

(19) **日本国特許庁(JP)**

(12) **特 許 公 報 (B2)**

(11) 特許番号

特許第4362571号  
(P4362571)

(45) 発行日 平成21年11月11日(2009.11.11)

(24) 登録日 平成21年8月28日 (2009.8.28)

(51) Int.Cl.

F I

**A61B 1/04 (2006.01)**

A61B 1/04 362Z

**A61B 1/00 (2006.01)**

A61B 1/04 360E

**GO2B 23/24 (2006.01)**

A61B 1/00 300Y

G02B 23/24 A

G02B 23/24 B

譜求項の数 2 (全 20 頁)

|               |                               |
|---------------|-------------------------------|
| (21) 出願番号     | 特願2004-548238 (P2004-548238)  |
| (86) (22) 出願日 | 平成14年10月25日 (2002. 10. 25)    |
| (65) 公表番号     | 特表2006-503663 (P2006-503663A) |
| (43) 公表日      | 平成18年2月2日 (2006. 2. 2)        |
| (86) 国際出願番号   | PCT/US2002/034221             |
| (87) 国際公開番号   | W02004/039250                 |
| (87) 国際公開日    | 平成16年5月13日 (2004. 5. 13)      |
| 審査請求日         | 平成17年10月25日 (2005. 10. 25)    |

(73) 特許権者 595148888  
ストライカー コーポレイション  
STRYKER CORPORATION  
アメリカ合衆国ミシガン州49002, カ  
ラマズー, エアヴュー・ブルヴァード  
2825

(74) 代理人 100080056  
弁理士 西郷 義美

(72) 発明者 ビューター リチャード エイ.  
アメリカ合衆国 95126 カリフォル  
ニア州 サン ホセ エヌ. ループ ド  
ライヴ 1392

[最終頁に続く](#)

(54) 【発明の名称】 電動光学カプラを備えた内視鏡ビューシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡ビューシステムであって、

この内視鏡ビューシステムには、その近傍端が患者の体外に位置する内視鏡を設け、その内視鏡近傍端を越えたところに位置するカメラヘッドを設け、

このカメラヘッドには光学的内視鏡イメージを受け取るとともに取得イメージに基づいたトランスデューサ出力信号を発信するトランスデューサを設け、

前記内視鏡の近傍端と前記カメラとの間にはカブラを設け、

このカプラには、前記内視鏡からのイメージを受け取る複数のレンズを設け、

このレンズは、選択的に変化した内視鏡イメージを前記トランスデューサに送るように前記カメラヘッドを基準として相対的に移動可能に設け、

前記レンズに取り付けて前記レンズを任意に前記トランスデューサを基準として相対的に移動させる第1モータを設け、

前記レンズの位置を監視するように構成するとともに前記レンズの位置を表す第 1 レンズ状態信号を発信する第 1 レンズ状態センサを設け、

また、前記内視鏡ビューシステムには、前記トランスデューサの出力信号を受け取るように連通したビデオ信号回路を設け、

このビデオ信号回路は、受け取った前記トランスデューサの出力信号に基づいてモニタに伝送するディスプレイ信号を生成するように構成して設け、

前記ビデオ信号回路は、受け取ったビデオ信号処理指令に基づいてディスプレイ信号を

10

20

選択的に発生するように構成して設け、

前記第 1 レンズ状態センサから前記第 1 レンズ状態信号を受け取るよう連結し、

前記第 1 モータを駆動するよう連結し、ビデオ信号処理指令を前記ビデオ信号回路に与えるように連結したカメラ制御処理装置を設け、

前記レンズは、前記レンズが前記トランスデューサに送る内視鏡イメージを選択的にフォーカスするように構成して設け、

焦点が合った内視鏡イメージは、前記レンズの前記トランスデューサからの距離に応じて定まり、

前記ビデオ信号回路は、受け取ったビデオ信号処理指令に応じて、前記トランスデューサの出力信号を電子的にフォーカスしてディスプレイ信号を生成するように構成して設け

10

、  
前記カメラ制御処理装置または前記ビデオ信号回路は、前記ビデオ信号回路が生成したディスプレイ信号が示すイメージのフォーカス程度を監視するように構成して設け、

前記カメラ制御処理装置は、このディスプレイ信号が示すイメージの焦点が外れる程度の監視に基づいて、選択的に、まず、前記第 1 モータを駆動して前記レンズを前記トランスデューサに向かう側あるいは離れる側に移動するか、前記ビデオ信号回路にフォーカス指令を生成するように構成して設けたことを特徴とする内視鏡ビューシステム。

#### 【請求項 2】

前記カメラ制御処理装置は、ディスプレイ信号が示すイメージの焦点の外れ程度の監視結果においてイメージの焦点が外れていることを示した場合、前記カメラ制御処理装置が前記ビデオ信号回路に前記フォーカス指令を生成するように構成するとともに、

20

引き続き行ったイメージ監視結果においてイメージの焦点が外れていることを示した場合、前記カメラ制御処理装置は、前記第 1 モータを駆動して前記レンズの前記トランスデューサを基準とした位置が変化するように構成して設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡ビューシステム。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

この発明は、内視鏡ビューシステムに関するものであり、より具体的には、電動光学カメラを備えた内視鏡ビューシステムに関するものである。

30

#### 【背景技術】

#### 【0002】

もし、内視鏡手術が可能ならば、外科医は内視鏡手術で行いたいと思うのが通常である。内視鏡手術を行うにあたっては、内視鏡を人体の手術部位に挿入する。内視鏡は延長チューブであって、外科医はその内視鏡を挿入した人体の部位を目視することができる。外科医が内視鏡で目視し、それによって人体の手術部位に挿入したその他の手術器具を操作する。その他の器具と同様に、内視鏡の発展により侵襲手術が最小限になされるようになった。この種の手術においては、手術部位へ接近するための大なる切開が避けられるようになった。その代わり、外科医は内視鏡やその他の器具を人体の小さな切開部（ポータル）に挿入することになる。内視鏡手術の利点の一つには、切開部が小さいので、術後の治療すべき人体部位が減少しているところにある。さらに、外部へ開いている患者の内部組織がより少なくなっているため、患者の組織や器官が感染される程度も減少している。

40

#### 【0003】

当初は、内視鏡は外科医が手術部位を目視するアイピースのみを備えていた。しかし現代の内視鏡システムは、内視鏡の近傍端にカメラヘッドを取り付けたカメラアセンブリを備えている。そして信号プロセッサがカメラヘッドからの出力信号を入力する。この出力信号は、信号プロセッサによりモニタに表示される電気信号に変換される。このシステムにより、手術室の外科医や手術要員は、モニタを監視することで手術部位を直ちに確認できるようになる。

#### 【0004】

50

通常、内視鏡システムは、内視鏡の近傍端とカメラヘッドとの間にレンズアセンブリを備えている。このレンズアセンブリは、内視鏡の近傍端に取り付けたカプラ内に装填している。レンズアセンブリは、カメラヘッド内のトランスデューサにイメージを集中させる一つ以上のレンズを備えている。またレンズアセンブリは、イメージを任意に拡大するように移動する一つ以上のレンズを備えている。

【0005】

現代のカメラアセンブリは、外科医が要望した通りのイメージを表示するために、カメラヘッドが発信した出力信号を処理することも可能である。特に、かかるアセンブリは、手術部位のイメージを拡大するために出力信号の一部を拡大可能である。このようなシステムは、2001年5月1日に付与された米国特許第6,224,542号(Endoscopic Camera System With Non-Mechanical Zoom)の明細書に開示されており、本参照をもって本願に記載したものとする。

10

【0006】

また、これらのアセンブリは、受け取ったカメラヘッド出力信号を補正強化して、取得イメージを明瞭にカメラディスプレイに表示することも可能である。このようなシステムは、2001年7月27日に出願した米国特許出願第09/917,473号(ENDOSCOPIC CAMERA SYSTEM WITH AUTOMATIC NON-MECHANICAL FOCUS)の明細書に開示されており、本参照をもって本願に記載したものとする。

20

【特許文献1】米国特許第6,224,542号

【特許文献2】米国特許出願第09/917,473号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、従来、手術の際、外科医がモニタに表示される手術部位の拡大率(視界領域)を一時的に変更したいと思うこともあるかもしれない。これを実現するために、外科医や手術要員がカプラ内のレンズ位置の調整やビデオ信号プロセッサの拡大率設定の調整が必要になることが多い。この調整により手術の所要時間が延長するとともに、手術部位への注意を逸らすことになる。

【0008】

30

また、時には、手術の際に内視鏡システムによる手術部位のイメージの画質が悪化する場合もある。そこで、カプラ内のレンズ位置の再調整および/またはそのカメラ位置でのビデオイメージ処理の再調整が必要となる。さらに、外科医や手術要員がかかる措置を行う必要があるため、外科医が行う手術部位への注意を逸らすことになるし、手術の総時間が延長されてしまいかねない。これは、患者が麻酔状態にある時間を最小限にするために手術をできるだけ迅速に行うという現代の手術目的の一つに反するものである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

