

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-149090

(P2018-149090A)

(43) 公開日 平成30年9月27日(2018.9.27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 522	2H040
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/00 731	4C161
G02B 23/26 (2006.01)	A61B 1/04 530	
	G02B 23/26 A	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2017-47788 (P2017-47788)
 (22) 出願日 平成29年3月13日 (2017.3.13)

(71) 出願人 313009556
 ソニー・オリンパスメディカルソリューションズ株式会社
 東京都八王子市子安町四丁目7番1号
 (74) 代理人 110002147
 特許業務法人酒井国際特許事務所
 (72) 発明者 天野 高太郎
 東京都八王子市子安町四丁目7番1号 ソニー・オリンパスメディカルソリューションズ株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 BA15 CA23 CA24 CA26 GA02
 GA06 GA11
 4C161 BB06 CC03 CC06 DD02 LL02
 LL03 NN01 PP11

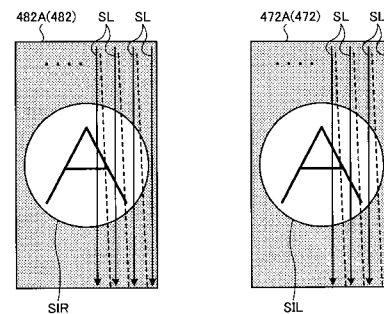
(54) 【発明の名称】 医療用撮像装置及び医療用観察システム

(57) 【要約】

【課題】 小型化を図ること。

【解決手段】 医療用撮像装置は、被検体の観察部位からの左目用観察光S I Lを受光する矩形形状の左目用受光面472Aを有し、左目用観察光S I Lに応じた左目用画像信号を出力する左目用撮像素子472と、観察部位からの観察光であって左目用観察光S I Lに対して視差のある右目用観察光S I Rを受光する矩形形状の右目用受光面482Aを有し、右目用観察光S I Rに応じた右目用画像信号を出力する右目用撮像素子482とを備える。左、右目用撮像素子472, 482は、左、右目用観察光S I L, S I Rの各光軸が並ぶ方向に左、右目用受光面472A, 482Aの各短辺がそれぞれ沿い、かつ、左、右目用受光面472A, 482Aの長辺同士が互いに対向して配設されている。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の観察部位からの左目用観察光を受光する矩形状の左目用受光面を有し、当該左目用観察光に応じた左目用画像信号を出力する左目用撮像素子と、

前記観察部位からの観察光であって前記左目用観察光に対して視差のある右目用観察光を受光する矩形状の右目用受光面を有し、当該右目用観察光に応じた右目用画像信号を出力する右目用撮像素子とを備え、

前記左目用撮像素子及び前記右目用撮像素子は、

前記左目用観察光の光軸と前記右目用観察光の光軸とが並ぶ方向に前記左目用受光面の短辺と前記右目用受光面の短辺とがそれぞれ沿い、かつ、当該左目用受光面の長辺と当該右目用受光面の長辺とが互いに対向して配設されている

10

ことを特徴とする医療用撮像装置。

【請求項 2】

前記左目用受光面に断面円形の前記左目用観察光を結像する左目用撮像光学系と、

前記右目用受光面に断面円形の前記右目用観察光を結像する右目用撮像光学系とをさらに備える

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医療用撮像装置。

【請求項 3】

当該医療用撮像装置は、

内視鏡用カメラヘッドである

20

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の医療用撮像装置。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の医療用撮像装置と、

前記医療用撮像装置から出力される前記左目用画像信号及び前記右目用画像信号を処理して 3 次元映像信号を生成する制御装置と、

前記制御装置にて生成された前記 3 次元映像信号に基づく立体画像を表示する表示装置とを備える

ことを特徴とする医療用観察システム。

【請求項 5】

前記左目用撮像素子及び前記右目用撮像素子の各走査線は、

30

前記左目用受光面の長辺方向及び前記右目用受光面の長辺方向にそれぞれ沿い、

前記制御装置は、

前記左目用画像信号及び前記右目用画像信号をそれぞれ処理し、当該左目用画像信号に基づく左目用画像、及び当該右目用画像信号に基づく右目用画像をそれぞれ回転補正する映像信号生成部を備える

ことを特徴とする請求項 4 に記載の医療用観察システム。

【請求項 6】

前記左目用撮像素子及び前記右目用撮像素子は、

各水平走査方向及び各垂直走査方向がそれぞれ同一方向となるように配設されている

ことを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の医療用観察システム。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体の観察部位からの互いに視差のある左目用観察光及び右目用観察光を撮像する医療用撮像装置、及び医療用観察システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、医療分野において、撮像素子を用いて被検体（生体内）を撮像し、当該生体内を立体視観察する医療用観察システムが知られている（例えば、特許文献 1 参照）。

特許文献 1 に記載の医療用観察システム（立体視内視鏡装置）は、硬性内視鏡と、医療

50

用撮像装置（TVカメラ）とを備える。

硬性内視鏡では、硬性な挿入部内に構成が同一の一对の光学系を並設し、当該一对の光学系にて互いに視差のある左、右目用観察光をそれぞれ取り込む。

医療用撮像装置は、2つの撮像素子（左、右目用撮像素子）を備え、当該2つの撮像素子にて硬性内視鏡で取り込まれた左、右目用観察光をそれぞれ撮像する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開平6-160731号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、撮像素子は、特別に注文しない限り、矩形状の受光面を有する。また、撮像素子としては、入射光の光軸に対して受光面が直交するとともに、受光面の長辺方向が水平方向に沿い、かつ、短辺方向が鉛直方向に沿う姿勢で配置することが一般的である。

そして、特許文献1に記載の医療用撮像装置において、2つの撮像素子を上述した姿勢で配置した場合には、2つの撮像素子は、各受光面の長辺が水平方向にそれぞれ沿い、かつ、短辺同士が互いに対向して配設されることとなる。このように配設した場合には、2つの撮像素子における各受光面の長辺が直列に並ぶこととなり、その結果、医療用撮像装置の水平方向のサイズが大きくなり、当該医療用撮像装置の小型化を阻害する、という問題がある。

20

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、小型化を図ることができる医療用撮像装置及び医療用観察システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る医療用撮像装置は、被検体の観察部位からの左目用観察光を受光する矩形状の左目用受光面を有し、当該左目用観察光に応じた左目用画像信号を出力する左目用撮像素子と、前記観察部位からの観察光であって前記左目用観察光に対して視差のある右目用観察光を受光する矩形状の右目用受光面を有し、当該右目用観察光に応じた右目用画像信号を出力する右目用撮像素子とを備え、前記左目用撮像素子及び前記右目用撮像素子は、前記左目用観察光の光軸と前記右目用観察光の光軸とが並ぶ方向に前記左目用受光面の短辺と前記右目用受光面の短辺とがそれぞれ沿い、かつ、当該左目用受光面の長辺と当該右目用受光面の長辺とが互いに対向して配設されていることを特徴とする。

30

【0007】

本発明に係る医療用撮像装置は、上記発明において、前記左目用受光面に断面円形の前記左目用観察光を結像する左目用撮像光学系と、前記右目用受光面に断面円形の前記右目用観察光を結像する右目用撮像光学系とをさらに備えることを特徴とする。

【0008】

40

本発明に係る医療用撮像装置では、上記発明において、当該医療用撮像装置は、内視鏡用カメラヘッドであることを特徴とする。

【0009】

本発明に係る医療用観察システムは、上述した医療用撮像装置と、前記医療用撮像装置から出力される前記左目用画像信号及び前記右目用画像信号を処理して3次元映像信号を生成する制御装置と、前記制御装置にて生成された前記3次元映像信号に基づく立体画像を表示する表示装置とを備えることを特徴とする。

【0010】

本発明に係る医療用観察システムでは、上記発明において、前記左目用撮像素子及び前記右目用撮像素子の各走査線は、前記左目用受光面の長辺方向及び前記右目用受光面の長

50

辺方向にそれぞれ沿い、前記制御装置は、前記左目用画像信号及び前記右目用画像信号をそれぞれ処理し、当該左目用画像信号に基づく左目用画像、及び当該右目用画像信号に基づく右目用画像をそれぞれ回転補正する映像信号生成部を備えることを特徴とする。

【0011】

本発明に係る医療用観察システムでは、上記発明において、前記左目用撮像素子及び前記右目用撮像素子は、各水平走査方向及び各垂直走査方向がそれぞれ同一方向となるように配設されていることを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明に係る医療用撮像装置では、左、右目用撮像素子は、左、右目用観察光の各光軸が並ぶ方向に左、右目用受光面の各短辺がそれぞれ沿い、かつ、長辺同士が互いに対向して配設されている。言い換えれば、左、右目用撮像素子は、左、右目用観察光の各光軸が並ぶ方向に、左、右目用受光面の各長辺が並列に並ぶこととなる。

したがって、本発明に係る医療用撮像装置によれば、左、右目用観察光の各光軸が並ぶ方向のサイズを小さくし、小型化を図ることができる、という効果を奏する。

また、本発明に係る医療用観察システムは、上述した医療用撮像装置を備えているため、上述した医療用撮像装置と同様の効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】図1は、本実施の形態1に係る医療用観察システムの概略構成を示す図である。

