

(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2020-512068

(P2020-512068A)

(43) 公表日 令和2年4月23日(2020.4.23)

(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 1 1	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/313 (2006.01)	A 6 1 B 1/313	2 H 0 4 2
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 3	2 H 1 4 8
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 0	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 3 1	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 29 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2019-548909 (P2019-548909)
 (86) (22) 出願日 平成30年3月9日 (2018.3.9)
 (85) 翻訳文提出日 令和1年10月30日 (2019.10.30)
 (86) 国際出願番号 PCT/NL2018/050147
 (87) 国際公開番号 WO2018/164579
 (87) 国際公開日 平成30年9月13日 (2018.9.13)
 (31) 優先権主張番号 2018494
 (32) 優先日 平成29年3月9日 (2017.3.9)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 オランダ (NL)

(71) 出願人 519207011
 クエスト・フォトニック・デバイス・
 ビー・ブイ・
 QUEST PHOTONIC DEVI
 CES B. V.
 オランダ国、1775 ビーダブリュ・ミ
 ッデンミーア、インダストリーウェッヒ
 41
 Industrieweg 41, 17
 75 PW Middenmeer, T
 he Netherlands
 (74) 代理人 100209048
 弁理士 森川 元嗣

最終頁に続く

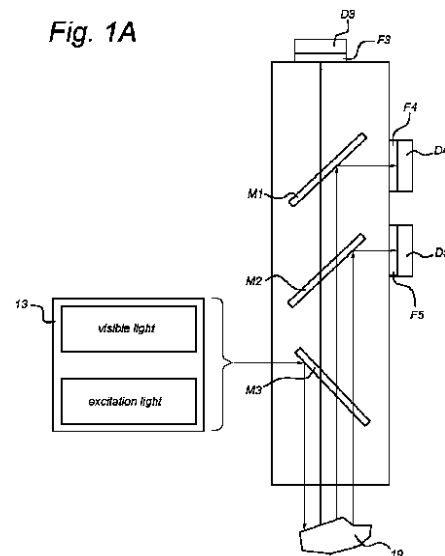
(54) 【発明の名称】 蛍光イメージングのための医用イメージングヘッドを用いた方法および装置

(57) 【要約】

本発明は、医用イメージングシステムを使用して可視光および赤外光を検出する方法に関し、前記医用イメージングシステムは、対象画像から可視光信号および少なくとも1つの赤外光信号を受信するように構成されるカメラモジュールを備える。可視光を検出するための医用イメージングシステムは、

- 組織を照らすための可視光の入力と、
- 前記組織内の蛍光剤を励起するための励起光の入力と、
- 組織内の対象画像から可視光信号および少なくとも1つの赤外線信号を受光するように構成されるカメラモジュールと、を備えている。カメラモジュールは、対象画像からの光をそれぞれ第1、第2、および第3のフィルターおよびセンサーの組み合わせに向けるための少なくとも第1、第2、および第3の光路を備える。任意の順序で、第1、第2、および第3フィルターは、緑色フィルター、赤外線フィルター、および交互パターンの赤色および青色フィルターを含む赤／青パターン化されたフィルターである。赤／青パターン化されたフィルターの

Fig. 1A



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象画像から可視光および赤外光を受光するように構成されたカメラモジュールを備えた医用イメージングシステムを使用して、可視光および赤外光を検出するための方法であって、前記方法は、

- 励起光で組織サンプル中の蛍光剤を励起することと、
- 可視光で前記組織サンプルを照らすことと、
- 可視光と、前記蛍光剤から生じる 1 つまたは複数の赤外蛍光光を含む、前記対象画像からの光を受光することと、
- 前記受光した光を第 1、第 2、および第 3 の光路に分割することと、
- 前記第 1、第 2、および第 3 の光路で受光した光を、それぞれ第 1、第 2、および第 3 の光学フィルターを介してフィルター処理することと、
- 第 1、第 2、および第 3 のセンサーをそれぞれ使用して、前記第 1、第 2、および第 3 の光路で前記フィルター処理された光を検出することと、を備え、

ここにおいて、前記第 1、第 2、および第 3 フィルターは、任意の順序で、緑色フィルター、赤外線フィルター、および交互パターンの赤色および青色フィルターを備えた赤 / 青パターン化されたフィルターであり、これにより前記赤 / 青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は青色フィルターを通過し、前記赤 / 青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は赤色フィルターを通過する、方法。

【請求項 2】

前記赤 / 青パターン化されたフィルターが複数のピクセルのグループを備え、各グループが赤色または青色のいずれかの光に対するフィルターを有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

異なるフィルターを有する前記グループが市松模様に配置される、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

各グループが 2×2 ピクセルを備える、請求項 2 または 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記赤外線フィルターは、 700 nm より高く 800 nm より低いか、または 800 nm より高く 900 nm より低い赤外線波長範囲の光に対して透過性である、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 6】

前記赤外線フィルターは、1 つ以上のピクセルのグループを備え、各グループは、第 1 または第 2 の赤外線波長範囲のいずれかのフィルターを有し、ここにおいて、前記第 1 または第 2 の赤外線波長範囲を有するグループが、市松模様のような交互パターンで配置される請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 7】

前記第 1 の赤外線波長範囲は 700 nm より高く 800 nm より低く、前記第 2 の赤外線波長範囲は 800 nm より高く 900 nm より低い、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記受光した光を第 1、第 2、および第 3 の光路に分割することに加えて、前記受光した光を第 4 の光路に分割することと、前記第 4 の光路で受光した光を第 4 の光学フィルターを介してフィルター処理することと、をさらに備え、ここにおいて前記第 4 の光学フィルターは第 2 の赤外線フィルターである、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 9】

可視光および赤外光を検出するための医用イメージングシステムであって、前記医用イメージングシステムは、

- 組織を照らすための可視光の入力と、
- 前記組織内の蛍光剤を励起するための励起光の入力と、

- 前記組織内の対象画像から可視光と赤外光を受光するように構成されたカメラモジュールとを備え、前記カメラモジュールは、前記対象画像からの光をそれぞれ第1、第2、および第3のセンサーに導くための少なくとも第1、第2、および第3の光路を備え、ここにおいて

- 前記第1の光路は第1のフィルターを備え、
- 前記第2の光路は第2のフィルターを備え、
- 前記第3の光路は第3のフィルターを備え、

ここにおいて、前記第1、第2、および第3フィルターは、任意の順序で、緑色フィルター、赤外線フィルター、および交互パターンの赤色および青色フィルターを含む赤/青パターン化されたフィルターであり、前記赤/青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は青色フィルターを通過し、前記赤/青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は赤色フィルターを通過する医用イメージングシステム。

10

【請求項10】

前記赤/青パターン化されたフィルターが複数のピクセルのグループを備え、各グループが赤色または青色のいずれかの光に対するフィルターを有する、請求項9に記載の医用イメージングシステム。

【請求項11】

異なるフィルターを有する前記グループが市松模様に配置される、請求項10に記載の医用イメージングシステム。

【請求項12】

20

各グループが2×2ピクセルを備える、請求項9または10に記載の医用イメージングシステム。

【請求項13】

前記赤外線フィルターは、700nmより高く800nmより低いか、または800nmより高く900nmより低い赤外線波長範囲の光に対して透過性である、請求項9～12のいずれか1項に記載の医用イメージングシステム。

【請求項14】

前記赤外線フィルターは、1つ以上のピクセルのグループを備え、各グループは、第1または第2の赤外線波長範囲のいずれかのフィルターを有し、ここにおいて、前記第1または第2の赤外線波長範囲を有するグループが、市松模様のような交互パターンで配置される、請求項9～13のいずれか1項に記載の医用イメージングシステム。

30

【請求項15】

前記第1の赤外線波長範囲は700nmより高く800nmより低く、前記第2の赤外線波長範囲は800nmより高く900nmより低い、請求項14に記載の医用イメージングシステム。

【請求項16】

入射面を通して前記対象画像からの光を受光するように構成されたダイクロイックプリズムアセンブリを備えており、前記ダイクロイックプリズムアセンブリは、少なくとも第1、第2、および第3のプリズムを備え、各プリズムがそれぞれ第1、第2、および第3の出射面を有し、ここにおいて、

40

- 前記第1の出射面は第1のセンサーを備え、
- 前記第2の出射面は第2のセンサーを備え、
- 前記第3の出射面は第3のセンサーを備える、請求項9～15のいずれか1項に記載の医用イメージングシステム。

【請求項17】

第4のプリズムを備え、前記第4のプリズムは、少なくとも5つの角を持つ断面を有し、各角は少なくとも90度の内角を有し、前記第4のプリズムは、第4のフィルターを有する第4の光路を形成し、第4の光センサーを備えた第4の出射面を有し、ここにおいて、前記第4のフィルターは、第2の赤外線フィルターである、請求項16に記載の医用イメージングシステム。

50

【請求項 18】

第5のプリズムを備え、前記第5のプリズムは、少なくとも5つの角を持つ断面を有し、各角は少なくとも90度の内角を有し、前記第5のプリズムは、第5のフィルターを有する第5の光路を形成し、第5の光センサーを備えた第5の出射面を有し、ここにおいて、前記第5のフィルターは、第3の赤外線フィルターである、請求項17に記載の医用イメージングシステム。

【請求項 19】

請求項9～18のいずれか1項に記載の医用イメージングシステムを少なくとも1つ備えた、内視鏡、腹腔鏡(10)、または開放レンズシステム。

【請求項 20】

前記カメラモジュールに光の焦点を合わせるためのレンズ(12)をさらに備える、請求項19に記載の内視鏡、腹腔鏡(10)、または開放レンズシステム。

【請求項 21】

光エンジンからの光を手術野に提供して照明するための光ファイバーコア(54)を備えた統合ケーブルを使用し、前記光ファイバーコアはセンサーデータを伝送するための複数の同軸ケーブル(51)に囲まれている、請求項19または20に記載の内視鏡、腹腔鏡、または開放レンズシステム。

【請求項 22】

フレーム取得頻度が少なくとも每秒60フレーム/秒であり、サンプリングレートが少なくとも8ビット/ピクセルである、請求項19～21のいずれか1項に記載の内視鏡、腹腔鏡、または開放レンズシステム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、医用イメージングシステムを使用して可視光および赤外光を検出する方法、および前記医用イメージングシステムに関する。医用イメージングシステムは、開放レンズ構成または内視鏡または腹腔鏡で使用されうる。

【背景技術】**【0002】**

赤外線(IR)光または近赤外線(NIR)光を使用したさまざまな臨床用途が文献に記載されている。そのような用途では、検査される生体組織に導入され、IR光を吸収または放出する造影剤が使用されることがある。用途によっては、対象となるIR光に複数の波長範囲がある。

