

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2019-525801

(P2019-525801A)

(43) 公表日 令和1年9月12日 (2019.9.12)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 2	4 C 0 2 6
A 6 1 B 18/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 2	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 18/24	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2019-500490 (P2019-500490)	(71) 出願人	513249781
(86) (22) 出願日	平成29年7月7日 (2017.7.7)		ザ ユニバーシティー コート オブ ザ
(85) 翻訳文提出日	平成31年2月26日 (2019.2.26)		ユニバーシティー オブ エジンバラ
(86) 国際出願番号	PCT/GB2017/052005		THE UNIVERSITY COUR
(87) 国際公開番号	W02018/007829		T OF THE UNIVERSITY
(87) 国際公開日	平成30年1月11日 (2018.1.11)		OF EDINBURGH
(31) 優先権主張番号	1611819.2		イギリス国 ミドロシアン イーエイチ8
(32) 優先日	平成28年7月7日 (2016.7.7)		9ワイエル エジンバラ, サウス ブリ
(33) 優先権主張国・地域又は機関	英国 (GB)		ッジ, オールド カレッジ
		(74) 代理人	100147485
			弁理士 杉村 憲司
		(74) 代理人	230118913
			弁理士 杉村 光嗣
		(74) 代理人	100205833
			弁理士 宮谷 昂佑

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 イメージング法及びイメージング装置

(57) 【要約】

散乱媒体中に少なくとも部分的に位置決めされた光ファイバの場所を判定する方法であって、パルス光を散乱媒体に伝送するステップと、検出器により、散乱媒体を通過したパルス光の光子を受信するステップと、受信された光子のいくつかに対応する信号を、受信された光子の到達時間に基づいて選択するステップと、選択された信号に基づいて光ファイバの場所を判定するステップとを含む方法。

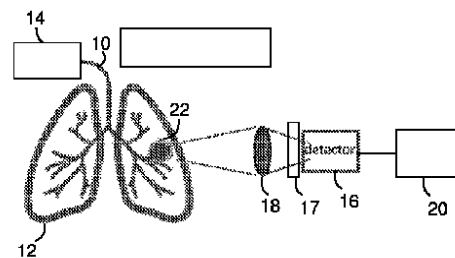


Fig. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

散乱媒体中に少なくとも部分的に位置決めされた光ファイバの場所を判定する方法であって、

パルス光を前記散乱媒体に伝送するステップと、

検出器により、前記散乱媒体を通過した前記パルス光の光子を受信するステップと、

受信された光子のいくつかに対応する信号を、前記受信された光子の到達時間に基づいて選択するステップと、

選択された信号に基づいて前記光ファイバの場所を判定するステップとを含む方法。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法において、前記散乱媒体は、ヒト又は動物の組織又は流体を含む方法。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の方法において、前記選択された信号に基づいて前記光ファイバの場所を判定するステップは、前記選択された信号を用いて画像を形成すること及び前記画像に基づいて前記光ファイバの場所を判定することを含む方法。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記選択するステップは、弾道光子に対応する信号を選択することを含む方法。

20

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記選択するステップは、スネーク光子に対応する信号を選択することを含む方法。

【請求項 6】

請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記パルス光を前記散乱媒体に伝送するステップは、前記光ファイバを介したものであり、前記検出器は、前記散乱媒体の外部に位置決めされる方法。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の方法において、前記光ファイバは、前記パルス光を前記光ファイバの遠位先端から前記散乱媒体に伝送するよう構成される方法。

30

【請求項 8】

請求項 6 又は 7 に記載の方法において、前記光ファイバは、前記パルス光を前記光ファイバの側面の少なくとも一部を通して前記散乱媒体に伝送するよう構成される方法。

【請求項 9】

請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の方法において、

前記パルス光を前記散乱媒体に伝送するステップは、前記散乱媒体の外部に位置決めされた光源からのものであり、

前記検出器は、前記光ファイバに結合され、且つ

前記光子を受信するステップは、前記光ファイバに入った光子を受信することを含む方法。

40

【請求項 10】

請求項 9 に記載の方法において、前記パルス光を前記散乱媒体に伝送するステップは、前記散乱媒体に対する前記光源の位置を変えること及び / 又は前記散乱媒体に対する前記光源からの前記パルス光の入射位置を変えることを含む方法。

【請求項 11】

請求項 9 又は 10 に記載の方法において、前記光ファイバは、光子が前記光ファイバの遠位先端に入るよう構成される方法。

【請求項 12】

請求項 9 ~ 11 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記光ファイバは、光子が前記光ファイバの側面の少なくとも一部に入るよう構成される方法。

50

【請求項 1 3】

請求項 3 に従属する場合の請求項 8 又は 1 2 に記載の方法において、前記光ファイバの場所を判定するステップは、形状に基づく画像処理技術を画像に適用して前記光ファイバの側面の少なくとも一部の場所を判定することを含む方法。

【請求項 1 4】

請求項 1 ~ 1 3 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記信号を選択するステップは、到達時間が閾値未満の信号を選択することを含む方法。

【請求項 1 5】

請求項 1 ~ 1 4 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記信号を選択するステップは、到達時間が時間間隔以内である信号を選択することを含む方法。

10

【請求項 1 6】

請求項 1 ~ 1 5 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記パルス光は、狭帯域レーザー光を含む方法。

【請求項 1 7】

請求項 1 ~ 1 6 のいずれか 1 項に記載の方法において、フィルタを用いて前記受信された光子をフィルタリングするステップをさらに含み、前記フィルタは、前記パルス光の波長の光子を透過させるよう構成される方法。

【請求項 1 8】

請求項 1 ~ 1 7 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記パルス光の波長を含まない波長スペクトルを有する光で前記散乱媒体が置かれた環境を照明するステップをさらに含む方法。

20

【請求項 1 9】

請求項 1 ~ 1 8 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記検出器は、検出器アレイを含む方法。

【請求項 2 0】

請求項 1 ~ 1 9 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記検出器は、走査型検出器を含む方法。

【請求項 2 1】

請求項 1 ~ 2 0 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記検出器は、単一光子検出器を含み、場合によっては、前記単一光子検出器は、少なくとも 1 つの S P A D (単一光子アバランシェダイオード)を含む方法。

30

【請求項 2 2】

請求項 1 ~ 2 1 のいずれか 1 項に記載の方法において、少なくとも 1 つの集束コンポーネントを用いて前記受信された光子を前記検出器に集束させるステップをさらに含み、場合によっては、前記少なくとも 1 つの集束コンポーネントは、少なくとも 1 つのレンズを含む方法。

【請求項 2 3】

請求項 1 ~ 2 2 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記光ファイバは、少なくとも 1 つの医療機器の一部であるか、又は前記少なくとも 1 つの医療機器と同一場所に位置付けられる方法。

40

【請求項 2 4】

請求項 2 3 に記載の方法において、前記医療機器は、内視鏡、ガイドワイヤ、カテーテル、カテーテルデリバリシステム、メス、組織の切除又は修正用のエネルギー源のうち少なくとも 1 つを含む方法。

【請求項 2 5】

請求項 2 3 又は 2 4 に記載の方法において、前記光ファイバの少なくとも一部の判定された場所に基づいて前記医療機器の少なくとも一部の場所を判定するステップをさらに含む方法。

【請求項 2 6】

請求項 2 5 に記載の方法において、前記医療機器は、ヒト又は動物の体内に少なくとも

50

部分的に位置決めされ、前記医療機器の場所を判定するステップは、前記ヒト又は動物の体内の前記医療機器の場所を判定することを含む方法。

【請求項 27】

請求項 26 に記載の方法において、前記医療機器は、自動手法を用いて前記ヒト又は動物の体内に配置され、前記医療機器の場所を判定するステップは、前記自動手法の確認を含む方法。

【請求項 28】

請求項 1 ~ 27 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記散乱媒体は、肺、上部消化管、下部消化管、尿路、骨組織、臓器組織のうち少なくとも 1 つの組織を含む方法。

【請求項 29】

請求項 2 又は請求項 2 に従属する場合の請求項 3 ~ 28 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記選択された光子を用いて前記ヒト又は動物の組織の少なくとも一部の組織タイプを判定するステップをさらに含む方法。

【請求項 30】

請求項 29 に記載の方法において、前記ヒト又は動物の組織の前記少なくとも一部の前記組織タイプを判定するステップは、前記組織が健康か罹患しているかを判定することを含む方法。

【請求項 31】

請求項 29 又は 30 に記載の方法において、前記組織タイプを判定するステップは、前記選択された信号に対応する光子の散乱度を判定すること及び判定された前記散乱度に基づいて前記組織タイプを判定することを含む方法。

【請求項 32】

散乱媒体中に少なくとも部分的に位置決めされるよう構成された光ファイバと、
パルス光を前記散乱媒体に伝送するよう構成されたパルス光源と、
前記散乱媒体を通過した前記パルス光の光子を受信するよう構成された検出器と、
受信された光子の到達時間に基づいて前記受信された光子のいくつかに対応する信号を選択し、且つ選択された信号に基づいて前記光ファイバの場所を判定するよう構成されたプロセッサと
を備えた装置。

【請求項 33】

散乱媒体を通過したパルス光の受信された光子の到達時間に基づいて前記受信された光子に対応する信号を選択し、且つ選択された信号に基づいて光ファイバの場所を判定するようプロセッサにより実行可能なコンピュータ可動命令を含む、コンピュータプログラム製品。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、散乱媒体中に、例えばヒト又は動物組織中に位置決めされた光ファイバの場所を判定する方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

光ファイバベースの内視鏡は、人体の内部のイメージング及び感知に用いられることが多くなっている。内視鏡本体 (bulk endoscopes) は、多くの場合は操作機構により内臓の特定領域に導くことができるが、細い光ファイバ内視鏡は、内視鏡本体のワーキングチャンネルから押し出されると、従来のシステムが届かない所まで延びることができる。或いは、誘導内視鏡本体を一切用いずに細いファイバベース内視鏡を挿入することができる。

【0003】

シナリオによっては、内視鏡の先端の最終的な場所は、内視鏡本体の挿入の知識、臨床医の手応え、及び / 又はファイバベース内視鏡イメージングシステムの非常に限られた (