この発明は、新規性および有用性のある電動ズームカプラを備えた内視鏡ビューシステムに関するものである。この内視鏡ビューシステムはカメラを備えている。カプラはカメラを内視鏡の近傍端に取り付けるように構成されている。モニタが設けられており、カメラが検知したイメージを表示できる。カプラはスリーブ内に複数のレンズを備えている。また、カプラは第1モータおよび第2モータを備えている。第1モータおよび第2モータのそれぞれは、少なくともレンズの一部をスリーブを基準として相対移動させる。カプラは、光学的にイメージの焦点を合わせる(フォーカスする)とともにイメージを拡大することができる。本発明によるシステムは、カプラのレンズ設定を調整するとともにカメラが発するビデオ信号を処理する制御卓を備えている。この制御センタは、デジタル的にイメージの焦点を合わせるとともにイメージを拡大する。

40

【発明の効果】

【0010】

50

このような内視鏡ビューシステムの構造により、外科医は、モニタに表示されるイメージを単独の制御ユニットで光学的にかつ電子的に処理できるようになる。デジタル的および光学的にイメージを変化させることができるので、よりワイド側にズーム可能であるとともに、より広いフォーカス領域を得ることも可能である。さらに、従来の内視鏡システムのように対象物が遠くに移動して焦点外となった場合でも、内視鏡を取り外したり位置を変更したりする必要がない。また、本発明の電動ズームカブラは使用が簡単であり、対象物を迅速にズーム・フォーカスできる。手術部位イメージの拡大および/または焦点調整には手動制御は必要ではないので、手術による時間延長が短縮される。さらに、カブラの全体サイズは従来のカブラと同じである。よって、このカブラは特別なアダプタの必要とせず、既存の内視鏡カメラに使用可能である。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

この発明は、請求項にその特殊性を示している。上述した本発明の特徴や利点や本発明のその他の特徴や利点は、添付の図面に基づいて次に示す説明を参照することによって、さらによく理解できよう。

【実施例】

【0012】

図1には、本発明の内視鏡ビューシステム20が示されている。この内視鏡ビューシステム20は、内視鏡22、およびその内視鏡22の近傍端24に取り付けたカメラシステム26を備えている。内視鏡はポータル32を通して体内に挿入される。カメラシステム26自体は、内視鏡22に物理的に取り付けられたカメラヘッド28(図2)を備えている。

20

【0013】

カメラヘッド28内には、手術部位のイメージを構成する光線をビデオ出力信号に変換するトランスデューサ29が設けられている。本発明の一形態においては、トランスデューサ29は、イメージを赤・緑・青の三原色成分に分割するプリズムアセンブリを備えている。個々のイメージ成分は独立したCCD(電荷結合デバイス)に送られる。トランスデューサ29からの青・緑・青のビデオ出力信号は、それぞれカメラ制御ユニット34に送られる。このカメラ制御ユニット34は、カメラヘッド28からのビデオ出力信号をディスプレイ信号に変換する。カメラ制御ユニット34は、カメラヘッド28が取得したイメージ部位を任意に拡大ズームすることができ、これによりイメージの拡大表示が可能となる。

30

【0014】

カメラ制御ユニット34が生成したディスプレイ信号は、外科医が望むイメージを表示するモニタ36に送られる。またカメラ制御ユニット34は、モニタ36に表示されるイメージのピントを合わせることもできる。本発明の内視鏡ビューシステム20に組み込まれたカメラシステム26には、出願権利譲受人たるストライカーエンドスコピー社(カリフォルニア州サンタクララ)製造の988 3チップカメラがある。このシステムは、2001年7月27日に出願した米国特許出願第09/917,473号(ENDOSCOPIC CAMERA WITH AUTOMATIC NON-MECHANIC FOCUS)の明細書に開示されており、本参照をもって本願に記載したものとする。

40

【0015】

カメラヘッド28は内視鏡22の近傍端24に取り付けられる。電動ズームのカブラ38はカメラヘッド28内に設けられる。既に述べたように、カブラ38は、カメラヘッドのトランスデューサへ送られるイメージの焦点を合わせる(フォーカスする)ために移動する複数のレンズを備えている。またこのレンズは、カメラヘッドのトランスデューサへ送られるイメージを拡大すべく任意に移動可能でもある。カブラ38は、任意にレンズを移動させる一つ以上のモータ128、138(それぞれ図2、図8を参照)を備えている。モータを駆動する付勢信号は、カメラ制御ユニット34により発生している。カメラ制御ユニット34は、カブラ38からレンズの相対的位置を示す信号を受け取る。

【0016】

50

外科医は、手術室の制御センタ４２で、内視鏡ビューシステム２０により表示された手術部位のイメージを調整できる。制御センタ４２は、タッチスクリーンや音声指令に反応してカメラ制御ユニット３４に信号を発信する。制御センタ４２からの信号に基づいて、カメラ制御ユニット３４は、カブラ３８内のレンズを適切な拡大位置に設定する。あるいは、制御センタ４２からの指令に基づいて、カメラ制御ユニット３４は、トランスデューサ２９に送られるイメージを再フォーカスするよう、あるいは適切に位置するようにレンズを再設定する。また、制御センタ４２からの指令に基づいて、カメラ制御ユニット３４は、カメラヘッドのトランスデューサ２９から受け取った信号を処理し、モニタ３６に表示される最終取得イメージをデジタル補正、ピント合わせ、および／または任意拡大する。

10

#### 【００１７】

図２および図３に示すように、カメラヘッド２８はケース４０を備えている。クランプ５０はケース４０の遠方端４６に取り付けられ、それによりカメラヘッド２８を内視鏡２２の近傍端に取り外し可能に取り付けることができる。トランスデューサ２９およびカブラ３８は、ケース４０内に設けられる。

#### 【００１８】

カブラ３８は、長手方向軸５４を有するメインスリーブ５２を備えている。複数のレンズ６０、６２、６４、６６、６８は、メインスリーブ５２内を移動可能である。このレンズ６０～６８は、メインスリーブ５２を基準として、また各レンズを基準として相対的に移動する。詳述したように、メインスリーブ５２の近傍端から順に、第１レンズ６０は凹レンズ、第２レンズ６２は凹凸レンズ、第３レンズ６４は両凸レンズ、第４レンズ６６は両凹レンズ、第５レンズ６８は両凸レンズである。レンズ６０～６８は、それらがメインスリーブ５２および各レンズを基準に移動した場合は、トランスデューサ２９に送られるイメージ拡大率が変化するように形成されている。これに対し、レンズ６０～６８がメインスリーブ５２のみを基準として移動する場合は、カメラヘッドのトランスデューサ２９の表面に現れるイメージ焦点が変化する。

20

#### 【００１９】

この５つのレンズ６０～６８は、カブラ３８内において環状のレンズホルダにより支持されている。第１レンズ６０および第２レンズ６２は、第１レンズホルダ７０に取り付けられる。第１レンズホルダ７０は、径方向外側に向かうピン７６を備えている。第２レンズホルダ７２は、第３レンズ６４を支持する。ピン７８は第２レンズホルダ７２に含まれる。第４レンズ６６および第５レンズ６８は、第３レンズホルダ７４に取り付けられている。第３レンズホルダ７４はピン８０を備えている。

30

#### 【００２０】

レンズホルダ７０～７４は、メインスリーブ５２内のレンズスリーブ８２により移動可能に支持される。このレンズスリーブ８２は、図４に示すように、長手方向軸５４に沿って軸方向に移動する。以下説明するように、カブラ３８は、レンズスリーブ８２が長手方向軸５４周囲を回転しないように構成されている。レンズスリーブ８２は近傍端８４および遠方端８６を備えている。レンズスリーブ８２には、４つの螺旋状スロットを備えており、それぞれスリーブの円周を半分だけ延長している。これらのスロットは、近傍端８４側から遠方端８６側へ向かって、第１スロット８８、第２スロット９０、第３スロット９２、第４スロット９４を備えている。

40

#### 【００２１】

ピン７６は、第１スロット８８を延長しており、第１レンズホルダ７０をレンズスリーブ８２に結合する。またピン７８は、第２スロット９０を延長しており、第２レンズホルダ７２をレンズスリーブ８２に結合する。ピン８０は、第３スロット９２を延長しており、第３レンズホルダ７４をレンズスリーブ８２に結合する。スロット８８～９２のそれぞれは、各ピン７６～８０がスライドできる寸法になっている。

#### 【００２２】

図４に最も良く示されているが、スロット８８～９２の第１端は、レンズスリーブ８２

50

の長さを延長する第1線で終結している。スロット88~92の第2端は、レンズスリーブ82の長さを延長する第2線を中心にしていて、スロット88~92のそれぞれの垂直距離により、レンズホルダ70~74ひいてはレンズ60~68が移動可能な垂直距離が制限されることになる。

