

(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2006-204341

(P2006-204341A)

(43) 公開日 平成18年8月10日(2006.8.10)

(51) Int. Cl.			F I			テーマコード (参考)
A61B	1/06	(2006.01)	A61B	1/06	B	2H04O
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	3OOD	4C061
G02B	3/14	(2006.01)	G02B	3/14		
G02B	23/26	(2006.01)	G02B	23/26	A	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2005-16623 (P2005-16623)  
 (22) 出願日 平成17年1月25日 (2005.1.25)

(71) 出願人 000000527  
 ペンタックス株式会社  
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号  
 (74) 代理人 100098235  
 弁理士 金井 英幸  
 (72) 発明者 佐々木 雅彦  
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内  
 Fターム(参考) 2H04O BA09 CA06 CA09 CA11 GA11  
 4C061 CC06 GG01 HH51 QQ02 QQ04

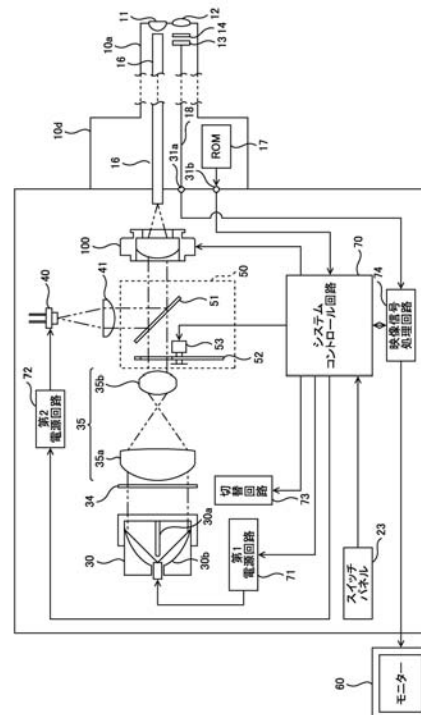
(54) 【発明の名称】 光源装置

(57) 【要約】

【課題】本発明の課題は、互いに波長帯域の異なる光をいずれも高い効率でライトガイドへ入射させることができ、白色光用のライトガイドを用いるときには広い範囲を照明できるとともに、励起光用のライトガイドを用いる場合には熱の発生を押さえることができる光源装置を、提供することにある。

【解決手段】光源プロセッサ装置20のシステムコントロール回路70は、蛍光観察内視鏡10のROM17に記憶されている情報を読み出す。すると、システムコントロール回路70は、読み出した情報に基づいて、励起光用ライトガイド16の基端面上において白色光の径を励起光用ライトガイド16の径まで収束させるように、液体レンズ100の焦点距離を変化させる。

【選択図】 図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

体腔壁を観察するための光を内視鏡のライトガイドに導入するための光源装置であって

、前記光を平行光として射出する光源部と、

前記光の光路上に配置されるとともに、透光性と親水性と導電性とを有する導電性液体、この導電性液体から分離し、この導電性液体と同じ密度を有しており、この導電性液体と異なる屈折率を有し、且つ、透光性と疎水性と絶縁性とを有する絶縁性液体、前記導電性液体及び前記絶縁性液体を封入する円筒形状の内部空間を有し、この内部空間の内周面及び一方の端面が疎水性を有するセル、前記セルの内周面に設けられて絶縁部材を介して前記各液体に接する筒状の第 1 の電極、前記セルにおける他方の端面に設けられて前記導電性液体に接する第 2 の電極、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間に電圧を印加する電界発生手段を備えた液体レンズと、

10

前記電界発生手段が前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間に印加する電圧を制御する制御部と

を備えたことを特徴とする光源装置。

## 【請求項 2】

前記セルは、

透光性を有する平板状部材からなる天板と、

透光性を有する平板状部材からなる底板と、

20

両端面が平行に形成された円筒状の部材からなる筒部材とから構成されている

ことを特徴とする請求項 1 記載の光源装置。

## 【請求項 3】

前記制御部は、前記ライトガイドの基端面において当該ライトガイドの径と入射する光の径とが一致するように、前記電界発生手段が前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間に印加する電圧を、制御する

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の光源装置。

## 【請求項 4】

前記制御部は、前記ライトガイドの開口数と前記液体レンズによって収束される光の角度範囲とが一致するように、前記電界発生手段が前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間に印加する電圧を、制御する

30

ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 の何れかに記載の光源装置。

## 【請求項 5】

前記光源部は、白色光を平行光として射出する白色光光源部と、励起光を平行光として射出する励起光光源部とを備えており、

前記液体レンズは、この白色光の光路上に配置されており、

前記白色光光源部と前記液体レンズの間には、前記励起光の光路を前記白色光の光路と一致させる光路合成素子が、さらに配置されている

ことを特徴とする請求項 3 又は 4 記載の光源装置。

40

## 【請求項 6】

前記光路合成素子を前記白色光の光路上から外れるように移動させる移動手段をさらに備えることを特徴とする請求項 5 記載の光源装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、内視鏡内に引き通されたライトガイドへ光を入射させるための光源装置に、関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

50

周知のように、生体組織は、特定の波長の光が照射されると、励起して蛍光を発する。但し、腫瘍や癌などの病変が生じている異常な生体組織が発する蛍光は、正常な生体組織が発する蛍光よりも弱くなる。近年、体腔壁下の生体組織に生じた異状をこの反応現象を利用して検出する蛍光観察電子内視鏡システムが、開発されている。

【0003】

このような蛍光観察電子内視鏡システムは、内視鏡、光源プロセッサ装置（光源装置と画像処理プロセッサ装置を組み合わせたもの）及び、表示装置から構成されている。

【0004】

内視鏡は、体腔内に挿入される挿入部の先端へ照明光を導くライトガイド及び体腔内を撮像して画像信号を生成する撮像素子を、備えている。

10

【0005】

光源プロセッサ装置は、白色光のみをライトガイドに入射するモード（以下、「通常観察モード」という）と白色光及び励起光（紫外光）を交互にライトガイドに入射するモード（以下、「蛍光観察モード」という）とを任意に切り替えて、生体組織に照射される光をライトガイドに入射できるように構成されるとともに、通常観察モードと蛍光観察モードとで、内視鏡から出力される画像信号に対する画像処理内容を変更するように構成されている。以下、これらの観察モードにおける画像処理内容について説明する。

【0006】

通常観察モードでは、内視鏡の挿入部の先端から白色光が照射され、この白色光が照明された体腔壁からの反射光による通常観察画像が、表示装置に表示される。

20

【0007】

蛍光観察モードでは、内視鏡の挿入部の先端から白色光と励起光とが交互に照射される。そして、白色光が照射されているときに得られた画像信号が参照画像信号とされ、励起光が照射されているときに得られた画像信号が蛍光画像信号とされ、参照画像信号による画像では明るく表示されるのに蛍光画像信号による画像では暗く表示される部分が光源プロセッサ装置によって病変部として抽出され、抽出された病変部を示す蛍光観察画像が、表示装置に表示される。特許文献1には、このような蛍光観察画像を表示装置に表示することができる蛍光観察電子内視鏡システムが、開示されている。

【0008】

このような蛍光観察電子内視鏡システムに採用される光源プロセッサ装置では、白色光及び励起光の照射範囲を一致させるために、内視鏡に引き通された1つのライトガイドへ白色光及び励起光を入射させる構成が採用され得る。この場合には、光源プロセッサ装置の内部において、白色光の光路及び励起光の光路を一致させた光路上に、白色光及び励起光を収束させる集光レンズが、配置される。なお、この集光レンズは、光源プロセッサ装置に内視鏡が接続されたときに入射した励起光をライトガイドの径と一致する径までに収束する位置に、固定されている。

30

【特許文献1】特開2002-065602号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、上述のように、励起光をライトガイドの径と一致する径までに収束する位置に集光レンズを配置すると、この集光レンズに白色光を入射した場合には、集光レンズを透過した白色光は、励起光よりも屈折力を受けないので、ライトガイドの基端面での径がライトガイドよりも大きくなってしまふ。即ち、集光レンズの軸上色収差の影響により、白色光の焦点と励起光の焦点とは、ずれてしまふ。そのため、この場合には、収束された白色光の径がライトガイドの基端面上において当該ライトガイドの径よりも大きくなるため、白色光がライトガイドに効率良く入射しない（白色光の一部がライトガイドに入射しない）問題がある。

40

【0010】

なお、白色光をライトガイド基端面においてその径と一致する径までに収束する位置に

50

集光レンズを配置すると、白色光はライトガイドへ効率良く入射するようになる。しかしながら、この場合には、ライトガイドの基端面において集光レンズによって収束された励起光の径がライトガイドの径よりも小さくなり、励起光がライトガイドに効率良く入射しない（ライトガイドを構成する全ての光ファイバーに励起光が入射しない）虞がある。

