

(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2019-521798
(P2019-521798A)

(43) 公表日 令和1年8月8日(2019.8.8)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード(参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01) A 6 1 B 1/06 6 1 0 4 C 1 6 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2019-502001 (P2019-502001)
(86) (22) 出願日 平成29年7月25日 (2017.7.25)
(85) 翻訳文提出日 平成31年3月14日 (2019.3.14)
(86) 国際出願番号 PCT/US2017/043793
(87) 国際公開番号 W02018/022659
(87) 国際公開日 平成30年2月1日 (2018.2.1)
(31) 優先権主張番号 15/222,471
(32) 優先日 平成28年7月28日 (2016.7.28)
(33) 優先権主張国・地域又は機関
米国 (US)

(71) 出願人 516035068
ヴェリリー ライフ サイエンス エル
エルシー
アメリカ合衆国, カリフォルニア州 94
080, サウス サン フランシスコ, イ
ースト グランド アベニュー 269
(74) 代理人 100079108
弁理士 稲葉 良幸
(74) 代理人 100126480
弁理士 佐藤 睦
(72) 発明者 ガナパティ, ヴイドヤ
アメリカ合衆国, カリフォルニア州 94
043, マウンテン ビュー, アンフィシ
アター パークウェイ 1600

最終頁に続く

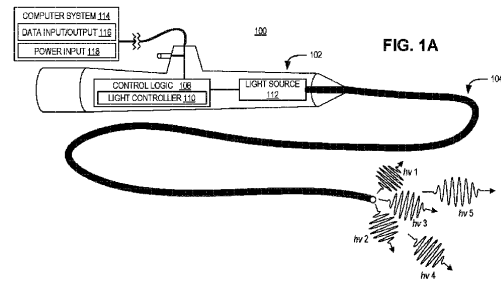
(54) 【発明の名称】 同調可能色温度の白色光源

(57) 【要約】

【課題】 内視鏡撮像をさらに強化し、診断において医師を支援することである。

【解決手段】 医療診断のためのシステムは、光ファイバケーブルと、光ファイバケーブルの第1の端部に光学的に結合された複数の発光体とを含む。複数の発光体の中の各発光体は、異なるバンド幅の光を発する。システムは、複数の発光体に電氣的に結合された制御装置をさらに含む。制御装置は、制御装置によって実行されるとき、照明モードを含む指令を受容することと、複数の発光体の中の各発光体から発せられた光の強度を、照明モードに合うように調整することとを含む作業を制御装置に行わせる論理を含む。

【選択図】 図1 A



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療診断用のシステムであって、
光ファイバケーブルと、

前記光ファイバケーブルの第 1 の端部に光学的に結合された複数の発光体であって、前記複数の発光体の中の各発光体が、異なるバンド幅の光を発する、複数の発光体と、

前記システムの中に配置され、前記複数の発光体に電氣的に結合された制御装置であって、前記制御装置が、前記制御装置によって実行されるとき、

照明モードを含む指令を受容することであって、前記照明モードが、ヒトの眼では黒体発光スペクトルに似ている、指令を受容することと、

前記複数の発光体の中の各発光体から発せられた前記光の強度を、前記照明モードに合うように調整することと

を含む作業を前記制御装置に行わせる論理を含む、制御装置とを備える、システム。

【請求項 2】

前記照明モードが、前記複数の発光体が発する前記光の 1 組の既定の強度を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記 1 組の既定の強度が、温度に対応する前記黒体発光スペクトルに似ており、前記温度が、1、000 °K と 10、000 °K とを含め、その間の特定の温度を含む、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記黒体発光スペクトルの前記温度が、4,000 °K 未満であるとき、最長波長発光スペクトルを有する前記複数の発光体の中の発光体が、最大強度を有しており、前記黒体発光スペクトルの前記温度が 4,000 °K より大きいとき、最短波長発光スペクトルを有する前記複数の発光体の中の発光体が、最大強度を有している、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記複数の発光体の中の大部分の発光体によって発せられた前記光のバンド幅が、5 nm 未満である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記照明モードが、CIE LUV 色空間において、前記黒体発光スペクトルから (u', v') 0.030 を有することによって、前記黒体発光スペクトルに似ている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

内視鏡照明の方法であって、

複数の光発光モードから光発光モードを選択することと、

選択された前記光発光モードに応じて、複数の発光体から光を発することであって、前記複数の発光体の中の各発光体が、異なるバンド幅の前記光を発する、複数の発光体から光を発することと、

光ファイバケーブルを通して前記光を運ぶことであって、前記光ファイバケーブルの第 1 の端部が、前記複数の発光体に光学的に結合されている、前記光を運ぶことと、

前記光ファイバケーブルの第 2 の端部から前記光をアウトカップリングすることであって、前記光ファイバケーブルの前記第 2 の端部から出力された前記光が、ヒトの眼では連続発光スペクトルに似ている、前記光をアウトカップリングすることと

を含む、方法。

【請求項 8】

前記複数の光発光モードの中の各光発光モードが、1,000 °K と 10,000 °K とを含め、その間の黒体発光スペクトルの温度に対応する、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

10

20

30

40

50

前記黒体発光スペクトルの前記温度が、 $2,500^{\circ}\text{K}$ 未満であるとき、前記複数の発光体が、波長の増大に伴って単調に強くなる発光スペクトルを発生し、最短波長発光スペクトルを有する前記複数の発光体の中の発光体が、最小強度を有しており、最長波長発光スペクトルを有する前記複数の発光体の中の発光体が、最大強度を有している、請求項8に記載の方法。

【請求項10】

前記黒体発光スペクトルの前記温度が、 $4,000^{\circ}\text{K}$ 未満であるとき、最長波長発光スペクトルを有する前記複数の発光体の中の発光体が、最大強度を有している、請求項8に記載の方法。

【請求項11】

前記黒体発光スペクトルの前記温度が、 $4,000^{\circ}\text{K}$ より大きいとき、最短波長発光スペクトルを有する前記複数の発光体の中の発光体が、最大強度を有している、請求項8に記載の方法。

【請求項12】

前記光ファイバケーブルの前記第2の端部から出力された光が、CIE LUV色空間において、前記黒体発光スペクトルから (u', v') 0.030 を有することによって、前記黒体発光スペクトルに似ている、請求項8に記載の方法。

【請求項13】

前記複数の発光体が、 5nm 以下のバンド幅を有する5つのレーザダイオードを含む、請求項7に記載の方法。

【請求項14】

前記光発光モードが、カスタマイズした連続発光スペクトルのパラメータを入力することによってユーザによって選択される、請求項7に記載の方法。

【請求項15】

光発光モードを選択することが、所望の照明下で色照合表の色を決めることと、前記所望の照明に合うように、照明モードを生成することを含む、請求項7に記載の方法。

【請求項16】

光ファイバケーブルと、
前記光ファイバケーブルの第1の端部に光学的に結合された複数の発光体であって、前記複数の発光体の中の各発光体が、異なるバンド幅の光を発生する、複数の発光体と、
前記複数の発光体の中の各発光体の発光強度を制御するために、前記複数の発光体に電氣的に結合されている制御論理であって、前記光ファイバケーブルの第2の端部から出力された前記光が、ヒトの眼では黒体発光スペクトルに似ている、制御論理とを備える、内視鏡。