【図2】図2は、スコープ及び内視鏡用カメラヘッドの構成を示す図である。

【図3】図3は、左、右目用撮像素子の配置姿勢を示す図であって、内視鏡用カメラヘッド内を基端側から見た図である。

【図4】図4は、左、右目用撮像素子の配置姿勢を示す図であって、左、右目用撮像素子の水平走査方向及び垂直走査方向を示す図である。

【図5】図5は、映像信号生成部による回転補正を説明する図である。

【図6】図6は、本実施の形態1の効果を説明する図である。

【図7】図7は、本実施の形態1の効果を説明する図である。

【図8】図8は、本実施の形態1の効果を説明する図である。

【図9】図9は、本実施の形態2に係る医療用観察システムの概略構成を示す図である。

【図10A】図10Aは、医療用撮像装置の構成を示す図である。

【図10B】図10Bは、医療用撮像装置の構成を示す図である。

【図11】図11は、硬質管、左、右目用対物レンズ、及び左、右目用受光面の大きさ(面積)を比較した図である。

【図12】図12は、湾曲部の機能を説明する図である。

【図13】図13は、制御装置の構成を示すブロック図である。

【図14】図14は、アスペクト比変更部によるアスペクト比変更処理を説明する図である。

【図15A】図15Aは、本実施の形態3に係る医療用撮像装置の構成を示す図である。

【図15B】図15Bは、本実施の形態3に係る医療用撮像装置の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下に、図面を参照して、本発明を実施するための形態(以下、実施の形態)について説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。

【0015】

(実施の形態1)

〔医療用観察システムの概略構成〕

図1は、本実施の形態1に係る医療用観察システム1の概略構成を示す図である。

医療用観察システム1は、医療分野において用いられ、生体内を立体視観察するシステ

10

20

30

40

50

ムである。この医療用観察システム 1 は、図 1 に示すように、スコープ 2 と、光源装置 3 と、ライトガイドケーブル 3 a と、内視鏡用カメラヘッド 4 と、表示装置 5 と、制御装置 6 と、第 1 ~ 第 3 伝送ケーブル 7 a ~ 7 c とを備える。

【0016】

スコープ 2 は、生体内に挿入される硬性鏡である。本実施の形態 1 では、スコープ 2 は、二眼リレー方式のスコープで構成され、生体内の観察部位からの互いに視差のある左、右目用観察光をそれぞれ取り込んで射出する。

なお、スコープ 2 の詳細な構成については後述する。

光源装置 3 は、ライトガイドケーブル 3 a の一端が接続され、制御装置 6 による制御の下、当該ライトガイドケーブル 3 a の一端に生体内を照明するための光を供給する。

ライトガイドケーブル 3 a は、一端が光源装置 3 に接続するとともに、他端がスコープ 2 に接続する。そして、ライトガイドケーブル 3 a は、光源装置 3 から供給された光をスコープ 2 に供給する。

【0017】

内視鏡用カメラヘッド 4 は、本発明に係る医療用撮像装置としての機能を有する。この内視鏡用カメラヘッド 4 は、スコープ 2 に着脱自在に接続し、当該スコープ 2 に挿着され、医師等が使用する際に、当該医師等にて把持される部分である。そして、内視鏡用カメラヘッド 4 は、スコープ 2 から射出された左目用観察光を撮像して左目用画像信号を生成するとともに、スコープ 2 から射出された右目用観察光を撮像して右目用画像信号を生成する。

なお、内視鏡用カメラヘッド 4 の詳細な構成については後述する。

【0018】

表示装置 5 は、例えば、インテグラル・イメージング方式や多眼方式等の 3 D ディスプレイを用いて構成され、制御装置 6 にて処理された 3 次元映像信号に基づく 3 次元画像（立体画像）を表示する。

制御装置 6 は、CPU（Central Processing Unit）等を含んで構成され、光源装置 3、内視鏡用カメラヘッド 4、及び表示装置 5 に対して第 1 ~ 第 3 伝送ケーブル 7 a ~ 7 c を介してそれぞれ接続する。そして、制御装置 6 は、第 1 伝送ケーブル 7 a を介して光源装置 3 に制御信号を出力し、光源装置 3 の動作を統括的に制御する。また、制御装置 6 は、第 2 伝送ケーブル 7 b を介して内視鏡用カメラヘッド 4 から受信した左、右目用画像信号に対して種々の画像処理を施すことで 3 次元映像信号を生成し、第 3 伝送ケーブル 7 c を介して表示装置 5 に出力する。さらに、制御装置 6 は、第 2 伝送ケーブル 7 b を介して、内視鏡用カメラヘッド 4 に制御信号、同期信号、クロック、及び電力等をそれぞれ出力する。

ここで、第 2 伝送ケーブル 7 b を介した内視鏡用カメラヘッド 4 から制御装置 6 への左、右目用画像信号の伝送は、当該左、右目用画像信号を光信号で伝送してもよく、あるいは、電気信号で伝送しても構わない。第 2 伝送ケーブル 7 b を介した制御装置 6 から内視鏡用カメラヘッド 4 への制御信号、同期信号、クロックの伝送も同様である。

なお、制御装置 6 において、左、右目用画像信号に対して種々の画像処理を施すことで 3 次元映像信号を生成する機能（映像信号生成部 6 1（図 1））については後述する。

【0019】

〔スコープの構成〕

次に、スコープ 2 の構成について説明する。

図 2 は、スコープ 2 及び内視鏡用カメラヘッド 4 の構成を示す図である。

なお、図 2 において、図 2 の紙面に直交する方向は、スコープ 2 及び内視鏡用カメラヘッド 4 の使用時での鉛直方向に相当する。そして、以下で記載する「鉛直方向」は、当該使用時での鉛直方向（図 2 の紙面に直交する方向）を意味する。また、以下で記載する「左右方向」は、当該使用時での水平方向であって、図 2 の上下方向を意味する。

スコープ 2 は、図 2 に示すように、挿入管 2 1 と、左、右目用光学系 2 2、2 3 とを備える。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 0 】

挿入管 2 1 は、硬質または少なくとも一部が軟質で細長形状を有する。

この挿入管 2 1 の内部には、当該挿入管 2 1 の中心軸に沿って延び、当該中心軸を中心として左右方向に対称（図 2 中、上下方向に対称）となるように互いに並列する左、右目用光路 O P L , O P R（図 2）が設定されている。

また、挿入管 2 1 の外周面には、径方向に沿って突出し、ライトガイドケーブル 3 a の他端が接続される接続コネクタ 2 1 1（図 1）が設けられている。なお、図 2 では、説明の便宜上、接続コネクタ 2 1 1 の図示を省略している。光源装置 3 からライトガイドケーブル 3 a を介してスコープ 2 に供給された光は、挿入管 2 1 の内部に設けられたライトガイド（図示略）を介して、挿入管 2 1 の先端（図 2 中、左端部）から出射され、生体内に照射される。そして、生体内に照射され、当該生体内の観察部位にて反射した観察光（左、右目用観察光）は、挿入管 2 1 の先端から取り込まれる。

10

【 0 0 2 1 】

左目用光学系 2 2 は、挿入管 2 1 の内部において、左目用光路 O P L に配置され、先端側から順に、左目用対物光学系 2 2 1、左目用リレー光学系 2 2 2 とを備える。

左目用対物光学系 2 2 1 は、挿入管 2 1 の先端に設けられ、生体内の観察部位からの左目用観察光を取り込む。

左目用リレー光学系 2 2 2 は、左目用対物光学系 2 2 1 にて取り込まれた左目用観察光を挿入管 2 1 の基端（図 2 中、右端部）まで導光する。そして、当該左目用観察光は、挿入管 2 1 の基端から射出される。

20

【 0 0 2 2 】

右目用光学系 2 3 は、挿入管 2 1 の内部において、右目用光路 O P R に配置され、先端側から順に、右目用対物光学系 2 3 1 と、右目用リレー光学系 2 3 2 とを備える。

右目用対物光学系 2 3 1 は、挿入管 2 1 の先端に設けられ、生体内の観察部位からの右目用観察光を取り込む。

右目用リレー光学系 2 3 2 は、右目用対物光学系 2 3 1 にて取り込まれた右目用観察光を挿入管 2 1 の基端まで導光する。そして、当該右目用観察光は、挿入管 2 1 の基端から射出される。

以上のように、左、右目用光学系 2 2 , 2 3 は、挿入管 2 1 の内部において、径方向に一定の間隔を空けて配設されている。このため、スコープ 2 は、互いに視差のある左、右目用観察光を取り込んで射出する。

30

【 0 0 2 3 】

〔内視鏡用カメラヘッドの構成〕

次に、内視鏡用カメラヘッド 4 の構成について説明する。

内視鏡用カメラヘッド 4 は、図 2 に示すように、筐体 4 1 と、三角プリズム 4 2 と、左、右目用ミラー 4 3 , 4 4 と、左、右目用接眼光学系 4 5 , 4 6 と、左、右目用撮像部 4 7 , 4 8 とを備える。

筐体 4 1 は、略直方体形状を有し、各部材 4 2 ~ 4 8 を収容する。

この筐体 4 1 において、一つの側面 4 1 1 には、外部に向けて突出し、挿入管 2 1 の基端側が挿し込まれる挿着口 4 1 1 1 が形成されている。

40

【 0 0 2 4 】

三角プリズム 4 2 は、底面が直角二等辺三角形を有する三角柱で構成されている。また、三角プリズム 4 2 は、筐体 4 1 の内部において、当該三角柱の軸が鉛直方向に沿い、挿入管 2 1 が挿着口 4 1 1 1 に挿し込まれた状態で、挿入管 2 1 の中心軸が底面である直角二等辺三角系の頂点 T 1 を通りかつ斜辺に直交する姿勢で配設される。

そして、三角プリズム 4 2 は、底面である直角二等辺三角形の頂点 T 1 を挟む 2 つの辺のうち一方の辺を構成する第 1 側面 4 2 1 にてスコープ 2 から射出される左目用観察光を図 2 中、下方に向けて反射させる。また、三角プリズム 4 2 は、当該 2 つの辺のうち他方の辺を構成する第 2 側面 4 2 2 にてスコープ 2 から射出される右目用観察光を図 2 中、上方に向けて反射させる。このため、左、右目用観察光は、三角プリズム 4 2 を介して、 1

