

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2006-503663

(P2006-503663A)

(43) 公表日 平成18年2月2日(2006.2.2)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 362	2H040
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/04 360E	4C061
GO2B 23/24 (2006.01)	A61B 1/00 300Y	
	GO2B 23/24 A	
	GO2B 23/24 B	
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 36 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)
 (85) 翻訳文提出日 平成17年4月20日 (2005.4.20)
 (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)
 (81) 指定国 EP (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR), AU, JP, US

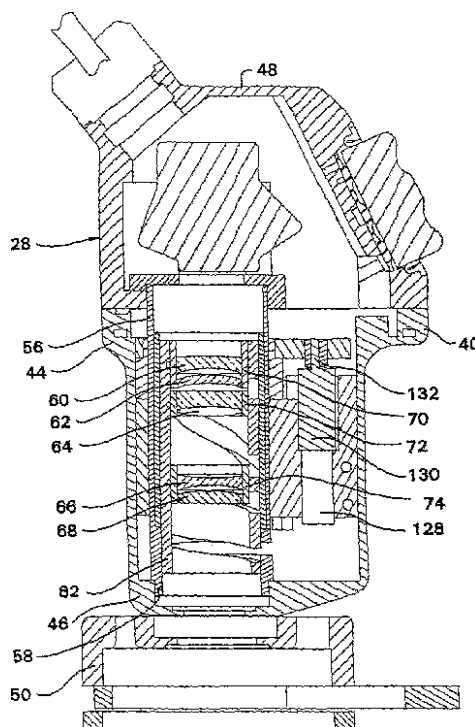
(71) 出願人 59514888
 ストライカー・コーポレーション
 STRYKER CORPORATION
 アメリカ合衆国ミシガン州、カラマズー、
 フェアフィールド・ロード 2725
 2725 Fairfield Road
 , Kalamazoo, Michigan
 United States of America
 (74) 代理人 100080056
 弁理士 西郷 義美
 (72) 発明者 ビューター リチャード エイ.
 アメリカ合衆国 95126 カリフォル
 ニア州 サン ホセ エヌ. ルーブ ド
 ライヴ 1392

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) 【要約】

本発明は、電動ズームのカプラを備えた内視鏡ビューシステムにおいて、このカプラが、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。カプラには、スリーブ内に配置した複数のレンズと、第1モータおよび第2モータとが設けられている。第1モータおよび第2モータは、複数のレンズの少なくとも一部をスリーブを基準として移動させる。カプラは、カメラに送られるイメージを光学的にフォーカスするとともに、そのイメージを拡大可能である。このシステムは、イメージをデジタル的にフォーカスするとともに拡大可能にする制御センタを含む。外科医は、単体の制御ユニットでモニタに表示されるイメージを光学的にまた電子的に処理できる。イメージをデジタル的および光学的に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が可能となる。



【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イメージを受け取るとともに取得イメージに基づいた出力
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、
このカブラには、前記内視鏡からのイメージを受け取る一つ以上のレンズを設け、
この複数のレンズは、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 10
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、
前記一つ以上の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 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前記第 1 モータに連結し、
前記ビデオ信号処理装置に連結したカメラ制御処理装置を設け、
このカメラ制御処理装置は、前記ビデオ信号により生成されたディスプレイ信号を変更
する外部からの指令を受け取るように構成して設け、
前記カメラ制御処理装置は、この外部指令に応じて、また、前記レンズの前記トランス
デューサを基準とした位置に応じて、前記第 1 モータが所定のシーケンスで駆動して前記
レンズを移動するとともに前記ビデオ信号回路への前記ビデオ信号処理指令を発信するよ
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。 30

【請求項 2】

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拡
大するように構成されており、
前記レンズが拡大する程度は、前記レンズの前記トランスデューサを基準とした位置に
応じて定まり、
前記レンズの最大拡大位置は、内視鏡イメージの拡大が最大限となる位置であり、
前記ビデオ信号回路は、ビデオ信号処理指令に基づいて、受け取ったトランスデューサ
出力信号に含まれるイメージを拡大したディスプレイ信号を生成するように構成されてい
る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。 40

【請求項 3】

前記カメラ制御処理装置は、
ディスプレイ信号の拡大率を増加する指令を受け取ること、
このディスプレイ信号拡大率増加指令を受け取ると、前記第 1 レンズ状態センサにより
前記レンズが最大拡大位置か否かを判断すること、
もし、前記レンズが最大拡大位置ではない場合は、前記モータを駆動して前記レンズを
最大拡大位置側に移動すること、
もし、前記レンズが最大拡大位置にある場合は、前記ビデオ信号回路がトランスデュー
サ出力信号に含まれるイメージを拡大したディスプレイ信号を伝送するように、前記ビデ
オ信号回路にビデオ信号処理指令を発することをを行うように構成されていることを特徴と
する請求項 2 に記載の内視鏡ビューシステム。 50

【請求項 4】

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、

内視鏡イメージの焦点は、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、受け取ったフォーカス指令に応じて、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出力信号を生成するように構成して設け、

前記カメラ制御処理装置または前記ビデオ信号は、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前記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請求項 1 に記載の内視鏡ビューシステム。 10

【請求項 5】

前記カメラ制御処理装置は、前記ディスプレイ信号が示すイメージ焦点の外れ程度の監視結果においてイメージが第 1 程度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フォーカス指令を生成するように構成するとともに、

ディスプレイ信号が示すイメージ焦点の外れ程度の監視結果においてイメージが前記第 1 程度よりもさらにフォーカス外れ度合いの大きい第 2 程度外れていることを示した場合、 20

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 4 に記載の内視鏡ビューシステム。

【請求項 6】

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、 30

引き続き行ったディスプレイ信号が示す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 4 に記載の内視鏡ビューシステム。

【請求項 7】

前記カブラには、少なくとも二つのレンズが設けられており、

前記レンズが前記トランスデューサを基準とした第 1 運動パターンを行う場合には、

前記レンズは前記トランスデューサの内視鏡イメージをフォーカスするとともに、

前記レンズが前記トランスデューサを基準とした第 2 運動パターンを行う場合には、 40

前記レンズは前記トランスデューサへの内視鏡イメージを選択的に拡大するように構成して設け、

前記カブラには、前記レンズを第 1 運動パターンで移動させるように前記レンズに取り付けた第 1 リンクアセンブリを設け、

この第 1 リンクアセンブリは、所定の移動領域を有しており、

前記第 1 モータは、前記第 1 リンクアセンブリを駆動し前記レンズを第 1 運動パターンで移動させるように前記第 1 リンクアセンブリに連結して設け、

前記第 1 レンズ状態センサは、前記第 1 リンクアセンブリを監視するとともに、

前記第 1 リンクアセンブリが運動領域限界に達したことを示す前記第 1 レンズ状態信号を生成するように構成して設け、 50

第2リンクアセンブリは、前記カブラに装着かつ前記レンズに取り付けて設けるとともに、前記レンズが第2運動パターンで移動するように構成して設け、

前記第2リンクアセンブリは、所定の移動領域を有するように設け、

前記カブラに取り付けるとともに前記第2リンクアセンブリに連通して前記第2リンクアセンブリをして前記レンズを第2運動パターンで移動させる第2モータを設け、

前記第2リンクアセンブリを監視するとともに前記第2リンクアセンブリが運動領域限界に達したことを示す前記第2レンズ状態信号を生成するように構成した第2レンズ状態センサを前記カブラに取り付けて設け、

前記カメラ制御処理装置は、前記第2モータに連通して前記第2モータを駆動するとともに、前記第2レンズ状態センサに連通して前記第2レンズ状態を受け取るように設け、

前記カメラ制御処理装置は、前記第1レンズ状態信号に示される前記第1リンクアセンブリの位置に基づき前記第1モータを選択的に駆動するように、また、前記第2レンズ状態信号に示される前記第2リンクアセンブリの位置に基づき前記第2モータを選択的に駆動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。