【請求項17】

前記制御論理が、ユーザ入力を受信するために結合されており、前記ユーザ入力に応じて、前記複数の発光体の中の各発光体の前記発光強度を別々に変更する、請求項16に記載の内視鏡。

【請求項18】

前記ユーザ入力が、前記黒体発光スペクトルの温度を含む、請求項17に記載の内視鏡。

【請求項19】

前記温度が、 $1,000^{\circ}\text{K}$ から $10,000^{\circ}\text{K}$ に及ぶ、請求項18に記載の内視鏡。

【請求項20】

前記複数の発光体が、複数のレーザダイオードまたは複数の発光ダイオードの少なくとも1つを含む、請求項16に記載の内視鏡。

【請求項21】

前記複数の発光体の中の大部分の発光体によって発せられた光のバンド幅が、 5nm 未満である、請求項20に記載の内視鏡。

10

20

30

40

50

【請求項 2 2】

前記複数の発光体が、5つの発光体を含む、請求項 2 1 に記載の内視鏡。

【請求項 2 3】

前記光ファイバケーブルの前記第 2 の端部から出力された前記光が、CIE LUV 色空間において、前記黒体発光スペクトルから (u', v') 0.030 を有することによって、前記黒体発光スペクトルに似ている、請求項 1 6 に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[0001] 本開示は、概括的には、白色光源に関し、詳細には、限定的というわけではなく、内視鏡光源に関する。

【背景技術】

【0002】

[0002] 内視鏡検査は、挿入可能な機器を使用して、医師が患者内部の臓器および腔を見ることを可能にする。これは、推測する、または診査手術を行う必要なく診断するための有用なツールである。内視鏡またはポアスコープと呼ばれることもある挿入可能な機器は、患者に挿入されて、着目する臓器または腔に近接して配置される管などの部分を有する。

【0003】

[0003] 内視鏡は、1800年代前半に初めて誕生し、身体の暗い部分を照明するために主に使用された（光学的画像法は、未発達段階であったので）。1950年代後期には、画像を捉えることができる最初の光ファイバ内視鏡が開発された。ガラスファイバの束が、画像光を内視鏡の遠位端部からカメラまでコヒーレントに伝送するのに使用された。しかしながら、この将来性のある撮像内視鏡が、捉えることができる画像品質には物理的限界があった、すなわち、ファイバの数が、画像の解像性を制限しており、ファイバは、断線する傾向があった。

【0004】

[0004] 内視鏡が、医師にできるだけ自然な視界を提供するために、さまざまな現代的な画像処理技術を使用しているため、今では、内視鏡が高解像度画像を捉えることが可能である。例えば、内視鏡によって提供された視界は、医師が自身の目で見えることをエミュレートするために、自然な感覚野および視界の深さを模倣し得る可能性がある。

【0005】

[0005] 本発明の非限定的および非網羅的な実施形態は、類似の参照番号が、特記しない限り、さまざまな図を通して類似の部分の指している以下の図を参照しながら説明される。必要に応じて、図面を混乱させないように、要素の全ての例が、必ずしも標示されているわけではない。図面は必ずしも同一スケールではなく、その代わりに、記載されている原理を説明することに重きを置いている。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図 1 A】 [0006] 開示の実施形態による、内視鏡システムのブロック線図である。

【図 1 B】 [0007] 開示の実施形態による、内視鏡発光スペクトルおよび対応する黒体発光スペクトルを示す。

【図 2】 [0008] 開示の実施形態による、内視鏡発光体を図示する。

【図 3 A】 [0009] 開示のいくつかの実施形態による、黒体発光スペクトルおよび対応する内視鏡発光スペクトルを図示する。

【図 3 B】 [0009] 開示のいくつかの実施形態による、黒体発光スペクトルおよび対応する内視鏡発光スペクトルを図示する。

【図 3 C】 [0009] 開示のいくつかの実施形態による、黒体発光スペクトルおよび対応する内視鏡発光スペクトルを図示する。

【図 3 D】 [0009] 開示のいくつかの実施形態による、黒体発光スペクトルおよび対応す

10

20

30

40

50

る内視鏡発光スペクトルを図示する。

【図 3 E】 [0009] 開示のいくつかの実施形態による、黒体発光スペクトルおよび対応する内視鏡発光スペクトルを図示する。

【図 3 F】 [0009] 開示のいくつかの実施形態による、黒体発光スペクトルおよび対応する内視鏡発光スペクトルを図示する。

【図 3 G】 [0009] 開示のいくつかの実施形態による、黒体発光スペクトルおよび対応する内視鏡発光スペクトルを図示する。

【図 3 H】 [0009] 開示のいくつかの実施形態による、黒体発光スペクトルおよび対応する内視鏡発光スペクトルを図示する。

【図 3 I】 [0009] 開示のいくつかの実施形態による、黒体発光スペクトルおよび対応する内視鏡発光スペクトルを図示する。

【図 4】 [0010] ユーザが、開示の実施形態によって、内視鏡発光スペクトルを作成しているところを図示する。

【図 5】 [0011] 開示の実施形態による、内視鏡照明の方法を図示する。

【発明を実施するための形態】

【0007】

[0012] 同調可能色温度の白色光源のためのシステムおよび方法の実施形態が、本明細書に記載される。以下の説明では、多数の具体的な詳細が、実施形態の十分な理解をもたらすために記載されている。しかしながら、当業者であれば、本明細書に記載されている技術は、1つまたは複数の具体的な細部を備えずに、または他の方法、構成要素、材料などを備えて実行され得ることを認識されよう。他の例では、よく知られた構造物、材料、または作業は、ある種の態様を不明瞭にすることを回避するために、示されていない、または詳細に記載されていない。

【0008】

[0013] 本明細書全体を通して、「1つの実施形態」または「実施形態」への言及は、実施形態に関連して記載されている特有の特徴、構造、または特性が、本発明の少なくとも1つの実施形態の中に含まれることを意味する。したがって、本明細書全体を通して、さまざまな場所で「ある実施形態では」、または「1つの実施形態では」という語句が示される場合、必ずしも同じ実施形態を指しているわけではない。その上、特有の特徴、構造物、または特性は、1つまたは複数の実施形態において任意の好適な方法で組み合わせられ得る。