【0003】

内視鏡などのデバイスが、IR光を使用する臨床用途で使用されるとき、内視鏡を使用する専門家は、通常、内視鏡を使用するときに、目と手の協調のために可視光カメラ感知を使用することも望む。したがって、内視鏡カメラは、赤、緑、青の可視光と少なくとも1つの(N)IR波長範囲を感知する必要がある。また、カメラは、信頼性の高い目と手の協調を可能にするために、十分に高い画像周波数、またはフレームレートで画像を生成する必要がある。最小フレームレートは通常、每秒60フレームである。

【0004】

これは、カメラにある程度の制約を課す。現在の最先端のカラーカメラは3CCDイメージヘッドであり、これは単一の入射口を有し、その入射光をそれぞれ3つのフィルターセンサーの組み合わせで終わる3つの光路に分割する。各センサーは通常、赤、緑、青などの1つの原色を感知する。通常、3つの色は異なるCCDのプリズムを通して投影されるが、物理的に同じ場所(入射光の原点)を向いている。このようにして、各場所で正確なR、G、Bピクセル値が感知される。IR光をも感知するためには、このようなカメラは、プリズムまたはビームスプリッターを追加することで提供できる第4の光路を必要とする。しかし、プリズムとビームスプリッターのこの増加する「積層」には、すべてのセンサーを焦点面に配置するために、最初のプリズムが物理的に最大であり、合計焦点距離

10

20

30

40

50

を補正してすべてのセンサーを補正するために、先に進むにつれて小さくなるという問題がある。

【 0 0 0 5 】

可視光を測定するために、たとえば R - G / G - B パターンの 2 × 2 フィルターパターンを有するベイヤーフィルターと組み合わせた単一センサー (C C D) を使用することも可能である。次に、各ピクセル位置について、ピクセル値 R、G、および B の 1 つだけが感知される。欠落しているピクセルは補間する必要がある、これにより、特に細かいディテールの場合に補間エラーが発生する。さらに、赤と青は人の目に与える情報が比較的小さいという事実により、赤と青のピクセルは 4 つのピクセルのうちの 1 つであり、緑はこれらのベイヤーフィルターの 4 つのうちの 2 つである。事実上、センサーのピクセルグリッド内のピクセルの 50 % は緑色の光を「認識」するが、ピクセルの 25 % のみが赤色の光を受光し、ピクセルの別の 25 % が青色の光を受光する。このことは、具体的には、隣接する赤色または青色のピクセルの量が少ないためにフィルターで除去できないピクセルノイズが原因で、赤色と青色の信号に高い補間エラーが発生する結果となる。これは、ホットピクセルまたはデッドピクセルを除去するのが難しく、画像のパフォーマンスを大幅に低下させ、目に見えるアーティファクトが生じることを意味する。I R 光をも測定するには、第 4 のフィルターを追加する (したがって補間誤差を増やす) か、または第 2 の光路を形成する (ボリュームを増やす) 必要がある。

10

【 0 0 0 6 】

どちらのアプローチにも欠点があり、フィルターを使用するときの補間とピクセルノイズによる空間誤差と、ベイヤーフィルターを使用しないときの追加の光路に余分なプリズム (または他のタイプのビームスプリッター) を追加することによる体積増加とのつり合いがあることを示している。

20

【 0 0 0 7 】

米国特許第 8 , 6 2 0 , 4 1 0 号は、可視光と蛍光画像の同時レンダリングを提供する医用イメージングシステムを開示している。これは、2 つの光路を使用する。1 つは (シングルセンサー) ビデオカメラによって記録される可視光用で、もう 1 つは赤外線カメラによって記録される赤外線用である。このようなシステムの欠点は、可視光カメラが、単一の C C D センサーを使用してカラー画像を生成するために、ベイヤーフィルターを使用して入射光を赤色、緑色、青色の成分に一度分割することである。これにより、可視光画像の解像度が低下し、これは、特に内視鏡または腹腔鏡イメージングシステムにおいて不都合である。

30

【 0 0 0 8 】

米国特許第 9 , 1 7 3 , 5 5 4 号は、ダイクロイックプリズムアセンブリによって作成され、それぞれ赤色、緑色および青色の光感知に使用される 3 つの光路を使用することによりこの問題に対処している。赤外蛍光放射のための第 4 の成分を測定できるようにするために、赤色光センサーにつながる光路を使用して、赤色光と赤外光の両方を時間交互に検出する。また、その用途で使用される光源は、センサーと同期して、赤色光と赤外光を交互に放射する必要がある。このようにして、空間解像度が維持される (空間補間エラーなし)。ただし、赤色光と赤外光は緑色光と青色光の半分のフレームレートでサンプリングされるため、現在は時間補間効果がある。事実上低下したフレームレート、および、結果として増加したタイムラグにより、内視鏡を使用する人の目と手の協調が妨げられる。さらに、より低レベルの赤色光または赤外光を測定するときは、より長い露光時間が必要であり、これもカラー画像のリアルタイムの反応に影響を与える可能性がある。このアプローチでは、赤色の波長と赤外線の波長からの同時の複数の信号を必要とする計算もできない。別の I R チャンネルを追加することは、フレームレートをさらに低下させる。これが、赤、I R 1、I R 2 の検出に使用されなければならない、結果として、最大フレーム時間の 1 / 3 になり、したがって、顕著なアーティファクトが発生し、この技術の明確な限界になる。

40

【 0 0 0 9 】

50

さらに、赤色光と赤外線の両方の画像に正確に焦点を合わせることはいできない。赤色光と赤外線の波長差が大きいため、せいぜいのところ、I R 画像が鮮明で焦点が合っているか、R 画像が鮮明で焦点が合っているかのどちらかである。切り替えのため、センサーは同じ露出時間でのみ設定できる。その理由は、露出時間を切り替えることは、読み出しタイミングと露出時間に影響するセンサー設定を必要とするからであり、オーバーラップせずに、最終的にシステムのフレームレートおよび / または感度に影響を与えるだけでなく、システム処理の複雑さが大幅に増加する。最終的には、低信号強度の I R 信号と比較的高信号強度の R 信号を区別するために、ゲインを大きく切り替える必要がある。これは、露光を開始する前にセンサー設定を適用するのにかかる時間のために、I R チャンネルおよび / または赤色光チャンネルのいずれかの感度とフレーム時間に悪影響を及ぼす。

10

【 0 0 1 0 】

本発明の目的は、受信信号の時間切り替えを必要としない、可視光と I R 光の両方を検出するための実用的な解決策を提供することである。

【 発明の概要 】**【 0 0 1 1 】**

本発明は、対象画像から可視光および赤外光を受光するように構成されたカメラモジュールを備えた医用イメージングシステムを使用して、可視光および赤外光を検出するための方法を提供し、前記方法は、

- 励起光で組織サンプル中の蛍光剤を励起することと、
- 可視光で前記組織サンプルを照らすことと、
- 可視光と、前記蛍光剤から生じる 1 つまたは複数の赤外蛍光光を含む、前記対象画像からの光を受光することと、
- 前記受光した光を第 1、第 2、および第 3 の光路に分割することと、
- 前記第 1、第 2、および第 3 の光路で受信した光を、それぞれ第 1、第 2、および第 3 の光学フィルターでフィルター処理することと、
- 第 1、第 2、および第 3 のセンサーをそれぞれ使用して、前記第 1、第 2、および第 3 の光路でフィルター処理された光を検出することと、を備え

20

ここにおいて、前記第 1、第 2、および第 3 フィルターは、任意の順序で、緑色フィルター、赤外線フィルター、および交互パターンの赤色および青色フィルターを含む赤 / 青パターン化されたフィルターであり、これにより前記赤 / 青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は青色フィルターを通過し、前記赤 / 青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は赤色フィルターを通過する。

30

【 0 0 1 2 】

本発明は、可視光および赤外光を検出するための医用イメージングシステムをさらに提供し、前記医用イメージングシステムは、

- 組織を照らすための可視光の入力と、
- 前記組織内の蛍光剤を励起するための励起光の入力と、
- 前記組織内の対象画像から可視光と赤外光を受け取るように構成されたカメラモジュールとを備え、前記カメラモジュールは、前記対象画像からの光をそれぞれ第 1、第 2、および第 3 のセンサーに導くための少なくとも第 1、第 2、および第 3 の光路を備え、こ

40

- 前記第 1 の光路は第 1 のフィルターを備え、
- 前記第 2 の光路は第 2 のフィルターを備え、
- 前記第 3 の光路は第 3 のフィルターを備え、

ここにおいて、前記第 1、第 2、および第 3 フィルターは、任意の順序で、緑色フィルター、赤外線フィルター、および交互パターンの赤色および青色フィルターを含む赤 / 青パターン化されたフィルターであり、これにより前記赤 / 青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は青色フィルターを通過し、前記赤 / 青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は赤色フィルターを通過する。

【 0 0 1 3 】

50

本発明によれば、組織サンプルは、生体内組織サンプルでもよいし、または生体外組織サンプルでもよい。

【0014】

前述のように、この方法およびシステムでは、赤／青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は青色のフィルターを通過し、赤／青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は赤色のフィルターを通過する。実際には、100%の緑色光を受光する1つのセンサー、100%の赤外光を受光する1つのセンサー、および赤色と青色の欠落ピクセルを正確に補間することを可能とするやり方で50%の赤色光と50%の青色光を受光する1つのセンサーがある。すべてのセンサーは同じフレームレートで動作することができ、引用された従来技術のように一時的なサブサンプリングの必要はない。

10

【0015】

一実施形態では、医用イメージングシステムは、入射面を通して対象画像からの光を受光するように構成されたダイクロイックプリズムアセンブリを備えており、ダイクロイックプリズムアセンブリは、少なくとも第1、第2、および第3のプリズムを備え、各プリズムがそれぞれ第1、第2、および第3の出射面を有し、ここにおいて、

- 前記第1の出射面は第1のセンサーを備え、
- 前記第2の出射面は第2のセンサーを備え、
- 前記第3の出射面は第3のセンサーを備える。

【0016】

本発明はさらに、上述のように、医用イメージングシステム、より具体的にはダイクロイックプリズムアセンブリを備える、開放レンズシステム、内視鏡、および腹腔鏡を提供する。

20

【0017】

本発明は、上記の少なくとも1つのダイクロイックプリズムアセンブリを含む医用イメージングシステムを提供し、ここにおいて、少なくとも2つの赤外線イメージング波長（たとえば640～1000nm）センサーと3つの可視波長（たとえば赤、緑、青）センサーが使用され、各センサーは、ピクセルの1/3よりも高い精度で光学的にピクセル間で位置合わせされている。