【請求項8】

内視鏡からこの内視鏡に取り付けたレンズアセンブリを通してトランスデューサへ内視鏡イメージを受け取るステップであって、

前記レンズアセンブリには、トランスデューサを基準とした所定の移動領域を有する一つ以上のレンズを設け、

この一つ以上のレンズは、前記レンズの前記トランスデューサからの距離に応じた前記トランスデューサへ送られる内視鏡イメージを選択的に拡大するように構成して設けた前記ステップと、

前記一つ以上のレンズの前記トランスデューサを基準とした位置を監視するステップと、

前記トランスデューサへ送られる内視鏡イメージをトランスデューサがトランスデューサ出力信号に変換するステップと、

トランスデューサ出力信号をビデオ信号回路に送るステップであって、

このビデオ信号回路は、トランスデューサ出力信号を選択的に拡大してそのトランスデューサ出力信号に基づいたディスプレイ信号を生成するように構成された前記ステップと

モニタに内視鏡イメージの少なくとも一部を表示するように前記ディスプレイ信号をモニタに送るステップと、

前記レンズの監視に基づき前記トランスデューサを基準とした前記レンズの位置を判断し、

この判断に基づいて前記レンズ位置を再設定して前記トランスデューサを基準に送られる内視鏡イメージの拡大率を再調整するとともに、前記ビデオ信号回路が処理する前記トランスデューサ出力信号の拡大率を再調整するという所定の手順で選択的にモニタに表示される内視鏡イメージ部分の拡大率を調整するステップとを備えたことを特徴とする内視鏡で取得したイメージを表示する方法。

【請求項9】

前記モニタに表示される前記内視鏡イメージの拡大は、

前記監視に基づき、前記一つ以上のレンズがそれ以上前記トランスデューサに送られる内視鏡イメージを拡大すべく移動できないという移動領域限界に達したか否かを判断し、

もし、この判断ステップで前記レンズが、まだその移動限界領域に達していないと判断された場合は、

前記トランスデューサに送られるイメージの拡大率を増加すべく前記レンズの位置を再設定し、

もし、前記判断ステップで前記レンズが、その移動限界領域に達したと判断された場合は、ビデオ信号回路がトランスデューサ出力信号を処理してトランスデューサ出力信号の

10

20

30

40

50

拡大率を増加することで拡大されることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡で取得したイメージを表示する方法。

【請求項 10】

モニタに表示される前記内視鏡イメージの拡大率の減少は、前記監視に基づき、前記一つ以上のレンズが、それ以上前記トランスデューサに送られる内視鏡イメージの拡大率を減少すべく移動できないという移動領域限界に達したか否かを判断し、

もし、この判断ステップで前記レンズがまだその移動限界領域に達していないと判断された場合は、前記トランスデューサに送られるイメージの拡大率を減少すべく前記レンズの位置を再設定し、

もし、前記判断ステップで前記レンズがその移動限界領域に達したと判断された場合は、ビデオ信号回路がトランスデューサ出力信号を処理してトランスデューサ出力信号の拡大率を減少することで縮小されることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡で取得したイメージを表示する方法。

10

【請求項 11】

内視鏡からこの内視鏡に取り付けたレンズアセンブリを通してトランスデューサへ内視鏡イメージを受け取るステップであって、

前記レンズアセンブリには、トランスデューサを基準とした所定の移動領域を有する一つ以上のレンズを設け、

この一つ以上のレンズは、前記レンズの前記トランスデューサからの距離に応じた前記トランスデューサへ送られる内視鏡イメージを選択的に拡大するように構成して設けた前記ステップと、

20

前記一つ以上のレンズの前記トランスデューサを基準とした位置を監視するステップと、

前記トランスデューサへ送られる内視鏡イメージをトランスデューサがトランスデューサ出力信号に変換するステップと、

トランスデューサ出力信号をビデオ信号回路に送るステップであって、

このビデオ信号回路は、トランスデューサ出力信号を選択的に拡大してトランスデューサ出力信号に基づいたディスプレイ信号を生成するように構成された前記ステップと、

ディスプレイ信号が示すイメージの質を監視するステップと、

モニタに内視鏡イメージの少なくとも一部を表示するように前記ディスプレイ信号をモニタに送るステップと、

30

もし、ディスプレイ信号が示すイメージ質を監視してイメージの質が徐々に悪化したことが示された場合は、前記一つ以上のレンズを選択的に再配置するとともにビデオ信号回路が処理するトランスデューサ出力信号を強化処理して補正するステップであって、

前記レンズ再配置およびビデオ信号回路の信号処理のシーケンスは、

イメージ悪化の程度、前記レンズの位置、および前記ビデオ信号回路が処理するトランスデューサ出力信号の強化の現在のレベルに応じて行われる前記ステップとを備えたことを特徴とする内視鏡で取得したイメージを表示する方法。

【請求項 12】

もし、ディスプレイ信号が示すイメージ質を監視してイメージの質が少し悪化したことが示された場合は、

40

ビデオ信号回路が処理するトランスデューサ出力信号の強化処理を補正し、

もし、ディスプレイ信号が示すイメージ質を監視してイメージの質が前記少悪化よりも大きく悪化したことが示された場合は、

前記一つ以上のレンズが再配置されることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡で取得したイメージを表示する方法。

【請求項 13】

ビデオ信号回路による前記トランスデューサ信号の強化補正した後、ディスプレイ信号が示すイメージの質を以後監視し、

もし、この前記ディスプレイ信号が示すイメージ質の監視から、イメージ質が所定レベ

50

ルにまで改善されていないことが判明した場合は、前記レンズが再配置されることを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡で取得したイメージを表示する方法。

【請求項 1 4】

内視鏡アセンブリであって、

この内視鏡アセンブリには、その近傍端が患者の体外に位置する内視鏡を設け、カブラを設け、

このカブラには、ハウジングを設け、

このハウジングは、対向する近傍端と遠方端と長手方向軸を備えており、

前記ハウジングの遠方端を前記内視鏡の遠方端に取り外し可能に保持するクランプを前記ハウジングに取り付けて設け、

前記内視鏡からのイメージを受け取るように位置する少なくとも二つの離間したレンズを前記ハウジング内で前記長手方向軸に沿って設け、

このレンズは、前記ハウジング内で長手方向軸に沿って移動可能であって、

第 1 レンズは、前記レンズの移動によって前記ハウジングの近傍端側へ向かう内視鏡イメージの焦点を合わせるとともに、

第 2 レンズの移動によって前記ハウジングの近傍端側へ向かう内視鏡イメージを選択的に拡大するように構成して設け、

長手方向軸に沿って前記第 1 レンズを選択的に移動させるように前記第 1 レンズに連通した第 1 駆動アセンブリを前記ハウジング内に設け、

長手方向軸に沿って前記第 2 レンズを選択的に移動させるように前記第 2 レンズに連通した第 2 レンズアセンブリを前記ハウジング内に設け、

また、前記内視鏡アセンブリには、前記第 1 駆動アセンブリを駆動して前記第 1 レンズを移動するように前記第 1 駆動アセンブリに連通した第 1 モータを前記ハウジングに取り付けて設け、

前記第 2 駆動アセンブリを駆動して前記第 2 レンズを移動するように前記第 2 駆動アセンブリに連通した第 2 モータを前記ハウジングに取り付けて設けたことを特徴とする内視鏡アセンブリ。

【請求項 1 5】

前記第 1 レンズおよび第 2 レンズは、これらのレンズ相互を基準とした移動およびこれらのレンズの前記カブラを基準とした移動により、前記レンズが内視鏡イメージの拡大率を変更するように、また、前記レンズの一定距離の離間を維持しつつ前記レンズの前記カブラを基準とした移動により、前記レンズが内視鏡イメージの焦点を変化させるように集合的に構成して設け、

