéfini des mesures n'est pas

respecté ; on applique alors une fonction de permutation P, cette fonction de permutation étant illustrée sur la [Fig.7], afin de respecter l'ordre prédéfini des mesures au sein de chaque série.

[0260] Suite à la permutation des séries $\hat{\mu}_4$, $\hat{\mu}_5$, …afin de conserver l'ordre prédéfini, la fonction G peut être appliquée à l'ensemble des nouvelles séries permutées $P(\hat{\mu}_4)$, $P(\hat{\mu}_5)$, …, pour calculer X.

[0261] Dans le cas général de n mesures, si T_n est la durée nécessaire à la réalisation des n mesures, T_t la durée pour faire une mesure, on peut effectuer $1/T_n$ séries de n mesures en une seconde ; T_p est le temps nécessaire pour effectuer une permutation, et T_c est le temps de calcul nécessaire pour calculer $X=G(\mu)$, alors on a de préférence $T_c<<T_t$ et $T_p<<T_t$.

[0262] Comme indiqué précédemment, les mesures peuvent être des valeurs successives d'intensité de chaque pixel d'une image enregistrée par un capteur donné de la caméra du système d'acquisition, et le procédé qui vient d'être décrit peut s'appliquer à chaque pixel de cette image.

[0263] Or, cette image peut évoluer au cours du temps, par exemple en raison des mouvements de la cible.

[0264] Sur la [Fig.8] (à gauche) on a considéré à nouveau le cas simplifié présenté précédemment avec n=4. Chaque petit carré représente une partie de l'image dans le champ de vision total représenté par le grand carré. Cette partie de l'image peut se déplacer dans le champ de vision au cours du temps.

[0265] Il est alors utile d'appliquer une fonction de recalage spatial R pour recaler les images acquises à différents moments successifs, comme illustré (à droite), afin que les mesures d'intensité successives utilisées dans le calcul de la matrice de Mueller concernent bien la même zone.

[0266] La fonction de recalage R peut être appliquée immédiatement après l'acquisition d'une nouvelle image, à partir par exemple pour une série de mesures de l'image correspondant à m_4 sur la [Fig.8].

[0267] Le recalage permet de faire coïncider spatialement les pixels correspondant aux valeurs m_1, m_2 et m_3 avec celui correspondant à m_4, ceux correspondant aux valeurs m_2, m_3 et m_4 avec celui correspondant à m_5,ceux correspondant aux valeurs m_3, m_4 et m_5 avec celui correspondant à m_6,etc., comme illustré sur la [Fig.8].

[0268] La fonction de recalage des images peut faire intervenir tout algorithme de recalage d'image adapté; un exemple de fonction de recalage est décrit dans l'article M. Irani and S.Peleg « Improving Resolution by Image Registration », 1991, CVGIP Graphical models and image processing, Elsevier.

[0269] La fonction de recalage peut chercher à déterminer les valeurs de recalage *a* en x et *b*

en y entre deux images, de façon à minimiser une fonction de perte entre elles.

[0270] Un exemple de fonction de perte est donné dans l'article M.B.A Haghighat, A Aghagolzadeth, and H. Seyedarabi, « A non-reference image fusion metric based on mutual information of image features, « Computers & Electrical Engineering, vol. 37, no. 5, pp. 744-756, Sep. 2011, doi :10.1016/j.compeleceng.2011.07 .012.

[0271] La fonction de permutation P peut être appliquée après la fonction de recalage R, pour remettre les mesures dans le bon ordre, puis la fonction G peut être appliquée pour calculer le résultat X.

[0272] Si l'on cherche à avoir plus de huit fois le résultat X calculé par seconde, afin d'avoir une certaine fluidité correspondant à de l'imagerie sensiblement en temps réel, il faut 1/Tn >=8.

[0273] La procédure décrite ci-dessus peut également être utilisée dans un cas plus général où l'objet O peut être déformé. Si Td est le temps caractéristique de la déformation, il faut de préférence Td>>Tn.

[0274] Si Tx est la durée caractéristique d'un changement de la propriété matérialisée par le résultat X, il faut également de préférence Tx>>Tn.

[0275] Dans le cas de l'imagerie polarimétrique de Mueller, les valeurs mesurées sont les valeurs des coefficients B_{ij} (i,j = 1,…,4) de la matrice d'intensité B.

[0276] Les seize coefficients de cette matrice correspondent aux mesures effectuées pour un pixel donné, afin de pouvoir calculer ensuite la matrice de Mueller pour ce pixel, et forment une série μ de mesures comme illustré à la [Fig.9].

[0277] La figure 10 illustre l'application de la fonction de permutation P(μ) aux séries $\hat{\mu}$.

[0278] La fonction G correspond ici au calcul qui permet d'obtenir à partir de la matrice d'intensité B la matrice de Mueller M.

[0279] $M = G(\mu) = X = A^{-1}BW^{-1}$

[0280] On procède à l'application de la fonction de recalage R avant d'appliquer la fonction de permutation P; la fonction de recalage R peut être appliquée en prenant comme image de référence par exemple celle correspondant à la première image d'une séquence de 16 images consécutives (dans le cas d'une matrice de Mueller 4x4).

[0281] De préférence, $T_P + T_R + T_c < T_t$, afin d'avoir une imagerie en temps-réel, avec

[0282] T_P la durée nécessaire à la permutation P,

[0283] T_R la durée nécessaire à l'application de la fonction de recalage R,

[0284] T_c la durée nécessaire au calcul de M,

[0285] T_t la durée d'une mesure unique.

Post-traitement des matrices de Mueller

[0286] Le calcul conventionnel de la Matrice de Mueller peut faire intervenir par exemple une décomposition dite de Lu-Chipman, telle que décrite dans l'article S.-Y. Lu and

R.A. Chipman, « Interpretation of Mueller matrices based on polar decomposition », Journal of the Optical Society of America A, vol 13, no.5, p1106, May 1996, doi :10.1364/JOSAA.13.001106.

[0287] Toutefois cette décomposition est relativement coûteuse en temps de calcul car elle implique le calcul des valeurs propres de la matrice M.

[0288] Par ailleurs, lors de l'observation du col utérin, on observe principalement des effets de biréfringence et de dépolarisation.

[0289] On suppose ici que les effets de biréfringence sont associés à la surface de la zone observée tandis que les effets de dépolarisation sont quant à eux reliés au volume de la zone observée, comme illustré à la [Fig.11].

[0290] Sur cette figure on a illustré schématiquement la propagation de la lumière au sein du tissu. Dans ce cas, le vecteur de Stokes S_{nd} est associé à la composante non dépolarisée provenant de la couche superficielle du tissu, tandis que le vecteur de Stokes S_d est associé à la composante dépolarisée de la lumière, provenant du volume du tissu.

[0291] La [Fig.11] représente également les deux matrices de Mueller M_{nd}et M_d respectivement apparentées aux composantes non dépolarisée et dépolarisée de la lumière.

[0292] Les facteurs q et p visent à estimer les proportions de lumières non dépolarisée et dépolarisée, et doivent être déterminés.

[0293] La matrice d'intensité B peut être formulée comme la somme des contributions de la lumière non dépolarisée et polarisée.

[0294] On a alors :

[0295] $B = B_{nd} + B_d = A(qM_{nd} + pM_d)W$

[0296] et

[0297] $M = \mathrm{qM_{nd}} + p\mathrm{M_d} = \mathrm{A^{-1}(B_{nd} + B_d)W^{-1}}$

[0298] La matrice de Mueller de la lumière non dépolarisée M_{nd}, correspond à une matrice de Mueller de retardance linéaire, telle que :

[0299] $\theta : Orientation\ azimuthale\ de\ l'axe\ rapide\ en\ degrés$

[0300] $\delta : retard\ de\ phase\ en\ degrés$

[0301] $\delta \in [0\ 180] \in \mathcal{R}$

[0302]
$$M_{ret}(\theta, \delta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & cos^2 2\theta + sin^2 2\theta cos\delta & sin2\theta cos2\theta(1-cos\delta) & -sin2\theta sin\delta \\ 0 & sin2\theta cos2\theta(1-cos\delta) & sin^2 2\theta + cos^2 2\theta cos & cos2\theta sin\delta \\ 0 & sin2\theta sin\delta & -cos2\theta sin\delta & cos\delta \end{bmatrix}$$

[0303] La matrice de Mueller de la lumière dépolarisée M_d est égale à :

[0304]
$$M_d = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

[0305] On a

[0306] $$\theta = \frac{1}{2} atan\left(\frac{m_{24}}{m_{43}}\right) = \frac{1}{2} atan\left(\frac{\frac{-sin2\theta sin\delta}{1+d}}{\frac{-cos2\theta sin\delta}{1+d}}\right) = \frac{1}{2} atan\left(\frac{sin2\theta}{cos2\theta}\right)$$

[0307] $$\delta = atan\left(\frac{m_{42}}{sin(2\theta) m_{44}}\right) = atan\left(\frac{\frac{sin2\theta sin\delta}{1+d}}{sin(2\theta)\frac{cos\delta}{1+d}}\right) = atan\left(\frac{sin\delta}{cos\delta}\right)$$

[0308] $$d = \frac{cos\delta}{m_{44}} - 1 = \frac{cos\delta}{\frac{cos\delta}{1+d}} - 1$$

[0309] La dépolarisation est donnée par :

[0310] $$\text{Dépolarisation} = 1 - \frac{1}{1+d}$$

[0311] Cette méthode de décomposition présente un gain de temps important puisqu'elle ne nécessite pas le calcul des valeurs propres et des vecteurs propres, qui est chronophage.

[0312] De plus, cette méthode est matricielle, ce qui permet à un algorithme de faire de multiples calculs en parallèle et non pas en série, ce qui est un gain de temps et de mémoire important.

[0313] Les différents paramètres polarimétriques peuvent ainsi être obtenus plus rapidement, ce qui est très avantageux dans le cas de l'imagerie polarimétrique en temps réel.

[0314] On a comparé à la [Fig.12] des images polarimétriques obtenues d'un côté via une décomposition classique de Lu-Chipman, et de l'autre via la décomposition additive décrite ci-dessus.

[0315] Les trois images du haut correspondent sont obtenues par décomposition additive comme décrit ci-dessus et correspondent respectivement à l'affichage de la retardance delta (image de gauche), de l'azimut de retardance thêta (image du milieu) et à la dépolarisation (image de droite), tandis que les trois images du bas représentent les mêmes paramètres obtenus via la décomposition de Lu-Chipman.

[0316] On constate une grande similarité entre les images représentant les mêmes paramètres, ce qui traduit la performance du procédé.

Système de colposcopie

[0317] Le système d'imagerie selon l'invention peut être agencé pour effectuer un examen par colposcopie, par exemple en utilisant un système de colposcopie 10 tel qu'illustré à la [Fig.13].

[0318] Ce système 10 comporte un colposcope 20 ayant une tête 21 portée par un bras articulé 22, lui-même porté par un socle roulant 31.

[0319] Un mat vertical 30 est également porté par le socle roulant 31.

[0320] Le colposcope 20 est relié à un système d'illumination comportant une source de lumière 50 logée dans un boîtier relié à la tête 21 par un guide optique flexible 51, non visible sur la [Fig.13] mais apparent sur la [Fig.14], le boîtier logeant la source 50 reposant par exemple sur une station de travail 60 comportant un ordinateur.

[0321] Le système de colposcopie 10 comporte un écran 40 relié à l'ordinateur 60, qui est

avantageusement un écran tactile, de préférence étanche aux liquides.

[0322] Cet écran est porté par le mat 30, ainsi qu'un clavier 41, relié à l'ordinateur 60.

[0323] Un contrôleur 70 est relié à l'ordinateur 60 pour commander notamment le fonctionnement d'un système polarimétrique 90 porté par la tête 21. Ce contrôleur 70 peut également être relié à un système d'acquisition 110, notamment à la caméra 5.

[0324] De préférence, comme visible sur les figures 32 et 33 plus particulièrement, le système de colposcopie 10 comporte au moins un réflecteur 81 logé dans un support porté par le mat 30 et servant à l'étalonnage du système de polarimétrie. Elle est couverte par une coiffe pare-lumière 80, de préférence porté par le mat 30, notamment à son sommet.

[0325] Ce réflecteur 81 est par exemple articulé autour d'un axe de rotation vertical, et comporte par exemple sur une face une paroi métallique dépolie 82, par exemple en aluminium, et du côté opposé une surface de référence 83 ayant des propriétés spectrales connues, par exemple un substrat avec une surface de couleur neutre à haute réflexion lambertienne appelée « spectralon ».

[0326] Le montage rotatif du réflecteur 81 permet de remplacer aisément l'une des faces par l'autre sans bouger la tête 21 du colposcope, ce qui facilite les opérations d'étalonnage. Lors de celui-ci, la tête 21 est par exemple placée à environ 30 cm du réflecteur 81, en manœuvrant le bras articulé portant la tête.

[0327] Le système de colposcopie 10 comporte avantageusement une pédale 100 visible sur la [Fig.13] qui permet à l'utilisateur de déclencher une action prédéfinie, par exemple de démarrer une acquisition polarimétrique.

[0328] La tête 21 du colposcope peut également comporter un bouton 101, comme illustré sur la [Fig.16], permettant de déclencher une autre action prédéfinie, par exemple le démarrage et l'arrêt de l'enregistrement vidéo.

[0329] Le système polarimétrique 90, illustré en [Fig.19], comporte le générateur d'états de polarisation PSG et l'analyseur d'états de polarisation PSA, dont la quasi-totalité des éléments optiques sont illustrés à la [Fig.20].

[0330] Le générateur d'états de polarisation PSG comporte une succession de quatre éléments optiques placés sur le trajet de la lumière sortant par une fenêtre 210 de la tête 21 du colposcope, à savoir dans le sens allant de l'extérieur vers la fenêtre de sortie 210, un premier modulateur de polarisation à cristaux liquides demi-onde à 510nm HFLC 191, une lame quart d'onde à 633 nm QWP 192, un deuxième modulateur de polarisation à cristaux liquides quart d'onde à 510nm QFLC 193, et un polarisateur linéaire fixe 194.

[0331] L'analyseur d'états de polarisation PSA comporte une succession de trois éléments optiques placés sur le trajet de la lumière gagnant l'un des ports d'entrée 211a et 211b associés respectivement aux oculaires gauche et droit, en l'espèce le port d'entrée 211b

associé à l'oculaire droit pour le praticien.

[0332] En partant de l'extérieur et en allant vers la tête du colposcope, on trouve successivement un premier modulateur de polarisation à cristaux liquides demi-onde à 510 nm HFLC 221, une lame quart d'onde à 633nm QWP 222 et un deuxième modulateur de polarisation à cristaux liquide quart d'onde à 510nm QFLC 223.

[0333] L'analyseur comporte également un filtre polariseur linéaire 224 analogue au polariseur 194 du PSG, disposé en aval de la caméra 5 au sein du système d'acquisition 110, comme illustré sur la [Fig.36].

[0334] Chaque composant optique 191, 192 ou 193 du PSG présente dans l'exemple illustré une forme circulaire et est maintenu entre deux pièces de support rapportées l'une sur l'autre, l'une présentant un logement 233 pour recevoir l'élément et l'autre servant à maintenir l'élément dans son logement.

[0335] Toutes ces pièces de support ont une partie haute en forme de C ouvert vers le haut et laissent le bord supérieur de chaque élément optique dégagé.

[0336] Le polariseur 194 présente un contour carré ou rectangulaire, et se loge dans un support 265 pourvu d'une glissière ouverte vers le haut.

[0337] L'élément optique 191 se place entre une première pièce de support 261 et une deuxième pièce de support 262 qui présente un logement 233 recevant l'élément 191, la pièce de support 261 formant le couvercle de maintien.

[0338] La pièce de support 262 sert de couvercle à une troisième pièce de support 263 présentant un logement 233 recevant l'élément optique 192, comme visible sur la [Fig.21].

[0339] Cette troisième pièce de support 263 sert de couvercle à une quatrième pièce de support 264 présentant un logement 233 recevant l'élément optique 193.

[0340] Les différentes pièces de support peuvent se superposer et sont fixées ensemble avec le support 265 à travers la base du PSA sur la face avant de la tête 21 du colposcope par des vis 242, comme illustré sur la [Fig.19].

[0341] Les éléments optiques 221, 222 et 223 du PSA présentent également une forme circulaire et sont maintenus par des pièces de support 251, 252, 253 et 254 superposées les unes aux autres.