10

20

30

40

50

例えば、1 mm未満の)視野で見える構造から見積もられる。状況によっては、定位技術(stereotactic techniques)を用いてファイバ内視鏡先端の場所を推定することができる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

X線又は電磁技術を用いて、内視鏡の端にあり得る金属端チップを見ることができる。しかしながら、X線又は電磁技術は、高価であり且つ/又は嵩張る装置を必要とし得る。さらに、X線を用いて内視鏡の先端の場所を判定することで、患者を不要な放射線に曝すことになり得る。

10

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の第1態様では、散乱媒体中に少なくとも部分的に位置決めされた光ファイバの場所を判定する方法であって、パルス光を散乱媒体に伝送するステップと、検出器により、散乱媒体を通過したパルス光の光子を受信するステップと、受信された光子のいくつかに対応する信号を、受信された光子の到達時間に基づいて選択するステップと、選択された信号に基づいて光ファイバの場所を判定するステップとを含む方法が提供される。

【0006】

到達時間に基づいた信号の選択により、散乱しなかったか又はごく少量しか散乱しなかった光子を表す信号が選択され得る。このような信号は、到達時間に基づいて選択されない信号よりも光ファイバの場所をより適切に提供することができる。

20

【0007】

散乱媒体は、ヒト又は動物の組織又は流体である。

【0008】

光ファイバを通したパルス光の提供によりファイバの場所を判定することで、患者又は他の被検体を不要な放射線に曝し得る他の方法を用いずに光ファイバの場所を判定することができる。

【0009】

選択された信号に基づいて光ファイバの場所を判定するステップは、選択された信号を用いて画像を形成すること及び画像に基づいて光ファイバの場所を判定することを含む。

30

【0010】

場所は、自動で判定することができる。場所は、手動で判定することができる。場所は、画像処理技術を用いた画像処理により判定することができる。場所は、画像のうち輝度が高い部分、例えば画像のうち輝度が最大の部分により判定することができる。

【0011】

選択するステップは、弾道光子に対応する信号を選択することを含み得る。弾道光子は、散乱媒体中で散乱しなかった光子及び/又はごく少数の散乱事象しかなかった光子を含み得る。弾道光子は、検出器で受信されるパルス光の最初の光子を含み得る。弾道光子は、第1時間ビン内で受信された光子を含み得る。

【0012】

選択するステップは、スネーク光子(snake photons)に対応する信号を選択することを含み得る。スネーク光子は、弾道光子よりも到達が遅いが何らかの場所情報を保持する光子を含み得る。

40

【0013】

パルス光を散乱媒体に伝送するステップは、光ファイバを介したものであり得る。検出器は、散乱媒体の外部に位置決めされ得る。

【0014】

光ファイバは、パルス光を光ファイバの遠位先端から散乱媒体に伝送するよう構成され得る。パルス光が先端からしか伝送されない場合、先端からの光は点光源であるとみなすことができる。場所を判定するステップは、先端からの光が点光源から放出されると考え

50

ることに基づいたものであり得る。

【 0 0 1 5 】

光ファイバは、パルス光を光ファイバの側面の少なくとも一部を通して散乱媒体に伝送するよう構成され得る。パルス光を光ファイバの側面から伝送することにより、先端の単一の点を判定するだけでなく、光ファイバの延長部分の場所を判定することができる。光ファイバの予想形状を、光ファイバの場所を判定するのに用いることができる。

【 0 0 1 6 】

パルス光を散乱媒体に伝送するステップは、散乱媒体の外部に位置決めされた光源からのものであり得る。検出器は、光ファイバに結合され得る。光子を受信するステップは、光ファイバに入った光子を受信することを含み得る。

10

【 0 0 1 7 】

パルス光を散乱媒体に伝送するステップは、散乱媒体に対する光源の位置を変えること及び / 又は散乱媒体に対する光源からのパルス光の入射位置を変えることを含み得る。検出器の位置及び / 又は光の入射位置を変えて、散乱媒体にわたって、例えば患者にわたって光を走査することにより画像を形成することができる。

【 0 0 1 8 】

光ファイバは、光子が光ファイバの遠位先端に入るよう構成され得る。光ファイバは、光子が光ファイバの側面の少なくとも一部に入るよう構成され得る。

【 0 0 1 9 】

光ファイバの場所を判定するステップは、形状に基づく画像処理技術を画像に適用して光ファイバの側面の少なくとも一部の場所を判定することを含み得る。

20

【 0 0 2 0 】

信号を選択するステップは、到達時間が閾値未満の信号を選択することを含み得る。信号を選択するステップは、到達時間が時間間隔以内である信号を選択することを含み得る。信号を選択するステップは、1つ又は複数の時間ビン内の信号を選択することを含み得る。

【 0 0 2 1 】

パルス光は、狭帯域レーザ光を含み得る。パルス光は、短パルスレーザ光を含み得る。パルス光は、1000 p s 未満、場合によっては500 p s 未満の長さを有するパルスを含み得る。

30

【 0 0 2 2 】

本方法は、フィルタを用いて受信された光子をフィルタリングするステップをさらに含み得る。フィルタは、パルス光の波長の光子を透過させるよう構成され得る。

【 0 0 2 3 】

本方法は、パルス光の波長を含まない波長スペクトルを有する光で散乱媒体が置かれた環境を照明するステップをさらに含み得る。パルス光の波長を含まない光で環境を照明することにより、雑音を低減することができる。光ファイバの場所を特定する方法は、照明環境（例えば、手術室）で用いることができる。パルス光の波長を含まない光で環境を照明することにより、場所を特定する方法を強い照明が用いられ得る手術等の手技中に用いることができる。

40

【 0 0 2 4 】

検出器は、検出器アレイを含み得る。検出器は、走査型検出器を含み得る。検出器は、単一光子検出器を含み得る。単一光子検出器は、少なくとも1つのSPAD（単一光子アバランシェダイオード）を含み得る。検出器は、APD（アバランシェフォトダイオード検出器）、ストリークカメラ、CCD検出器アレイを有する時間ゲート増感（intensified）カメラ（ICCD）、光電子増倍管（PMT）、超伝導単一光子検出器のうち少なくとも1つを含み得る。

【 0 0 2 5 】

本方法は、少なくとも1つの集束コンポーネントを用いて受信された光子を検出器に集束させるステップをさらに含み得る。少なくとも1つの集束コンポーネントは、少なくと

50

も 1 つのレンズを含み得る。

【0026】

光ファイバは、少なくとも 1 つの医療機器の一部であり得る。光ファイバは、少なくとも 1 つの医療機器と同一場所に位置付けることができる。

【0027】

医療機器は、内視鏡、ガイドワイヤ、カテーテル、カテーテルデリバリシステム、メス、組織の切除又は修正用のエネルギー源のうち少なくとも 1 つを含み得る。

【0028】

本方法は、光ファイバの少なくとも一部の判定された場所に基づいて医療機器の少なくとも一部の場所を判定するステップをさらに含み得る。

10

【0029】

医療機器は、ヒト又は動物の体内に少なくとも部分的に位置決めされ得る。医療機器の場所を判定するステップは、ヒト又は動物の体内の医療機器の場所を判定することを含み得る。

【0030】

医療機器は、自動手法を用いてヒト又は動物の体内に配置され得る。医療機器の場所を判定するステップは、自動手法の確認を含み得る。

【0031】

散乱媒体は、肺、上部消化管、下部消化管、尿路、骨組織、臓器組織のうち少なくとも 1 つの組織を含み得る。

20

【0032】

本方法は、選択された光子を用いてヒト又は動物組織の少なくとも一部の組織タイプを判定するステップをさらに含み得る。

【0033】

ヒト又は動物組織の少なくとも一部の組織タイプを判定するステップは、組織が健康か罹患しているかを判定することを含み得る。

【0034】

組織タイプを判定するステップは、選択された信号に対応する光子の散乱度を判定すること及び判定された散乱度に基づいて組織タイプを判定することを含み得る。

【0035】

独立して提供され得る本発明のさらに別の態様では、散乱媒体中に少なくとも部分的に位置決めされるよう構成された光ファイバと、パルス光を散乱媒体に伝送するよう構成されたパルス光源と、散乱媒体を通過したパルス光の光子を受信するよう構成された検出器と、受信された光子の到達時間に基づいて受信された光子のいくつかに対応する信号を選択し、且つ選択された信号に基づいて光ファイバの場所を判定するよう構成されたプロセッサとを備えた装置が提供される。

30

【0036】

独立して提供され得る本発明の別の態様では、散乱媒体を通過したパルス光の受信された光子の到達時間に基づいて受信された光子に対応する信号を選択し、且つ選択された信号に基づいて光ファイバの場所を判定するようプロセッサにより実行可能なコンピュータ可動命令を含む、コンピュータプログラム製品が提供される。

40

【0037】

添付図面を参照して本明細書に実質的に記載された方法又はシステムが提供され得る。

【0038】

一態様の特徴は、任意の他の態様の特征として適宜提供することができる。例えば、方法の特徴が装置の特徴として提供される場合があり、その逆もまたあり得る。一態様の 1 つ又は複数の特徴を、他の態様の適当な 1 つ又は複数の特徴と組み合わせて提供することができる。

【0039】

本発明の実施形態を、非限定的な例としてここで説明し、以下の図に示す。

50

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】一実施形態によるファイバ・検出器構成の概略図である。

【図2a】弾道光子到達を用いた観察画像を表す概略図である。

【図2b】スネーク光子到達を用いた観察画像を表す概略図である。

【図2c】散乱光子到達を用いた観察画像を表す概略図である。

【図3a】時間0nsでの散乱媒体中のファイバの場所判定の実験結果のプロットである。

【図3b】時間2nsでの散乱媒体中のファイバの場所判定の実験結果のプロットである。

10

【図3c】時間5.5nsでの散乱媒体中のファイバの場所判定の実験結果のプロットである。

【図4】コロイド懸濁液に散乱した光の非時間分解画像である。

【図5】時間分解及び非時間分解画像のプロファイルを表す。

【図6】到達時間に対して表した散乱スポットのプロファイルである。

【図7】図7aは、ニワトリの全身に散乱した光の弾道光子画像である。図7bは、ニワトリの全身に散乱した光の非時間分解画像である。

【図8】図8aは、ヒツジの肺及び胸郭に散乱した光の弾道光子画像である。図8bは、ヒツジの肺及び胸郭に散乱した光の非時間分解画像である。

【発明を実施するための形態】

20

【0041】

状況によっては、光が組織を通過し得ることが一般に認められ得る。例えば、手又は指を明るい白色光トーチにかざすと、手又は指の反対面では赤色光に見える場合がある。本発明の実施形態は、組織を（又は任意の他の適当な散乱媒体を）通過する光を用いて、その組織（又は他の散乱媒体）中に位置決めされた光ファイバの場所を判定する。

