

(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2005-258062

(P2005-258062A)

(43) 公開日 平成17年9月22日(2005.9.22)

(51) Int.Cl.⁷G02B 23/24
A61B 1/00

F I

G02B 23/24 C
A61B 1/00 300Y
A61B 1/00 310G

テーマコード (参考)

2H04O
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2004-69374 (P2004-69374)
(22) 出願日 平成16年3月11日 (2004.3.11)(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 森山 宏樹
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内
(72) 発明者 高瀬 精介
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内
(72) 発明者 宮城 正明
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内

最終頁に続く

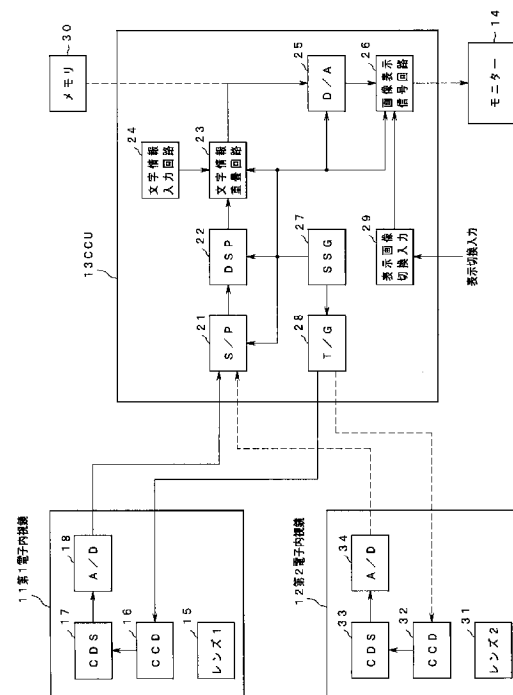
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、及び内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 比較的大径の挿入部を有する内視鏡は、観察部位の内径により湾曲角度が制限されて観察範囲が狭くなる課題があった。

【解決手段】 観察部位の内径において所定の湾曲操作が可能な細径な挿入部を有する第1の内視鏡11と、第1の内視鏡11の湾曲範囲に比して、観察部位の内径により湾曲範囲が制限される太径な挿入部を有する第2の内視鏡12とからなり、第1の内視鏡12観察光学系の視野角に比して、第2の内視鏡12の観察光学系の視野角を広くした内視鏡システム。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観察空間に挿入して観察部位を観察する観察光学系が内蔵された先端部と、この先端部に連設している湾曲部が設けられた挿入部を有する内視鏡を複数設けた内視鏡システムにおいて、

前記湾曲部が所定の観察空間内において、所定の湾曲操作が可能な挿入部を有する第 1 の内視鏡と、前記湾曲部が前記所定の観察空間内において、前記第 1 の内視鏡の湾曲範囲に比して、湾曲範囲が制限される挿入部を有する第 2 の内視鏡とからなり、前記第 1 の内視鏡の観察光学系の視野角に比して、前記第 2 の内視鏡の観察光学系の視野角を広くしたことを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記第 1 の内視鏡の湾曲角度と前記第 2 の内視鏡の湾曲角度とが同じ角度において、前記第 2 の内視鏡の観察光学系の視野角は、前記第 1 の内視鏡の観察光学系の視野角と同等以上の広角にしたことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 1 の内視鏡の挿入部の外径に比して、前記第 2 の内視鏡の挿入部の外径を太くしたことを特徴とする請求項 1 または 2 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

被検体内に挿入される挿入部に、前記被検体内の部位を観察する観察光学系と湾曲操作に応じて湾曲動作する湾曲部を有する内視鏡において、

20

前記観察光学系の視野角を、前記被検体内の同一部位における湾曲部の湾曲範囲が前記内視鏡の湾曲部の湾曲範囲よりも大きい別の内視鏡の観察光学系の視野角よりも大きくしたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 5】

前記内視鏡は、前記別の内視鏡と同一の内視鏡を動作させるための装置に接続可能であることを特徴とする請求項 4 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、内視鏡機能により挿入部の外径が異なり、観察部位内での湾曲範囲が制限される内視鏡において、挿入部外径により湾曲範囲が制限されても同一観察部位の観察が可能な内視鏡システムに関する。

30

【背景技術】

【0002】

従来から医療分野において、先端に観察光学系を有する挿入部を体腔内に挿入して、体腔内の生体組織を観察する内視鏡装置が用いられている。又、工業分野においてもパイプ内、挟路内等の観察に内視鏡装置が用いられている。

【0003】

この内視鏡は、挿入部が細径であることが求められている。しかし、内視鏡の機能によって挿入部の外径が異なる。例えば、内視鏡により体腔内の生体組織を観察する機能のみの場合は、照明窓に設けた照明レンズに照明光を導光するライトガイド、観察窓に設けた対物レンズからの観察部位光を案内するイメージガイド、または、イメージガイドに代えて対物レンズの焦点位置に設けた固体撮像素子と信号ケーブルによって構成されるために、挿入部の外径は細径化できる。又、挿入部に前記ライトガイド、イメージガイド、信号ケーブル以外に、生体組織を採取するための鉗子を挿通させる挿通チャンネル、生体組織に送水送気する送水送気チャンネル、吸水吸引する吸水吸引チャンネル等の機能追加と、前記固体撮像素子の高画素化による機能の高度化により挿入部の外径が太くなる。

40

【0004】

医療用の内視鏡において、観察する体腔内部位によって部位の形状、及び内径が異なる。このために、観察対象部位に応じた外径の挿入部を有する内視鏡が用いられている。し

50

かし、観察対象部位が同じであっても、前述したように、内視鏡機能によって挿入部の外径が異なり、観察部位をより鮮明に細部まで観察でき、かつ、複数の処置が可能な内視鏡の挿入部は太くなる。

