

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6687877号
(P6687877)

(45) 発行日 令和2年4月28日(2020.4.28)

(24) 登録日 令和2年4月7日(2020.4.7)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 1
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 2
G O 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 0
G O 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 2
	G O 2 B 23/24 B
	請求項の数 7 (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2015-202781 (P2015-202781)
 (22) 出願日 平成27年10月14日(2015.10.14)
 (65) 公開番号 特開2017-74178 (P2017-74178A)
 (43) 公開日 平成29年4月20日(2017.4.20)
 審査請求日 平成30年9月28日(2018.9.28)

(73) 特許権者 000003193
 凸版印刷株式会社
 東京都台東区台東1丁目5番1号
 (74) 代理人 100096699
 弁理士 鹿嶋 英實
 (72) 発明者 吉田 哲志
 東京都日野市旭が丘2丁目8番7号
 株式会社オルタステ
 クノロジー内
 審査官 清水 裕勝

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 撮像装置及びそれを用いた内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

光の文様を生成する第一生成手段と、
 前記文様を観察対象に照射する照射手段と、
 前記観察対象と前記観察対象上の文様とを二次元画像として撮像する撮像手段と、
 前記撮像手段によって撮像された二次元画像に含まれる文様を用いて立体感が得られる
 三次元画像を生成する第二生成手段と、
 前記撮像手段によって撮像された二次元画像と前記第二生成手段によって生成された三
 次元画像とを重畳して表示部に表示させる表示手段と
 を備えたことを特徴とする撮像装置。

【請求項2】

前記文様はドット模様または格子模様であることを特徴とする請求項1に記載の撮像装
 置。

【請求項3】

前記第一生成手段は可視領域外の波長域の光の文様を生成することを特徴とする請求項
 1または2に記載の撮像装置。

【請求項4】

前記第二生成手段は、前記撮像手段によって撮像された二次元画像に含まれる文様の時
 間軸上の変化を数値化し、この数値データに基づいて立体感が得られる三次元画像を生成
 することを特徴とする請求項1乃至3いずれかに記載の撮像装置。

【請求項 5】

前記撮像手段を複数備え、前記第二生成手段は、これら複数の撮像手段で撮影された複数の二次元画像を用いてステレオ視の三次元画像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 4 いずれかに記載の撮像装置。

【請求項 6】

請求項 1 乃至 4 いずれかに記載の撮像装置を用いたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 7】

外部で撮影された三次元断層像を取り込む取り込み手段と、

この取り込み手段によって取り込まれた三次元断層像と請求項 1 乃至 4 いずれかに記載の撮像装置の第二生成手段によって生成された三次元画像とを重畳する重畳手段とを備え

10

、前記表示手段は、この重畳手段によって重畳された画像を表示部に表示させることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、対象の凹凸状態を観察可能な撮像装置及びそれを用いた内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

20

体内患部を撮影して画像化する内視鏡装置は平面的な画像しか撮影できず、患部の凹凸を見分けることができないことから、近年、患部の凹凸状態も観察することが可能な内視鏡装置が実用化されている（たとえば、下記の特許文献 1）。

【0003】

図 8 は、特許文献 1 に記載された内視鏡装置の概念構成図である。内視鏡装置 1 は本体部 2 の内部に一对の撮像部 3、4 を備えている。これらの撮像部 3、4 にはガイド体 5 に保護された二本の導光体 6、7 を介して観察対象（体内患部や手術器具等）の像が導かれるようになっており、撮像部 3、4 はそれぞれ観察対象の画像を生成して不図示の画像処理部に出力する。

【0004】

30

ここで、二本の導光体 6、7 の観察対象側の端面間は距離 D だけ離れている。この距離 D は人体の両目間距離あるいはその両目間距離に近い値に相当する、いわゆる「視差距離」である。

【0005】

特許文献 1 に記載された内視鏡装置 1 は、この「視差距離」に基づいて観察対象の凹凸状態を観察するものであり、一般的にいえばステレオ視（両眼立体視ともいう）の原理、つまり、同一の物体を異なる二つの視点から見ることによって、その三次元的な位置を測るとい原理に基づくものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0006】

【特許文献 1】特開平 7 - 3 2 3 0 0 4 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献 1 に記載された内視鏡装置 1 においては、二本の導光体 6、7 の観察対象側の端面間を距離 D だけ離さなければならず、この距離 D は人間の両目間距離またはそれに近い距離相当の「視差距離」であるため、距離 D に対応して二本の導光体 6、7 を保護するガイド体 5 の外径が大きくなってしまいう問題点がある。

【0008】

50

一般的に内視鏡装置 1 のガイド体 5 は、患者の口から喉を通して体内へと挿入されるが、太すぎるガイド体 5 は体内への挿入作業の困難を招き、さらに患者の苦痛や負担も増大するため、できるだけガイド体 5 を細くすることが求められている。

【 0 0 0 9 】

そこで、本発明の目的は、ガイド体の先端をできるだけ細くして体内への挿入作業を容易化し、さらに患者の負担も軽減できる撮像装置及びそれを用いた内視鏡装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

本発明に係る撮像装置は、光の文様を生成する第一生成手段と、前記文様を観察対象に照射する照射手段と、前記観察対象と前記観察対象上の文様とを二次元画像として撮像する撮像手段と、前記撮像手段によって撮像された二次元画像に含まれる文様を用いて立体感が得られる三次元画像を生成する第二生成手段と、前記撮像手段によって撮像された二次元画像と前記第二生成手段によって生成された三次元画像とを重畳して表示部に表示させる表示手段とを備えたことを特徴とし、また、本発明に係る内視鏡装置は前記の撮像装置を用いたことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、ガイド体の先端をできるだけ細くして体内への挿入作業を容易化し、さらに患者の負担も軽減できる撮像装置及びそれを用いた内視鏡装置を提供することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【図 1】第一実施形態に係る内視鏡装置の概念構成図である。