【0011】

また、上記の公報には、NA（開口数）が異なるライトガイドが引き通された複数種類の内視鏡を切り替えて上記の光源プロセッサ装置に接続する場合の構成については、開示されていない。以下、観察モードに応じて内視鏡を切り替えて光源プロセッサ装置に接続する場合について説明する。

【0012】

蛍光観察画像を観察する場合には、励起光の透過率が高い励起光用の石英ファイバーや紫外線透過型の多成分ファイバーが採用された励起光用のライトガイドを有する内視鏡が、光源プロセッサ装置に接続される。このように励起光の透過率が高いライトガイドは、一般的には、励起光の透過率が高いもののNAが比較的小さいという特徴を有している。そのため、この場合には、励起光用のライトガイドのNAに対応した比較的狭い領域しか照明できない。

10

【0013】

一方、通常観察画像のみが必要な場合には、白色光の透過率が高い多成分ファイバーが採用された白色光用のライトガイドを有する内視鏡が、光源プロセッサ装置に取り付けられる。このように白色光の透過率が高いライトガイドは、一般的には、励起光の透過率は低いもののNAが比較的大きいという特徴を有している。そのため、この白色光用のライトガイドのNAに対応した白色光が入射されれば、比較的広い領域を照明できる。そこで、白色光用のライトガイドのNAに合わせて、比較的広い角度範囲の光をライトガイドへ入射させるように光源プロセッサ装置を設計すれば、この光源プロセッサ装置に通常観察用の内視鏡を接続したときには、広い範囲を照明することが可能となる。

20

【0014】

しかしながら、比較的広い角度範囲の光をライトガイドへ入射させる光源プロセッサ装置に、蛍光観察用の内視鏡を接続したときには、励起光用のライトガイドのNAよりも大きな角度範囲の光が励起光用のライトガイドに入射する。この場合には、入射角度の大きい光線の一部が励起光用のライトガイドのコアとクラッドとの境界を透過してクラッド層の外表面に熱を発生させるため、ライトガイド自体が損傷してしまう虞や、内視鏡と光源プロセッサ装置との接続部分が熱せられることに因り内視鏡を光源プロセッサ装置から外す時に熱傷をしてしまう虞が生じる。

30

【0015】

なお、励起光用のライトガイドのNAに合わせて、比較的狭い角度範囲で光をライトガイドへ入射させるように光源プロセッサ装置を設計すれば、この光源プロセッサ装置に蛍光観察用の内視鏡を接続したとしても、クラッド層への漏れを防ぐことができる。しかしながら、比較的狭い角度範囲で光をライトガイドへ入射させる光源プロセッサ装置に通常観察用の内視鏡を接続すると、ライトガイドに入射する光の角度範囲が狭いため、広い範囲を照明することができなくなってしまう問題が生じる。

40

【0016】

そこで、本発明の課題は、互いに波長帯域の異なる光をいずれも高い効率でライトガイドへ入射させることができ、開口数が互いに異なるライトガイドが夫々引き通された複数種類の内視鏡が交換自在に接続される場合でも、その開口数において可能な広い範囲を照明可能でありながら、クラッド層に光が漏れない光源装置を、提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0017】

上記の課題を解決するために案出された本発明による光源装置は、体腔壁を観察するための光を内視鏡のライトガイドに導入するための光源装置であって、前記光を平行光として射出する光源部と、前記光の光路上に配置されるとともに、透光性と親水性と導電性と

50

を有する導電性液体、この導電性液体から分離し、この導電性液体と同じ密度を有しており、この導電性液体と異なる屈折率を有し、且つ、透光性と疎水性と絶縁性を有する絶縁性液体、前記導電性液体及び前記絶縁性液体を封入する円筒形状の内部空間を有し、この内部空間の内周面及び一方の端面が疎水性を有するセル、前記セルの内周面に設けられて絶縁部材を介して前記各液体に接する筒状の第1の電極、前記セルにおける他方の端面に設けられて前記導電性液体に接する第2の電極、前記第1の電極と前記第2の電極との間に電圧を印加する電界発生手段を備えた液体レンズと、前記電界発生手段が前記第1の電極と前記第2の電極との間に印加する電圧を制御する制御部とを備えたことを特徴とする。

**【0018】**

10

このように構成されると、第1の電極と第2の電極とに印加される電圧が変化した場合には、液体レンズのセルの内部に封入された導電性液体及び絶縁性液体の界面の曲率が変化するため、制御部が電界発生手段を制御することによって、液体レンズの焦点距離を制御することができるようになる。そのため、本発明による光源装置によると、蛍光観察内視鏡が接続された場合には、ライトガイドに白色光が入射するときにはこのライトガイドの端面において当該ライトガイドの径と白色光の径とを一致させるとともに、ライトガイドに励起光が入射するときにはこのライトガイドの端面において当該ライトガイドの径と励起光の径とを一致させるように、電界発生手段が両電極間に印加する電圧を制御部によって制御すれば、互いに波長帯域の異なる白色光と励起光とをいずれも高い効率でライトガイドへ入射させることができるようになる。また、本発明による光源装置に、開口数が互いに異なるライトガイドが夫々引き通された複数種類の内視鏡が交換自在に接続されるときには、現に接続される内視鏡のライトガイドの開口数と液体レンズによって収束される光の角度範囲とを一致させるように電界発生手段が両電極間に印加する電圧を制御部によって制御すれば、現に接続された内視鏡のライトガイドの開口数の限度で最も大きい角度範囲で、光をライトガイドへ入射させることができ、しかも、クラッド層への光の漏れを防止することができる。

20

**【0019】**

なお、本発明に係るセルは、透光性を有する平板状部材からなる天板と、透光性を有する平板状部材からなる底板と、両端面が平行に形成された円筒状の部材からなる筒部材とから構成されていてもよい。

30

**【0020】**

また、本発明に係る制御部は、前記ライトガイドの基端面において当該ライトガイドの径と入射する光の径とが一致するように、前記電界発生手段が前記第1の電極と前記第2の電極との間に印加する電圧を制御するものであってもよい。また、本発明に係る制御部は、前記ライトガイドの開口数と前記液体レンズによって収束される光の角度範囲とが一致するように、前記電界発生手段が前記第1の電極と前記第2の電極との間に印加する電圧を制御するものであってもよい。

**【0021】**

また、本発明に係る光源部は、白色光を平行光として射出する白色光光源部と、励起光を平行光として射出する励起光光源部とを備えたものであってもよい。この場合において、液体レンズはこの白色光の光路上に配置されていてもよく、前記白色光光源部と前記液体レンズの間には、前記励起光の光路を前記白色光の光路と一致させる光路合成素子が、配置されていてもよい。さらに、光源装置は、前記光路合成素子を前記白色光の光路上から外れるように移動させる移動手段をさらに備えていてもよい。

40

**【発明の効果】****【0022】**

本発明によると、互いに波長帯域の異なる光をいずれも高い効率でライトガイドへ入射させることができ、開口数が互いに異なるライトガイドが夫々引き通された複数種類の内視鏡が交換自在に接続される場合でも、その開口数において可能な広い範囲を照明可能でありながら、クラッド層に光が漏れない光源装置を、提供することができる。

50

**【発明を実施するための最良の形態】****【0023】**

次に、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態を、説明する。

**【0024】**

図1は、本発明の実施の形態である内視鏡システムの外観図である。図1に示されるように、この内視鏡システムは、蛍光観察内視鏡10、光源プロセッサ装置20、及び、モニター60を、備えている。

**【0025】**

蛍光観察内視鏡10は、通常電子内視鏡に蛍光観察用の改変を加えたものであり、体腔内に挿入されるために細長く形成されている体腔内挿入部10a、その体腔内挿入部10aの先端部分を湾曲操作するためのアングルノブ等を有する操作部10b、操作部10bと光源プロセッサ装置20とを接続するためのライトガイド可撓管10c、及び、このライトガイド可撓管10cの基端に設けられたコネクタ10dを、備えている。

10

**【0026】**

一方、光源プロセッサ装置20の筐体の正面パネルには、通常観察モードを指定するスイッチ及び蛍光観察モードを指定するスイッチを含む各種の操作スイッチが配列したスイッチパネル23が、設けられている。

**【0027】**

図2は、蛍光観察内視鏡10及び光源プロセッサ装置20の内部構成を示す概略図である。以下、図2にしたがって蛍光観察内視鏡10、及び光源プロセッサ装置20の詳細な構成を順に説明する。

