

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) **公表特許公報** (A)

(11)特許出願公表番号

特表2003－521324

(P2003－521324A)

(43)公表日 平成15年7月15日(2003.7.15)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テーマコード [*] (参考)
A 6 1 B 1/04	372	A 6 1 B 1/04	372 2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B 4 C 0 6 1

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 96数)

(21)出願番号 特願2001－556159(P2001－556159)

(86)(22)出願日 平成12年4月14日(2000.4.14)

(85)翻訳文提出日 平成13年10月1日(2001.10.1)

(86)国際出願番号 PCT/US00/10118

(87)国際公開番号 W001/056458

(87)国際公開日 平成13年8月9日(2001.8.9)

(31)優先権主張番号 09/496,312

(32)優先日 平成12年2月1日(2000.2.1)

(33)優先権主張国 米国(US)

(31)優先権主張番号 09/544,528

(32)優先日 平成12年4月6日(2000.4.6)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 アデーア, エドウィン, エル.
アメリカ合衆国, コロラド州, キャツス
ル パインズ ヴイレツジ, パラゴンウエ
イ 317

(71)出願人 アデーア, ジェフリー, エル.
アメリカ合衆国, コロラド州, ハイラン
ズ ランチ, イースト レッドフオックス
プレイス 1861

(71)出願人 アデーア, ランダル, エス.
アメリカ合衆国, コロラド州, デンヴァ
ー, サウス フラミンゴ ウエイ 3082

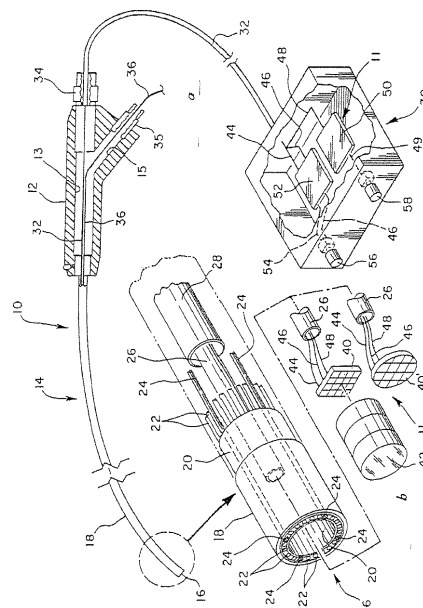
(74)代理人 弁理士 東島 隆治

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 小面積撮像装置を組み込んだ外科装置

(57)【要約】

撮像装置は伝統的なロッドレンズ型内視鏡(42)と共に使用するように適合された標準的な医用カメラのハウジングに組み込むことができる。撮像センサは単独で第一の回路基板(40)上に配置されるか、またはタイミングと制御回路を内蔵する第一の回路基板上に含まれていてもよい。一つ以上のビデオ信号処理回路基板(50、60)が第一の回路基盤板(40)に関して積上げ可能であるが、ビデオ信号処理回路基板を外部の制御ボックスなか中に収納してもよい。撮像装置を収納する管状の構造体、即ちマイクロ内視鏡(14)が小型であるために、Jackson把持鉗子、ステント配設カテーテル、バルーンカテーテル、オーバーチューブ組織切開または分離、高周波治療装置、修正気管挿入管或いはトロチャーのような多くの外科器具と組み合わせて使用される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 外科部門で使用する移動可能の撮像能力付き外科装置であって：

周壁とそれに貫通形成された中央通路を有する細長い管路と、中央通路内で管路の遠隔端において置かれた撮像センサを含み、前記撮像センサが第一の平面内に置かれてその上の画像を受けるCMOS光電素子アレイを含み、前記撮像センサが更に、第一平面上にあり前記CMOS光電素子アレイに接続され、CMOS光電素子アレイのタイミングと制御のための回路手段を有し、前記撮像センサがプレビデオ信号を生成するものであるマイクロ内視鏡；

撮像センサからのプレビデオ信号を受信するための回路手段を含み、そしてプレビデオ信号を標準的なビデオ装置により受信可能なポストビデオ信号に変換するための回路手段を含む撮像センサから離れた制御ボックス；