【図 2】文様生成部 1 0 7 の概念図である。

【図 3】文様 P 1 2 から凹凸状態を観察できることを示す説明図である。

【図 4】立体画像の生成に必要な数値データを得るための説明図である。

【図 5】立体画像の生成に必要な数値データを得るための説明図である。

【図 6】第二実施形態に係る内視鏡装置の概念構成図である。

30

【図 7】第三実施形態に係る内視鏡装置の概念構成図である。

【図 8】特許文献 1 に記載された内視鏡装置の概念構成図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 3 】

以下、本発明の実施形態を、内視鏡装置への適用を例にして、図面を参照しながら説明する。

【 0 0 1 4 】

(第一実施形態)

図 1 は、第一実施形態に係る内視鏡装置の概念構成図である。内視鏡装置 1 0 0 は、画像を表示するための表示部 1 0 1 と、内視鏡装置 1 0 0 の各部を格納する本体部 1 0 2 と、ガイド体 1 0 3 とを備える。

40

【 0 0 1 5 】

なお、この図では、表示部 1 0 1 を本体部 1 0 2 の外に出している(外付けにしている)が、この態様に限定されない。表示部 1 0 1 を本体部 1 0 2 に組み込む態様にしてもよい。

【 0 0 1 6 】

本体部 1 0 2 は、表示用の画像を生成する画像処理部 1 0 4 と、撮像部 1 0 5 と、光 P 1 1 を発光する光源 1 0 6 と、光 P 1 1 から光の文様(以下、単に文様という) P 1 2 を生成する文様生成部 1 0 7 と、前記各部(画像処理部 1 0 4 や撮像部 1 0 5 及び文様生成部 1 0 7 など)の動作を制御する制御部 1 0 8 とを備え、さらに不図示の電源部等を備え

50

る。

【 0 0 1 7 】

なお、(光の)文様 P 1 2 とは、たとえば、ガラス板に文字や絵を描いて壁の前に置き、そのガラス板に光を当てると、ガラス板の文字や絵が壁に映し出されるが、この映し出された文字や絵のようなもののことを「文様」という。あるいはより一般的な表現では「影」や「模様」または「パターン」などということもできる。本実施形態では、この文様 P 1 2 を利用して観察対象の凹凸状態を観察する。詳細は後述する。

【 0 0 1 8 】

光源 1 0 6 は、たとえば、L E D (Light Emitting Diode) 等の発光ダイオードである。光源 1 0 6 から照射される光 P 1 1 の波長(または波長領域)は、この実施形態においては特に限定しない。可視領域の光を含む白色光であってもよいし、あるいは目に見えない(または見えにくい)波長領域の光(赤外光など)を含む広波長域の光であってもよい。

10

【 0 0 1 9 】

撮像部 1 0 5 は、所定の光感応撮像特性、たとえば、可視領域の光 P 1 1 の場合は可視領域の光感応撮像特性、あるいは、赤外領域の光を含む光 P 1 1 の場合は可視光域から赤外領域までの広い光感応撮像特性を有する、たとえば、C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサや C M O S (Complementary Metal Oxide semiconductor) イメージセンサあるいはその他の方式の二次元撮像デバイスである。

【 0 0 2 0 】

ガイド体 1 0 3 は、本体部 1 0 2 の任意面に一端面 1 1 0 が取り付けられた柔軟性かつ所定の長さを有する円筒状の中実部材であり、このガイド体 1 0 3 の一端面 1 1 0 から他端面 1 1 1 にかけて、少なくとも二本の導光体(以下、第一導光体 1 1 2 及び第二導光体 1 1 3)が内装されている。

20

【 0 0 2 1 】

これら二本の導光体(第一導光体 1 1 2 及び第二導光体 1 1 3)はいずれも柔軟性があり、かつ低損失で光を端から端まで導くことができる、たとえば、光ファイバである。

【 0 0 2 2 】

第一導光体 1 1 2 は文様生成部 1 0 7 で生成された文様 P 1 2 をガイド体 1 0 3 の他端面 1 1 1 へと導き、また、第二導光体 1 1 3 はガイド体 1 0 3 の他端面 1 1 1 に近接して対向する不図示の観察対象(体内の患部や手術器具等)からの反射光 P 1 3 を撮像部 1 0 5 の撮像面 1 0 9 へと導く。

30

【 0 0 2 3 】

撮像部 1 0 5 は、その撮像面 1 0 9 に反射光 P 1 3 が照射されているとき、反射光 P 1 3 に含まれる観察対象の像を撮像して画像処理部 1 0 4 に出力する。なお、この図では省略しているが、撮像部 1 0 5 は、その撮像面 1 0 9 に結像レンズ等の光学系を有している。また、二本の導光体(第一導光体 1 1 2 及び第二導光体 1 1 3)の各端面側またはいずれか一方の端面側にも、それぞれ必要に応じてレンズ等の光学系を設けておいてもよい。

【 0 0 2 4 】

図 2 は、文様生成部 1 0 7 の概念図である。先にも説明したとおり、文様 P 1 2 とは、光 P 1 1 を照射することによって任意の観察対象(実施形態の対象は患部や手術器具等)上に映し出される「影」や「模様」または「パターン」のようなもののことをいう。

40

【 0 0 2 5 】

文様 P 1 2 の形は様々考えられるが、ここでは二つのものを例示する。すなわち、第一の例は、図 2 (a) に示すように縦横等間隔に配置されたドット模様(ドット柄ともいう)であり、第二の例は、図 2 (b) に示すように縦横等間隔に配列された格子模様(格子柄ともいう)である。いうまでもなく文様 P 1 2 はこれらの二つの例示に限定されない。他の様々な模様や柄であっても当然構わない。