【0005】

一方、内視鏡の挿入部の先端側には、観察部位の形状に沿って先端部を上下左右に湾曲させる湾曲部が設けられている。この湾曲部の湾曲範囲は、挿入部の外径と、挿入される管腔の内径に左右される。つまり、挿入部が観察部位である管腔に挿入された際に、挿入部の外径と管腔の内壁との間に十分な空間が得られる場合は、湾曲部の湾曲範囲は広がるが、挿入部の外径と管腔の内壁との間の空間が不十分であると、挿入部の先端と側面が内壁に当接して湾曲部の湾曲範囲が狭くなる。これにより、挿入部先端の観察窓に設けられる対物レンズの視野角が同じであると、挿入部の外径により湾曲範囲が異なり、対物レンズにより観察される観察部位の画角が異なる。

10

【0006】

このように、挿入部の外径と、挿入される観察部位の内径とにより、観察窓から観察できる観察部位の画角が異なることから、観察窓に設けられる対物レンズ群を光軸方向に移動駆動させて、観察画角を可変にする内視鏡が提案されている（例えば、特許文献1参照）。

【特許文献1】特開2001-258823号公報（第5頁、図10、図11）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0007】

従来の内視鏡は、内視鏡を高機能化すると、挿入部の外径が太くなる。一方、所定の内径の観察空間内、例えば、大腸等の内視鏡観察を行う場合、大腸の内径に対して、比較的細径に形成された細径挿入部を挿入して湾曲操作すると、細径挿入部の外側と大腸の内壁との間の空間が比較的広く取れるために、湾曲部による湾曲範囲が比較的広がるが、この細径挿入部に比して、挿入部を太径とした内視鏡は、太径内視鏡の外側と大腸内壁との間の空間が狭くなるために、湾曲部による湾曲範囲が狭くなる。

【0008】

このように、挿入部の外径と観察空間の内径との間の空間寸法により挿入部の湾曲範囲が制限される為に、前記特許文献1に提案されているように、挿入部の先端に設けられている観察光学系を構成する対物レンズ群を光軸方向に移動させて、画角を可変にすることにより湾曲範囲が狭くても観察画角を維持させる内視鏡がある。このように観察画角を調整可能な対物レンズ移動機能を設けることは、内視鏡を更に高機能化し、挿入部の外径を太くする要因となる。

30

【0009】

一方、大腸のように内径が比較的均一であり多数のヒダを有する観察空間を内視鏡観察する際には、生体組織の患部の治療処置が可能な機能を有する太径挿入部の内視鏡が用いられる。この大腸の内視鏡観察において、大腸の内壁により挿入部の湾曲範囲が制限される中で、大腸のヒダの裏側まで観察できる内視鏡システムが求められている。

【0010】

本発明は、このような事情に鑑みてなされ、観察空間に対して比較的太径の挿入部を有する内視鏡において、細径な挿入部の内視鏡と同等以上の観察画角を確保できる内視鏡システムを提供することを目的としている。

40

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の内視鏡システムは、観察空間に挿入して観察部位を観察する観察光学系が内蔵された先端部と、この先端部に連設している湾曲部が設けられた挿入部を有する内視鏡を複数設けた内視鏡システムにおいて、前記湾曲部が所定の観察空間内において、所定の湾曲操作が可能な挿入部を有する第1の内視鏡と、前記湾曲部が前記所定の観察空間内において、前記第1の内視鏡の湾曲範囲に比して、湾曲範囲が制限される挿入部を有する第2

50

の内視鏡とからなり、前記第 1 の内視鏡の観察光学系の視野角に比して、前記第 2 の内視鏡の観察光学系の視野角を広くしたことを特徴とする。

【0012】

本発明の内視鏡システムは、前記第 1 の内視鏡の湾曲角度と前記第 2 の内視鏡の湾曲角度とが同じ角度において、前記第 2 の内視鏡の観察光学系の視野角は、前記第 1 の内視鏡の観察光学系の視野角と同等以上の広角にしたことを特徴とする。

【0013】

本発明の内視鏡システムは、前記第 1 の内視鏡の挿入部の外径に比して、前記第 2 の内視鏡の挿入部の外径を太くしたことを特徴とする。

【0014】

また、本発明の内視鏡装置は、被検体内に挿入される挿入部に、前記被検体内の部位を観察する観察光学系と湾曲操作に応じて湾曲動作する湾曲部を有する内視鏡において、前記観察光学系の視野角を、前記被検体内の同一部位における湾曲部の湾曲範囲が前記内視鏡の湾曲部の湾曲範囲よりも大きい別の内視鏡の観察光学系の視野角よりも大きくしたことを特徴とする。

【0015】

本発明の内視鏡装置の前記内視鏡は、前記別の内視鏡と同一の内視鏡を動作させるための装置に接続可能であることを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明の内視鏡システム、及び内視鏡装置は、限られた観察空間内における内視鏡観察治療において、高機能な内視鏡の太径挿入部は観察空間により湾曲範囲が制限されるが、観察視野は、細径挿入部と同等の視野範囲を確保でき、内視鏡観察が効率的に行える効果を有している。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、本発明の内視鏡システムの実施形態について、図を用いて説明する。本発明に係る内視鏡システムの一実施形態について、図 1 乃至図 3 を用いて説明する。図 1 は本発明に係る内視鏡システムの一実施形態の全体構成を示すブロック図、図 2 は本発明に係る内視鏡システムに用いる内視鏡挿入部の湾曲範囲と視野角を説明する説明図、図 3 は内視鏡システムにおける内視鏡挿入部の湾曲角度と視野角の関係を示し、図 3 (a) は太径の挿入部の湾曲角と視野角の説明図、図 3 (b) は細径の挿入部の湾曲角と視野角の説明図である。

【0018】

最初に、本発明に係る内視鏡システムに用いる内視鏡装置の概略構成について図 6 を用いて説明する。内視鏡装置は、内視鏡 51、光源装置 52、ビデオプロセッサ 55、モニター 56 からなる。内視鏡 51 は、先端部 53、湾曲部 63、可撓部 57、操作部 58、ユニバーサルコード 59、内視鏡コネクタ 60 から構成されている。