制御ボックスと撮像センサとに接続されエネルギーを供給するためのエネルギー供給装置；

貫通して設けられた中央開口をもつ装置チャンネル、

互いに連結された近接端（複数）と所望距離離れた遠隔端（複数）とをもち、その近接端が前記中央開口に挿入されている把持用尖叉（複数）と、

前記把持用尖叉の前記近接端に取り付けられている一つの遠隔端をもつ第1部材と、

前記装置チャンネルに取り付けられている一つの遠隔端をもつ第2部材と、

但し前記第1部材が前記第2部材について可動的で、前記把持用尖叉を前記装置チャンネルの中で長手方向に動かして、前記把持用尖叉の前記遠隔端（複数）をして、前記中央開口へ入るときに一緒に押され、また前記中央開口から出るとき離ればなれにされるようにさせるものであるもの、

を有する把持鉗子；及び

前記マイクロ内視鏡を収容し、前記把持鉗子が患者の体内で操作されるとき、その内視鏡が可視像を提供するようにするための内視鏡チューブ；

を具備してなる、外科手術場所で使用するための移動可能の撮像能力付き外科装置。

【請求項2】 装置が更に管路の中央通路に、撮像センサが画像を受け取る前に術部の画像を調整するレンズを有することを特徴とする請求項1記載の外科装置。

【請求項3】 マイクロ内視鏡には、更に???その細長い管路の???内壁内に多数の長手方向の通路が形成され、そのいずれかに管路の遠隔端に伸びる少なくとも1本の光ファイバを備え、該光ファイバが観察する術部領域を照光するための光源と連通していることを特徴とする請求項1記載の外科装置。

【請求項4】 制御ボックスが更にプレビデオ信号をデジタル的に向上させるための補助回路基板を含み、補助回路基板はプレビデオ信号を受信して変換する回路手段に接続されていることを特徴とする請求項1記載の外科装置。

【請求項5】 CMOS光電素子アレイが更に受動CMOS光電素子アレイを包含し、受動CMOS光電素子アレイの個々の光電素子は、光電子的に発生する信号を生成するため光ダイオードを備え、かつ、

光ダイオードに接続され光電的に生成する信号のリリースを制御するアクセスダイオードを備えていることを特徴とする請求項1記載の外科装置。

【請求項6】 CMOS光電素子アレイが更に能動CMOS光電素子を含み、能動CMOS光電素子アレイ内の個々の能動CMOS光電素子は、各々増幅器を備えていることを特徴とする請求項1記載の外科装置。

【請求項7】 除去可能な撮像能力を備え、外科部門で使用する外科装置であって：

周壁と貫通形成された中央通路を有する細長い管路と、管路の遠隔端において中央通路内に設けられた撮像センサを含み、撮像センサは画像輪郭を画定するCMOS光電素子アレイを備え、CMOS光電素子アレイは第一平面内においてアレイ上部の画像信号を受けるマイクロ内視鏡と；

CMOS光電素子アレイの長さ方向に配列し、第一平面から張り出してこれに実質的に平行な第二平面内において、CMOS光電素子からの情報をリリースを制御するタイミング制御回路基板；

CMOS光電素子アレイと回路基板とから離れた位置にあり、プレビデオ信号を受信する手段と、受信信号を標準的なビデオ装置が受信可能なポストビデオ信

号に変換する手段とを備えた回路手段を有する制御ボックス；

制御ボックス、CMOS光電素子アレイおよびタイミングと制御手段に接続されて、それらにエネルギーを供給するエネルギー供給装置；

貫通形成された中央開孔を有する装置通路と、近接端は相互に連結され遠隔端は所望の間隔を持つ把持用尖叉部を備え、把持用尖叉部の近接端に第一部材の遠隔端を取付け、第二部材の遠隔端を装置通路に取付け、第一部材を第二部材に関して可動として装置通路内で把持用尖叉部を長さ方向に移動させ、把持用尖叉部の遠隔端を、中央開孔挿入時には押圧力合体させ、中央開孔から出ると互いに離間させるようにする把持鉗子；

装置通路の外側に取付けられてマイクロ内視鏡を収容し、把持鉗子が患者体内で操作されるに伴い可能視画像を生成する内視鏡チューブ；
からなる外科装置とからなる外科装置。

【請求項8】 制御ボックスが更にプレビデオ信号の受信手段とプレビデオ信号を変換する手段とに接続され、プレビデオ信号をデジタル的に向上させる補助回路基板を備えている請求項7記載の外科装置。