50

80°逆方向（左右方向）にそれぞれ進行する。

【0025】

左，右目用ミラー43，44は、筐体41の内部において、挿入管21の中心軸を基準として左右方向に対称となるように一定の間隔を空けて配設されている。そして、左，右目用ミラー43，44は、三角プリズム42を介した左，右目用観察光をそれぞれ反射させて、挿入管21の中心軸に平行な方向にそれぞれ進行させる。

左，右目用接眼光学系45，46は、筐体41の内部において、挿入管21の中心軸を基準として左右方向に対称となるように一定の間隔を空けて配設されている。そして、左，右目用接眼光学系45，46は、左，右目用ミラー43，44を介した左，右目用観察光を挿入管21の中心軸に平行な方向にそれぞれ射出する。

10

【0026】

左目用撮像部47は、筐体41の内部において、左目用接眼光学系45に対向する位置に配設される。そして、左目用撮像部47は、左目用接眼光学系45から射出された左目用観察光を撮像して左目用画像信号を生成する。この左目用撮像部47は、図2に示すように、左目用撮像光学系471と、左目用撮像素子472と、左目用撮像素子472を支持するとともに当該左目用撮像素子472を左目用撮像光学系471に固定する左目用素子枠473とを備える。

左目用撮像光学系471は、光軸に沿って移動可能な1または複数のレンズを用いて構成され、断面円形の左目用観察光を左目用撮像素子472における矩形状の左目用受光面472A（図4参照）に結像する。

20

この左目用撮像光学系471には、1または複数のレンズを移動させて画角を変化させる光学ズーム機構（図示略）や焦点を変化させるフォーカス機構（図示略）が設けられている。そして、制御装置6は、第2伝送ケーブル7bを介して内視鏡用カメラヘッド4に制御信号を出力することにより、当該光学ズーム機構やフォーカス機構を動作させ、左目用撮像光学系471の画角や焦点を変化させる。

【0027】

左目用撮像素子472は、制御装置6による制御の下、左目用観察光を撮像して左目用画像信号を生成する。

この左目用撮像素子472は、左目用撮像光学系471が結像した左目用観察光を受光して電気信号に変換するCCD（Charge Coupled Device）またはCMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）等の撮像素子（図示略）、及び当該撮像素子からの電気信号（アナログ信号）に対して信号処理（A/D変換等）を行って左目用画像信号を出力する信号処理部（図示略）が一体形成されたセンサチップを用いて構成されている。なお、上述した信号処理部は、上述した撮像素子と一体形成せず別体としても構わない。

30

【0028】

右目用撮像部48は、筐体41の内部において、右目用接眼光学系46に対向する位置に配設される。そして、右目用撮像部48は、右目用接眼光学系46から射出された右目用観察光を撮像して右目用画像信号を生成する。この右目用撮像部48は、図2に示すように、右目用撮像光学系481と、右目用撮像素子482と、右目用撮像素子482を支持するとともに当該右目用撮像素子482を右目用撮像光学系481に固定する右目用素子枠483とを備える。

40

右目用撮像光学系481は、左目用撮像光学系471と同様の構成を有し、断面円形の右目用観察光を右目用撮像素子482における矩形状の右目用受光面482A（図4参照）に結像する。

右目用撮像素子482は、左目用撮像素子472と同様の構成及び大きさを有し、制御装置6による制御の下、右目用観察光を撮像して右目用画像信号を生成する。

【0029】

〔左，右目用撮像素子の配置姿勢〕

次に、左，右目用撮像素子472，482の配置姿勢について説明する。

図3は、左，右目用撮像素子472，482の配置姿勢を示す図であって、内視鏡用力

50

メラヘッド4内を基端側から見た図である。なお、図3の上下方向は、スコープ2及び内視鏡用カメラヘッド4の使用時での鉛直方向に相当する。図4は、左、右目用撮像素子472, 482の配置姿勢を示す図であって、左、右目用撮像素子472, 482の水平走査方向及び垂直走査方向を示す図である。なお、図4では、説明の便宜上、左、右目用撮像素子472, 482の左、右目用受光面472A, 482Aのみを図示している。また、図4では、左、右目用観察光(被写体像)SIL, SIRとして、説明の便宜上、「A」の文字を記載している。

左、右目用撮像素子472, 482は、左、右目用観察光SIL, SIRの各光軸に対して左、右目用受光面472A, 482Aがそれぞれ直交する姿勢となり、左、右目用受光面472A, 482Aが同一平面上に位置するように配設されている。また、左、右目用撮像素子472, 482は、図3または図4に示すように、左、右目用観察光SIL, SIRの各光軸が並ぶ左右方向(左、右目用光路OPL, OPRが並ぶ方向)に左、右目用受光面472A, 482Aの各短辺がそれぞれ沿い、かつ、長辺同士が互いに対向する姿勢で配設されている。

【0030】

また、左、右目用撮像素子472, 482の各走査線SL(図4に実線で示した矢印)は、左、右目用受光面472A, 482Aの長辺方向にそれぞれ沿うように設定されている。

さらに、左、右目用撮像素子472, 482は、各水平走査方向が同一方向(図4の例では、下方向)となり、さらに、各垂直走査方向も同一方向(図4の例では、左方向)となるように配設されている。

具体的に、左目用撮像素子472において、各画素(図示略)は、マトリクス状に配列されている。そして、左目用撮像素子472は、図4に矢印及び破線で示したように、第1行(図4中、最も右端の矢印)の各画素において、第1列(図4中、最も上端側)に配列された画素から最終列(図4中、最も下端側)に配列された画素まで順次、当該各画素から左目用画像信号を出力する。続いて、左目用撮像素子472は、第2行(図4中、右端から2番目の矢印)の各画素において、第1列に配列された画素から最終列に配列された画素まで順次、当該各画素から左目用画像信号を出力する。そして、左目用撮像素子472は、以上の処理を最終行まで継続することで、1フレーム分の左目用画像信号を出力する。次のフレームの左目用画像信号を出力する際には、左目用撮像素子472は、第1行の各画素に戻って上記同様の処理を行う。なお、右目用撮像素子482も同様の処理を行う。

【0031】

〔映像信号生成部の機能〕

次に、映像信号生成部61の機能について説明する。

なお、以下では、映像信号生成部61の機能のうち、左、右目用画像信号に対して施す回転補正を主に説明する。

図5は、映像信号生成部61による回転補正を説明する図である。なお、図5の左右方向は、表示装置5の画面の横方向(水平方向)に相当する。

上述したように、左、右目用撮像素子472, 482は、左、右目用受光面472A, 482Aの長辺が鉛直方向に沿う姿勢でそれぞれ配設されている。また、左、右目用撮像素子472, 482の各走査線SLは、左、右目用受光面472A, 482Aの各長辺にそれぞれ沿うように設定されている。このため、左目用画像信号に基づく左目用画像FLや、右目用画像信号に基づく右目用画像FRを表示装置5にそのまま表示させた場合には、当該左、右目用画像FL, FRは、図5(a)に示すように、左、右目用観察光SIL, SIRの上下方向が表示装置5の画面の横方向に沿う状態で表示されてしまう。

【0032】

そこで、映像信号生成部61は、以下に示すように、左、右目用観察光SIL, SIRの上下方向が表示装置5の画面の縦方向(鉛直方向)に沿う状態で表示されるように、左、右目用画像信号に対して回転補正を施す。

なお、左、右目用画像信号に対して施す各回転補正は同一である。このため、以下では、左目用画像信号に対して施す回転補正のみを説明する。

ここで、図5(a)に破線で示した矩形の領域Ar1は、表示装置5の画面と同一のアスペクト比を有する領域を90°回転させた領域である。

映像信号生成部61は、領域Ar1の中央に左目用観察光SILが位置するように当該領域Ar1を配置した場合に、左目用画像FLのうち当該領域Ar1に含まれる領域Ar2(図5(a))を当該左目用画像FLから切り出す。また、映像信号生成部61は、図5(b)に示すように、当該切り出した領域Ar2を左目用観察光SILの上下方向が表示装置5の画面の上下方向に沿うように90°回転させる。さらに、映像信号生成部61は、図5(b)に示すように、回転後の領域Ar2に対して黒レベルの領域Ar3, Ar4を付加し、表示装置5の画面と同一のアスペクト比を有する左目用画像FLNを生成する。

そして、映像信号生成部61は、以上のように生成した左、右目用画像FLN, FRNに基づいて、3次元映像信号を生成する。

【0033】

なお、領域Ar2に対する黒レベルの領域Ar3, Ar4の付加は、当該領域Ar2を90°回転させる前に実施しても構わない。また、左、右目用画像FL, FR中の左、右目用観察光SIL, SIRの一部を拡大して3次元映像信号を生成する場合には、上述した黒レベルの領域Ar3, Ar4の付加は不要である。

【0034】

以上説明した本実施の形態1に係る内視鏡用カメラヘッド4によれば、以下の効果を奏する。

図6ないし図8は、本実施の形態1の効果を説明する図である。具体的に、図6ないし図8は、本実施の形態1に係る左、右目用撮像素子472, 482とは異なる配置姿勢とした内視鏡用カメラヘッド4'を示している。なお、図6ないし図8では、本実施の形態1に係る内視鏡用カメラヘッド4と区別するため、対応する部材の符号に対して「'」を付加した符号を用いている。また、図6は、内視鏡用カメラヘッド4'内に配置された左、右目用撮像素子47', 48'を上方から見た図である。なお、図6の左右方向は、内視鏡用カメラヘッド4'の使用時での水平方向であって、図2の上下方向に相当する。図7は、図3に対応した図であって、内視鏡用カメラヘッド4'内を基端側から見た図である。図8は、左、右目用撮像素子472', 482'の配置姿勢を示す図である。なお、図8では、説明の便宜上、左、右目用撮像素子472', 482'の左、右目用受光面472A', 482'のみを図示している。また、図8では、左、右目用観察光(被写体像)SIL', SIR'として、説明の便宜上、「A」の文字を記載している。