【0009】

[0014] 内視鏡は、医師が、診査手術を行う必要なく、患者の内部を見るために使用するデバイスである。一般的に、内視鏡は、(小さい)切開部から患者に挿入される挿入管を備えた撮像デバイスである。撮像デバイスは、挿入管の先端(「遠位端部」)からの視野を提供し、例えば医師用の監視機器上に視野を表示する。撮像システムは、より自然な画像が、ビューアに提示されるように、着目する区域の立体的視野を提供する場合がある。立体的視野を生成するために、内視鏡は、多数の画像センサを含む場合があり、各画像センサは、わずかに異なる視野から着目する区域の画像を提供する。視野の違いは、ヒトの眼の異なる視野をエミュレートすることを目的としている。内視鏡撮像をさらに強化し、診断において医師を支援するために、本開示は、内視鏡の遠位端部で実質的な白色光(または別の操作員所望の発光スペクトル)を作り出す、簡潔な解決策を提供する。

【0010】

[0015] 目標物の色は、照明光源のスペクトルならびに物体自身のスペクトル反射率によって決まる。腔内部で内視鏡を用いて撮像するとき、照明光源は、遠位端部に位置付けられる。色を、外科医にとって「自然」で、かつ認識可能に見えるようにするため、日光と類似のスペクトル(例えば、6500°Kの黒体発光スペクトル)を有する白色光源が、しばしば好まれる。しかしながら、灯を内視鏡の先端につけるためには、ケーブルが、光を先端まで効率的に運ぶことができるように、光源は、光ファイバケーブルに適切に結合される必要がある。広帯域ランプまたはLEDは、光源として使用され得るが、ファイ

10

20

30

40

50

バへの結合効率は、一部状況では限定的である可能性がある。レーザは、光ファイバケーブルに効率的に結合することができるけれども、単色レーザ源は、不自然に見える色を作り出すことになる可能性がある。これは、内視鏡操作員（例えば外科医）が正確な診断または適切な組織識別を行う能力を妨げる可能性がある。さらに、レーザまたは広帯域照明の両方の場合において、光源発光スペクトルは、固定的であり、「自然な」色彩のように見えるものは、主観的であり、したがって、同調可能光源が、望ましい。

【 0 0 1 1 】

[0016] さらに詳細に検討されるように、1組の別個のレーザは、レーザの相対パワーがソフトウェアによって設定されながら、照明ファイバ束の中に結合される。ユーザは、ソフトウェアで温度（T）を設定することができ、レーザの相対パワーは、患者を照らすために、ソフトウェアによって同調される。したがって、患者は、あたかもその者が、温度「T」を有する目標物からの黒体放射によって照明されているかのように見える。さらに、いくつかの実施形態では、ユーザは、いかなる光源スペクトル特性でも入力することができ、ソフトウェアは、所望のスペクトルに適合させるようにレーザを同調させる。

10

【 0 0 1 2 】

[0017] 図1Aは、開示の実施形態による、内視鏡システム100のブロック線図である。内視鏡システム100は、内視鏡本体102、光ファイバケーブル104、制御論理108、光制御装置110、光源112、およびコンピュータシステム114（データ入力/出力116および電源入力118を含む）を含む。内視鏡システム100では、光源112は、複数の発光体を含み、光ファイバケーブル104の第1の端部に光学的に結合されている。光源112の中の各発光体は、互いに異なるバンド幅の光を発生し、5つの異なるエネルギーが光ファイバケーブル104の遠位（第2の）端部から出ている、5つの光子として描写される。制御論理108は、複数の発光体の中の各発光体の発光強度を制御するために、複数の発光体に電気的に結合されている。図1Bで検討されるように、光ファイバケーブル104の第2の端部から出力された光は、ヒトの眼では黒体発光スペクトルに似ている。

20

【 0 0 1 3 】

[0018] 描写された実施形態では、制御論理108は、（コンピュータシステム114から）ユーザ入力を受信するために、結合されており、ユーザ入力に応じて、複数の発光体の中の各発光体の発光強度を別々に変更する。しかしながら、異なる実施形態では、ユーザ指令は、（付属のコンピュータシステム114ではなく）内視鏡に直接入力される場合もある。例示した実施形態は、コンピュータシステム114に配線で接続された内視鏡本体102を示しているが、他の実施形態では、内視鏡本体102は、自体に搭載されたコンピュータシステム114およびインターフェースを有する場合もある。

30

【 0 0 1 4 】

[0019] ある種の態様を不明瞭にすることを回避するために描写されていないけれども、内視鏡システム100は、画像を対物レンズからの内視鏡ユーザまで伝送するためのレンズシステムを有することができる（これはリレーレンズシステムまたは光ファイバ束を含む場合がある）。内視鏡システム100は、光ファイバケーブル104の挿入を案内し、本体を通る光ファイバケーブル104を操縦するために、1つまたは複数の機械的なアクチュエータをさらに有することができる。制御論理108（例えばマイクロコントローラ）は、システム内に配置されて、複数の発光体に電気的に結合される。制御装置は、制御装置によって実行されるとき、制御装置に多種多様な作業を行わせる論理を含む。例えば、光出力を制御することに加えて、制御論理108は、デバイスアーキテクチャの前述の部分（例えばレンズシステム、画像センサ、機械的アクチュエータ等）のいずれでも制御することが可能であり得る。制御論理108は、内視鏡によって捉えられた画像の焦点を合わせる、または1つまたは複数の機械的アクチュエータを用いて光ファイバケーブル104の本体を操作するために、レンズ間の距離を正確に制御することが可能であり得る。

40

【 0 0 1 5 】

50

[0020] 図1Bは、開示の実施形態による、例示的な内視鏡発光スペクトル120および対応するユーザが観察した黒体発光スペクトル122を示す。描写された実施形態では、内視鏡発光スペクトル120およびユーザが観察した黒体発光スペクトル122は、同じグラフ上に重ね合されており、これは、単に比較目的のためである。両方のスペクトルは、一定の縮尺で描かれているわけではない。

【0016】

[0021] 図示するように、内視鏡発光スペクトル120は、5つの別個の発光ピークを含む。5つのピークに達するため、5つのレーザーが、ファイバの中に送られている。レーザーの相対パワーを同調させることによって、ユーザが観察した黒体発光スペクトル122に近い色を備えたシーンを、描くことができる。描写された実施形態は、例えば、415 nm、462 nm、520 nm、575 nm、および635 nmの中心波長を有する5つのレーザーを含有することができる。すべてのレーザーは、1 nmのバンド幅を有することができる。これらの5つのレーザー発光ピークは、ユーザが観察した黒体発光スペクトル122(6,500 °K黒体発光スペクトルと類似している)に似ていることができる。