【 0 0 2 6 】

第一の例及び第二の例は、たとえば、ガラスやアクリルなどの透明薄板状の硬質素材 1

50

14の表面に塗料などで描いたり、印刷したり、刻印したりしてもよい。

【0027】

第一の例及び第二の例のいずれにおいても、その硬質素材114の一方面に光源106からの光P11を当てることにより、その硬質素材114の反対側面に位置する観察対象115の上に文様P12（第一の例ではドット模様、第二の例では格子模様）を映し出すことができる。

【0028】

図3は、文様P12から凹凸状態を観察できることを示す説明図である。図3(a)は文様P12がドット模様の場合であり、図3(b)は文様P12が格子模様の場合である。いずれの場合も観察対象115が平坦であれば、各図の左側に示すように文様P12は整列を保って乱れがなく、一方、観察対象115が平坦でなければ、たとえば、各図の右側に示すように丘状に盛り上がっていけば、その盛り上がりに応じて文様P12に乱れが生じる。たとえば、第一の例（ドット模様）ではドットの間隔が部分的に広がり、また、第二の例（格子模様）では格子の間隔が部分的に広がるので、このような文様P12の乱れ方を時間を追って見ていくことにより、観察対象115の凹凸状態を感覚的に観察することができる。

【0029】

つまり、図3の文様P12の画像を表示部101の画面上に映し出すことにより、画面の表示から観察対象115（患部や手術器具等）の盛り上がりを感じ覚的に把握することができ、観察対象115の凹凸状態を目視で観察することが可能になる。

【0030】

ところで、図3の文様P12の画像（特に各図の右側の画像）を表示部101の画面上に映し出さず、文様P12の乱れを時間軸上で数値化して、その数値データを用いて生成した立体画像（3D画像：Three-Dimensional画像）を表示部101の画面上に映し出すようにしてもよい。このようにすれば、観察対象115（実施形態では体内の患部や手術器具等）の凹凸状態をより正確に観察できるので好ましい。

【0031】

図4及び図5は、立体画像の生成に必要な数値データを得るための説明図である。まず、図4に示すように、第一導光体112の端面位置（文様P12の照射点）をPa、第二導光体113の端面位置（反射光P13の入射点）をPbとすると、PaとPbはごくわずかに離れている（少なくとも第一導光体112の半径と第二導光体113の半径を加えた距離だけ離れている）ため、Paからの文様P12の光軸と、Pbへの反射光P13の光軸とは互いに若干の角度で交差する。さらに、観察対象115の表面上における二つの光軸の交差位置は平坦な場合にはほぼフラットに並び（図4(a)）、たとえば、盛り上がっている場所ではその盛り上がりの表面に沿って凸状に並び（図4(b)）ことになる。

【0032】

このような二つの光軸の交差位置の並びを模式化すると、図5(a)のようになる。この図において、座標(0, H)は図4の位置Paに対応し、座標(d, H)は図4の位置Pbに対応する。また、座標(X₀, 0)は凹凸がない場合の二つの光軸の交差位置を示し、座標(X, h)は凹凸（この図では凸状の盛り上がり）がある場合の二つの光軸の交差位置を示している。なお、hは凸状の盛り上がりの高さである。

【0033】

いま、座標(0, H)と座標(d, H)の距離をd、座標(0, H)と座標(d, H)と座標(X, h)とのなす角を θ 、座標(0, H)と座標(d, H)と座標(X₀, 0)とのなす角を θ_0 、座標(d, H)と座標(0, H)と座標(X, h)とのなす角を θ_1 とすると、凸状の盛り上がり最も高い場所の座標(X, h)の「X」と「h」の値（数値データ）は、それぞれ図5(b)の式(1)と式(2)で求めることができる。

【0034】

これらの式(1)と式(2)は、前記の距離dと三つの角度(θ 、 θ_0 、 θ_1)を変数としているので、これらの変数を式(1)と式(2)に与えるだけで、観察対象115が平

10

20

30

40

50

坦な場合の座標 $(X_0, 0)$ から、観察対象 115 が盛り上がっている場合のその頂点の座標 (X, h) への変換を行うことができ、立体画像の生成に必要な数値データを得ることができる。

【0035】

したがって、図5(b)の式(1)と式(2)を用いることにより、観察対象115(体内の患部や手術器具等)の内視鏡装置100との相対的な動き(時間軸上の変化)から、凹凸状態を数値化して立体画像(3D画像)を生成することができる。

【0036】

以上のとおり、この第一実施形態によれば、文様P12を用いて体内患部の凹凸状態を視覚化し、または数値化して立体化することができるので、近時の医療現場の要求に応えた内視鏡装置100を提供することができる。加えて、この第一実施形態によれば、冒頭で説明した特許文献1に記載のものとの対比で、ガイド体103の外径を細くことができ、この点(ガイド体103の外径を細くする)においても近時の医療現場の要求に応えた内視鏡装置100を提供することができる。

【0037】

これは、特許文献1に記載のものは、二本の導光体6、7の観察対象側の端面間を距離D(視差距離)だけ離さなければならないのに対して、この第一実施形態では、それほどの離隔距離を必要としないからである。具体的には少なくとも第一導光体112の半径と第二導光体113の半径とを加えた距離程度だけ離せばよいからである。たとえば、特許文献1に記載の距離Dの具体値は、有効な視差距離を考えると最低でも数mmから数十mm程度は必要であろうし、または、より大きな視差を得るには数cm程度もしくはそれ以上になることもあり得る。これに対して、第一実施形態では、二本の導光体(第一導光体112と第二導光体113)の直径をそれぞれ1mm程度と仮定しても離隔距離は少なくとも「第一導光体112の半径と第二導光体113の半径を加えた距離程度」であるから、「半径+半径」の高々1mm程度にしかなり得ない。

【0038】

したがって、この第一実施形態によれば、ガイド体103の外径を細く(特許文献1のものとの対比で)することができ、近時の医療現場の要求に十二分に応えた内視鏡装置100を提供することができる。