【0035】

ところで、図6ないし図8に示すように、内視鏡用カメラヘッド4'内において、左、右目用受光面472A', 482A'の各長辺が左右方向にそれぞれ沿い、かつ、短辺同士が互いに対向して左、右目用撮像素子472', 482'を配置した場合には、以下の問題が生じてしまう。

すなわち、左、右目用受光面472A', 482A'の各長辺が直列に並ぶこととなり、その結果、内視鏡用カメラヘッド4の左右方向のサイズが大きくなり、当該内視鏡用カメラヘッド4の小型化を阻害する。特に、左、右目用観察光SIL', SIR'は、断面円形である。このため、左、右目用受光面472A', 482A'において、左、右目用観察光SIL', SIR'の左右両側部分は、無駄な領域(図8中、ドットで示した領域)となる。さらに、内視鏡用カメラヘッド4は、医師等にて把持される部分であり、左右方向のサイズが大きくなると、医師等による把持性も非常に悪くなる。

【0036】

これに対して、本実施の形態1に係る内視鏡用カメラヘッド4では、左、右目用撮像素子472, 482は、左、右目用受光面472A, 482Aの各短辺が左右方向にそれぞれ沿い、かつ、長辺同士が互いに対向して配設されている。言い換えれば、左、右目用撮

10

20

30

40

50

像素子 472, 482 は、左, 右目用受光面 472A, 482A の各長辺が左右方向に並列に並ぶこととなる。すなわち、左, 右目用受光面 472A, 482A において、左, 右目用観察光 SIL, SIR の左右両側部分に存在していた無駄な領域 (図 8 中、ドットで示した領域) を排除している。

したがって、本実施の形態 1 に係る内視鏡用カメラヘッド 4 によれば、左右方向のサイズを小さくし、小型化を図ることができる、という効果を奏する。また、左右方向のサイズを小さくすることで、医師等による把持性も向上させることができる。

【0037】

また、本実施の形態 1 に係る医療用観察システム 1 では、左, 右目用撮像素子 472, 482 の各走査線 SL は、左, 右目用受光面 472A, 482A の長辺方向にそれぞれ沿うように設定されている。そして、医療用観察システム 1 では、左, 右目用画像信号をそれぞれ処理し、左, 右目用画像 FL, FR をそれぞれ回転補正する映像信号生成部 61 を備える。

このため、左, 右目用撮像素子 472, 482 として、各走査線 SL が左, 右目用受光面 472A, 482A の長辺方向にそれぞれ沿う一般的な撮像素子 (特注品でない撮像素子) を用いつつ、左, 右目用観察光 SIL, SIR の上下方向が表示装置 5 の画面の縦方向に沿った 3 次元画像を表示装置 5 に表示させることができる。

【0038】

また、本実施の形態 1 に係る医療用観察システム 1 では、左, 右目用撮像素子 472, 482 は、各水平走査方向及び各垂直走査方向がそれぞれ同一方向となるように配設されている。

このため、左, 右目用受光面 472A, 482A における同一箇所を同一のタイミングで読み出すことができ、3 次元映像信号を円滑に生成することができる。

【0039】

(実施の形態 2)

〔医療用観察システムの概略構成〕

図 9 は、本実施の形態 2 に係る医療用観察システム 1A の概略構成を示す図である。

医療用観察システム 1A は、医療分野において用いられ、生体内を立体視観察するシステムである。この医療用観察システム 1A は、図 9 に示すように、医療用内視鏡 8 と、光源装置 9 と、表示装置 10 と、制御装置 11 と、第 4, 第 5 伝送ケーブル 12a, 12b とを備える。

【0040】

医療用内視鏡 8 は、生体内にスコープ 81 を挿入することによって当該生体内の観察部位からの互いに視差のある左, 右目用観察光を取り込み、当該左, 右目用観察光にそれぞれ応じた左, 右目用画像信号を出力する。

なお、医療用内視鏡 8 の詳細な構成については後述する。

光源装置 9 は、医療用内視鏡 8 を構成するユニバーサルコード 83 (図 9) が接続され、当該ユニバーサルコード 83 内に配設されたライトガイド (図示略) に生体内を照明するための光を供給する。

表示装置 10 は、例えば、インテグラル・イメージング方式や多眼方式等の 3D ディスプレイを用いて構成され、制御装置 11 にて処理された 3 次元映像信号に基づく 3 次元画像 (立体画像) を表示する。

【0041】

制御装置 11 は、CPU (Central Processing Unit) 等を含んで構成され、医療用内視鏡 8 及び表示装置 10 に対してユニバーサルコード 83 及び第 4, 第 5 伝送ケーブル 12a, 12b を介してそれぞれ接続する。そして、制御装置 11 は、第 4 伝送ケーブル 12a 及びユニバーサルコード 83 内に配設された信号ケーブル (図示略) を介して医療用内視鏡 8 から受信した左, 右目用画像信号に対して種々の画像処理を施すことで 3 次元映像信号を生成し、第 5 伝送ケーブル 12b を介して表示装置 10 に出力する。また、制御装置 11 は、第 4 伝送ケーブル 12a 及び上述した信号ケーブルを介して、医療用内視鏡

10

20

30

40

50

8に制御信号、同期信号、クロック、及び電力等をそれぞれ出力する。

ここで、第4伝送ケーブル12a及び上述した信号ケーブルを介した医療用内視鏡8から制御装置11への左、右目用画像信号の伝送は、当該左、右目用画像信号を光信号で伝送してもよく、あるいは、電気信号で伝送しても構わない。第4伝送ケーブル12a及び上述した信号ケーブルを介した制御装置11から医療用内視鏡8への制御信号、同期信号、クロックの伝送も同様である。

なお、制御装置11において、左、右目用画像信号に対して種々の画像処理を施すことで3次元映像信号を生成する機能については後述する。

【0042】

〔医療用内視鏡の構成〕

次に、医療用内視鏡8の構成について説明する。

医療用内視鏡8は、図9に示すように、スコープ81と、操作部82と、ユニバーサルコード83とを備える。

ここで、スコープ81、操作部82、及びユニバーサルコード83の内部には、光源装置9から供給された照明光を伝送するライトガイド(図示略)、及び左、右目用画像信号を伝送する信号ケーブル(図示略)等が引き回されている。

【0043】

スコープ81は、生体内に挿入される部分であり、挿入管としての機能を有する。

なお、以下で記載する「先端側」は、スコープ81の先端側(生体内への挿入方向の先端側)を意味する。また、以下で記載する「基端側」は、スコープ81の先端から離間する側を意味する。

このスコープ81は、図9に示すように、先端側に設けられる先端硬質部811と、先端硬質部811の基端側に連設される湾曲部812と、湾曲部812の基端側に連設される基端硬質部813とを備える。

先端硬質部811は、図9に示すように、硬質管814と、硬質管814内に配設される医療用撮像装置13(図10A, 図10B参照)とを備える。

【0044】

硬質管814は、細長で断面円環状の中空体で構成されている。

この硬質管814において、先端側の端面には、図9に示すように、当該硬質管814の内外を連通する一对の照明用孔815及び一对の撮像用孔816が形成されている。

一对の照明用孔815内には、図9に示すように、照明レンズ817がそれぞれ配設されている。ここで、上述したライトガイドは、硬質管814内まで引き回され、出射端が照明レンズ817に対向するように配設される。そして、当該ライトガイドの出射端から出射された照明光は、照明レンズ817を介して、生体内に照明される。

一对の撮像用孔816は、生体内に照射され、当該生体内の観察部位で反射された互いに視差のある左、右目用観察光を内部に取り込む孔である。

【0045】

図10A及び図10Bは、医療用撮像装置13の構成を示す図である。具体的に、図10Aは、医療用撮像装置13を先端側から見た斜視図である。図10Bは、医療用撮像装置13を図10A中、上方から見た図である。なお、図10A中、上下方向、及び図10Bの紙面に直交する方向は、医療用内視鏡8の使用時での鉛直方向に相当する。そして、以下で記載する「鉛直方向」は、当該使用時での鉛直方向を意味する。また、以下で記載する「左右方向」は、当該使用時での水平方向であって、図10A及び図10Bの左右方向を意味する。さらに、以下で記載する「左側」は、基端側から見た場合での左側(図10A, 図10B中、右側)を意味する。また、以下で記載する「右側」は、基端側から見た場合での右側(図10A, 図10B中、左側)を意味する。

医療用撮像装置13は、一对の撮像用孔816を介して左、右目用観察光を取り込み、当該左、右目用観察光にそれぞれ応じた左、右目用画像信号を出力する。この医療用撮像装置13は、図10Aまたは図10Bに示すように、左、右目用撮像部14, 15を備える。

10

20

30

40

50

左目用撮像部 14 は、左目用観察光を撮像して左目用画像信号を生成する。この左目用撮像部 14 は、図 10A または図 10B に示すように、左目用対物レンズ 141 と、左目用ミラー 142 と、左目用撮像素子 143 とを備える。

【0046】

左目用対物レンズ 141 は、一对の撮像用孔 816 のうち、一方の撮像用孔 816 内に配設されている。そして、左目用対物レンズ 141 は、生体内の観察部位で反射された断面円形の左目用観察光を取り込む。すなわち、左目用対物レンズ 141 は、左目用対物光学系としての機能を有する。

ここで、左目用対物レンズ 141 は、そのレンズ光軸 $A \times L$ (図 10B) が硬質管 814 の中心軸 $A \times 1$ (図 10B) に平行となるように配設されている。