【0042】

一実施形態による装置を図1に概略的に示す。この装置は、光ファイバ10、光源14、検出器16、フィルタ17、レンズ18、及びプロセッサ20を備える。

【0043】

図1の実施形態では、光ファイバ10はファイバ内視鏡の一部である。他の実施形態では、任意の適当な光ファイバ（単数又は複数）が用いられ得る。図1は、患者の肺12の中に配置された光ファイバ10を示す。他の実施形態では、光ファイバ10は、ヒト又は動物の身体の内なる部分、例えば消化管又は尿路の内部に位置決めされ得る。さらに他の実施形態では、光ファイバ10は、任意の適当な散乱媒体中に位置決めされ得る。散乱媒体は、例えば、組織、身体、又は臓器であり得る。散乱媒体はガスであり得る。散乱媒体は、液体、例えば濁った液体であり得る。散乱媒体は霧であり得る。散乱媒体は、試料と称される場合もあり、光ファイバの少なくとも先端が試料中に位置決めされる。

30

【0044】

光源14は、光ファイバ10の近位端に結合され、パルス光を光ファイバ10に供給するように構成される。本実施形態では、光源14は狭帯域短パルスレーザである。

40

【0045】

検出器16（カメラと称される場合もある）は、患者の体外に位置決めされる。検出器16は、光子を受信して各受信された光子に対応する電気信号を発生させるよう構成される。本実施形態では、検出器16は、複数の検出器素子を含む検出器アレイである。検出器16は、時間分解単一光子イメージングシステムである。この場合、時間分解単一光子イメージングシステムは、 32×32 アレイのSPAD（単一光子アバランシェダイオード）を含む。時間分解単一光子イメージングシステムは、時間相関単一光子計数（TCSPC）により動作する。他の実施形態では、任意の適当な時間分解検出器が用いられ得る。時間分解検出器は、低レベルの光を検出可能な、例えば単一光子を検出可能な時間分解検出器であり得る。時間分解検出器は、APD（アバランシェフォトダイオード）検出器

50

又はストリークカメラを含み得る。時間分解検出器は、ＣＣＤ検出器アレイを有する時間ゲート増感カメラ（ＩＣＣＤ）を含み得る。時間分解検出器は、複数の光電子増倍管（ＰＭＴ）又は超伝導単一光子検出器を含み得る。一部の実施形態では、複数の検出器１６を用いてもよい。一部の実施形態では、単素子検出器を光走査系と組み合わせて用いて画像を生成してもよい。

【００４６】

本実施形態では、検出器１６は、患者の身体に対して任意の適当な位置に配置され得るアーム（図示せず）に取り付けられる。他の実施形態では、検出器１６の任意の適当な取り付けが用いられ得る。例えば、検出器１６は、光ファイバ１０を患者内に位置決めする手技を行う部屋の天井、例えば病棟又は手術室の天井に取り付けることができる。一部の

10

【００４７】

レンズ１８は、検出器１６と患者の身体との間に位置決めされる。検出器１６及びレンズ１８は、検出器１６が患者の身体に焦点を合わせるよう配置される。他の実施形態では、代替的な集束コンポーネントをレンズ１８の代わりに用いてもよく、又は集束コンポーネントを用いなくてもよい。

【００４８】

フィルタ１７は、検出器１６の手前に位置決めされる。本実施形態では、フィルタ１７は、検出器１６とレンズ１８との間に位置決めされる。本実施形態では、フィルタ１７は狭帯域ラインパスフィルタ（narrow line pass filter）である。フィルタ１７は、レーザ源１４の分光帯域内にない光子を遮断するよう構成される。他の実施形態では、代替的なフィルタを用いてもよく、又はフィルタを用いなくてもよい。

20

【００４９】

検出器１６は、検出器１６からの信号を受信し解析するよう構成されたプロセッサ２０に接続される。プロセッサ２０は、任意の適当な処理デバイス、例えばデスクトップＰＣ、ラップトップ、又はモバイルデバイス等のコンピューティングデバイスを含み得る。本実施形態では、検出器１６及びプロセッサ２０は別個のコンポーネントだが、他の実施形態では、検出器１６及びプロセッサ２０の機能を単一のコンポーネントに組み合わせても

30

よい。検出器１６が行うものとして記載した機能は、プロセッサ２０が行う場合があり、その逆もまたあり得る。

【００５０】

図１に示す装置の動作原理を次に説明する。光ファイバ１０が患者の肺１２に導入される。本実施形態では、光ファイバ１０は、ファイバ内視鏡の一部であり、内視鏡検査の一部として患者の肺１２に導入される。

【００５１】

短パルス（本実施形態では、５００ｐｓ未満のパルス長を有する）狭帯域レーザ光が、光源１４により光ファイバ１０に注入される。状況によっては、短パルス源の使用が動作に重要であり得る。状況によっては、反復可能な立ち上がり有するパルス光を用いても

40

よい。

【００５２】

本実施形態では、レーザ源１４の照明パワーは数ｍＷである。ｍＷの照明パワーは組織中で安全なことが知られている。他の実施形態では、異なる照明パワーを用いてもよい。本実施形態では、パルスレートは２０ＭＨｚである。レーザ光は、数秒又は数分であり得る期間にわたって光ファイバ１０に注入される。

【００５３】

レーザ源１４の波長の慎重な選択により、優れた性能が得られる。レーザ源１４の波長は、組織中の散乱及び吸収が低い波長であるよう選択され得る。

【００５４】

50

光ファイバ 10 が内視鏡の一部である一部の実施形態では、内視鏡のイメージングシステムの固有照明を光源として用いてもよい。こうした実施形態では、光源 14 は、肺 12 の領域の画像を得るために内視鏡のイメージングシステムが肺 12 のその領域を照明するのに用いるのと同じ光源であり得る。

【0055】

一部の実施形態では、光ファイバ 10 は、内視鏡によるイメージングにも用いられる光ファイバである。一部のこうした実施形態では、光源 14 は、イメージング用に内視鏡が用いる光源とは異なるので、同じ光ファイバ 14 を 2 つの異なる光源（光源 14 及びイメージング光源）と共に用いて 2 つの異なる機能（光ファイバの場所特定及び肺の領域のイメージング）を果たす。

【0056】

上述のように、この実施形態のレーザ光のパルスレートは 20 MHz であり、レーザ光は数秒間又は数分間注入される。したがって、何千ものパルスが用いられる。各パルスは、500 ps 未満のパルス長を有し得る。それらのパルスの 1 つの進行について考える。

【0057】

レーザ光のパルスは、光源 14 から放出されて光ファイバ 10 の長さを進む。光ファイバ 10 は、その遠位先端からレーザ光のパルスを多数の光子（図 1 に光 22 として示す）として放出する。光ファイバ 10 の遠位先端からの光のパルスの放出時間は、 $t = 0$ と指定され得る。

【0058】

本実施形態では、光子は光ファイバの端から直接放出される。光ファイバの端は、点光源とみなすことができる。他の実施形態（以下参照）では、光子は光ファイバの側面から放出されることもできる。

【0059】

本実施形態では、光ファイバの端からの光子の放出には指向性があり、光ファイバの遠位部の縦軸の延長である好ましい方向を有する。他の実施形態では、ファイバの先端は、例えば高散乱構造を光ファイバの遠位端に加えることにより、全方位性のより高い光の放出をもたらすよう構成され得る。こうした高散乱構造を加えることで、状況によっては、検出器 16 の方向に放出される光の量を増加させることができ、したがって検出器 16 により検出される光子の量を増加させることができる。

【0060】

手又は指のすぐそばに明るい白色光トーチを配置すると分かるように、組織を通る光信号の減衰は激しいかもしれないが、赤色波長ではそれ未満の波長よりも小さい（ゆえに、白色光は組織の通過後に赤色に見える）。

【0061】

本実施形態では、光ファイバ 10 の遠位先端から放出された少数の光子のみが体内から脱出し得る。光ファイバ 10 により放出された光子の多くは、組織中に吸収される。体内から脱出した（したがって、検出器 16 により観察することができる）光子の大半は、身体の不規則な組織構造からの散乱が多いことがある。各光子が組織を通るのに要する時間は、その光子が組織を通る間に散乱する回数に応じて変わり得る。

【0062】

光ファイバ 10 により放出された光子の一部は、組織を通過して体外へ出る。組織を通過して体外へ出た光子は、弾道光子、スネーク光子、及び / 又は高散乱光子を含み得る。

【0063】

弾道光子は、実質的に散乱せずに直線状に散乱媒体を通る光子であり得る。こうした光子は、散乱媒体の原子と衝突していないとみなすことができる。弾道光子は、実質的にコヒーレント状態にある。光ファイバ 10 の端から放出された光子の一部は、弾道光子であって実質的に散乱せずに組織を通過するとみなすことができる。

【0064】

本実施形態では、弾道光子と称される光子は、ファイバの先端の非常に近くで少なくとも

10

20

30

40

50

も 1 回散乱している。システムの幾何学的形状により、真の弾道光子（全く散乱していない光子）が検出器 16 により受信されないことになり得る。他の構成では、弾道光子とみなされる光子は、真の弾道光子を含み得る。

【0065】

多くの実施形態では、弾道光子と散乱回数が非常に少ない光子との区別が可能であるようなシステムの時間分解はありそうにない。真の弾道光子及び散乱事象数が非常に少ない光子は、まとめて弾道光子として分類され得る。

【0066】

実験上、弾道光子と称される光子は、他の光子の前に到達したことが認められる光子であり得る。本実施形態では、絶対的なタイミング較正はない。弾道光子の到達時間は、それらの到達の観察により事後規定される。