20

**【0028】**

蛍光観察内視鏡10の挿入部10aの先端面には、配光レンズ11及び対物レンズ12が設けられている。そして、この挿入部10aの内部には、対物レンズ12によって形成された被写体の像を撮影して画像信号に変換する撮像素子13、対物レンズ12から射出された光から後述する励起光光源40から射出される励起光の波長成分を除去するための励起光カットフィルター14が組み込まれている。

**【0029】**

また、撮像素子13から出力された画像信号を伝送するための信号ケーブル18が、挿入部10a、操作部10b及びライトガイド可撓管10c内を引き通されて、コネクタ10dの端面に形成されたコネクタピン31aに接続されている。

30

**【0030】**

この信号ケーブル18と並行して、挿入部10a、操作部10b及びライトガイド可撓管10c内には、紫外光の透過率が高い紫外線透過型の多成分ファイバーを多数束ねて構成される励起光用ライトガイド16が引き通されている。この励起光用ライトガイド16の先端は、挿入部10aの先端部内において配光レンズ11に対向し、その基端は、コネクタ10dの端面から突出して光源プロセッサ装置20内に挿入された状態で固定される。

**【0031】**

さらに、このコネクタ10d内には、内視鏡の属性（蛍光観察内視鏡又は通常観察内視鏡）を示す識別情報を格納したROM17が内蔵されており、このROM17の各端子は、コネクタピン31bに接続されている。蛍光観察内視鏡10のROM17に格納された識別情報は、内蔵する励起光用ライトガイド16の径及びNA（開口数）の値を含む。

40

**【0032】**

以下、図2、図7乃至図9に基づいて、光源プロセッサ装置20の内部構成について説明する。図7乃至図9は、光源部プロセッサ20内の要部の斜視図である。なお、図7は、光学系だけを透視した状態を示し、図8は、白色光光源30及び励起光用ライトガイド16が同時に見えるように透視した状態を示し、図9は、白色光光源30及び励起光光源40が同時に見えるように透視した状態を示している。

**【0033】**

50

図 2 に示すように、光源プロセッサ装置 20 は、白色光を平行光として射出する白色光光源 30 (光源部, 白色光光源部に相当する) と、入射してきた白色光の中から赤外領域の光を除去して残りを透過させる赤外除去フィルタ 34 と、入射してきた光の光束径を縮小する光束径縮小光学系 35 と、光束径縮小光学系 35 により光束径が縮小された光を収束させて励起光用ライトガイド 16 に入射させる液体レンズ 100 とを、備えている。

【0034】

光源プロセッサ装置 20 は、更に、体腔壁下の生体組織を励起させるための励起光を射出する励起光光源 40 と、この励起光光源 40 から射出される励起光を平行光に変換するコリメートレンズ 41 とを、備えている (励起光光源 40 及びコリメートレンズ 41 が光源部, 励起光光源部に相当する)。なお、このコリメートレンズ 41 を透過した励起光の光路と、光束径縮小光学系 35 を透過した白色光の光路とは、垂直に交わる。

10

【0035】

また、光源プロセッサ装置 20 は、光束径縮小光学系 35 と液体レンズ 100 との間 (図 2 において波線で示した部分) に、ダイクロイックミラー 51 と回転遮蔽板 52 とモーター 53 を一体に備えたユニット 50 を、更に備えている。

【0036】

白色光光源 30 は、白色光を発する放電管ランプ 30a と放電管ランプ 30a から発した白色光をほぼ平行光束にするリフレクタ 30b とから構成される。

【0037】

励起光光源 40 は、白色光光源 30 から射出される白色光の波長帯域よりも短い波長の光 (例えば、紫外光) を射出するレーザーダイオードである。この励起光光源 40 には、図 7 乃至図 9 に示すように、励起光をコリメートレンズ 41 の焦点まで導く光ファイバ束 40a が、取り付けられている。

20

【0038】

光束径縮小光学系 35 は、一对の凸レンズ 35a, 35b からなるケプラー型のアフォーカル光学系であり、赤外線除去フィルタ 34 を透過した白色光の光束径を、縮小する。

【0039】

ユニット 50 は、ダイクロイックミラー 51, 回転遮蔽板 52 及びモーター 53 を、白色光の光路及び励起光の光路に対して垂直な方向 (図 2 における紙面に垂直な方向) に一体にスライドさせるための構成を有している。

30

【0040】

図 8 及び図 9 に示すように、ユニット 50 (移動手段に相当する) は、白色光の光路及び励起光の光路に対して垂直な方向を向いたシャフト 50a と、シャフト 50a に移動可能に取り付けられたステージ 50b とから、構成されている。なお、ステージ 50b には、ラック 50c が形成されており、このラック 50c にはピニオン 74 が噛み合わされている。このピニオン 74 がモーター 75 によって回転されることにより、ステージ 50b がシャフト 50a に沿った方向にのみ移動される。

【0041】

このステージ 50b にはダイクロイックミラー 51, 回転遮蔽板 52 及びモーター 53 が固定されている。そのため、ステージ 50b は、ダイクロイックミラー 51 を白色光及び励起光の光路中に配置するとともに回転遮蔽板 52 を白色光の光路中に配置する位置 (以下、蛍光観察位置という) と、これらを光路から待避させた位置 (以下、通常観察位置という) とを、切り替えて移動することができる。

40

【0042】

回転遮蔽板 52 は、略半円形の開口が一つだけ穿たれた円板であり、その貫通孔の円弧の中心は、回転遮蔽板 52 の外周円の中心に一致している。この回転遮蔽板 52 の中心は、モーター 53 駆動軸の先端に固定されており、モーター 53 によって駆動されると、回転遮蔽板 52 は、その駆動軸を回転中心として回転する。なお、ステージ 50b が蛍光観察位置に在る場合には、回転遮蔽板 52 が光束径縮小光学系 35 の光軸に対して直交するようになり、回転遮蔽板 52 の偏心位置に白色光が入射するようになる。このため、回転

50

遮蔽板 5 2 の開口が光束縮小光学系 3 5 の光軸上に配置された場合には、白色光が通過し、回転遮蔽板 5 2 の開口以外の部分が光束縮小光学系 3 5 の光軸上に配置された場合には、白色光が遮断される。

【0043】

ダイクロイックミラー 5 1 は、白色光を透過するとともに励起光を反射する光学素子である（光路合成素子に相当する）。なお、ステージ 5 0 b が蛍光観察位置に配置された場合には、ダイクロイックミラー 5 1 は、白色光の光路と励起光の光路とが交差する位置に配置され、光束縮小光学系 3 5 の光軸方向に対して 45° 傾くとともに、コリメータレンズ 4 1 の光軸方向に対しても 45° 傾いた状態になる。そのため、回転遮蔽板 5 2 を通過した白色光はダイクロイックミラー 5 1 を透過し、コリメータレンズ 4 1 から射出された励起光は、ダイクロイックミラー 5 1 によって直角に反射されることにより、白色光と同一の光路上をこの白色光の進行方向と同じ方向へ進む。従って、ダイクロイックミラー 5 1 は、光路合成素子として機能する。

10

【0044】

なお、ステージ 5 0 b が通常観察位置に在る場合には、白色光及び励起光の光路上から回転遮蔽板 5 2 及びダイクロイックミラー 5 1 が取り除かれるため、光束縮小光学系 3 5 を透過した白色光が直接液体レンズ 1 0 0 に入射するようになり、励起光は液体レンズ 1 0 0 に入射できないようになる。

【0045】

次に、図 3 に基づいて、液体レンズ 1 0 0 について説明する。なお、図 3 は液体レンズ 1 0 0 の断面図であって、図 3 ( a ) は液体レンズ 1 0 0 の初期状態を示しており、図 3 ( b ) は液体レンズ 1 0 0 の電極 1 2 0 と電極 1 2 1 との間に電圧を印加した状態を示している。

20

【0046】

図 3 に示すように、液体レンズ 1 0 0 は、天板 1 1 0 と筒部材 1 1 1 と底板 1 1 2 とに囲まれた密閉空間に、導電性、親水性を有する液体 1 5 0（以下、導電性液体 1 5 0 という）と絶縁性、疎水性を有する液体 1 6 0（絶縁性液体 1 6 0 という）とを封入した構成を、有している。

【0047】

天板 1 1 0 及び底板 1 1 2 には、透光性（白色光及び励起光を透過する性質）及び絶縁性を有する平板状部材が用いられる（例えば、ガラス板等）。

30

【0048】

筒部材 1 1 1 は両端面が平行に形成された円筒状の部材であり、この筒部材 1 1 1 の両端面に天板 1 1 0 及び底板 1 1 2 が接着されたときには、天板 1 1 0 と底板 1 1 2 とが平行に対向した状態になる（以下、天板 1 1 0 と筒部材 1 1 1 と底板 1 1 2 とを接着したものを、セルという）。この筒部材 1 1 1 は、絶縁性を有する材料から作られており、例えば、天板 1 1 0 及び底板 1 1 2 と同じ材料が採用され得る。なお、筒部材 1 1 1 は、絶縁性を有する材料から作られていればよいため、必ずしも天板 1 1 0 及び底板 1 1 2 と同じ材料でなくてもよい。