10

【0017】

[0022] 図2は、開示の実施形態による、内視鏡発光体200を図示する。示されるように、内視鏡発光体200は、光ファイバケーブル204、光源212(複数の発光体209を含む)、および制御論理208を含む。複数の発光体209は、5つのレーザー、すなわちレーザー231、レーザー233、レーザー235、レーザー237、およびレーザー239を含む。複数の発光体209のそれぞれは、光ファイバケーブル204に光学的に結合され、個別に制御論理208に電氣的に結合されている。複数の発光体209はそれぞれ、別個の波長の光を発する。レーザー231は、最も短い波長の光を発し、レーザー233は、2番目に短い波長の光を発し、レーザー235は、レーザー233より長い波長の光を発し、レーザー237は、2番目に長い波長の光を発し、レーザー239は、最も長い波長の光を発する。発光強度またはデューティサイクル(オフタイムに対するオンタイムの比率)は、異なる発光スペクトルを出力するために変えられ得る。例えば、レーザー231の相対強度(すなわちオンタイム)は、より高い温度の(ブルーシフトされた)黒体発光スペクトルをエミュレートするとき、より大きくなり得る。これとは逆に、レーザー239の相対強度(すなわちオンタイム)は、より低い温度の(レッドシフトされた)黒体発光スペクトルをエミュレートするとき、より大きくなり得る。

20

30

【0018】

[0023] 図2に描写された実施形態は、5つのレーザーを示しているが、他の実施形態では、複数の発光体209は、レーザーおよび/または発光ダイオードを含むいかなる数の光源でも有することができる。さらに、図2に描写されたレーザーは、相対的に単色光(例えば、1 nm未満のバンド幅を有する光)を発する。しかしながら、他の実施形態では、複数の発光体209のバンド幅は、より大きい(およそ5 nm以上)場合もある。いくつかの実施形態では、光ファイバケーブル204は、全内反射を促進するために、クラッドを含むことができる(例えば、クラッドは、反射性金属、または光ファイバケーブル204の大半より低い屈折率を有する材料を含むことができる)、または多数のファイバを含有することができる。画像センサは、光ファイバケーブル204の遠位端部に結合されていてもよい、もしくは画像センサは、内視鏡の本体の中に含有されていてもよい、および光ファイバケーブル204は、画像光を中継して画像センサに戻すのに使用されてもよい。

40

【0019】

[0024] 図3A~図3Iは、開示のいくつかの実施形態による、黒体発光スペクトル(左)および1,500 °Kから10,000 °Kの範囲の対応する内視鏡発光スペクトル(右)を図示する。描写された各スペクトルは、多くの可能な発光スペクトルの内の1例にすぎない。本明細書に描写されている内視鏡発光スペクトルの全てが、5つの別個の光源(例えばレーザーダイオード、発光ダイオード、ガスレーザー等)を含む。これらの実施形態の全てにおいて、ユーザは、黒体発光の温度を入力することができ、内視鏡は、(ヒトの眼にとっては)黒体発光スペクトルに似ている内視鏡発光スペクトルを出力することに

50

なる。換言すれば、内視鏡の別個の発光ピークは、ヒトの眼が錯覚を起こして黒体発光スペクトル、または蛍光体スペクトルなどの他の連続的なスペクトルを見ているように同調されることができる。

【 0 0 2 0 】

[0025] 図3Aは、1,500°K黒体発光スペクトル301および対応する内視鏡発光スペクトル303を示す。相対的に低温度黒体スペクトルは、レッドシフトされている。したがって、3つの低エネルギー内視鏡発光ピークだけが、黒体発光スペクトル301に近似させるのに使用される。これらのピークの強度は、波長が減少する順に単調に大きくなる。

【 0 0 2 1 】

[0026] 図3Bは、2,000°K黒体発光スペクトル305および対応する内視鏡発光スペクトル307を示す。図3Aと同様に、相対的に低温度黒体スペクトルは、レッドシフトされている。したがって、4つの低エネルギー内視鏡発光ピークだけが、黒体発光スペクトル307に近似させるのに使用される。これらのピークの強度は、波長が減少する順に単調に大きくなる。

【 0 0 2 2 】

[0027] 図3Cは、2,500°K黒体発光スペクトル309および対応する内視鏡発光スペクトル311を示す。2,500°Kでは、黒体発光スペクトル309は、ブルーシフトが始まっているが、それでもなおレッド優位である。したがって、最も低いエネルギーピークは、依然として最も大きい強度を有し、2番目に低いエネルギーピークは、2番目に大きい強度を有し、中間のピークは、2番目に低いエネルギーピークより低い強度を有する。2番目に高いエネルギーピークは、最も低い強度を有し、最も高いエネルギーピークは、4番目に大きい強度を有する。

【 0 0 2 3 】

[0028] 図3Dは、3,000°K黒体発光スペクトル313および対応する内視鏡発光スペクトル315を示す。ここでは、黒体発光スペクトル313が、2,500°Kスペクトルと比較してブルーシフトしているにもかかわらず、5つのレーザのうちの4つだけが、対応する内視鏡発光スペクトル315を形成するのに使用される。示されるように、4つの最も低いエネルギーレーザが、スペクトルを発するのを使用され、各発光ピークの強度は、波長が減少する順に単調に大きくなる。

【 0 0 2 4 】

[0029] 図3Eは、4,000°K黒体発光スペクトル317および対応する内視鏡発光スペクトル319を示す。黒体発光スペクトル317は、引き続きブルーシフトしているが、依然としてレッド優位である。したがって、内視鏡発光スペクトル319は、5つのレーザ発光ピーク全てを含む。最も高いエネルギーピークは、2番目に低い強度を有し、2番目に高いエネルギーピークは、最も低い強度を有し、中間のエネルギーピークは、3番目に大きい強度を有し、2番目に低いエネルギーピークは、2番目に大きい強度を有し、最も低いエネルギーピークは、最も大きい強度を有する。

【 0 0 2 5 】

[0030] 図3Fは、6,000°K黒体発光スペクトル321および対応する内視鏡発光スペクトル323を示す。6000°Kでは、黒体発光スペクトル321は、劇的なブルーシフトを示す。このシフトに合うように、最も高いエネルギー（最も低い波長）の内視鏡発光ピーク強度は、他のピークより少なくとも2倍大きい。しかしながら、2番目に高いエネルギーピーク強度は、全ての他のピークより低い強度を有する。3つの最も低いエネルギーピーク強度は、だいたい同じ大きさであるが、中間のピーク（2番目に低いエネルギー）は、他の2つのピークよりわずかに小さい。

【 0 0 2 6 】

[0031] 図3Gは、6,500°K黒体発光スペクトル325および対応する内視鏡発光スペクトル327を示す。6,500°Kでは、黒体発光スペクトル325は、太陽スペクトルに似ている。それは、顕著にブルーシフトされている。最も高いエネルギーピーク

10

20

30

40

50

ク強度は、最も大きく、2番目に高いエネルギーピークは、最も小さいピーク強度を有し、中間のエネルギーピーク強度は、2番目に高いエネルギーピーク強度より大きく、2番目に低いエネルギーピークは、2番目に高いエネルギーピーク強度とだいたい同じピーク強度を有する。最後に、最も低いエネルギーピークは、中間のエネルギーピークとだいたい同じピーク強度を有する。