前記第 1 駆動アセンブリは、前記第 1 レンズおよび第 2 レンズが前記カブラを基準として、また、相互を基準にして移動するように前記第 1 レンズおよび第 2 レンズに連通して設け、

前記第 2 駆動アセンブリは、前記第 1 レンズおよび第 2 レンズが相互に一定距離で離間しつつ前記カブラを基準として移動するように前記第 1 レンズおよび第 2 レンズに連通して設けたことを特徴とする請求項 1 4 に記載の内視鏡アセンブリ。

【請求項 1 6】

前記第 1 レンズおよび第 2 レンズは、これらのレンズ相互を基準とした移動およびこれらのレンズの前記カブラを基準とした移動により、前記レンズが内視鏡イメージの拡大率を変更するように、また、前記レンズの一定距離の離間を維持しつつ前記レンズの前記カブラを基準とした移動により、前記レンズが内視鏡イメージの焦点を変化させるように集合的に構成して設け、

レンズスリーブを前記ハウジング内に設け、

このレンズスリーブは、前記ハウジングの長手方向軸を中心に配置するとともに前記ハウジング内を長手方向に移動するように前記ハウジングに移動可能に固着して設け、

前記第 1 レンズおよび第 2 レンズは、前記レンズスリーブ内に配置するとともに、レンズ相互を基準におよびレンズスリーブを基準に長手方向に移動可能なように前記レンズス

10

20

30

40

50

リーブに移動可能に取り付けて設け、

前記第 1 駆動アセンブリは、前記第 1 レンズおよび第 2 レンズが前記レンズスリーブを基準にかつレンズ相互を基準に移動するように連通して設け、

前記第 2 駆動アセンブリは、前記レンズスリーブが前記ハウジング内を長手方向に移動するように前記レンズスリーブに連通して設けたことを特徴とする請求項 14 に記載の内視鏡アセンブリ。

【請求項 17】

前記レンズスリーブは、二つ以上の螺旋状スロットを備えるように設け、

前記第 1 レンズおよび第 2 レンズから延長する独立したピンを設け、

前記ピンは、前記レンズスリーブのそれぞれ独立したスロット内に延長するとともに前記レンズスリーブ外に延長して設け、

前記第 1 駆動アセンブリには、回転可能に前記レンズスリーブ上に装着した駆動スリーブを設け、

この駆動スリーブは、前記駆動スリーブが回転すると前記駆動スリーブが前記ピンを前記レンズスロット内で移動させるように、前記レンズピンと係合する位置に設けたことを特徴とする請求項 16 に記載の内視鏡アセンブリ。

【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。

【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。

【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】

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メ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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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ブ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】

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、カブ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ので、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。

【発明の効果】

【0010】

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

10

20

30

40

50

とせず、既存の内視鏡カメラに使用可能である。

【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。

10

【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

20

【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。

30

【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。

40

【0016】

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

50

。

【 0 0 1 7 】

図 2 および図 3 に示すように、カメラヘッド 2 8 はケース 4 0 を備えている。クランプ 5 0 はケース 4 0 の遠方端 4 6 に取り付けられ、それによりカメラヘッド 2 8 を内視鏡 2 2 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 2 9 およびカブラ 3 8 は、ケース 4 0 内に設けられる。

【 0 0 1 8 】

カブラ 3 8 は、長手方向軸 5 4 を有するメインスリーブ 5 2 を備えている。複数のレンズ 6 0、6 2、6 4、6 6、6 8 は、メインスリーブ 5 2 内を移動可能である。このレンズ 6 0 ~ 6 8 は、メインスリーブ 5 2 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 5 2 の近傍端から順に、第 1 レンズ 6 0 は凹レンズ、第 2 レンズ 6 2 は凹凸レンズ、第 3 レンズ 6 4 は両凸レンズ、第 4 レンズ 6 6 は両凹レンズ、第 5 レンズ 6 8 は両凸レンズである。レンズ 6 0 ~ 6 8 は、それらがメインスリーブ 5 2 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 2 9 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 6 0 ~ 6 8 がメインスリーブ 5 2 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 2 9 の表面に現れるイメージ焦点が変化する。

10

【 0 0 1 9 】

この 5 つのレンズ 6 0 ~ 6 8 は、カブラ 3 8 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 6 0 および第 2 レンズ 6 2 は、第 1 レンズホルダ 7 0 に取り付けられる。第 1 レンズホルダ 7 0 は、径方向外側に向かうピン 7 6 を備えている。第 2 レンズホルダ 7 2 は、第 3 レンズ 6 4 を支持する。ピン 7 8 は第 2 レンズホルダ 7 2 に含まれる。第 4 レンズ 6 6 および第 5 レンズ 6 8 は、第 3 レンズホルダ 7 4 に取り付けられている。第 3 レンズホルダ 7 4 はピン 8 0 を備えている。

20

【 0 0 2 0 】

レンズホルダ 7 0 ~ 7 4 は、メインスリーブ 5 2 内のレンズスリーブ 8 2 により移動可能に支持される。このレンズスリーブ 8 2 は、図 4 に示すように、長手方向軸 5 4 に沿って軸方向に移動する。以下説明するように、カブラ 3 8 は、レンズスリーブ 8 2 が長手方向軸 5 4 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 8 2 は近傍端 8 4 および遠方端 8 6 を備えている。レンズスリーブ 8 2 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 8 4 側から遠方端 8 6 側へ向かって、第 1 スロット 8 8、第 2 スロット 9 0、第 3 スロット 9 2、第 4 スロット 9 4 を備えている。

30

【 0 0 2 1 】

ピン 7 6 は、第 1 スロット 8 8 を延長しており、第 1 レンズホルダ 7 0 をレンズスリーブ 8 2 に結合する。またピン 7 8 は、第 2 スロット 9 0 を延長しており、第 2 レンズホルダ 7 2 をレンズスリーブ 8 2 に結合する。ピン 8 0 は、第 3 スロット 9 2 を延長しており、第 3 レンズホルダ 7 4 をレンズスリーブ 8 2 に結合する。スロット 8 8 ~ 9 2 のそれぞれは、各ピン 7 6 ~ 8 0 がスライドできる寸法になっている。

【 0 0 2 2 】

図 4 に最も良く示されているが、スロット 8 8 ~ 9 2 の第 1 端は、レンズスリーブ 8 2 の長さを延長する第 1 線で終結している。スロット 8 8 ~ 9 2 の第 2 端は、レンズスリーブ 8 2 の長さを延長する第 2 線を中心にしていて、スロット 8 8 ~ 9 2 のそれぞれの垂直距離により、レンズホルダ 7 0 ~ 7 4 ひいてはレンズ 6 0 ~ 6 8 が移動可能な垂直距離が制限されることになる。

40

【 0 0 2 3 】

さらにレンズスリーブ 8 2 は、スロット 8 8、9 0、9 2 の傾斜角が異なるように形成されている。ピン 7 6 およびピン 7 8 がそれぞれスロット 8 8 およびスロット 9 0 を移動する場合には、第 1 レンズ 6 0・第 2 レンズ 6 2 と第 3 レンズ 6 4 との間の垂直距離が変化する。同様に、ピン 7 8 およびピン 8 0 がそれぞれスロット 9 0 およびスロット 9 2 を

50

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、カプラ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をカプラ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
10
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～
20
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、カプラ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
30
いる。

【0028】

カプラ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
40
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およびボア104を通して延長するピン110により、メインスリーブ52に保持される。このように駆動スリーブ96は、駆動スリーブ96がメインスリーブ52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52へ結合される。