10

【0067】

弾道光子は、組織を高速で通過して時間 $t = X$ に検出器 16 に到達することができ、ここで X は、光速（媒体中の）及びファイバ先端からの検出器 16 の距離を用いて求めることができる。検出器 16 が受信した弾道光子の数は、光ファイバ 10 の先端と検出器 16 との間の散乱媒体の厚さと共に指数関数的に減少し得る。

【0068】

わずかに散乱した光子は、スネーク光子と称され得る。スネーク光子は、組織中で少数の散乱事象（弾道光子と呼ばれるものよりも多い）があったが、依然として有用な場所情報を提供し得るものであり得る。スネーク光子は、ある程度のコヒーレンスを保持し得る。スネーク光子は、弾道光子からわずかに遅れて $t = X + \Delta X_1$ で到達し得る。スネーク光子は、組織を高速で通過し得るが、弾道光子ほど高速ではない。本実施形態では、 ΔX_1 が 1 ns 未満である光子をスネーク光子とみなすことができる。他の実施形態では、異なる時間範囲を用いてどの光子がスネーク光子であるかを判定することができる。

20

【0069】

実際には、散乱事象がない光子から非常に多数の散乱事象がある光子まで連続スケールがあると考えることができる。スネーク光子という用語が用いられるのは概して、弾道光子と称されないが依然として関連する場所情報を与えると考えることができる光子を指す場合である。

【0070】

散乱度がより高い光子は、高散乱光子、非常に散乱した（very scattered）光子、又はランダム散乱（randomly scattered）光子と称され得る。高散乱光子は、スネーク光子の後に $t = X + \Delta X_2$ で到達し得る。高散乱光子は、組織中に広範囲に散乱した可能性がある。本実施形態では、 ΔX_2 が 1 ns よりも大きい光子を高散乱光子とみなすことができる。本実施形態では、高散乱光子は、2 cm よりも悪い分解能で空間情報を与える光子であり得る。他の実施形態では、異なる時間を用いて弾道光子、スネーク光子、及び高散乱光子を区別することができる。時間 ΔX_1 、 ΔX_2 は、実験に大きく依存し得る。

30

【0071】

一部の実施形態では、全光子の受信後に、弾道光子とみなされる光子、スネーク光子とみなされる光子、及び高散乱光子とみなされる光子の判定を行うことができる。 ΔX_1 、 ΔX_2 は、光子データの受信後に事後規定され得る。

40

【0072】

体外に出た光子は、弾道光子、スネーク光子、及び高散乱光子を含み得る。体外に出る光子の一部は、検出器 16 の方向に進んでレンズ 18 により検出器 16 に集束される。レーザー源 14 の分光帯域内にない光子は、検出器 16 の手前の狭帯域ラインパスフィルタ 17 により遮断され得る。狭帯域ラインパスフィルタ 17 は、雑音（例えば、光ファイバ 10 以外の発生源からの不要な光子）を低減することができる。弾道光子画が最初に到達し、次にスネーク光子が到達し、その次に高散乱光子が到達する。

【0073】

実際には、検出器 16 に到達する各パルスからの光子の数は非常に少ない場合がある。

50

特に、少数の弾道及び／又はスネーク光子しか各パルスから得られない場合がある。パルスによっては、検出器 16 に到達するそのパルスからの光子がゼロであり得る。したがって、後述のように、多数のパルスからの光子が検出器 16 により収集されて結果が合計される。

【0074】

検出器 16 は、各検出された光子を電気信号に変換する。本実施形態では、検出器 16 は、スタートストップモードで時間相関単一光子計数 (TCSPC) により動作する。光源 14 と検出器 16 とは、電気接続を介して同期する。レーザ光源 14 は、光のパルスを生成すると電気パルスも検出器 16 に送る。検出器 16 は、電気パルスを受け取るとタイミングを開始する。検出器 16 は、光子を認めると (例えば、検出器アレイの検出器素子が光子を認めると) タイミングを停止する。検出された光子を表す電気信号は、パルスの伝送時間と光子が検出器 16 に到達した時間との差を表す到達時間を含む。

10

【0075】

他の実施形態では、検出器 16 は、光子を検出するとタイミングを開始し、次の電気信号を受け取るとタイミングを停止する (リバーススタートストップモード)。パルス間の時間が既知なので、到達時間を判定することができる。他の実施形態では、任意の適当な到達時間判定方法を用いることができる。

【0076】

本実施形態では、検出された光子を表す電気信号は位置も含む。位置は、 32×32 アレイのどのアレイ素子 (単数又は複数) が光子を検出したかに基づいて判定される。

20

【0077】

他の実施形態では、任意の適当な各検出光子の到達時間及び／又は位置判定方法を用いることができる。各光子の到達時間及び／又は位置は、任意の適当な信号又は信号の組み合わせにより表すことができる。

【0078】

電気信号は、プロセッサ 20 に渡される。プロセッサ 20 は、多数のパルスにわたる電気信号を収集する。プロセッサ 20 は、ヒストグラム化により電気信号を合成する。他の実施形態では、プロセッサ 20 は、任意の適当な方法で電気信号を合成し得る。さらに他の実施形態では、電気信号は、検出器 16 の回路で合成され得る。

【0079】

各光子の到達時間はその各パルスの伝送時間に対して判定されるので、多数のパルスにわたる結果を合成することができる。例えば、全ての弾道パルスが、どのパルスに由来するかに関係なく時間 $t = X$ で記録され得る。本実施形態では、パルスレートは 20 MHz であり、結果は数秒で得られる。他の実施形態では、結果は任意の適当な期間で、例えば 1 秒未満、数秒、又は最大 1 分で得ることができる。任意の適当なパルスレートを用いることができる。

30

【0080】

プロセッサ 20 は、時間ビン内の光子到達を記録し、時間ビンはこの例では 50 ps 時間ビンである。他の実施形態では、任意の適当なサイズの時間ビンを用いることができる。

40

【0081】

50 ps 間隔のうちいずれかの画像を生成することができる。 50 ps 時間ビン内の光子到達を記録することで、到達する光子のビデオを生成することができ、各 50 ps 時間ビンはそのビデオのフレームに対応する。

【0082】

プロセッサ 20 は、判定された到達時間が所望の時間ビン内に、例えば最初の 50 ps 時間ビン内にある電気信号を選択する。

【0083】

一部の実施形態では、時間ゲートがプロセッサ 20 により適用され、プロセッサ 20 は、判定された到達時間が時間ゲート前である電気信号を選択する。他の実施形態では、時

50

間ゲートが検出器 16 により適用され、検出器 16 は、判定された到達時間が時間ゲート内にある電気信号のみをプロセッサ 20 に渡す。

【0084】

一部の実施形態では、時間ゲートは上限時間閾値を含み、選択された信号は、到達時間が上限時間閾値未満の信号である。他の実施形態では、時間ゲートは上限及び下限時間閾値の両方を含み、選択された信号は、到達時間が下限時間閾値を超え上限時間閾値未満の信号である。

【0085】

本実施形態では、信号は、到達時間に応じてピンに仕分けられ、プロセッサ 20 又は検出器 16 は、所与の 1 つ又は複数のピン内に入る到達時間を有する電気信号を選択する。

10

【0086】

プロセッサ 20 は、この実施形態では選択された時間ビン内に入る信号である選択された信号から画像を形成する。本実施形態では、画像は、検出器アレイ 16 の素子毎に 1 画素を含む。検出器アレイ 16 は、 32×32 の素子を含むので、形成画像は 32×32 画素画像である。画像内の各画素の輝度は、選択された時間ビン中に対応するアレイ素子が受信した、その時間ビン内に到達時間がある光子の数を表す。検出器アレイの検出器素子のそれぞれが、検出器アレイに対して異なる角度原点 (angular origin) を有する光を検出する。

【0087】

図 2 a ~ 図 2 c は、光子到達時間を表す、種々の時間ビンでの観察が予想され得る画像の種類を示す概略図である。画像は、肺 12 の表示に重ねられる。図 2 a ~ 図 2 c は、画像における画素の効果を示すものではない。図 2 a ~ 図 2 c は、光ファイバ 10 の先端により放出されて身体を通過する光を、サイズを徐々に増加させた円形領域 30、32、34 として表す。ヒトの胸の組織が不均質であり、そこに含まれる一部のタイプの組織 (例えば、骨) は、他のタイプの組織とは異なる程度に光を吸収及び / 又は散乱させ得るので、ヒトの胸の実際の画像において、得られる光の領域は円形でないことが予想されることに留意されたい。

20

【0088】

図 2 a は、 $t = X$ での第 1 時間ビン (例えば、50 ps 時間ビン) 内の弾道到達の観察画像を図示したものである。第 1 時間ビン内に受信された光子は、弾道光子、すなわち組織中で散乱しないか又はごく少数しか散乱しない光子とみなすことができる。弾道光子は、点光源を表すとみなすことができる画像中の分布 30 を形成する。

30

【0089】

図 2 b は、 $t = X + \Delta X 1$ での時間ビン (例えば、50 ps 時間ビン) 内の光子の観察画像を図示したものである。例えば、 $\Delta X 1$ は 2 ns であり得る。 $t = X + \Delta X 1$ は、わずかに散乱したスネーク光子が到達する時間である。わずかに散乱したスネーク光子は、図 2 a の点光源 30 よりも大きな分布 32 を画像中に形成する。

【0090】

図 2 c は、 $t = X + \Delta X 2$ での時間ビン (例えば、50 ps 時間ビン) 内の光子の観察画像を図示したものである。例えば、 $\Delta X 2$ は 5 ns であり得る。 $t = X + \Delta X 2$ は、非常に散乱した光子が到達する時間である。散乱光子は、図 2 c の分布 34 よりもこの場合も大きな分布を画像中に形成する。

40

【0091】

さらに別の実施形態では、 $\Delta X 1$ 及び $\Delta X 2$ は 0.5 ns 及び 1.0 ns である。他の実施形態では、任意の適当な時間を用いることができる。一部の実施形態では、写真 (photos) が受信される時間ビン毎に画像がプロットされる。

【0092】

要約すると、弾道光子について得られた画像 (図 2 a) は、光ファイバの端における点光源 30 を示す。スネーク光子 (図 2 b) は、点光源 30 の位置の周りで後に到達した雲 (cloud) 32 として現れる。さらに散乱した光子 (図 2 c) は、点光源 0 の位置の周り