[0342] Chaque pièce de support 251 à 254 présente une base 255 pourvue de trous pour le passage des vis 242 servant à la fixation sur la face avant de la tête 21, et une partie supérieure 256 en forme générale de C orienté sensiblement à 45° vers le bas, la partie supérieure 256 se raccordant par un montant 257 à la base 255, comme illustré sur la [Fig.22].

[0343] Les pièces de support 252 à 254 présentent chacune un logement 258 accueillant un élément optique respectif.

[0344] On voit sur la [Fig.22] que l'élément optique 221 est maintenu entre les pièces de

support 251 et 252, la pièce de support 251 servant de couvercle, que l'élément optique 222 est maintenu entre les pièces de support 252 servant de couvercle et 253, et que l'élément 223 est maintenu entre les pièces de support 253 servant de couvercle et 254.

[0345] La pièce de support 252 porte en partie haute deux branches 270 pour la fixation d'un porte-filtre 310 représenté à la [Fig.34]. Ce porte filtres 310 porte dans l'exemple considéré trois filtres 311, 312 et 313 qui sont respectivement un retardeur de phase L30 dont l'axe rapide est orienté à 30° par rapport au polariseur linéaire P0, un polariseur linéaire P90 dont l'axe de transmission est orienté à 90° par rapport au polariseur P0, et un polariseur P0 dont l'axe de transmission est orienté à 0° par rapport à une référence.

[0346] Le porte filtres 310 comporte également une zone dégagée placée devant le PSA une fois l'étalonnage terminé afin de permettre l'acquisition des images.

[0347] Le porte filtres 310 est mobile en translation dans l'exemple considéré, dans une direction généralement horizontale.

[0348] Un circuit électronique 320 permet à l'ordinateur 60 de connaître la position du porte-filtre, et donc le filtre qui est actif le cas échéant.

[0349] Le porte-filtre 310 peut être motorisé ou déplacé manuellement, durant la calibration, de manière à placer successivement les différents filtres 311 à 313 devant le PSA.

[0350] L'étalonnage peut s'effectuer selon la méthode dite des valeurs propres (ECM pour « Eigenvalue Calibration Method »).

[0351] On voit sur la [Fig.25] notamment que le logement 233 est ouvert latéralement de manière à permettre la sortie des fils de commande de l'élément optique reçu dans celui-ci par un passage 233a.

[0352] Le logement 233 présente également, à l'opposé du passage 233a, un dégagement 233b pour recevoir le fil de commande au niveau de son raccordement à l'élément optique. Le fil suit le contour de l'élément optique dans un canal semi-circulaire 233c qui épouse le profil de l'élément optique.

[0353] On voir sur la [Fig.23] que les éléments optiques 221 et 223 du PSA, de plus grand diamètre, se superposent presque entièrement aux deux ports d'entrée 211a et 211b, tandis que l'élément optique 222, de moindre diamètre que les éléments 221 et 223, se superpose entièrement au port 221b mais partiellement au port 211a.

[0354] Néanmoins, cela n'affecte pas outre mesure la qualité de l'image observée, compte-tenu de la distance de mise au point, car la mise au point s'effectue à une distance beaucoup plus grande que la distance de l'élément optique par rapport au port 221a.

[0355] La [Fig.27] est une coupe schématique et partielle de la source lumineuse 50.

[0356] Celle-ci comprend une lampe au xénon 52 et un jeu de filtres 53 et 54, c'est à dire un premier filtre passe-bande (Edmund optics #84-728) qui permet de transmettre uniquement la lumière entre 400 et 750 nm avec une transmittance d'environ 95% et un

second filtre passe-haut (Edmund optics #84-754) qui permet de transmettre uniquement la lumière à une longueur d'onde supérieure à 400 nm avec une transmittance d'environ 93%. Le choix de ces filtres permet d'obtenir une transmittance relativement élevée, autour de 90% dans la plage 400-750 nm environ.

[0357] Le guide optique 51 est maintenu à une extrémité 51a dans l'axe de la lampe 52 au moyen d'un embout 56.

[0358] Comme illustré à la [Fig.29], le guide optique 51 est reçu à son autre extrémité 51b dans l'axe d'une lentille asphérique 180 du colposcope, de manière à donner une image du guide à liquide à 30 cm environ de la tête du colposcope.

[0359] La lentille 180 est placée devant un prisme 181 qui renvoie la lumière vers la fenêtre de sortie du colposcope.

[0360] Le maintien du guide optique 51 peut s'effectuer le cas échéant à l'aide d'un ensemble de supports 191 et 192 dont la position relativement au corps de la tête du colposcope est ajustable respectivement en X et en Y, de façon à permettre de régler précisément la position de l'extrémité 51b dans l'axe de la lentille 180.

[0361] Il est avantageux d'utiliser un guide à liquide 51 dont le cœur présente un diamètre de 3mm, car cela permet, comme illustré à la [Fig.31], de bénéficier d'un éclairage plus intense au centre de la zone éclairée par le colposcope, comparativement à un guide conventionnel dont le cœur est de 5mm de diamètre. En particulier, le guide à liquide avec un diamètre de 3mm permet d'obtenir un éclairage plus élevé, par rapport à celui obtenu avec un guide liquide de 5 mm de diamètre, sur une surface de 3 cm de diamètre correspondant approximativement au diamètre du col utérin.

[0362] Le système d'acquisition 110 est fixé, comme on peut le voir notamment sur les figures 36 à 38, sur la tête 21 du colposcope et reçoit la lumière gagnant l'un des oculaires (le même que celui devant lequel est placé le PSA) grâce à un ou plusieurs prismes de renvoi intégrés à la tête 21.

[0363] La caméra 5 est équipée d'un objectif 415, et d'une roue à filtres 411 portant dans l'exemple considéré trois filtres 421, 422 et 423.

[0364] Il s'agit par exemple d'un filtre tri-bande adapté à la caméra 5, d'un filtre passe-bande centré sur 650 nm et par exemple de 40nm de largeur spectrale, et d'un filtre passe bande centré sur 700 nm et de 50nm de largeur spectrale.

[0365] La roue à filtres 411 est entrainée en rotation par un moteur 410. Un système de repérage angulaire par contacteur peut permettre au système de connaître la position angulaire de la roue, et donc du filtre qui doit se positionner exactement dans le trajet de la lumière gagnant la caméra 5.

[0366] La caméra 5 peut comporter, comme illustré à la [Fig.39], trois prismes dichroïques, pour séparer les longueurs d'ondes vers les différents capteurs. La caméra comporte par exemple des prismes dichroïques 605, 604 et 606, le capteur 603 pour la détection

du bleu étant fixé sur le prisme 605, le capteur 601 pour la détection du rouge étant fixé sur le prisme 604, lui-même fixé sur le prisme 605, et le capteur 602 pour la détection du vert étant fixé au prisme 606, lui-même fixé au prisme 604.

[0367] Pour utiliser le système 10, l'utilisateur peut procéder de manière connue en soi à l'étalonnage polarimétrique en utilisant les deux faces du réflecteur 81 et les différents filtres du porte filtres 310.

[0368] Ensuite, la tête 21 peut être positionnée de manière à imager le col utérin après la dilatation du vagin avec l'utilisation d'un spéculum.

[0369] À tout moment, le praticien peut lancer l'enregistrement d'une vidéo en appuyant sur le bouton 300 et/ou déclencher l'acquisition polarimétrique en appuyant sur la pédale 100. L'appui sur la pédale déclenche l'acquisition polarimétrique en arrêtant l'enregistrement vidéo, qui reprend automatiquement après la fin de l'acquisition polarimétrique. Un nouvel appui sur le bouton permet d'arrêter l'enregistrement vidéo.

[0370] Bien entendu, l'invention n'est pas limitée à l'exemple qui vient d'être décrit.

[0371] On peut notamment modifier le système optique du colposcope, en supprimant par exemple les oculaires, l'observation s'effectuant uniquement sur écran.

Revendications

[Revendication 1] Procédé d'imagerie en temps réel, comportant les étapes consistant à :

- Acquérir, par intervalle de temps donné, des séries réelles originales μ de n mesures $\mu = (\mu_0, \ldots, \mu_{n-1})$ se succédant dans un ordre prédéfini au sein de la série, chaque série de n mesures permettant par traitement de ces mesures de générer au moins un résultat original X= G(μ), à une fréquence donnée f,
- générer des séries artificielles à partir d'un regroupement de mesures provenant d'une série réelle μ d'un rang donné, et d'au moins une série réelle d'un rang différent, notamment de rang suivant, et d'une permutation P des mesures au sein de chaque série artificielle de manière à respecter l'ordre prédéfini des n mesures au sein de chaque série,
- générer un flux de résultats à une fréquence supérieure à f à partir des résultats originaux et des résultats générés à partir des séries artificielles s'intercalant entre les séries réelles.

[Revendication 2] Procédé selon la revendication 1, étant appliqué à l'imagerie polarimétrique.

[Revendication 3] Procédé selon la revendication 2, étant appliqué à la colposcopie polarimétrique, et mieux, à la colposcopie polarimétrique multispectrale.

[Revendication 4] Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, le résultat X étant une matrice de Mueller (M) ou une propriété physique calculée à partir de cette matrice, les séries de mesures étant des mesures polarimétriques de Mueller.

[Revendication 5] Procédé selon la revendication précédente, les séries de mesures correspondant à l'acquisition des au moins 9, notamment 12, mieux 16, coefficients d'une matrice d'intensité B.

[Revendication 6] Procédé selon la revendication 5, la matrice de Mueller étant une matrice 4*4, avec

B=AMW,

où

$$A = \left[S_{A_1}, S_{A_2}, S_{A_3}, S_{A_4} \right]^T$$

et $$W = \left[S_{W_1}, S_{W_2}, S_{W_3}, S_{W_4} \right]$$

les mesures étant obtenues à l'aide d'un générateur d'états de polarisation PSG qui produit quatre états indépendants décrits par quatre vecteurs de Stokes S_{W_i} $(i = 1,2,3,4)$ et d'un analyseur d'états de polarisation PSA qui génère des états d'analyse décrits par quatre vecteurs de Stokes S_{A_i} $(i = 1,2,3,4)$.

[Revendication 7] Procédé selon la revendication 5, dans lequel on procède à une décomposition additive de la matrice de Mueller M sous la forme $M = qM_{nd} + pM_d$ où M_{nd} est la composante non dépolarisante et M_d est la composante dépolarisante, les paramètres q et p étant les poids des deux composantes de la matrice de Mueller, M_{nd} étant la matrice de Mueller d'un retardateur de phase linéaire donnée par :

$$M_{nd} = M_{ret}(\theta,\delta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & cos^2 2\theta + sin^2 2\theta cos\delta & sin2\theta cos2\theta(1-\cos\delta) & -sin2\theta sin\delta \\ 0 & sin2\theta cos2\theta(1-cos\delta) & sin^2 2\theta + cos^2 2\theta cos & cos2\theta sin\delta \\ 0 & sin2\theta sin\delta & -cos2\theta sin\delta & cos\delta \end{bmatrix}$$

et M_d est la matrice de Mueller d'un dépolariseur pur donnée par

$$M_d = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

θ l'orientation azimutale de l'axe rapide en degrés et δ la retardance de phase en degrés (allant de 0 à 180°)

avec

$$\theta = \frac{1}{2}\text{atan}\left(\frac{m_{24}}{m_{43}}\right) = \frac{1}{2}\text{atan}\left(\frac{\frac{-sin2\theta sin\delta}{1+d}}{\frac{-cos2\theta sin\delta}{1+d}}\right) = \frac{1}{2}\text{atan}\left(\frac{sin2\theta}{cos2\theta}\right)$$

$$\delta = \text{atan}\left(\frac{m_{42}}{\sin(2\theta)m_{44}}\right) = \text{atan}\left(\frac{\frac{sin2\theta sin\delta}{1+d}}{\sin(2\theta)\frac{cos\delta}{1+d}}\right) = \text{atan}\left(\frac{sin\delta}{cos\delta}\right)$$

$$d = \frac{\cos\delta}{m_{44}} - 1 = \frac{\cos\delta}{\frac{cos\delta}{1+d}} - 1 = 1 + d - 1$$

les coefficients m_{ij} (i,j=1,2,3,4) étant ceux de la matrice de Mueller M, m_{11} étant le coefficient d'intensité non normalisé et non polarisé de M, les autres coefficients m_{ij} (i,j = 1,2,3,4) étant normalisés par rapport à m_{11}.

[Revendication 8] Procédé selon la revendication 7, la dépolarisation étant donnée par :

$$\text{Depolarization} = 1 - \frac{1}{1+d}$$

[Revendication 9] Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel avant d'effectuer la permutation P on effectue un recalage spatial des images correspondant aux mesures afin de tenir compte d'éventuels déplacements des zones observées dans le champ de vision de la

caméra.

[Fig. 1]

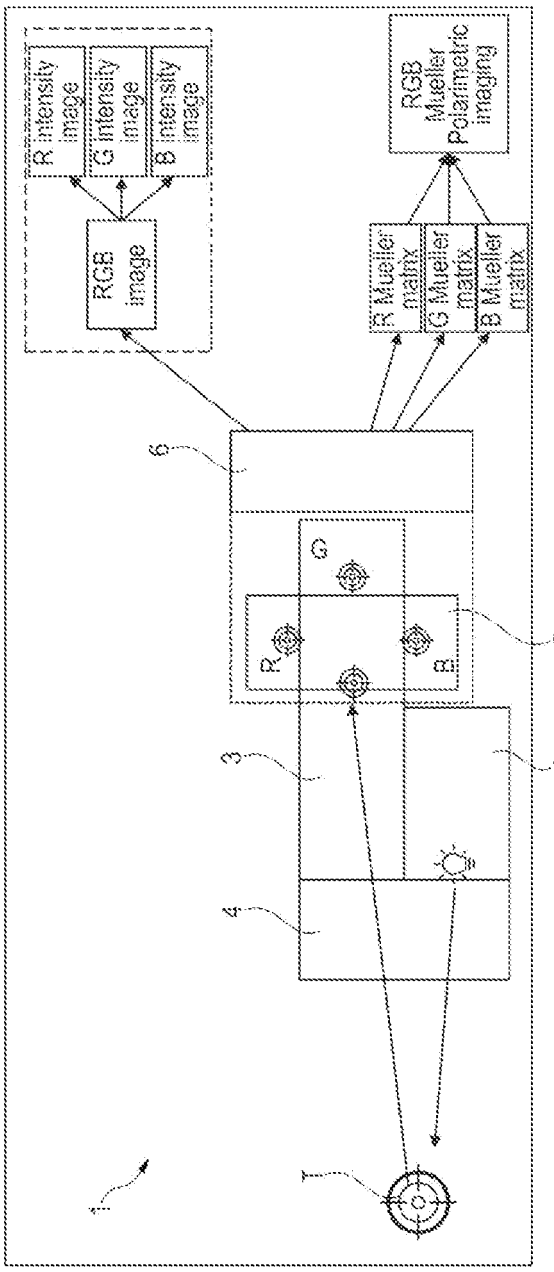

R intensity image
G intensity image
B intensity image
RGB image
RGB Mueller Polarimetric imaging
R Mueller matrix
G Mueller matrix
B Mueller matrix
6
G
R
B
5
3
2
4
1

Fig. 1

[Fig. 2]