【0029】

近傍スロット106のピン110が回転すると、駆動スリーブ96が長手方向軸54周囲を回転する。駆動スリーブ96は、その遠方端100がメインスリーブの遠方スロット108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96の回転の限界は、近傍スロット106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106はカプラ38のメインスリーブ52周囲を半分だけ延長しているため、駆動スリーブ96は18
50

0 度回転可能である。

【 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。

10

【 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、カプラ 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。

20

【 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。

30

【 0 0 3 4 】

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。

40

【 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

50

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 m m ）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。

10

【 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。

20

【 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。

30

【 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 に取り付けられている。マグネット 1 5 6 のそれぞれは、そのフォーカス設定センサ 1 5 2 に対する位置がレンズスリーブ 8 2 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 1 1 8 内に位置している。すなわち、マグネット 1 5 6 のそれぞれは、レンズ 6 0 ~ 6 8 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 1 5 2 が適切な信号をカメラ制御ユニット 3 4 に伝送するように位置している。

40

【 0 0 4 2 】

フォーカス設定センサ 1 5 2 の出力信号は、カメラ制御ユニット 3 4 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 3 4 は、カブラ 3 8 内のレンズ 6 0 ~ 6 8 の位置を判定する。信号強度においてレンズがカブラ 3 8 での光学的なフォーカス限界

50

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。

【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 のうちの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。

【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。

【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（スキャン）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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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

10

【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、本発明のカプラ 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。

20

【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、まずカプラ 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。もしカプラ 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)。

30

【0053】

レンズ 60 ~ 68 の位置がカプラ 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 128 を停止するよう信号を発する (ステップ 258)。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

【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もなされる。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）。

30

【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 210 にズームモータ 128 を停止する信号を送る（ステップ 292）。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 34 は、レンズ状態の信号を制御センタ 42 に伝送する（ステップ 294）。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 208 はカブラ 38 内のレンズ 60 ~ 68 の位置監視を継続する。

40

【0061】

ステップ 282 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 42 は、カメラ制御ユニット 34 にイメージ再処理をする指令を送る（ステップ 296）。それからビデオ信号処理部 207 によりイメージがデジタル再処理される。このときマ

50

マイクロ制御装置 208 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 214 に信号を送る。

【0062】

図 11 及び図 12 は、カメラ制御ユニット 34 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 20 の反応を示すものである。また内視鏡ビューシステム 20 は、モニタ 36 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 34 の監視の結果なされるか、あるいは制御センタ 42 が指令を受け取ったことに応じてなされる。

【0063】

図 13 は、内視鏡ビューシステム 20 によるモニタ 36 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 208 は、ビデオ信号処理部 207 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 300）。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になされる。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 42 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 208 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 208 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。

【0064】

あるいは、ビデオ信号処理部 207 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ると示した場合は、ビデオ信号処理部 207 またはマイクロ制御装置 208 は、イメージの焦点が外れたと認識する。

【0065】

もし、マイクロ制御装置 208 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 208 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。

【0066】

マイクロ制御装置 208 がイメージの焦点が外れたと判断した場合は、ステップ 302 に進む。このステップ 302 では、マイクロ制御装置 208 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になされる。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。

【0067】

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 208 は、フォーカスマータ 138 を駆動する信号をフォーカス駆動部 212 に送る（ステップ 304）。フォーカスマータ 138 が駆動したら、マイクロ制御装置 208 は、レンズの位置を監視する。フォーカスマグネット 156 の接近度合いに基づいて、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を判断する（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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【0074】

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

50

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

【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。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【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。