50

でさらにより散乱した雲 3 4 として現れる。

【 0 0 9 3 】

本実施形態では、プロセッサ 2 0 は 2 つの画像を形成する。第 1 画像では、時間ピンを用いて弾道光子を表す信号を選択する。第 1 画像は、点光源の画像のように見え得る。

【 0 0 9 4 】

厳密に言えば、弾道光子は全く散乱していない光子だが、本実施形態では、弾道光子の範疇は、非常に少量の散乱がある光子を含み得る。例えば、光ファイバ 1 0 の先端が検出器 1 6 に向いていない場合、弾道光子に分類された光子は、検出器に達するために少なくとも一度散乱しなければならなかった可能性がある。こうした極低散乱の (very-low-scattering) 光子も弾道光子と称され得る。

10

【 0 0 9 5 】

プロセッサ 2 0 は、さらに別の時間ピンを用いてスネーク光子を表す信号が選択される第 2 画像を形成する。

【 0 0 9 6 】

他の実施形態では、1 つの画像のみがプロセッサ 2 0 により形成される。画像は、弾道光子のみを用いた画像、弾道光子及びスネーク光子の両方を用いた画像、又はスネーク光子のみを用いた画像であり得る。

【 0 0 9 7 】

さらに他の実施形態では、全到達時間にデータが収集され得る。選択された到達時間に画像が形成され得る。時間ゲートの幅又は時間ゲートの限度が、弾道及び / 又はスネーク光子の組み合わせを選択するために所望に応じて選択される。弾道及び / 又はスネーク光子の組み合わせは、ファイバ先端の場所の判定を最大化するようなものであり得る。一部の実施形態では、1 つ又は複数の選択された時間ピンから画像が形成され得る。一部の実施形態では、所与の到達時間前に又は 2 つの到達時間の間に受信された全光子を用いて画像が形成され得る。

20

【 0 0 9 8 】

プロセッサ 2 0 は、第 1 画像及び / 又は第 2 画像を処理することにより光ファイバ 1 0 の先端の場所を判定する。光ファイバ 1 0 は内視鏡の一部なので、光ファイバ 1 0 の先端の場所は、内視鏡の遠位端の場所を表すとみなすことができる。したがって、プロセッサ 2 0 は、内視鏡の遠位端の場所を判定することができる。

30

【 0 0 9 9 】

本実施形態では、プロセッサ 2 0 は、検出器アレイの各素子が受信した光子の数を表す各画像の画素の輝度を自動的に用いて、光ファイバ 1 0 の先端の場所を判定する。先端の場所を表す画素の輝度は、周囲の画素の輝度よりも高いと予想される。他の実施形態では、任意の適当な先端場所判定方法を用いることができる。一部の実施形態では、場所は、画像を形成せずに電気信号から判定される。

【 0 1 0 0 】

一部の実施形態では、画像がユーザに対して表示され、ユーザは画像から光ファイバの先端の位置を判定する。他の実施形態では、任意の自動又は半自動場所判定方法を用いることができる。

40

【 0 1 0 1 】

光ファイバ 1 0 の先端の位置を、光ファイバが挿入された組織領域の画像上に表すことができる。例えば、X 線又は CT スキャンから得られた画像が表示され、光ファイバの先端の判定位置が、X 線又は CT スキャン画像に重ねられ得る。他の実施形態では、他のタイプの医用画像、例えば他のモダリティから得られた画像を用いることができる。

【 0 1 0 2 】

本実施形態では、光ファイバ 1 0 はファイバ内視鏡の一部である。光ファイバ 1 0 の先端の場所を判定することにより、ファイバ内視鏡の場所が判定される。判定された内視鏡の場所、又はシステムから得られたユーザによる内視鏡場所判定を補助する画像に、この場合は組織である散乱媒体の既存の画像が重ねられる。既存の画像は、例えば、X 線又は

50

他の医療スキャンを含み得る。これにより、ユーザが所望の組織の場所で内視鏡の場所を確認することが可能となり得る。画像の位置合わせは、身体上のマーカ又は他の方法により行うことができる。

【0103】

弾道光子又はスネーク光子画像から判定された場所は、 $x y$ 平面と指定され得る検出器アレイ 16 の向きにより規定された平面における場所である。一部の実施形態では、光ファイバ 10 の場所は、検出器 16 により受信された光子の飛行時間（例えば、弾道光子の飛行時間）を用いて検出器 16 と光ファイバ 10 の先端との間の距離を求めることによって判定される。

【0104】

一部の実施形態では、光ファイバ 10 の先端の場所は、経時的に繰り返し判定される。一部のこうした実施形態では、光ファイバ 10 が挿入される組織領域の画像に、光ファイバ 10 の先端の位置のインジケータが重ねられてもよい。位置のインジケータは時間と共に移動し得る。

【0105】

一部の実施形態では、光ファイバ 10 の先端の点位置が判定され、組織領域の画像上に点として示される。一部の実施形態では、弾道又はスネーク光子画像が組織領域の画像に重ねられてもよい。一部のこうした実施形態では、単一の点位置が判定されないことがある。

【0106】

一部の実施形態では、2 つ以上の検出器 16 が用いられる。例えば、検出器 16 は、光ファイバ 10 が位置決めされる身体に対してそれぞれ異なる角度で配置され得る。一部のこうした実施形態では、異なる検出器 16 からの結果を用いて、3 次元で光ファイバ先端の場所を判定することができる。

【0107】

一部の実施形態では、検出器 16 は、身体に対して異なる位置に動かされる。例えば、検出器 16 をアームに取り付けることができ、アームを異なる位置に動かすことができる。検出器 16 の異なる位置を用いて、光ファイバ先端の場所の改善をもたらすことができる。異なる位置 16 を用いて、骨等の特定の散乱体を回避する図を得ることができる。

【0108】

本実施形態では、光ファイバの端の場所を検出することが目標だが、さらに他の実施形態（後述）では、光ファイバのそれ以外の部分もイメージングされ得る。図 2 a に表されているような弾道光子画像から、光ファイバの先端に関する正確な点光源の場所を得ることができる。例えば、光ファイバの先端は、センチメートル精度で判定することができる。

【0109】

点光源（光ファイバの端）と検出器との間に散乱媒体があるにも関わらず、弾道光子を用いて点光源の画像を形成することができる。距離に伴う指数損失に起因した少数の弾道光子は、状況によっては複雑な構造のイメージングを困難にし得る。しかしながら、本実施形態では、光ファイバの先端は、明るく照明された単一の点光源とみなすことができる。

【0110】

スネーク光子を含む画像（例えば、図 2 b の画像と同様のもの）を、光ファイバの先端の場所を得るのに用いることができる。スネーク光子は、弾道光子よりも広がるが、ファイバ先端の場所に関する有用な空間情報を依然として与えることができる。一部の実施形態では、スネーク光子を弾道光子と組み合わせて用いて、信号強度を向上させる。弾道光子よりもさらに多くのスネーク光子があってもよい。

【0111】

一部の実施形態では、スネーク光子に対応する信号を用いて、散乱媒体（この場合は組織である）の散乱プロファイルに関する情報を得る。組織タイプが異なれば、散乱プロフ

10

20

30

40

50

ファイルも異なり得る。例えば、健康肺組織は、罹患肺組織とは異なる散乱プロファイルを有し得る。スネーク光子の散乱度を用いて、組織表現型を判定することができる。例えば、散乱度を用いて、組織が健康か罹患しているかを判定することができる。ファイバ先端の場所が既知であれば、組織が健康か罹患しているかに関する情報を体内の特定の場所に関連付けることができる。例えば、一実施形態では、弾道光子を用いた画像でファイバ先端の場所が特定され、関連組織タイプがスネーク光子を用いた対応の画像から判定される。

【 0 1 1 2 】

高散乱光子は、全ての空間情報を失い得る。スネーク光子を用いれば、何らかの空間情報を保持する散乱光子を用いて組織をイメージングすることができる。高散乱光子は、通過した組織の領域が広すぎるので、内視鏡が存在していた組織に関する情報を提供できない可能性があるが、スネーク光子はその組織からより直接的にきた可能性がある。

10

【 0 1 1 3 】

本実施形態では、高散乱光子は無視される。高散乱光子は、画像から時間ゲートで除外され得る。状況によっては、高散乱光子は、有用な空間情報をほとんど有し得ない。高散乱光子が有する空間情報があっても、 $\Delta X 2$ の値が大きいほど有用ではなくなり得る。

【 0 1 1 4 】

本実施形態の方法は、組織から脱出する少数の光子のイメージングにより、光ファイバの場所（したがってファイバ内視鏡の場所）を光学的に観察する方法を提供することができる。光子の時間分解検出を用いて、散乱光子のうち後着のものから弾道光子が分離される。検出器 16 の非常に正確な時間分解測定又はゲーティングにより、非時間分解測定でイメージングに影響を及ぼすであろう後着光子を放棄することで、ファイバ先端の場所のイメージングを成功裏に達成することができる。弾道光子が画像を形成できることが、場合によってはファイバ内視鏡の場所の正確な判定に重要であり得る。時間ゲーティングの精度は、非弾道光子の抑制の成功、したがって内視鏡先端の場所特定の精度を定め得る。

20

【 0 1 1 5 】

原理上、組織を通過して検出器 16 に至る光子の全て（弾道光子、スネーク光子、及び高散乱光子を含む）を画像の形成に用いることができる。しかしながら、多くの場合、光ファイバは、非常に低い空間分解能しか有しないような画像中に位置する可能性がある。検出器 16 により受信された全光子を用いる場所の判定の精度は低い場合がある。弾道光子、スネーク光子、又は弾道光子及びスネーク光子の組み合わせのみを用いることにより、かなり高い空間分解能で光ファイバの場所を特定することができる。

30

【 0 1 1 6 】

光ファイバから受信された光の時間分解測定を用いることにより、ファイバ内視鏡の場所をより正確に知ることができる。ファイバ内視鏡の場所をより正確に知るとは、複数のシナリオで重要であり得る。例えば、内視鏡の場所特定の改善は、観察された異常組織の場所、例えば内視鏡イメージングにより観察された異常組織又は生検により回収された異常組織の場所の判定に重要である。内視鏡の場所特定の改善は、臓器の複数領域の効果的なサンプリングに重要であり得る。内視鏡の場所特定の改善により、サンプリングが正確な場所で行われることを確実にすることが容易になり得る。