左目用ミラー 142 は、硬質管 814 内において、先端側に向かうにしたがって当該硬質管 814 の内面に近接するように、中心軸 $A \times 1$ に対して略 45° 傾斜して配設されている。また、左目用ミラー 142 は、硬質管 814 の内面側が上底となる台形(等脚台形)形状を有する。そして、左目用ミラー 142 の左目用反射面 1421 (図 10A, 図 10B) は、左目用対物レンズ 141 を介して中心軸 $A \times 1$ に平行に進行する左目用観察光を中心軸 $A \times 1$ に略直交する方向に反射し、左目用撮像素子 143 に導光する。すなわち、左目用ミラー 142 は、左目用導光部としての機能を有する。

そして、左目用対物レンズ 141 及び左目用ミラー 142 は、左目用光学系 140 (図 10A, 図 10B) としての機能を有する。

【0047】

左目用撮像素子 143 は、硬質管 814 内において、中心軸 $A \times 1$ を通り、当該中心軸 $A \times 1$ 及びレンズ光軸 $A \times L$ を含む平面に直交する平面 SP に矩形状の左目用受光面 1431 が平行となり、かつ左目用ミラー 142 に対向する姿勢で配設されている。また、左目用撮像素子 143 は、左目用受光面 1431 の長辺が中心軸 $A \times 1$ に平行となる姿勢で配設されている。そして、左目用撮像素子 143 は、制御装置 11 による制御の下、左目用対物レンズ 141 及び左目用ミラー 142 を介した左目用観察光を撮像して左目用画像信号を生成する。ここで、上述した信号ケーブルは、硬質管 814 内まで引き回されている。そして、左目用撮像素子 143 にて生成された左目用画像信号は、上述した信号ケーブル及び第 4 伝送ケーブル 12a を介して、制御装置 11 に入力される。

この左目用撮像素子 143 は、左目用観察光を受光して電気信号に変換する CCD (Charge Coupled Device) または CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の撮像素子(図示略)、及び当該撮像素子からの電気信号(アナログ信号)に対して信号処理(A/D変換等)を行って左目用画像信号を出力する信号処理部(図示略)が一体形成されたセンサチップを用いて構成されている。なお、上述した信号処理部は、上述した撮像素子と一体形成せずに別体としても構わない。

【0048】

右目用撮像部 15 は、右目用観察光を撮像して右目用画像信号を生成する。この右目用撮像部 15 は、図 10A または図 10B に示すように、右目用対物レンズ 151 と、右目用ミラー 152 と、右目用撮像素子 153 とを備える。

右目用対物レンズ 151 は、左目用対物レンズ 141 と同一の形状を有する対物レンズであり、平面 SP を基準として左目用対物レンズ 141 に対称となるように、一对の撮像用孔 816 のうち、他方の撮像用孔 816 内に配設されている。そして、右目用対物レンズ 151 は、生体内の観察部位で反射された断面円形の右目用観察光を取り込む。すなわち、右目用対物レンズ 151 は、右目用対物光学系としての機能を有する。

【0049】

右目用ミラー 152 は、左目用ミラー 142 と同一の形状を有するミラーであり、硬質管 814 内において、平面 SP を基準として左目用ミラー 142 に対称となるように配設されている。そして、右目用ミラー 152 の右目用反射面 1521 (図 10A, 図 10B) は、右目用対物レンズ 151 を介して中心軸 $A \times 1$ に平行に進行する右目用観察光を中心軸 $A \times 1$ に略直交する方向に反射し、右目用撮像素子 153 に導光する。すなわち、右

10

20

30

40

50

目用ミラー 152 は、右目用導光部としての機能を有する。

そして、右目用対物レンズ 151 及び右目用ミラー 152 は、右目用光学系 150 (図 10A , 図 10B) としての機能を有する。

【0050】

右目用撮像素子 153 は、左目用撮像素子 143 と同一の構成及び形状を有し、硬質管 814 内において、平面 SP を基準として左目用撮像素子 143 に対称となるように配設されている。また、右目用撮像素子 153 は、左目用撮像素子 143 における左目用受光面 1431 とは反対側の裏面 1432 (図 10A , 図 10B) に対して、当該右目用撮像素子 153 における右目用受光面 1531 とは反対側の裏面 1532 (図 10A , 図 10B) が貼り合わされている。そして、右目用撮像素子 153 は、制御装置 11 による制御の下、右目用対物レンズ 151 及び右目用ミラー 152 を介した右目用観察光を撮像して右目用画像信号を生成する。ここで、上述した信号ケーブルは、硬質管 814 内まで引き回されている。そして、右目用撮像素子 153 にて生成された右目用画像信号は、上述した信号ケーブル及び第 4 伝送ケーブル 12a を介して、制御装置 11 に入力される。

10

【0051】

以上のように、本実施の形態 2 では、左、右目用撮像部 14 , 15 は、平面 SP (左、右目用対物レンズ 141 , 151 の各レンズ光軸 $A \times L$, $A \times R$ (図 10B) が並ぶ光軸並設方向 A_r (図 10B) に直交する平面) を基準として対称配置されている。また、左、右目用撮像素子 143 , 153 は、左、右目用受光面 1431 , 1531 が互いに異なる平面上にそれぞれ位置し、裏面 1432 , 1532 同士が光軸並設方向 A_r に互いに対向して配設されている。より具体的に、左、右目用撮像素子 143 , 153 は、左、右目用受光面 1431 , 1531 が互いに平行となるように配設されている。

20

【0052】

図 11 は、硬質管 814、左、右目用対物レンズ 141 , 151、及び左、右目用受光面 1431 , 1531 の大きさを比較した図である。

なお、図 11 では、硬質管 814 及び左、右目用対物レンズ 141 , 151 については、中心軸 $A \times 1$ に沿う方向から見ている。そして、図 11 では、左、右目用受光面 1431 , 1531 については、説明の便宜上、当該左、右目用受光面 1431 , 1531 をそれぞれ中心軸 $A \times 1$ に直交するように配設した場合を示している。

本実施の形態 2 では、左目用受光面 1431 の面積は、図 11 に示すように、左目用対物レンズ 141 の面積よりも大きく設定されている。すなわち、右目用受光面 1531 の面積も、右目用対物レンズ 151 の面積よりも大きく設定されている。

30

【0053】

湾曲部 812 は、複数のリング状部材 (図示略) を中心軸 $A \times 1$ に沿って相互に連結することで湾曲可能な部分であり、先端硬質部 811 及び基端硬質部 813 同士を連結する。そして、湾曲部 812 は、医師等による操作部 82 への操作に応じて上下方向及び左右方向の 4 つの方向に湾曲する。より具体的に、湾曲部 812 が上下方向に湾曲することで、先端硬質部 811 における先端側の端面 (照明用孔 815 及び撮像用孔 816 が形成された端面) は、基端硬質部 813 の中心軸 $A \times 2$ (図 12 参照) に対して上側 (医療用内視鏡 8 の使用時での中心軸 $A \times 2$ の上側) または下側 (医療用内視鏡 8 の使用時での中心軸 $A \times 2$ の下側) を向く。また、湾曲部 812 が左右方向に湾曲することで、先端硬質部 811 における先端側の端面は、中心軸 $A \times 2$ に対して左側 (医療用内視鏡 8 の使用時での中心軸 $A \times 2$ の左側) または右側 (医療用内視鏡 8 の使用時での中心軸 $A \times 2$ の右側) に向く。

40

【0054】

図 12 は、湾曲部 812 の機能を説明する図である。具体的に、図 12 (a) は、湾曲部 812 を湾曲させず、中心軸 $A \times 1$, $A \times 2$ 同士を合致させ、先端硬質部 811 における先端側の端面を前面に向けた状態を示している。図 12 (b) は、湾曲部 812 の湾曲に応じて先端硬質部 811 における先端側の端面を中心軸 $A \times 2$ に対して左側に向けた状態を示している。図 12 (c) は、湾曲部 812 の湾曲に応じて先端硬質部 811 にお

50

る先端側の端面を中心軸 $A \times 2$ に対して右側に向けた状態を示している。

図 1 2 (a) ないし図 1 2 (c) に示すように、湾曲部 8 1 2 を湾曲させない状態、及び湾曲部 8 1 2 を左右方向に湾曲させた状態のいずれの状態にも、左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 の短辺方向は常時、鉛直方向に沿った状態となる。すなわち、いずれの状態においても、左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 の天地方向を維持した状態で撮像することができ、表示装置 1 0 の画面上に表示される画像が回転することがない。

【 0 0 5 5 】

基端硬質部 8 1 3 は、細長で円筒形状を有する硬質管であり、その長さ寸法が硬質管 8 1 4 の長さ寸法よりも長く設定されている。

操作部 8 2 は、スコープ 8 1 (基端硬質部 8 1 3) の基端側に連設され、医師等からの各種操作を受け付ける部分である。この操作部 8 2 には、図 9 に示すように、湾曲部 8 1 2 を湾曲操作するための 2 つの湾曲操作レバー 8 2 1 , 8 2 2 が設けられている。

一方の湾曲操作レバー 8 2 1 は、医師等による操作に応じて、スコープ 8 1 内に引き回された 2 本のワイヤ (図示略) を牽引または開放し、湾曲部 8 1 2 を上下方向に湾曲させる。また、他方の湾曲操作レバー 8 2 2 は、医師等による操作に応じて、スコープ 8 1 内に引き回された他の 2 本のワイヤ (図示略) を牽引または開放し、湾曲部 8 1 2 を左右方向に湾曲させる。

ユニバーサルコード 8 3 は、操作部 8 2 から延在し、その内部に上述したライトガイド及び信号ケーブル等が配設される。

【 0 0 5 6 】

〔 制御装置の構成 〕

次に、制御装置 1 1 の構成について説明する。

図 1 3 は、制御装置 1 1 の構成を示すブロック図である。

制御装置 1 1 は、図 1 3 に示すように、左、右目用画像信号に対して種々の画像処理を施すことで 3 次元映像信号を生成する映像信号生成部 1 1 1 を備える。