【0023】

さらにレンズスリーブ82は、スロット88、90、92の傾斜角が異なるように形成されている。ピン76およびピン78がそれぞれスロット88およびスロット90を移動する場合には、第1レンズ60・第2レンズ62と第3レンズ64との間の垂直距離が変化する。同様に、ピン78およびピン80がそれぞれスロット90およびスロット92を移動する場合には、第3レンズ64と第4レンズ66・第5レンズ68との間の垂直距離が変化する。同様に、ピン76およびピン80がスロット88およびスロット92を移動すると、それぞれ第1レンズ60・第2レンズ62と第4レンズ66・第5レンズ68との間の垂直距離が変化する。このように、レンズ60~68はメインスリーブ52の一定点を基準にして移動する場合には、各レンズを基準に相対的に移動することになる。

【0024】

図2および図5に示すように、駆動スリーブ96は、メインスリーブ52とレンズスリーブ82との間に嵌入される。この駆動スリーブ96は、カブラ38内で長手方向軸54周囲を回転する。駆動スリーブ96は近傍端98および遠方端100を有している。駆動スリーブ96をカブラ38に配置した場合、遠方端100はレンズスリーブ82の第4スロット94の上方で終結する。長手方向スロット102は、駆動スリーブ96の近傍端98から遠方端100へと延長する。ボア104は、駆動スリーブ96の近傍端98を貫通している。このボア104は、駆動スリーブ96の周囲を長手方向スロット102から約90度偏倚している。駆動スリーブ96は、長手方向スロット102がスロット88~92上に配置されるよう、レンズスリーブ82を包囲する。

【0025】

図7aおよび図7bに示すように、ピン76~80は、駆動スリーブ96の長手方向スロット102を延長する。駆動スリーブ96が回転すると、ピン76~80がスロット88~92内を移動するとともにレンズスリーブ82を基準として回転する。ピン76~80が回転すると、それに応じてレンズホルダ70~74も回転する。レンズホルダ70~74が回転すると、レンズ60~68もメインスリーブ52を基準として回転する。スロット88~92の傾斜角が異なっているので、レンズ60~68は各レンズを基準として移動することになる。

【0026】

上に示したように、レンズ60~68が各レンズを基準としておよびメインスリーブ52を基準として移動した場合、カメラヘッドのトランスデューサ29に送られるイメージの拡大率は変化する。駆動スリーブ96が回転した場合、上記のようにレンズ60~68の配置が変化する。そして、駆動スリーブ96の回転限界によって、カブラ38の拡大率の限界が定まることになる。

【0027】

図2に示すように、メインスリーブ52は駆動スリーブ96上を包囲する。メインスリーブ52は、近傍端56と遠方端58を有している。さらに図6に示すように、近傍スロット106は、メインスリーブ52の近傍端56を延長している。遠方スロット108はメインスリーブ52の遠方端58を延長している。近傍スロット106と遠方スロット108の両方は、長手方向軸54の直角方向に指向している。近傍スロット106は、メインスリーブ52の周囲を半分だけ延長している。また遠方スロット108も、メインスリーブ52の周囲を半分だけ延長しているが、近傍スロット106から90度だけ偏倚している。

【0028】

カブラ38を組み立てた場合、駆動スリーブ96のボア104は、メインスリーブ52の近傍スロット106と位置が揃う。駆動スリーブ96は、近傍スロット106およびボ

10

20

30

40

50

ア 1 0 4 を通って延長するピン 1 1 0 により、メインスリーブ 5 2 に保持される。このように駆動スリーブ 9 6 は、駆動スリーブ 9 6 がメインスリーブ 5 2 を基準として平行移動しないようにしてメインスリーブ 5 2 へ結合される。

【 0 0 2 9 】

近傍スロット 1 0 6 のピン 1 1 0 が回転すると、駆動スリーブ 9 6 が長手方向軸 5 4 周囲を回転する。駆動スリーブ 9 6 は、その遠方端 1 0 0 がメインスリーブの遠方スロット 1 0 8 より上に位置するような寸法となっている。駆動スリーブ 9 6 の回転の限界は、近傍スロット 1 0 6 のアーチ状の周囲により定まることになる。近傍スロット 1 0 6 はカブラ 3 8 のメインスリーブ 5 2 周囲を半分だけ延長しているため、駆動スリーブ 9 6 は 1 8 0 度回転可能である。

10

【 0 0 3 0 】

ピン 1 1 2 は、メインスリーブ 5 2 の遠方スロット 1 0 8 を通り、レンズスリーブのスロット 9 4 にまで延長する。したがって、ピン 1 1 2 はレンズスリーブをメインスリーブ 5 2 内に保持する。ピン 1 1 2 は、メインスリーブの遠方スロット 1 0 8 内を移動可能である。ピン 1 1 2 が移動すると、スロット 9 4 を構成するレンズスリーブ 8 2 の表面に作用する。ピン 1 1 2 を使用すると、駆動スリーブ 9 6 がロックされる。したがって、駆動スリーブ 9 6 は、レンズホルダ 7 6、7 8、8 0 の回転を防止する。レンズホルダのピン 7 6、7 8、8 0 は、このようにレンズスリーブ 8 2 の回転を防止する回転防止ピンとして機能する。その結果、ピン 1 1 2 がレンズスリーブ 8 2 の近傍表面を移動すると、この表面はカム面として機能する。より具体的には、レンズスリーブは回転不能なので、ピン 1 1 2 の力の結果、レンズスリーブ 8 2 は長手方向軸 5 4 に沿って軸方向に移動することになる。レンズスリーブ 8 2 の長手方向の移動により、レンズホルダのピン 7 6・7 8・8 0、レンズホルダ 7 0・7 2・7 4、レンズ 6 0～6 8 が同様に移動する。

20

【 0 0 3 1 】

レンズスリーブ 8 2 の水平移動の限界は、第 4 スロット 9 4 の第 1 端・第 2 端間の垂直距離によって定まる。

【 0 0 3 2 】

レンズスリーブ 8 2 が駆動スリーブ 9 6 を基準として軸方向に移動する場合、ピン 7 6～8 0 は、長手方向スロット 1 0 2 内を水平移動する。したがって、レンズ 6 0～6 8 は、レンズスリーブ 8 2 とともに軸方向に移動する。既に述べたように、レンズ 6 0～6 8 がメインスリーブ 5 2 を基準として移動する場合、トランスデューサ 2 9 へ送られるイメージのフォーカスが変化する。したがって、カブラ 3 8 の光学的なフォーカスの限界は、レンズスリーブ 8 2 の水平移動の限界により定まることになる。

30

【 0 0 3 3 】

図 3 に戻るが、ズーム調整リング 1 1 4 は、メインスリーブ 5 2 の近傍端 5 6 に装着される。ピン 1 1 0 は、ボア 1 0 4 から近傍スロット 1 0 6 を通り、ズーム調整リング 1 1 4 まで延長する。したがって、ズーム調整リング 1 1 4 および駆動スリーブ 9 6 は共に長手方向軸 5 4 周囲を回転する。ズーム調整リングギヤ 1 1 6 は、ズーム調整リング 1 1 4 に取り付けられる。

【 0 0 3 4 】

40

フォーカス調整リング 1 1 8 は、メインスリーブ 5 2 の遠方端 5 8 に装着される。ピン 1 1 2 は、第 4 スロット 9 4 からメインスリーブ 5 2 の遠方スロット 1 0 8 を通り、フォーカス調整リング 1 1 8 まで延長する。レンズスリーブ 8 2 は、フォーカス調整リングの回転とともに移動する。フォーカス調整リング 1 1 8 は、フォーカス調整リングギヤ 1 2 0 を備えている。

【 0 0 3 5 】

モータケース 1 2 2 はメインスリーブ 5 2 に装着される。ズームモータアセンブリ 1 2 6 およびフォーカスモータアセンブリ 1 3 6 は、モータケース 1 2 2 内に搭載されている。ズームモータアセンブリ 1 2 6 は、ズームモータ 1 2 8 の出力を制御するズームギヤボックス 1 3 0 を備えている。ズームモータ軸 1 3 2 はズームギヤボックス 1 3 0 の反対端

50

に連結している。ズームスパーギヤ 1 3 4 はズームモータ軸 1 3 2 周囲に配置している。ズームモータ 1 2 8 は、ズームスパーギヤ 1 3 4 がメインスリーブ 5 2 の近傍端 5 6 付近に位置するように配置している。ズームスパーギヤ 1 3 4 は、ズーム調整リングギヤ 1 1 6 と係合するように構成されている。ズームスパーギヤ 1 3 4 が回転すると、それに対応してズーム調整リング 1 1 4 が回転する。

【 0 0 3 6 】

フォーカスモータアセンブリ 1 3 6 は、ズームモータアセンブリ 1 2 6 と実質的に同じものである。フォーカスモータアセンブリ 1 3 6 は、フォーカスギヤボックス 1 4 0 と連結したフォーカスモータ 1 3 8 を備えている。フォーカスモータ 1 3 8 は、フォーカスモータ軸 1 4 2 も備えている。フォーカススパーギヤ 1 4 4 は、フォーカスモータ軸 1 4 2 周囲に位置している。フォーカスモータ 1 3 8 は、フォーカススパーギヤ 1 4 4 がメインスリーブ 5 2 の遠方端付近に位置するように配置している。フォーカススパーギヤ 1 4 4 は、フォーカスリングギヤ 1 2 0 と係合するように構成されている。フォーカススパーギヤ 1 4 4 が回転すると、それに対応してフォーカス調整リング 1 1 8 が回転する。