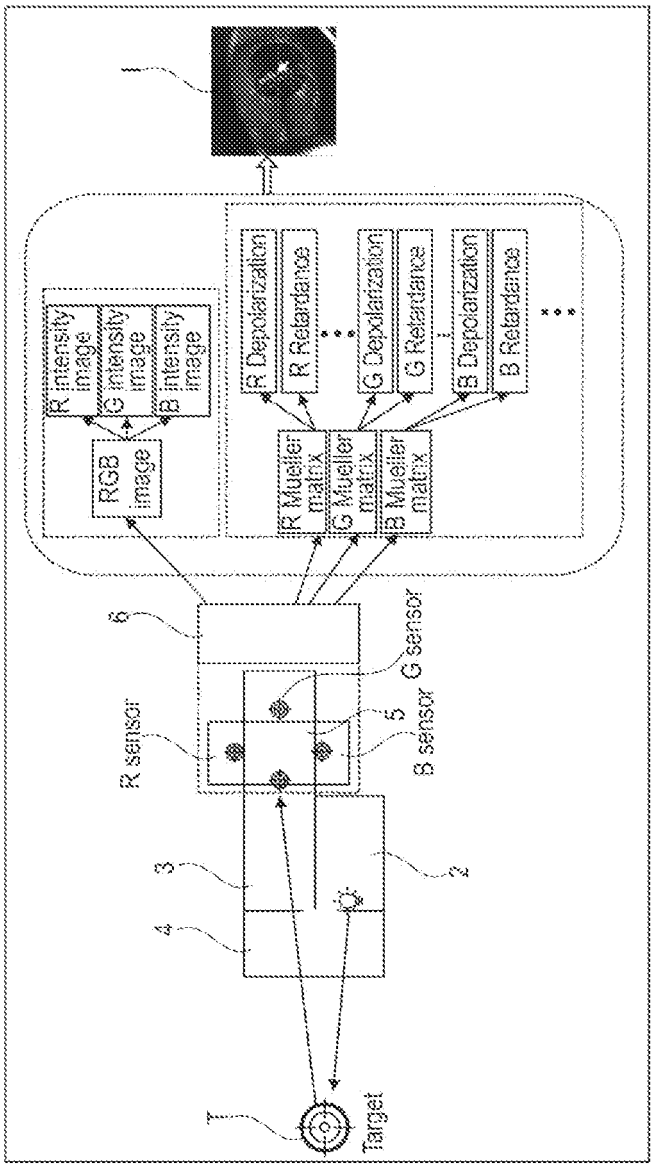


Fig. 2

[Fig. 3]

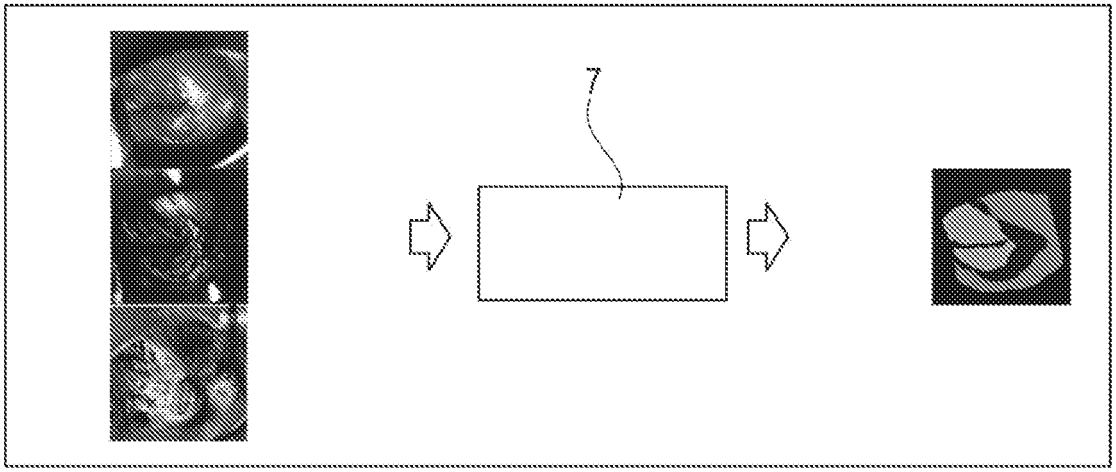


Fig. 3

[Fig. 4]

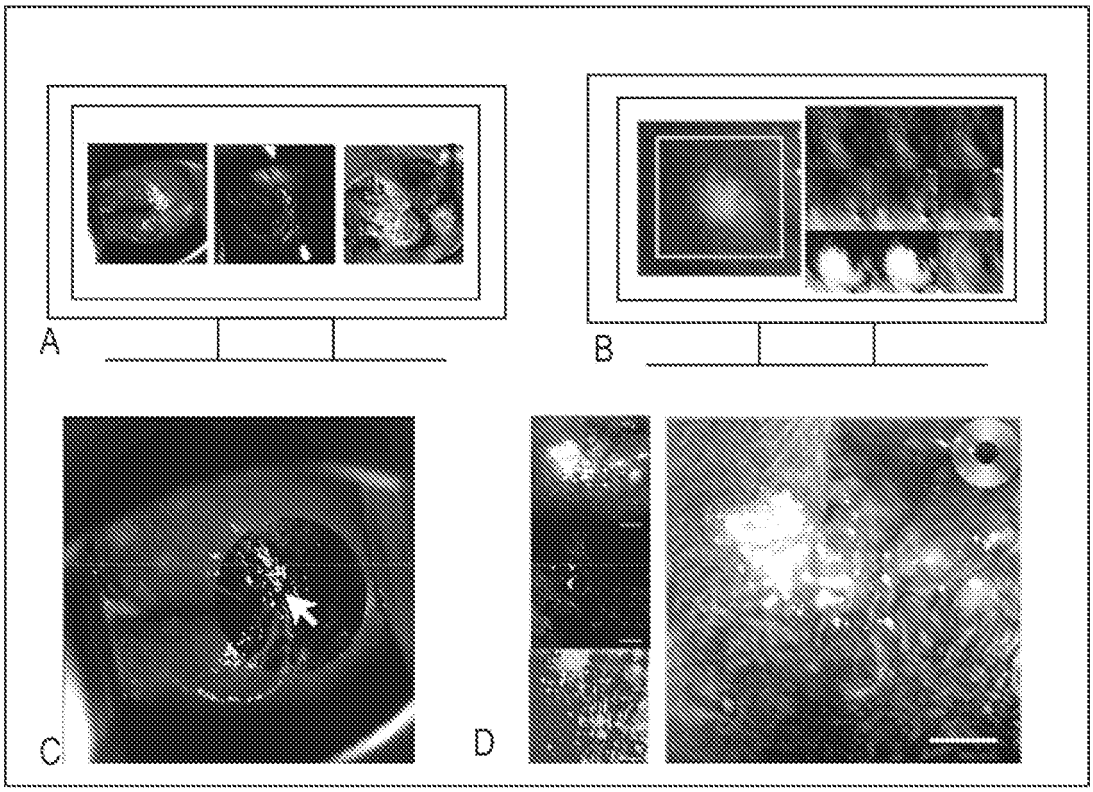


Fig. 4

[Fig. 5]

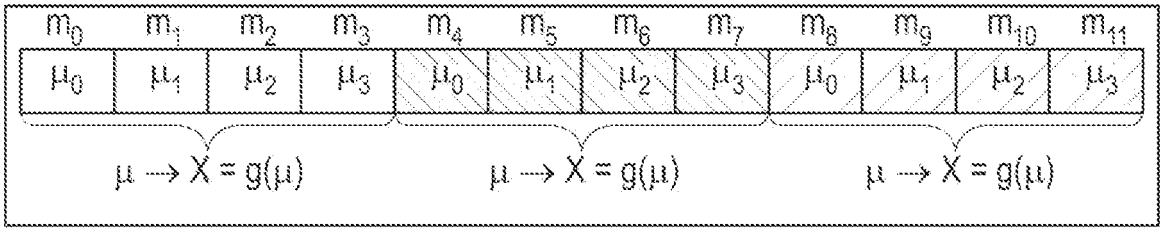


Fig. 5

[Fig. 6]

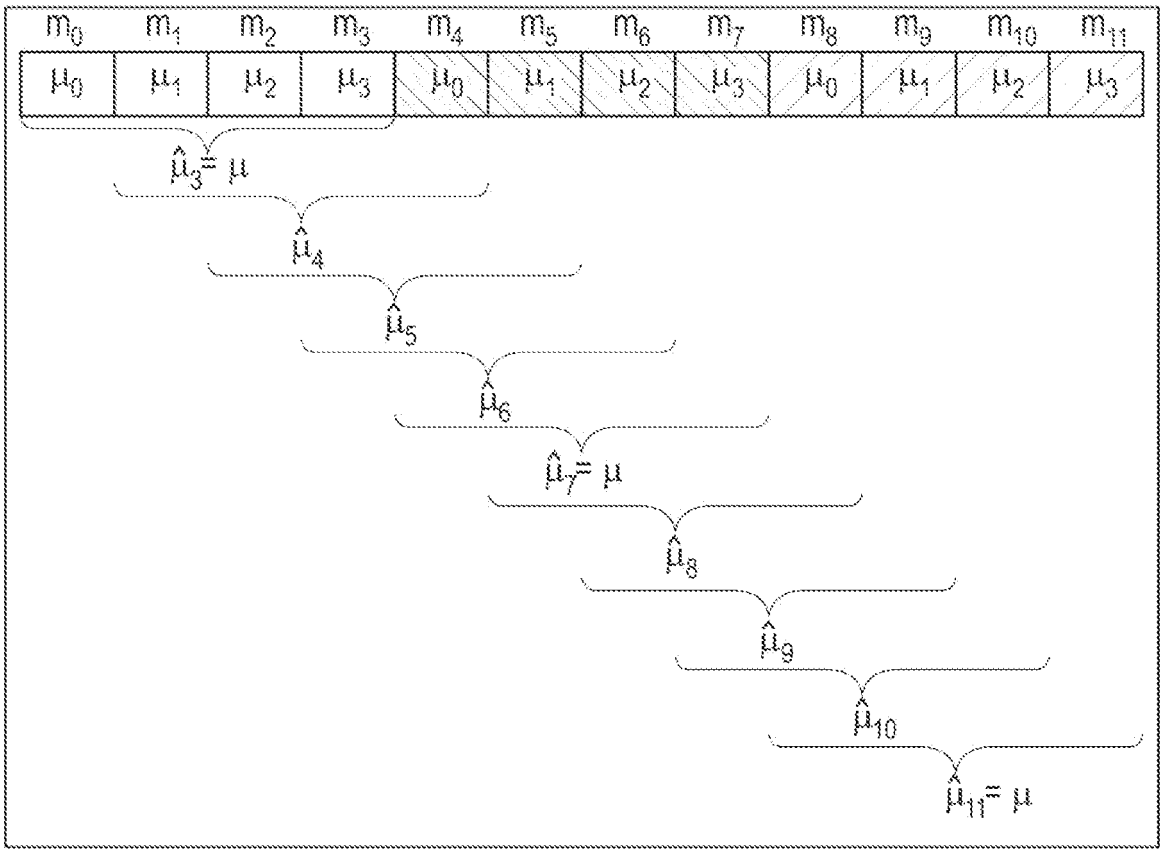

m0 m1 m2 m3 m4 m5 m6 m7 m8 m9 m10 m11
μ0 μ1 μ2 μ3 μ0 μ1 μ2 μ3 μ0 μ1 μ2 μ3
μ̂3= μ
μ̂4
μ̂5
μ̂6
μ̂7= μ
μ̂8
μ̂9
μ̂10
μ̂11= μ

Fig. 6

[Fig. 7]

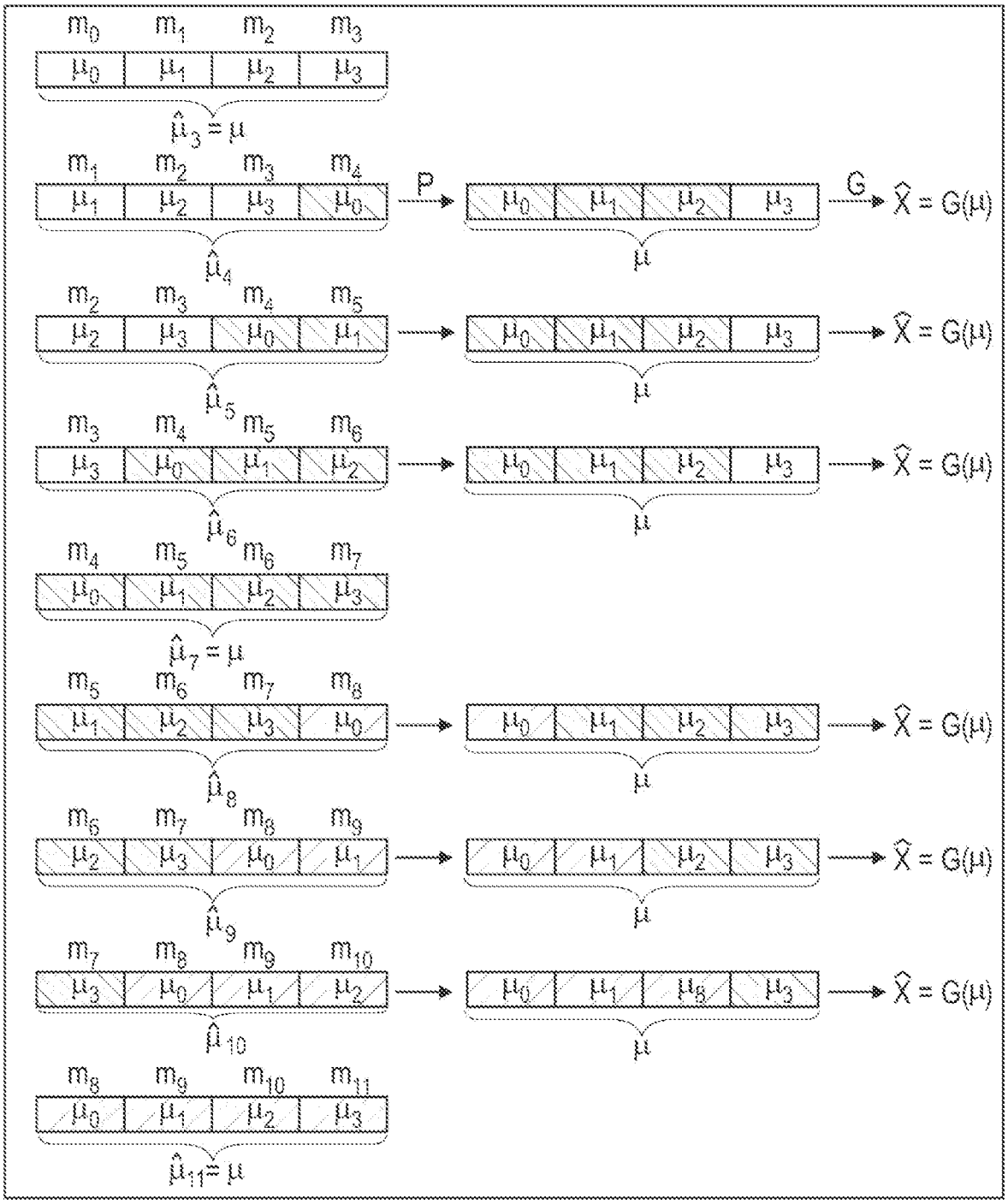

m0 m1 m2 m3
μ0 μ1 μ2 μ3
μ̂3 = μ
m1 m2 m3 m4
μ1 μ2 μ3 μ0
P
μ0 μ1 μ2 μ3
G
X̂ = G(μ)
μ̂4
μ
m2 m3 m4 m5
μ2 μ3 μ0 μ1
μ̂5
m3 m4 m5 m6
μ3 μ0 μ1 μ2
μ̂6
m4 m5 m6 m7
μ0 μ1 μ2 μ3
μ̂7 = μ
m5 m6 m7 m8
μ1 μ2 μ3 μ0
μ̂8
m6 m7 m8 m9
μ2 μ3 μ0 μ1
μ̂9
m7 m8 m9 m10
μ3 μ0 μ1 μ2
μ̂10
m8 m9 m10 m11
μ0 μ1 μ2 μ3
μ̂11 = μ

Fig. 7

[Fig. 8]

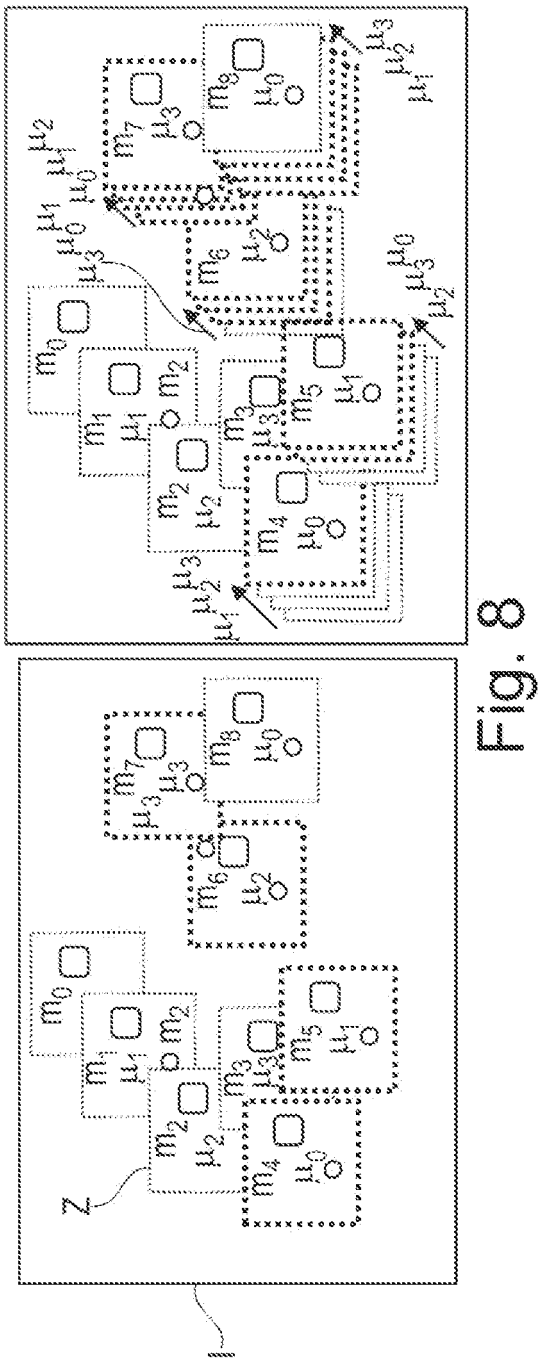


Fig. 8

[Fig. 9]