なお、以下では、映像信号生成部 1 1 1 の機能のうち、左、右目用画像信号に対して施す光軸補正処理及びアスペクト比変更処理 (拡大縮小処理) を主に説明する。

映像信号生成部 1 1 1 は、図 1 3 に示すように、光軸補正部 1 1 1 1 と、アスペクト比変更部 1 1 1 2 とを備える。

【 0 0 5 7 】

図 1 4 は、アスペクト比変更部 1 1 1 2 によるアスペクト比変更処理を説明する図である。具体的に、図 1 4 (a) は、左目用画像信号に基づく左目用画像 FL (右目用画像信号に基づく右目用画像 FR) を示している。

上述したように、左、右目用受光面 1 4 3 1 , 1 5 3 1 は、左、右目用対物レンズ 1 4 1 , 1 5 1 よりも面積がそれぞれ大きい。すなわち、左、右目用受光面 1 4 3 1 , 1 5 3 1 は、断面円形の左、右目用観察光全体をそれぞれ捉える。このため、左目用画像信号に基づく左目用画像 FL 、及び右目用画像信号に基づく右目用画像 FR には、図 1 4 (a) に示すように、左、右目用観察光 (被写体像) SIL , SIR 全体がそれぞれ含まれる。

【 0 0 5 8 】

光軸補正部 1 1 1 1 は、医療用内視鏡 8 (左、右目用撮像部 1 4 , 1 5) から左、右目用画像信号を取得するとともに、医療用内視鏡 8 に設けられたメモリ 8 4 (図 1 3) から光軸補正データを取得する。

ここで、光軸補正データは、医療用内視鏡 8 固有の補正データであって、左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 に対するレンズ光軸 $A \times L$, $A \times R$ 等のずれ量に応じた左、右目用観察光 SIL , SIR のシフト量を示すデータである。

そして、光軸補正部 1 1 1 1 は、光軸補正データに基づいて、左、右目用画像信号に対して光軸補正処理をそれぞれ、左、右目用画像 FL , FR (左、右目用観察光 SIL , SIR) を上述したシフト量だけそれぞれシフトさせる。

【 0 0 5 9 】

アスペクト比変更部 1 1 1 2 は、光軸補正部 1 1 1 1 にて光軸補正処理が施された左、

10

20

30

40

50

右目用画像 F L , F R に対してアスペクト比変更処理（拡大縮小処理）を施す。

例えば、アスペクト比変更部 1 1 1 2 は、左、右目用観察光 S I L , S I R 全体を表示装置 1 0 の画面に表示させる場合には、図 1 4 (b) 及び図 1 4 (c) に示すように、光軸補正部 1 1 1 1 にて光軸補正処理が施された左、右目用画像 F L , F R 全体を拡大縮小する。

また、例えば、アスペクト比変更部 1 1 1 2 は、左、右目用観察光 S I L , S I R の一部を表示装置 1 0 の画面全体に表示させる場合には、図 1 4 (d) 及び図 1 4 (e) に示すように、左、右目用画像 F L , F R から左、右目用観察光 S I L , S I R 内の表示装置 1 0 の画面のアスペクト比に応じた領域 A r 5 を切り出す。

さらに、例えば、アスペクト比変更部 1 1 1 2 は、左、右目用観察光 S I L , S I R 内の表示装置 1 0 の画面のアスペクト比とは異なる領域 A r 6 を当該画面に表示させる場合には、図 1 4 (f) 及び図 1 4 (g) に示すように、左、右目用画像 F L , F R から当該領域 A r 6 を切り出す。そして、アスペクト比変更部 1 1 1 2 は、画像が表示装置 1 0 の画面と同一のアスペクト比となるように、当該領域 A r 6 の左右両側に黒レベルの領域 A r 7 , A r 8 (図 1 4 (g)) を付加する。

そして、映像信号生成部 1 1 1 は、以上のように光軸補正処理及びアスペクト比変更処理を実行した各左、右目用画像に基づいて、3次元映像信号を生成する。

【0060】

以上説明した本実施の形態 2 に係る医療用撮像装置 1 3 によれば、以下の効果を奏する。

本実施の形態 2 に係る医療用撮像装置 1 3 は、被検体の観察部位からの互いに視差のある左、右目用観察光 S I L , S I R をそれぞれ撮像する左、右目用撮像部 1 4 , 1 5 を備える。そして、左、右目用撮像部 1 4 , 1 5 は、平面 S P を基準として対称配置されている。また、左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 は、左、右目用受光面 1 4 3 1 , 1 5 3 1 が互いに異なる平面上に位置し、裏面 1 4 3 2 , 1 5 3 2 同士が光軸並設方向 A r に互いに対向して配設されている。すなわち、左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 は、硬質管 8 1 4 内で、左、右目用受光面 1 4 3 1 , 1 5 3 1 が当該硬質管 8 1 4 の中心軸 A x 1 に直交する平面に対して交差するように配設される。このため、図 1 1 に示すように、左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 (左、右目用受光面 1 4 3 1 , 1 5 3 1) の大きさ (面積) が硬質管 8 1 4 の内径寸法に制限されることがなく、例えば左、右目用受光面 1 4 3 1 ' , 1 5 3 1 ' が中心軸 A x 1 に沿う方向にそれぞれ直交するように左、右目用撮像素子 1 4 3 ' , 1 5 3 ' を配置した場合と比較して、より大きな左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 を採用することができる。

したがって、本実施の形態 2 に係る医療用撮像装置 1 3 によれば、左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 にて撮像した画像の高解像化 (高画素化) を図ることができる、という効果を奏する。

【0061】

また、本実施の形態 2 に係る医療用撮像装置 1 3 では、左、右目用受光面 1 4 3 1 , 1 5 3 1 は、左、右目用対物レンズ 1 4 1 , 1 5 1 よりも面積がそれぞれ大きい。すなわち、左、右目用画像 F L , F R には、左、右目用観察光 S I L , S I R 全体がそれぞれ含まれる。このため、左、右目用観察光 S I L , S I R にケラレがない状態で光軸補正処理を行うことができる。また、任意に設定されたアスペクト比にしたがって、種々のアスペクト比変更処理を行うことができる (図 1 4 (b) ~ 図 1 4 (g)) 。

【0062】

また、本実施の形態 2 に係る医療用撮像装置 1 3 では、左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 は、左、右目用受光面 1 4 3 1 , 1 5 3 1 が互いに平行となるように配設されているとともに、裏面 1 4 3 2 , 1 5 3 2 同士が互いに貼り合わされている。

このため、左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 (左、右目用受光面 1 4 3 1 , 1 5 3 1) において、中心軸 A x に平行する方向には硬質管 8 1 4 に対して機械的に干渉しないため、当該方向に長く形成することで、その大きさ (面積) を最も大きくすることができる

。また、左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 において、上述した信号処理部を共通化することができ、医療用撮像装置 1 3 の構造の簡素化を図ることができる。

【 0 0 6 3 】

また、本実施の形態 2 に係る医療用撮像装置 1 3 では、左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 は、左、右目用受光面 1 4 3 1 , 1 5 3 1 の長辺が中心軸 $A \times 1$ に平行となる姿勢でそれぞれ配設されている。

ところで、撮像素子は、特別に注文しない限り、矩形状の受光面を有する。すなわち、左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 を上述したように配設することで、一般的な撮像素子（特注品でない撮像素子）で比較的大きな撮像素子を実実施の形態 2 に係る医療用撮像装置 1 3 に採用することができる。

10

【 0 0 6 4 】

また、本実施の形態 2 に係る医療用撮像装置 1 3 では、左、右目用反射面 1 4 2 1 , 1 5 2 1 は、硬質管 8 1 4 の内面側が上底となる台形状をそれぞれ有する。

このため、硬質管 8 1 4 内において、左、右目用反射面 1 4 2 1 , 1 5 2 1 を最大限大きくすることができる。

【 0 0 6 5 】

（実施の形態 3）

次に、本発明の実施の形態 3 について説明する。

以下の説明では、上述した実施の形態 2 と同様の構成には同一符号を付し、その詳細な説明は省略または簡略化する。

20

図 1 5 A 及び図 1 5 B は、本実施の形態 3 に係る医療用撮像装置 1 3 B の構成を示す図である。具体的に、図 1 5 A は、図 1 0 A に対応した図であって、医療用撮像装置 1 3 B を先端側から見た斜視図である。図 1 5 B は、図 1 0 B に対応した図であって、医療用撮像装置 1 3 B を図 1 5 A 中、上方から見た図である。

本実施の形態 3 に係る医療用撮像装置 1 3 B では、図 1 5 A または図 1 5 B に示すように、上述した実施の形態 2 で説明した医療用撮像装置 1 3（図 1 0 A , 図 1 0 B）に対して、左、右目用ミラー 1 4 2 , 1 5 2 及び左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 の配置姿勢が異なる。

【 0 0 6 6 】

具体的に、本実施の形態 3 に係る左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 は、図 1 5 A または図 1 5 B に示すように、上述した実施の形態 2 で説明した左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3（図 1 0 A , 図 1 0 B）に対して、基端側が所定間隔、離間した姿勢で配設されている。すなわち、本実施の形態 3 に係る左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 は、図 1 0 B に示すように、左目用受光面 1 4 3 1 を含む平面 P 1 と右目用受光面 1 5 3 1 を含む平面 P 2 とのなす角度が鋭角となるように配設されている。

30

また、本実施の形態 3 に係る左、右目用ミラー 1 4 2 , 1 5 2 は、図 1 5 A または図 1 5 B に示すように、上述した実施の形態 2 で説明した左、右目用ミラー 1 4 2 , 1 5 2（図 1 0 A , 図 1 0 B）に対して、上述した左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 の配置姿勢に対応させて、左、右目用反射面 1 4 2 1 , 1 5 2 1 の中心軸 $A \times 1$ に対する傾斜角度が変更されている。