【 0 0 3 7 】

ズームモータ 1 2 8 およびフォーカスモータ 1 3 8 は、本発明のカブラ 3 8 が従来のカブラと同等のサイズとなるように、比較的小型（高さ 0 . 5 インチ（約 1 2 . 7 mm）未満）であることが好ましい。このサイズのモータは、約 1 0 万 r p m もの高速出力が可能であるものの、トルクが比較的小さいのが通常である。そこで、ズームギヤボックス 1 3 0 およびフォーカスギヤボックス 1 4 0 は、遊星ギヤ列を備えている。この遊星ギヤ列は、ズームモータ軸 1 3 2 およびフォーカスモータ軸 1 4 2 の出力トルク量を増加する減速ギヤとして機能する。さらに、適切なモータならばどのモータを使用してもよいが、ズームモータ 1 2 8 およびフォーカスモータ 1 3 8 は、三相モータが好ましい。

【 0 0 3 8 】

図 8 に最も良く示されているが、カブラ 3 8 は、カブラ 3 8 内のレンズ位置を検出する複数のセンサを備えている。ズーム設定センサ 1 4 6 は、ズームスパーギヤ 1 3 4 付近たるモータケース 1 2 2 のスロット 1 4 8 に位置している。フォーカス設定センサ 1 5 2 は、フォーカススパーギヤ 1 4 4 付近たるモータケース 1 2 2 のスロット 1 5 4 に位置している。ズーム設定センサ 1 4 6 もフォーカス設定センサ 1 5 2 も、カメラ制御ユニット 3 4 に電氣的に連結している。このズーム設定センサ 1 4 6 およびフォーカス設定センサ 1 5 2 は、カブラ 3 8 内のレンズ配置に応じた信号をこの電氣的結線を通じてカメラ制御ユニット 3 4 に出力する。本発明の一形態においては、ズーム設定センサ 1 4 6 およびフォーカス設定センサ 1 5 2 は、ホール効果センサである。カメラ制御ユニット 3 4 が光学的ズーム限界および光学的フォーカス限界に達したと判断した場合には、このカブラの状態を表すデータを制御センタ 4 2 に転送する。

【 0 0 3 9 】

図 8 に示すように、二つのマグネット 1 5 0 がズーム調整リング 1 1 4 に取り付けられている。マグネット 1 5 0 は、カブラ 3 8 の光学ズームの限界に相当するところに位置している。ズーム調整リング 1 1 4 が回転すると、マグネット 1 5 0 の一つがズーム設定センサ 1 4 6 に接近する。

【 0 0 4 0 】

ズーム設定センサ 1 4 6 がマグネット 1 5 0 の一つを検知した場合、ズーム設定センサ 1 4 6 はカメラ制御ユニット 3 4 に信号を送る。この信号の強度は、マグネット 1 5 0 のズーム設定センサ 1 4 6 への接近に応じて変化する。この信号に基づいて、カメラ制御ユニット 3 4 は、カブラ 3 8 内のレンズ 6 0 ~ 6 8 の位置を判断する。信号強度においてレンズが光学ズーム限界位置の一つにあることを示した場合、カメラ制御ユニット 3 4 はズームモータ 1 2 8 を停止する。カメラ制御ユニット 3 4 は、依然としてズームモータ 1 2 8 を作動させレンズ 6 0 ~ 6 8 を反対方向に移動可能である。

【 0 0 4 1 】

図 8 に示すように、二つのマグネット 1 5 6 が、フォーカス調整リング 1 1 8 に取り付

10

20

30

40

50

けられている。マグネット 156 のそれぞれは、そのフォーカス設定センサ 152 に対する位置がレンズスリーブ 82 の一方向における最大移動可能距離となるように、フォーカス調整リング 118 内に位置している。すなわち、マグネット 156 のそれぞれは、レンズ 60 ~ 68 がフォーカス限界の一つに達した場合にフォーカス設定センサ 152 が適切な信号をカメラ制御ユニット 34 に伝送するように位置している。

#### 【0042】

フォーカス設定センサ 152 の出力信号は、カメラ制御ユニット 34 に伝送される。この出力信号の状態に基づき、カメラ制御ユニット 34 は、カプラ 38 内のレンズ 60 ~ 68 の位置を判定する。信号強度においてレンズがカプラ 38 での光学的なフォーカス限界にあることを示した場合、カメラ制御ユニット 34 はフォーカスモータ 138 を停止する。カメラ制御ユニット 34 は、もはや、この方向にレンズ 60 ~ 68 を移動するようにフォーカスモータ 138 を駆動しない。ただし、カメラ制御ユニット 34 は、反対方向にレンズ 60 ~ 68 を移動するために、ズームモータ 128 の駆動を妨げない。

10

#### 【0043】

あるいは、さらにマグネットをズーム調整リング 114 およびフォーカス調整リング 118 の付近に追加配置することもできる。図 8 の実施例において、それぞれの調整リングに取付けたマグネットは、同じ磁界強度でありうる。しかし図 9 に示すように、異なった磁界強度を有するマグネットをカプラ 38 に追加配置することもできる。例えば、図 9 に示すように、異なった磁界強度や極性を有する一連のマグネットを調整リング 114 および 118 のうち的一方又は双方に設けることができる。カメラ制御ユニット 34 は、フォーカス設定センサ 152 が伝送した信号強度を評価して、カプラ 38 の光学的限界内におけるマグネットの配置を判定する。

20

#### 【0044】

例えば、ズームの増分に応じて、たくさんの追加マグネット 150 をズーム調整リング 114 周囲に設けることができる。第 1 マグネットは 1.25 倍、第 2 マグネットは 1.5 倍の拡大率の位置といったように続いて配置できる。ズームアウトまたはズームインの指令を与えるよりというよりは、むしろ外科医は直接カプラ 38 に 1.5 倍のズームを行わせる。この場合、制御センタ 42 は、カメラ制御ユニット 34 にズームモータ 128 を駆動する信号を送る。ズーム設定センサ 146 は、マグネット 150 の接近に応じて、カプラ指令センタ 40 にレンズ位置信号を伝送する。信号強度は、マグネット 150 の接近やマグネット 150 の検出磁界強度に基づいている。ズーム設定センサ 146 からの信号においてレンズ 60 ~ 68 が要望の配置になったことを表す場合、制御センタ 42 は、カメラ制御ユニット 34 にズームモータ 128 を停止する信号を送る。

30

#### 【0045】

カメラ制御ユニット 34 内の分岐回路は、図 10 に示されている。カメラ制御ユニット 34 は、電子シャッタ 202 を備えている。この電子シャッタは、カメラ制御ユニット 34 に一体化した CCD のピクセルをゲート制御（スキヤン）して、各ピクセルの電荷を取得する。電子シャッタ 202 は、この電荷量に基づき、取得イメージの原色成分を表す個別の青・緑・青の出力信号を発生する。これらの青・緑・青出力信号は、個別に増幅される。図 10 においては、単独の増幅器（A）204 がこの増幅を行うものとして示されている。しかし、各原色信号を任意に増幅または減衰させる別個の複数の増幅器を設けることもできることは理解されよう。これらの増幅器は、トランスデューサ 29 からの三原色信号が電子シャッタ 202 に送られる前にかかる信号を増幅するアナログ増幅器でもよい。

40

#### 【0046】

また、カメラ制御ユニット 34 は、光センサ回路（LS）206 も備えている。この光センサ回路 206 は、カメラヘッド 28 が取得した手術部位の光を表す出力信号を電子シャッタ 202 から受け取る。

#### 【0047】

増幅器 204 による信号は、ビデオ信号処理部 207 に送られる。通常、このビデオ信

50

号処理部 207 は、デジタル信号処理装置である。ビデオ信号処理部 207 は、種々の処理の内でもとりわけ、取得イメージの拡大部位を生成すべく個々のピクセル信号間へ挿入可能である。このビデオ信号処理部 207 の出力信号は、イメージを構成する出力信号となり、モニタ 36 へ送られる。

【0048】

電子シャッタ 202、増幅器 204、光センサ回路 206、およびビデオ信号処理部 207 は、マイクロ制御装置 208 に連結している。光センサ回路 206 は、このマイクロ制御装置 208 に手術部位の光レベルを示す信号を送る。この入力変数や他の変数に応じて、マイクロ制御装置 208 は、電子シャッタ 202 が CCD のピクセルのゲート処理率を決定するとともに、増幅器 204 の三原色信号に対する増幅量または減衰量を決定する。またマイクロ制御装置 208 は、ビデオ信号処理部 207 によるビデオ信号処理も制御する。