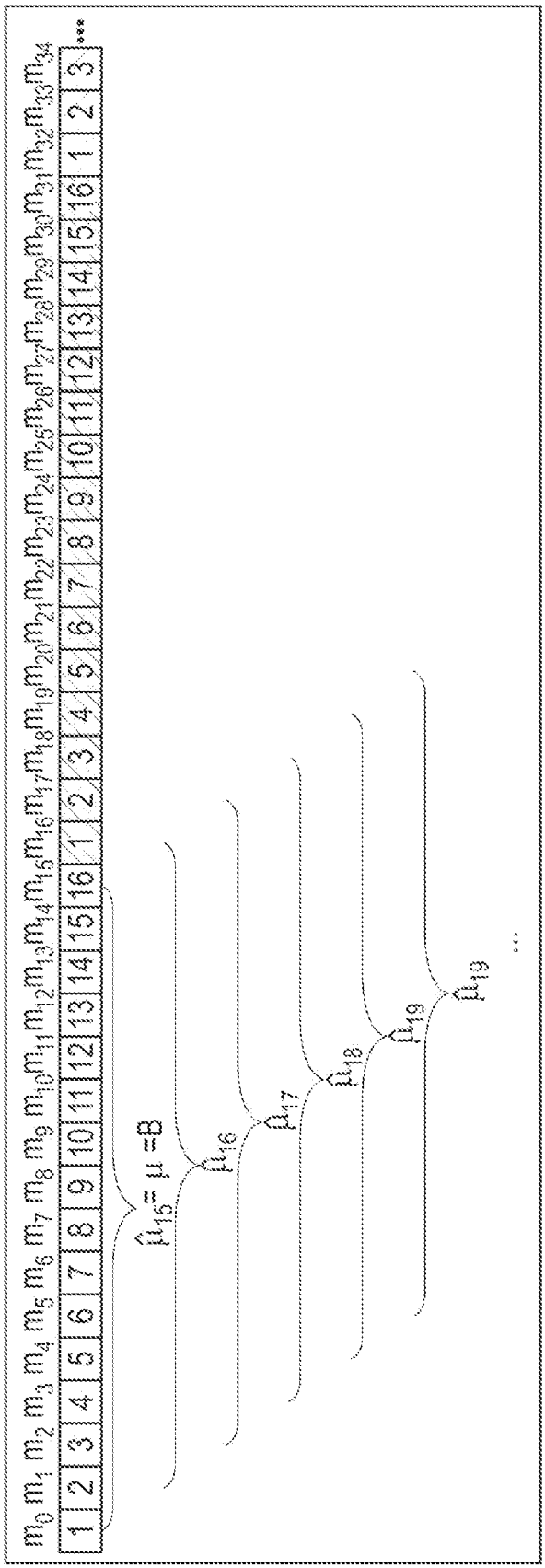

m0 m1 m2 m3 m4 m5 m6 m7 m8 m9 m10 m11 m12 m13 m14 m15 m16 m17 m18 m19 m20 m21 m22 m23 m24 m25 m26 m27 m28 m29 m30 m31 m32 m33 m34 ...
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 1 2 3 ...
μ̂16 = μ = B
μ̂16
μ̂17
μ̂18
μ̂19
μ̂19
...

Fig. 9

[Fig. 10]

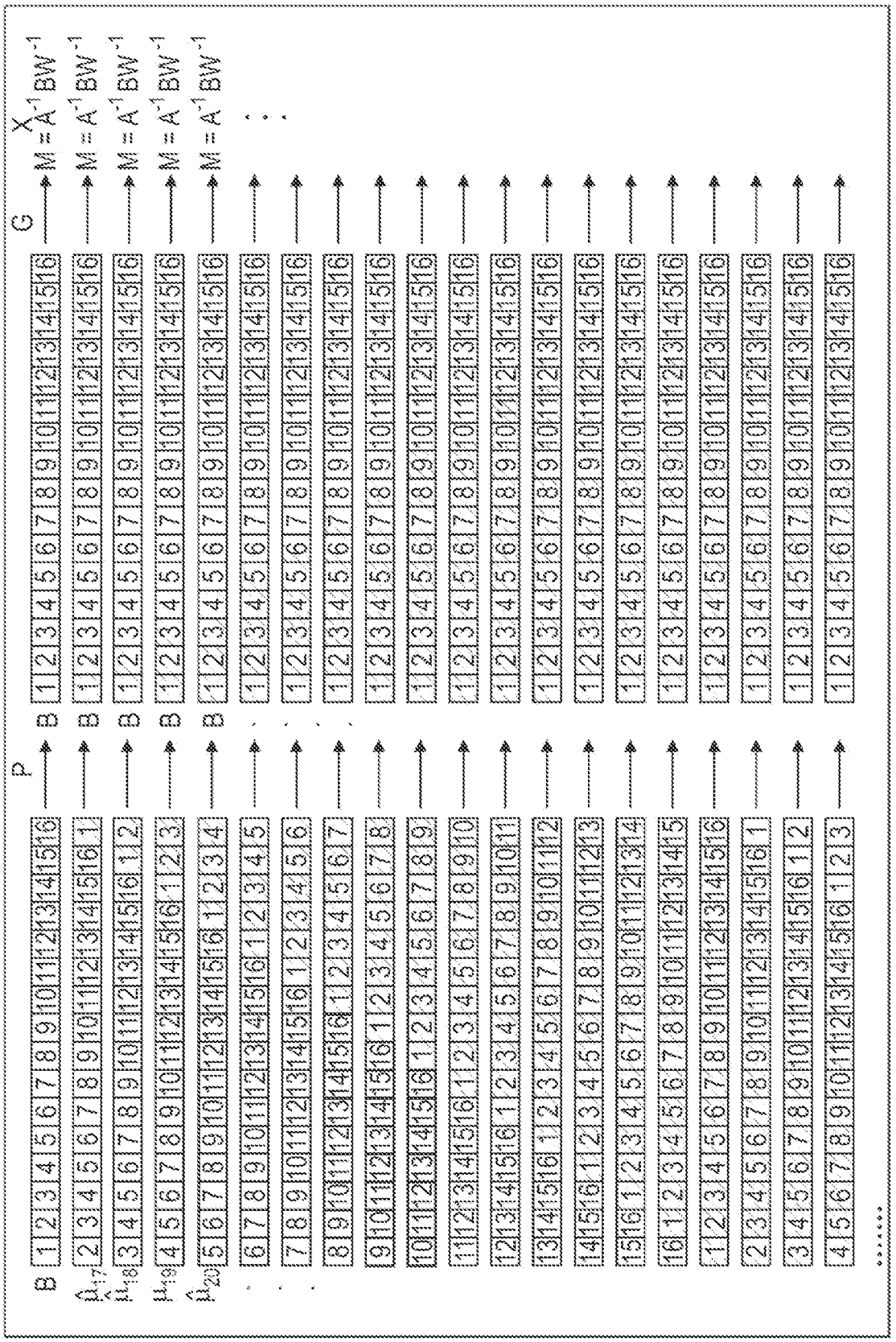


Fig. 10

[Fig. 11]

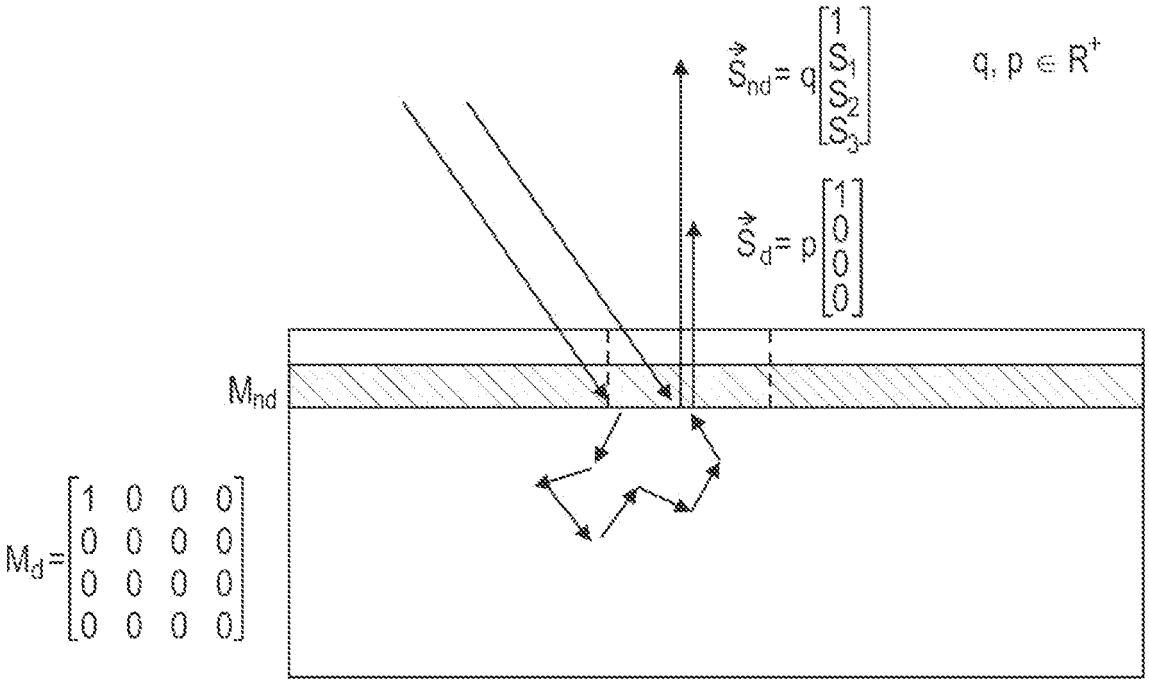


Fig. 11

[Fig. 12]

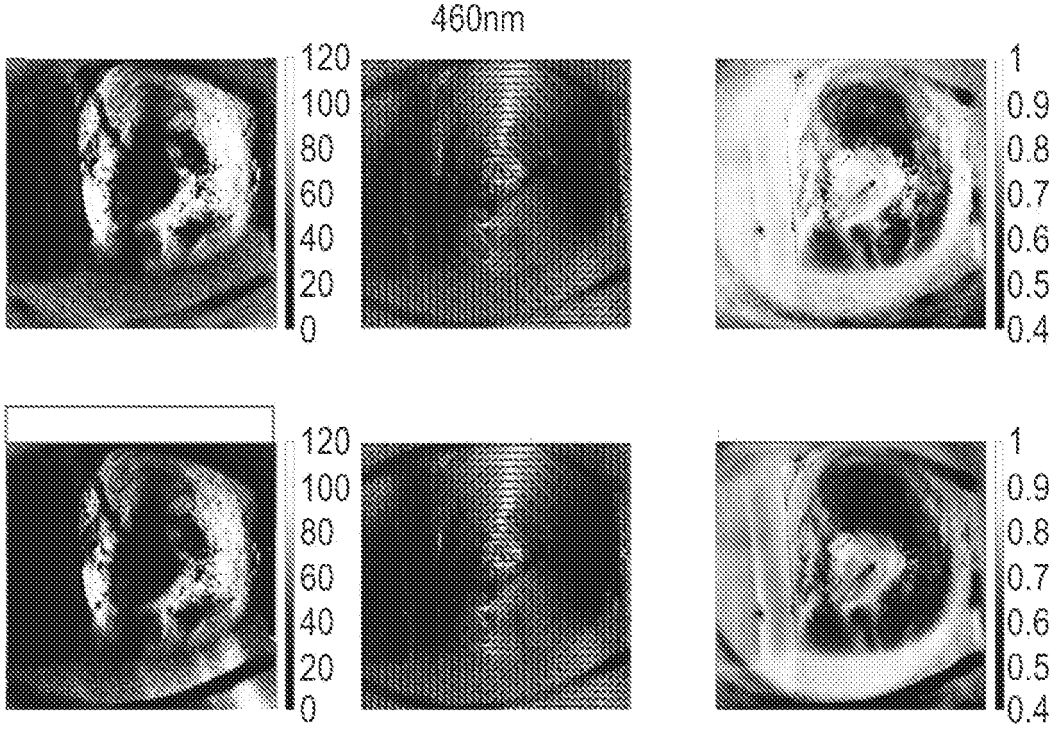


Fig. 12

[Fig. 13]

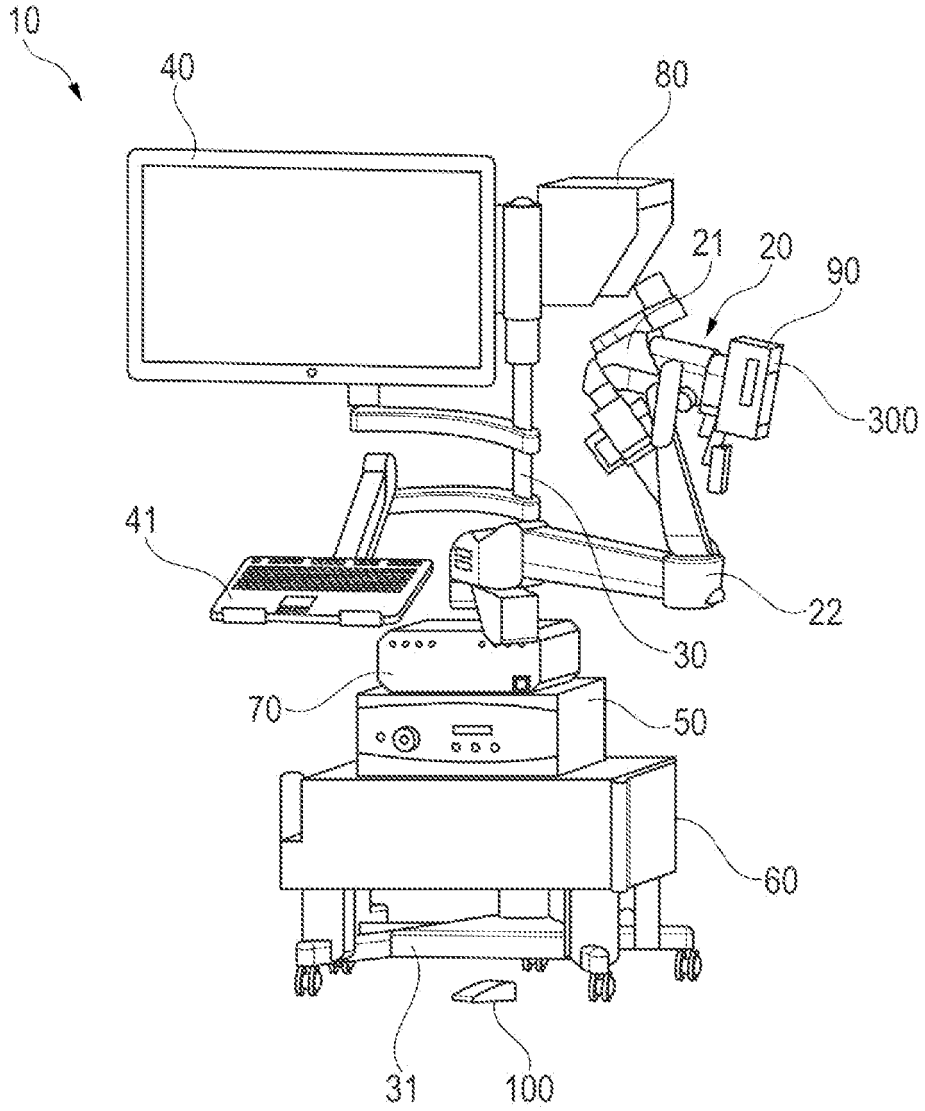


Fig. 13

[Fig. 14]