【請求項9】 CMOS光電素子アレイが更に受動CMOS光電素子アレイを含み、該受動CMOS光電素子アレイの個々のCMOS光電素子は、光電的に発生する信号を生成するための光ダイオードを備え、

かつ光ダイオードに接続されて光電的に発生する信号のリリースを制御する請求項8記載の外科装置。

【請求項10】 CMOS光電素子アレイが更に能動CMOS光電素子を含み、該能動CMOS素子アレイ内の個々の能動CMOS光電素子が増幅器を備えている請求項8記載の外科装置。

【請求項11】 除去可能な撮像機能を備え外科部門で使用する外科装置であって：

周壁と貫通形成された中央通路を有する細長い管路と、管路の遠隔端において中央通路内に設けられた撮像センサを含み、撮像センサは第一の平面内に設けられてその上に位置する画像を受けるCMOS光電素子アレイを備え、撮像センサは更に、第一平面上にあってCMOS光電素子アレイに接続され、CMOS光電

素子アレイのタイミングと制御を行う回路手段を有し、プレビデオ信号を生成する構成とするマイクロ内視鏡；

撮像センサから離れて設けられ撮像センサからプレビデオ信号を受信する回路手段と、プレビデオ信号を標準的なビデオ装置により受信可能なポストビデオ信号に変換する回路手段を含む制御ボックス；

制御ボックスと撮像センサとに接続され、エネルギーを供給するエネルギーを供給するエネルギー供給装置；

貫通形成された中央開孔を有する管路と、管路の遠隔端の外周に、管路に沿い長手方向に延びる少なくとも1本のコントロールワイヤを接続したステントコイル；と患者の体内におけるカテーテル操作に伴って可視画像が得られように、中央開孔に挿通可能なマイクロ内視鏡とを備えた外科装置。

【請求項12】 装置が更に細長い管路の中央通路に、撮像センサが画像を受け取る前に術部の画像を調整するレンズを有することを特徴とする請求項11記載の外科装置。

【請求項13】 マイクロ内視鏡が、更にその細長い管路の内壁内に多数の長手方向の通路が形成され、

そのいずれかに管路の遠隔端に伸びる少なくとも1本の光ファイバを備え、該光ファイバが観察する術部領域を照光するための光源と連通していることを特徴とする請求項11記載の外科装置。

【請求項14】 制御ボックスが更にプレビデオ信号の受信手段とプレビデオ信号を変換する手段とに接続され、プレビデオ信号をデジタル的に向上させる補助回路基板を備えている請求項11記載の外科装置

【請求項15】 CMOS光電素子アレイが更に受動CMOS光電素子アレイを包含し、受動CMOS光電素子アレイの個々の光電素子は、光電子的に発生する信号を生成するため光ダイオードを備え、かつ、

光ダイオードに接続され光電的に生成する信号のリリースを制御するアクセスダイオードを備えていることを特徴とする請求項11記載の外科装置。

【請求項16】 制御ボックスが更にプレビデオ信号をデジタル的に向上させるための補助回路基板を含み、補助回路基板はプレビデオ信号を受信して変換

する回路手段に接続されていることを特徴とする請求項11記載の外科装置。

【請求項17】 除去可能な撮像能力を備え、外科部門で使用する外科装置であって：

周壁と貫通形成された中央通路を有する細長い管路と、管路の遠隔端において中央通路内に設けられた撮像センサを含み、撮像センサには画像輪郭を画定するCMOS光電素子アレイを備え、CMOS光電素子アレイは第一平面内においてアレイ上部の画像信号を受けるマイクロ内視鏡と；

CMOS光電素子アレイの長さ方向に配列し、第一平面から張り出してこれに実質的に平行な第二平面内において、CMOS光電素子からの情報をリリースを制御するタイミング制御回路基板；

CMOS光電素子アレイと回路基板とから離れた位置にあり、プレビデオ信号を受信する手段と、受信信号を標準的なビデオ装置が受信可能なポストビデオ信号に変換する手段とを備えた回路手段を有する制御ボックス；