10

【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。

【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。

20

【符号の説明】

【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

30

60 ~ 68 レンズ

82 スリーブ

128 第1モータ

138 第2モータ

【 図 1 】

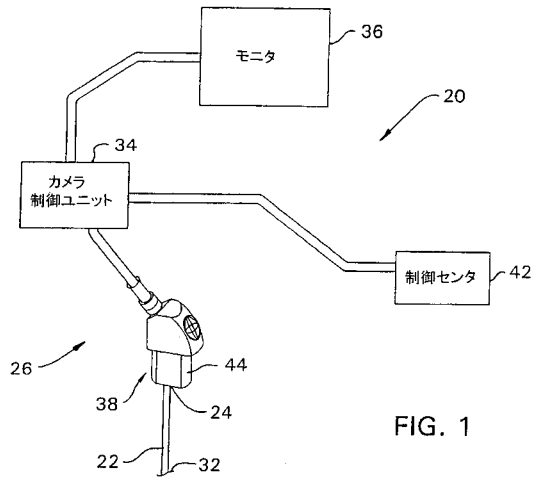


FIG. 1

【 図 2 】

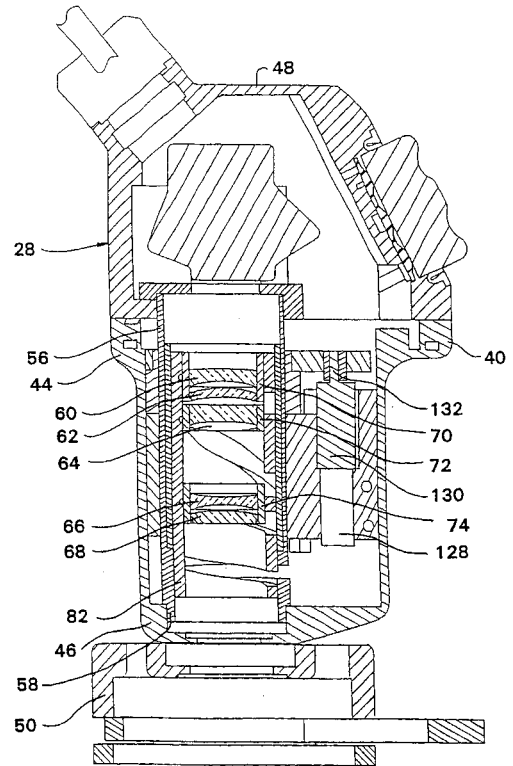


FIG. 2

【 図 3 】

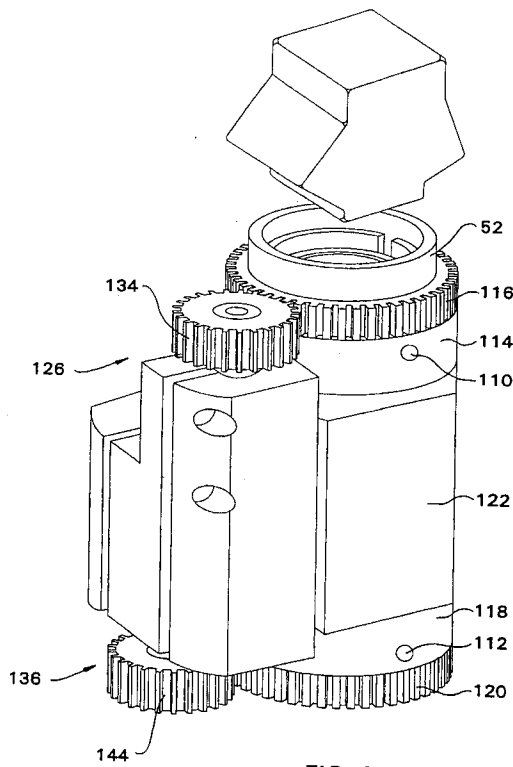


FIG. 3

【 図 4 】

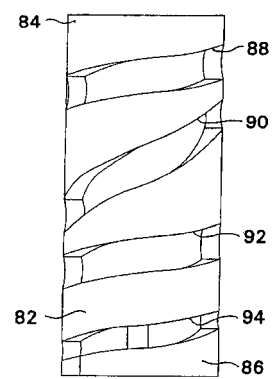


FIG. 4

【 図 5 】

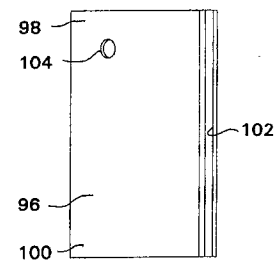


FIG. 5

【 図 6 】

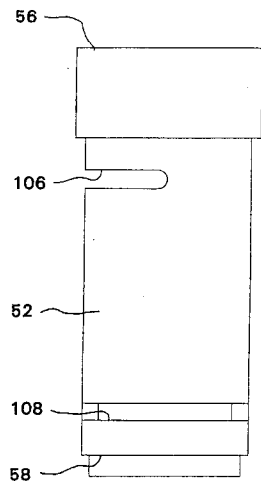


FIG. 6

【 図 7 a 】

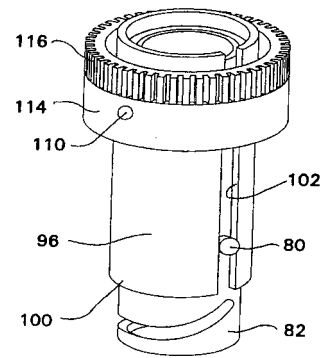


FIG. 7a

【 図 7 b 】

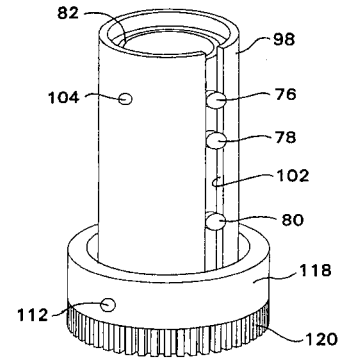


FIG. 7b

【 図 8 】

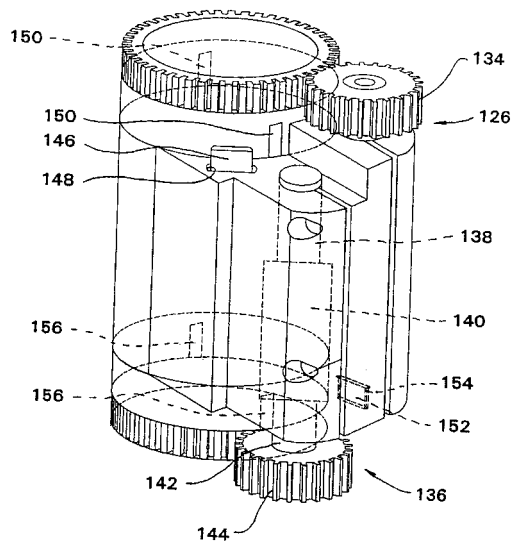


FIG. 8

【 図 9 】

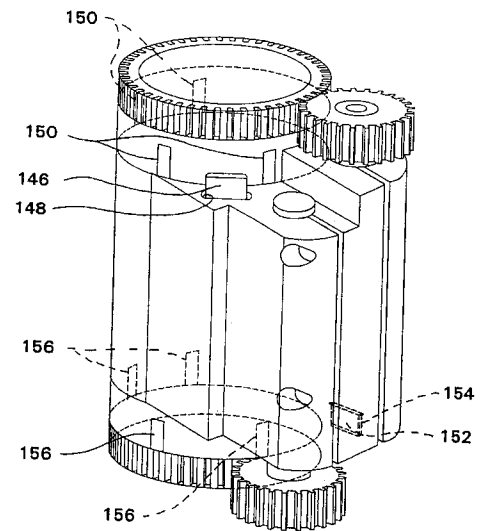


FIG. 9

【 図 1 1 】

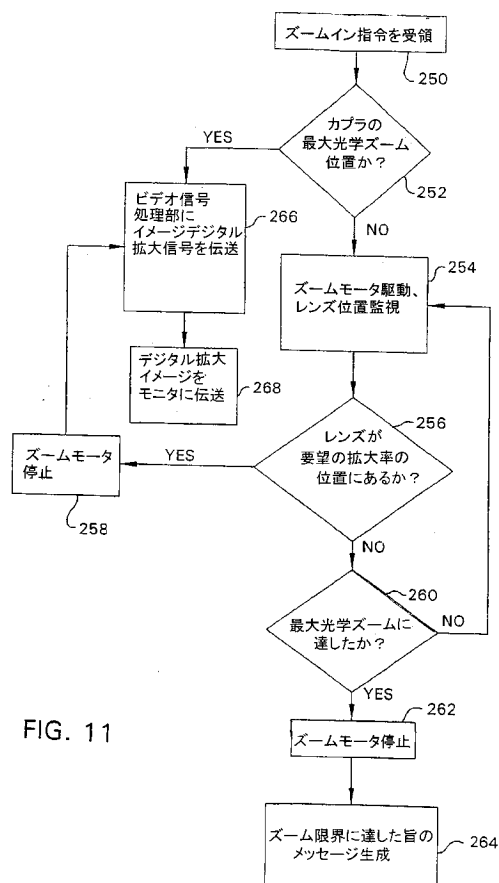
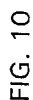
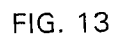
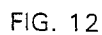


FIG. 11

【 図 1 3 】



【手続補正書】

【提出日】平成17年10月25日(2005.10.25)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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、
このカブラには、前記内視鏡からのイメージを受け取る一つ以上のレンズを設け、
この複数のレンズは、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、
前記一つ以上の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拡大するように構成されており、
前記レンズが前記イメージを拡大する程度は、前記レンズの前記トランスデューサを基準とした位置に応じて定まり、
前記レンズの最大拡大位置は、内視鏡イメージの拡大が最大限となる位置であり、
前記ビデオ信号回路は、ビデオ信号処理指令に基づいて、受け取ったトランスデューサ出力信号に含まれるイメージを拡大したディスプレイ信号を生成するように構成されている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。

【請求項3】

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、受け取った指令に応じて、トランスデューサの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、
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請求項 1 に記載の内視鏡ビューシステム。

【請求項 4】

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、

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 3 に記載の内視鏡ビューシステム。

【請求項 5】

前記カブラには、少なくとも二つのレンズが設けられており、前記レンズが前記トランスデューサを基準とした第 1 運動パターンを行う場合には、前記レンズは前記トランスデューサの内視鏡イメージをフォーカスするとともに、

前記レンズが前記トランスデューサを基準とした第 2 運動パターンを行う場合には、前記レンズは前記トランスデューサへの内視鏡イメージを選択的に拡大するように構成して設け、

前記カブラには、前記レンズを第 1 運動パターンで移動させるように前記レンズに取り付けた第 1 リンクアセンブリを設け、

この第 1 リンクアセンブリは、第 1 リンク機構を備えるとともに所定の移動領域を有しており、前記第 1 モータは、前記第 1 リンク機構を駆動し前記レンズを第 1 運動パターンで移動させるように前記第 1 リンク機構に連結して設け、

前記第 1 レンズ状態センサは、前記第 1 リンクアセンブリを監視するとともに、前記第 1 リンクアセンブリが運動領域限界に達したことを示す前記第 1 レンズ状態信号を生成するように構成して設け、

第 2 リンク機構を備えた第 2 リンクアセンブリは、前記カブラに装着かつ前記レンズに取り付けて設けるとともに、前記レンズが第 2 運動パターンで移動するように構成して設け、

前記第 2 リンクアセンブリは、所定の移動領域を有するように設け、前記カブラに取り付けるとともに前記第 2 リンク機構に連通して前記第 2 リンク機構を駆動して前記レンズを第 2 運動パターンで移動させる第 2 モータを設け、

前記第 2 リンクアセンブリを監視するとともに前記第 2 リンクアセンブリが運動領域限界に達したことを示す前記第 2 レンズ状態信号を生成するように構成した第 2 レンズ状態センサを前記カブラに取り付けて設け、

前記カメラ制御処理装置は、前記第 2 モータに連通して前記第 2 モータを駆動するとともに、前記第 2 レンズ状態センサに連通して前記第 2 レンズ状態を受け取るように設け、前記カメラ制御処理装置は、