40

【 0 1 1 7 】

弾道又はスネーク光子で内視鏡の場所を正確にイメージングするために、高感度カメラ（検出器 16）が用いられる。カメラは、組織から出る少数の光子、及び実際にはさらに少数の弾道光子を検出可能である。強レーザ光フィルタを検出時に用いて、関心の波長以外の波長の光子を除去することもできる。

【 0 1 1 8 】

本実施形態では、CMOS SPADに基づくもの等の単一光子検出器アレイが用いられる。画像の形成には空間情報が必要である。本実施形態では、その空間情報は検出器アレイにより提供される。検出器アレイの異なる検出器素子に当たる光子は、異なる空間位置から到達する。

50

【 0 1 1 9 】

しかしながら、他の実施形態では、検出器アレイではなく単一の検出器が用いられる。単一の検出器は、高性能の単一点単一光子検出器であり得る。空間情報は、走査型イメージングシステムを用いて得ることができる。

【 0 1 2 0 】

一実施形態では、検出器 1 6 は単一の検出器であり、装置は、検出器の位置を経時的に変えるよう、又はレンズ若しくは結像系を調整して光の収集場所を変えるよう構成された走査系をさらに備える。位置の変化は、異なるパルスが異なる検出器位置で受信されるようなものであり得る。レンズ又は結像系の変化は、検出器は移動しないが異なる時間に異なる位置からの光を受信するようなものであり得る。位置の変化は、検出器アレイの画素サイズと同等以下の少量ずつであり得る。したがって、走査型検出器は、高分解能画像を取得可能であり得る。他の実施形態では、任意の適当な検出光子の空間情報を取得する手段を用いることができる。

10

【 0 1 2 1 】

図 1 を参照して上述した実施形態では、光が光ファイバの端からのみ放出される。他の実施形態では、同様の原理をファイバ長の場所特定に拡張することができる。用いられる光ファイバは、光子がファイバの側面から散乱するようなものであり得る。全長に沿って高散乱である光ファイバを用いることができる。側方散乱光の量を増加させる目的の高散乱ファイバが現存している（例えば、Corning Fibrance）。

【 0 1 2 2 】

一実施形態では、検出器 1 6 は、ファイバの先端から散乱する光子に加えてファイバの長さから散乱する光子（すなわち、ファイバの側面から放出される光子）を検出する。弾道光子及び / 又はスネーク光子を用いて、患者内の光ファイバの経路を判定することができる。光ファイバの経路は、プロセッサ 2 0 により形成された画像中に緩やかな曲線として現れ得る。

20

【 0 1 2 3 】

光ファイバの側面から放出された光子からの信号は、ファイバ端から放出された光からの信号よりもはるかに弱い場合がある。一部の実施形態では、光源が緩やかに曲がった線の形態であるという事前知識により、高度画像処理技術を用いてファイバ長の場所の正確な画像を再構成することができる。例えば、画像処理技術は、確率アトラスに基づく手法及び / 又は制限曲線フィット（restricted curve fit）の最適化を含み得る。

30

【 0 1 2 4 】

一部の実施形態では、図 1 のシステムを収容する環境が、測定波長（すなわち、検出器 1 6 により検出され光ファイバの場所の判定に用いられる光子の波長）とは異なる 1 つ又は複数の波長の光で照明される。環境は、内視鏡検査が行われる部屋、例えば病棟又は手術室であり得る。

【 0 1 2 5 】

検出器 1 6 により検出された光ファイバからの光子の数は、少ないことが予想される。光ファイバに光を供給するレーザ源の波長を含まない光で部屋を照明することにより、検出波長の雑音レベルを減らすことができる。状況によっては、異なる波長の照明が用いられる場合、光ファイバから生じる光子以外は T C S P C 測定帯域（検出器が許容する周波数帯域）の光子は実質的に室内に存在し得ない。環境の照明に用いられるのとは異なる波長を光源に用いることで、雑音（すなわち、他の光源からの不要な光子）を低減することができる。

40

【 0 1 2 6 】

一部の実施形態では、環境の照明は蛍光灯からの光によるものである。内視鏡検査は、頭上の蛍光灯で照明された室内で行われることが多い。蛍光灯は、白色として知覚されるが実際には別個の帯域を含む光を生成する。

【 0 1 2 7 】

光源は、光ファイバを通過する光が蛍光灯の暗い中間帯スペクトル領域内にある波

50

長を有する。T C S P C 測定は、その場合は暗い中間帯スペクトル領域内で行われる。

【 0 1 2 8 】

環境の照明に用いられるのとは異なる波長を光源に用いることにより、検出器 1 6 により受信された光子の数が少ないと予想されるとしても、光ファイバに関する場所の判定を十分に明るい室内で行うことができ、弱光又は暗闇で行う必要がない。これが特に有用なのは、部屋が手術室又は他の医療施設である場合である。

【 0 1 2 9 】

上述の実施形態では、光は、患者の体内に位置決めされた光ファイバから放出され、患者の外部に位置決めされた検出器により受信される。しかしながら、光が患者の外部の光源により放出されて患者内の光ファイバにより受信される代替的な環境がある。

10

【 0 1 3 0 】

こうした一実施形態では、短パルスレーザー源からの光が患者の身体にわたって走査される。例えば、光は、患者の胸の 2 次元領域にわたって走査され得る。光ファイバが患者の肺内に位置決めされる。光源からの一部の光は、患者の組織を通過して光ファイバの先端から光ファイバ内に到達する。側面から発光するよう構成された光ファイバの場合、光は光ファイバの側面を通して到達し得る。

【 0 1 3 1 】

検出器が、光ファイバの近位端（患者の外部にある端）に結合される。検出器は、例えば単一光子検出器であり得る。光ファイバに到達する光子は、検出器により検出されて電気信号に変わる。光子の特着時間は記録される。各光子の位置も、その光子が伝送されたときの走査光源の位置から判定され得る。

20

【 0 1 3 2 】

弾道光子及び / 又はスネーク光子に対応する信号が、例えば時間ゲーティング又は 1 つ又は複数の時間ビン内の信号の選択により選択される。選択された信号を用いて画像が形成され、画像は、光ファイバに伝送された光を用いて光ファイバの場所を判定するのに用いられる。状況によっては、暗闇で（すなわち、患者内で）光子を受信することが有益であり得る。状況によっては、光を患者の内部から外部へ伝送するのではなく、光を患者の外部から内部へ伝送することにより、雑音レベルを低減することができる。

【 0 1 3 3 】

上記実施形態では、ヒト患者の肺内の光ファイバの場所が判定される。しかしながら、さらに広い用途が可能であり得る。光ファイバを、任意の適当な医学的又は獣医学的用途で任意のヒト又は動物組織中に位置決めすることができる。例えば、光ファイバは、ヒト又は動物被検体の肺、上部消化管、下部消化管、又は尿路に送られる内視鏡の一部であり得る。光ファイバは、任意の適当な臓器又は他の組織中に位置決めされ得る。他の実施形態では、光ファイバは、ヒト又は動物組織を含まない散乱物質内に位置決めされ得る。

30

【 0 1 3 4 】

一部の実施形態では、光ファイバから放出された（又は光ファイバを通して受け取られた）光を用いて光ファイバの場所を特定する方法を用いて、多種多様な医学的用途のいずれか 1 つで医療機器の場所を判定することができる。

【 0 1 3 5 】

場所が判定される光ファイバは、任意の適当な医療機器、例えば内視鏡又はカテーテルデリバリシステムの一部であり得る。状況によっては、光ファイバは医療機器の一部でなくてもよいが、医療機器の一部と同一場所に位置付けてもよい。例えば、光ファイバをカテーテル内に又はガイドワイヤに沿って配置することができる。光ファイバを、任意の配置可能なデバイス、例えば体内に植え込まれるか又は他の方法で送り込まれる任意のデバイスと関連付けてもよい。光ファイバの場所を判定することにより、医療機器の場所も判定することができる。一実施形態では、医療機器は、組織の切除又は修正用のエネルギー源を含む。

40

【 0 1 3 6 】

多くの医療用途で、体内に位置決めされた医療機器の場所が判定され得る。上述の方法

50

は、任意の適当な医療用途で、例えば訓練、内視鏡検査、ステントの留置、又はカテーテルの留置で用いることができる。例えば、訓練では、内視鏡のファイバから放出された光を用いて内視鏡の場所を判定する方法を用いて、訓練中の人物が内視鏡を正確に配置したかを判定することができる。

【0137】

現在の臨床では、反復 X 線を用いて、カテーテル等の体内に配置すべきデバイスの位置を判定し得る。デバイスは、X 線で可視となるように放射線不透過性物質でコーティングされ得る。反復 X 線は、患者を X 線に曝露させる。光に基づいた方法を代わりに用いてデバイスの位置を判定することにより、被曝を低減することができる。一部の実施形態では、光放出を用いて判定された場所に、患者の X 線画像を重ねることができる。

10

【0138】

状況によっては、検出器 16 を用いて、光ファイバの場所のリアルタイムビデオを得ることができ、これは、光ファイバが患者の体内で動く際にその動きを見せることができる。リアルタイムビデオは、光ファイバが位置付けられた場所のライブ映像の表示を可能にし得る。リアルタイムビデオは、患者を照射せずに得ることができる。

【0139】

一部の実施形態では、ファイバから放出された光を用いて場所を判定する方法は、自動手術、例えばロボット手術に関して用いられる。例えば、光を用いて判定された場所を用いて、例えば腹腔鏡手術中に体内でロボット作動されるメス等の医療機器の場所を確認することができる。

20

【0140】

放出された光を用いて場所を得ることで、体内で実行される手技、例えばロボットによる手技の信頼が高まり得る。これを用いて、所望の場所に達したことを確かめることができる。組織試料を採取する手技では、これを用いて所望の試料の場所から確実に試料を採取することができる。複数の試料を採取する手技では、これを用いて複数の試料の間隔が所望通りであることを確実にすることができる。

【0141】

散乱媒体中のファイバの場所を判定する原理証明実験として、第 1 実験的実証 (experimental demonstration) を図 1 のシステムを用いて行った。第 1 実験的実証では、光ファイバを牛乳 (乳脂肪球が水系溶液中に分散した乳化コロイド) 中に吊り下げた。32 × 32 アレイの CMOS SPAD 及び単純なレンズ装置を用いてイメージングを行った。視野は各軸 15 cm 以下とした。