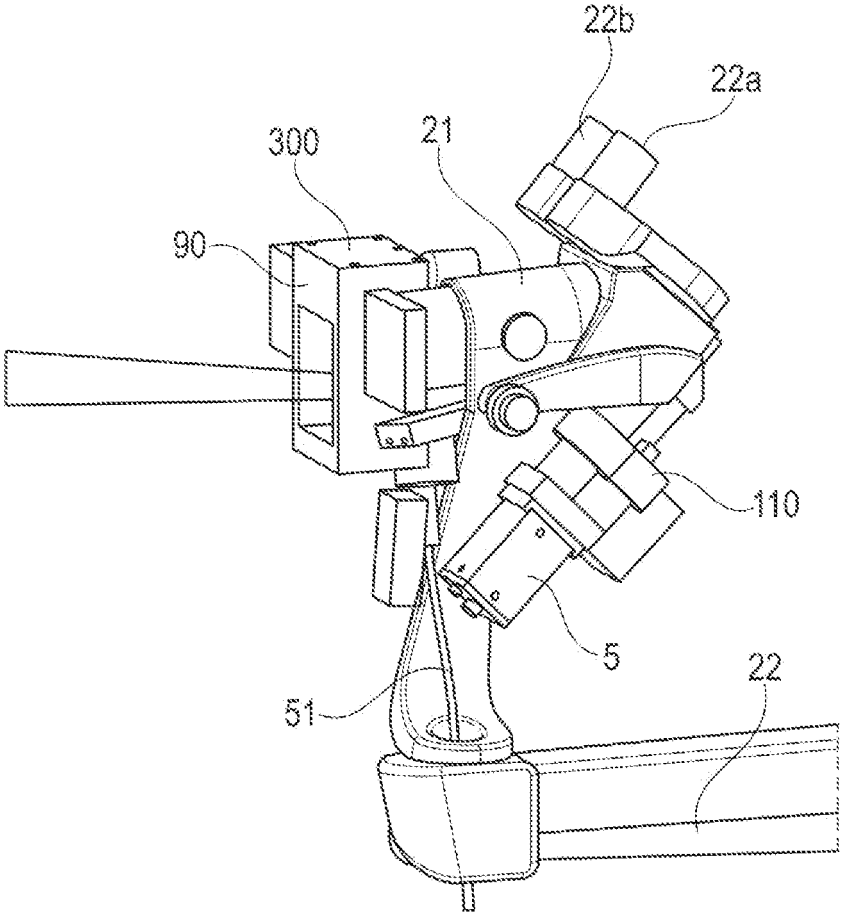


Fig. 14

[Fig. 15]

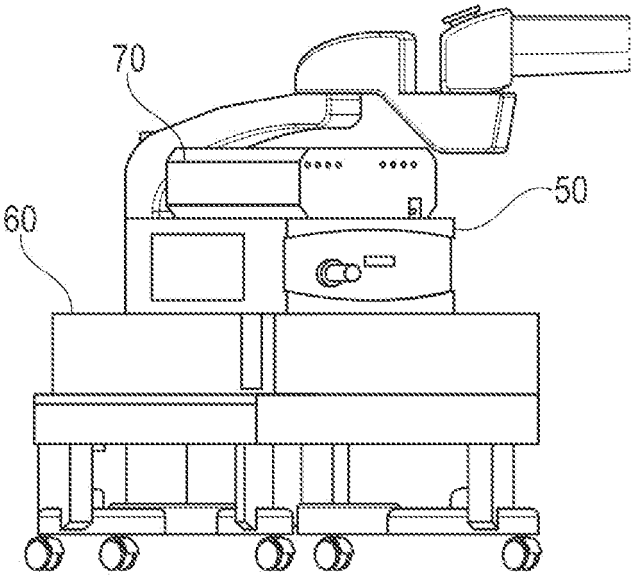


Fig. 15

[Fig. 16]

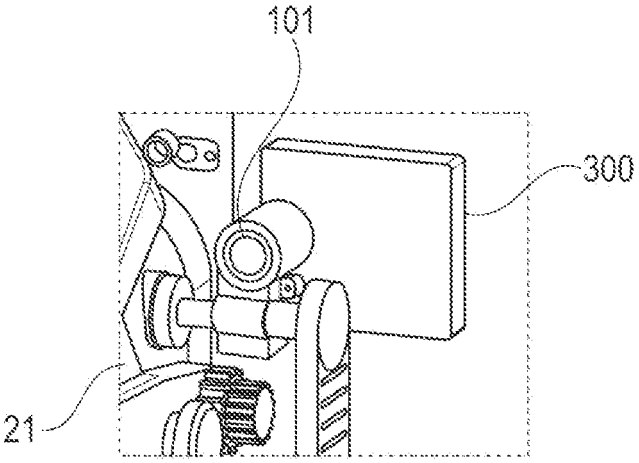


Fig. 16

[Fig. 17]

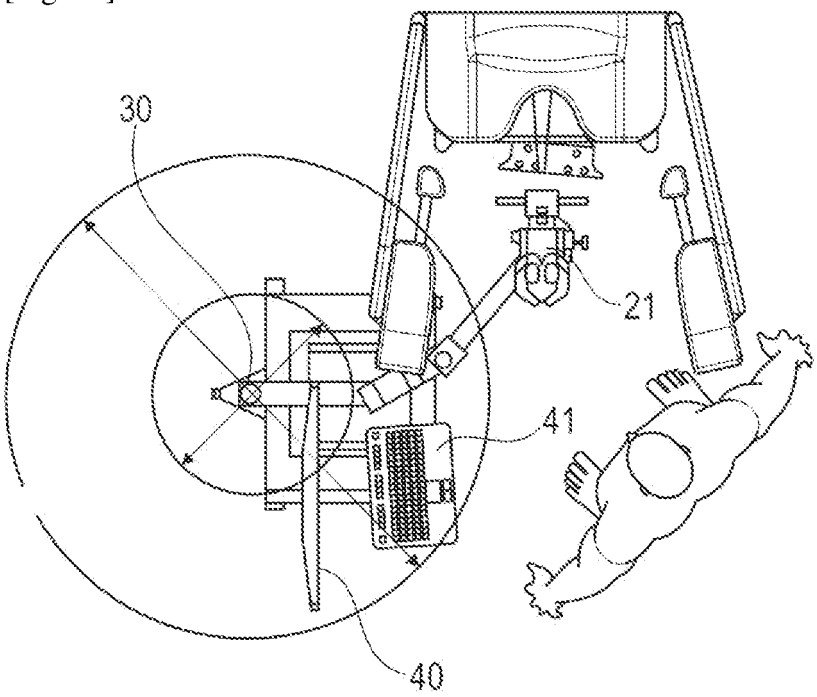


Fig. 17

[Fig. 18]

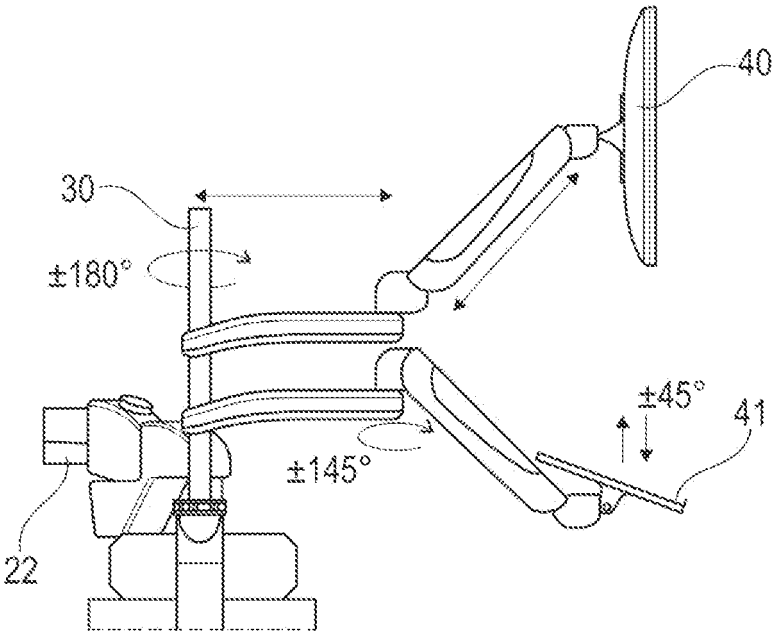


Fig. 18

[Fig. 19]

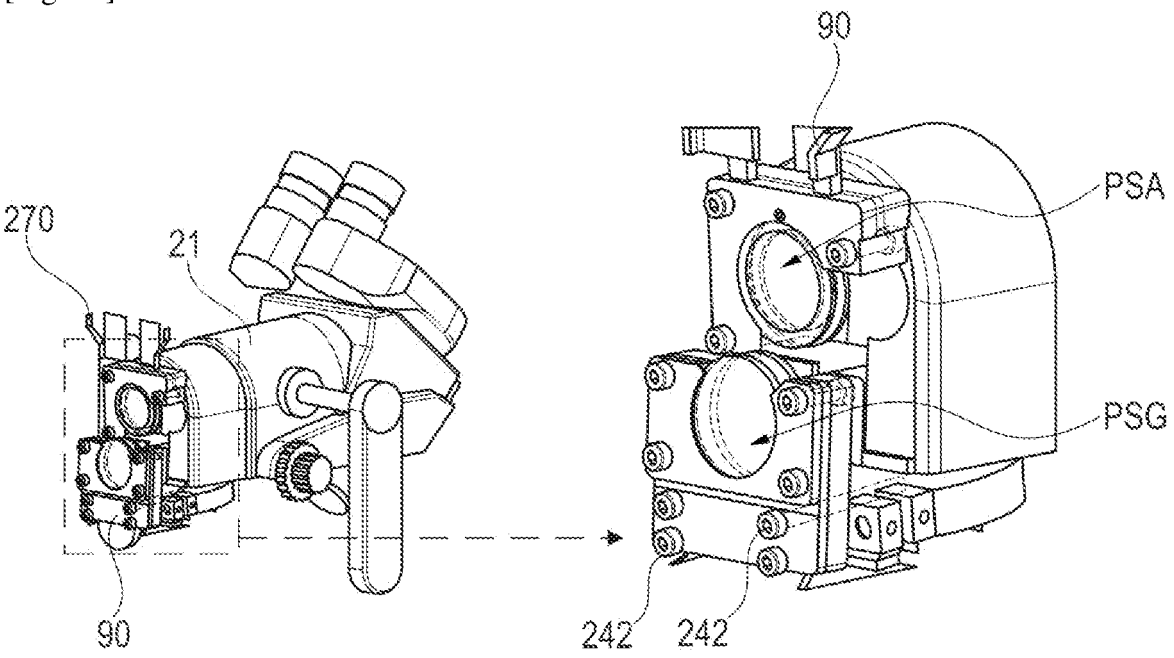


Fig. 19

[Fig. 20]

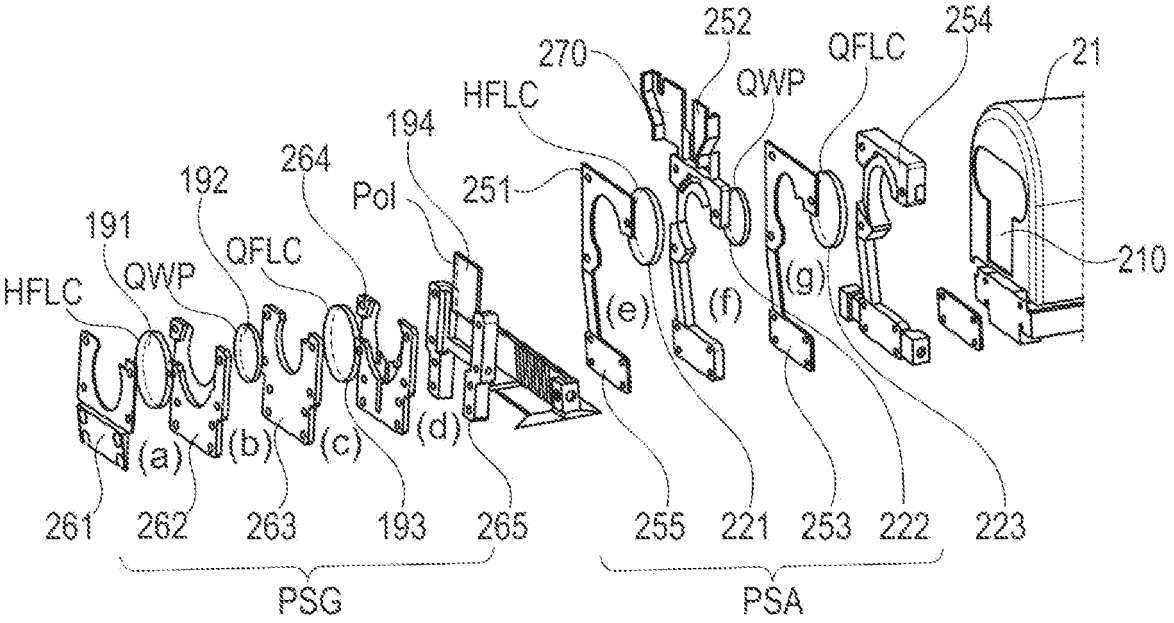

HFLC
191
QWP
192
QFLC
264
Pol
194
HFLC
270
251
252
QWP
QFLC
254
21
210
(a)
(b)
(c)
(d)
(e)
(f)
(g)
261
262
263
193
265
255
221
253
222
223
PSG
PSA

Fig. 20

[Fig. 21]

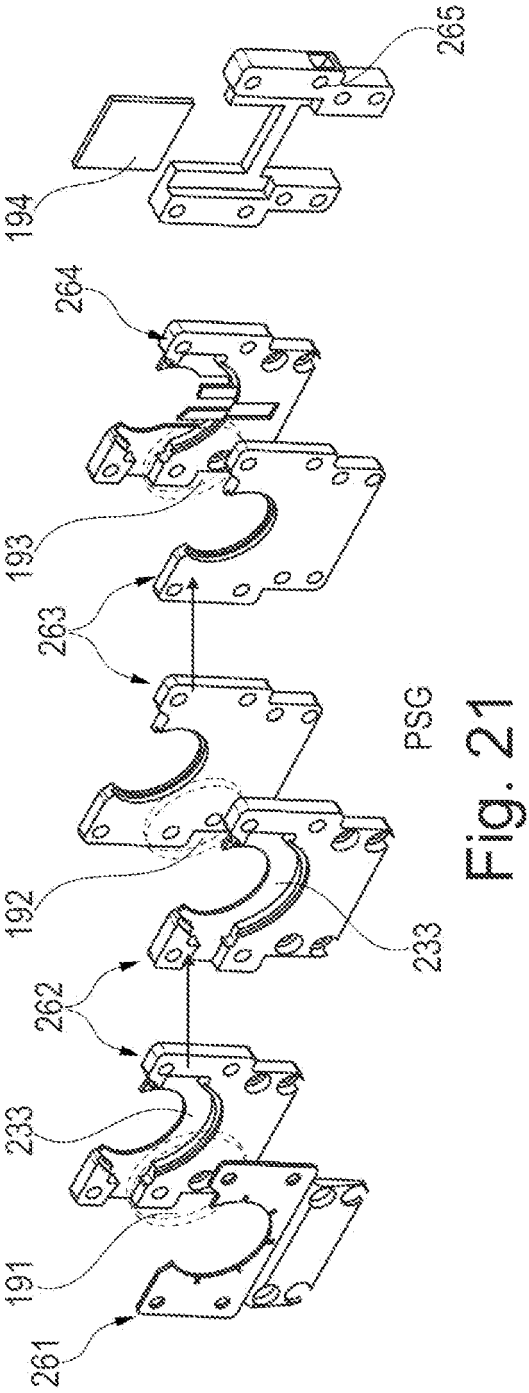


Fig. 21

[Fig. 22]