10

【0049】

また、マイクロ制御装置 208 は、入力信号として、ズーム設定センサ 146 およびフォーカス設定センサ 152 からの出力信号を受け取る。カメラ制御ユニット 34 内には、ズーム駆動部 210 も設けられている。このズーム駆動部 210 は、選択的に付勢信号をズームモータ (M) 128 に適用する。フォーカス駆動部 212 も設けられている。このフォーカス駆動部 212 は、選択的に付勢信号をフォーカスモータ (M) 138 に適用する。マイクロ制御装置 208 は、ズーム駆動部 210 およびフォーカス駆動部 212 が送るモータ付勢信号を調整する。

20

【0050】

また、カメラ制御ユニット 34 は、グラフィックジェネレータ 214 も備えている。これにより、カメラ制御ユニット 34 がモニタ 36 にメッセージを表示できるようになる。マイクロ制御装置 208 は、グラフィックジェネレータ 214 に指令を発し、任意のメッセージを生成させる。図 10 において、グラフィックジェネレータ 214 により発生する出力信号は、ミキサ 216 によって、ビデオ信号処理部 207 から出力されたディスプレイ信号に印加される。

【0051】

図 11 ~ 13 に基づき、内視鏡ビューシステム 20 の作用を説明する。図 11 は、内視鏡ビューシステム 20 の手術部位拡大ズームイン指令に対する反応を示す図である。ここに記載した制御センタ 42 は、タッチスクリーンまたは音声指令を受領できることを思い出されたい。ただし、本発明のカブラ 38 は、制御センタが指令を受領できる適切な方法ならば、どのような方法でも使用可能である。さらに、指令実行時にはいつでも外科医が停止指令をなしえ、制御センタ 42 の動作完了を妨げることができる。

30

【0052】

図 11 に示すように、表示される手術部位のイメージに対するズームイン指令を外科医から受け取る (ステップ 250)。この指令に応じて、カメラ制御ユニット 34 のマイクロ制御装置 208 は、まずカブラ 38 が最大光学ズームの位置にあるか否かを判断する (ステップ 252)。この判断は、ズーム設定センサ 146 から受領した出力信号に基づいて、マイクロ制御装置 208 が行う。もしカブラ 38 が最大光学ズーム位置になれば、カメラ制御ユニット 34 は、付勢信号をズームモータ 128 に適用する (ステップ 254)。

40

【0053】

レンズ 60 ~ 68 の位置がカブラ 38 内で変化するので、カメラ制御ユニット 34 のマイクロ制御装置 208 は、ズーム設定センサ 146 からの信号を入力する。この信号を受け取ると、マイクロ制御装置 208 は、まずレンズ 60 ~ 68 が要望の拡大率にまで移動したか否かを判断する (ステップ 256)。この判断は、ズームモータ 128 の駆動時間の計測値によりなされる。あるいは、この判断は、ズーム設定センサ 146 からの信号が要望のレンズ位置移動があったことを示すかどうかで判断してもよい。もしレンズの位置が適切であるならば、マイクロ制御装置 208 は、ズーム駆動部 210 にズームモータ 1

50

２８を停止するよう信号を発する（ステップ２５８）。

【００５４】

もし、レンズが要望の位置まで移動していない場合は、マイクロ制御装置２０８は、ズーム設定センサ１４６からの信号評価を継続し、レンズ６０～６８が最大光学ズーム位置に達したか否かの判断を継続する（ステップ２６０）。もし、信号がこの最大ズーム限界に至ったことを示している場合、カメラ制御ユニット３４は、二つの処理を行う。第一に、マイクロ制御装置２０８は、ズーム駆動部２１０にズームモータ１２８を停止する信号を送る（ステップ２６２）。これにより、ズームモータ１２８をズーム調整リング１１４がもはやそれ以上回転不可能な方向に駆動することにより生じるズームモータ１２８の過剰な摩耗を避けることができる。次に、マイクロ制御装置２０８は、グラフィックジェネレータ２１４にズーム限界に達したというメッセージを上書き表示するための信号を送る（ステップ２６４）。グラフィックジェネレータ２１４は、ミキサ２１６によりディスプレイ出力信号を印可して、モニタ３６にメッセージを上書き表示する。もし外科医がさらに拡大したいと思う場合は、制御センタ４２でかかる命令を入力することになる。

【００５５】

上記から明らかなように、ステップ２５２の実行において、カブラのレンズが最大ズーム位置にあるとカメラ制御ユニット３４が判断する場合がある。この状態の場合は、マイクロ制御装置２０８は、ビデオ信号処理部２０７にモニタ３６へのイメージをデジタル的に拡大するよう信号を送る（ステップ２６６）。このデジタル拡大イメージは、モニタ３６に表示される（ステップ２６８）。カメラ制御ユニット３４は、グラフィックジェネレータ２１４をしてモニタ３６にイメージがデジタル的に拡大された旨を示すメッセージを表示させる。

【００５６】

図１２は、内視鏡ビューシステム２０の手術部位におけるズームアウト指令に対する反応が示されている。外科医が制御センタ４２にズームアウト指令を入力し（ステップ２８０）、カメラ制御ユニット３４にズームアウト指令が伝送される。この制御ユニット状態フラグに基づき、マイクロ制御装置２０８は、モニタ３６に表示されるイメージがデジタル拡大されているか否かを判定する（ステップ２８２）。イメージがデジタル拡大されていない場合は、マイクロ制御装置２０８は、ズーム駆動部２１０にズームモータ１２８を駆動する信号を送る（ステップ２８４）。これにより、カブラレンズは、トランスデューサ２９に送られるイメージの拡大率を減少させるように移動する。

【００５７】

カブラ３８が光学的にイメージ拡大を調整する場合、カメラ制御ユニット３４は、レンズ６０～６８の配置を監視する。レンズ６０～６８の配置は、マイクロ制御装置２０８がズーム設定センサ１４６から受領した信号に基づいて監視する。マイクロ制御装置２０８は、この信号を評価してカブラ３８内のレンズ６０～６８の位置を判断する。

【００５８】

マイクロ制御装置２０８は、イメージ拡大率が要望のレベルになったか否かを判断する（ステップ２８６）。この判断は、どのくらいの時間、ズームモータ１２８が駆動したかによってなされる。あるいは、この判断は、ズーム設定センサ１４６からの出力信号変化に基づいたカブラのレンズ移動距離を評価することでなされる。拡大率が適切に減少した場合は、マイクロ制御装置２０８はズーム駆動部２１０にズームモータ１２８の駆動を停止する信号を送る（ステップ２８８）。

【００５９】

もし、拡大率が要望のレベルにまで変更されない場合は、マイクロ制御装置２０８は、ズーム設定センサ１４６の信号によりカブラ３８内のレンズ位置の監視を継続する。

【００６０】

マイクロ制御装置２０８は、ズーム設定センサ１４６からの信号を評価して、レンズ６０～６８の最小光学的拡大率に達したか否かを判断する（ステップ２９０）。もし信号が最小ズーム限界に達したことを示している場合、マイクロ制御装置２０８は、ズーム駆動

部 2 1 0 にズームモータ 1 2 8 を停止する信号を送る (ステップ 2 9 2)。最小ズーム限界に達したことを外科医に知らせるようにすることもできる。それからカメラ制御ユニット 3 4 は、レンズ状態の信号を制御センタ 4 2 に伝送する (ステップ 2 9 4)。もし最小ズーム限界に達していない場合、マイクロ制御装置 2 0 8 はカプラ 3 8 内のレンズ 6 0 ~ 6 8 の位置監視を継続する。

【 0 0 6 1 】

ステップ 2 8 2 に戻るが、もしイメージがデジタル拡大されている場合は、制御センタ 4 2 は、カメラ制御ユニット 3 4 にイメージ再処理をする指令を送る (ステップ 2 9 6)。それからビデオ信号処理部 2 0 7 によりイメージがデジタル再処理される。このときマイクロ制御装置 2 0 8 は、ズームアウト機能は光学的にではなくデジタル的に行われている旨外科医に対して表示をするようにグラフィックジェネレータ 2 1 4 に信号を送る。

10

【 0 0 6 2 】

図 1 1 及び図 1 2 は、カメラ制御ユニット 3 4 がズームイン指令またはズームアウト指令を受領したときの内視鏡ビューシステム 2 0 の反応を示すものである。また内視鏡ビューシステム 2 0 は、モニタ 3 6 に表示されるイメージを光学的にまたは電子的に再フォーカスする。この再フォーカスは、カメラ制御ユニット 3 4 の監視の結果なされるか、あるいは制御センタ 4 2 が指令を受け取ったことに応じてなされる。

【 0 0 6 3 】

図 1 3 は、内視鏡ビューシステム 2 0 によるモニタ 3 6 に表示されるイメージのオートフォーカスを行うステップを示すものである。マイクロ制御装置 2 0 8 は、ビデオ信号処理部 2 0 7 が生成する出力イメージ信号に基づき、イメージの焦点が合っているか否かを判断する (ステップ 3 0 0)。この判断は、イメージを構成する信号のエネルギーレベルを監視することで行なわれる。イメージの焦点が最初に合ったときに、外科医が制御センタ 4 2 にこの状態を指定する指令を入力する。このとき、マイクロ制御装置 2 0 8 は、イメージエネルギーレベルを示すデータを記憶する。もしイメージのフォーカスが外れた場合は、イメージ指定のエネルギーレベルが変化する。マイクロ制御装置 2 0 8 は、このエネルギーレベルの変化をイメージのフォーカスが変化したと解釈する。