【0018】

イメージングシステムは、手術中のリアルタイム用途に使用することができる。一実施形態では、フレームレートは少なくとも毎秒50フレーム（fps）であり、ピクセルは少なくとも8ビットでサンプリングされる。目と手の協調を改善するには、少なくとも毎秒60フレーム、または少なくとも毎秒90または100フレームのフレームレートが望ましい。ピクセルのビット深度は、上記の8ビット以上、たとえば10、12または16ビットであり得る。

30

【0019】

本発明は、添付の図面を参照して、以下により詳細に説明される。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1a】本発明の一実施形態による医用イメージングシステムを概略的に示している。

40

【図1b】本発明の一実施形態による方法を概略的に示す。

【図2】本発明の一実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリを概略的に示す。

【図3a】本発明の一実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリのセンサーで使用するためのフィルターを概略的に示す。

【図3b】本発明の一実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリのセンサーで使用するためのフィルターを概略的に示す。

【図3c】本発明の一実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリのセンサーで使用するためのフィルターを概略的に示す。

【図3d】本発明の一実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリのセンサーで使用するためのフィルターを概略的に示す。

50

【図 4】本発明の一実施形態によるさらなるダイクロイックプリズムアセンブリを概略的に示す。

【図 5】本発明の一実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリを概略的に示す。

【図 6 a】本発明の一実施形態による内視鏡および / または腹腔鏡ならびにケーブルを概略的に示す。

【図 6 b】本発明の一実施形態による内視鏡および / または腹腔鏡ならびにケーブルを概略的に示す。

【図 6 c】本発明の一実施形態による内視鏡および / または腹腔鏡ならびにケーブルを概略的に示す。

【図 7 a】本発明の一実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリで使用される例示的な五角形プリズムを示す。

【図 7 b】本発明の一実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリで使用される例示的な五角形プリズムを示す。

【発明を実施するための形態】

【0021】

図 1 a は、本発明の一実施形態による医用イメージングシステムを概略的に示している。この図は 4 つの光路を示す。可視光および励起光源 13 から組織 19 に可視光および励起光を伝送するための 1 つの光路、および組織 19 から光（可視光および蛍光）をそれぞれ光センサー D3、D4、および D5 に伝送するための 3 つの光路である。各光センサー D3、D4、D5 には、それぞれフィルター F3、F4、および F5 が設けられている。光路は、ダイクロイックミラー M1、M2、M3 を用いて形成することができる。わかりやすくするために、図 1 a ではレンズやその他の光学機器が省略されている。

【0022】

フィルター F3、F4、および F5 は、本発明の一実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリのセンサーで使用するためのフィルターを概略的に示す図 3 a ~ 3 d を参照して説明される。可視光および励起光を伝送するための光路は、他の光路のいずれもと一致する必要がなく、可視光および励起光は、たとえばカメラヘッドの外側に設けられた別個の光チャネルおよび / またはレンズを介して組織に提供され得ると理解される。

【0023】

図 1 b は、図 1 a に示す医用イメージングシステムを使用して可視光と赤外光を検出する方法を模式的に示す。ステップ 21 では、組織サンプル中の蛍光剤が励起光で照射され、蛍光剤により蛍光が放射される。一方、ステップ 22 では、組織サンプルは可視光でも照射される。対象画像（組織サンプル）からの光は、ステップ 23 で受光され、この光は、可視光と、蛍光剤から発生する赤外光を含む。受光された光は、第 1、第 2、および第 3 の光路に分割され（ステップ 24）、それぞれ第 1（緑）、第 2（赤外線）、第 3（赤 / 青）の光学フィルターでフィルター処理される。フィルター処理された光は、それぞれのセンサーによって検出される（ステップ 25、26、27）。ステップ 28 では、検出された光から可視光画像と赤外線（蛍光）画像が生成される。可視光画像は、蛍光画像とは別に表示されてもよい。また、蛍光画像を可視光画像に重ね合わせて表示することも可能である。

【0024】

図 2 は、赤、緑、青の成分の光をそれぞれのセンサー D3、D4、D5 に分割するプリズム P5、P6、P7 を備えたプリズムアセンブリを示す。光は、図 2 に示す矢印からプリズムアセンブリに入射する。P5 と P6 の間には光学コーティング C1 が配置され、プリズム P6 と P7 の間には光学コーティング C2 が配置され、各光学コーティング C1 と C2 は異なる反射率と波長感度を有する。C1 では、入射ビーム I が部分的に反射されて、光が入射したプリズムの同じ面に戻る（ビーム J）。その同じ面で、K と表示されているビームが、フィルター F3 とセンサー D3 に向かって再び反射される。J から K への反射は内部反射である。このように、フィルター F3 とセンサー D3 はコーティング C1 で反射された光を受光し、アナログ方式でフィルター F4 とセンサー D4 はコーティング S

10

20

30

40

50

2で反射したビームL(ビームMおよびN)からの光を受光し、フィルターF5およびセンサーD5はプリズムを通過したビームOからの干渉されない光を受光する。

【0025】

図3aは、特に、交互パターンの赤色および青色フィルターのアレイを備えた、本発明によるパターン化されたフィルター20を概略的に示す。パターン20は、1つの特定の色に対してフィルター処理された2×2ピクセルのグループからなる。21と22と表示されたグループは、市松模様状に混在している。グループ21のピクセルは赤色フィルターを有し、グループ22のピクセルは青色フィルターを有する。たとえば、左上のグループ21は2×2グリッドの赤色ピクセルR1、R2、R3、R4を有し、隣接するグループ22は2×2グリッドの青色フィルターピクセルB1、B2、B3、B4を有する。

10

【0026】

図3bは、緑色フィルターのみを備えたフィルター23を概略的に示している。図3aおよび3dと比較するために、ピクセルは2×2グループに分割された状態で示されているが、実際には、各ピクセルで受光される光が緑色フィルターでフィルター処理される単一のピクセルグリッドがある。したがって、ピクセルは、G1、G2、G3などのように、左から右、上から下へ昇順で表示される。

【0027】

図3cは、IRフィルターのみを備えたフィルター25を概略的に示している。繰り返すが、わかりやすくするために、ここでもピクセルは2×2グループに分けて示されている。各ピクセルはIRフィルターでフィルター処理されている。図3bと同様に、ピクセルは左から右、上から下へ昇順でI1、I2、I3などように表示される。

20

【0028】

図3dは、2つの異なるタイプのIRフィルターを備えたパターン化されたフィルター27を概略的に示している。図3aと同様に、ピクセルは2×2ピクセルのグループに分割され、各グループは特定のフィルターを有する。グループ28は第1のIRフィルターを有し、グループ29は第2のIRフィルターを有する。第1のグループ28のピクセルはI1、I2、I3、I4などと表示され、第2のグループ29のピクセルはJ1、J2、J3、J4と表示される。この種類のフィルターは、IRの複数の波長範囲が対象となる用途に使用できる。

【0029】

30

フィルター20(図3a、赤/青)およびフィルター27(図3d、2種類のIR)は、各ピクセル位置で赤、青、第1のIR、および第2のIRの値を計算するために空間補間が必要になるという共通点がある。フィルター23(図3b、緑)およびフィルター25(図3c、IR)にはこの要件はない。各ピクセルは同じフィルターを使用してフィルター処理されるからである。

【0030】

本発明は、図3a~3dの例示的なパターン化されたフィルターに限定されない。重要なのは、パターンフィルター20が単一のパターン化されたフィルター内の赤色および青色フィルター(他の色なし)の組み合わせで構成されており、ここにおいて、赤色フィルターが配置されているピクセル位置での青色値の補間および青色フィルターが配置されているピクセル位置での赤色値の補間を可能にする構造に、赤色および青色フィルターが配置されていることである。図3aに示す赤色および青色フィルターの2×2のグループ化には、同じフィルターのグループ内でノイズ消去を実行して、補間前の単一ピクセルノイズを減らし、画質を向上できるというさらなる利点がある。すなわち、2×2グリッド内のピクセルはほぼ同じ光強度を受けると想定できるため、誤動作しているピクセルからの値を識別して除去することができる。

40

【0031】

図3aに示すグリッドは、赤色と青色フィルター処理されたピクセルの2×2の島を使用しているが、単なる例にすぎない。たとえば、R-B-R-B-R-B-...のように、ピクセルごとに市松模様状に赤色および青色フィルターを交互に配置することも可能であ

50

る。また、たとえば、 1×2 ピクセルまたは 2×1 ピクセルのグループ、または他のグループサイズを用いることも可能である。これらの事項は、図 3 a の赤 / 青パターンフィルター 20 だけでなく、必要な変更を加えて、図 3 d の第 1 および第 2 の IR フィルターパターンフィルター 27 にも当てはまる。

【0032】

ここで、フィルターの波長範囲の例について説明する。青色フィルターは、 $400 \sim 490$ ナノメートル (nm) の範囲の光をフィルター処理することができる。赤色フィルターは $590 \sim 660$ nm をフィルター処理することができる。緑色フィルターは $490 \sim 590$ nm の範囲で作用することができる。赤外線の場合、範囲は用途によって異なる。一般的に、 $700 \sim 800$ nm および $800 \sim 900$ nm の範囲が対象である。

10

【0033】

図 1 および図 2 に戻ると、本発明の一実施形態では、フィルター F3 はフィルター 20 (赤 / 青) であり、F4 はフィルター 23 (緑) であり、F5 はフィルター 25 (IR) である。フィルター F3、F4、F5 の正確な位置付けは重要ではないことに注意されたい。どの用途にとっても重要なのは、3 つのフィルターを同時に使用することである。

【0034】

一般に、コーティング C1、C2、C3 はフィルター F1、F2、F3 に適合する必要がある。たとえば、第 1 のコーティング C1 は、IR 光を反射しつつ可視光を透過させることができ、その結果、IR 光は、IR フィルター 25 または 27 である IR フィルター F3 に向かって導かれる。第 2 のコーティング C2 は、赤色光および青色光を反射しつつ、緑色光に対して透過性であることができるため、フィルター F4 は赤 / 青パターン化フィルター 20 であり、F5 は緑色フィルター 23 でなければならない。適切なコーティングを選択するためのこれらの原理は、明細書に開示されている実施形態に概ね適用することができる。簡潔にするために、以下の実施形態では、プリズム間に使用されるコーティングについてこれ以上言及しない。

20

【0035】

この場合、緑色光と赤外光の両方が補間を必要としないことは、本発明の有利な側面である。図 3 a のパターン化されたフィルター 20 の背後にある赤色および青色のピクセルは、空間補間を必要とする。ただし、人間の目は、スペクトルの赤色と青色の部分の詳細に対する感度が緑色に対するほど高くはない。これは、たとえば、以下のような計算された輝度 (luma、L) の式から理解することができる。