【0049】

セルの内面には、底板 1 1 2 の表面を除いて、略全面に疎水性コーティング 1 4 0 が形成されている。なお、セルの内面における底板 1 1 2 の表面は、疎水性コーティング 1 4 0 が形成されていないため、親水性を有している。

40

【0050】

また、底板 1 1 2 の表面上には、セルの外部からセルの内部に通じる電極 1 2 1（第 2 の電極に相当する）が、形成されている。なお、電極 1 2 1 の先端は、疎水性コーティング 1 4 0 よりも僅かにセルの内部に突出するように、形成されている。

【0051】

さらに、筒部材 1 1 1 の表面には、底板 1 1 2 及び電極 1 2 1 と接する部分を除いて、略全面に電極 1 2 0（第 1 の電極に相当する）が形成されている。また、電極 1 2 0 と疎

50

水性コーティング 140 との間には、絶縁性コーティング 130 (絶縁部材に相当する) が形成されている。なお、この絶縁性コーティング 130 は、電極 120 と電極 121 とが短絡することを防ぐために、セルの内側において両者の間にも形成されている。

【0052】

セルの内部に封入される導電性液体 150 及び絶縁性液体 160 は、透光性を有しているとともに、略同じ密度を有している。また、両者は、互いに混じり合うことはなく、夫々異なる屈折率を有している。例えば、導電性液体 150 は電解質を溶かした水溶液であり、絶縁性液体 160 は疎水性を有する有機化合物である。

【0053】

液体レンズ 100 はこのように構成されているため、初期状態では、図 3 (a) に示すように、絶縁性液体 160 と導電性液体 150 とが互いに分離し、導電性液体 150 は疎水性コーティング 140 に接するようになり、導電性液体 150 は底板 112 及び電極 121 に接するようになる。また、導電性液体 150 と絶縁性液体 160 との界面は、両者の界面張力によって天板 110 側に突出した半球状の形状となる。

【0054】

この場合には、導電性液体 150 は疎水性コーティング 140 から離れた状態で球形に近づくため、導電性液体 150 と絶縁性液体 160 との界面の曲率は大きくなる。そのため、液体レンズ 100 は、焦点距離の短いレンズとして機能する。なお、導電性液体 150 及び絶縁性液体 160 の密度は略等しいため、液体レンズ 100 を傾けたとしても、界面の形状変化は起こらない。

【0055】

次に、図 3 (b) に基づいて、液体レンズ 100 の電極 120 と電極 121 との間に電圧を印加した場合について説明する。

【0056】

図 3 に示すように、電極 120 と電極 121 との間には、両者の間に電圧を印加する電圧印加回路 170 (電界発生手段に相当する) が設けられている。

【0057】

この電圧印加回路 170 が電極 120 と電極 121 との間に電圧を印加すると、互いに異なる極性の電荷が、絶縁性コーティング 130 及び疎水性コーティング 140 を挟んで対向した状態で、それぞれ導電性液体 150 と電極 120 とに集まり、静電気が発生する。すると、導電性液体 150 と疎水性コーティング 140 との界面張力が変化するため、導電性液体 150 と絶縁性液体 160 との界面の曲率が変化する。そのため、図 3 (b) に示すように、導電性液体 150 と絶縁性液体 160 との界面の曲率は小さくなり、液体レンズ 100 は、焦点距離の長いレンズとして機能するようになる。なお、図 3 では、導電性液体 150 と絶縁性液体 160 との界面が形成する球面の例として 2 種類のみを示したが、実際には、導電性液体 150 と絶縁性液体 160 との界面の曲率は、電極 120 と電極 121 との間に印加された電圧の大きさに応じて、連続的に変化する。

【0058】

このように、液体レンズ 100 は、印加した電圧に応じて導電性液体 150 と絶縁性液体 160 との界面の曲率を変化させることができるため、印加する電圧を変化させるだけで任意の焦点距離にすることができる。

【0059】

なお、電極 120 と電極 121 との間に電圧を印加した場合には、極めて短い時間で、導電性液体 150 と絶縁性液体 160 との界面の曲率が変化する。そのため、液体レンズ 100 は、電極 120 と電極 121 との間に印加する電圧を素早く変化されれば、素早く焦点距離を変化させることができる。

【0060】

光源プロセッサ装置 20 は、以上に説明した構成を動作させるために、更に、第 1 電源回路 71, 第 2 電源回路 72, 切り替え回路 73, システムコントロール回路 70, 及び、映像信号処理回路 74 を、備えている。

10

20

30

40

50

## 【0061】

第1電源回路71は白色光光源30に電力を供給するための回路であり、第2電源回路72は励起光光源40に電力を供給するための回路である。

## 【0062】

切り替え回路73は、ユニット50を制御するための回路であり、システムコントロール回路70からステージ50bの位置を指定する情報を受信すると、指定された位置へステージ50bが移動するように、モーター75を制御する。

## 【0063】

システムコントロール回路70(制御部に相当する)は、光源プロセッサ装置20全体を制御するためのコントローラであり、光源プロセッサ装置20の筐体の正面パネルに設けられた各種スイッチ23,第1電源回路71,第2電源回路72,切り替え回路73,モーター53,液体レンズ100,及び、映像信号処理回路74に、接続されている。

10

## 【0064】

なお、蛍光観察内視鏡10のコネクタ10dが光源プロセッサ装置20に装着されると、映像信号処理回路74は、コネクタ10dの端子31aを介して撮像素子13に接続され、システムコントロール回路70はコネクタ10dの端子31bを介してROM17に接続される。

## 【0065】

以下、蛍光観察内視鏡10のコネクタ10dが光源プロセッサ装置20に装着された後に、スイッチパネル23が操作されることによって、通常観察モードが選択された場合と蛍光観察モードが選択された場合とについて、図4,5に基づいて夫々説明する。図4は、通常観察モードが選択された場合における光源プロセッサ装置20内部の光学系を示す説明図であり、図5は、蛍光観察モードが選択された場合における光源プロセッサ装置20内部の光学系を示す説明図である。なお、図5(a)は白色光を励起光用ライトガイド16に入射させる様子を示しており、図5(b)は励起光を励起光用ライトガイド16に入射させる様子を示している。

20

## 【0066】

システムコントロール回路70は、通常観察モードを指定するスイッチが操作されたことによって生じた操作信号を受信すると、通常観察位置を指定する情報を切り替え回路73に送信する。すると、ステージ50bが通常観察位置に移動する。

30

## 【0067】

同時に、システムコントロール回路70は、ROM17に記憶されている励起光用ライトガイド16の径を読み出す。すると、システムコントロール回路70は、読み出した励起光用ライトガイド16の径と、定数として記憶している液体レンズ100に入射する白色光の径,液体レンズ100から励起光用ライトガイド16までの距離,白色光の波長(白色光の波長帯域における中心波長)とに基づいて、励起光用ライトガイド16の基端面において白色光の径を励起光用ライトガイド16の径まで収束させる液体レンズ100の焦点距離を、算出する。この算出結果に基づいて、システムコントロール回路70は、電圧印加回路170が電極120と電極121との間に印加する電圧を制御し、液体レンズ100の焦点距離を算出した値に変化させる。なお、システムコントロール回路70は、ライトガイド16の径,NA及び属性情報と液体レンズ100の焦点距離とを対応させたテーブルを備えるとともに、接続された内視鏡のROM17に記憶された情報を読み出した後には、このテーブルに基づいて、液体レンズ100の焦点距離を変化させるように、設計されていてもよい。

40

## 【0068】

そして、システムコントロール回路70は、第1電源回路71を制御することによって白色光光源30に対して白色光の射出を開始させる。すると、図4に示すように、白色光のみが液体レンズ100に入射するようになる。これにより、蛍光観察内視鏡10の励起光用ライトガイド16には白色光のみが入射し、蛍光観察内視鏡10の体腔内挿入部10aの先端からは、白色光のみが射出されるようになる。

50

## 【 0 0 6 9 】

他方、システムコントロール回路 7 0 は、蛍光観察モードを指定するスイッチが操作されたことによって生じた操作信号を受信すると、蛍光観察位置を指定する情報を切り替え回路 7 3 に送信する。すると、ステージ 5 0 b が蛍光観察位置に移動する。