【0039】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。前記の第一実施形態では文様P12を作るための光P11(光源106からの光P11)の波長について特に限定しなかったが、この第二実施形態では文様P12を作るための光P11の波長を赤外域、つまり、「人の目に見えないまたは見えにくい波長域」としている。これは、文様P12の乱れを数値化する場合は、むしろ観察対象115の上で文様P12が人の目に見えてしまうと患部の観察に邪魔になるからである。この第二実施形態は文様P12の乱れを数値化して立体画像を生成し、画面上に表示する内視鏡装置の例である。

【0040】

図6は、第二実施形態に係る内視鏡装置の概念構成図である。内視鏡装置200は、平面画像(二次元画像)を表示するための第一表示部201と、立体画像(三次元画像)を表示するための第二表示部202と、内視鏡装置200の各部を格納する本体部203と、ガイド体204とを備える。

【0041】

なお、この図では、第一表示部201と第二表示部202を本体部203の外に出しているが、この態様に限定されない。第一表示部201と第二表示部202の両方または一方を本体部203に組み込む態様にしてもよい。あるいは、二台の表示部(第一表示部201と第二表示部202)を設けず、一台の表示部の表示画面を二つの表示領域に分けて各々を第一表示部201の表示領域と第二表示部202の表示領域として使用する態様にしてもよい。

10

20

30

40

50

【0042】

本体部203は、表示用の画像（平面画像と立体画像）を生成する画像処理部205と、撮像部206と、赤外域の光P21を発光する第一光源207と、光P21から光の文様P22を生成する文様生成部208と、前記各部（画像処理部205や撮像部206及び文様生成部208など）の動作を制御する制御部209と、可視域の光P23を発光する第二光源210とを備え、さらに不図示の電源部等を備える。

【0043】

第一光源207と第二光源210は、たとえば、LED（Light Emitting Diode）等の発光ダイオードである。第一光源207から照射される光P21の波長は赤外域（およそ700nm程度から850nm程度まで）であり、また、第二光源210から照射される光P23の波長は可視域（およそ400nm程度から700nm程度まで）である。

10

【0044】

撮像部206は、可視域から赤外域までの広い光感応撮像特性を有する、たとえば、CCD（Charge Coupled Device）イメージセンサやCMOS（Complementary Metal Oxide semiconductor）イメージセンサあるいはその他の方式の二次元撮像デバイスである。

【0045】

ガイド体204は、本体部203の任意面に一端面211が取り付けられた柔軟性かつ所定の長さを有する円筒状の中実部材であり、このガイド体204の一端面211から他端面212にかけて、少なくとも三本の導光体（以下、第一導光体213、第二導光体214及び第三導光体215）が内装されている。

20

【0046】

これら三本の導光体（第一導光体213、第二導光体214及び第三導光体215）はいずれも柔軟性があり、かつ低損失で光を端から端まで導くことができる、たとえば、光ファイバである。

【0047】

第一導光体213は文様生成部208で生成された文様P22をガイド体204の他端面212へと導き、また、第二導光体214はガイド体204の他端面212に近接して対向する不図示の観察対象（体内の患部や手術器具等）からの反射光P24を撮像部206の撮像面へと導き、さらに、第三導光体215は第二光源210からの光P23をガイド体204の他端面212へと導く。

30

【0048】

撮像部206は、その撮像面に反射光P24が照射されているとき、反射光P24に含まれる観察対象の像を撮像して画像処理部205に出力する。なお、この図では省略しているが、撮像部206は、その撮像面に結像レンズ等の光学系を有している。また、三本の導光体（第一導光体213、第二導光体214及び第三導光体215）の各端面側またはいずれか一方の端面側にも、それぞれ必要に応じてレンズ等の光学系を設けておいてもよい。

【0049】

この第二実施形態によれば、人の目には見えないまたは見えにくい赤外域の光P21を用いて文様P22を生成するので、この文様P22も人の目には見えなく、目視による対象（体内の患部や手術器具等）の観察を妨げない。また、対象の照明は、第三導光体215によって導かれた光P23（可視域の光）によって行われるので、十分な明るさの下で目視による対象の観察を支障なく行うことができる。

40

【0050】

（第三実施形態）

次に、第三実施形態について説明する。この第三実施形態は、前記の第二実施形態にステレオ視の機能を加えたものである。

図7は、第三実施形態に係る内視鏡装置の概念構成図である。内視鏡装置300は、平面画像（二次元画像）を表示するための第一表示部301と、立体画像（三次元画像）を表示するための第二表示部302と、内視鏡装置300の各部を格納する本体部303と

50

、ガイド体304とを備える。

【0051】

本体部303は、表示用の画像（平面画像と立体画像）を生成する画像処理部305と、二つの撮像部（第一撮像部306及び第二撮像部307）と、赤外域の光P31を発光する第一光源308と、光P31から光の文様P32を生成する文様生成部309と、前記各部（画像処理部305、第一撮像部306、第二撮像部307及び文様生成部309など）の動作を制御する制御部310と、可視域の光P33、P34を発光する二つの光源（第二光源311及び第三光源312）とを備え、さらに不図示の電源部等を備える。

【0052】

三つの光源（第一光源308、第二光源311及び第三光源312）は、たとえば、LED（Light Emitting Diode）等の発光ダイオードである。第一光源308から照射される光P31の波長は赤外域（およそ700nm程度から850nm程度まで）であり、また、第二光源311と第三光源312から照射される光P33、P34の波長は可視域（およそ400nm程度から700nm程度まで）である。

【0053】

第一撮像部306及び第二撮像部307は、可視域から赤外域までの広い光感応撮像特性を有する、たとえば、CCD（Charge Coupled Device）イメージセンサやCMOS（Complementary Metal Oxide semiconductor）イメージセンサあるいはその他の方式の二次元撮像デバイスである。