前記第 1 レンズ状態信号に示される前記第 1 リンクアセンブリの位置に基づき前記第 1 モータを選択的に駆動するように、

また前記第 2 レンズ状態信号に示される前記第 2 リンクアセンブリの位置に基づき前記第 2 モータを選択的に駆動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。

【請求項 6】

前記カメラ制御処理装置は、前記ビデオ信号回路により生成されたディスプレイ信号を変更する外部からの指令を受け取るように構成して設け、

前記カメラ制御処理装置は、この外部指令に応じて、また前記レンズの前記トランスデューサを基準とした位置に応じて、前記第 1 モータが所定のシーケンスで駆動して前記レ

レンズを移動するとともに前記ビデオ信号回路への前記ビデオ信号処理指令を発信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。

【請求項 7】

内視鏡からこの内視鏡に取り付けたレンズアセンブリを通してトランスデューサへ内視鏡イメージを受け取るステップであって、前記レンズアセンブリには、トランスデューサを基準とした所定の移動領域を有する一つ以上のレンズを設け、

この一つ以上のレンズは、前記レンズの前記トランスデューサからの距離に応じた前記トランスデューサへ送られる内視鏡イメージを選択的に拡大するように構成して設けた前記ステップと、

前記一つ以上のレンズの前記トランスデューサを基準とした位置を監視するステップと、

前記トランスデューサへ送られる内視鏡イメージをトランスデューサがトランスデューサ出力信号に変換するステップと、

トランスデューサ出力信号をビデオ信号回路に送るステップであって、このビデオ信号回路は、トランスデューサ出力信号を選択的に拡大してそのトランスデューサ出力信号に基づいたディスプレイ信号を生成するように構成された前記ステップと、

モニタに内視鏡イメージの少なくとも一部を表示するように前記ディスプレイ信号をモニタに送るステップと、

モニタに表示される内視鏡イメージ部分の拡大率を選択的に調整するステップとを備えたことを特徴とする内視鏡で取得したイメージを表示する方法。

【請求項 8】

モニタに表示される内視鏡イメージ部分の拡大率を選択的に調整する前記ステップは、少なくとも一つの前記レンズの監視に基づき前記トランスデューサを基準とした前記レンズの位置を判断するステップと、

この判断に基づき、前記レンズ位置を再設定して前記トランスデューサに送られる内視鏡イメージの拡大率を再設定するとともに、前記ビデオ信号回路が処理する前記トランスデューサ出力信号の拡大率を再調整するステップとを備えたことを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡で取得したイメージを表示する方法。

【請求項 9】

前記モニタに表示される前記内視鏡イメージの拡大は、前記監視に基づき、前記一つ以上のレンズがそれ以上前記トランスデューサに送られる内視鏡イメージを拡大すべく移動できないという移動領域限界に達したか否かを判断するステップと、

もしこの判断ステップで前記レンズがまだその移動限界領域に達していないと判断された場合は、前記トランスデューサに送られるイメージの拡大率を増加すべく前記レンズの位置を再設定するステップと、

もし前記判断ステップで前記レンズがその移動限界領域に達したと判断された場合は、ビデオ信号回路がトランスデューサ出力信号を処理してトランスデューサ出力信号の拡大率を増加するステップとにより拡大されることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡で取得したイメージを表示する方法。

【請求項 10】

内視鏡からこの内視鏡に取り付けたレンズアセンブリを通してトランスデューサへ内視鏡イメージを受け取るステップであって、前記レンズアセンブリには、トランスデューサを基準とした所定の移動領域を有する一つ以上のレンズを設け、

この一つ以上のレンズは、

前記レンズの前記トランスデューサからの距離に応じた前記トランスデューサへ送られる内視鏡イメージを選択的に拡大するように構成して設けた前記ステップと、

前記一つ以上のレンズの前記トランスデューサを基準とした位置を監視するステップと、前記トランスデューサへ送られる内視鏡イメージをトランスデューサがトランスデューサ出力信号に変換するステップと、

トランスデューサ出力信号をビデオ信号回路に送るステップであって、このビデオ信号

回路は、トランスデューサ出力信号を選択的に拡大してトランスデューサ出力信号に基づいたディスプレイ信号を生成するように構成された前記ステップと、

ディスプレイ信号が示すイメージの質を監視するステップと、

モニタに内視鏡イメージの少なくとも一部を表示するように前記ディスプレイ信号をモニタに送るステップとを備えたことを特徴とする内視鏡で取得したイメージを表示する方法。

【請求項 11】

もし、ディスプレイ信号が示すイメージ質を監視してイメージの質が徐々に悪化したことが示された場合は、前記一つ以上のレンズを選択的に再配置するとともにビデオ信号回路が処理するトランスデューサ出力信号を強化処理して補正し、

前記レンズ再配置およびビデオ信号回路の信号処理のシーケンスは、イメージ悪化の程度、前記レンズの位置、および前記ビデオ信号回路が処理するトランスデューサ出力信号の強化の現在のレベルに応じて行われることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡で取得したイメージを表示する方法。

【請求項 12】

もし、ディスプレイ信号が示すイメージ質を監視してイメージの質が少し悪化したことが示された場合は、ビデオ信号回路が処理するトランスデューサ出力信号の強化処理を補正し、

もし、ディスプレイ信号が示すイメージ質を監視してイメージの質が前記少悪化よりも大きく悪化したことが示された場合は、前記一つ以上のレンズが再配置されることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡で取得したイメージを表示する方法。

【請求項 13】

遠方端を有するとともにその近傍端が患者の体外に位置する内視鏡を設け、

カブラを設け、このカブラには、

ハウジングを設け、このハウジングは対向する近傍端と遠方端と長手方向軸を備えており、

前記ハウジングの遠方端を前記内視鏡の遠方端に取り外し可能に保持する結合部材を前記ハウジングに取り付けて設け、

前記内視鏡からの内視鏡イメージを受け取るように位置する少なくとも二つの離間したレンズを前記ハウジング内で前記長手方向軸に沿って設け、

このレンズは、前記ハウジング内で長手方向軸に沿って移動可能であって、第 1 レンズは、この第 1 レンズの移動によって前記ハウジングの近傍端側へ向かう内視鏡イメージの焦点を合わせるとともに、第 2 レンズの移動によって前記ハウジングの近傍端側へ向かう内視鏡イメージを選択的に拡大するように構成して設け、

長手方向軸に沿って前記第 1 レンズを選択的に移動させるように前記第 1 レンズに連通した第 1 駆動アセンブリを前記ハウジング内に設け、

長手方向軸に沿って前記第 2 レンズを選択的に移動させるように前記第 2 レンズに連通した第 2 レンズアセンブリを前記ハウジング内に設け、

前記第 1 駆動アセンブリを駆動して前記第 1 レンズを移動するように前記第 1 駆動アセンブリに連通した第 1 モータを前記ハウジングに取り付けて設け、前記第 2 駆動アセンブリを駆動して前記第 2 レンズを移動するように前記第 2 駆動アセンブリに連通した第 2 モータを前記ハウジングに取り付けて設けたことを特徴とする内視鏡アセンブリ。

【請求項 14】

前記第 1 レンズおよび第 2 レンズは、これらのレンズ相互を基準とした移動およびこれらのレンズの前記カブラを基準とした移動により、前記レンズが内視鏡イメージの拡大率を変更するように、また前記レンズの一定距離の離間を維持しつつ前記レンズの前記カブラを基準とした移動により、前記レンズが内視鏡イメージの焦点を変化させるように集合的に構成して設け、

前記第 1 駆動アセンブリは、前記第 1 レンズおよび第 2 レンズが前記カブラを基準としてまた相互を基準にして移動するように前記第 1 レンズおよび第 2 レンズに連通して設け