30

【0036】

【数 1】

$$L = 0.2126 * R + 0.7152 * G + 0.0722 * B \quad (1)$$

【0037】

輝度は、可視光のグレースケール表現として見ることができ、細部を区別するために最も重要である。この式から、緑色光の重みづけが圧倒的に高いことは明らかである。したがって、緑色光が補間されないことが本発明の有利な点である。同時に、上記の事項のため、スペクトルの赤色と青色の部分が空間的に補間されることは許容できる妥協と考えられる。IR 信号もまた補間されない。

40

【0038】

すでに述べたように、 2×2 フィルターアプローチを選択することのもう 1 つの利点は、画像ノイズ低減の可能性である。標準のベイヤーフィルターで生成された画像では、これらの可視画像のノイズは、赤色または青色を強調表示する単一ピクセルによってはっきり見える。これは、赤色と青色が緑色よりも高いゲインを必要とする (したがって、より多くのノイズがはっきり見える) という事実によるものであるが、これらのピクセル (補間時) には同じ色の直接隣接するピクセルがないため、ピクセルノイズの量は推定できず、補間前に低減されない。これは、補間がピクセル内のノイズに基づくということになり、その結果、ノイズも補間される。 2×2 パターンを使用するとき、本発明の有利な部分は、同じ色の 4 つの隣接するピクセルのグループを使用して、補間前に標準の利用可能な

50

アルゴリズムで単一ピクセルのイメージノイズを低減し、より高品質のイメージが得られることである。

【0039】

上記の変形例では、2つの異なるIR波長範囲をサンプリングする用途では、パターンフィルター20、23、および27（2つの異なるIRフィルターを持つ）を図1aおよび2のフィルターF3、F4、F5に使用することができる。ここでも、緑色光は、最大限の詳細を得るためにフル解像度でサンプリングされる。その代わりとして、赤／青および両方のIR波長範囲が半分の解像度でサンプリングされる。

【0040】

図4および図5は、本発明の一実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリを概略的に示している。図4では、図5と比較すると、第1の五角形プリズムP1と第1の補償プリズムP2がない。結果として得られる図3のダイクロイックプリズムアセンブリは4つのチャンネルを有し、各チャンネルはセンサーD2～D5のいずれかへの経路によって形成される。各チャンネルについて次の経路長が定義される。

【0041】

- センサーD2（たとえば近赤外線）の経路： $E + F + G$
- センサーD3（たとえば赤）の経路： $E + H + I + J + K$
- センサーD4（たとえば青）の経路： $E + H + I + O$
- センサーD5（たとえば緑）の経路： $E + H + I + M + N$

$E + F + G = E + H + I + J + K = E + H + I + O = E + H + I + M + N$ となるよう、経路長が適合される。

【0042】

プリズムP3～P7の説明は図4の例にも適用可能であるという理解の下で、以下の例示的な実施形態の説明では、図5を参照する。

【0043】

本発明の一実施形態では、五角形プリズムP1が使用される。一実施形態では、入射光ビームAは、入射面S1に隣接しない2つの面のうちの1つである面S2で部分的に反射される。次に、反射されたビームBは、入射面に隣接する面のうち第1の面で反射される。反射角は臨界角よりも小さくすることができるため、反射は内部的ではない（一実施形態では、この隣接する面は光の漏れを防ぎ、対象となる必要な波長を反射するようにコーティングされる）。反射されたビームCは、それ自体（ビームA）に交差し、センサーD1に向かって、入射面に隣接する面のうち第2の面を介してプリズムから出射する。ビームAの一部は面S2を通過し、補償プリズムP2に入射する。

【0044】

本発明の一実施形態では、プリズムP1は、入射ビームをセンサーD1に向けて反射するために内部反射を使用しない。一実施形態では、2つの非内部反射を使用して、ビームBおよびCを介して入射ビームAをセンサーD1に向ける。一実施形態では、プリズムP1とP2の間にエアギャップはない。一実施形態では、プリズムP3とP4との間にエアギャップはない。一実施形態では、プリズムP2とP3との間にエアギャップはない。

【0045】

プリズムP2は、相対的なビーム距離を調整するために垂直に移動できる補償プリズムである。

【0046】

本発明の一実施形態では、P2から、ビームDは第2の五角形プリズムP3に入射する。プリズムP1の場合と同様に、内向きの反射を使用して、ビーム自体を交差させる。簡潔にするために、ビームの説明は繰り返さないが、プリズムP3のビーム部分E、F、GがそれぞれプリズムP1のビーム部分A、B、Cに対応することを述べておく。

【0047】

本発明の一実施形態では、プリズムP3はまた、入射ビームをセンサーD2に向けて反射するために内部反射を使用しない。一実施形態では、2つの非内部反射を使用して、ビ

10

20

30

40

50

ーム F および G を介して入射ビーム E をセンサー D 2 に向ける。一実施形態では、プリズム P 1、P 2、P 3、および P 4 の間にエアギャップはない。

【0048】

プリズム P 3 の後方に、別の補償プリズム P 4 がある。最終的に、ビーム H は、それぞれセンサー D 3、D 4、D 5 を備えたプリズム P 5、P 6、P 7 を含むダイクロイックプリズムアセンブリに入射する。P 5、P 6、および P 7 のダイクロイックプリズムアセンブリは、図 2 を参照して既に説明されている。一実施形態では、プリズム P 4 とプリズム P 5 との間にエアギャップがある。

【0049】

図 5 では、各エンドポイントチャンネルに対して次の合計経路長が定義される（チャンネルの最後のセンサーに関して定義される）。

【0050】

- センサー D 1（たとえば第 1 の近赤外線）の経路： $A + B + C$
- センサー D 2（たとえば第 2 の近赤外線）の経路： $A + D + E + F + G$
- センサー D 3（たとえば赤）の経路： $A + D + E + H + I + J + K$
- センサー D 4（たとえば青）の経路： $A + D + E + H + I + O$
- センサー D 5（たとえば緑）の経路： $A + D + E + H + I + M + N$ 。

【0051】

一実施形態では、 $A + B + C = A + D + E + F + G = A + D + E + H + I + J + K = A + D + E + H + I + O = A + D + E + H + I + M + N$ となるよう、経路長は適合される。経路長の適合には、センサー D 1 ~ D 5 で検出される波長の焦点面焦点位置差の調整が含まれる。つまり、たとえば、青色（B）光のセンサーに向かう経路長は、赤色（R）光のセンサーに向かう経路長と正確に同じではない場合がある。というのは、鮮明で焦点の合った画像を作成するための理想的な距離は、光の波長にいくらか依存するからである。プリズムは、これらの依存関係を考慮して、構成することができる。

【0052】

D + H の長さは調整可能で、波長シフトにより焦点補償器として機能する。

【0053】

経路 I におけるより大きなエアギャップは、追加のフィルターのために使用することができ、または、焦点のシフトと補正のためにガラスの補償器で埋めることができる。ビーム J からビーム K への経路での内部反射の理由により、赤色プリズムの特定の底面にエアギャップが存在する必要がある。追加のフィルターを設けるためにプリズム出力面と各センサー D 1 - 5 の間にスペースを確保することができ、またはそれに応じたガラスの補償器で埋められる必要がある。

【0054】

P 1 と P 3 が本質的に同じ反射経路を使用するという事実の利点は、このように、光学アセンブリはほとんど一方の側にセンサーを有することができ（D 1、D 2、D 3 はすべて一方の側）、それでも均等な量の方向変更を使用し、すべてのセンサーが同じ画像を見て、ミラー効果を補正する必要はないということである。

【0055】

通常、光学プリズムは青色、緑色、および赤色チャンネルという 3 チャンネルの場合と同様に設計されており、そのように経路長は非常に長く、特に幅の広いプリズムを必要とし、その結果、内視鏡、腹腔鏡、またはハンドヘルドイメージングシステムでの使用に適さない大きなモジュールになる。さらに、2 つのチャンネル（センサー D 1 と D 2）は互いに反対である必要があり、2 つのセンサー間の距離が大きいため、電子機器がより扱いにくくなる。図 5 の実施形態では、2 つのセンサー D 1 および D 2 は、プリズム P 1 および P 3 と同じ側にあり得る。

【0056】

本発明の一実施形態によれば、最初の 2 つのプリズム P 1、P 3 は、少なくとも 5 つの角が使用され、すべての角が 90 度以上の内角を有する五角形の形状を有する。

【 0 0 5 7 】

これらの各プリズムには、追加の補償プリズム P 2、P 4 があり、平坦な光の出射面ペインを形成すると同時に、すべてのセンサーの経路長を一致させることができる経路長補償機能を備えている。

【 0 0 5 8 】

本発明の一実施形態では、寸法は以下のようになっている。センサーを含む 5 チャンネル構成の場合、モジュールの全高は 3 0 mm 以下である。最大幅は、1 5 mm 以下である。最大長は 4 5 mm 以下である。

【 0 0 5 9 】

本発明の一実施形態では、ダイクロイックプリズムアセンブリを使用するシステムは、赤外線フレーム挿入を使用せずに、6 0 F p s で各色当たり 1 2 ビットにつき 3 8 4 0 × 2 1 6 0 のアーティファクトのないフルカラーの画像解像度を創出する能力を有する。赤外線フレームも、1 2 ビットにつきこれらと同じ解像度で利用可能である。

【 0 0 6 0 】

本発明の別の利点は、経路を D 1 および D 2 に接続するすべての表面が平坦であることによるものである。したがって、モジュール (P 1、P 2、P 3、P 4) を簡単に位置合わせできるため、自動組み立てが容易である。これらのモジュールは、個別に準備した後、簡単なロボットまたは手動ツールで結合することができる。

【 0 0 6 1 】

経路長 A はすでに補償されているため、第 2 のプリズム P 3 (D 2 経路用) はプリズム P 1 (D 1 経路用) より小さくすることができる。D 1 への経路の第 1 のプリズムをわずかに長い長さ (A) に成形するために、D 1 への内部経路全体を完全に一致させ、D 2 への経路の全長を可能な限り補正することができる。

【 0 0 6 2 】

五角柱は、通常、正五角柱ではない。たとえば、P 1 断面の長さ a (ビーム B および C の長さに影響する) は、長さ b (ビーム A および B の長さに影響する) よりも小さい場合がある。

【 0 0 6 3 】

前述の図 4 (4 つのセンサー F 2 ~ F 5 を使用) および図 5 (5 つのセンサー F 1 ~ F 5 を使用) のダイクロイックプリズムアセンブリは、以下に概略的に示すさらなる例示的な実施形態を可能にする。

- 2 つの異なる I R 波長範囲を使用する用途 : それぞれのチャンネルごとに、パターンフィルター 2 0 (赤 / 青)、2 3 (緑)、2 5 (第 1 の I R)、および 2 5 (第 2 の I R 波長範囲) を備えた、図 4 の 4 チャンネルダイクロイックプリズムアセンブリ ;