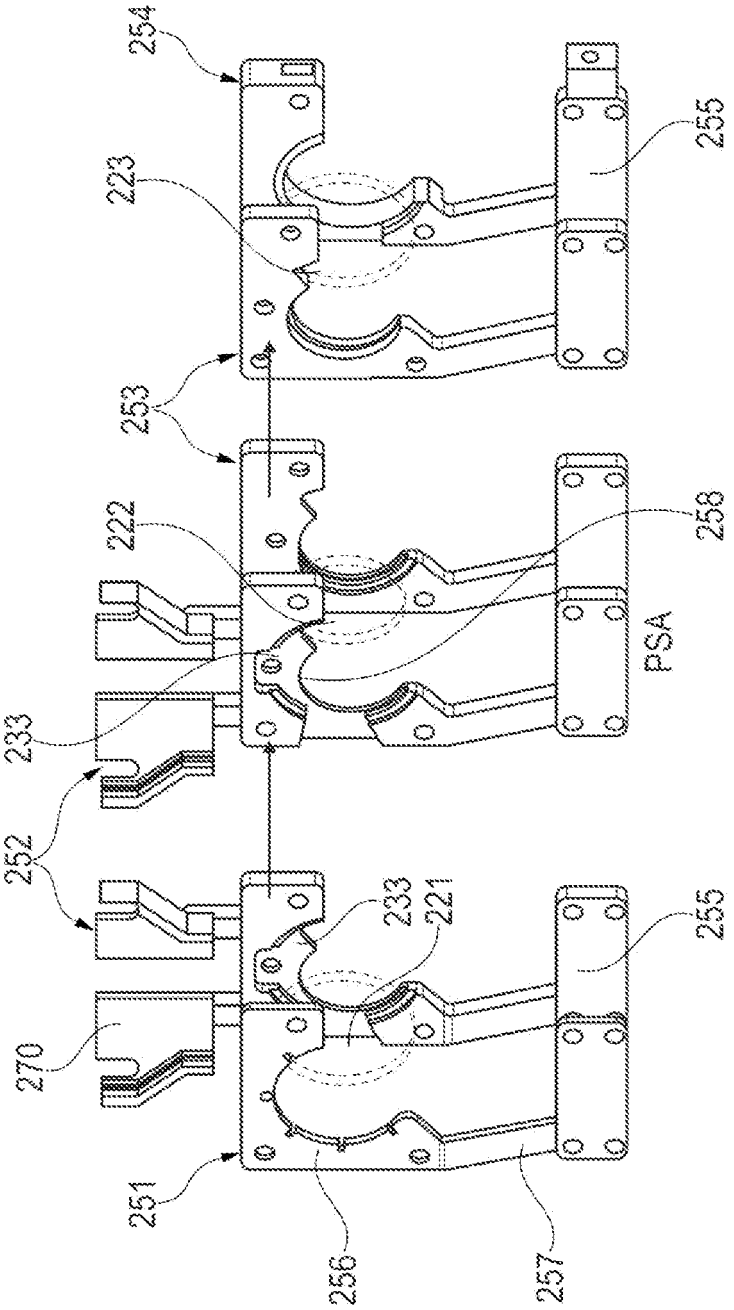


Fig. 22

[Fig. 23]

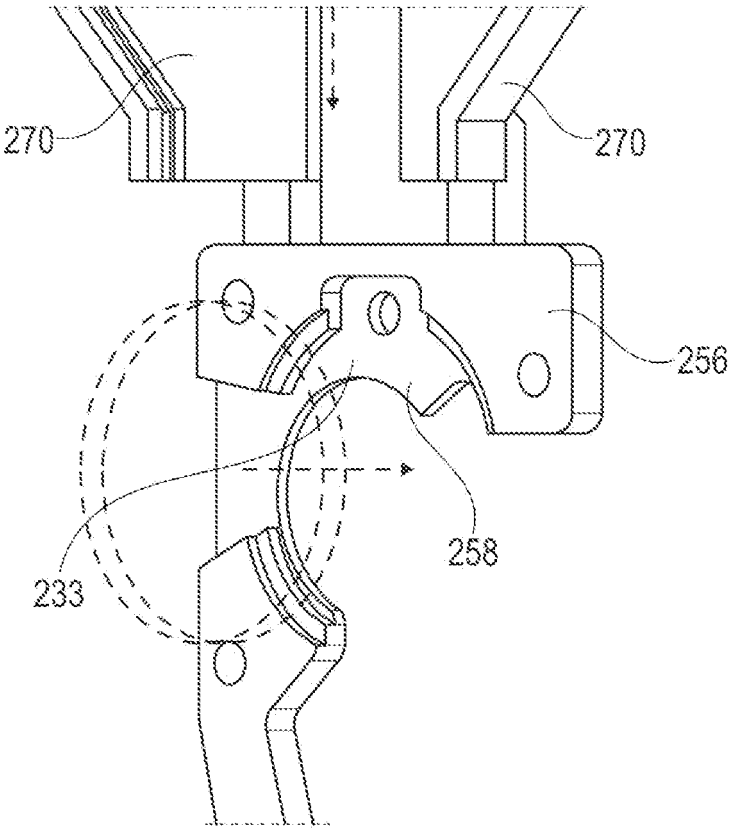


Fig. 23

[Fig. 24]

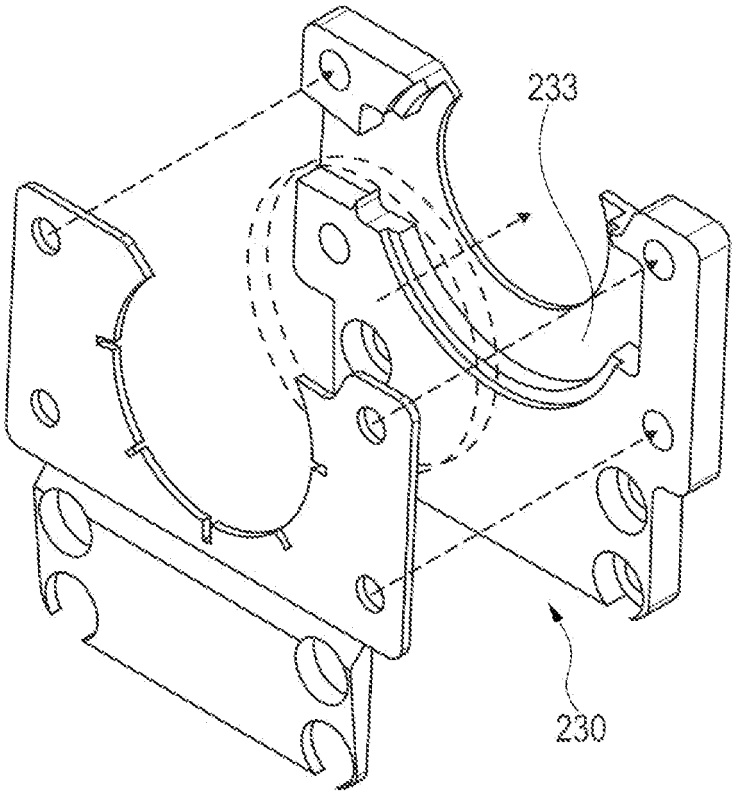


Fig. 24

[Fig. 25]

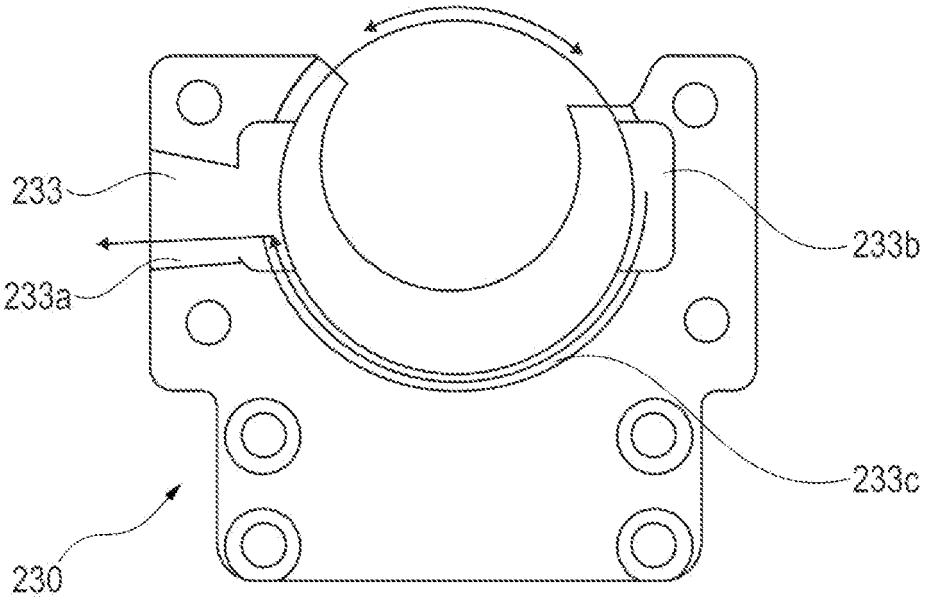


Fig. 25

[Fig. 26]

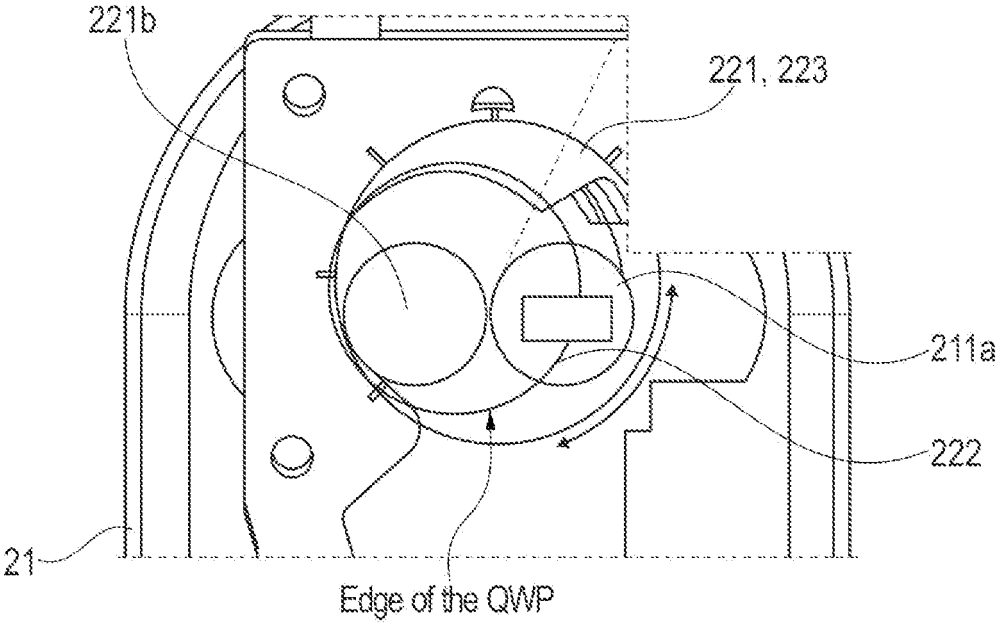


Fig. 26

[Fig. 27]

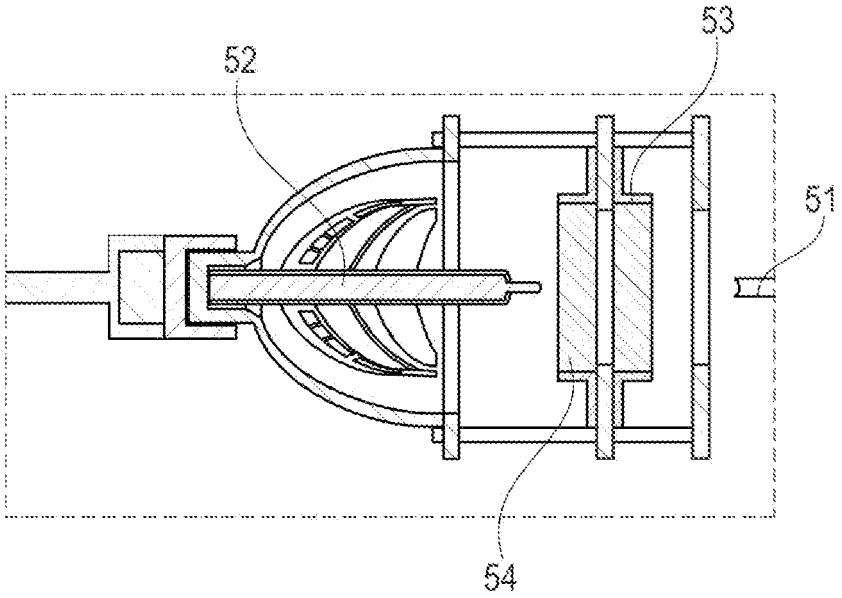


Fig. 27

[Fig. 28]

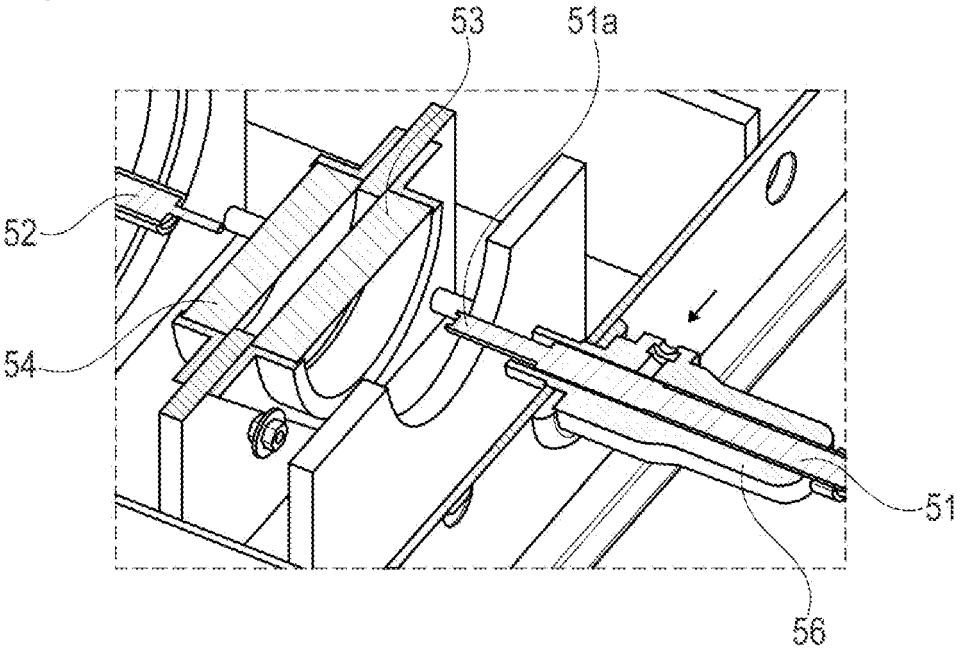


Fig. 28

[Fig. 29]

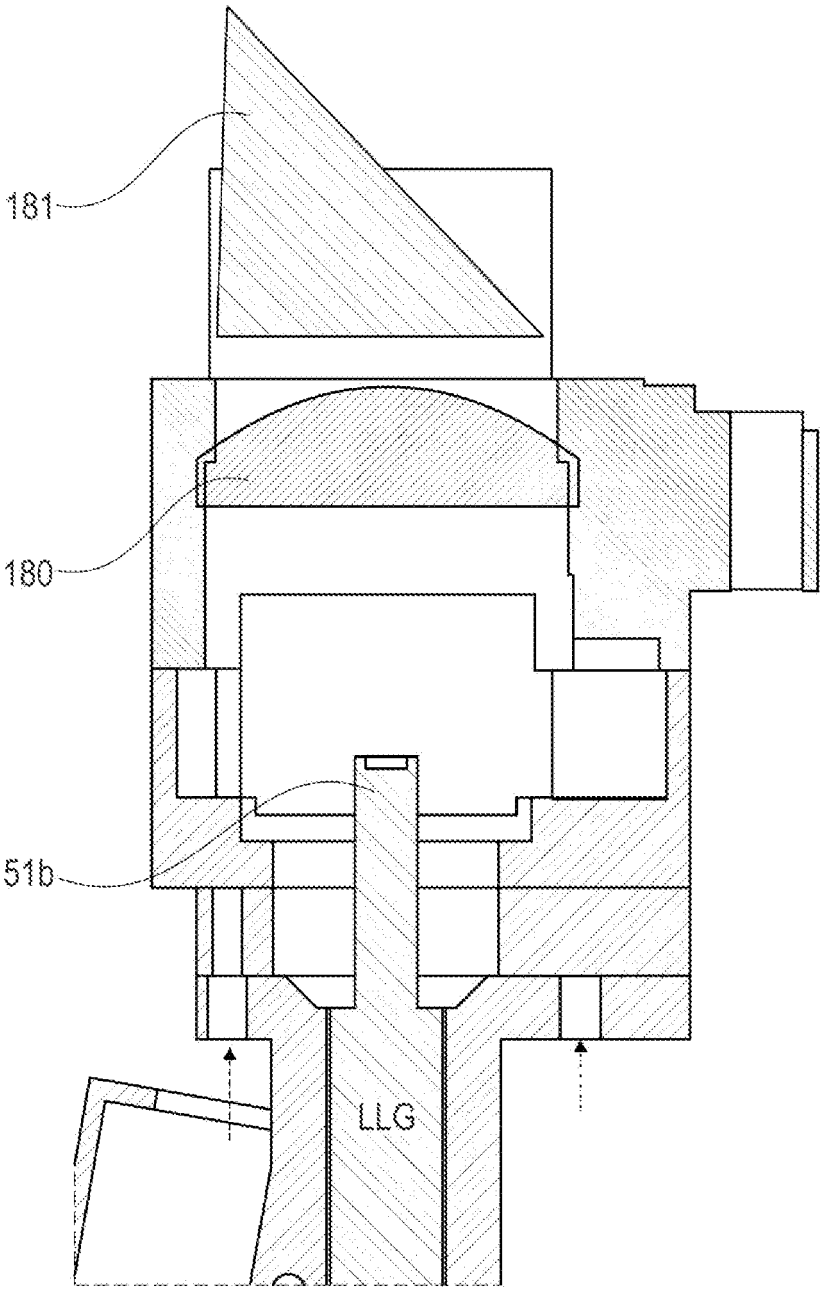


Fig. 29

[Fig. 30]