30

【0142】

図 3 a ~ 図 3 c は、第 1 実験的実証の実験結果を示す。パルスの到達に対する特定の時間に画像が形成され、 $t = 0$ は、パルスの第 1 光子の到達時間を表す。図 3 a は、 $t = 0$ ns の時間ビンに関する実験結果を示す。図 3 a は、弾道光子を含むと予想され得る。図 3 b は、 $t = 2$ ns の時間ビンに関する結果を示す。図 3 b は、スネーク光子を含むと予想され得る。図 3 c は、 $t = 5.5$ ns の時間ビンに関する実験結果を示す。図 3 c は、図 3 a 及び図 3 b の光子よりも大きく散乱した光子を含むと予想され得る。

【0143】

図 3 a の明領域は図 3 b のものよりも小さく、図 3 b の明領域は図 3 c のものよりも小さいことが分かる。予想通り、後着光子は、先着光子よりも大きな検出器の空間領域に分布する。

40

【0144】

図 3 a ~ 図 3 c において、早い到達時間ではイメージング検出器に達する散乱光が少ないが、予想通りにより多くの散乱光が後で到達することが明確に観察される。比較のために、コロイド懸濁液 (牛乳) に散乱した光の非時間分解画像を図 4 として示す。非時間分解画像は、全光子 (弾道、スネーク、及び高散乱) を含み、時間ゲーティングを用いない。

【0145】

50

図 5 は、散乱光点の形成を示す種々の画像のプロファイルである。線 4 0 は、非時間分解画像 (図 4) のプロファイルである。線 4 2 は、弾道先着光子 (図 3 a) のプロファイルである。線 4 4 は、後着散乱光子 (図 3 c) のプロファイルである。

【0146】

図 6 は、到達時間に対して表した散乱光点のプロファイルを示す。振幅を z 軸、プロファイルを縦軸、到達時間を横軸に表す。プロファイルが時間と共に広がることが分かる。

【0147】

第 1 実験的実証は、15 cm に制限された視野を有するが、これは実用のために選択したものである。この視野内で、非時間分解画像 (図 4) は明確な円形パターンを示し、これは光源の判定を可能にし得る。しかしながら、図 1 のシステムが用いられる多くの実践的シナリオでは、散乱は第 1 実証の実験で観察されたものよりもはるかに複雑であると予想される。散乱の複雑さは、骨を含むヒト組織の不均質な性質に起因し得る。人体における複雑な散乱は、体外に出る際に単純なパターンをもたらす可能性が低い。したがって、時間分解イメージングが内視鏡の場所の判定に重要であり得る。

【0148】

第 1 実験的実証では、光源は実際には正確に非時間分解画像 (図 4) の中心にはなく、それは画像の平面における原パルス方向により画像が偏るからである。

【0149】

牛乳の散乱密度は、ヒト組織と同等ではなかった。用いられた牛乳の深さは、例えば肺腔の組織の厚さとほぼ同じであったが、組織の散乱特性には大きなばらつきがあり得る。しかしながら、第 1 実験的実証を原理証明として用いた。

【0150】

第 1 実験的実証では、単純な散乱物質中の弾道光子イメージング原理を実証したが、実際の組織中の内視鏡の場所は、骨等を含む大きく異なる組織特性に起因してより複雑なデータを与える場合がある。

【0151】

第 2 実験的実証を、ニワトリの全身を用いて行った。図 7 a は、ニワトリの全身に散乱した光の弾道光子画像を示す。円 5 0 は、図 7 a の弾道画像における内視鏡先端の判定場所の中心にある。図 7 b は、ニワトリの全身に散乱した光の非時間分解画像を示す。

【0152】

第 3 実験的実証を、ヒツジの肺及び胸郭を用いて行った。図 8 a は、ヒツジの肺及び胸郭に散乱した光の弾道光子画像を示す。円 5 2 は、図 8 a の弾道画像における内視鏡先端の判定場所の中心にある。図 8 b は、ヒツジの肺及び胸郭に散乱した光の非時間分解画像を示す。

【0153】

第 2 及び第 3 実験的実証の結果は、複雑な組織から脱出する光 (図 7 b 及び図 8 b) が内視鏡先端の明確な場所を示すことができないことを実証している。一方、弾道光子画像 (図 7 a 及び 8 a) は、これらの初期の原理証明実験において 1 センチメートル以内までの非常に明確な内視鏡先端場所を示すことができる。

【0154】

図 7 a ~ 図 8 b の実験において、1 ns 後に多くの空間情報が失われたことが分かった。スネーク光子は、状況によっては 0.5 ns より前に到達する光子であり得る。非時間分解画像は、全時間ビンで到達する光子から得られる画像であり得る。

【0155】

図 7 a ~ 図 8 b の原理証明実験では、視野は 15 cm である。検出器サイズは幅 3.2 画素である。弾道光子は、2 画素未満の幅まで観察され特定された。各画素は約 0.5 cm の幅を有するので、弾道光子画像の分解能は 1 センチメートルと考えられる。状況によっては、検出器の分解能は、システムの光学及び検出器分解能により制限され得る。状況によっては、検出の分解能は、散乱統計により制限され得る。

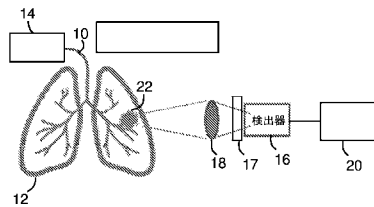
【0156】

本発明は単なる例として上述してあり、本発明の範囲内で詳細の変更を行うことができることが理解され得る。

【 0 1 5 7 】

明細書及び（必要に応じて）特許請求の範囲及び図面に開示された各特徴は、独立して又は任意の適当な組み合わせで提供することができる。

【 図 1 】



【 図 3 a 】

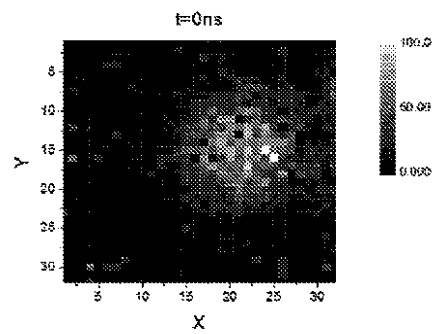


Fig. 3a

【 図 2 a - 2 c 】

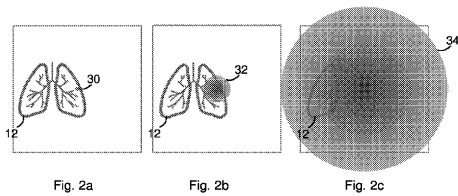


Fig. 2a

Fig. 2b

Fig. 2c

【図 3 b】

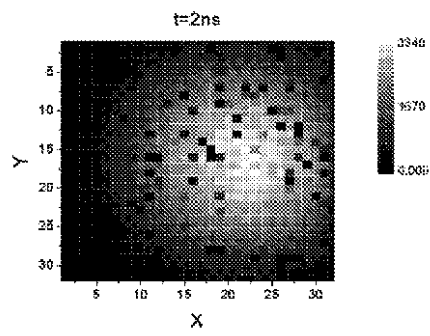


Fig. 3b

【図 3 c】

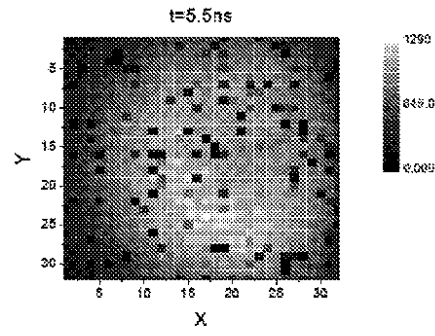
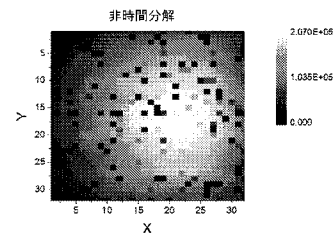
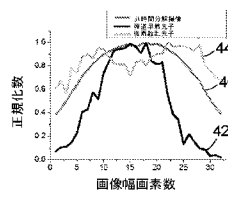


Fig. 3c

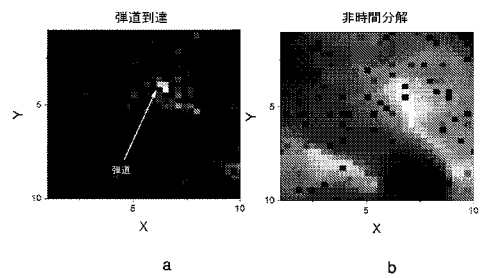
【図 4】



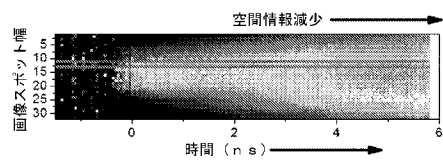
【図 5】



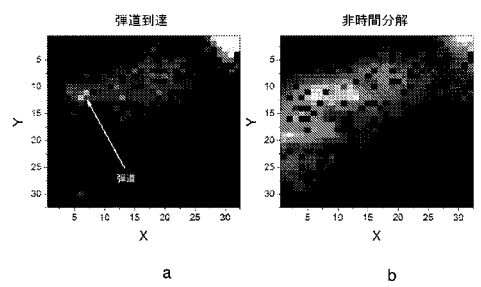
【図 7】



【図 6】



【図 8】



【手続補正書】

【提出日】平成31年3月8日(2019.3.8)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

散乱媒体中に少なくとも部分的に位置決めされた光ファイバの場所を判定する方法であって、

パルス光が前記光ファイバに沿って誘導されて前記光ファイバから前記散乱媒体へ放出されるように、前記パルス光を前記光ファイバの近位端に伝送するステップと、

前記散乱媒体の外部に位置決めされた検出器により、前記光ファイバから記散乱媒体を通過した前記パルス光の光子を受信するステップと、

前記検出器により、受信された光子に対応する信号を生成するステップと、

プロセッサにより、前記検出器から前記信号を受信するステップと、

前記プロセッサにより、前記受信された光子のいくつかに対応する信号を、前記受信された光子の到達時間に基づいて選択するステップと、

選択された信号に基づいて前記光ファイバの場所を判定するステップとを含む方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法において、前記信号を選択するステップは、到達時間が時間間隔以内である信号を選択することを含む方法。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の方法において、前記散乱媒体は、ヒト又は動物の組織又は流体を含む方法。