- 3 つの異なる I R 波長範囲を使用する用途 : それぞれのチャンネルごとに、パターンフィルター 2 0 (赤 / 青)、2 3 (緑)、2 5 (第 1 の I R)、および 2 7 (第 2 および第 3 の I R 波長範囲) を備えた、図 4 の 4 チャンネルダイクロイックプリズムアセンブリ ;

- 4 つの異なる I R 波長範囲を使用する用途 : それぞれのチャンネルごとに、パターンフィルター 2 0 (赤 / 青)、2 3 (緑)、2 7 (第 1 および第 2 の I R)、および 2 7 (第 3 および第 4 の I R 波長範囲) を備えた、図 4 の 4 チャンネルダイクロイックプリズムアセンブリ ;

- 3 つの異なる I R 波長範囲を使用する用途 : それぞれのチャンネルごとに、パターンフィルター 2 0 (赤 / 青)、2 3 (緑)、2 5 (第 1 の I R)、および別の 2 5 (第 2 の I R 波長範囲)、およびさらに別の 2 5 (第 3 の I R 波長範囲) を備えた、図 5 の 5 チャンネルダイクロイックプリズムアセンブリ。

【 0 0 6 4 】

図 2、4、および 5 のダイクロイックプリズムアセンブリとパターンフィルター 2 0、2 3、2 5、2 7 を使用して、さらに多くの組み合わせを作成することができる。

【 0 0 6 5 】

すでに述べたように、本発明は、図 3 a ~ 3 d の例示的なパターンフィルターに限定さ

10

20

30

40

50

れない。図 3 a に示すグリッドは、赤色と青色のフィルター処理されたピクセルの 2 × 2 の島を使用しているが、単なる例にすぎない。

【 0 0 6 6 】

図 6 a は、本発明の実施形態による内視鏡 1 0 または腹腔鏡 1 0 を概略的に示している。本発明の目的のために、腹腔鏡と内視鏡との差は比較的小さいので、説明が内視鏡に言及する場合、腹腔鏡の構成も通常可能である。内視鏡 / 腹腔鏡 1 0 は、図 2、4 または 5 に示されるようなダイクロイックプリズムアセンブリ 1 5 を含むカメラモジュール 1 1 を備える。カメラモジュール 1 1 は、ダイクロイックプリズムアセンブリ 1 5 の入射面に入射光を集束させるための追加のレンズ 1 2 を含むこともできる。この最後のレンズ 1 2 は、内視鏡部分の最後の部分に組み込まれ、プリズムの背面焦点距離に一致するようにしてもよい。光源 1 3 に接続された光ファイバー 1 4 は、内視鏡 1 0 に光を結合する。内視鏡の内部では、光ファイバー 1 4 はいくつかのファイバー 1 4 ' に分かれている。

10

【 0 0 6 7 】

腹腔鏡の内部では、レンズ要素および / またはリレーロッドレンズで構成されるレンズシステムが作成されるか（標準的な腹腔鏡と同様）、または内視鏡の構成では、標準的な可撓性の内視鏡のように繊維束を使用できる。さらに、高速画像処理および画像クリーンアップのためにカメラモジュール 1 1 に処理ユニット（図示せず）を配置して、データを送信する必要がないように、オプションでデータを削減してもよい。

【 0 0 6 8 】

本発明の別の実施形態では、処理ユニットは、イメージングシステムおよび光学要素からさらに離れて配置される。特に内視鏡システムの、しかし限定されない構成にも重要な点は、処理ユニットとプリズム要素に配置されたイメージセンサーとの間で転送されるシステムの電子信号を提供するケーブル配線と、撮像対象に照明を提供するケーブルである。ほとんどの構成は、低電圧差動信号（LVDS）に基づいた 2 つのケーブルシステムを有する。ただし、これらのケーブルのデータ転送速度は、ケーブルの長さにほとんど制限される。本発明で提案される光学構成は、内視鏡医用イメージングシステムにおいて、通常よりも高いビットレートでより多くのデータを転送する必要があることを意味する。使いやすさとサイズは、2 本のケーブルが必要であるという事実によって大きく妨げられる（1 本は光用、もう 1 本は画像信号と制御信号の電気用）。単にケーブル対を追加することが標準的解決法であるが、これの不都合な点は、ケーブルの最低限必要な太さがカメラヘッドの柔軟性と敏捷性を制限することである。さらに、ケーブルの径が太く重くなり、カメラヘッドの内部でより多くの電子機器が必要になり、カメラヘッドがより大きく重くなる。

20

30

【 0 0 6 9 】

図 6 b は、ダイクロイックプリズムアセンブリ 1 5 '（たとえば、図 4 または 5 に示されるアセンブリ）およびレンズ 1 2 ' が内視鏡 1 0 の先端に配置される実施形態を示す。この実施形態では、光を先端からカメラモジュールに移送する必要はない。しかしながら、処理ユニットを収容するモジュール 1 8 にセンサー D 1 ~ D 5 からの信号を移送する必要がある。腹腔鏡のチューブに通常配置されるロッドリレーレンズ、または内視鏡の場合のファイバーはもはや必要ではなく、単純なレンズシステム 1 2 ' のみがプリズムアセンブリの前に配置される必要があるだけである。

40

【 0 0 7 0 】

これらの実施形態のいずれにおいても、4 本の小さな径の同軸ケーブル 5 1 を含み、これらを光ファイバケーブル 5 4 の周りに配置 / 一体化することが可能である。次いで、ケーブルは、統合部と、カメラと光エンジンを備えた制御システムとの間で直接結合される単一ケーブルとして、安定性を向上させるためのオプションのファイラーケーブル 5 6 と統合される。そのような配置は図 6 c に示されており、中心コアファイバ 5 4 は光エンジンから内視鏡の先端まで光を運ぶことができ、直径同軸ケーブル 5 1 は先端にある検出器 D 1 ~ D 5 からの信号をハウジング 5 3 の処理ユニットに運ぶことができる。転送されるデータの量と同軸ケーブル 5 1 の必要な長さに応じて、適切な数の同軸ケーブル、たとえば

50

1、2、3、4、またはそれ以上を選択できる。

【0071】

図7aは、図4または図5のアセンブリを使用する本発明の実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリで使用する例示的な五角形プリズムの断面図を示す。

【0072】

一実施形態では、プリズムP1又はP3は、前記入射面の法線に平行な方向で入射面に入射する入射ビームがプリズム内で2回反射され、前記出射面の法線に平行な出射面からプリズムから出射するように設計された角を有し、ここにおいて、入射面の法線と出射面の法線は互いに垂直である。

【0073】

当業者は、そのようなプリズムを設計することができる。図7aの例では、5つの角度の1つは直角（面F1とF2の間）であり、2つの角度は第1の値である α 90度（面F2とF3およびF3とF4の間）を有し、および2つの角度は第2の値である $225 - \alpha$ 度（面F1とF5およびF5とF4の間）を有し、五角形プリズムの内角の合計は540度である。簡単に確認できるように、図7aに示すような五角形プリズムは、面F3およびF5に対する2つの反射を使用して、面F1の法線と平行に面F1から入射する水平方向の入射ビームを内側に反射し、面F2の法線と平行に、面F2を通して垂直方向にプリズムから出射させる。面F3での最初の反射では、ビームは反射面の法線と $\alpha - 90$ 度の角度を成す。2回目の反射では、面F5で、反射面の法線との角度は $135 - \alpha$ である。この例では、角度 α の値は $90 < \alpha < 135$ である。

【0074】

特定の実施形態では、 α の値は112.5度であり、したがって五角形プリズムは1つの直角と4つの112.5度の角を有する。

【0075】

図7bは、図7aのプリズムの縮小部分を示している。線の構成からわかるように、プリズムの1つの角度が90度（F1とF2の間）、90度の角に隣接する一方の角度が α 、90度の角に隣接する他方の角度（F1とF5の間）が $225 - \alpha$ であればよい。F3とF4およびF4とF5の間の角度は、実際に自由に選択することができる。

【0076】

当業者は、入射ビームと出射ビームが互いに直角でないプリズムを設計することもできるよう。しかしながら、レンズシステムから別の光の角度が来るので、入射主光線と出射主光線が互いに直角である、図7bの実施形態のような設計には実際的な利点がある。

【0077】

五角形のプリズム形状は、プリズムP1およびP3の理にかなった、かつ実用的な選択である。しかしながら、図7bから明らかなように、必要な反射の条件を創出するために、実際にはさまざまなタイプのプリズム形状が目的を果たす。したがって、本発明は五角形プリズムの使用に限定されない。

【0078】

図の前述の説明において、本発明はその特定の実施形態を参照して説明された。しかし、添付の特許請求の範囲に要約されている本発明の範囲から逸脱することなく、様々な修正および変更をこれに加えることができることは明らかであろう。

【0079】

さらに、本発明の本質的な範囲から逸脱することなく、特定の状況または材料を本発明の教示に適合させるために、多くの修正を加えることができる。したがって、本発明は開示された特定の実施形態に限定されるものではなく、添付の特許請求の範囲内に入るすべての実施形態を含むものとする。

【0080】

特に、本発明の様々な態様の特定の特徴の組み合わせを作成することができる。本発明のある態様は、本発明の別の態様に関連して説明された特徴を追加することによりさらに有利に強化され得る。

10

20

30

40

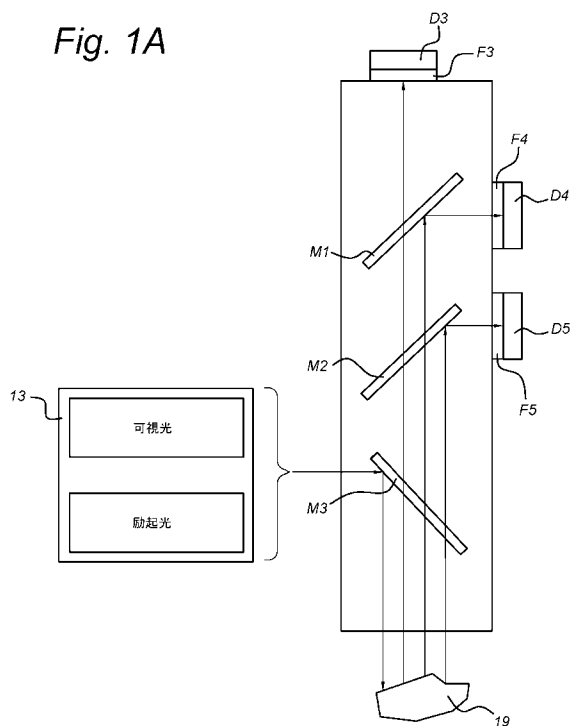
50

【 0 0 8 1 】

本発明は、添付の特許請求の範囲およびその技術的同等物によってのみ制限されることを理解されたい。この文書およびその請求項において、「備える」という動詞およびその活用形は、特に言及されない項目を除外することなく、その単語に続く項目が含まれることを意味する非限定的な意味で使用される。さらに、不定冠詞「a」または「an」による要素への言及は、文脈上、要素が1つだけであることを明確に要求しない限り、複数の要素が存在する可能性を排除しない。したがって、不定冠詞「a」または「an」は通常「少なくとも1つ」を意味する。