制御ボックス、CMOS光電素子アレイおよびタイミングと制御手段に接続されて、それらにエネルギーを供給するエネルギー供給装置；

貫通形成された中央開孔を有する管路と、管路の遠隔端の外周に、管路に沿って長手方向に延びる少なくとも1本のコントロールワイヤを接続したステントコイル；と患者の体内におけるカテーテル操作に伴って可視画像が得られように、中央開孔に挿通可能なマイクロ内視鏡とを備えた外科装置。

【請求項18】 制御ボックスが更にプレビデオ信号の受信手段とプレビデオ信号を変換する手段とに接続され、プレビデオ信号をデジタル的に向上させる補助回路基板を備えている請求項17記載の外科装置。

【請求項19】 CMOS光電素子アレイが更に受動CMOS光電素子アレイを含み、該受動CMOS光電素子アレイの個々のCMOS光電素子は、光電的に発生する信号を生成するための光ダイオードを備え、

かつ光ダイオードに接続されて光電的に発生する信号のリリースを制御する請求項17記載の外科装置。。

【請求項20】 CMOS光電素子アレイが更に能動CMOS光電素子を含み、該能動CMOS素子アレイ内の個々の能動CMOS光電素子が増幅器を備え

ている第17請求項記載の外科装置。

【請求項21】 除去可能な撮像機能を備え外科部門で使用する外科装置であって：

周壁と貫通形成された中央通路を有する細長い管路と、管路の遠隔端において中央通路内に設けられた撮像センサを含み、撮像センサは第一の平面内に設けられてその上に位置する画像を受けるCMOS光電素子アレイを備え、撮像センサは更に、第一平面上にあってCMOS光電素子アレイに接続され、CMOS光電素子アレイのタイミングと制御を行う回路手段を有し、プレビデオ信号を生成する構成とするマイクロ内視鏡；

撮像センサから離れて設けられ撮像センサからプレビデオ信号を受信する回路手段と、プレビデオ信号を標準的なビデオ装置により受信可能なポストビデオ信号に変換する回路手段を含む制御ボックス；

制御ボックスと撮像センサとに接続され、エネルギーを供給するエネルギーを供給するエネルギー供給装置；

貫通形成された中央孔を有するガイドチューブと、オーバーチューブの外套管の遠隔端と接続し更に遠方に延びる延長線と、延長線に取り付けられ患者の組織を取り扱う組織接触部材と、中央開孔に挿入可能で組織を取り扱う際に組織接触部材とその術部周辺領域を観察することのできるマイクロ内視鏡とを具備している外科装置。

【請求項22】 装置が更に細長い管路の中央通路に、撮像センサが画像を受け取る前に術部の画像を調整するレンズを有することを特徴とする請求項21記載の外科装置。

【請求項23】 マイクロ内視鏡には更にその細長い管路の内壁内に多数の長手方向の通路が形成され、

そのいずれかに管路の遠隔端に伸びる少なくとも1本の光ファイバを備え、該光ファイバが観察する術部領域を照光するための光源と連通していることを特徴とする請求項21記載の外科装置。

【請求項24】 組織接触部材が組織の分離に特に適した球形の分離用小珠であることを特徴とする請求項21記載の外科装置。

【請求項25】 組織接接触部材が組織の切離しが可能な鉤形構造体であることを特徴とする請求項21記載の外科装置。

【請求項26】 制御ボックスが更にプレビデオ信号をデジタル的に向上させるための補助回路基板を含み、補助回路基板はプレビデオ信号を受信して変換する回路手段に接続されていることを特徴とする請求項21記載の外科装置。

【請求項27】 CMOS光電素子アレイが更に受動CMOS光電素子アレイを包含し、受動CMOS光電素子アレイの個々の光電素子は、光電的に発生する信号を生成するため光ダイオードを備え、かつ、

光ダイオードに接続され光電的に生成する信号のリリースを制御するアクセスダイオードを備えていることを特徴とする請求項21記載の外科装置。

【請求項28】 CMOS光電素子アレイが更に能動CMOS光電素子を含み、能動CMOS光電素子アレイ内の個々の能動CMOS光電素子は、各々増幅器を備えていることを特徴とする請求項21記載の外科装置。

【請求項29】 除去可能な撮像能力を備え、外科部門で使用する外科装置であって：

周壁と貫通形成された中央通路を有する細長い管路と、管路の遠隔端において中央通路内に設けられた撮像センサを含み、撮像センサには画像輪郭を画定するCMOS光電素子アレイを備え、CMOS光電素子アレイは第一平面内においてアレイ上部の画像信号を受けるマイクロ内視鏡と；