40

【 0 0 6 7 】

以上のように左、右目用ミラー 1 4 2 , 1 5 2 及び左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 の配置姿勢を変更した場合であっても、左目用撮像部 1 4 B（左目用対物レンズ 1 4 1、左目用ミラー 1 4 2、及び左目用撮像素子 1 4 3）及び右目用撮像部 1 5 B（右目用対物レンズ 1 5 1、右目用ミラー 1 5 2、及び右目用撮像素子 1 5 3）は、平面 S P を基準として対称配置されている。また、左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 は、左、右目用受光面 1 4 3 1 , 1 5 3 1 が互いに異なる平面 P 1 , P 2 上にそれぞれ位置し、裏面 1 4 3 2 , 1 5 3 2 同士が光軸並設方向 $A r$ に対して対向して配設されている。

【 0 0 6 8 】

以上説明した本実施の形態 3 に係る医療用撮像装置 1 3 B によれば、上述した実施の形

50

態 2 と同様の効果の他、以下の効果を奏する。

本実施の形態 3 に係る医療用撮像装置 1 3 では、左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 は、左目用受光面 1 4 3 1 を含む平面 P 1 と右目用受光面 1 5 3 1 を含む平面 P 2 とが鋭角で交差するように配設されている。

このため、左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 の裏面 1 4 3 2 , 1 5 3 2 間に隙間を設けることができ、当該隙間に上述した信号処理部等の各種部材を配設することができる。

【 0 0 6 9 】

(その他の実施の形態)

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態 1 ~ 3 によってのみ限定されるべきものではない。

上述した実施の形態 1 では、本発明に係る医療用撮像装置を内視鏡用カメラヘッド 4 で構成していたが、これに限らない。

例えば、硬性鏡や軟性鏡において、生体内に挿入する挿入管内の先端に本発明に係る医療用撮像装置を設けても構わない。また、被検体内部(生体内)や被検体表面(生体表面)の所定の視野領域を拡大して撮像する医療用観察装置の顕微鏡部(例えば、特開 2 0 1 6 - 4 2 9 8 1 号公報参照)に本発明に係る医療用撮像装置を設けても構わない。さらに、カプセル型の内視鏡に本発明に係る医療用撮像装置を設けても構わない。

【 0 0 7 0 】

上述した実施の形態 1 では、スコープ 2 として二眼リレー方式のスコープを採用していたが、これに限らない。例えば、スコープ 2 の代わりに、スコープ内の 1 本の光路に光学系を配置し、当該光学系にて観察光を取り込み、当該観察光を 2 つの領域に分割して互いに視差のある左、右目用観察光を生成する単眼瞳分割方式の単眼スコープ(例えば、特開平 6 - 5 9 1 9 9 号公報参照)を採用しても構わない。

上述した実施の形態 1 において、スコープ 2 として、当該スコープ 2 の中心軸に対して斜め前方を視野とする斜視タイプのスコープを採用しても構わない。

【 0 0 7 1 】

上述した実施の形態 1 では、左、右目用撮像素子 4 7 2 , 4 8 2 は、左、右目用受光面 4 7 2 A , 4 8 2 A が同一平面上に位置するように配設されていたが、これに限らない。例えば、左、右目用受光面 4 7 2 A , 4 8 2 A が同一平面上から外れ、互いに対向するように所定の角度で傾斜して配設されるように構成しても構わない。

【 0 0 7 2 】

上述した実施の形態 2 , 3 では、医療用撮像装置 1 3 , 1 3 B を硬性鏡であるスコープ 8 1 内に設けていたが、これに限らない。

例えば、湾曲部 8 1 2 を有していない硬性鏡内に医療用撮像装置 1 3 , 1 3 B を設けても構わない。また、スコープ 8 1 を軟性鏡とし、当該軟性鏡内に医療用撮像装置 1 3 , 1 3 B を設けても構わない。さらに、上述した実施の形態 1 で説明した二眼リレー方式の二眼スコープや単眼瞳分割方式の単眼スコープに着脱自在に設けられ、当該スコープにて取り込まれた左、右目用観察光を撮像するカメラヘッドに医療用撮像装置 1 3 , 1 3 B を設けても構わない。また、被検体内部(生体内)や被検体表面(生体表面)の所定の視野領域を拡大して撮像する医療用観察装置の顕微鏡部に医療用撮像装置 1 3 , 1 3 B を設けても構わない。さらに、カプセル型の内視鏡に医療用撮像装置 1 3 , 1 3 B を設けても構わない。

【 0 0 7 3 】

上述した実施の形態 2 , 3 では、左、右目用撮像素子 1 4 3 , 1 5 3 は、左、右目用受光面 1 4 3 1 , 1 5 3 1 が矩形形状を有する撮像素子でそれぞれ構成されていたが、これに限らず、左、右目用ミラー 1 4 2 , 1 5 2 と同様に、左、右目用受光面 1 4 3 1 , 1 5 3 1 が台形形状をそれぞれ有するように構成しても構わない。

上述した実施の形態 2 , 3 において、左、右目用ミラー 1 4 2 , 1 5 2 としては、左、右目用反射面 1 4 2 1 , 1 5 2 1 を有していれば、例えば、プリズム等に変更しても構わない。

10

20

30

40

50

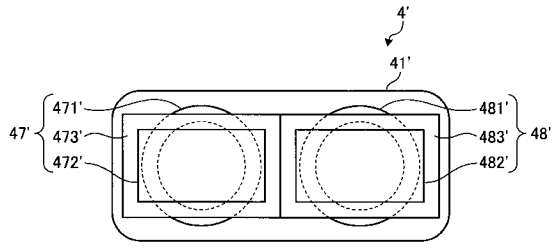
【符号の説明】

【0074】

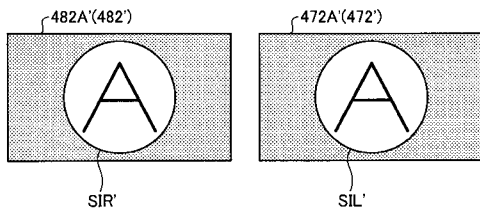
1, 1 A	医療用観察システム	
2	スコープ	
3	光源装置	
3 a	ライトガイドケーブル	
4, 4'	内視鏡用カメラヘッド	
5	表示装置	
6	制御装置	
7 a ~ 7 c	第1 ~ 第3 伝送ケーブル	10
8	医療用内視鏡	
9	光源装置	
10	表示装置	
11	制御装置	
12 a, 12 b	第4, 第5 伝送ケーブル	
13, 13 B	医療用撮像装置	
14, 14 B	左目用撮像部	
15, 15 B	右目用撮像部	
21	挿入管	
22, 23	左, 右目用光学系	20
41, 41'	筐体	
42	三角プリズム	
43, 44	左, 右目用ミラー	
45, 46	左, 右目用接眼光学系	
47, 47'	左目用撮像部	
48, 48'	右目用撮像部	
61	映像信号生成部	
81	スコープ	
82	操作部	
83	ユニバーサルコード	30
84	メモリ	
111	映像信号生成部	
140, 150	左, 右目用光学系	
141, 151	左, 右目用対物レンズ	
142, 152	左, 右目用ミラー	
143, 143'	左目用撮像素子	
153, 153'	右目用撮像素子	
211	接続コネクタ	
221, 231	左, 右目用対物光学系	
222, 232	左, 右目用リレー光学系	40
411	側面	
421, 422	第1, 第2 側面	
471, 471'	左目用撮像光学系	
472, 472'	左目用撮像素子	
472 A, 472 A'	左目用受光面	
473, 473'	左目用素子枠	
481, 481'	右目用撮像光学系	
482, 482'	右目用撮像素子	
482 A, 482 A'	右目用受光面	
483, 483'	右目用素子枠	50

8 1 1	先端硬質部	
8 1 2	湾曲部	
8 1 3	基端硬質部	
8 1 4	硬質管	
8 1 5	照明用孔	
8 1 6	撮像用孔	
8 1 7	照明レンズ	
8 2 1 , 8 2 2	湾曲操作レバー	
1 1 1 1	光軸補正部	
1 1 1 2	アスペクト比変更部	10
1 4 2 1 , 1 5 2 1	左 , 右目用反射面	
1 4 3 1 , 1 4 3 1 ′	左目用受光面	
1 4 3 2 , 1 5 3 2	裏面	
1 5 3 1 , 1 5 3 1 ′	右目用受光面	
4 1 1 1	挿着口	
A r	光軸並設方向	
A r 1 ~ A r 8	領域	
A x 1 , A x 2	中心軸	
A x L , A x R	レンズ光軸	
F L , F R	左 , 右目用画像	20
O P L , O P R	左 , 右目用光路	
P 1 , P 2	平面	
S I L , S I L ′	左目用観察光	
S I R , S I R ′	右目用観察光	
S L	走査線	
S P	平面	
T 1	頂点	
	角度	