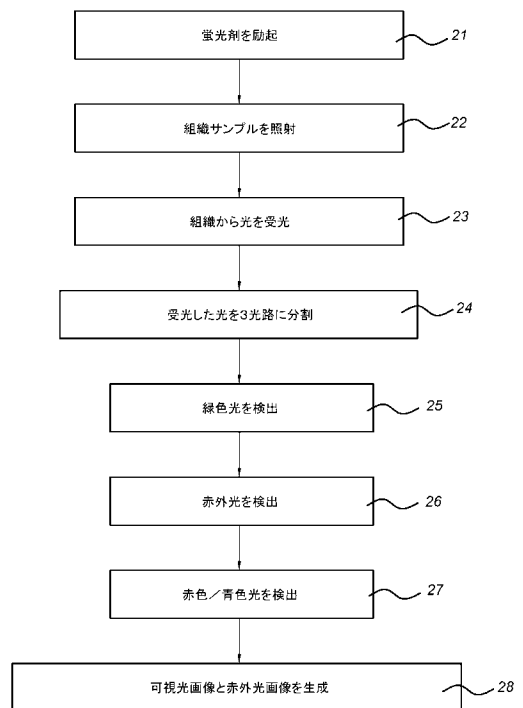
【 図 1 a 】

Fig. 1A



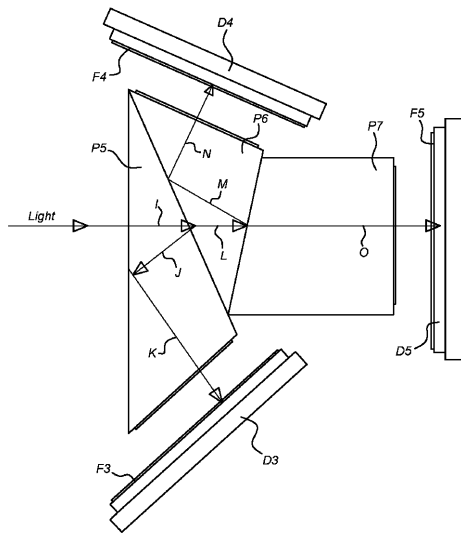
【 図 1 b 】

Fig. 1B



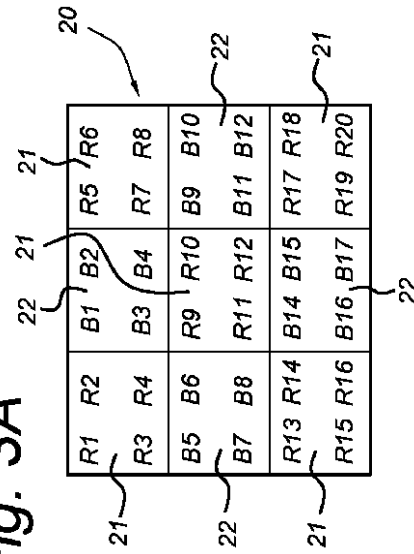
【図 2】

Fig. 2



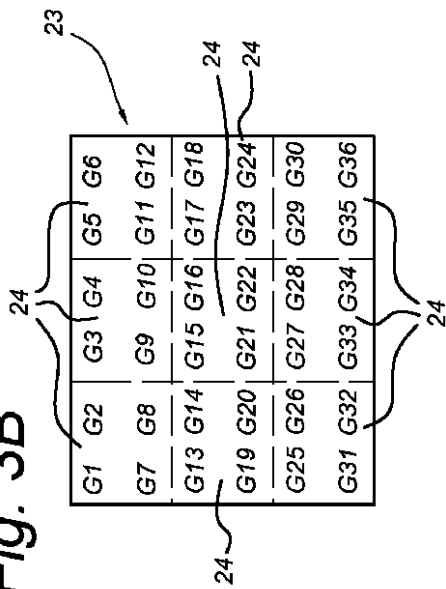
【図 3 A】

Fig. 3A



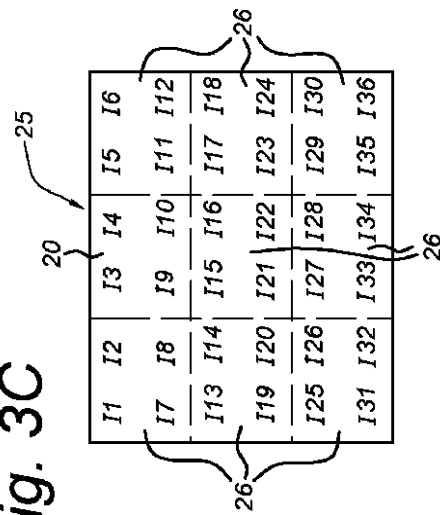
【図 3 B】

Fig. 3B

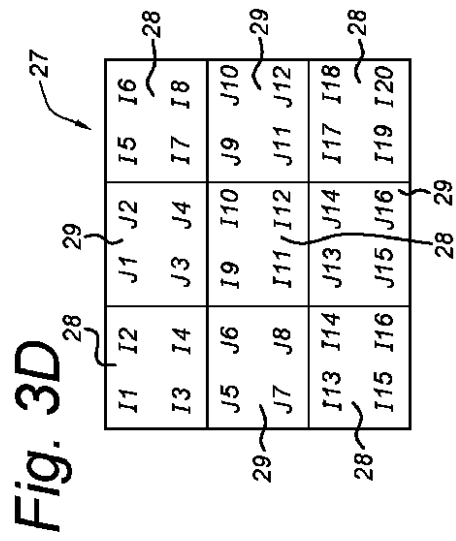


【図 3 C】

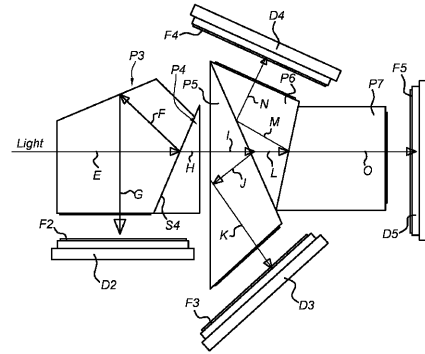
Fig. 3C



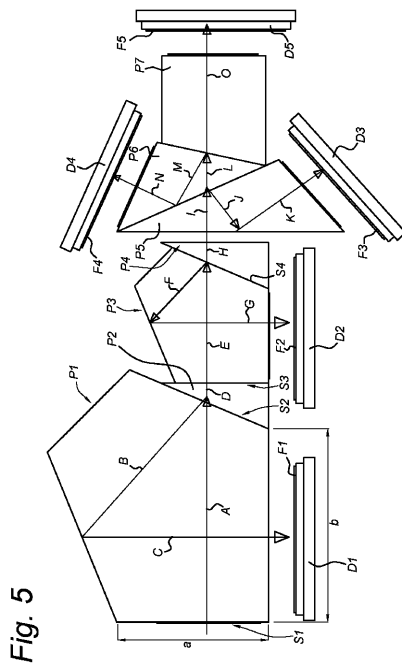
【図 3 D】



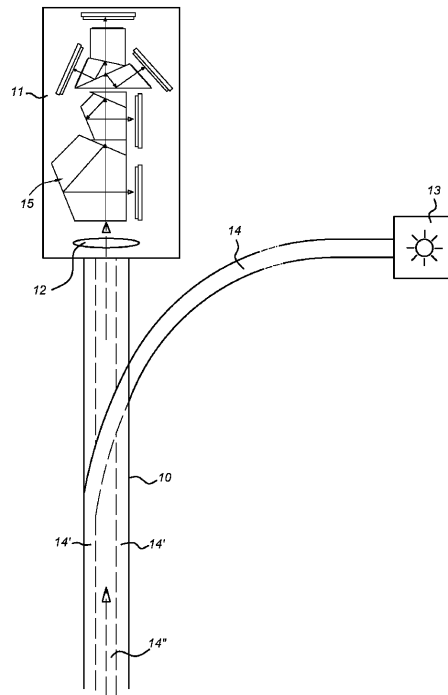
【図 4】

Fig. 4

【図 5】

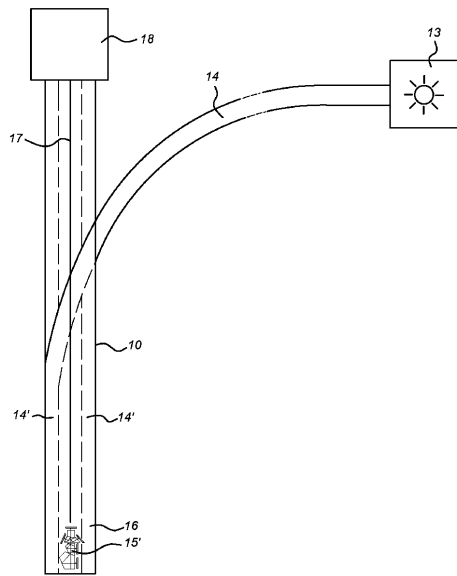


【図 6 A】

Fig. 6A

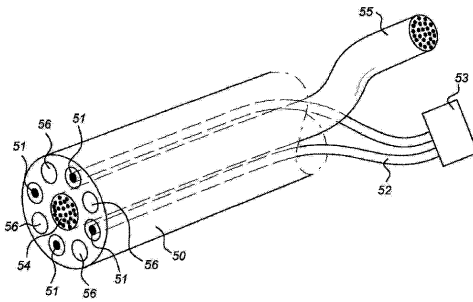
【図 6 B】

Fig. 6B



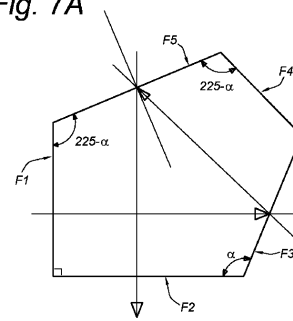
【図 6 C】

Fig. 6C



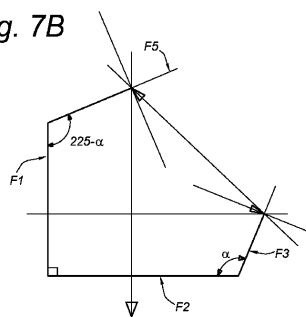
【図 7 A】

Fig. 7A



【図 7 B】

Fig. 7B



【手続補正書】

【提出日】令和1年11月12日(2019.11.12)