CMOS光電素子アレイの長さ方向に配列し、第一平面から張り出してこれに実質的に平行な第二平面内において、CMOS光電素子からの情報のリリースを制御するタイミング制御回路基板；

CMOS光電素子アレイと回路基板とから離れた位置にあり、プレビデオ信号を受信する手段と、受信信号を標準的なビデオ装置が受信可能なポストビデオ信号に変換する手段とを備えた回路手段を有する制御ボックス；

制御ボックスに接続され、撮画像センサにエネルギーを供給するエネルギー供給装置；

貫通形成された中央孔を有するガイドチューブと、オーバーチューブの外套管の遠隔端に接続され更に遠方に延びる延長線と、延長線に取り付けられ患者の組

織を取り扱う組織接触部材と、中央開孔に挿入可能で組織を取り扱う際に組織接触部材料とその術部周辺領域を観察することのできるマイクロ内視鏡とを具備している外科装置。

【請求項30】 制御ボックスが更にプレビデオ信号をデジタル的に向上させるための補助回路基板を含み、補助回路基板はプレビデオ信号を受信して変換する回路手段に接続されていることを特徴とする請求項29記載の外科装置。

【請求項31】 CMOS光電素子アレイが更に受動CMOS光電素子アレイを包含し、受動CMOS光電素子アレイの個々の光電素子は、光電的に発生する信号を生成するため光ダイオードを備え、かつ、

光ダイオードに接続され光電的に生成する信号のリリースを制御するアクセスダイオードを備えていることを特徴とする請求項29記載の外科装置。

【請求項32】 CMOS光電素子アレイが更に能動CMOS光電素子を含み、能動CMOS光電素子アレイ内の個々の能動CMOS光電素子は、各々増幅器を備えていることを特徴とする請求項29記載の外科装置。

【請求項33】 除去可能な撮像機能を備え外科部門で使用する外科装置であって：

周壁と貫通形成された中央通路を有する細長い管路と、管路の遠隔端において中央通路内に設けられた撮像センサを含み、撮像センサは第一の平面内に設けられてその上に位置する画像を受けるCMOS光電素子アレイを備え、撮像センサは更に、第一平面上にあってCMOS光電素子アレイに接続され、CMOS光電素子アレイのタイミングと制御を行う回路手段を有し、プレビデオ信号を生成する構成とするマイクロ内視鏡；

撮像センサから離れて設けられ撮像センサからプレビデオ信号を受信する回路手段と、プレビデオ信号を標準的なビデオ装置により受信可能なポストビデオ信号に変換する回路手段を含む制御ボックス；

制御ボックスと撮像センサとに接続され、エネルギーを供給するエネルギー供給装置；

遠隔端、周縁部と貫通形成された中央開孔とを有するガイドチューブと、ガイドチューブの遠隔端および周縁部の周りに取り付けられたバルーンと、ガイドチ

ューブの遠隔端に形成された少なくとも1個の貫通孔と、少なくとも1個の孔を経てガスを導入する手段を備え、導入手段がバルーン膨張用の空気源に連通し、中央開孔からマイクロ内視鏡を挿入可能にして、患者体内でバルーンカテーテルが操作されるに伴って可視画像がマイクロ内視鏡から得られるようにする外科装置。

【請求項34】 装置が更に細長い管路の中央通路に、撮像センサが画像を受け取る前に術部の画像を調整するレンズを有することを特徴とする請求項33記載の外科装置。

【請求項35】 マイクロ内視鏡には、更にその細長い管路の内壁内に多数の長手方向の通路が形成され、そのいずれかに管路の遠隔端に伸びる少なくとも1本の光ファイバを備え、該光ファイバが観察する手術部領域を照光するための光源と連通していることを特徴とする請求項33記載の外科装置。

【請求項36】 外科装置が更にガイドチューブの遠隔端に形成された貫通孔を通過する空気の流量を制御するために、空気導入手段を有する系の中に開閉コックを設けたことを特徴とする請求項33記載の外科装置。