【請求項 4】

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記散乱媒体は、ヒト又は動物の身体の少なくとも一部を含み、前記プロセッサは、前記ヒト又は動物の身体中の前記光ファイバの場所を判定するよう構成される方法。

【請求項 5】

請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記選択された信号に基づいて前記光ファイバの場所を判定するステップは、前記選択された信号を用いて画像を形成すること及び前記画像に基づいて前記光ファイバの場所を判定することを含む方法。

【請求項 6】

請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記選択するステップは、弾道光子及び / 又はスネーク光子に対応する信号を選択することを含む方法。

【請求項 7】

請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記光ファイバは、前記パルス光を前記光ファイバの遠位先端から且つ / 又は前記光ファイバの側面の少なくとも一部を通して前記散乱媒体に伝送するよう構成される方法。

【請求項 8】

請求項 5 に記載の方法において、前記光ファイバは、前記パルス光を前記光ファイバの側面の少なくとも一部を通して前記散乱媒体に伝送するよう構成され、前記光ファイバの場所を判定するステップは、形状に基づく画像処理技術を画像に適用して前記光ファイバの前記側面の少なくとも一部の場所を判定することを含む方法。

【請求項 9】

請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記パルス光は、狭帯域レーザ光を含む方法。

【請求項 10】

請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の方法において、フィルタを用いて前記受信された光子をフィルタリングするステップをさらに含み、前記フィルタは、前記パルス光の波長の光子を透過させるよう構成される方法。

【請求項 11】

請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記パルス光の波長を含まない波長スペクトルを有する光で前記散乱媒体が置かれた環境を照明するステップをさらに含む方法。

【請求項 12】

請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記検出器は、単一光子検出器を含み、場合によっては、前記単一光子検出器は、少なくとも 1 つの S P A D (単一光子アバランシェダイオード)を含む方法。

【請求項 13】

請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項に記載の方法において、前記光ファイバは、少なくとも 1 つの医療機器の一部であるか、又は前記少なくとも 1 つの医療機器と同一場所に位置付けられ、該方法は、前記光ファイバの少なくとも一部の判定された場所に基づいて前記医療機器の少なくとも一部の場所を判定するステップをさらに含む方法。

【請求項 14】

請求項 13 に記載の方法において、前記医療機器は、内視鏡、ガイドワイヤ、カテーテル、カテーテルデリバリシステム、メス、組織の切除又は修正用のエネルギー源のうち少なくとも 1 つを含む方法。

【請求項 15】

請求項 13 又は 14 に記載の方法において、前記医療機器は、自動手法を用いて前記ヒト又は動物の体内に配置され、前記医療機器の場所を判定するステップは、前記自動手法の確認を含む方法。

【請求項 16】

請求項 3 に記載の方法において、前記選択された光子を用いて前記ヒト又は動物の組織の少なくとも一部の組織タイプを判定するステップをさらに含む方法。

【請求項 17】

散乱媒体中に少なくとも部分的に位置決めされるよう構成された光ファイバと、
光ファイバの近位端に結合されてパルス光を前記光ファイバに沿って前記散乱媒体に伝送するよう構成されたパルス光源と、

前記散乱媒体の外部に位置決めされて前記散乱媒体を通過した前記パルス光の光子を受信するよう構成された検出器であり、受信された光子に対応する信号を生成するようさらに構成された検出器と、

前記検出器が生成した信号を受信し、前記受信された光子の到達時間に基づいて前記受信された光子のいくつかに対応する信号を選択し、且つ選択された信号に基づいて前記光ファイバの場所を判定するよう構成されたプロセッサと
を備えた装置。

【請求項 18】

散乱媒体中に少なくとも部分的に位置決めされた光ファイバの場所を判定する方法であって、

前記散乱媒体の外部の光源から前記散乱媒体にパルス光を伝送するステップと、
前記光ファイバの近位端に結合された検出器により、前記散乱媒体を通過して前記光ファイバに沿って前記検出器まで誘導された前記パルス光の光子を受信するステップと、

前記検出器により、受信された光子に対応する信号を生成するステップと、
プロセッサにより、前記検出器から前記信号を受け取るステップと、
前記プロセッサにより、前記受信された光子のいくつかに対応する信号を前記受信された光子の到達時間に基づいて選択するステップと、
選択された信号に基づいて前記光ファイバの場所を判定するステップと

を含む方法。

【請求項 19】

散乱媒体中に少なくとも部分的に位置決めされるよう構成された光ファイバと、
前記散乱媒体の外部に位置決めされてパルス光を前記散乱媒体に伝送するよう構成され
たパルス光源と、

前記光ファイバの近位端に結合されて、前記散乱媒体を通過して前記光ファイバに沿っ
て前記検出器まで誘導された前記パルス光の光子を受信するよう構成され、受信された光
子に対応する信号を生成するようさらに構成された検出器と、

前記検出器が生成した信号を受け取り、前記受信された光子の到達時間に基づいて前記
受信された光子のいくつかに対応する信号を選択し、且つ選択された信号に基づいて前記
光ファイバの場所を判定するよう構成されたプロセッサと
を備えた装置。

【請求項 20】

散乱媒体を通過したパルス光の受信された光子の到達時間に基づいて前記受信された光子に対応する信号を選択し、且つ選択された信号に基づいて光ファイバの場所を判定するようプロセッサにより実行可能なコンピュータ可動命令を含む、コンピュータプログラム製品。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/GB2017/052005

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. G01J5/08

ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B G01J

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2001 292103 A (FUJIKURA LTD) 19 October 2001 (2001-10-19) paragraph [0032] - paragraph [0045] -----	1,32,33
X	US 5 696 863 A (KLEINERMAN MARCOS Y [US]) 9 December 1997 (1997-12-09) column 17, line 18 - line 57 column 31, line 30 - line 60 -----	1,3-5,7, 8,10-22, 32,33
X	WO 2006/102259 A2 (SHELL OIL CO [US]; ALLEN DONALD WAYNE [US]) 28 September 2006 (2006-09-28) page 12, line 24 - page 15, line 14 -----	1,6,9, 22,32,33

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

15 September 2017

Date of mailing of the international search report

27/09/2017

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Alvazzi Delfrate, S

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/GB2017/052005

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 2, 23-31(completely); 1, 3-22(partially)
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/GB2017/052005

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box II.1

Claims Nos.: 2, 23-31(completely); 1, 3-22(partially)

Claims 2, 23-31 relate to subject-matter mentioned in Rule 67.1 (iv) PCT, in particular to a method of surgical treatment of the human body (the "method of determining a location of an optical fibre positioned at least partially inside a scattering medium" is carried out such that "the scattering medium comprises human or animal tissue or fluids" (as defined in dependent claim 2) and "the optical fibre is part of one medical instrument", as defined by claims 23-31, therefore it is an invasive method). Under terms of Art.17(2)(a)(i) an International Search Authority is not required to carry out an examination of such claims. For these reasons claims 1, 3-22 encompass a surgical method, therefore they have been partially searched.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/GB2017/052005

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
JP 2001292103 A	19-10-2001	JP 3762186 B2 JP 2001292103 A	05-04-2006 19-10-2001
US 5696863 A	09-12-1997	US 5696863 A US 5963680 A	09-12-1997 05-10-1999
WO 2006102259 A2	28-09-2006	BR P10608498 A2 GB 2437007 A US 2006233485 A1 WO 2006102259 A2	16-11-2010 10-10-2007 19-10-2006 28-09-2006

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(72)発明者 ケブ ダリワル

イギリス国 イーエイチ 1 6 4 ティージェイ エジンバラ リトル フランス クレセント 4
7 ザ ユニバーシティー オブ エジンバラ クイーンズ メディカル リサーチ インスティ
テュート スクール オブ メディシン

(72)発明者 マイケル ジー タンナー

イギリス国 イーエイチ 1 6 4 ティージェイ エジンバラ ザ ユニバーシティー オブ エジ
ンバラ

(72)発明者 ロバート アール トムソン

イギリス国 イーエイチ 1 4 4 エーエス エジンバラ リッカールトン ヘリオット - ワット
ユニバーシティー デイビッド ブリュースター ビルディング

F ターム(参考) 4C026 AA10

4C161 AA07 CC04 FF46 HH51 HH55

专利名称(译)	成像方法和成像设备		
公开(公告)号	JP2019525801A	公开(公告)日	2019-09-12
申请号	JP2019500490	申请日	2017-07-07
[标]申请(专利权)人(译)	爱丁堡大学的大学法院 爱丁堡大学		
申请(专利权)人(译)	爱丁堡大学的大学法院		
[标]发明人	ケブダリワル		
发明人	ケブ ダリワル マイケル ジー タンナー ロバート アール トムソン		
IPC分类号	A61B1/00 A61B18/24		
FI分类号	A61B1/00.552 A61B1/00.732 A61B18/24		
F-TERM分类号	4C026/AA10 4C161/AA07 4C161/CC04 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/HH55		
代理人(译)	杉村健二		
优先权	2016011819 2016-07-07 GB		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于确定至少部分位于散射介质中的光纤的位置的方法，该步骤将脉冲光传输到散射介质并通过检测器接收穿过散射介质的脉冲光的光子
一种方法，包括：基于接收到的光子的到达时间来选择与一些接收到的光子相对应的信号；以及基于所选择的信号来确定光纤的位置。。

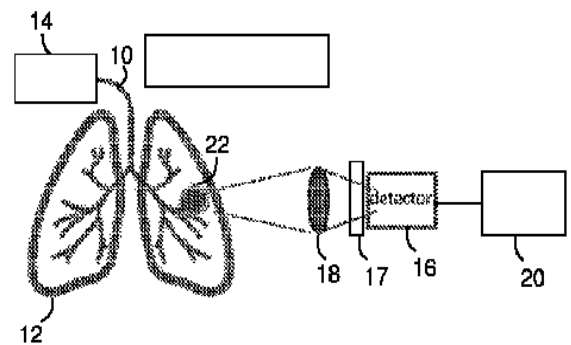


Fig. 1