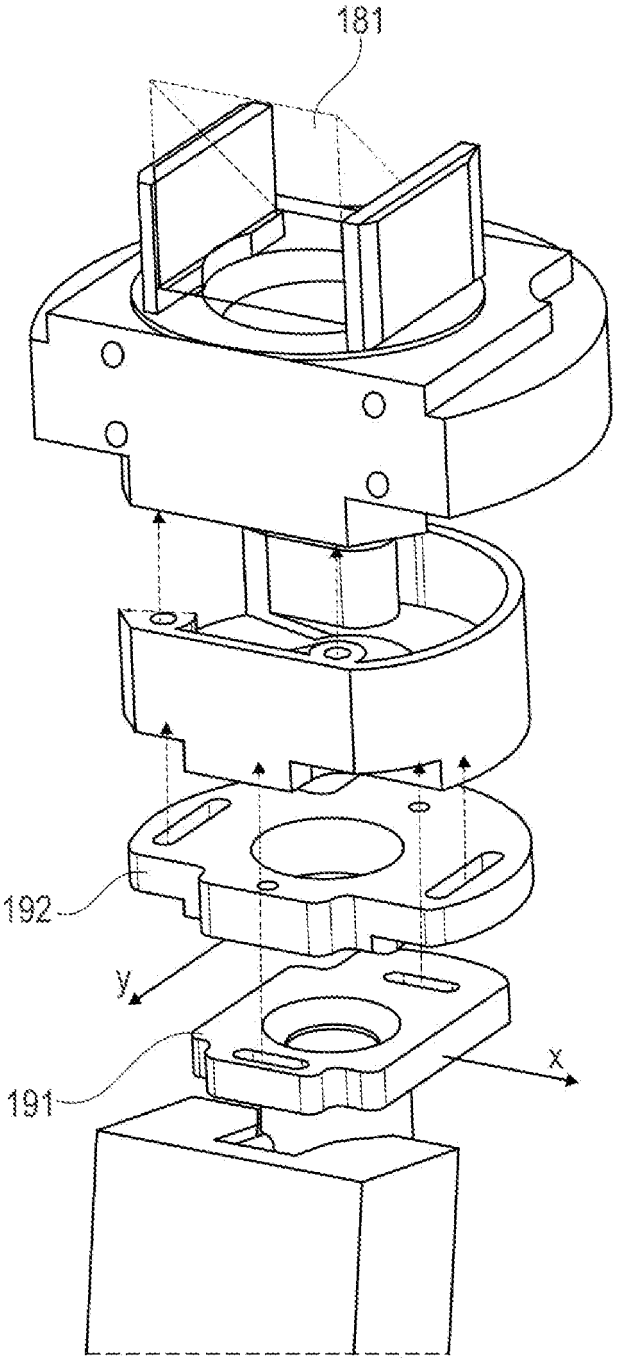


Fig. 30

[Fig. 31]

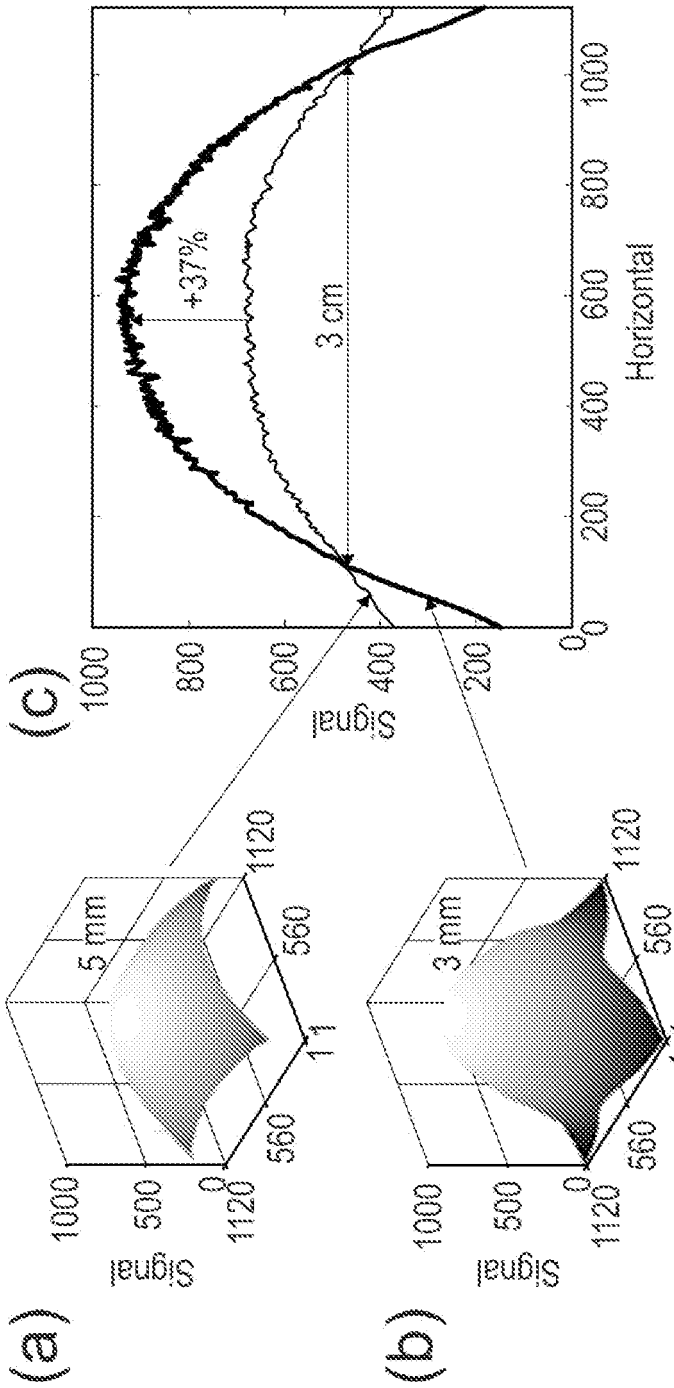

(a)
5 mm
Signal
1000
500
0
1120
560
11
(b)
3 mm
Signal
1000
500
0
1120
560
11
(c)
Signal
1000
800
600
400
200
0
0
200
400
600
800
1000
Horizontal
+37%
3 cm

Fig. 31

[Fig. 32]

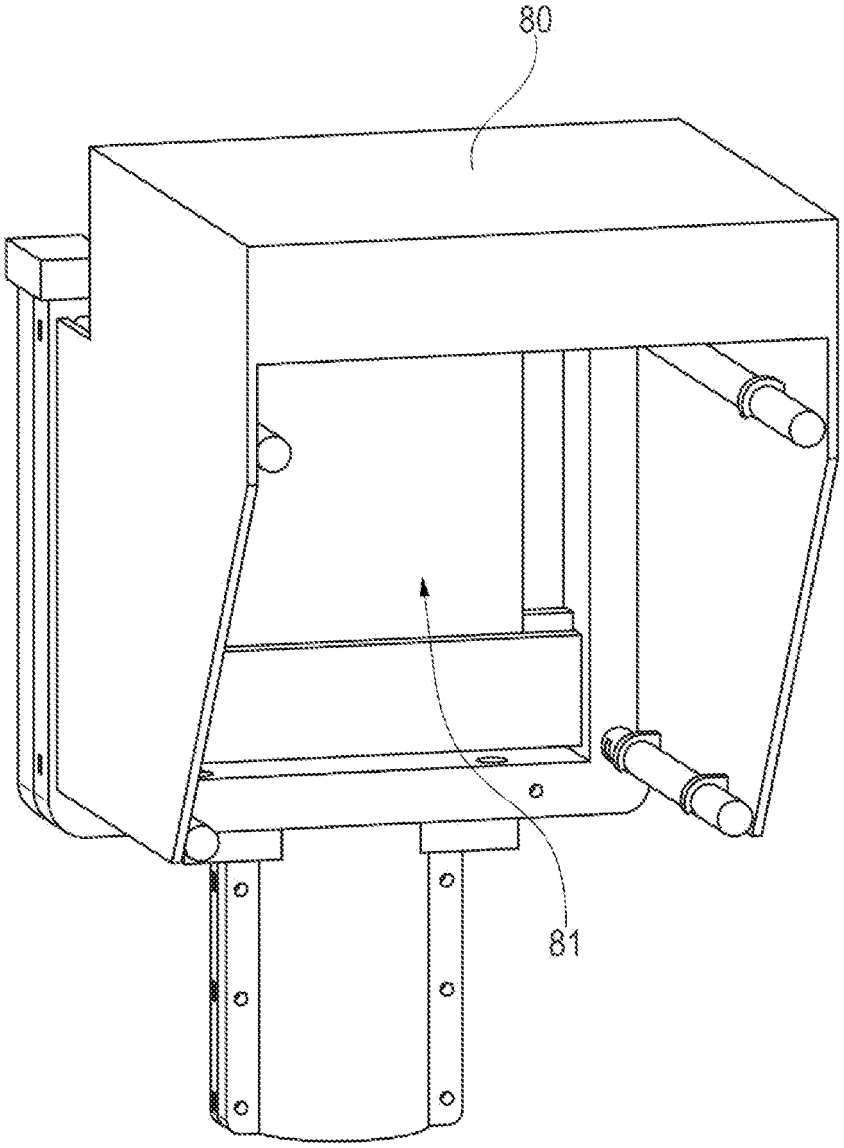


Fig. 32

[Fig. 33]

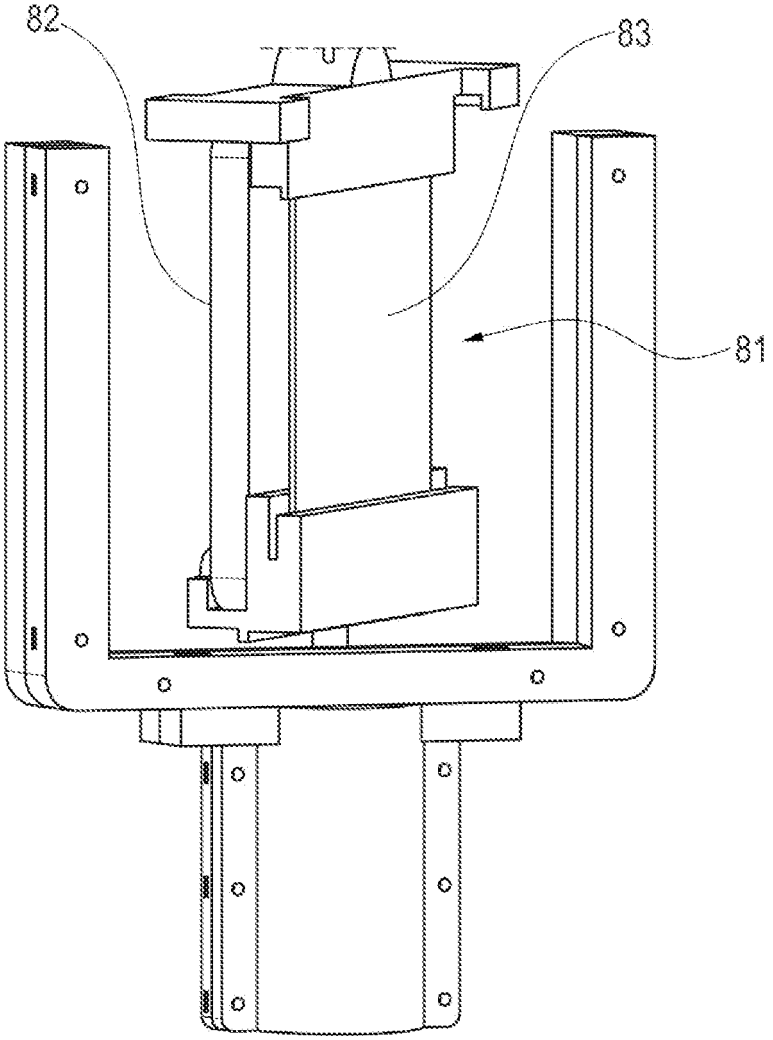


Fig. 33

[Fig. 34]

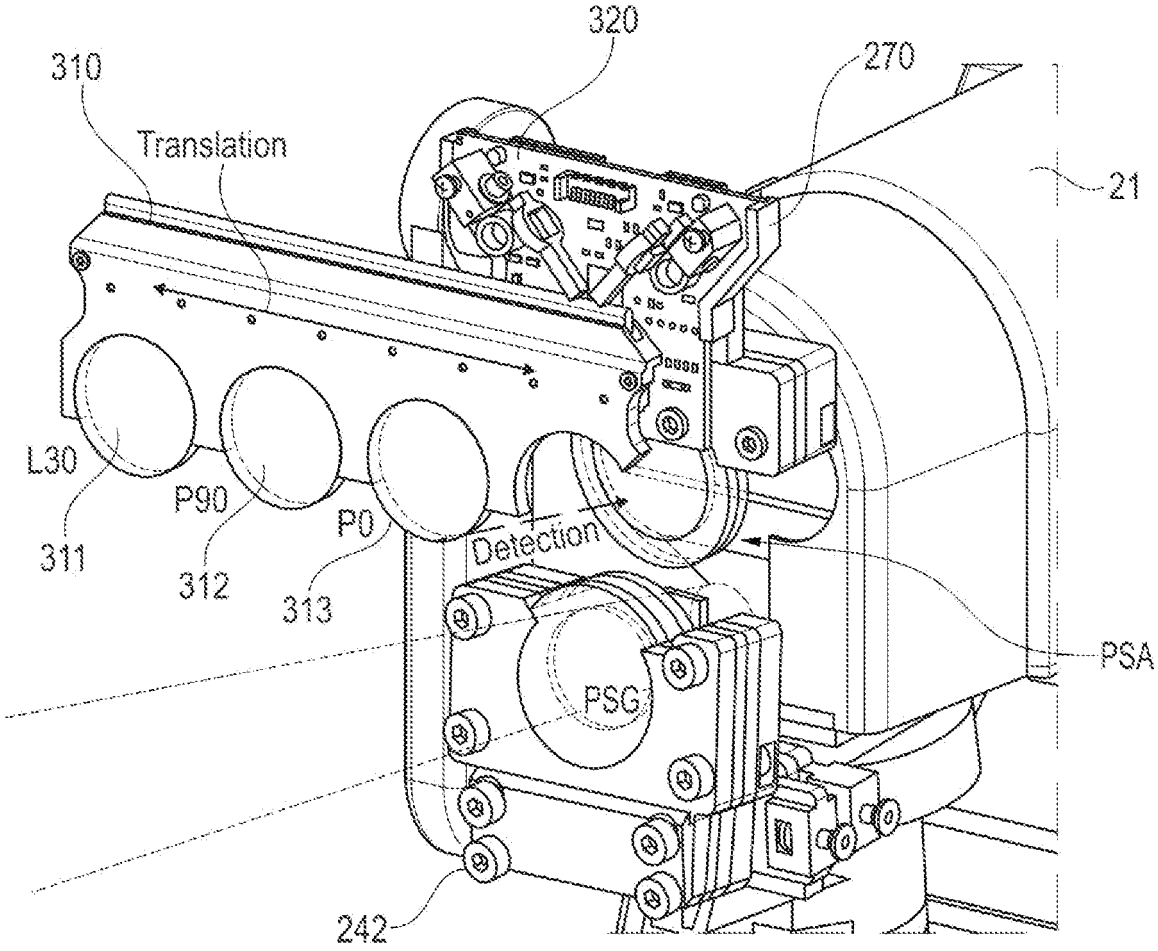

320
310
270
Translation
21
L30
P90
P0
Detection
311
312
313
PSA
PSC
242

Fig. 34

[Fig. 35]