【0027】

[0032] 図3Hは、8,000°K黒体発光スペクトル329および対応する内視鏡発光スペクトル331を示す。8,000の°Kでは、黒体発光スペクトル329は、大いにブルーシフトされている。内視鏡発光スペクトル331も、ブルーシフトされており、最も高いエネルギーピークは、最も大きな強度を有し、2番目に高いエネルギーピークは、最も高いエネルギーピークより低い強度を有し、3番目に高いエネルギーピークは、2番目に高いエネルギーピークとだいたい同じ強度を有し、2番目に低いエネルギーピークは、最も低い強度を有し、最も低いエネルギーピークは、2番目に低い強度を有している。

10

【0028】

[0033] 図3Iは、10,000°K黒体発光スペクトル333および対応する内視鏡発光スペクトル335を示す。黒体発光スペクトル333は、最もブルーシフトされて描写されている。したがって、内視鏡発光スペクトル335も、同様に非常にブルーシフトされている。最も高いエネルギーピークは、あらゆる他のピークのほぼ2倍の大きさである。次の2つの最も高いエネルギーピークは、最も高いエネルギーピークのほぼ半分の大きさであり、2つの最も低いエネルギーピークは、ほぼ同じ大きさであり、前の2つのピークより低い強度を有している。

20

【0029】

[0034] 当業者は、上記の黒体発光スペクトルおよびそれらの対応する内視鏡発光スペクトルと関連するいくつかの傾向に気付くであろう。(1)黒体発光スペクトルの温度が2,500°K未満であるとき、複数の発光体は、単調に強くなるスペクトルの光を発する(最短波長発光スペクトルを有する複数の発光体の中の発光体は、最小振幅を有しており、最長波長発光スペクトルを有する複数の発光体の中の発光体は、最大振幅を有している)、(2)黒体発光スペクトルの温度が4,000°K未満であるとき、最長波長発光スペクトルを有する複数の発光体の中の発光体は、最大振幅を有している、および(3)

30

【0030】

[0035] 図4は、ユーザが、開示の実施形態によって、内視鏡発光スペクトルを作成しているところを図示する。図示のように、光発光モードは、ユーザがカスタマイズした連続発光スペクトルのパラメータをタブレット(または他の電子デバイス)に入力することによって選択される。描写された実施形態では、ユーザは、自分の指でタブレットのスクリーン上に発光スペクトルを描いている。タブレットは、内視鏡400へ無線で通信し、内視鏡400は、タブレット上に描かれたスペクトルに合うように発光スペクトルを調整する。当業者は理解されるように、例示した実施形態は、人がタブレット上に所望のスペクトルを描く必要があるが、連続的な発光スペクトラムを画定するためのいくつかの他の方法を用いてもよい。例えば、発光パラメータは、タブレットに単純に入力される場合もあり、または相対的ピーク強度を、トグルスイッチを用いて増大/減少させる場合もある。あるいは、ある種の照明下で現場の写真が撮られる場合もあり、タブレットは、スペクトルを分析して、それに応じて内視鏡400の出力を調整することができる。さらに、何らかのコンピュータシステム(タブレットだけでなく)が、無線で、有線で、または他の電子通信方式を用いて内視鏡400と通信するために使用され得る。

40

【0031】

[0036] さらに、図4には、いくつかの実施形態では、「マクベス」色照合表であってもよい、色照合表(理想的な色をした一連の四角)が示される。色照合表は、写真で見ら

50

れる色の範囲を表示するように意図されている色を含む。1つの実施形態では、光発光モードを選択することは、所望の照明下で色照合表内の色を決めること、および所望の照明モードに合うように、内視鏡スペクトル出力を生成することを含み得る。色照合表は、基準光源（6500°Kの黒体などの）下で画像化され、次いで、カスタマイズした光源下で再び画像化され得る。カスタマイズした光源下の色は、カスタマイズした光源の出力が、基準光源にどれくらい近いのかを確かめるために、基準光源下の色と比較され得る。こうすることによって、内視鏡400は、所望のカスタマイズした照明モードをシミュレートすることができる。1つの実施形態では、色照合表を画像化することは、タブレット内のカメラ（または携帯電話カメラ、コンピュータカメラ、または同種のものなどの何らかの別のカメラデバイス）を用いて成し遂げられる場合もある。あるいは、所望のスペクトル出力を設定するのに色照合表を使用するのではなく、内視鏡操作員が、特定の臓器の色を強調するために放射スペクトルを設定することもできる。これは、診断および治療をより容易にすることができる。例えば、腫瘍は、異なる種類の光の下では健康な組織とは異なって見える場合があり、内視鏡ユーザは、この診断用波長の光を主に発するように、スペクトルを調整することができる。

10

20

30

40

50

【0032】

[0037] 上で検討した計算を行って、目標物（または色照合表の四角）の色を決めるために、タブレットまたは他のコンピュータは、XYZ空間における目標物の色を計算しなければならない。照度スペクトル（「I（）」）に、最初に、目標物の色特有の反射率スペクトル（「R（），G（），B（）」）を乗算しなければならない。このスペクトルに、適切な曲線（色のX値用 $x（）$ 、色のY値用 $y（）$ 、色のZ値用 $z（）$ ）を乗算し、次いで、積分される（式1、2、および3を参照）。

【0033】

$$[0038] \quad \text{式1: } X = I（）R（）x（）d$$

【0034】

$$[0039] \quad \text{式2: } Y = I（）G（）y（）d$$

【0035】

$$[0040] \quad \text{式3: } Z = I（）B（）z（）d$$

【0036】

[0041] 色の表現には、2つの主要な概念、「彩度」（すなわち色の量）および「光度」（すなわち色の明るさ）が存在する。彩度を表すのに、2つの項、光度を表すのに1つの項を要する。「彩度」は、X、Y、およびZを使用して、 u' および v' を計算することによって決められ得る（式4および5を参照）。

【0037】

$$[0042] \quad \text{式4: } u' = 4X / (X + 1.5Y + 3Z)$$

【0038】

$$[0043] \quad \text{式5: } v' = 9Y / (X + 1.5Y + 3Z)$$

【0039】

[0044] 色を基準光源と比較するとき、我々は（ $u' v'$ ）を計算することができる（式6を参照）。

【0040】

$$[0045] \quad \text{式6: } (u' v') = ((u' - u'_{ref})^2 + (v' - v'_{ref})^2)$$

【0041】

[0046] 理想的には、（ $u' v'$ ）0.030である。この範囲では、ヒトの眼は、色間の相違を感知するのが困難である。換言すれば、最適化は、広帯域法線照度（例えば、6500°Kの黒体照明）下でのタイル（または他の色基準）の色と本明細書に記載されている1組のレーザからの照明下での同じタイルの色との間の違いの合計（または何らかの他の線形結合）を最小限に抑えようとする。

【0042】

[0047] 図5は、開示の実施形態による、内視鏡照明の方法500を図示する。方法500において工程ブロック501～507の一部または全部が出現する順序は、制限的であると考えられてはならない。それよりも、本開示から便益を得る当業者は、方法500のいくつかは、例示されていないさまざまな順序で、または並行的にも、実行され得ることを理解することであろう。