20

【 0 0 6 4 】

あるいは、ビデオ信号処理部 2 0 7 が輪郭検出ソフトウェアを使用して、取得イメージの 2 項目間の輪郭を示す信号のシャープさを監視することもできる。通常、このソフトウェアは、イメージの個々の部分を比較する (明るさが大きく変化する周囲部分は、輪郭を構成するとされる)。このソフトウェアにおいて輪郭がぼけていたと示した場合は、ビデオ信号処理部 2 0 7 またはマイクロ制御装置 2 0 8 は、イメージの焦点が外れたと認識する。

30

【 0 0 6 5 】

もし、マイクロ制御装置 2 0 8 がイメージの焦点が外れていないと判断した場合は、処理はなされない。マイクロ制御装置 2 0 8 は、手術の際にイメージのフォーカス状態を監視し続ける。

【 0 0 6 6 】

マイクロ制御装置 2 0 8 がイメージの焦点が外れたと判断した場合は、ステップ 3 0 2 に進む。このステップ 3 0 2 では、マイクロ制御装置 2 0 8 は、イメージぼけが大きい小さいかを判断する。この判断は、イメージを構成する信号のエネルギーレベルの変化度合いを評価することで行なわれる。特に、大きなエネルギーレベル変化は、ぼけが大きいものとして認識される。あるいは、この判断は、ディスプレイ信号を構成するイメージ輪郭ぼけの程度を評価することでもなしうる。

40

【 0 0 6 7 】

もし、イメージぼけが大きい場合は、イメージを光学的に再フォーカスする。マイクロ制御装置 2 0 8 は、フォーカスモータ 1 3 8 を駆動する信号をフォーカス駆動部 2 1 2 に送る (ステップ 3 0 4)。フォーカスモータ 1 3 8 が駆動したら、マイクロ制御装置 2 0 8 は、レンズの位置を監視する。フォーカスマグネット 1 5 6 の接近度合いに基づいて、

50

フォーカス設定センサ 152 は、マイクロ制御装置 208 にレンズ 60 ~ 68 の配置に関する信号を送る。

【0068】

この信号を受け取ってから、マイクロ制御装置 208 は、カプラ 38 の最大又は最小フォーカス限界に至ったか否か判断する（ステップ 306）。もしこの限界に至っていない場合は、イメージのフォーカスは、さらに光学的に調整される。あるいは、イメージのフォーカスが再び合った場合は、制御センタ 42 で入力した指令により、フォーカスマータを停止するとともにカプラのレンズを移動させることになる（このステップは示されていない）。マイクロ制御装置 208 は、フォーカス設定センサ 152 からの信号に基づきレンズ 60 ~ 68 の位置監視を継続する。もし最大又は最小フォーカス限界に達した場合、マイクロ制御装置 208 は、フォーカス駆動部 212 にフォーカスマータ 138 を停止する信号を送る（ステップ 308）。このとき、マイクロ制御装置 208 は、グラフィックジェネレータ 214 にフォーカス限界に達した旨をモニタ 36 に表示するよう信号を送ることもできる。これは、別の方法、例えば音声メッセージでなすこともできる。

10

【0069】

ステップ 302 に戻るが、もしイメージぼけが小さい場合は、マイクロ制御装置 208 は、カメラヘッド 28 にイメージを電子的に補正するよう信号を送る（ステップ 312）。イメージが電子的に補正されたら、マイクロ制御装置 208 は、モニタ 36 に送られるイメージを監視して、フォーカスが合っているか否かを判断する（ステップ 314）。もしイメージの焦点が合うと、マイクロ制御装置 208 は、カメラヘッド 28 にイメージの電子的補正を終了する信号を送る（ステップ 316）。もしイメージの焦点が合っていない場合は、マイクロ制御装置 208 はフォーカスマータ 138 を駆動して、レンズを光学的に再フォーカスするためにレンズをリセットし、それからステップ 304 を実行する。

20

【0070】

すなわち、電子的フォーカス回路が出力表示信号の質をこれ以上改善できないという状態に達した場合に、内視鏡ビューシステム 20 はステップ 304 を実行することが理解されよう。この回路は、かかる状態に達した場合に、マイクロ制御装置 208 にフィードバック信号を供給する。あるいは、フォーカス回路に送られる指令を監視することで、マイクロ制御装置 208 は、いつ電子的フォーカス回路がもはや画質を改善できないという状態に達したかを内部的に判断する。

30

【0071】

既に述べたように、外科医は、イメージフォーカスをさらに調整したいと望むかもしれない。この場合、外科医はフォーカス指令を送ることができる。すなわち、図 13 のステップ 300 は、制御センタ 42 が指令を受け取ったか否かに変更してもよい。特定の指令、例えば「電子フォーカス」という指令に基づき、外科医は、制御センタ 42 を通じて、まずカメラ制御ユニット 34 が電子的補正を行うようにする。あるいは、「フォーカスイン」、「フォーカスアウト」指令に応じて、制御センタ 42 は、カメラ制御ユニット 34 がレンズを内視鏡 22 の前後に選択的に移動させるようにする。

【0072】

以上の記載は、単に例示目的であって、請求項の範囲から逸脱しない範囲内では本発明の別の実施例は可能であることは理解されよう。例えば、ホール効果センサ以外のセンサを監視に用いることもできる。かかるセンサには、ズーム調整リング 114 およびフォーカス調整リング 118 の回転位置を監視する光学センサが含まれる。あるいは、電位差計を使用してかかるリング位置を監視することもできる。

40

【0073】

さらに、タッチスクリーンおよび音声指令を入力可能な制御センタ 42 とともに使用する内視鏡ビューシステム 20 について記載したが、本発明は、かかるシステムに限定されない。例えば、制御センタ 42 に連通した一つ以上のスイッチやペダルの移動を通じてズーム指令およびフォーカス指令を入力できる。

【0074】

50

また、特定の個々のレンズを備えたレンズシステムについて記載したが、適切ならばいかなるレンズおよび／またはレンズシステムを使用可能である。例えば、記載したカブラ 38 は、ズーム指令およびフォーカス指令に反応して全部が位置を変えるレンズ 60 ~ 68 を備えている。これに代えて、カブラ 38 は、イメージを拡大する一連の第 1 レンズと、イメージフォーカスを調整する一連の第 2 レンズとを備えることも可能である。さらに、本発明は 3 つのレンズホルダに支持された 5 つのレンズを備えたものが例示されたが、この配置は変更可能である。

#### 【0075】

さらに、上記の制御プロトコルは例示であって限定されるものではないことは理解されよう。例えば、本発明の内視鏡ビューシステムは、トランスデューサ 29 に送られるイメージ拡大をリセットするためにカブラのレンズを移動させる前にまずイメージのデジタル拡大ズームを行うことが好ましい場合は、いくつかの形態がありうる。本発明のある形態においては、「ズームアウト」処理は、表示信号のデジタル拡大をリセットする前に、カブラレンズをリセットすることから開始する。

#### 【0076】

同様に、本発明のある形態においては、フォーカスが少しだけ外れた場合のイメージ補正は、カブラレンズをリセットすることで行なわれる。本発明のこの形態においては、大きな再フォーカスは、カメラ制御ユニット 34 内のビデオ信号処理回路によって行われる。

#### 【0077】

あるいは、このシステムのイメージ処理は連続的に行われず、まず光学的に、それから電子的に行う、あるいはその逆に行われる。かかるシステムのある形態においては、例えば、まず電子的フォーカスを少し変更することで再フォーカスする。この変更によっても画質改良できなかった場合は、このシステムは、カブラレンズを少し移動させ、それから別の電子的フォーカスルーチンを実行する。イメージのズームイン・ズームアウトは、レンズ移動および電子フォーカス再調整を介して、同様に行われる。

#### 【0078】

同様に、カブラは常にカメラヘッドと一体化されている必要はないことは理解されよう。本発明のある形態においては、カブラは単体部品となっている。単独のカブラを種々のカメラシステムに使用可能なので、これは経済的理由がある場合には有用である。

#### 【0079】

この結果、この実施例においては、新規性および有用性のある電動ズームカブラを備えた内視鏡ビューシステムに関するものである。この内視鏡ビューシステムはカメラを備えている。カブラはカメラを内視鏡の近傍端に取り付けるように構成されている。モニタが設けられており、カメラが検知したイメージを表示できる。カブラはスリーブ内に複数のレンズを備えている。また、カブラは第 1 モータおよび第 2 モータを備えている。第 1 モータおよび第 2 モータのそれぞれは、少なくともレンズの一部をスリーブを基準として相対移動させる。カブラは、光学的にイメージの焦点を合わせる（フォーカスする）とともにイメージを拡大することができる。本発明によるシステムは、カブラのレンズ設定を調整するとともにカメラが発するビデオ信号を処理する制御卓を備えている。この制御センタは、デジタル的にイメージの焦点を合わせるとともにイメージを拡大する。