## 【 0 0 7 0 】

同時に、システムコントロール回路 7 0 は、ROM 1 7 に記憶されている励起光用ライトガイド 1 6 の径を読み出し、励起光用ライトガイド 1 6 の基端面上において白色光の径を励起光用ライトガイド 1 6 の径まで収束させる液体レンズ 1 0 0 の焦点距離と、励起光用ライトガイド 1 6 の基端面上において励起光の径を励起光用ライトガイド 1 6 の径まで収束させる液体レンズ 1 0 0 の焦点距離とを、算出する。なお、励起光用ライトガイド 1 6 の基端面上において励起光の径を励起光用ライトガイド 1 6 の径まで収束させる液体レンズ 1 0 0 の焦点距離は、励起光用ライトガイド 1 6 の径と、定数として記憶している液体レンズ 1 0 0 に入射する励起光の径、液体レンズ 1 0 0 から励起光用ライトガイド 1 6 までの距離、及び、励起光の波長とに基づいて、算出される。

10

## 【 0 0 7 1 】

そして、システムコントロール回路 7 0 は、モーター 5 3 を制御して回転遮蔽板 5 2 を連続的に回転させるとともに、第 1 電源回路 7 1 を制御することによって白色光光源 3 0 に対して白色光の射出を開始させ、この回転遮蔽板 5 2 の回転と同期をとって第 2 電源回路 7 2 を制御して回転遮蔽板 5 2 が白色光を遮蔽する位置にあるときのみ励起光光源 4 0 に対して励起光を射出させる。

20

## 【 0 0 7 2 】

同時に、システムコントロール回路 7 0 は、回転遮蔽板 5 2 の回転と同期をとって液体レンズ 1 0 0 の焦点距離を制御して、回転遮蔽板 5 2 が白色光を通過する位置にあるときには、上記の算出結果に基づいて、電極 1 2 0 と電極 1 2 1 との間に印加する電圧を制御することにより、励起光用ライトガイド 1 6 の基端面上において白色光の径を励起光用ライトガイド 1 6 の径まで収束させるように、液体レンズ 1 0 0 の焦点距離を変化させる（図 5 ( a ) 参照）。また、回転遮蔽板 5 2 が白色光を遮蔽する位置にあるときには、上記の算出結果に基づいて、電極 1 2 0 と電極 1 2 1 との間に印加する電圧を制御することにより、励起光用ライトガイド 1 6 の基端面上において励起光の径を励起光用ライトガイド 1 6 の径まで収束させるように、液体レンズ 1 0 0 の焦点距離を変化させる（図 5 ( b ) 参照）。なお、システムコントロール回路 7 0 は、上述のテーブルに基づいて、液体レンズ 1 0 0 の焦点距離を変化させても良い。

30

## 【 0 0 7 3 】

なお、上述のように、液体レンズ 1 0 0 の焦点距離は極めて短い時間で変化させることができるため、回転遮蔽板 5 2 を高速回転させたとしても、夫々の光が液体レンズ 1 0 0 に入射するタイミングに合わせて焦点距離を変更させることができる。

## 【 0 0 7 4 】

これにより、蛍光観察内視鏡 1 0 の励起光用ライトガイド 1 6 には励起光と白色光とが交互に入射し、蛍光観察内視鏡 1 0 の挿入部 1 0 a の先端からは、励起光と白色光とが交互に射出されるようになる。

40

## 【 0 0 7 5 】

映像信号処理回路 7 4 は、蛍光観察内視鏡 1 0 の撮像素子 1 3 から送られてきた画像信号をビデオ信号に変換し、このビデオ信号に基づく映像をモニター 6 0 上に表示させる。

## 【 0 0 7 6 】

即ち、映像信号処理回路 7 4 は、通常観察モードを指定するスイッチが操作された場合には、被写体の表面で反射された白色光により形成される当該被写体（すなわち白色光にて照明された被写体）の画像である通常観察画像を、モニター 6 0 上に表示させる。

## 【 0 0 7 7 】

また、映像信号処理回路 7 4 は、蛍光観察モードを指定するスイッチが操作された場合には、被写体の表面から放射された蛍光により形成される当該被写体の画像である蛍光観

50

察画像を、モニター60上に表示させる。なお、映像信号処理回路74は、被写体の表面で反射された白色光を撮像して得た画像信号（通常画像の画像信号）と被写体から放射された蛍光を撮像して得た画像信号（蛍光観察画像の画像信号）とを比較し、通常画像では明るく表示されるのに蛍光画像では暗く表示される部分を、病変部として抽出して、モニター60上に表示させる。

【0078】

以上のように構成されるので、本発明による内視鏡システムは、以下に記述するように、作用する。

【0079】

本発明による内視鏡システムを使用して被験者に対して施術を行う術者は、表示装置60及び光源プロセッサ装置20の主電源をそれぞれ投入し、蛍光観察内視鏡10のコネクタ10dを光源プロセッサ装置20に接続する。

【0080】

次に、術者は、光源プロセッサ装置20の筐体に設けられたスイッチパネル23を操作することによって通常観察モードを選択する。すると、励起光用ライトガイド16の基端面において当該励起光用ライトガイド16の径と白色光の径とが一致するように液体レンズ100の焦点距離が変化するため、励起光用ライトガイド16には高い効率で白色光が入射する。即ち、液体レンズ100を透過した全ての白色光が励起光用ライトガイド16を構成する全ての光ファイバに入射する。そのため、蛍光観察内視鏡10の挿入部10aの先端からは、白色光が、高い輝度で広い範囲に射出される。

【0081】

そして、術者は、蛍光観察内視鏡10の挿入部10aの先端を被験者の体腔内に挿入する。すると、蛍光観察内視鏡10の挿入部10aの先端から射出された白色光が体腔壁の表面で反射され、この白色光の反射光により形成された体腔壁の画像が、通常観察画像としてモニター60に映し出される。術者は、この通常観察画像を見ることにより、体腔壁の状態を観察することができる。

【0082】

そして、この通常観察画像を見ることにより病変の疑いがある部分が見つかった場合には、術者は、光源プロセッサ装置20の筐体に設けられたスイッチパネル23を操作することによって、蛍光観察モードに切り替える。すると、励起光用ライトガイド16の基端面において当該励起光用ライトガイド16の径と白色光及び励起光の径とが一致するように液体レンズ100の焦点距離が夫々の光に応じて変化するため、白色光及び励起光が高い効率で励起光用ライトガイド16に入射する。即ち、液体レンズ100を透過した全ての白色光及び励起光が励起光用ライトガイド16を構成する全ての光ファイバに入射する。

【0083】

そして、蛍光観察内視鏡10の挿入部10aの先端からは励起光及び白色光が交互に射出され、蛍光観察画像がモニター60に映し出される。なお、上述のように、白色光及び励起光は励起光用ライトガイド16に高い効率で入射しているため、どちらの光も高い輝度で広い範囲に射出されるうえ、白色光及び励起光の照射範囲も一致する。そのため、術者は、モニター60上に表示されている画像に基づいて、病変部の有無を正確に診断することができる。

【0084】

ところで、術者は、被験者に対する診察内容に応じて、その内部に引き通されたライトガイドのNA（開口数）が異なる電子内視鏡を使用することがある。例えば、体腔内の通常観察画像のみが必要な場合には、白色光の透過率が高く、NAが大きい白色光用ライトガイド19が内部に引き通された通常観察用内視鏡が使用される。この場合について、以下、図6に基づいて説明する。

【0085】

図6は、夫々NAの異なるライトガイド16，19が引き通された電子内視鏡が光源プ

10

20

30

40

50

ロセッサ装置 20 に接続された場合における液体レンズ 100 とライトガイド 16, 19 との位置関係を示す説明図である。なお、図 6 (a) は、通常観察内視鏡が光源プロセッサ装置 20 に接続された場合を示しており、図 6 (b) は、蛍光観察内視鏡 10 が光源プロセッサ装置 20 に接続された場合を示している。

【0086】

通常観察内視鏡は、励起光用ライトガイド 16 よりも白色光の透過率が高く NA が大きい多成分ファイバーを束ねて構成される白色光用ライトガイド 19 を励起光用ライトガイド 16 に代えて内蔵する点、励起光カットフィルター 14 が備えられていない点、ROM 17 内に格納されている識別情報が白色光用ライトガイド 19 の径及び NA を含む点を除き、蛍光観察内視鏡 10 と略同じ構成を有している。

10

【0087】

光源プロセッサ装置 20 に通常観察内視鏡が接続された場合には、システムコントロール回路 70 は、ROM 17 の識別情報に基づいて、自動的に通常観察モードを選択する。すると、光源プロセッサ装置 20 の内部では、上述の蛍光観察内視鏡 10 が接続された場合における通常観察モードが選択された場合と同様の動作が行われる。但し、液体レンズ 100 の焦点距離を算出する方法が、蛍光観察内視鏡 10 が接続された場合とは異なる。