【0043】

[0048] ブロック501は、複数の光発光モードから光発光モードを選択することを示す。1つの実施形態では、光発光モードは、図3A～図3Iに描写された黒体発光スペクトルに対応する内視鏡発光スペクトルのいずれか1つである。他の実施形態では、ユーザは、カスタマイズした発光スペクトルを選択、追跡、または入力することができる（例えば図4を参照）。

10

【0044】

[0049] ブロック503は、選択された光発光モードに応じて、複数の発光体から光を発することを図示する。1つの実施形態では、複数の発光体の中の各発光体は、異なるバンド幅の光を発する。複数の発光体の中の大部分の発光体によって発せられた光のバンド幅は、5nm未満であり得る。他の実施形態では、バンド幅は、1nm以下など、かなり小さい場合もある。

【0045】

[0050] ブロック505は、光ファイバケーブルを通して光を運ぶことを示し、光ファイバケーブルの第1の端部は、複数の発光体に光学的に結合されている。いくつかの実施形態では、光源としてレーザを使用することは、（他の白色光源と比較して）光ファイバケーブルと極めて効率的に光結合することを可能にする。

20

【0046】

[0051] ブロック507は、光ファイバケーブルの第2の端部から光をアウトカップリングすることを示し、光ファイバケーブルの第2の端部から出力された光は、ヒトの眼では連続発光スペクトルに似ている。1つの実施形態では、光ファイバケーブルの第2の端部から出力された光は、CIE LUV色空間において、黒体発光スペクトルから（ u' 、 v' ）0.030を有することによって、黒体発光スペクトルに似ている。

【0047】

[0052] 本発明の例示した実施形態についての上記説明は、要約書に記載されていることも含めて、網羅的であるようには、または開示されたまさにその形態に、本発明を限定するようには意図されていない。本発明の特定の実施形態、および本発明に関する例は、例示目的で本明細書に記載されているが、当業者であれば認識されるように、さまざまな修正が、本発明の範囲の中で可能である。

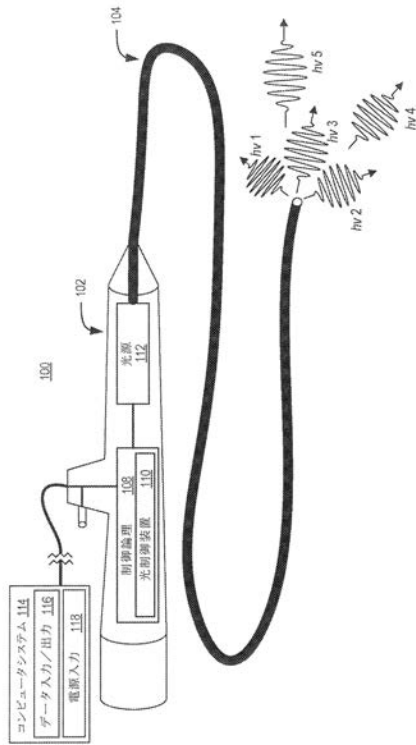
30

【0048】

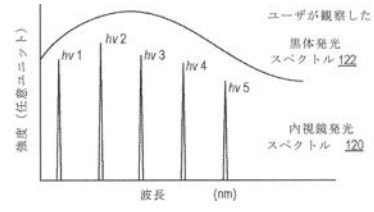
[0053] これらの修正は、上記の詳細な説明を考慮して本発明に加えることができる。以下の特許請求の範囲で使用される用語は、本発明を本明細書に開示された特定の実施形態に限定するものと解釈されてはならない。正しくは、本発明の範囲は、特許請求の範囲の解釈についての確立した原則によって解釈されるべき以下の特許請求の範囲によって全面的に決められることになる。