【0019】

この内視鏡 51 の先端部 53 は、図示していないが照明窓、観察窓、鉗子チャンネル口、送水送気チャンネル口等が設けられている。この先端部 53 の観察窓には、観察部位を撮像する固体撮像素子 54 が設けられている。この先端部 53 の後端に湾曲部 63 が連設されている。この湾曲部 63 は、複数の湾曲駒が配置され、操作部 58 に設けられている湾曲ノブから延出されている湾曲ワイヤにより上下左右に湾曲する。この湾曲部 63 の後端に可撓部 57 が連設されている。この可撓部 57 は、可撓性部材により長尺に形成されている。

【0020】

前記先端部 53、湾曲部 63、および可撓部 57 には、ライトガイド、信号ケーブル、鉗子チャンネル、送水送気チャンネルが設けられている。前記ライトガイドの先端は前記先端部 53 の照明窓に配置されている。前記信号ケーブルの先端は観察窓に設けられた固

10

20

30

40

50

体撮像素子 54 に接続されている。前記鉗子チャンネルの先端は前記先端部 53 の鉗子チャンネル口に配置されている。前記送水送気チャンネルは前記先端部 53 の送水送気チャンネル口に配置されている。

【0021】

前記ライトガイドの基端は、前記操作部 58 からユニバーサルコード 59、内視鏡コネクタ 60 を介して、前記光源装置 52 に接続される。前記信号ケーブルの基端は、前記操作部 58 からユニバーサルコード 59 と内視鏡コネクタ 60 を介して、ビデオプロセッサ 55 に接続されている。前記鉗子チャンネルの基端は、前記操作部 58 に設けられた鉗子挿入孔に接続されている。前記送水送気チャンネルの基端は、前記操作部 58 に設けられた送水送気チャンネル口金に接続され、操作部 51 に設けられた送水送気スイッチにより送水送気される。 10

【0022】

前記光源装置 52 は、照明ランプとこの照明ランプの点灯制御回路を有しており、内視鏡コネクタ 60 のライトガイドの基端に照明光を投射する。前記ビデオプロセッサ 55 は、前記先端部 53 に設けられた固体撮像素子 54 を駆動させると共に、撮像生成された観察部位像の撮像信号を取り込み、その撮像信号に対して所定の信号処理を行い標準的映像信号を生成する。前記モニター 56 は、前記ビデオプロセッサ 55 において生成された標準的映像信号を基に前記固体撮像素子 54 によって撮像された観察部位像を再生表示する。なお、このモニター 56 には、前記観察部位像のほかに、例えば、患者の氏名、年齢、性別、内視鏡観察日時等の情報も同時に表示されるようになっている。 20

【0023】

このような内視鏡装置に用いた本発明に係る内視鏡システムの構成について、図 1 を用いて説明する。この内視鏡システムは、前記内視鏡 51 に相当する第 1 の電子内視鏡 11 と第 2 の電子内視鏡 12、前記ビデオプロセッサ 55 に相当するカメラコントロールユニット（以下、CCU と称する）13、モニター 56 に相当するモニター 14 からなっている。なお、第 1 と第 2 の電子内視鏡 11、12 から観察部位に投射する照明光を生成する光源装置は図示していない。

【0024】

前記第 1 の電子内視鏡 11 は、一般的な視野角、例えば、 140° の視野角を有する第 1 の対物レンズ 15、この第 1 の対物レンズ 15 の結像位置に配置され、観察部位像を撮像する固体撮像素子（以下、CCD と称する）16、この CCD 16 により撮像生成された撮像信号の相関二重サンプリング処理を行う CDS 回路 17、この CDS 回路 17 において処理されたアナログ撮像信号をデジタル撮像信号に変換するアナログ／デジタル変換回路（以下、A/D 回路と称する）18 からなっている。 30

【0025】

前記第 2 の電子内視鏡 12 は、前記第 1 の電子内視鏡 11 の第 1 の対物レンズ 15 よりも大きい視野角、例えば、 170° の視野角を有する第 2 の対物レンズ 31、この第 2 の対物レンズ 31 の結像位置に配置され、観察部位像を撮像する固体撮像素子（以下、CCD と称する）32、この CCD 32 により撮像生成された撮像信号の相関二重サンプリング処理を行う CDS 回路 33、この CDS 回路 33 において処理されたアナログ撮像信号をデジタル撮像信号に変換するアナログ／デジタル変換回路（以下、A/D 回路と称する）34 からなっている。 40

【0026】

前記 CCU 13 は、分離処理回路（以下、S/P 回路と称する）21、デジタル信号処理回路（以下、DSP 回路と称する）22、文字情報多重回路 23、文字情報入力回路 24、デジタル／アナログ信号変換回路（以下、D/A 回路と称する）25、画像表示信号回路 26、基準信号発生回路（以下、SSG と称する）27、タイミング信号発生回路（以下、T/G 回路と称する）28、表示画像切換入力回路 29 から構成される。

【0027】

前記 S/P 回路 21 は、前記第 1 の電子内視鏡 11 の A/D 回路 18 からのデジタル撮 50

像信号、又は前記第2の電子内視鏡12のA/D回路34からのデジタル撮像信号の輝度信号と色信号等を分離処理する。前記DSP回路22は、前記S/P回路21において分離された輝度信号と色信号に対して、所定のデジタル信号処理を行うと共に、ホワイトバランス、 γ 補正などの補正処理を行い、デジタル内視鏡画像信号を生成する。

【0028】

前記文字情報重畳回路23は、前記DSP回路22において信号処理されたデジタル内視鏡画像信号に、例えば、患者の氏名、年齢、性別、内視鏡観察日時などの内視鏡観察情報を示す文字情報信号を重畳させる。この文字情報重畳回路23において、重畳される文字情報信号は、前記文字情報入力回路24において、図示していない、キーボードから術者により入力された前記内視鏡観察情報により生成される。この文字情報重畳回路23において、文字情報が重畳されたデジタル内視鏡画像信号は、前記D/A回路25において、アナログ内視鏡画像信号に変換されて画像表示信号回路26へ出力される。なお、前記文字情報重畳回路23において、生成された文字情報信号が重畳されたデジタル内視鏡画像信号は、CCU13に挿脱可能に設けたメモリ30に記録する。