【0088】

システムコントロール回路 70 は、通常観察内視鏡であることを示す識別情報を取得した場合には、ROM 17 から取得した白色光用ライトガイド 19 の NA に基づいて、電極 120 と電極 121 との間に印加する電圧を制御することにより、この NA に対応した角

20

【0089】

なお、通常観察内視鏡は、通常観察内視鏡が光源プロセッサ装置 20 に接続されたときに、上記のように焦点距離が変化した後の液体レンズ 100 によって収束された白色光の径が白色光用ライトガイド 19 の径と一致する位置に、白色光用ライトガイド 19 の基端面が位置するように、設計されている。そのため、通常観察内視鏡の白色光用ライトガイド 19 の基端面の位置 (図 6 (a) 参照) は、蛍光観察内視鏡 10 の励起光用ライトガイド 16 の基端面の位置 (図 6 (b) 参照) と比較して、液体レンズ 100 寄りになる。

【0090】

従って、通常観察内視鏡が光源プロセッサ装置 20 に接続されたときには、白色光用ラ

30

【0091】

ところで、蛍光観察内視鏡 10 が光源プロセッサ装置 20 に接続されたときには、蛍光観察内視鏡 10 の励起光用ライトガイド 16 の基端面の位置は、通常観察内視鏡の白色光用ライトガイド 19 の基端面の位置と比較して、液体レンズ 100 から離れていることになる。そのため、上述のように蛍光観察内視鏡 10 が接続されたときの動作が光源プロセッサ装置 20 内部で行われると、励起光用ライトガイド 16 へ入射する光の角度範囲は通常観察内視鏡が接続された場合と比較して小さくなり、励起光用ライトガイド 16 の NA

40

【0092】

以上説明したように、本発明によると、互いに波長帯域の異なる光をいずれも高い効率でライトガイドへ入射させることができ、開口数が互いに異なるライトガイドが夫々引き通された複数種類の内視鏡が交換自在に接続される場合でも、その開口数において可能な広い範囲を照明可能でありながら、クラッド層に光が漏れない光源装置を、提供すること

50

ができる。

【図面の簡単な説明】

【0093】

【図1】本発明の実施形態による内視鏡システムの外観図

【図2】蛍光観察内視鏡及び光源プロセッサ装置の内部構成を示す概略図

【図3】液体レンズの断面図

【図4】通常観察モードが選択された場合における光源プロセッサ装置内部の光学系を示す説明図

【図5】蛍光観察モードが選択された場合における光源プロセッサ装置内部の光学系を示す説明図

10

【図6】液体レンズとライトガイドとの位置関係を示す説明図

【図7】光源プロセッサ装置の要部の斜視図

【図8】光源プロセッサ装置の要部の斜視図

【図9】光源プロセッサ装置の要部の斜視図

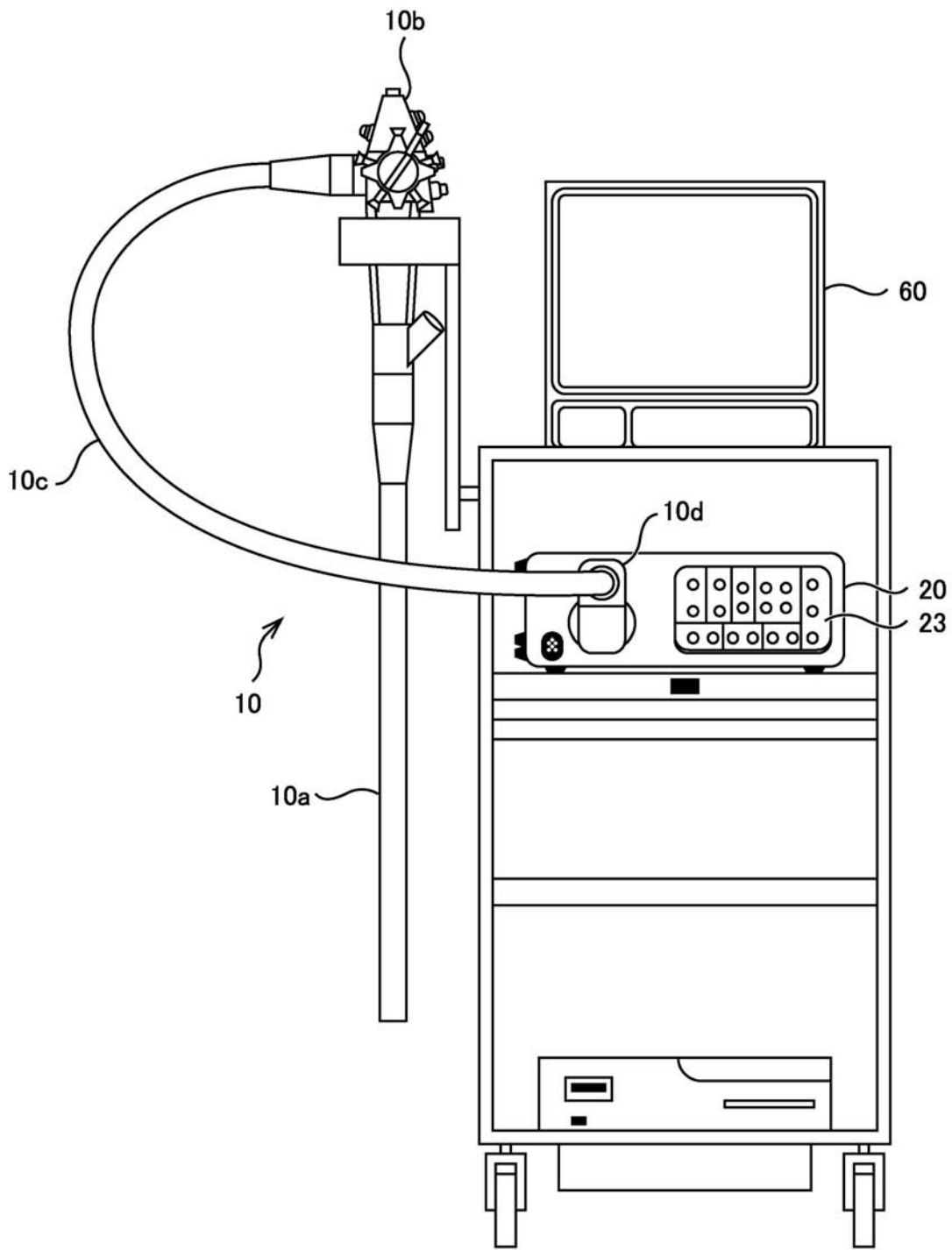
【符号の説明】

【0094】

10 蛍光観察内視鏡  
 16 励起光用ライトガイド  
 17 ROM  
 19 白色光用ライトガイド  
 20 光源プロセッサ装置  
 30 白色光光源  
 40 励起光光源  
 50 ユニット  
 60 モニター  
 70 システムコントロール回路  
 100 液体レンズ  
 170 電圧印加回路