【0054】

ガイド体304は、本体部303の任意面に一端面313が取り付けられた柔軟性かつ所定の長さを有する円筒状の中実部材であり、このガイド体304の一端面313から他端面314にかけて、少なくとも五本の導光体（以下、第一導光体315、第二導光体316、第三導光体317、第四導光体318及び第五導光体319）が内装されている。

【0055】

これら五本の導光体（第一導光体315、第二導光体316、第三導光体317、第四導光体318及び第五導光体319）はいずれも柔軟性があり、かつ低損失で光を端から端まで導くことができる、たとえば、光ファイバである。

【0056】

第一導光体315は文様生成部309で生成された文様P32をガイド体304の他端面314へと導き、第二導光体316は第二光源311からの光P33をガイド体304の他端面314へと導き、第三導光体317はガイド体304の他端面314に近接して対向する不図示の観察対象（体内の患部や手術器具等）からの反射光P35を第一撮像部306の撮像面へと導き、第四導光体318はガイド体304の他端面314に近接して対向する不図示の観察対象（体内の患部や手術器具等）からの反射光P36を第二撮像部307の撮像面へと導き、さらに、第五導光体319は第三光源312からの光P34をガイド体304の他端面314へと導く。

【0057】

第一撮像部306及び第二撮像部307は、それぞれの撮像面に反射光P35や反射光P36が照射されているとき、反射光P35や反射光P36に含まれる観察対象の像を撮像して画像処理部305に出力する。なお、この図では省略しているが、第一撮像部306及び第二撮像部307は、それぞれの撮像面に結像レンズ等の光学系を有している。また、五本の導光体（第一導光体315、第二導光体316、第三導光体317、第四導光体318及び第五導光体319）の各端面側またはいずれか一方の端面側にも、それぞれ必要に応じてレンズ等の光学系を設けておいてもよい。

【0058】

この第三実施形態によれば、前記の第二実施形態と同様に人の目には見えないまたは見えにくい赤外域の光P31を用いて文様P32を生成するので、目視による対象（体内の患部や手術器具等）の観察を妨げないこと、及び、対象の照明は、第二導光体316と第五導光体319によって導かれた光P33とP34（可視域の光）によって行われるので

10

20

30

40

50

、十分な明るさの下で目視による対象の観察を行うことができることに加え、さらに、ステレオ視による立体画像の観察も行うことができるという効果が得られる。

【0059】

これは、二つの撮像部（第一撮像部306及び第二撮像部307）と、これら二つの撮像部に観察対象の像を導くための導光体（第三導光体317及び第四導光体318）と、二つの可視光照明源（第二光源311及び第三光源312）と、これら二つの可視光照明源からの光P33、P34を観察対象（体内の患部や手術器具等）に導くための導光体（第二導光体316及び第五導光体319）とを備えたからである。

【0060】

この構成により、観察対象（体内の患部や手術器具等）を二つの光P33、P34で立体的に照明することができ、しかも、二つの撮像部（第一撮像部306及び第二撮像部307）によって視差を利用した観察対象（体内の患部や手術器具等）の立体画像を撮像できるからである。

【0061】

ここで、内視鏡装置について補足説明する。一般的に手術支援（手術ナビゲーション）においては体内に挿入した手術器具（さまざまな術具や硬性内視鏡等）の位置姿勢を正確に検出することが必要不可欠である。これは、手術器具の三次元形状測定を行う際に器具の先端座標を正確に検出しないと施術中に患部を損傷する危険性があるからである。このため、特に手術器具の先端座標の検出を高精度で行う必要がある。手術をしながら三次元断層像を撮像する場合は、撮像及び画像処理に十分に時間を取ることができないので、解像度や精度の面で限界がある。加えて、MRI（核磁気共鳴画像法：Magnetic Resonance Imaging）やX線（X-ray）CT（Computed Tomography）の装置内で手術を行う手術支援システムでは、使用できる器具の制限や手術スペースの制約などの問題がある。手術支援システムでは、患者を動かさないように固定する必要もあり、患者の負担が大きく、また、固定器具が邪魔になるため手術野を制限してしまうという問題もある。

【0062】

一方、そのような状況の中で、腹腔鏡手術は切開を最小限に留める（低侵襲である）ことから患者の回復も早く、肺がんや子宮がんなど、比較的大きな臓器においても近年実施されるようになってきた。

【0063】

最近の腹腔鏡手術での事故は、比較的大きな臓器（肝臓など）で起きている。腹腔鏡手術は一部を除き、単眼カメラで行われており、患部との遠近感が分からず、重要脈管を傷つけるなどの事故が起きやすい。血管壁の損傷や重要脈管の誤認による切離などが原因の合併症や死亡事故が頻発している。さらに、血管を傷つけた場合の止血に関しては、開腹手術であれば指で押さえたり、クリップを当てたりして速やかに処置できるが、腹腔鏡手術においては、緊急時の対応にかなりの困難を伴い、極めて高度な熟練を要する。このように、腹腔鏡手術は切開を最小限に留めることから患者の回復が早いというメリットがある一方で、事故が起きた場合の対処が難しいという大きなデメリットがある。

【0064】

腹腔鏡手術における事故の要因として、十分な手術支援が得られないことからくる、遠近感の補足が難しいことなどが上げられる。熟練した医師でなければ遠近感の補足が難しい。双眼（ステレオ視）の内視鏡も存在（冒頭で説明した特許文献1に記載のもの）するが、構造上の問題で、内視鏡の制約から対物レンズ間の距離（視差距離：図8の距離D）を大きくすることができず、大型臓器を立体的に観察することが難しい。したがって、ミスの発生を防ぎ、また、ミスに弱い腹腔鏡手術の方法そのものを改良すること、特に大型臓器の腹腔鏡手術に対応できる内視鏡装置が求められている。本件発明の具体的形態（第一実施形態～第三実施形態）はかかる社会的要求に十分応え得るものである。すなわち、内視鏡装置の体内挿入部（ガイド体）の外径を細くして、容易に体内患部の立体画像を生成することができ、これによって、ミスの発生を防ぎ、ミスに弱い腹腔鏡手術の方法そのものを改良することができる内視鏡装置（特に大型臓器の腹腔鏡手術に対応できる内視鏡