10

【0029】

前記画像表示信号回路26は、前記D/A回路25から供給されたアナログ内視鏡画像信号を基に、モニター14に内視鏡観察画像と内視鏡観察情報を表示するための標準的映像信号に変換生成する。この画像表示信号回路26は、前記表示画像切換入力回路29からの制御信号により、前記モニター14に表示させる内視鏡観察画像と内視鏡観察情報の表示位置、表示画像の大きさ等が変更設定される。前記表示画像切換入力回路29には、図示していないが、術者がモニター14に表示させる内視鏡観察画像、内視鏡観察情報の表示位置、表示画像の大きさ等の表示切換入力指示が可能となっている。

20

【0030】

前記SSG回路27は、前記S/P回路21、DSP回路22、文字情報重畳回路23、D/A回路25、画像表示信号回路26の駆動を制御する基準信号を生成出力する。前記T/G回路28は、前記SSG回路27からの基準信号により、前記第1と第2の電子内視鏡11、12のそれぞれのCCD16、32の駆動制御のタイミング信号を生成する。

【0031】

なお、前記第1の電子内視鏡11は、一般的な視野角の 140° の第1の対物レンズ15を有すると共に、図示していないが、内視鏡としての機能が一般的である挿入部の外径が比較的細い内視鏡である。この第1の電子内視鏡11に比して、前記第2の電子内視鏡12は、前述したように、第2の対物レンズ31の視野角が 170° と広角であると共に、図示していないが、内視鏡としての機能が高度化されて、前記第1の電子内視鏡11の挿入部の外径よりも太い内視鏡である。

30

【0032】

又、前記第1の電子内視鏡11と第2の電子内視鏡12は、前記CCU13に必要な応じてコネクタなどを用いて接続され、或いは、前記CCI13にコネクタにより常時接続され、図示していない切換スイッチにより接続切換が可能とする。

【0033】

次に、前記第1と第2の電子内視鏡11、12の挿入部と、観察部位が存在する観察空間との関係について、図2を用いて説明する。前記第1の電子内視鏡11と第2の電子内視鏡12の挿入部45は、先端から先端部44、湾曲部43、可撓部42からなっている。前記先端部44には、第1の対物レンズ15とCCD16、または第2の対物レンズ31とCCD32が配置されている。

40

【0034】

前記湾曲部43を湾曲操作させた際の先端部44の光軸方向と、可撓部42の軸方向とにより形成される湾曲角を α とし、前記先端部44に配置された第1の対物レンズ15、または第2の対物レンズ31の視野角を β とする。又、挿入部45の外径を $\phi 1$ とし、挿入部45が挿入される管腔41の内径を $\phi 2$ とする。

50

【0035】

今、挿入部45の外径 $\phi 1$ が管腔41の内径 $\phi 2$ に対して $1/4$ の挿入部45 ($\phi 1 = \phi 2/4$)を管腔41内に挿入して湾曲操作すると、先端部44と可撓部42とが管腔41の内壁に当接まで湾曲させた際の湾曲角 α は、比較的大きくなる。

【0036】

これに対して、挿入部45の外径 $\phi 1$ が管腔41の内径 $\phi 2$ に対して $1/2$ の挿入部45 ($\phi 1 = \phi 2/2$)を管腔41内に挿入して湾曲操作すると、先端部44と可撓部42とが管腔41の内壁に当接まで湾曲させた際の湾曲角 α は、比較的小さくなる。つまり、同一内径 $\phi 2$ の管腔に対して、挿入部45の外径 $\phi 1$ が細径 ($\phi 2/4$)の湾曲角 α は大きく、挿入部45の外径 $\phi 1$ が太径 ($\phi 2/2$)の湾曲角 α は小さい ($\phi 2/4 = \alpha > \phi 2/2 = \alpha$) 10

従って、先端部44に設けられている対物レンズの視野角 β が細径と太径ともに同じであると、挿入部45の外径 $\phi 1$ と管腔41の内径 $\phi 2$ との差が小さい太径の挿入部45の湾曲角 α が小さくなり観察画角が狭くなる。又、挿入部45の外径 $\phi 1$ と管腔41の内径 $\phi 2$ との差が大きい細径の挿入部45の湾曲角 α が大きくなり観察画角が広くなる。

【0037】

このように、同一内径 $\phi 2$ の管腔41に外径 $\phi 1$ の異なる挿入部45を挿入して湾曲操作すると、湾曲角度 α に相違が生じて、先端部44の観察画角の相違となる。この挿入部45の外径 $\phi 1$ による湾曲角 α の相違は、図2に示すように、直管状の管腔41の観察時には比較的影響は軽微である。しかし、観察対象である身体の種類管腔は、屈曲しており 20、内壁には複雑な形状のヒダがあり、挿入部45の外形 $\phi 1$ が太径であり湾曲角 α が小さい場合は、挿入部45の挿入方向のヒダの裏側の観察ができないことが多々発生している。

【0038】

そこで、図1に示す本発明に係る内視鏡の挿入部45の外径 $\phi 1$ と、対物レンズ15、31の視野角 β の異なる第1の電子内視鏡11と第2の電子内視鏡12を用いて、内部に複雑な形状のヒダがある管腔内の観察時の湾曲範囲について、図3を用いて説明する。

【0039】

図3(a)は、第2の電子内視鏡12の挿入部12'を大腸41'に挿入して湾曲操作させた状態を示しており、この挿入部12'は、太径の外径 $\phi 3$ を有し(以下、単に太径 30第2挿入部12'と称する)、最大湾曲角 $\alpha 1$ としている。図3(b)は、第1の電子内視鏡11の挿入部11'を大腸41'に挿入して湾曲操作させた状態を示しており、この挿入部11'は、細径の外径 $\phi 4$ ($\phi 4 < \phi 3$)を有し(以下、単に細径第1挿入部11'と称する)、最大湾曲角 $\alpha 2$ ($\alpha 2 > \alpha 1$)としている。