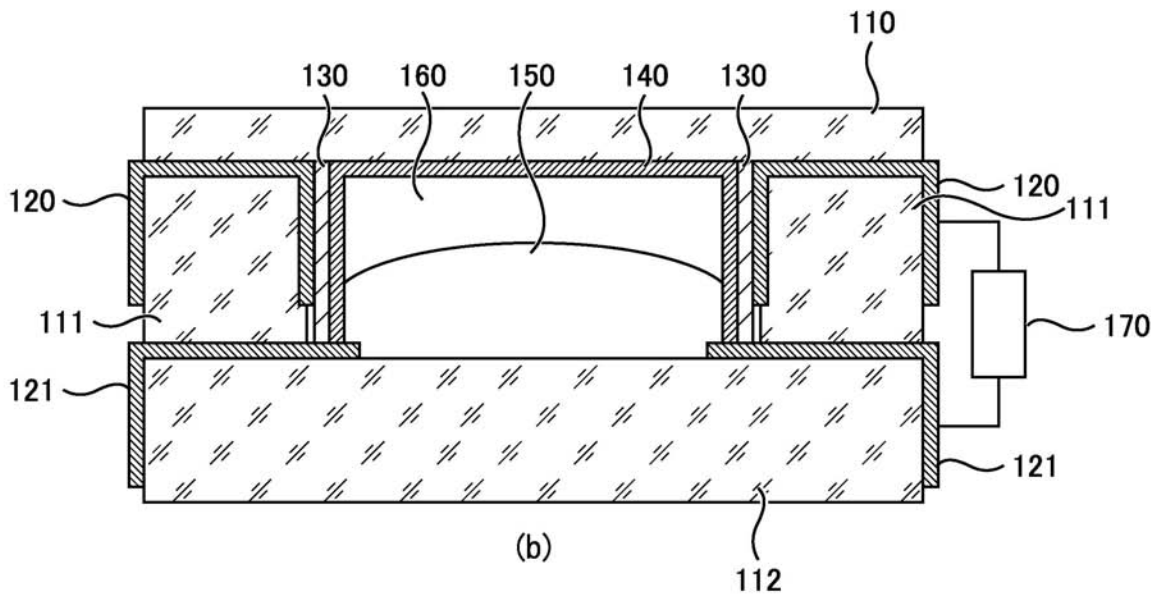
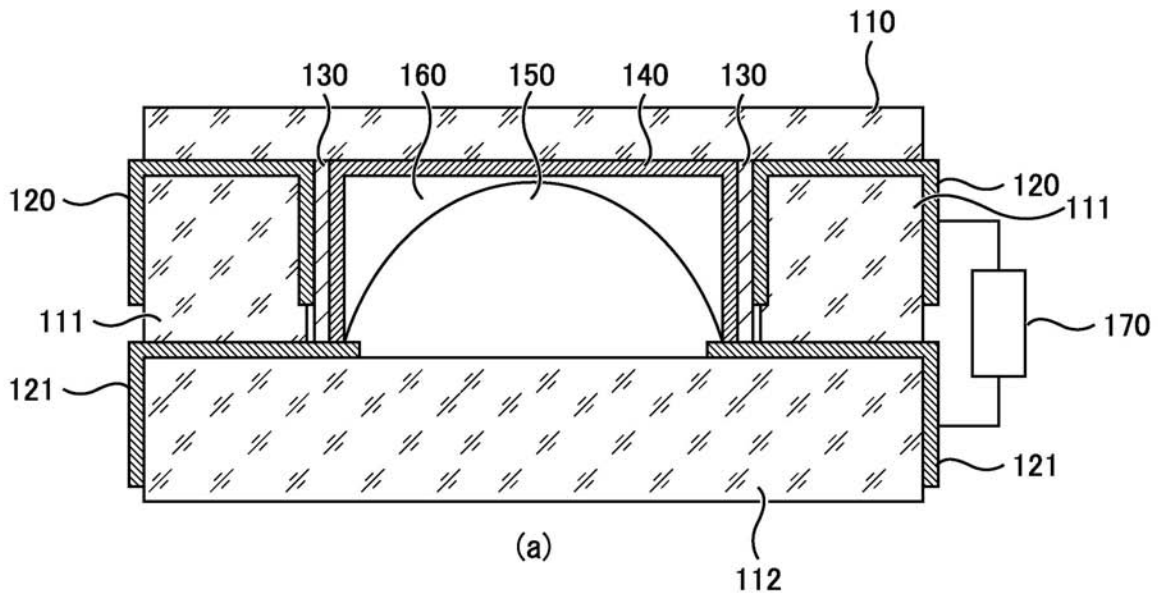
20