10

20

30

40

50

装置)を実現することができるからである。

【0065】

また、ガイド体を太くせずに、精密な立体画像を観察できるため、患部の形状や体内挿入器具(術具や硬性内視鏡等)の位置及び姿勢も正確に測定することができ、患部の損傷を避けることができるうえ、さらに、高精度な立体表示により、手術中の誤認を防止することができ、特に大型臓器の腹腔鏡手術に適用して有効な内視鏡装置を提供することができる。

【0066】

なお、以上の説明では、文様を用いて体内患部の凹凸状態を観察することを述べたが、これは文様の利用態様の一例である。たとえば、体内挿入器具(手術器具や内視鏡など)の体内における先端位置の把握を行う利用態様であってもよい。内視鏡装置(のガイド体)の先端部分が移動したときに、文様の相対的な変化量からその移動距離を演算することができる。また、手術器具の先端位置の把握も同様に文様の相対的な変化量から移動距離を演算して行うことができる。このように、体内挿入器具の位置や姿勢の検出が可能になるため、施術中に患部を損傷するという不測の事故を防止することができる。

【0067】

なお、前記の第二実施形態や第三実施形態では、二台の表示部(第一表示部201と第二表示部202/第一表示部301と第二表示部302)を備え、それぞれに平面画像と立体画像とを表示しているが、これに限らない。たとえば、平面画像(現在の視野の二次元撮像画像)に過去の視野も含めた立体データ(三次元形状データ)をリアルタイムに重畳し、この重畳画像をいずれかの表示部または専用の表示部の画面上に表示するようにしてもよい。こうすれば、現在の特定方向だけから見た立体画像のみではなく、被観察部位全体の立体形状をリアルタイムに観察することができるようになるので、内視鏡装置を使って、特に大型臓器の立体感を観察することが可能になる。また、一般的な電子内視鏡装置に標準装備されている既存の構成を利用することができるので、装置構成の大幅な変更を招くことなく、容易に既存の電子内視鏡装置に適用することができる。

【0068】

さらに、事前にMRIやX線CT等で三次元断層像を撮像しておき、施術中には第一実施形態~第三実施形態の内視鏡装置を用いて、より患部の臓器形状や位置を精密に測定するようにしてもよい。この場合、患部の臓器形状や位置をリアルタイムに測定しながら、事前に撮像した三次元断層像と位置合わせを行い、手術支援に用いてもよい。この手術支援システムによれば手術中は、非接触の光学式三次元形状測定装置を用いるだけなので、使用できる器具の制限や手術野の制約などの問題はほとんどなく、加えてX線等の被爆の心配もない。また、患者が動いても三次元形状測定装置で追従できるので、患者を固定する必要もない。

【0069】

また、前記の第一実施形態~第三実施形態では、文様生成部の具体例として、ガラスやアクリルなどの透明薄板状の硬質素材を用いたものを示したが、これに限定されない。たとえば、プロジェクタなどの投影部に用いられている液晶パネルを使用してもよい。液晶パネルを使用すれば高精細かつ精密な文様を生成できるうえ、文様の電子データを各種用意しておくだけで様々な文様を適宜選択して使用することができ、観察対象に適合した文様を用いることができる。

【0070】

また、ある種の光学系や結晶体を用いて「干渉縞」を生成できることが知られている。干渉(Interference)とは、媒質中を同時に2つ以上の波が伝わる時、各点での波の振幅がそれぞれの波による振幅を合成したものになる現象のことをいう。一般に波の強さは振幅の2乗に比例するが、干渉が起きているときは、合成波の強さは各成分波の強さの和にはならず、各成分波の振幅のベクトル和の2乗に比例する。単色光源を使って干渉の実験をすると、干渉を起す成分波の振動の位相が同位相となる個所では光は強くなり、逆位相となる個所では光は弱くなる。このような条件は交互に生じるので明暗の縞模様、つま

10

20

30

40

50

り「干渉縞」が現れる。この干渉縞も文様の一つである。

【0071】

以下、本発明の特徴を付記する。

上記の実施形態の一部又は全部は、以下の付記のようにも記載されうるが、以下には限られない。

(付記1)

付記1は、光の文様を生成する第一生成手段と、前記文様を観察対象に照射する照射手段と、前記観察対象上の文様を撮像する撮像手段と、前記撮像手段によって撮像された画像を用いて立体感が得られる画像を生成する第二生成手段と、前記第二生成手段によって生成された画像を表示部に表示させる表示手段とを備えたことを特徴とする撮像装置である。

10

(付記2)

付記2は、前記文様はドット模様または格子模様であることを特徴とする付記1に記載の撮像装置である。

(付記3)

付記3は、前記第一生成手段は可視領域外の波長域の光の文様を生成することを特徴とする付記1または2に記載の撮像装置である。

(付記4)

付記4は、前記第二生成手段は、前記撮像手段によって撮像された画像に含まれる文様の時間軸上の変化を数値化し、この数値データに基づいて立体感が得られる画像を生成することを特徴とする付記1乃至3いずれかに記載の撮像装置である。

20

(付記5)

付記5は、前記撮像手段を複数備え、前記第二生成手段は、これら複数の撮像手段で撮影された複数の画像を用いてステレオ視の画像を生成することを特徴とする付記1乃至4いずれかに記載の撮像装置である。

(付記6)

付記6は、付記1乃至4いずれかに記載の撮像装置を用いたことを特徴とする内視鏡装置である。

(付記7)