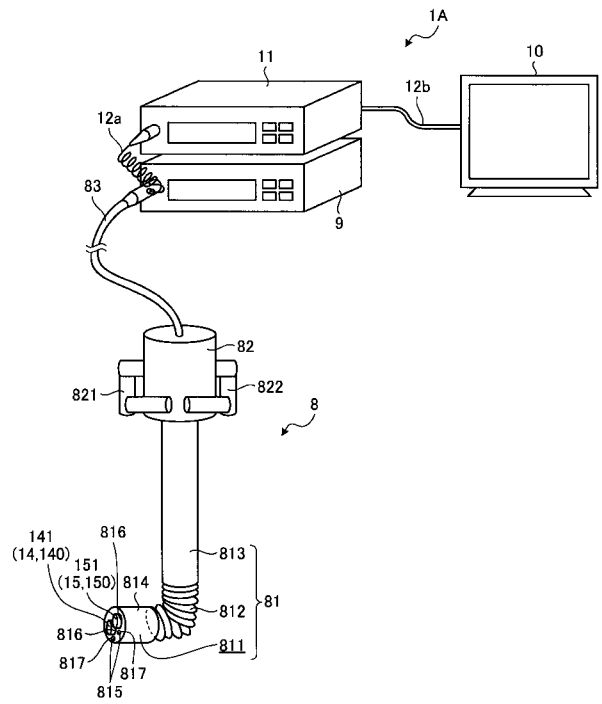
【 図 7 】



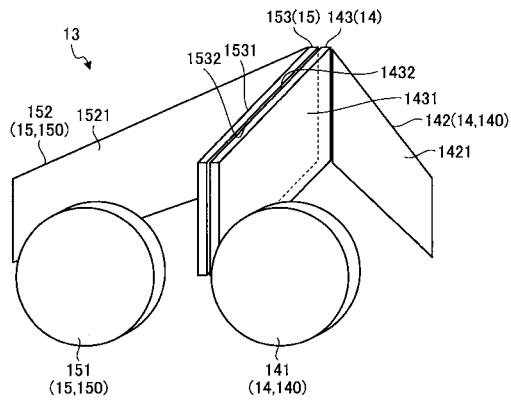
【 図 8 】



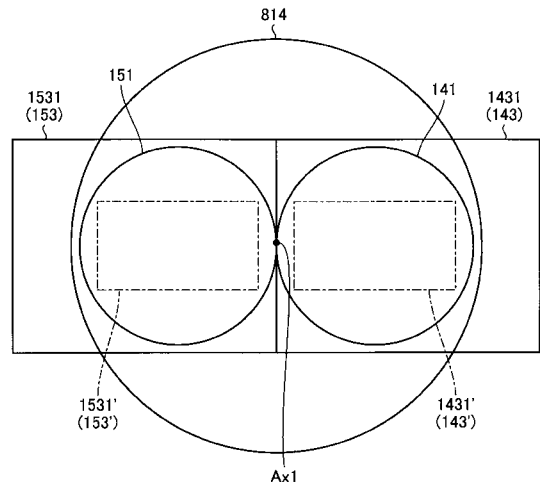
【 図 9 】



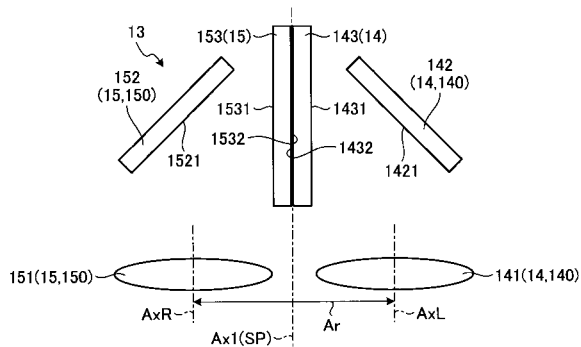
【 図 10 A 】



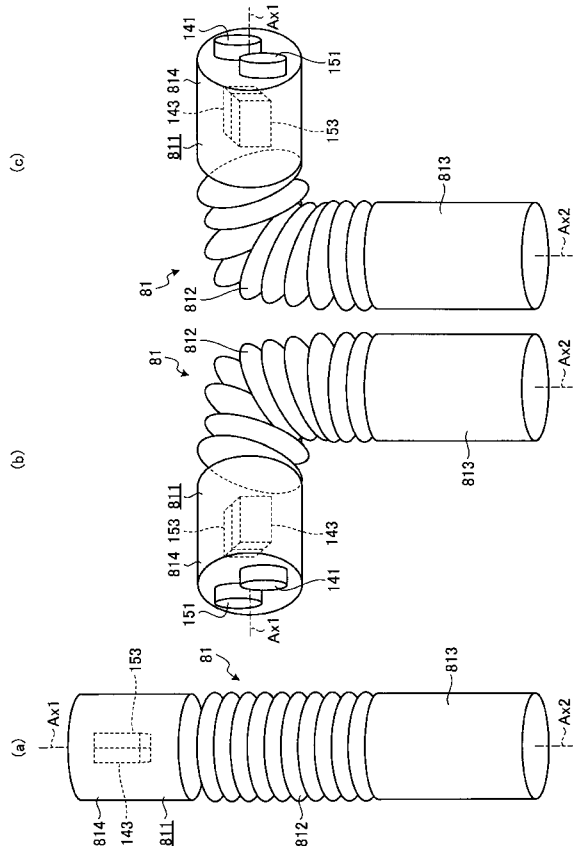
【 図 11 】



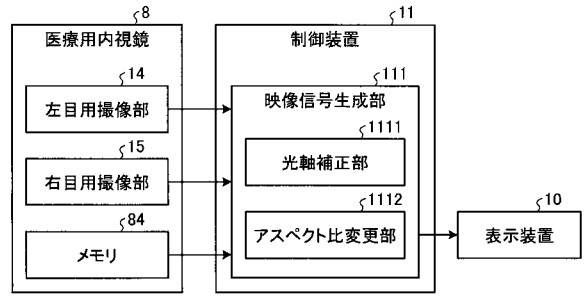
【 図 10 B 】



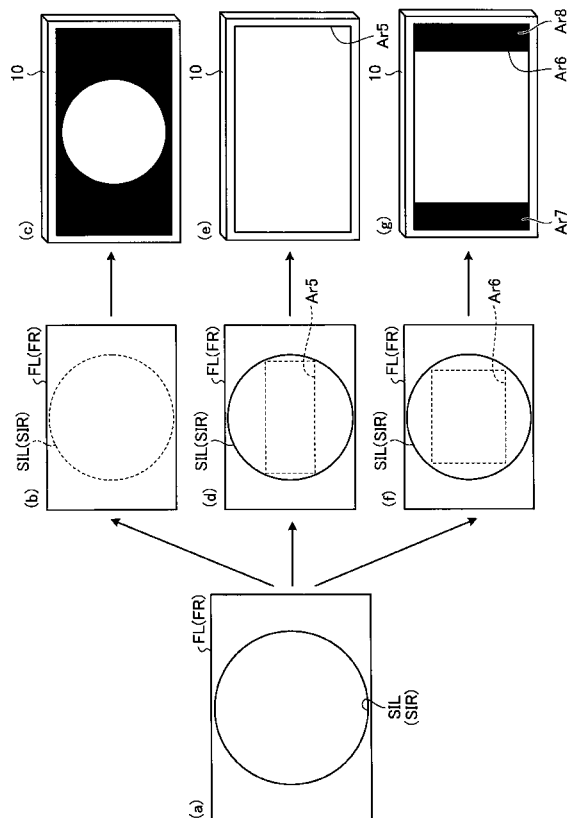
【図 1 2】



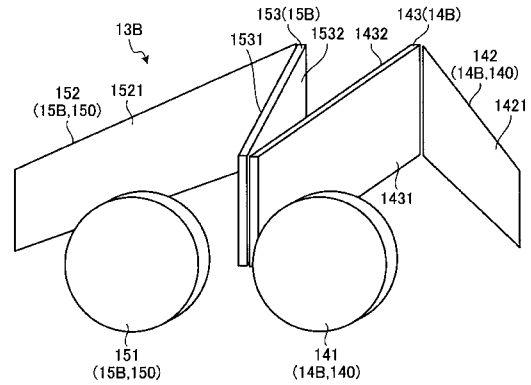
【図 1 3】



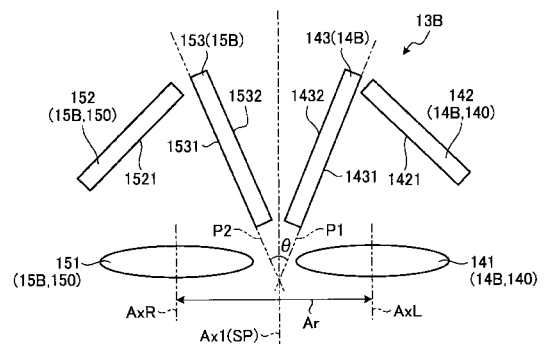
【図 1 4】



【図 1 5 A】



【図 1 5 B】



专利名称(译)	医学成像装置和医学观察系统		
公开(公告)号	JP2018149090A	公开(公告)日	2018-09-27
申请号	JP2017047788	申请日	2017-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	索尼奥林巴斯医疗解决方案公司		
申请(专利权)人(译)	索尼奥林巴斯医疗系统有限公司		
[标]发明人	天野高太郎		
发明人	天野 高太郎		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/00188 A61B1/00193 A61B1/00195 A61B1/002 A61B1/0052 A61B1/042 A61B1/0669 H04N13/106 H04N13/239 H04N13/254 H04N13/296 H04N2005 /2255 H04N13/111		
FI分类号	A61B1/00.522 A61B1/00.731 A61B1/04.530 G02B23/26.A		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/CA26 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161 /BB06 4C161/CC03 4C161/CC06 4C161/DD02 4C161/LL02 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/PP11		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

问题是小型化。一种医学成像装置具有左眼光接收表面472A的矩形形状，用于从被检体的观察部位接收所述左眼观察光SIL，对应于左眼观察光SIL左眼图像信号用于输出光的眼睛图像拾取元件472和用于从观察部位接收具有相对于左眼观察光SIL的视差的右眼观察光SIR的矩形右眼光接收表面482A，观察灯S。并且右眼图像拾取元件482根据IR输出右眼图像信号。左，右眼图像拾取装置472482是左，沿着右眼观察光学SIL，留在光轴的方向上的SIR对齐，右眼的光接收表面472A，482A的短边，分别与左和光用于右眼面472A和482A的长边彼此面对。