【請求項37】 制御ボックスが更にプレビデオ信号をデジタル的に向上させるための補助回路基板を含み、補助回路基板はプレビデオ信号を受信して変換する回路手段に接続されていることを特徴とする請求項33記載の外科装置。

【請求項38】 CMOS光電素子アレイが更に受動CMOS光電素子アレイを包含し、受動CMOS光電素子アレイの個々の光電素子は、光電子的に発生する信号を生成するため光ダイオードを備え、かつ、

光ダイオードに接続され光電的に生成する信号のリリースを制御するアクセスダイオードを備えていることを特徴とする請求項33記載の外科装置。

【請求項39】 CMOS光電素子アレイが更に能動CMOS光電素子を含み、能動CMOS光電素子アレイ内の個々の能動CMOS光電素子は、各々増幅器を備えていることを特徴とする請求項33記載の外科装置。

【請求項40】 除去可能な撮像能力を備え、外科部門で使用する外科装置であって：

周壁と貫通形成された中央通路を有する細長い管路と、管路の遠隔端において

中央通路内に設けられた撮像センサを含み、撮像センサには画像輪郭を画定するCMOS光電素子アレイを備え、CMOS光電素子アレイは第一平面内においてアレイ上部の画像信号を受けるマイクロ内視鏡と；

CMOS光電素子アレイの長さ方向に配列し、第一平面から張り出してこれに実質的に平行な第二平面内において、CMOS光電素子からの情報をのリリースを制御するタイミング制御回路基板；

CMOS光電素子アレイと回路基板とから離れた位置において、プレビデオ信号を受信する手段と、受信信号を標準的なビデオ装置が受信可能なポストビデオ信号に変換する手段とを備えた回路手段を有する制御ボックス；

制御ボックス、CMOS光電素子アレイおよびタイミングと制御手段に接続されて、それらにエネルギーを供給するエネルギー供給装置；

遠隔端、周縁部と貫通形成された中央開孔とを有するガイドチューブと、ガイドチューブの遠隔端および周縁部の周りに取り付けられたバルーンと、ガイドチューブの遠隔端に形成された少なくとも1個の貫通孔と、少なくとも1個の孔を経てガスを導入する手段を備え、導入手段がバルーン膨張用の空気源に連通し、中央開孔からマイクロ内視鏡を挿入可能にして、患者体内でバルーンカテーテルが操作されるに伴って可視画像がマイクロ内視鏡から得られるようにする外科装置。

【請求項41】 制御ボックスが更にプレビデオ信号をデジタル的に向上させるための補助回路基板を含み、補助回路基板はプレビデオ信号を受信して変換する回路手段に接続されていることを特徴とする請求項40記載の外科装置。

【請求項42】 CMOS光電素子アレイが更に受動CMOS光電素子アレイを包含し、受動CMOS光電素子アレイの個々の光電素子は、光電的に発生する信号を生成するため光ダイオードを備え、かつ、

光ダイオードに接続され光電的に生成する信号のリリースを制御するアクセスダイオードを備えていることを特徴とする請求項40記載の外科装置。

【請求項43】 CMOS光電素子アレイが更に能動CMOS光電素子を含み、能動CMOS光電素子アレイ内の個々の能動CMOS光電素子は、各々増幅器を備えていることを特徴とする請求項40記載の外科装置。

【請求項44】 除去可能な撮像機能を備え外科部門で使用する外科装置であって：

周壁と貫通形成された中央通路を有する細長い管路と、管路の遠隔端において中央通路内に設けられた撮像センサを含み、撮像センサは第一の平面内に設けられてその上に位置する画像を受けるCMOS光電素子アレイを備え、撮像センサは更に、第一平面上にあってCMOS光電素子アレイに接続され、CMOS光電素子アレイのタイミングと制御を行う回路手段を有し、プレビデオ信号を生成する構成とするマイクロ内視鏡；

撮像センサから離れて設けられ撮像センサからプレビデオ信号を受信する回路手段と、プレビデオ信号を標準的なビデオ装置により受信可能なポストビデオ信号に変換する回路手段を含む制御ボックス；