前記第 2 駆動アセンブリは、前記第 1 レンズおよび第 2 レンズが相互に一定距離で離間しつつ前記カブラを基準として移動するように前記第 1 レンズおよび第 2 レンズに連通して設けたことを特徴とする請求項 1 3 に記載の内視鏡アセンブリ。

【請求項 1 5】

前記第 1 レンズおよび第 2 レンズは、これらのレンズ相互を基準とした移動およびこれらのレンズの前記カブラを基準とした移動により、前記レンズが内視鏡イメージの拡大率を変更するように、また前記レンズの一定距離の離間を維持しつつ前記レンズの前記カブラを基準とした移動により、前記レンズが内視鏡イメージの焦点を変化させるように集合的に構成して設け、

レンズスリーブを前記ハウジング内に設け、

このレンズスリーブは、前記ハウジングの長手方向軸を中心に配置するとともに前記ハウジング内を長手方向に移動するように前記ハウジングに移動可能に固着して設け、

前記第 1 レンズおよび第 2 レンズは、前記レンズスリーブ内に配置するとともに、レンズ相互を基準におよびレンズスリーブを基準に長手方向に移動可能なように前記レンズスリーブに移動可能に取り付けて設け、

前記第 1 駆動アセンブリは、前記第 1 レンズおよび第 2 レンズが前記レンズスリーブを基準にかつレンズ相互を基準に移動するように連通して設け、

前記第 2 駆動アセンブリは、前記レンズスリーブが前記ハウジング内を長手方向に移動するように前記レンズスリーブに連通して設けたことを特徴とする請求項 1 3 に記載の内視鏡アセンブリ。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 2