【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】

対象画像から可視光および赤外光を受光するように構成されたカメラモジュールを備えた医用イメージングシステムを使用して、可視光および赤外光を検出するための方法であって、前記方法は、

- 励起光で組織サンプル中の蛍光剤を励起することと、
- 可視光で前記組織サンプルを照らすことと、
- 可視光と、前記蛍光剤から生じる 1 つまたは複数の赤外蛍光光を含む、前記対象画像からの光を受光することと、
- 前記受光した光を第 1、第 2、および第 3 の光路に分割することと、
- 前記第 1、第 2、および第 3 の光路で受光した光を、それぞれ第 1、第 2、および第 3 の光学フィルターを介してフィルター処理することと、
- 第 1、第 2、および第 3 のセンサーをそれぞれ使用して、前記第 1、第 2、および第 3 の光路で前記フィルター処理された光を検出することと、を備え、

ここにおいて、前記第 1、第 2、および第 3 フィルターは、任意の順序で、緑色フィルター、赤外線フィルター、および交互パターンの赤色および青色フィルターを備えた赤 / 青パターン化されたフィルターであり、これにより前記赤 / 青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は青色フィルターを通過し、前記赤 / 青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は赤色フィルターを通過する、方法。

【請求項 2】

前記赤 / 青パターン化されたフィルターが複数のピクセルのグループを備え、各グループが赤色または青色のいずれかの光に対するフィルターを有し、異なるフィルターを有する前記グループが市松模様に配置される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記赤外線フィルターは、1 つ以上のピクセルのグループを備え、各グループは、第 1 または第 2 の赤外線波長範囲のいずれかのフィルターを有し、ここにおいて、前記第 1 または第 2 の赤外線波長範囲を有するグループが、市松模様のような交互パターンで配置される請求項 1 または 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記第 1 の赤外線波長範囲は 700 nm より高く 800 nm より低く、前記第 2 の赤外線波長範囲は 800 nm より高く 900 nm より低い、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記受光した光を第 1、第 2、および第 3 の光路に分割することに加えて、前記受光した光を第 4 の光路に分割することと、前記第 4 の光路で受光した光を第 4 の光学フィルターを介してフィルター処理することと、をさらに備え、ここにおいて前記第 4 の光学フィルターは第 2 の赤外線フィルターである、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 6】

可視光および赤外光を検出するための医用イメージングシステムであって、前記医用イメージングシステムは、

- 組織を照らすための可視光の入力と、
- 前記組織内の蛍光剤を励起するための励起光の入力と、
- 前記組織内の対象画像から可視光と赤外光を受光するように構成されたカメラモジュールとを備え、前記カメラモジュールは、前記対象画像からの光をそれぞれ第 1、第 2、

および第 3 のセンサーに導くための少なくとも第 1、第 2、および第 3 の光路を備え、ここにおいて

- 前記第 1 の光路は第 1 のフィルターを備え、
- 前記第 2 の光路は第 2 のフィルターを備え、
- 前記第 3 の光路は第 3 のフィルターを備え、

ここにおいて、前記第 1、第 2、および第 3 フィルターは、任意の順序で、緑色フィルター、赤外線フィルター、および交互パターンの赤色および青色フィルターを含む赤 / 青パターン化されたフィルターであり、前記赤 / 青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は青色フィルターを通過し、前記赤 / 青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は赤色フィルターを通過する医用イメージングシステム。

【請求項 7】

前記赤 / 青パターン化されたフィルターが複数のピクセルのグループを備え、各グループが赤色または青色のいずれかの光に対するフィルターを有し、異なるフィルターを有する前記グループが市松模様に配置される、請求項 6 に記載の医用イメージングシステム。

【請求項 8】

各グループが 2×2 ピクセルを備える、請求項 6 または 7 に記載の医用イメージングシステム。

【請求項 9】

前記赤外線フィルターは、1 つ以上のピクセルのグループを備え、各グループは、第 1 または第 2 の赤外線波長範囲のいずれかのフィルターを有し、ここにおいて、前記第 1 または第 2 の赤外線波長範囲を有するグループが、市松模様のような交互パターンで配置される、請求項 6 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の医用イメージングシステム。

【請求項 10】

前記第 1 の赤外線波長範囲は 700 nm より高く 800 nm より低く、前記第 2 の赤外線波長範囲は 800 nm より高く 900 nm より低い、請求項 9 に記載の医用イメージングシステム。

【請求項 11】

入射面を通して前記対象画像からの光を受光するように構成されたダイクロイックプリズムアセンブリを備えており、前記ダイクロイックプリズムアセンブリは、少なくとも第 1、第 2、および第 3 のプリズムを備え、各プリズムがそれぞれ第 1、第 2、および第 3 の出射面を有し、ここにおいて、

- 前記第 1 の出射面は第 1 のセンサーを備え、
- 前記第 2 の出射面は第 2 のセンサーを備え、
- 前記第 3 の出射面は第 3 のセンサーを備える、請求項 6 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の医用イメージングシステム。

【請求項 12】

第 4 のプリズムを備え、前記第 4 のプリズムは、少なくとも 5 つの角を持つ断面を有し、各角は少なくとも 90 度の内角を有し、前記第 4 のプリズムは、第 4 のフィルターを有する第 4 の光路を形成し、第 4 の光センサーを備えた第 4 の出射面を有し、ここにおいて、前記第 4 のフィルターは、第 2 の赤外線フィルターである、請求項 11 に記載の医用イメージングシステム。

【請求項 13】

第 5 のプリズムを備え、前記第 5 のプリズムは、少なくとも 5 つの角を持つ断面を有し、各角は少なくとも 90 度の内角を有し、前記第 5 のプリズムは、第 5 のフィルターを有する第 5 の光路を形成し、第 5 の光センサーを備えた第 5 の出射面を有し、ここにおいて、前記第 5 のフィルターは、第 3 の赤外線フィルターである、請求項 12 に記載の医用イメージングシステム。

【請求項 14】

請求項 6 ~ 13 のいずれか 1 項に記載の医用イメージングシステムを少なくとも 1 つ備えた、内視鏡、腹腔鏡 (10)、または開放レンズシステム。

【請求項 15】

光エンジンからの光を手術野に提供して照明するための光ファイバーコア（54）を備えた統合ケーブルを使用し、前記光ファイバーコアはセンサーデータを伝送するための複数の同軸ケーブル（51）に囲まれている、請求項 14 に記載の内視鏡、腹腔鏡、または開放レンズシステム。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0081

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0081】

本発明は、添付の特許請求の範囲およびその技術的同等物によってのみ制限されることを理解されたい。この文書およびその請求項において、「備える」という動詞およびその活用形は、特に言及されない項目を除外することなく、その単語に続く項目が含まれることを意味する非限定的な意味で使用される。さらに、不定冠詞「a」または「an」による要素への言及は、文脈上、要素が 1 つだけであることを明確に要求しない限り、複数の要素が存在する可能性を排除しない。したがって、不定冠詞「a」または「an」は通常「少なくとも 1 つ」を意味する。

以下に、出願当初の特許請求の範囲に記載の事項を、そのまま、付記しておく。

[1] 対象画像から可視光および赤外光を受光するように構成されたカメラモジュールを備えた医用イメージングシステムを使用して、可視光および赤外光を検出するための方法であって、前記方法は、

- 励起光で組織サンプル中の蛍光剤を励起することと、

- 可視光で前記組織サンプルを照らすことと、

- 可視光と、前記蛍光剤から生じる 1 つまたは複数の赤外蛍光光を含む、前記対象画像からの光を受光することと、

- 前記受光した光を第 1、第 2、および第 3 の光路に分割することと、

- 前記第 1、第 2、および第 3 の光路で受光した光を、それぞれ第 1、第 2、および第 3 の光学フィルターを介してフィルター処理することと、

- 第 1、第 2、および第 3 のセンサーをそれぞれ使用して、前記第 1、第 2、および第 3 の光路で前記フィルター処理された光を検出することと、を備え、

ここにおいて、前記第 1、第 2、および第 3 フィルターは、任意の順序で、緑色フィルター、赤外線フィルター、および交互パターンの赤色および青色フィルターを備えた赤 / 青パターン化されたフィルターであり、これにより前記赤 / 青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は青色フィルターを通過し、前記赤 / 青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は赤色フィルターを通過する、方法。

[2] 前記赤 / 青パターン化されたフィルターが複数のピクセルのグループを備え、各グループが赤色または青色のいずれかの光に対するフィルターを有する、[1] に記載の方法。

[3] 異なるフィルターを有する前記グループが市松模様に配置される、[2] に記載の方法。

[4] 各グループが 2×2 ピクセルを備える、[2] または [3] に記載の方法。

[5] 前記赤外線フィルターは、 700 nm より高く 800 nm より低いか、または 800 nm より高く 900 nm より低い赤外線波長範囲の光に対して透過性である、[1] ~ [4] のいずれか 1 項に記載の方法。

[6] 前記赤外線フィルターは、1 つ以上のピクセルのグループを備え、各グループは、第 1 または第 2 の赤外線波長範囲のいずれかのフィルターを有し、ここにおいて、前記第 1 または第 2 の赤外線波長範囲を有するグループが、市松模様のような交互パターンで配置される [1] ~ [5] のいずれか 1 項に記載の方法。

[7] 前記第 1 の赤外線波長範囲は 700 nm より高く 800 nm より低く、前記第

2の赤外線波長範囲は800nmより高く900nmより低い、[6]に記載の方法。

[8] 前記受光した光を第1、第2、および第3の光路に分割することに加えて、前記受光した光を第4の光路に分割することと、前記第4の光路で受光した光を第4の光学フィルターを介してフィルター処理することと、をさらに備え、ここにおいて前記第4の光学フィルターは第2の赤外線フィルターである、[1]～[7]のいずれか1項に記載の方法。

[9] 可視光および赤外光を検出するための医用イメージングシステムであって、前記医用イメージングシステムは、

- 組織を照らすための可視光の入力と、

- 前記組織内の蛍光剤を励起するための励起光の入力と、

- 前記組織内の対象画像から可視光と赤外光を受光するように構成されたカメラモジュールとを備え、前記カメラモジュールは、前記対象画像からの光をそれぞれ第1、第2、および第3のセンサーに導くための少なくとも第1、第2、および第3の光路を備え、ここにおいて

- 前記第1の光路は第1のフィルターを備え、

- 前記第2の光路は第2のフィルターを備え、

- 前記第3の光路は第3のフィルターを備え、

ここにおいて、前記第1、第2、および第3フィルターは、任意の順序で、緑色フィルター、赤外線フィルター、および交互パターンの赤色および青色フィルターを含む赤/青パターン化されたフィルターであり、前記赤/青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は青色フィルターを通過し、前記赤/青パターン化されたフィルターが受ける光の半分は赤色フィルターを通過する医用イメージングシステム。