付記7は、外部で撮影された三次元断層像を取り込む取り込み手段と、この取り込み手段によって取り込まれた三次元断層像と付記1乃至4いずれかに記載の撮像装置の第二生成手段によって生成された画像とを重畳する重畳手段とを備え、前記表示手段は、この重畳手段によって重畳された画像を表示部に表示させることを特徴とする付記6に記載の内視鏡装置である。

30

【符号の説明】

【0072】

P12 文様

P22 文様

P32 文様

100 内視鏡装置(撮像装置)

40

101 表示部

104 画像処理部(第二生成手段、表示手段)

105 撮像部(撮像手段)

107 文様生成部(第一生成手段)

112 第一導光体(照射手段)

200 内視鏡装置(撮像装置)

201 表示部

202 表示部

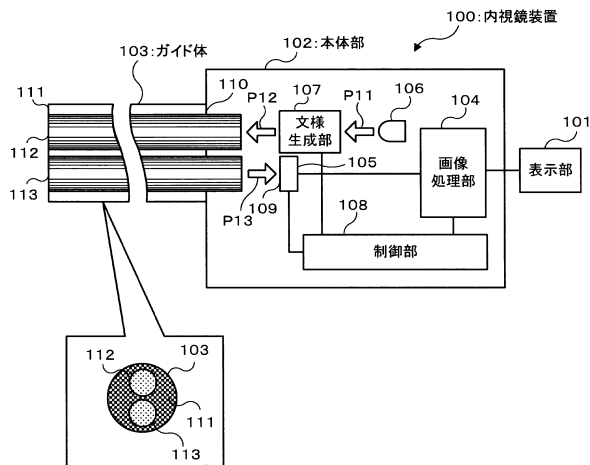
205 画像処理部(第二生成手段、表示手段)

206 撮像部(撮像手段)

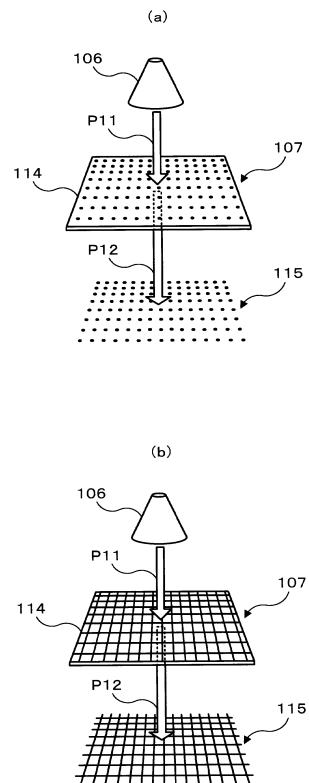
50

- 2 0 8 文様生成部 (第一生成手段)
- 3 0 0 内視鏡装置 (撮像装置)
- 3 0 1 表示部
- 3 0 2 表示部
- 3 0 5 画像処理部 (第二生成手段、表示手段)
- 3 0 6 第一撮像部 (撮像手段)
- 3 0 7 第二撮像部 (撮像手段)
- 3 0 9 文様生成部 (第一生成手段)
- 2 1 3 第一導光体 (照射手段)
- 3 1 5 第一導光体 (照射手段)