【0040】

前記太径第2挿入部12'の先端部44に設けられた対物レンズ31の視野角と、前記細径第1挿入部11'の先端部44に設けられた対物レンズ15の視野角とが同じ視野角 $\beta 2$ であるとする。この状態で、図3(a)に示すように、太径第2挿入部12'を最大湾曲角 $\alpha 1$ まで湾曲させた場合の全観測画角は、最大湾曲角 $\alpha 1$ に対物レンズ31の視野角 $\beta 2$ の $1/2$ を加算した($\alpha 1 + \beta 2/2$)となる。一方、図3(b)に示すように、 40細径第1挿入部11'を最大湾曲角 $\alpha 2$ まで湾曲させた場合の全観測画角は、最大湾曲角 $\alpha 2$ に対物レンズ31の視野角 $\beta 2$ の $1/2$ を加算した($\alpha 2 + \beta 2/2$)となる。この細径第1挿入部11'と太径第2挿入部12'は、湾曲角 α が $\alpha 2 > \alpha 1$ であることから、全観測画角は、細径第1挿入部11' ($\alpha 2 + \beta 2/2$) > 太径第2挿入部12' ($\alpha 1 + \beta 2/2$)となる。この結果、太径第2挿入部12'の全観測画角は狭く大腸41'のヒダの裏側が観測できなくなる。

【0041】

そこで、前記太径第2挿入部12'の先端部44に設けられる対物レンズ31の視野角 β を広角視野角 $\beta 1$ ($\beta 1 > \beta 2$)とする。これにより太径第2挿入部12'の全観察画角は、最大湾曲角 $\alpha 1$ に広角視野角 $\beta 1$ の $1/2$ を加算した($\alpha 1 + \beta 1/2$)となる。 50

この結果、太径第2挿入部12'の全観察画角($\alpha_1 + \beta_1 / 2$)は、前記対物レンズ31の視野角 β_2 の時の全観察画角($\alpha_1 + \beta_2 / 2$)によりも広く($\alpha_1 + \beta_1 / 2$) > ($\alpha_1 + \beta_2 / 2$)なる。よって、前記細径第1挿入部11'の全観察画角($\alpha_2 + \beta_2 / 2$)とほぼ同等($\alpha_1 + \beta_1 / 2$) = ($\alpha_2 + \beta_2 / 2$)とすることができ、大腸41'のヒダの裏側までの観察が可能となる。

【0042】

すなわち、第2の電子内視鏡12は、内視鏡機能の高度化により挿入部12'の外径 ϕ_2 が太くなることで、管腔の内壁により最大湾曲角 α_1 が制限されることで、前記観測画角が狭くなるが、対物レンズ31を広角視野角 β_1 にすることにより、全体観測画角の拡大を図ることができる。

10

【0043】

なお、狭い視野角 β_2 の細径第1挿入部11'を有する第1の内視鏡11は、広角視野角 β_1 の太径第2挿入部12'を有する第2の内視鏡12に比較して、対物レンズの製作が容易であり、観察部位に投射させる照明光の投射範囲も狭いことからライトガイドを構成するファイバーの本数を少なくでき、内視鏡の製作コストを安価にできる利点がある。

【0044】

次に、前記第1と第2の電子内視鏡11, 12が接続される接続装置である前記CCU13により前記内視鏡11, 12からの出力に基づき、信号処理されて生成した内視鏡画像信号の下で、前記モニター14の表示手段に表示される内視鏡画像である観察画像の表示について、図4と図5を用いて説明する。

20

【0045】

前述したように、前記第1と第2の電子内視鏡11, 12において撮像し、この第1と第2の電子内視鏡11, 12の出力に基づいて、接続装置であるCCU13のS/P回路21、DSP回路22、文字情報重畳回路23、D/A回路25等により所定の信号処理が施されて内視鏡観察情報を含む内視鏡画像信号が生成される。その内視鏡画像信号は、前記CCU13の画像表示信号回路26において、標準的映像信号に変換されてモニター14に出力されて、モニター14に内視鏡映像である観察画像が表示される。

【0046】

このモニター14には、図4に示すように、前記電子内視鏡11, 12のCCD16, 32において撮像された観察部位の内視鏡画像が表示される内視鏡観察画像表示領域(以下、単に画像表示領域と称する)14aと、前記文字情報入力回路24から入力されて、前記文字情報重畳回路23において重畳された患者情報、観察日時などの内視鏡観察情報が表示される内視鏡観察情報表示領域(以下、単に情報表示領域と称する)14bとからなる。

30

【0047】

前記第1の電子内視鏡11のCCD16と、前記第2の電子内視鏡12のCCD32は、同一画素数の同一形状寸法とする。前記第1の電子内視鏡11において撮像された内視鏡観察画像の範囲は、前記第1の対物レンズ15の視野角による観察画角となり、この第1の対物レンズ15の視野角内の観察画角の内視鏡観察画像が、図4(a)に示すように、モニター14の画像表示領域14aに内視鏡観察画像19として表示され、かつ、情報表示領域14bに内視鏡観察情報が表示される。

40

【0048】

一方、前記第2の電子内視鏡12において撮像された内視鏡観察画像は、前記第1の対物レンズ15よりも広角な第2の対物レンズ31の視野角による観察画角となり、この第2の対物レンズ31の視野角内の観察画角の内視鏡観察画像が、図4(b)に示すように、モニター14の画像表示領域14aに内視鏡観察画像19'として表示され、かつ、情報表示領域14bに内視鏡観察情報が表示される。