【 図 1 】

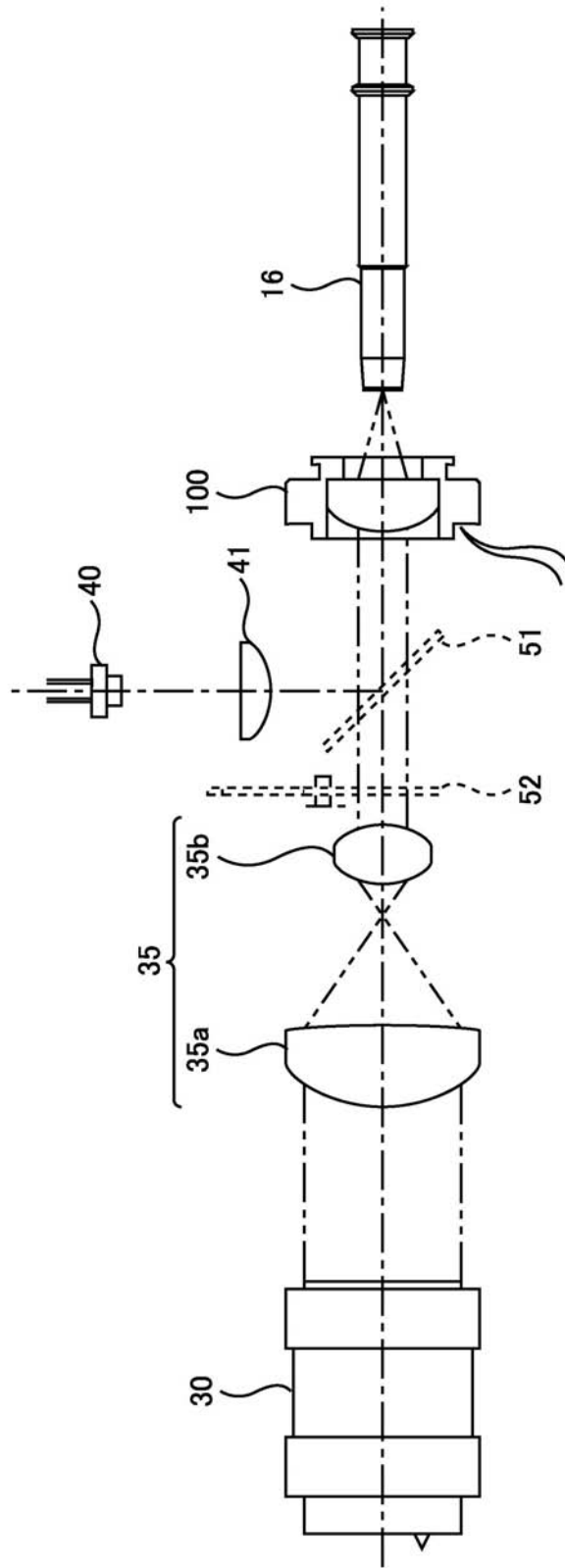




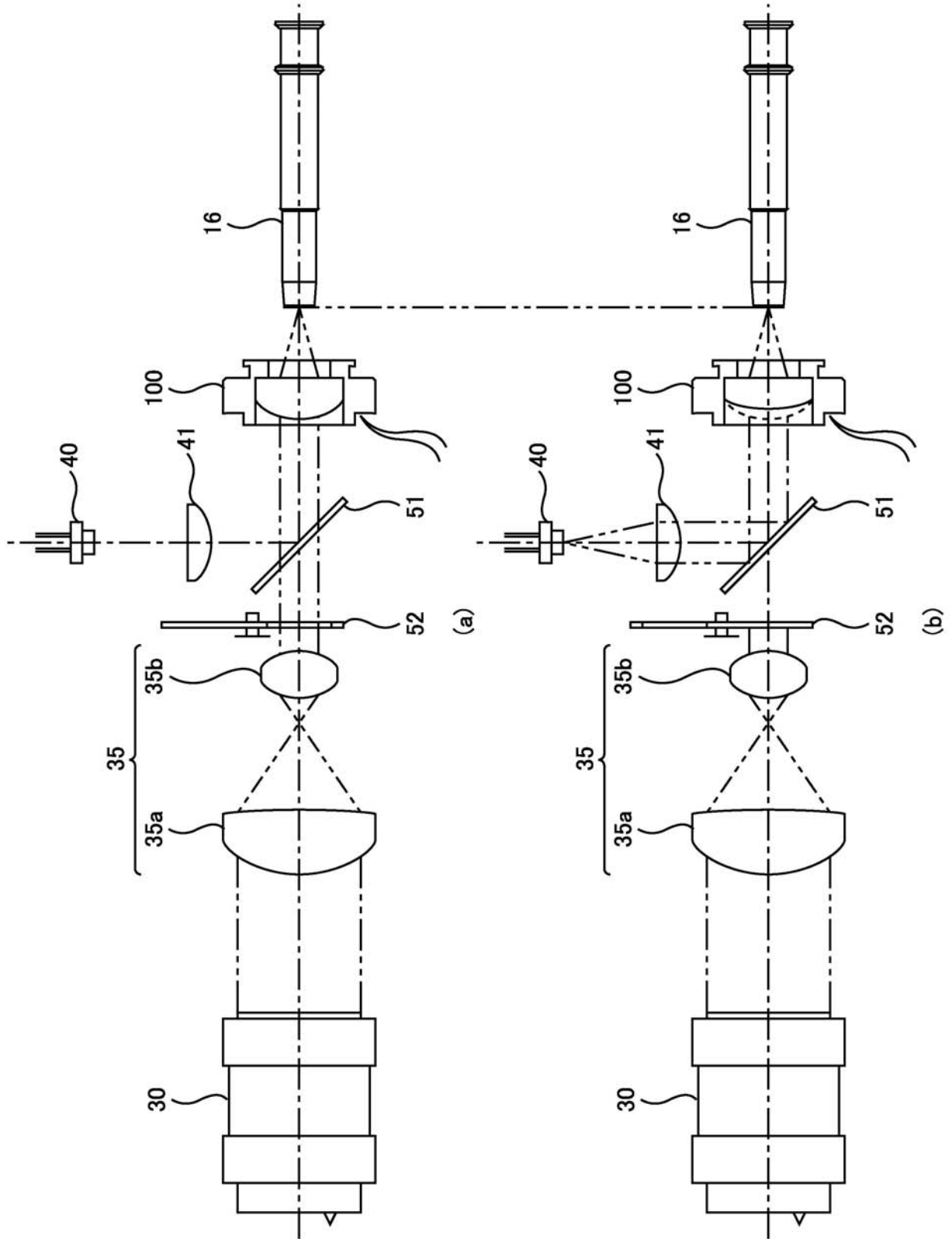
【 図 3 】



【 図 4 】

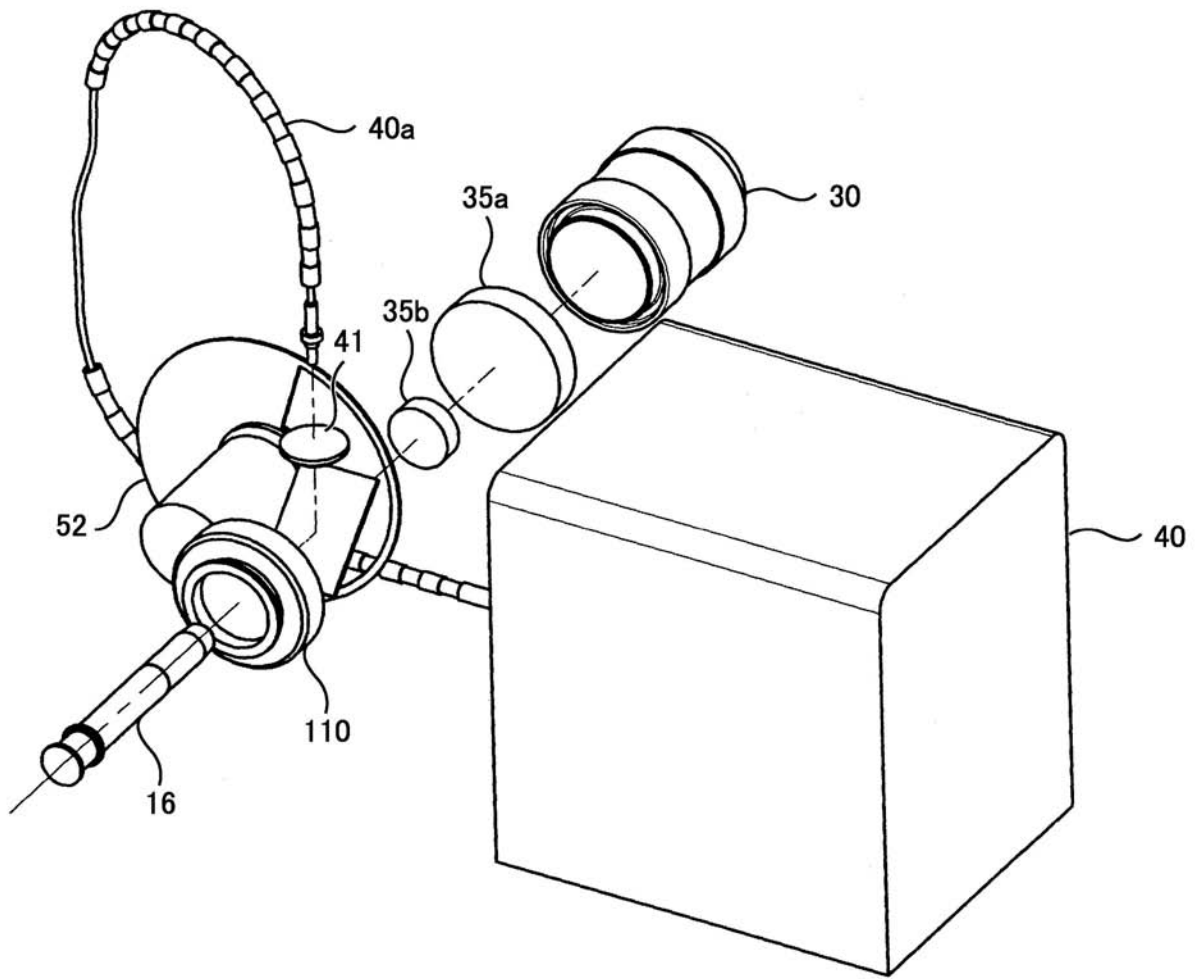


【 図 5 】

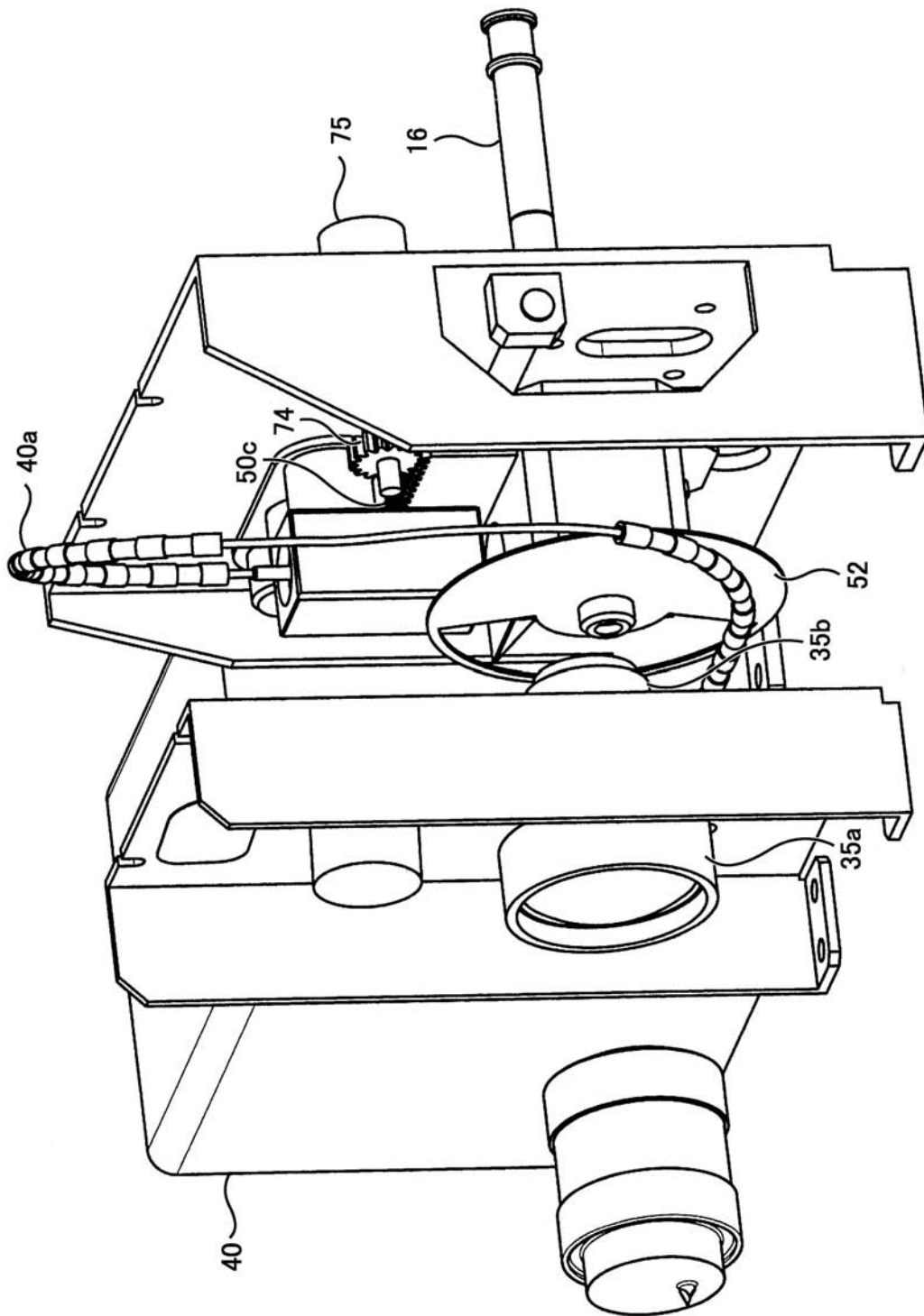




【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】