#### 【0080】

このような内視鏡ビューシステムの構造により、外科医は、モニタに表示されるイメージを単独の制御ユニットで光学的にかつ電子的に処理できるようになる。デジタル的および光学的にイメージを変化させることができるので、よりワイド側にズーム可能であるとともに、より広いフォーカス領域を得ることも可能である。さらに、従来の内視鏡システムのように対象物が遠くに移動して焦点外となった場合でも、内視鏡を取り外したり位置を変更したりする必要がない。また、本発明の電動ズームカブラは使用が簡単であり、対象物を迅速にズーム・フォーカスできる。手術部位イメージの拡大および／または焦点調整には手動制御は必要ではないので、手術による時間延長が短縮される。さらに、カブラの全体サイズは従来のカブラと同じである。よって、このカブラは特別なアダプタの必要

とせず、既存の内視鏡カメラに使用可能である。

【0081】

このように、一定の好ましい本発明の実施例が例示のために詳細に開示されたが、明細書や図面や請求項に記載された本発明の趣旨を逸脱しない範囲内では、種々の応用改変をなしうることは認識されよう。

【産業上の利用可能性】

【0082】

本発明は、上述の実施例のみに限定されるものではなく、請求項に記載の本発明の趣旨の範囲内では変更や改変をなしうることは当業者が理解できる。

【図面の簡単な説明】

10

【0083】

【図1】本発明の内視鏡ビューシステムの等角図である。

【図2】図1に示す電動ズームカブラの側面図である。

【図3】外側ハウジングを取り外した本発明の電動ズームカブラの等角図である。

【図4】電動ズームカブラのレンズスリーブの側面図である。

【図5】図2に示す電動ズームカブラの駆動スリーブの側面図である。

【図6】図2に示す電動ズームカブラのメインスリーブの側面図である。

【図7a】図2に示す光学システムのズームアセンブリの側面図である。

【図7b】図2に示す光学システムのフォーカスアセンブリの側面図である。

【図8】図2に示すモータケースおよび電動ズームカブラのメインスリーブの等角図である。

20

【図9】図2に示す電動ズームカブラの別の実施例の等角図である。

【図10】図1に示すカメラ制御ユニットの分岐回路の概略図である。

【図11】ズームイン指令を受け取った場合の図1による内視鏡ビューシステムの動作を示す制御ダイアグラムである。

【図12】ズームアウト指令を受け取った場合の図1による内視鏡ビューシステムの動作を示す制御ダイアグラムである。

【図13】図1による内視鏡ビューシステムのフォーカス動作を示す制御ダイアグラムである。

【符号の説明】

30

【0084】

20 内視鏡ビューシステム

22 内視鏡

26 カメラシステム

28 カメラヘッド

32 ポータル

34 カメラ制御ユニット

36 モニタ

38 電動ズームのカブラ

60 ~ 68 レンズ

82 スリーブ

128 第1モータ

138 第2モータ

40

【図 1】

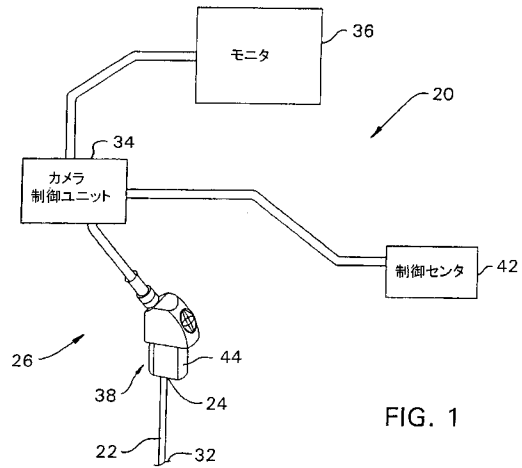


FIG. 1

【図 2】

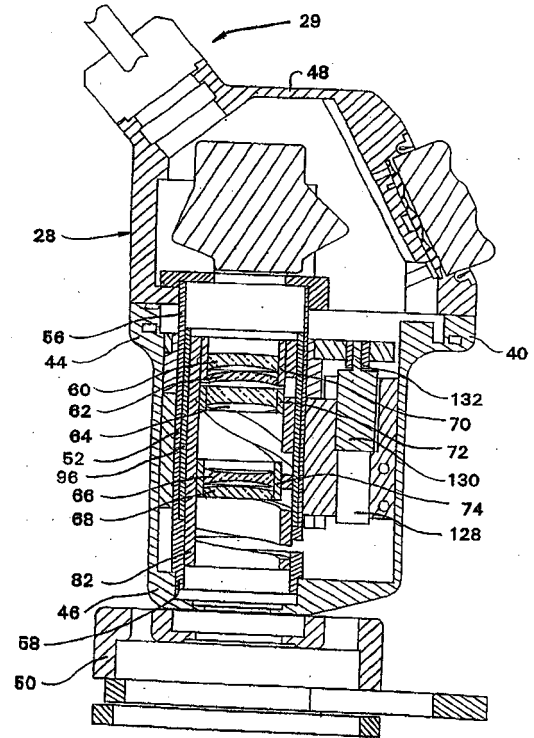


FIG. 2

【図 3】

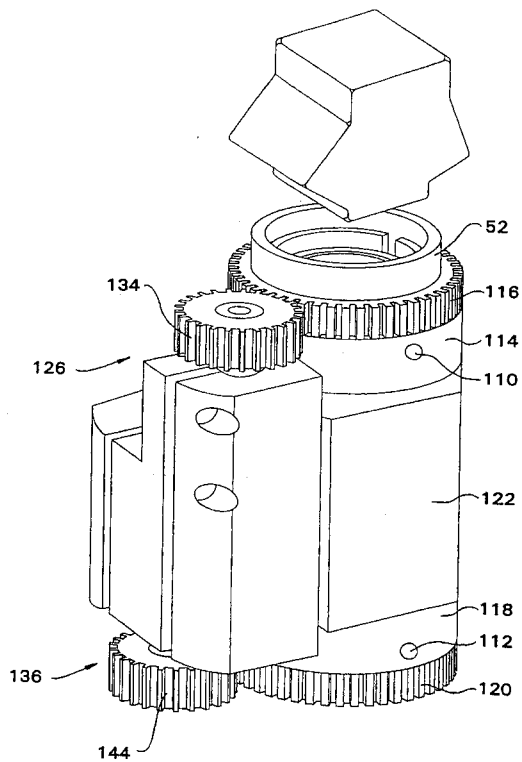


FIG. 3

【図 4】

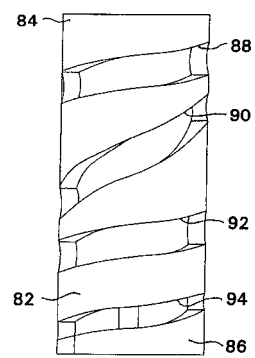


FIG. 4

【図 5】

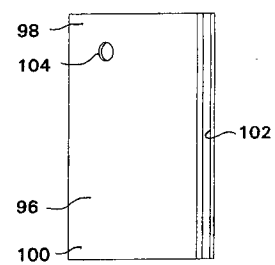


FIG. 5

【図 6】

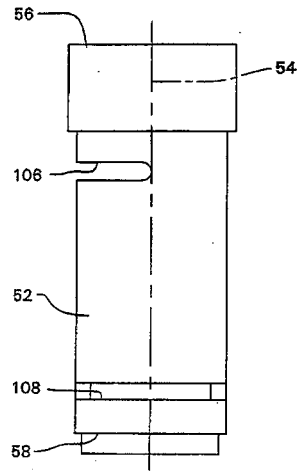


FIG. 6

【図 7 a】

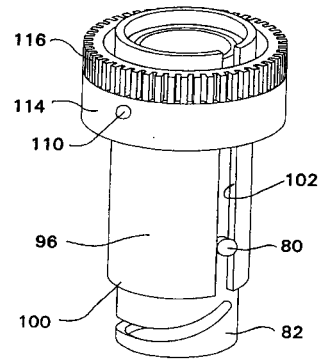


FIG. 7a

【図 7 b】

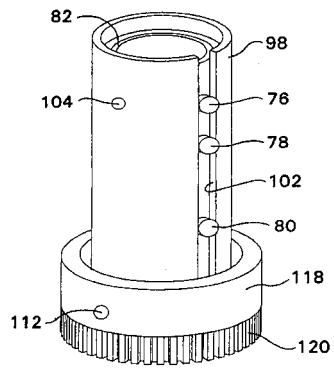


FIG. 7b

【図 8】

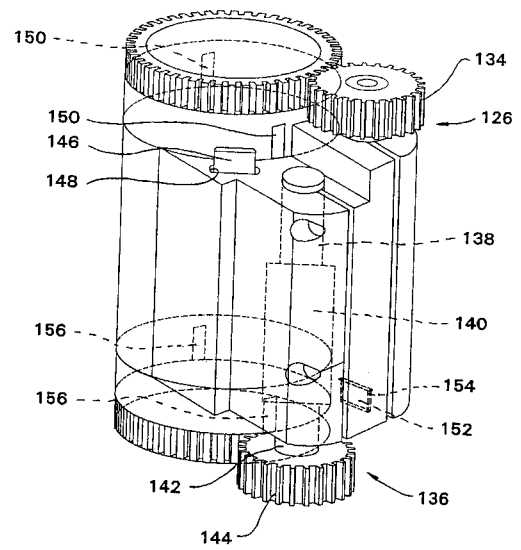


FIG. 8

【図 9】

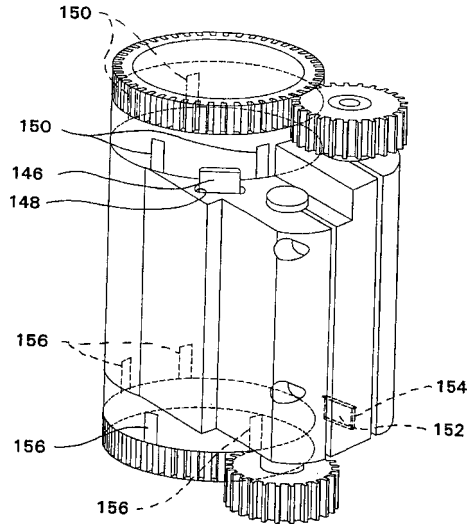


FIG. 9

【図 10】

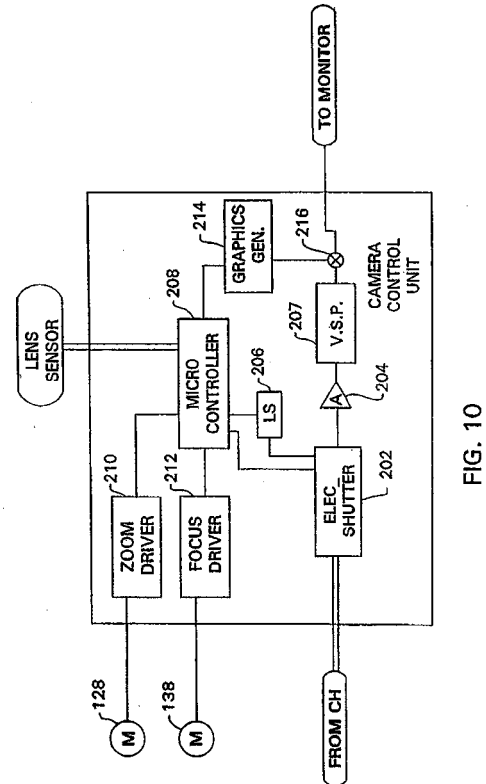


FIG. 10

【図 11】

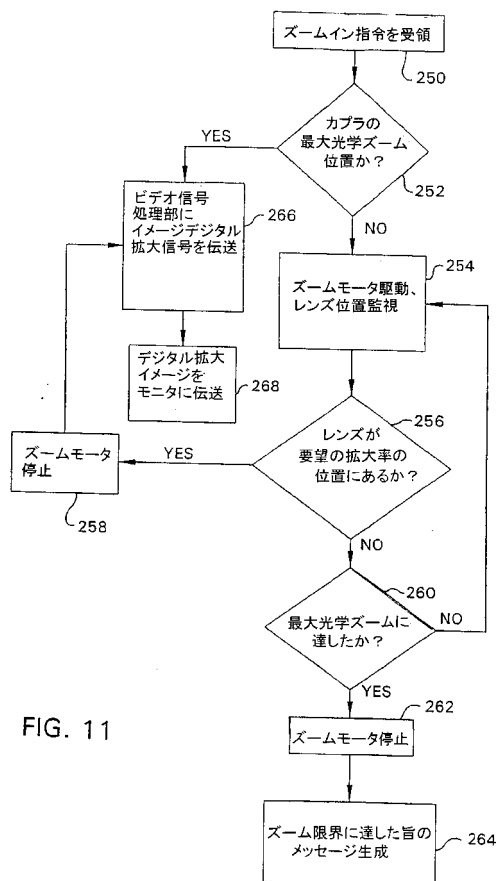


FIG. 11

【図 12】

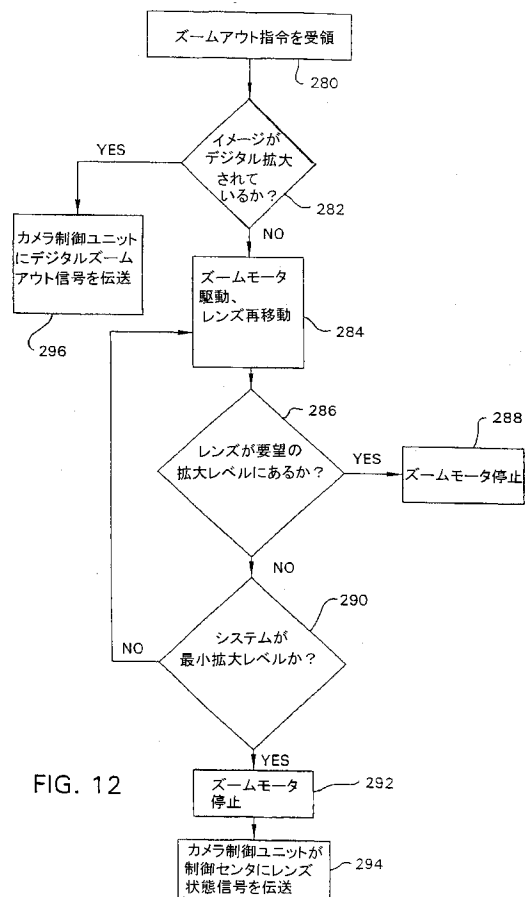
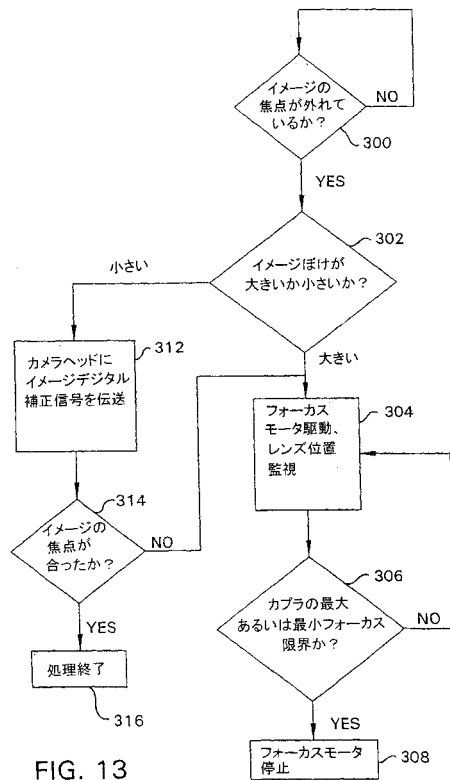


FIG. 12

【図 13】



---

フロントページの続き

(72)発明者 マットソン マイケル

アメリカ合衆国 27707 ノース カロライナ州 デュラム エイピーティ . 15 B ユニ  
ヴァーシティ ドライヴ 3611