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 図 2 】

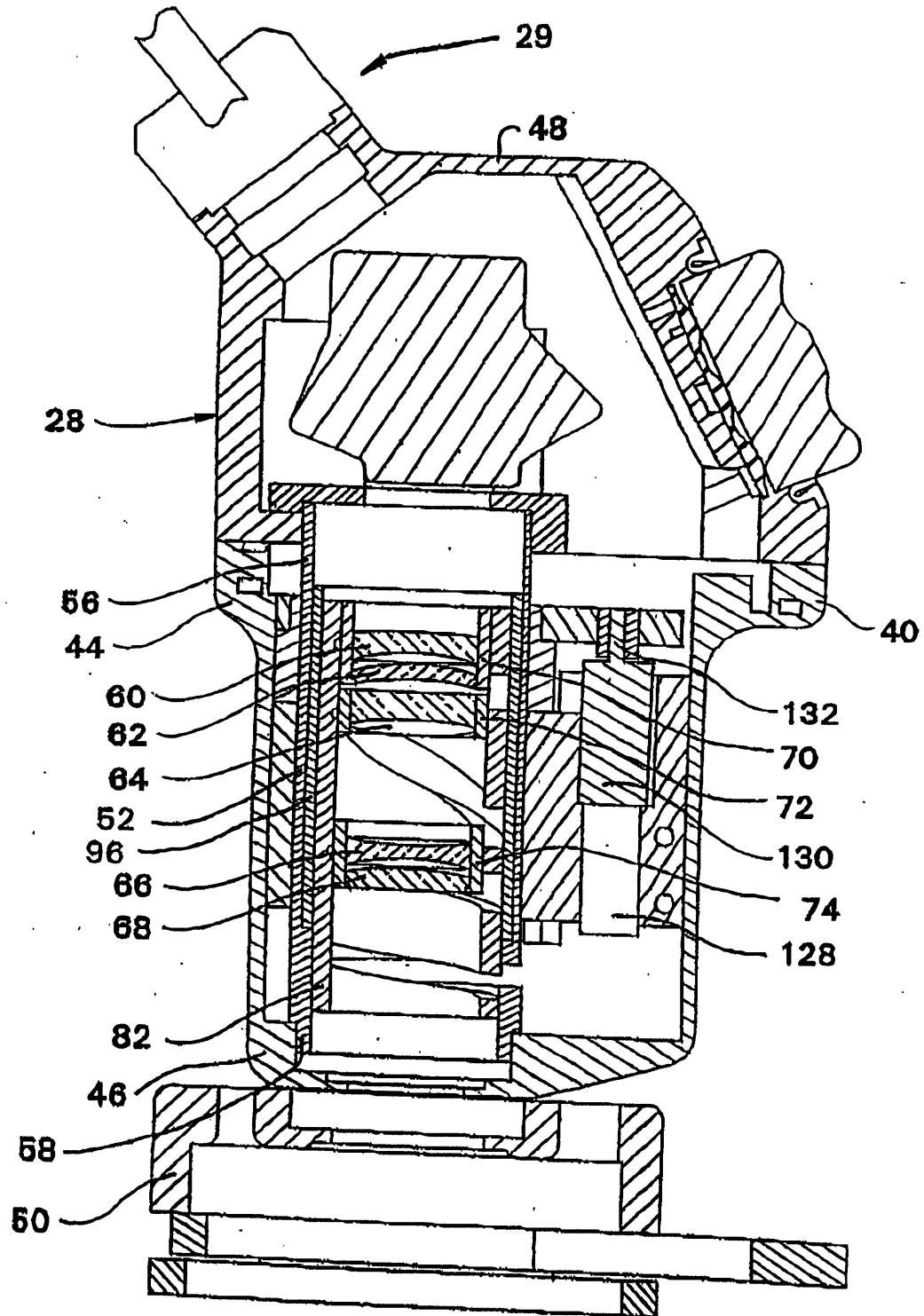


FIG. 2

【 手続補正 3 】

【 補正対象書類名 】 図面

【 補正対象項目名 】 図 6

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【図 6】

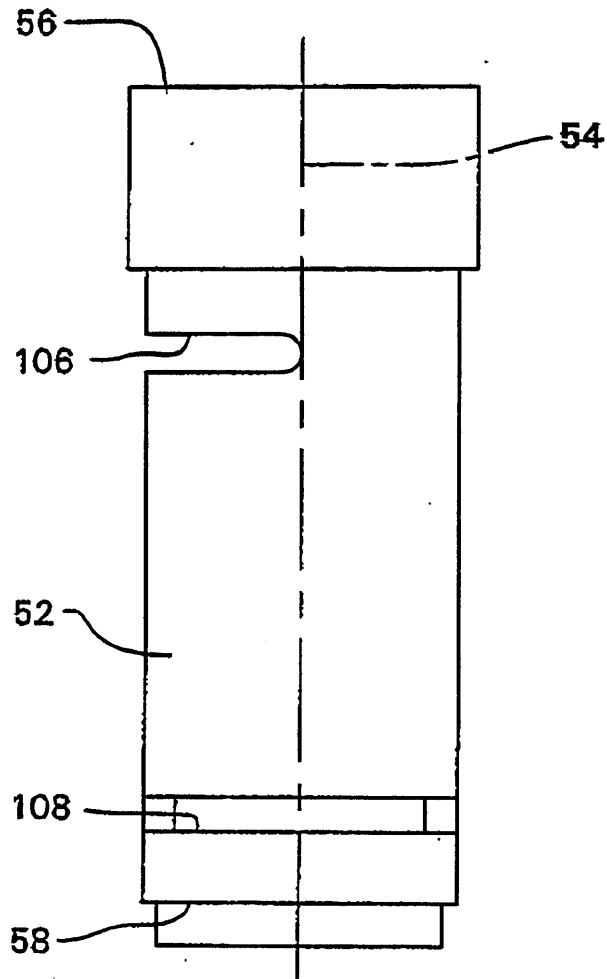


FIG. 6

【手続補正 4】

【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 0

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 図 10 】

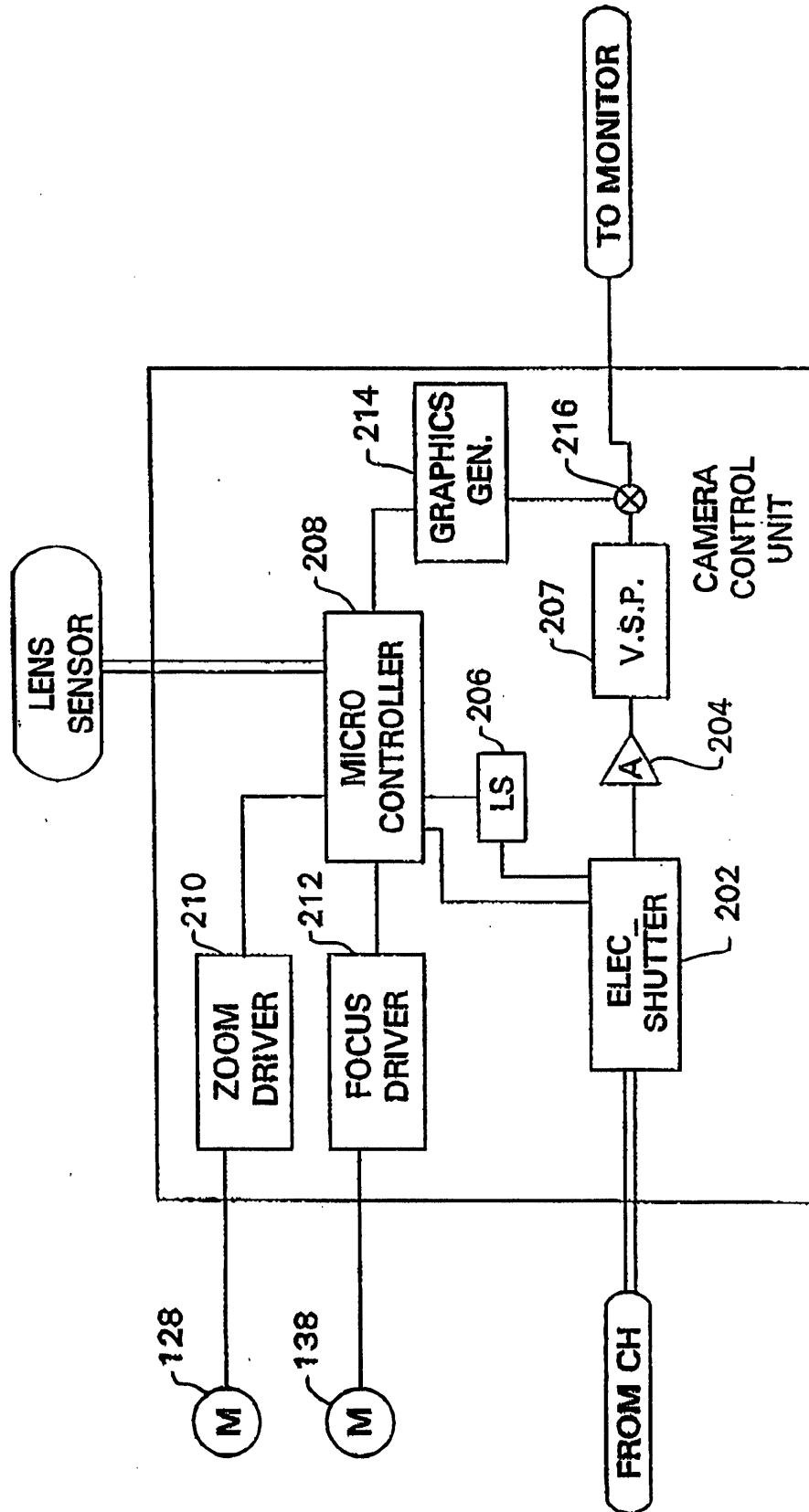


FIG. 10

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No PCT/US 02/34221
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B1/00 G02B23/24 G02B7/04 G02B7/10		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B G02B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 292 221 B1 (LICHTMAN PHILIP R) 18 September 2001 (2001-09-18)	11
Y	the whole document -----	1-6
X	US 6 425 858 B1 (MINAMI ITSUJI) 30 July 2002 (2002-07-30)	8-10
Y	column 11, line 65 - column 17, line 38 -----	1-6
X	US 2001/021797 A1 (YAMANAKA KAZUHIRO ET AL) 13 September 2001 (2001-09-13)	8-10
A	the whole document	3
A	US 5 817 014 A (HORI KOICHIRO ET AL) 6 October 1998 (1998-10-06)	1-13
	the whole document -----	
☐ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 22 July 2003		Date of mailing of the international search report 23.10.03
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Dhervé, G.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

ional application No.
PCT/US 02/34221

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

1-7, 8-10, 11-13

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/US 02/34221

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-7,8-10,11-13

Endoscopic viewing system comprising an endoscope and a coupler. The said coupler includes at least one moveable lens.

The system further comprises a camera head having a transducer, a video signal circuit and a camera control processor. Its coupler further comprises a first motor for moving the said lens and a first lens state sensor to monitor the position of said lens.

Associated method of displaying an image captured by an endoscope based on the sensing/monitoring of the position of a lens relative to a transducer.

2. claims: 14-17

Endoscope assembly comprising an endoscope and a coupler. The said coupler includes motors for selectively moving lenses.

The coupler further comprises a clamp to releasably hold it to the endoscope, a first and a second drive assemblies for selectively moving a first and a second lenses respectively, ~~a first and a second motors being positioned for~~ selectively actuating the first and second drive assemblies respectively.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.

PCT/US 02/34221

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6292221	B1	18-09-2001	WO 0030355 A1	25-05-2000
US 6425858	B1	30-07-2002	JP 2000270256 A	29-09-2000
			JP 2000267016 A	29-09-2000
			JP 2000271082 A	03-10-2000
US 2001021797	A1	13-09-2001	JP 2001255469 A	21-09-2001
			DE 10111507 A1	20-09-2001
US 5817014	A	06-10-1998	US 5662584 A	02-09-1997
			US 5582576 A	10-12-1996
			CA 2206809 A1	24-04-1997
			EP 0798979 A1	08-10-1997
			JP 10511297 T	04-11-1998
			WO 9714348 A1	24-04-1997
			US RE37356 E1	04-09-2001
			AU 3959595 A	02-05-1996
			CA 2177283 A1	18-04-1996
			EP 0734219 A1	02-10-1996
			JP 9509874 T	07-10-1997
			WO 9610947 A1	18-04-1996

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 . 15B ユニ
ヴァーシティ ドライヴ 3611

Fターム(参考) 2H040 DA51 GA01 GA10 GA11

4C061 CC06 FF02 HH28 LL03 NN01 PP12 PP13

专利名称(译)	内窥镜观察系统与电光耦合器		
公开(公告)号	JP2006503663A	公开(公告)日	2006-02-02
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		
[标]发明人	ビューターリチャードエイ マットソンマイケル		
发明人	ビューター リチャード エイ. マットソン 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 A61B1/04.360.E A61B1/00.300.Y G02B23/24.A G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/DA51 2H040/GA01 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF02 4C061/HH28 4C061/LL03 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/PP13		
其他公开文献	JP4362571B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种内窥镜观察系统 (20) , 包括动力变焦耦合器 (38) 。耦合器被配置为将相机附接到内窥镜 (22) 的近端。耦合器包括多个位于套管 (82) 内的透镜 (60-68) 。耦合器包括第一电动机 (128) 和第二电动机 (138) 。第一电动机和第二电动机中的每一个相对于套管移动多个透镜中的至少一部分。耦合器可以光学聚焦和放大应用于相机的图像。TRC系统还包括控制中心, 以便它可以数字地聚焦和放大图像。由于这种结构, 外科医生可以利用单个控制单元光学地和电气地处理显示在监视器 (36) 上的图像。由于图像可以进行数字和光学改变, 因此可以实现更宽的变焦和聚焦范围。