40

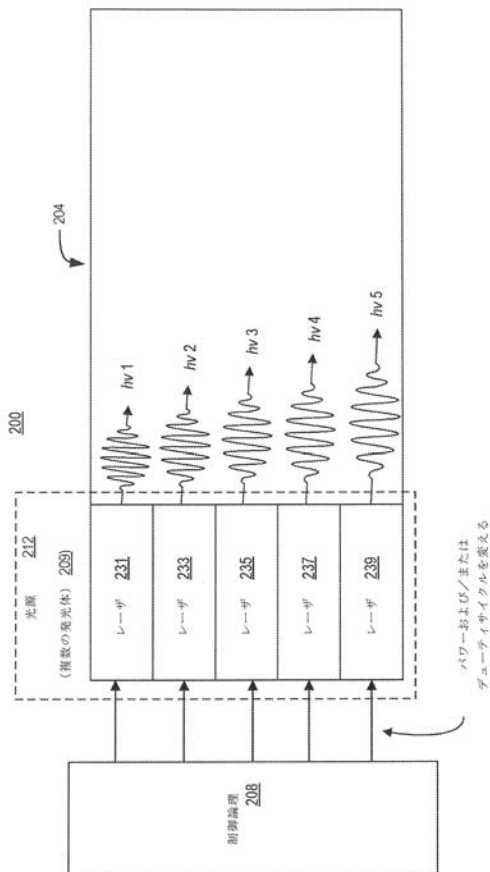
【図 1 A】



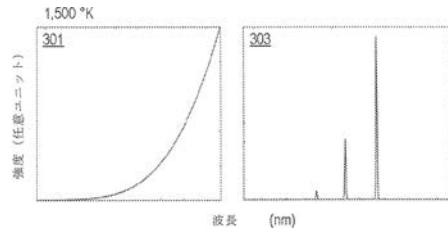
【図 1 B】



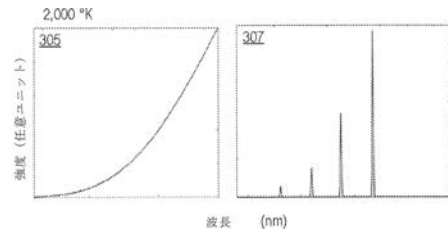
【図 2】



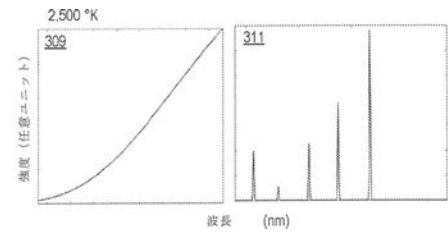
【図 3 A】



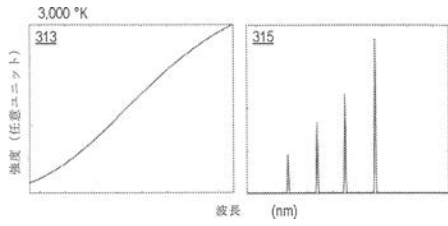
【図 3 B】



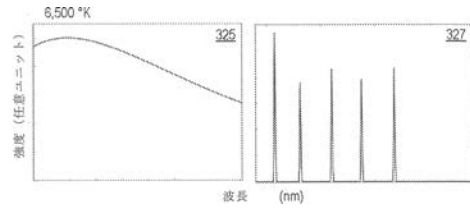
【図 3 C】



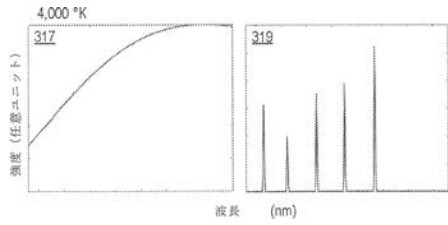
【図 3 D】



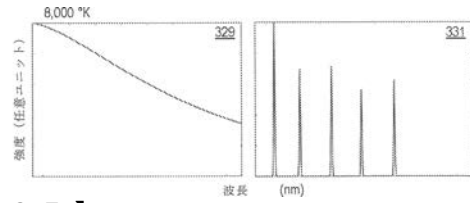
【図 3 G】



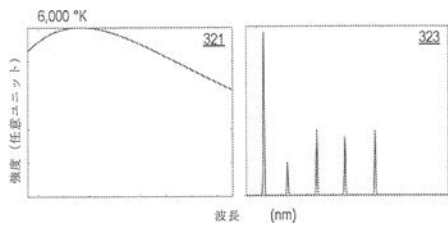
【図 3 E】



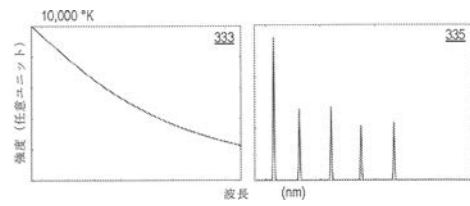
【図 3 H】



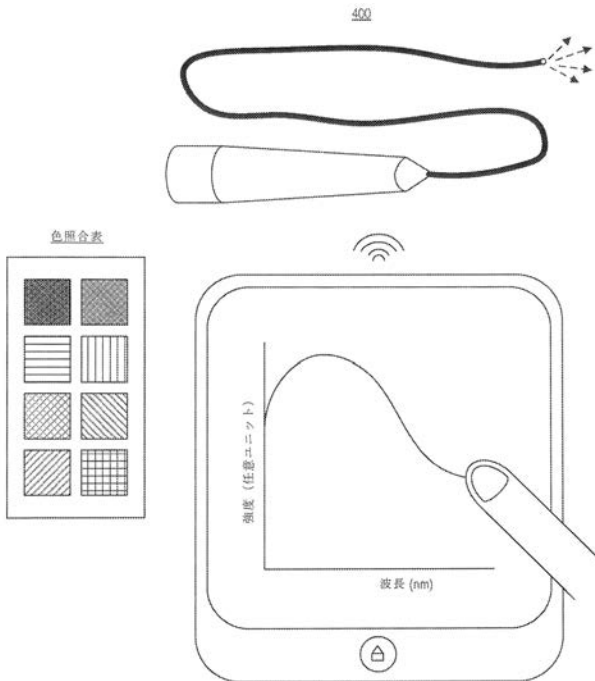
【図 3 F】



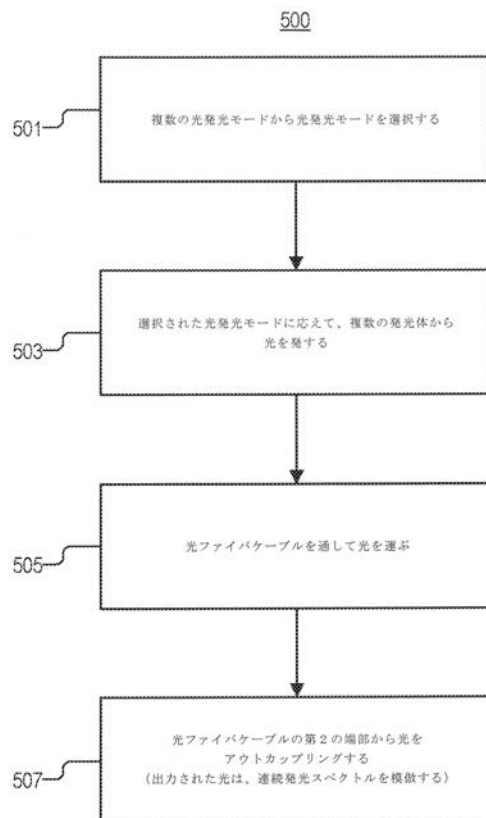
【図 3 I】



【図 4】



【図 5】



【手続補正書】

【提出日】平成31年3月14日(2019.3.14)

【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】

医療診断用のシステムであって、
光ファイバケーブルと、
前記光ファイバケーブルの第1の端部に光学的に結合された複数の発光体であって、前記複数の発光体の中の各発光体が、異なるバンド幅の光を発する、複数の発光体と、
前記システムの中に配置され、前記複数の発光体に電氣的に結合された制御装置であって、前記制御装置が、前記制御装置によって実行される時、
照明モードを含む指令を受容することであって、前記照明モードが、ヒトの眼では黒体発光スペクトルに似ている、指令を受容することと、
前記複数の発光体の中の各発光体から発せられた前記光の強度を、前記照明モードに合うように調整することと
を含む作業を前記制御装置に行わせる論理を含む、制御装置と
を備える、システム。

【請求項2】

前記照明モードが、前記複数の発光体が発する前記光の1組の既定の強度を含む、請求項1に記載のシステム。

【請求項3】

前記1組の既定の強度が、温度に対応する前記黒体発光スペクトルに似ており、前記温度が、1、000°Kと10、000°Kとを含め、その間の特定の温度を含む、請求項2に記載のシステム。

【請求項4】

前記黒体発光スペクトルの前記温度が、4,000°K未満であるとき、最長波長発光スペクトルを有する前記複数の発光体の中の発光体が、最大強度を有しており、前記黒体発光スペクトルの前記温度が4,000°Kより大きいとき、最短波長発光スペクトルを有する前記複数の発光体の中の発光体が、最大強度を有している、請求項3に記載のシステム。

【請求項5】

前記複数の発光体の中の大部分の発光体によって発せられた前記光のバンド幅が、5nm未満である、請求項1に記載のシステム。

【請求項6】

前記照明モードが、CIE LUV色空間において、前記黒体発光スペクトルから (u', v') 0.030を有することによって、前記黒体発光スペクトルに似ている、請求項1に記載のシステム。

【請求項7】

内視鏡照明の方法であって、
複数の光発光モードから光発光モードを選択することと、
選択された前記光発光モードに応じて、複数の発光体から光を発することであって、前記複数の発光体の中の各発光体が、異なるバンド幅の前記光を発する、複数の発光体から光を発することと、
光ファイバケーブルを通して前記光を運ぶことであって、前記光ファイバケーブルの第1の端部が、前記複数の発光体に光学的に結合されている、前記光を運ぶことと、
前記光ファイバケーブルの第2の端部から前記光をアウトカップリングすることであって