[10] 前記赤/青パターン化されたフィルターが複数のピクセルのグループを備え、各グループが赤色または青色のいずれかの光に対するフィルターを有する、[9]に記載の医用イメージングシステム。

[11] 異なるフィルターを有する前記グループが市松模様に配置される、[10]に記載の医用イメージングシステム。

[12] 各グループが2×2ピクセルを備える、[9]または[10]に記載の医用イメージングシステム。

[13] 前記赤外線フィルターは、700nmより高く800nmより低いか、または800nmより高く900nmより低い赤外線波長範囲の光に対して透過性である、[9]～[12]のいずれか1項に記載の医用イメージングシステム。

[14] 前記赤外線フィルターは、1つ以上のピクセルのグループを備え、各グループは、第1または第2の赤外線波長範囲のいずれかのフィルターを有し、ここにおいて、前記第1または第2の赤外線波長範囲を有するグループが、市松模様のような交互パターンで配置される、[9]～[13]のいずれか1項に記載の医用イメージングシステム。

[15] 前記第1の赤外線波長範囲は700nmより高く800nmより低く、前記第2の赤外線波長範囲は800nmより高く900nmより低い、[14]に記載の医用イメージングシステム。

[16] 入射面を通して前記対象画像からの光を受光するように構成されたダイクロイックプリズムアセンブリを備えており、前記ダイクロイックプリズムアセンブリは、少なくとも第1、第2、および第3のプリズムを備え、各プリズムがそれぞれ第1、第2、および第3の出射面を有し、ここにおいて、

- 前記第1の出射面は第1のセンサーを備え、

- 前記第2の出射面は第2のセンサーを備え、

- 前記第3の出射面は第3のセンサーを備える、[9]～[15]のいずれか1項に記載の医用イメージングシステム。

[17] 第4のプリズムを備え、前記第4のプリズムは、少なくとも5つの角を持つ断面を有し、各角は少なくとも90度の内角を有し、前記第4のプリズムは、第4のフィルターを有する第4の光路を形成し、第4の光センサーを備えた第4の出射面を有し、こ

こにおいて、前記第４のフィルターは、第２の赤外線フィルターである、〔１６〕に記載の医用イメージングシステム。

〔１８〕 第５のプリズムを備え、前記第５のプリズムは、少なくとも５つの角を持つ断面を有し、各角は少なくとも９０度の内角を有し、前記第５のプリズムは、第５のフィルターを有する第５の光路を形成し、第５の光センサーを備えた第５の出射面を有し、こにおいて、前記第５のフィルターは、第３の赤外線フィルターである、〔１７〕に記載の医用イメージングシステム。

〔１９〕 〔９〕～〔１８〕のいずれか１項に記載の医用イメージングシステムを少なくとも１つ備えた、内視鏡、腹腔鏡（１０）、または開放レンズシステム。

〔２０〕 前記カメラモジュールに光の焦点を合わせるためのレンズ（１２）をさらに備える、〔１９〕に記載の内視鏡、腹腔鏡（１０）、または開放レンズシステム。

〔２１〕 光エンジンからの光を手術野に提供して照明するための光ファイバーコア（５４）を備えた統合ケーブルを使用し、前記光ファイバーコアはセンサーデータを伝送するための複数の同軸ケーブル（５１）に囲まれている、〔１９〕または〔２０〕に記載の内視鏡、腹腔鏡、または開放レンズシステム。

〔２２〕 フレーム取得頻度が少なくとも毎秒６０フレーム／秒であり、サンプリングレートが少なくとも８ビット／ピクセルである、〔１９〕～〔２１〕のいずれか１項に記載の内視鏡、腹腔鏡、または開放レンズシステム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/NL2018/050147

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B1/00 A61B1/04 A61B5/00 A61B1/06 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		
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 3 962122 B2 (OLYMPUS OPTICAL CO) 22 August 2007 (2007-08-22)	9,13-22
Y	abstract; figures 1-22	10-12
Y	----- US 2003/007087 A1 (HAKAMATA KAZUO [JP] ET AL) 9 January 2003 (2003-01-09) paragraphs [0043], [0059], [0073] - [0074]; claims 1-9; figures 1-3	10-12
X	----- US 2016/100763 A1 (FENGLER JOHN [CA] ET AL) 14 April 2016 (2016-04-14)	9,13-22
Y	claims 1-20; figures 1-6	10-12
X	----- US 2017/020377 A1 (TAKEUCHI YUICHI [JP] ET AL) 26 January 2017 (2017-01-26)	9,13-22
Y	paragraph [0154]; claims 1-10; figures 18-19	10-12

☐ 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		Date of mailing of the international search report
5 June 2018		19/06/2018
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer
		Apostol, Simona

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/NL2018/050147**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.: **1-8**
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 SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/NL2018/050147

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
JP 3962122	B2	22-08-2007	JP	3962122 B2		22-08-2007
			JP	H10201707 A		04-08-1998

US 2003007087	A1	09-01-2003	JP	4390096 B2		24-12-2009
			JP	2003019112 A		21-01-2003
			US	2003007087 A1		09-01-2003

US 2016100763	A1	14-04-2016	CN	102036599 A		27-04-2011
			EP	2268194 A1		05-01-2011
			EP	3117765 A1		18-01-2017
			HK	1157169 A1		14-03-2014
			JP	5231625 B2		10-07-2013
			JP	5852979 B2		03-02-2016
			JP	6088629 B2		01-03-2017
			JP	2011528918 A		01-12-2011
			JP	2013163027 A		22-08-2013
			JP	2016064150 A		28-04-2016
			JP	2017136373 A		10-08-2017
			KR	20100129768 A		09-12-2010
			RU	2010142292 A		27-04-2012
			US	2011063427 A1		17-03-2011
			US	2016100763 A1		14-04-2016
			US	2017273567 A1		28-09-2017
			WO	2009117483 A1		24-09-2009

US 2017020377	A1	26-01-2017	CN	106132276 A		16-11-2016
			EP	3111822 A1		04-01-2017
			JP	6005303 B2		12-10-2016
			JP	6184571 B2		23-08-2017
			JP	2016198634 A		01-12-2016
			JP	WO2015156153 A1		13-04-2017
			US	2017020377 A1		26-01-2017
			WO	2015156153 A1		15-10-2015

International Application No. PCT/ NL2018/ 050147

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box II.1

Claims Nos.: 1-8

Claims 1-8 relates to a method for detecting visible and infrared light using a medical imaging system, said medical imaging system comprising a camera module configured to receive visible light and infrared light from an object image, the method comprising the steps of: - exciting a fluorescence agent in a tissue sample with excitation light; - illuminating a tissue sample with visible light; - receiving light from the object image, said light comprising visible light and one or more infrared fluorescence light originating from the fluorescence agent; All those steps can be performed using an endoscope as medical imaging system in a clinical environment, as an endoscope, laparoscope or open lens system, all inserted in a body in a surgical procedure on a living patient, as described in the specification (p.1,li.1-20) as well as claimed in the dependent claims 19-22. Therefore the Method of claims 1-8 is considered a Method or treatment of the human or animal body by surgery according to the Rule 39.1(iv) PCT, excluded from patentability.

フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I		テーマコード (参考)	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B	23/24	B	
G 0 2 B 5/04 (2006.01)	G 0 2 B	23/26	B	
G 0 2 B 5/20 (2006.01)	G 0 2 B	5/04	B	
G 0 2 B 5/22 (2006.01)	G 0 2 B	5/20	1 0 1	
	G 0 2 B	5/22		

(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 ミースター、リヒャルト・ヨハネス・コルネリス
オランダ国、 1 7 7 1 ディーエー・ウィーリンガーウェルフ、スペード 4 5

F ターム(参考) 2H040 BA23 CA11 CA13 DA02 GA06 GA10 GA11
2H042 CA03 CA08 CA10 CA14 CA17
2H148 BD01 BD21 BG11 BH01 CA01 CA13 CA14 CA17 CA23 CA24
4C161 AA24 BB02 BB08 CC03 CC07 DD01 FF03 FF47 HH51 JJ17
LL03 LL08 MM04 NN01 NN05 PP01 PP11 QQ02 QQ03 QQ07
QQ09 RR04 RR26 WW17

【要約の続き】

半分は赤色フィルターであり、残りの半分は青色フィルターである。したがって、赤色光と青色光の空間補間が必要
なため、緑色光と赤外光は完全なセンサー解像度でサンプリングされる。

专利名称(译)	使用医学成像头进行荧光成像的方法和设备		
公开(公告)号	JP2020512068A	公开(公告)日	2020-04-23
申请号	JP2019548909	申请日	2018-03-09
[标]申请(专利权)人(译)	QUEST光子器件		
发明人	ミースター、リヒャルト・ヨハネス・コルネリス		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/313 A61B1/07 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26 G02B5/04 G02B5/20 G02B5/22		
CPC分类号	A61B1/0005 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/051 A61B1/0638 A61B5/0071 A61B5/0086 A61B2562/0233		
FI分类号	A61B1/00.511 A61B1/313 A61B1/00.733 A61B1/07.730 A61B1/04.531 G02B23/24.B G02B23/26.B G02B5/04.B G02B5/20.101 G02B5/22		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/CA11 2H040/CA13 2H040/DA02 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 2H042/CA03 2H042/CA08 2H042/CA10 2H042/CA14 2H042/CA17 2H148/BD01 2H148/BD21 2H148/BG11 2H148/BH01 2H148/CA01 2H148/CA13 2H148/CA14 2H148/CA17 2H148/CA23 2H148/CA24 4C161/AA24 4C161/BB02 4C161/BB08 4C161/CC03 4C161/CC07 4C161/DD01 4C161/FF03 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/MM04 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP01 4C161/PP11 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/WW17		
优先权	2018494 2017-03-09 NL		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于使用医学成像系统检测可见光和红外光的方法技术领域本发明涉及一种使用医学成像系统检测可见光和红外光的方法，所述医学成像系统包括摄像机模块，该摄像机模块被配置为从对象图像接收可见光信号和至少一个红外光信号。用于检测可见光的医学成像系统，并且包括：-用于照明组织的可见光的输入；-用于激发光的输入，用于激发组织中的荧光剂；-一种照相机模块，被配置为从组织中的物体图像接收可见光信号和至少一个红外光信号。相机模块包括至少第一，第二和第三光路，用于将来自对象图像的光分别引导到第一，第二和第三滤光器和传感器组合。以任何顺序，第一，第二和第三滤光片是绿色滤光片，红外滤光片以及包括交替排列的红色和蓝色滤光片的红色/蓝色图案化的滤光片。红色/蓝色图案滤镜的一半是红色滤镜，另一半是蓝色滤镜。因此，以全传感器分辨率对绿色和红外光进行采样，因为需要红色和蓝色光的空间插值。

Fig. 1A