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開2003 - 179785 (JP, A)

特表2002 - 528206 (JP, A)

特開2000 - 271082 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A61B 1/00 ~ 1/32

G02B 23/24 ~ 23/26

H04N 5/222 ~ 5/257

|                |                                                                                   |         |            |
|----------------|-----------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜观察系统与电光耦合器                                                                     |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP4362571B2</a>                                                       | 公开(公告)日 | 2009-11-11 |
| 申请号            | JP2004548238                                                                      | 申请日     | 2002-10-25 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 史赛克公司                                                                             |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 史赛克公司                                                                             |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 史赛克公司                                                                             |         |            |
| [标]发明人         | ビューターリチャードエイ<br>マツソンマイケル                                                          |         |            |
| 发明人            | ビューター リチャード エイ.<br>マツソン マイケル                                                      |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24                                                       |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/00188 A61B1/00126 A61B1/00128 A61B1/042 G02B23/2438 G02B23/2476 G02B23/2484 |         |            |
| FI分类号          | A61B1/04.362.Z A61B1/04.360.E A61B1/00.300.Y G02B23/24.A G02B23/24.B              |         |            |
| 其他公开文献         | JP2006503663A                                                                     |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                         |         |            |

#### 摘要(译)

本发明涉及一种具有用于电动变焦的耦合器的内窥镜观察系统，该耦合器适于将摄像机连接到内窥镜的近端。耦合器设置有布置在套筒中的多个透镜，以及第一电动机和第二电动机。第一马达和第二马达使多个透镜中的至少一部分相对于套筒移动。耦合器可以光学聚焦发送到相机的图像并放大图像。该系统包括一个控制中心，可以数字地聚焦和放大图像。外科医生可以用单个控制单元对显示在监视器上的图像进行光学和电子处理。由于图像可以数字和光学方式改变，因此可以放大到更宽的一侧并获得更宽的聚焦区域。

【 图 2 】