【0049】

つまり、モニター14の画像表示領域14aに表示する第1の電子内視鏡11の内視鏡観察画像19に対して、前記第1の電子内視鏡11よりも広い視野角により撮像された第

50

2の電子内視鏡12の内視鏡観察画像19'として表示される。このように、モニター14の画像表示領域14aに表示される第2の電子内視鏡12の内視鏡観察画像19'は、広い観察画角の観察部位が表示されるが、その観察画角内の個々の観察部位は小さく表示される。このために、観察部位の認識がしにくかったり、見逃すことがある。

【0050】

そこで、前記表示画像切換入力回路29から前記画像表示信号回路26に対して、前記モニター14の画像表示領域14aの拡大表示制御を行う。このモニター14の画像表示領域14aの拡大表示とは、図4(c)に示すように、モニター14の画像表示領域14a'のように拡大させ、かつ、情報表示領域14b'を縮小させる。つまり、モニター14の表示画面上の画像表示領域14aを画像表示領域14a'のように拡大させることで、この拡大表示領域14a'に表示される内視鏡観察画像19a'が共に拡大表示される。この拡大内視鏡観察画像19'aにより観察部位の表示を大きくさせることにより、観察部位の認識がしやすく、見逃しの解消を図ることができる。なお、第2の電子内視鏡12のCCD32を第1の電子内視鏡11のCCD16よりも高画素のCCDを用いると、この拡大内視鏡観察画像19'aへの拡大による画質劣化は低減できる。

10

【0051】

この第2の電子内視鏡12により撮像された内視鏡観察画像の視認性向上の他の例について、図5を用いて説明する。前述したように、前記広角な第2の対物レンズ31を有する第2の電子内視鏡12により撮像された広角内視鏡観察画像19'が図5(a)に示すように、モニター14の画像表示領域14aに表示される。このモニター14の画像表示領域14aに表示される第2の電子内視鏡12による広角内視鏡観察画像19'により広い観察範囲の観察が可能となる。しかし、この広い観察画角から個々の観察部位の状態が観察できることも望ましい。

20

【0052】

そこで、図5(a)に示す、画像表示領域14aに表示されている広角内視鏡観察画像19'の周囲の画像部分をカットし、中央の画像部分19c'の画像信号を伸張処理して、図5(b)に示すように、モニター14の画像表示領域14aに伸張内視鏡画像19c'として拡大表示させる。つまり、内視鏡観察画像の電子的ズーム処理を行う。この中央画像部分19c'の画像信号の伸張処理は、前記表示画像切換入力回路29から前記画像表示信号回路26を制御して行う。この結果、モニター14の画像表示領域14aを代えることなく、この画像表示領域14aに表示させる画像を電子的に拡大させることにより内視鏡観察画像内の個々の観察部位の視認性が向上する。

30

【0053】

すなわち、前記第1と第2の電子内視鏡11, 12が接続される接続装置であるCCU13は、前記表示手段であるモニター14に表示される前記第2の電子内視鏡12によって得られた被検体の観察画像の大きさを、前記第1の電子内視鏡11によって得られた被検体の観察画像の大きさと略同等の大きさ、あるいは大きく切り換える切換手段である表示画像切換入力回路29を備えている。

【0054】

以上説明したように、本発明の内視鏡システム、及び内視鏡装置は、広い視野角により撮像された広角内視鏡観察像をモニターに表示すると撮像画角は広いが、個々の観察部位は小さく表示される。この広角内視鏡観察画像を表示するモニターの画像表示領域を拡大することにより広角内視鏡観察画像全体を大きく表示させて、視認性を向上させることができる。又、広角内視鏡観察画像の周囲の画像部分除いた画像部分を伸張拡大処理してモニターの画像表示領域に表示させることにより広角内視鏡観察画像の視認性が向上できる。

40

【0055】

[付記]

以上詳述した本発明の実施形態によれば、以下のごとき構成を得ることができる。

【0056】

50

(付記 1) 観察空間に挿入して観察部位を観察する観察光学系が内蔵された先端部と、この先端部に連設している湾曲部が設けられた挿入部を有する内視鏡を複数設けた内視鏡システムにおいて、

前記湾曲部が所定の観察空間内において、所定の湾曲操作が可能な挿入部を有する第 1 の内視鏡と、前記湾曲部が所定の観察空間内において、前記第 1 の内視鏡の湾曲範囲に比して、湾曲範囲が制限される挿入部を有する第 2 の内視鏡とからなり、前記第 1 の内視鏡の観察光学系の視野角に比して、前記第 2 の内視鏡の観察光学系の視野角を広くしたことを特徴とする内視鏡システム。

【0057】

(付記 2) 前記第 1 の内視鏡の湾曲角度と前記第 2 の内視鏡の湾曲角度とが同じ角度において、前記第 2 の内視鏡の観察光学系の視野角は、前記第 1 の内視鏡の観察光学系の視野角と同等以上の広角にしたことを特徴とする付記 1 記載の内視鏡システム。 10

【0058】

(付記 3) 前記第 1 の内視鏡の挿入部の外径に比して、前記第 2 の内視鏡の挿入部の外径を太くしたことを特徴とする付記 1 または 2 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【0059】

(付記 4) 被検体内に挿入される挿入部に前記被検体内の部位を観察するための観察光学系が設けられた第 1 の内視鏡と、

被検体内に挿入される挿入部に、前記第 1 の内視鏡に設けられる観察光学系の視野角よりも視野角の大きい観察光学系を有する第 2 の内視鏡と、 20

前記第 1 及び第 2 の内視鏡が接続可能で、これら内視鏡からの出力に基づき、観察画像を表示手段に表示する接続装置とを備え、

前記接続装置は、前記第 2 の内視鏡によって得られる被検体の観察画像を表示手段に表示する際に、前記第 1 の内視鏡によって得られる被検体の観察画像よりも大きくして表示することを特徴とする内視鏡システム。

【0060】

(付記 5) 前記接続装置は、前記第 2 の内視鏡により得られた被検体の観察画像を表示手段に表示する際に、前記観察画像を電子的に拡大処理して表示手段の表示領域に表示させることを特徴とする付記 4 に記載の内視鏡システム。