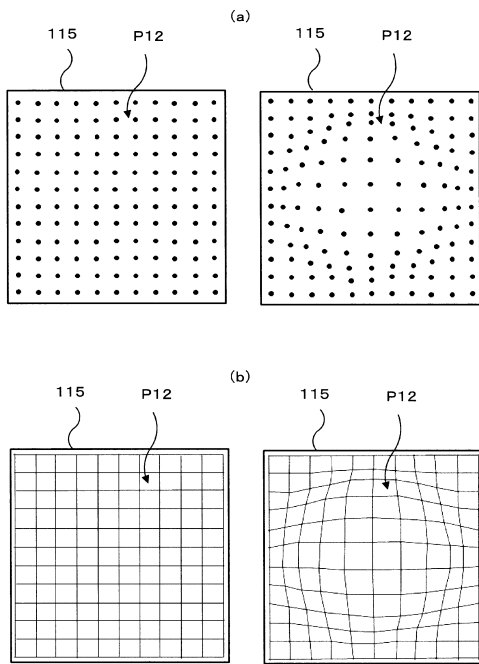
【 図 1 】



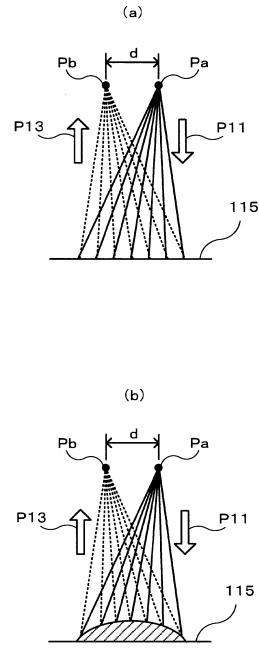
【 図 2 】



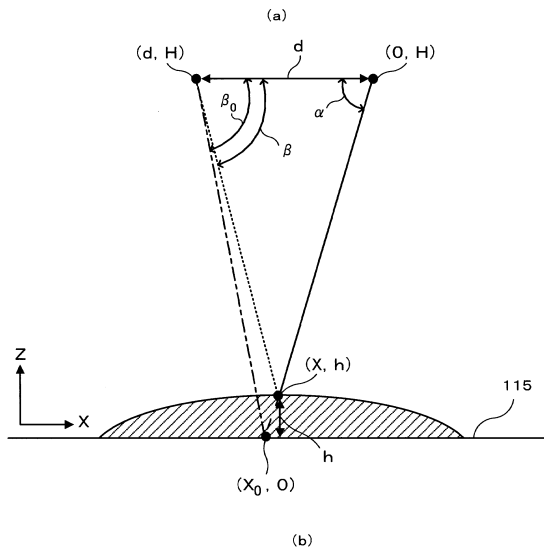
【図3】



【図4】



【図5】

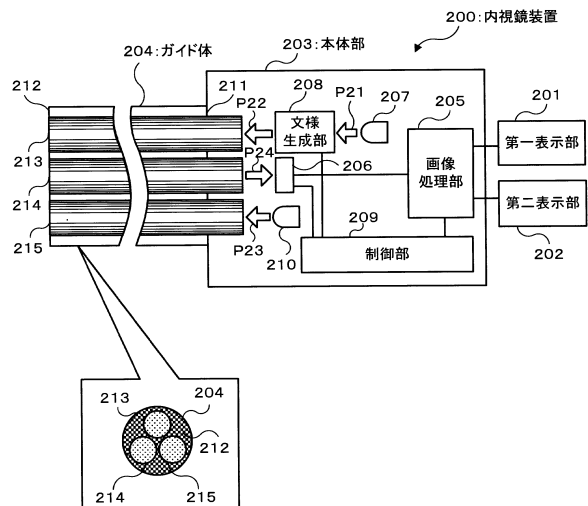


$$(X, 0) \longrightarrow (X, h)$$

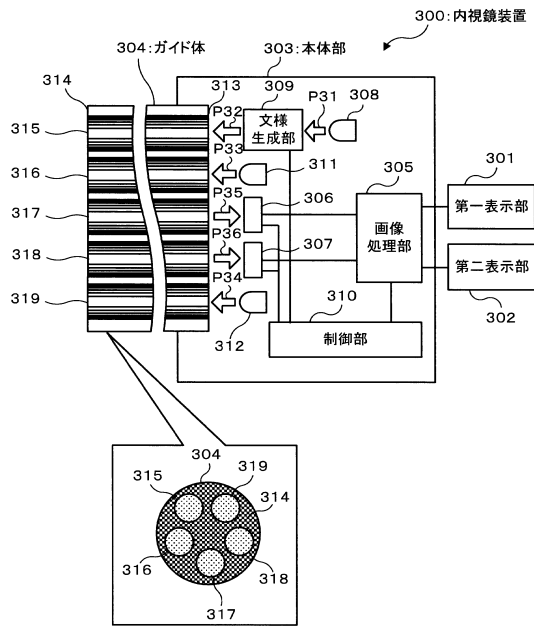
$$X = X_0 - \frac{\tan \alpha (\tan \beta_0 - \tan \beta) d}{(\tan \alpha + \tan \beta_0) (\tan \alpha + \tan \beta)} \dots (1)$$

$$h = \frac{\tan^2 \alpha (\tan \beta_0 - \tan \beta) d}{(\tan \alpha + \tan \beta_0) (\tan \alpha + \tan \beta)} \dots (2)$$

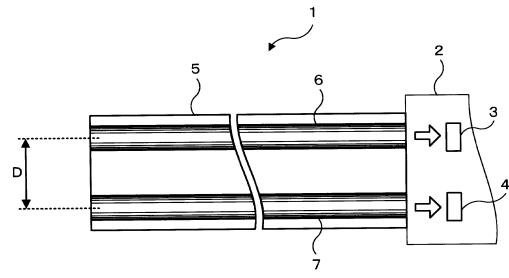
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 2 B 23/26 B

(56)参考文献 特開2012-239829(JP,A)
特開2004-121546(JP,A)
特開2013-240590(JP,A)
特開平07-260446(JP,A)
米国特許出願公開第2007/0086762(US,A1)
特開昭63-023656(JP,A)
国際公開第2013/073061(WO,A1)
特開2005-205184(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	成像设备和使用该成像设备的内窥镜设备		
公开(公告)号	JP6687877B2	公开(公告)日	2020-04-28
申请号	JP2015202781	申请日	2015-10-14
申请(专利权)人(译)	奥尔塔有限公司扫描技术		
当前申请(专利权)人(译)	凸版印刷株式会社		
[标]发明人	吉田哲志		
发明人	吉田 哲志		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.551 A61B1/00.732 A61B1/045.620 A61B1/045.622 G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.300.U A61B1/00.522 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/DA02 2H040/GA01 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF46 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/QQ03 4C161/QQ04		
其他公开文献	JP2017074178A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了最小化引导体的尖端的厚度，从而促进引导体的插入工作并减轻对患者的负担。解决方案：成像设备（100）包括：第一生成装置（107），该第一生成装置（107）产生光图案（P12）；照射单元（112），其以图案（P12）照射观察对象。成像装置（105），其在观察目标上拍摄图案（12）的图像；第二生成装置（104）通过使用由成像装置（105）拍摄的图像来生成提供三维感的图像；显示装置（104），其使显示部分（101）显示由第二生成装置（104）生成的图像。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6687877号 (P6687877)
(45) 発行日 令和2年4月28日 (2020. 4. 28)	(24) 登録日 令和2年4月7日 (2020. 4. 7)	
(51) Int. Cl. A61B 1/00 (2006.01) A61B 1/045 (2006.01) G02B 23/24 (2006.01) G02B 23/26 (2006.01)	F I A61B 1/00 5 5 1 A61B 1/00 7 3 2 A61B 1/045 6 2 0 A61B 1/045 6 2 2 G02B 23/24 B	請求項の数 7 (全 15 頁) 最終頁に続く
(21) 出願番号 特願2015-202781 (P2015-202781)	(73) 特許権者 000003193 凸版印刷株式会社 東京都台東区台東 1 丁目 5 番 1 号	
(22) 出願日 平成27年10月14日 (2015. 10. 14)	(74) 代理人 100096689 弁理士 藤崎 英貴	
(65) 公開番号 特開2017-74178 (P2017-74178A)	(72) 発明者 吉田 哲志 東京都日野市旭が丘 2 丁目 8 番 7 号 株式会社オルタステ テクノロジー内	
(43) 公開日 平成29年4月20日 (2017. 4. 20)	審査官 清水 裕勝	
審査請求日 平成30年9月28日 (2018. 9. 28)		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 撮像装置及びそれを用いた内視鏡装置