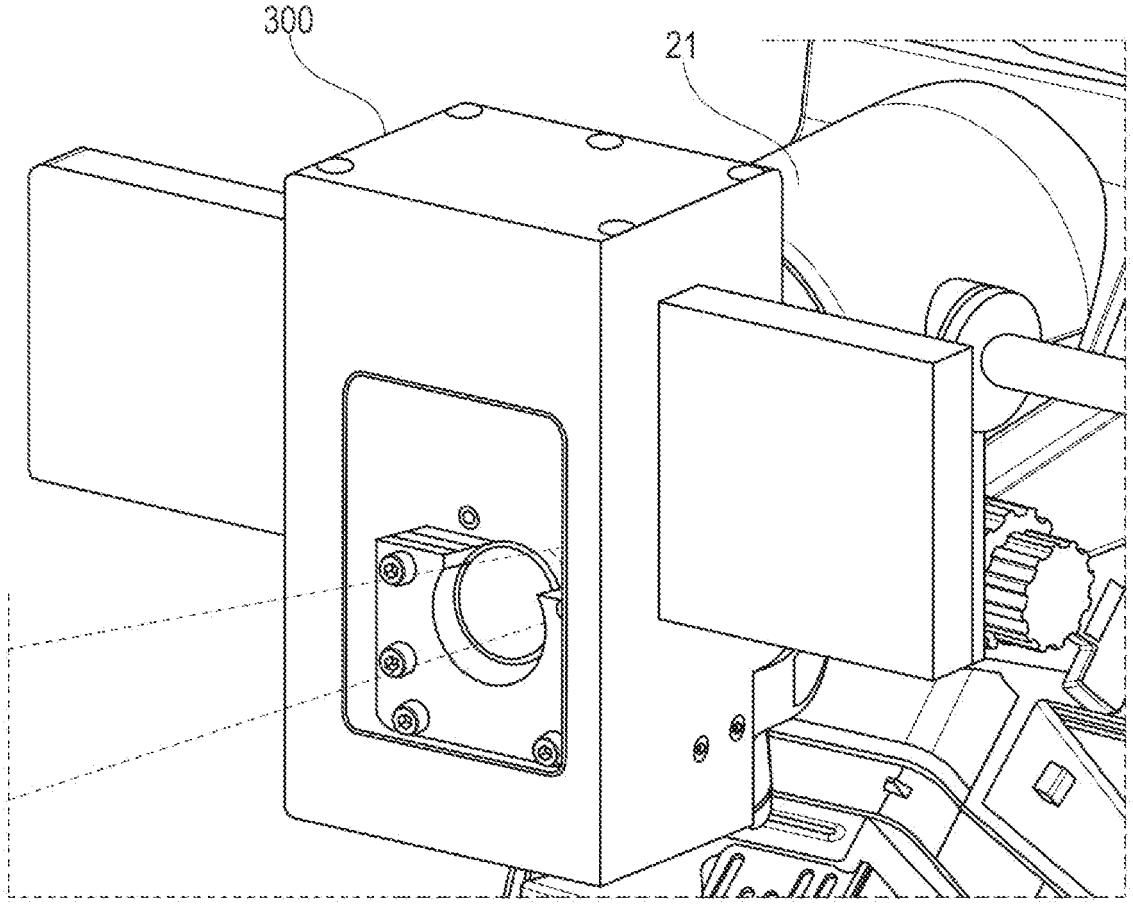


Fig. 35

[Fig. 36]

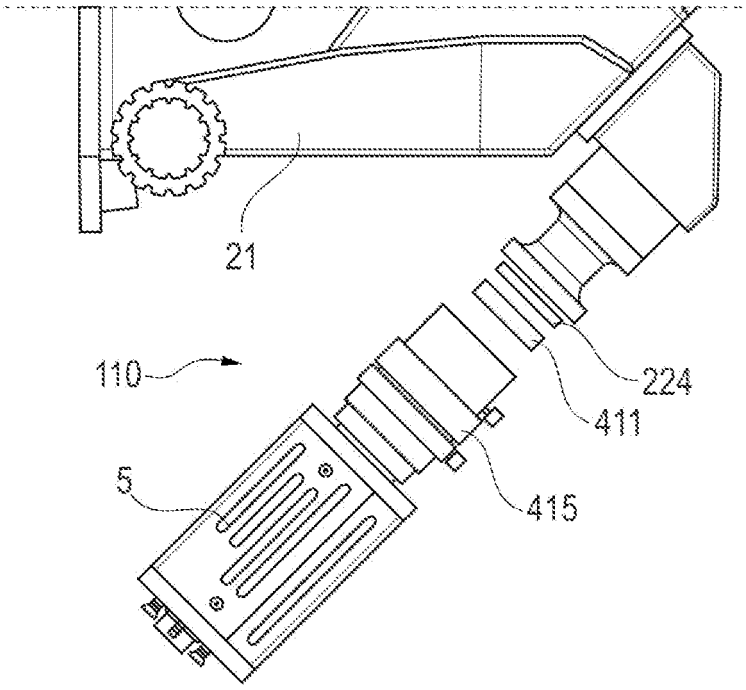


Fig. 36

[Fig. 37]

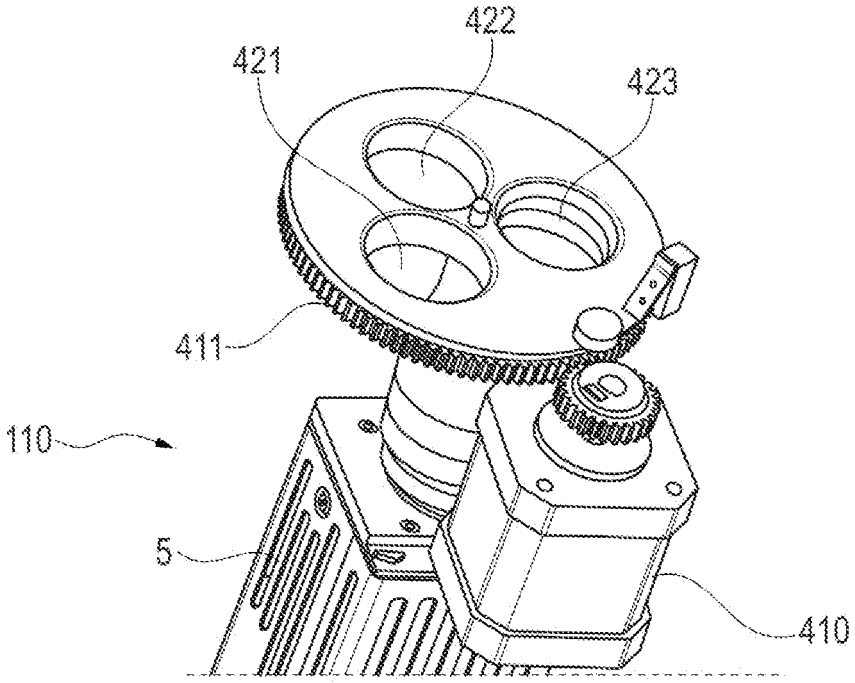


Fig. 37

[Fig. 38]

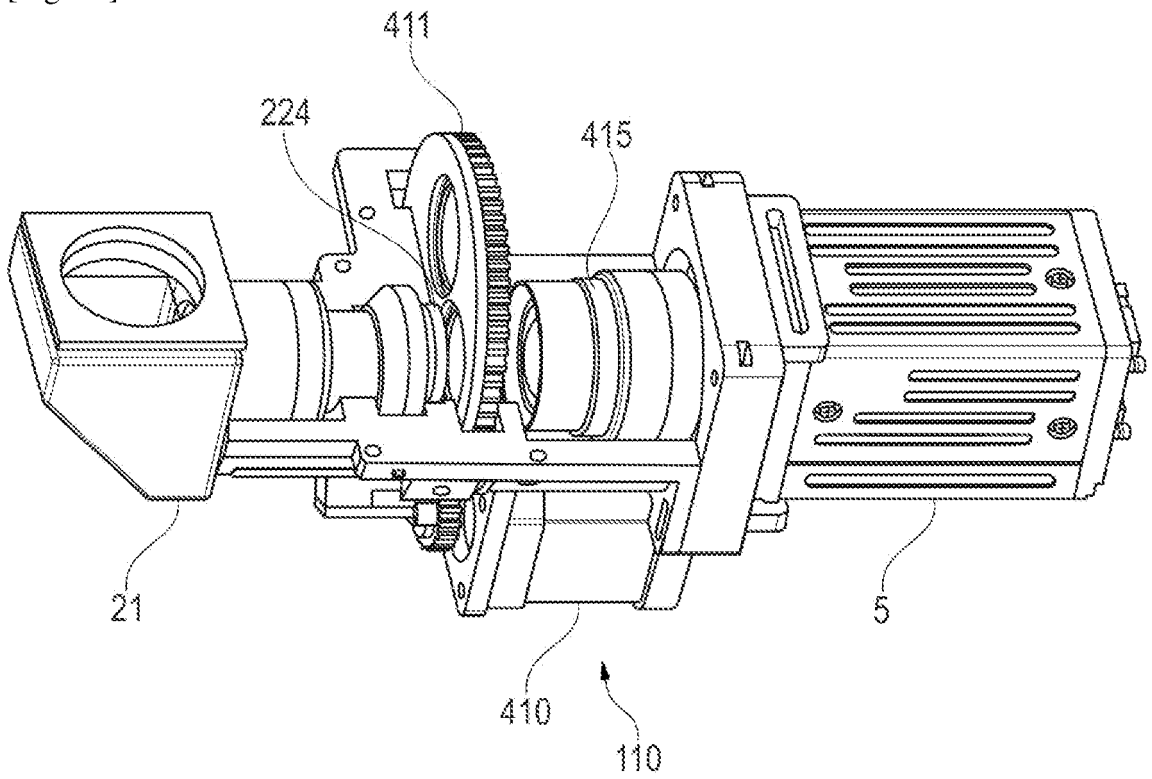


Fig. 38

[Fig. 39]

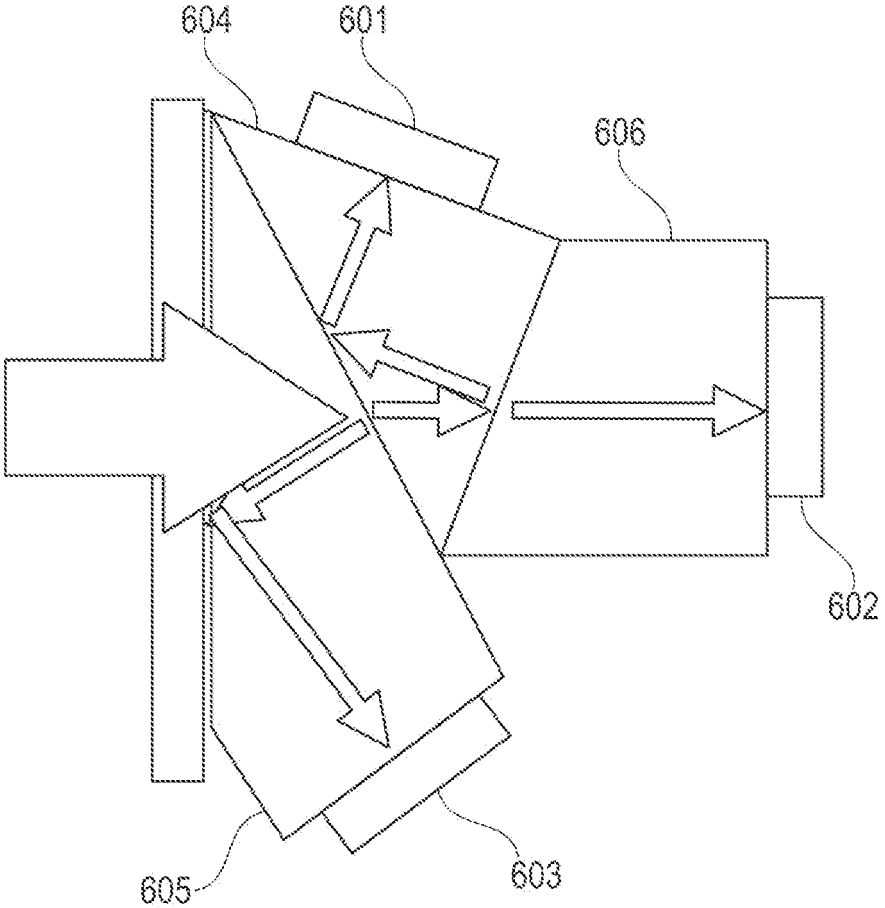


Fig. 39

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

établi sur la base des dernières revendications déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement national

FA 916876
FR 2213890

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	BUCKLEY COLMAN ET AL: "Design of an endomicroscope including a resonant fiber-based microprobe dedicated to endoscopic polarimetric imaging for medical diagnosis", BIOMEDICAL OPTICS EXPRESS, vol. 11, no. 12, 10 novembre 2020 (2020-11-10), page 7032, XP055867661, United States ISSN: 2156-7085, DOI: 10.1364/BOE.403157 Extrait de l'Internet: URL:https://www.osapublishing.org/DirectPDFAccess/9366C1E7-96F9-4F2C-900C4A9611FBDEE2_442530/boe-11-12-7032.pdf?da=1&id=442530&seq=0&mobile=no>	1,2,4,5,9	A61B 1/303 A61B 5/00
Y	* abrégé * * page 7035, ligne 27 - ligne 35 * * page 7044, ligne 1 - ligne 12 * * page 7049, ligne 46 - page 7050, ligne 9 *	3,6-8	
	-----		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
Y	JéRéMY VIZET ET AL: "In vivo imaging of uterine cervix with a Mueller polarimetric colposcope", SCIENTIFIC REPORTS, vol. 7, no. 1, 1 juin 2017 (2017-06-01), XP055639295, DOI: 10.1038/s41598-017-02645-9 * abrégé * * page 9, ligne 1 - page 11, ligne 10 *	3,6-8	A61B

A	US 2005/054936 A1 (BALAS CONSTANTINOS [GR]) 10 mars 2005 (2005-03-10) * revendication 17 *	9	

Date d'achèvement de la recherche	Examinateur
11 août 2023	Oancea, A

CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS

X : particulièrement pertinent à lui seul
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie
A : arrière-plan technologique
O : divulgation non-écrite
P : document intercalaire

T : théorie ou principe à la base de l'invention
E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure.
D : cité dans la demande
L : cité pour d'autres raisons
.....
& : membre de la même famille, document correspondant

EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)

ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 2213890 FA 916876

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.
Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du **11-08-2023**
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2005054936 A1	10-03-2005	AT 424757 T	15-03-2009
		AU 4442301 A	08-10-2001
		BR 0108944 A	03-06-2003
		CA 2400702 A1	04-10-2001
		CN 1419428 A	21-05-2003
		CY 1109134 T1	02-07-2014
		DK 1267707 T3	06-07-2009
		EP 1267707 A1	02-01-2003
		EP 2057936 A1	13-05-2009
		ES 2322235 T3	18-06-2009
		ES 2464718 T3	03-06-2014
		FI 20021477 A	14-08-2002
		GR 20000100102 A	30-11-2001
		HK 1056108 A1	06-02-2004
		JP 4217403 B2	04-02-2009
		JP 2003527915 A	24-09-2003
		JP 2008220977 A	25-09-2008
		PT 1267707 E	05-06-2009
		PT 2057936 E	16-07-2014
		RU 2288636 C2	10-12-2006
		US 2002007123 A1	17-01-2002
		US 2003114762 A1	19-06-2003
		US 2003163049 A1	28-08-2003
		US 2005054936 A1	10-03-2005
		US 2005090751 A1	28-04-2005
		US 2006141633 A1	29-06-2006
		US 2009253991 A1	08-10-2009
		WO 0172214 A1	04-10-2001