【0061】

(付記 6) 前記表示手段に表示される前記第 2 の内視鏡によって得られた被検体の観察画像の大きさを、前記第 1 の内視鏡によって得られた被検体の観察画像の大きさと略同等の大きさに切り換える切換手段を更に備えたことを特徴とする付記 4 または 5 に記載の内視鏡システム。 30

【0062】

(付記 7) 被検体内に挿入される挿入部に前記被検体内の部位を観察する観察光学系を備える内視鏡と、

この内視鏡が接続され、内視鏡によって得られた被検体内の画像を観察画像として表示手段に表示する接続装置と、からなる内視鏡装置であって、

前記接続装置は、前記観察光学系によって得られた被検体の観察画像の大きさを、前記内視鏡における観察光学系の視野角よりも視野角が小さい観察光学系を有する別の内視鏡よりも観察画像を大きくして表示手段に表示することを特徴とする内視鏡装置。 40

【0063】

(付記 8) 前記接続装置には、前記内視鏡と前記別の内視鏡が接続可能であることを特徴とする付記 7 記載の内視鏡装置。

【図面の簡単な説明】

【0064】

【図 1】本発明に係る内視鏡システムの一実施形態の全体構成を示すブロック図。

【図 2】本発明に係る内視鏡システムに用いる内視鏡挿入部の湾曲範囲と視野角を説明する説明図。

【図 3】本発明に係る内視鏡システムにおける内視鏡挿入部の湾曲角度と視野角の関係を
示し、図 3 (a) は太径の挿入部の湾曲角と視野角の説明図、図 3 (b) は細径の挿入部
の湾曲角と視野角の説明図。

【図 4】本発明に係る内視鏡システムにおけるモニターに表示される内視鏡観察画像の表
示方法を説明する説明図。

【図 5】本発明に係る内視鏡システムにおけるモニターに表示される内視鏡観察画像のズ
ーム表示を説明する説明図。

【図 6】本発明に係る内視鏡システムにおける内視鏡装置の構成を説明する説明図。

【符号の説明】

【0065】

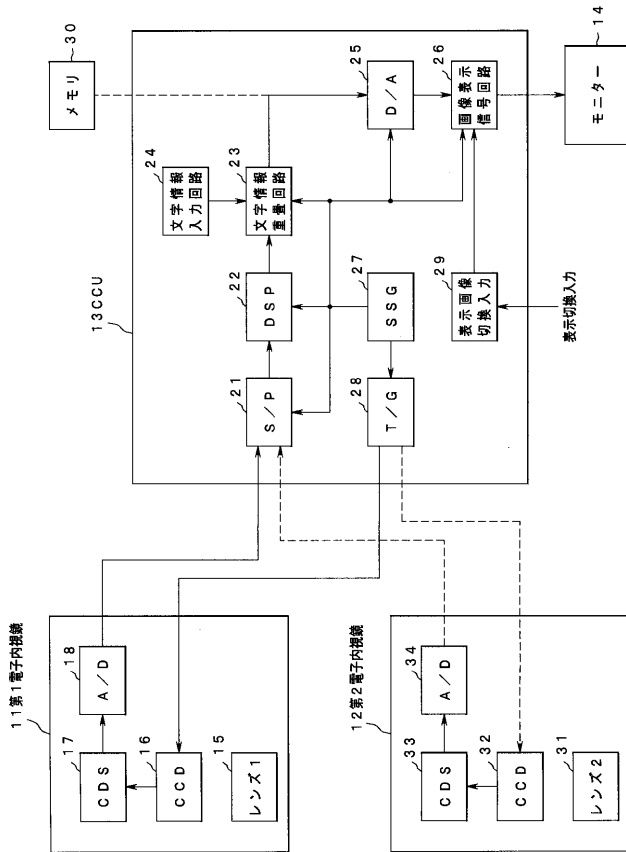
10

- 1 1 第 1 の電子内視鏡
- 1 2 第 2 の電子内視鏡
- 1 3 カメラコントロールユニット (CCU、接続装置)
- 1 4 モニター
- 1 5, 3 1 対物レンズ
- 1 6, 3 2 固体撮像素子 (CCD)
- 1 7, 3 3 相関二重サンプリング回路 (CDS 回路)
- 1 8, 3 4 アナログ／デジタル変換回路 (A/D 回路)
- 2 1 信号分離回路 (S/P 回路)
- 2 2 デジタル信号処理回路 (DSP 回路)
- 2 3 文字情報重畳回路
- 2 4 文字情報入力回路
- 2 5 デジタル／アナログ変換回路 (D/A 回路)
- 2 6 画像表示信号回路
- 2 7 基準信号発生回路 (SSG 回路)
- 2 8 タイミング信号発生回路 (T/G 回路)
- 2 9 表示画像切換入力回路 (切換手段)