て、前記光ファイバケーブルの前記第2の端部から出力された前記光が、ヒトの眼では連続発光スペクトルに似ている、前記光をアウトカップリングすることとを含む、方法。

【請求項8】

前記複数の光発光モードの中の各光発光モードが、 $1,000^{\circ}\text{K}$ と $10,000^{\circ}\text{K}$ とを含め、その間の黒体発光スペクトルの温度に対応する、請求項7に記載の方法。

【請求項9】

前記黒体発光スペクトルの前記温度が、 $2,500^{\circ}\text{K}$ 未満であるとき、前記複数の発光体が、波長の増大に伴って単調に強くなる発光スペクトルを発し、最短波長発光スペクトルを有する前記複数の発光体の中の発光体が、最小強度を有しており、最長波長発光スペクトルを有する前記複数の発光体の中の発光体が、最大強度を有している、請求項8に記載の方法。

【請求項10】

前記黒体発光スペクトルの前記温度が、 $4,000^{\circ}\text{K}$ 未満であるとき、最長波長発光スペクトルを有する前記複数の発光体の中の発光体が、最大強度を有している、請求項8に記載の方法。

【請求項11】

前記黒体発光スペクトルの前記温度が、 $4,000^{\circ}\text{K}$ より大きいとき、最短波長発光スペクトルを有する前記複数の発光体の中の発光体が、最大強度を有している、請求項8に記載の方法。

【請求項12】

前記光ファイバケーブルの前記第2の端部から出力された光が、CIE LUV色空間において、前記黒体発光スペクトルから (u', v') 0.030 を有することによって、前記黒体発光スペクトルに似ている、請求項8に記載の方法。

【請求項13】

前記複数の発光体が、 5nm 以下のバンド幅を有する5つのレーザダイオードを含む、請求項7に記載の方法。

【請求項14】

前記光発光モードが、カスタマイズした連続発光スペクトルのパラメータを入力することによってユーザによって選択される、請求項7に記載の方法。

【請求項15】

光発光モードを選択することが、所望の照明下で色照合表の色を決めることと、前記所望の照明に合うように、照明モードを生成することとを含む、請求項7に記載の方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2017/043793

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B1/06 A61B1/07 G02B23/24 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 F21K F21S G02B F21W H05B		
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 2007 068699 A (MEDIA TECHNOLOGY KK) 22 March 2007 (2007-03-22) paragraphs [0031] - [0039] paragraphs [0048] - [0049] figures 1, 2, 5 -----	1-6, 16-23
X	US 2006/173245 A1 (TODD ERIK F [US] ET AL) 3 August 2006 (2006-08-03) paragraph [0041] paragraphs [0047] - [0048] paragraph [0054] paragraphs [0064] - [0065] figures 3, 6, 8C, 9 ----- -/--	1-6, 16-21,23
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
* Special categories of cited documents :		
<p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>		<p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>
Date of the actual completion of the international search 2 November 2017		Date of mailing of the international search report 10/11/2017
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 Gärtner, Andreas

2

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/US2017/043793

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2010/059197 A2 (STRYKER CORP) 27 May 2010 (2010-05-27) paragraphs [0023] - [0028] paragraph [0061] figure 3 -----	1-6, 16-23
X	US 2013/188331 A1 (JAFFE STEVEN M [US] ET AL) 25 July 2013 (2013-07-25) paragraphs [0053] - [0057] figure 6A paragraph [0063] -----	1-6, 16-23
A	EP 1 610 593 A2 (COLOR KINETICS INC [US]) 28 December 2005 (2005-12-28) paragraph [0109] paragraphs [0141] - [0149] paragraph [0184] figures 10B, 14-17 -----	1-6, 16-23
A	US 2015/362151 A1 (VAN BOMMEL TIES [NL] ET AL) 17 December 2015 (2015-12-17) paragraphs [0033], [0036], [0047] figures 1, 2 -----	1-6, 16-23

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2017/043793**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.: 7-15
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery (method of endoscopic illumination)
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/US2017/043793

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
JP 2007068699 A	22-03-2007	NONE	
US 2006173245 A1	03-08-2006	US 2006173245 A1	03-08-2006
		US 2012002394 A1	05-01-2012
WO 2010059197 A2	27-05-2010	AU 2009318141 A1	27-05-2010
		CA 2741734 A1	27-05-2010
		CN 102215736 A	12-10-2011
		EP 2365773 A2	21-09-2011
		JP 5909091 B2	26-04-2016
		JP 2012509098 A	19-04-2012
		KR 20110094283 A	23-08-2011
		US 2011208004 A1	25-08-2011
		US 2016231494 A1	11-08-2016
		WO 2010059197 A2	27-05-2010
US 2013188331 A1	25-07-2013	US 2013188331 A1	25-07-2013
		US 2013188383 A1	25-07-2013
		US 2013188384 A1	25-07-2013
		US 2013188388 A1	25-07-2013
EP 1610593 A2	28-12-2005	NONE	
US 2015362151 A1	17-12-2015	CN 104968256 A	07-10-2015
		EP 2950704 A1	09-12-2015
		JP 2016514972 A	26-05-2016
		US 2015362151 A1	17-12-2015
		WO 2014118706 A1	07-08-2014

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 シンハ, サップリヨ

アメリカ合衆国, カリフォルニア州 94043, マウンテン ビュー, アンフィシアター パークウェイ 1600

(72)発明者 ラファエリ, エデン

アメリカ合衆国, カリフォルニア州 94043, マウンテン ビュー, アンフィシアター パークウェイ 1600

Fターム(参考) 4C161 QQ02 QQ07 QQ09 RR02 RR04

专利名称(译)	具有可调色温的白光源		
公开(公告)号	JP2019521798A	公开(公告)日	2019-08-08
申请号	JP2019502001	申请日	2017-07-25
申请(专利权)人(译)	Veriri生命科学LLC		
[标]发明人	ラファエリエデン		
发明人	ガナパティ, ヴイドヤ シンハ, サップリヨ ラファエリ, エデン		
IPC分类号	A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00039 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B1/07 A61B2090/309 G02B23/2469		
FI分类号	A61B1/06.610		
F-TERM分类号	4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04		
代理人(译)	佐藤 睦		
优先权	15/222471 2016-07-28 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

问题得到解决：进一步加强内镜成像并协助医生诊断。一种用于医疗诊断的系统包括光纤电缆和光学耦合到光纤电缆的第一端的多个光发射器。多个光发射器中的每个光发射器发射不同带宽的光。该系统还包括控制器，该控制器电耦合到多个光发射器。控制装置在由控制装置执行时接受包括照明模式的命令，并调节从多个光发射器中的每个光发射器发射的光的强度以匹配照明模式。导致控制设备执行任务的逻辑，包括[选择]图1A