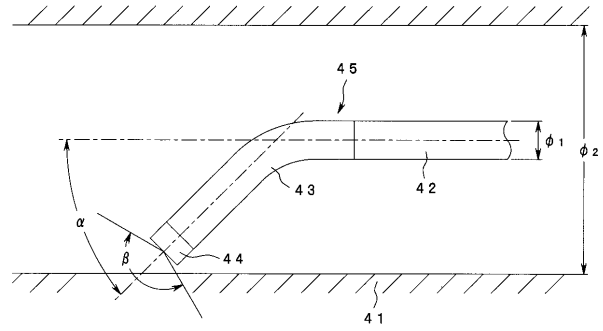
20

代理人 弁理士 伊藤 進

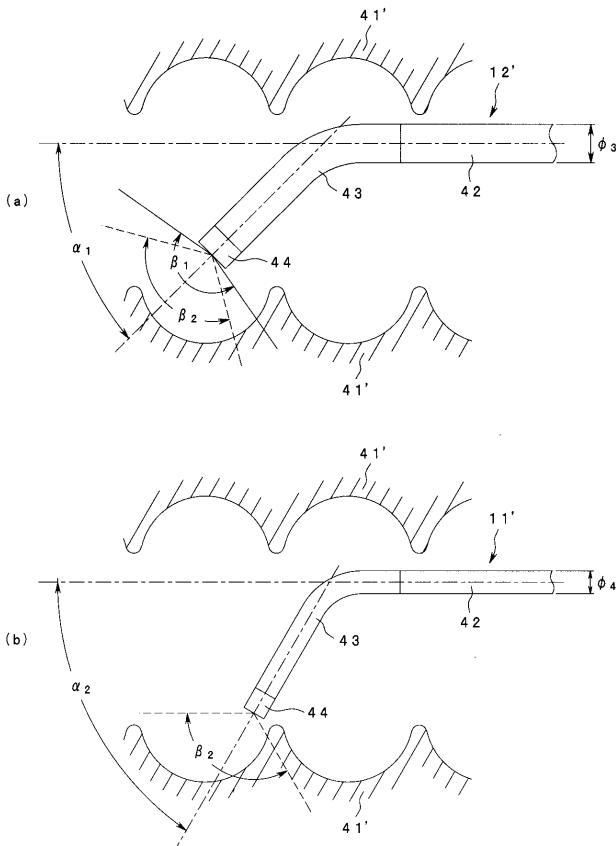
【図 1】



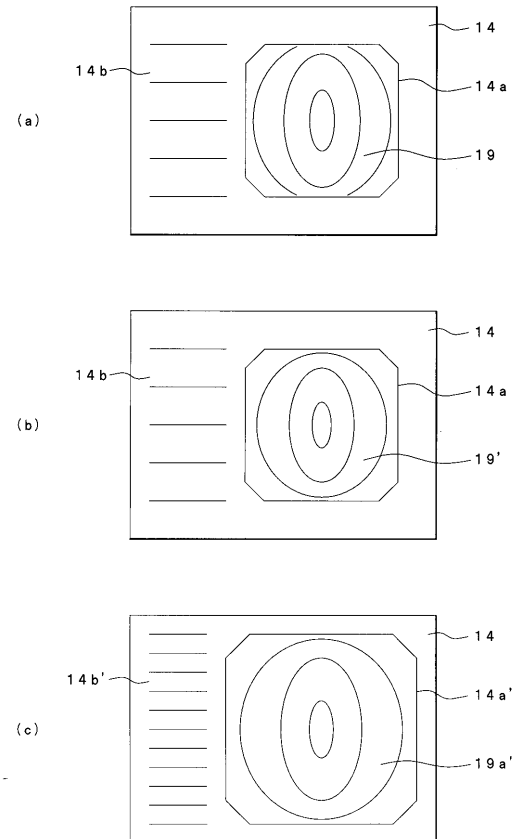
【図 2】



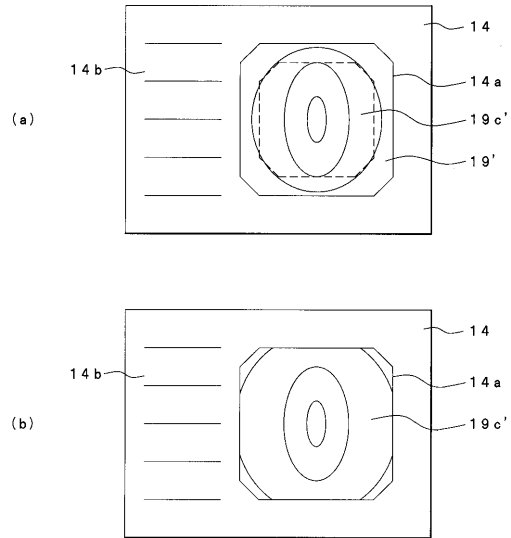
【図 3】



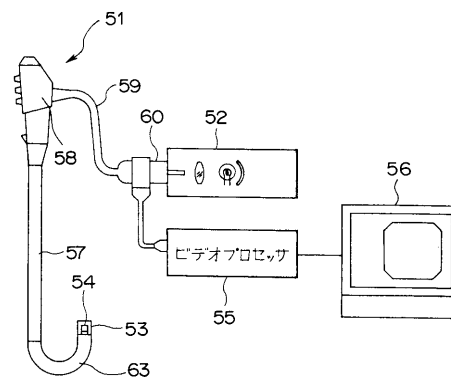
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2H040 BA02 BA03 BA21 CA22 DA03 DA14 DA57 FA01 GA02 GA11
4C061 CC06 FF40 FF47 HH31 LL02 LL08 NN01 PP12

专利名称(译)	内窥镜系统和内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2005258062A	公开(公告)日	2005-09-22
申请号	JP2004069374	申请日	2004-03-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	森山宏樹 高瀬精介 宮城正明		
发明人	森山 宏樹 高瀬 精介 宮城 正明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/005 G02B23/24		
CPC分类号	G02B23/2423 A61B1/00096 A61B1/00105 A61B1/00181 A61B1/005 G02B23/2476		
FI分类号	G02B23/24.C A61B1/00.300.Y A61B1/00.310.G A61B1/00.731 A61B1/008.512		
F-TERM分类号	2H040/BA02 2H040/BA03 2H040/BA21 2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/DA14 2H040/DA57 2H040/FA01 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH31 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/NN01 4C061/PP12 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH31 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/PP12		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

具有较大直径插入部的内窥镜具有如下问题：弯曲角度受到观察部的内径的限制，并且观察范围变窄。 解决方案：第一内窥镜11具有薄的插入部分，该插入部分能够在观察区域的内径内执行预定的弯曲操作，并且与第一内窥镜11的弯曲范围相比，观察区域的弯曲范围大。 它由具有大直径插入部分的第二内窥镜12构成，该第二内窥镜12的弯曲范围受内径限制，并且与第一内窥镜12的观察光学系统的视角相比，第二内窥镜具有第二内窥镜。 具有12个观察光学系统的宽视角的内窥镜系统。 [选型图]图1