制御ボックスと撮像センサとに接続され、エネルギーを供給するエネルギーを供給するエネルギー供給装置；

遠隔開口端を有する気管内挿入チューブと、チューブ遠隔端近傍を取り囲む膨張可能なバルーンと、バルーンと連通し選択的にバルーンを膨張させる連通手段と、気管内挿入チューブに取り出し可能に挿通するセンタリングチューブを備え、センタリングチューブの遠隔端を気管内挿入チューブの遠隔開口端に隣接配置し、マイクロ内視鏡を取り出し可能にセンタリングチューブに挿通して、患者に挿管するために気管内挿入チューブを操作するに伴って可視画像が得られるようにする外科装置。

【請求項45】 センタリングチューブが更に長さ方向に延びる多数の周辺流路を備え、これら多数の周辺流路を通じて液体または気体を流入させることを特徴とする請求項44記載の外科装置。

【請求項46】 制御ボックスが更にプレビデオ信号をデジタル的に向上させるための補助回路基板を含み、補助回路基板はプレビデオ信号を受信して変換する回路手段に接続されていることを特徴とする請求項44記載の外科装置。

【請求項47】 CMOS光電素子アレイが更に受動CMOS光電素子アレイを包含し、受動CMOS光電素子アレイの個々の光電素子は、光電子的に発

生する信号を生成するため光ダイオードを備え、かつ、

光ダイオードに接続され光電的に生成する信号のリリースを制御するアクセスダイオードを備えていることを特徴とする請求項44記載の外科装置。

【請求項48】 CMOS光電素子アレイが更に能動CMOS光電素子を含み、能動CMOS光電素子アレイ内の個々の能動CMOS光電素子は、各々増幅器を備えていることを特徴とする請求項44記載の外科装置。

【請求項49】 外科部門で使用する総合的撮像能力（機能）を備えた口内錠剤挿入器の形態の外科装置であって：

遠隔端と近接端を有する円筒形のチューブと、

円筒状チューブの近接端に連結され、外科部門における外科的処置を行うために円筒チューブを通して外科器具の装着を可能にする挿入ポートと、

円筒形チューブ遠隔端に接続され、術部を観察するための観察端部を有し、内部に撮像センサーを装着した撮像部とを具備し、撮像センサは第一の平面内に設けられてその上に位置する画像を受けるCMOS光電素子アレイを備え、撮像センサは更に、第一平面上にあってCMOS光電素子アレイに接続され、CMOS光電素子アレイのタイミングと制御を行う回路手段を有し、プレビデオ信号を生成する構成とするマイクロ内視鏡；

円筒形チューブに装着され、撮像部を回転させて観察端部が手術部位に当面するようにする手段と、

撮像センサから離れて設けられ撮像センサからプレビデオ信号を受信する回路手段と、プレビデオ信号を標準的なビデオ装置により受信可能なポストビデオ信号に変換する回路手段を含む制御ボックス；

制御ボックスと撮像センサとに接続され、エネルギーを供給するエネルギー供給装置を具備することを特徴とする外科装置。

【請求項50】 装置が更に管路の中央通路に、撮像センサが画像を受け取る前に手術を行う部分の画像を調整するレンズを有することを特徴とする請求項49記載の外科装置。

【請求項51】 外科装置が更に、撮像部の内部に設けられた光源と、

撮像部の内部に装着され、光源と連通して撮像部の観察端部に向かって延び、

手術部位への光分配源となる多数の光ファイバーとを備えることを特徴とする請求項49記載の外科装置。

【請求項52】 制御ボックスが更にプレビデオ信号をデジタル的に向上させるための補助回路基板を含み、補助回路基板はプレビデオ信号を受信して変換する回路手段に接続されていることを特徴とする請求項49記載の外科装置。

【請求項53】 CMOS光電素子アレイが更に受動CMOS光電素子アレイを包含し、受動CMOS光電素子アレイの個々の光電素子は、光電子的に発生する信号を生成するため光ダイオードを備え、かつ、

光ダイオードに接続され光電的に生成する信号のリリースを制御するアクセスダイオードを備えていることを特徴とする請求項49記載の外科装置。

【請求項54】 CMOS光電素子アレイが更に能動CMOS光電素子を含み、能動CMOS光電素子アレイ内の個々の能動CMOS光電素子は、各々増幅器を備えていることを特徴とする請求項40記載の外科装置。

【請求項55】 外科部門で使用する総合的撮像能力（機能）を備えた口内錠剤挿入器の形態の外科装置であって：

遠隔端と近接端を有する円筒形のチューブと、

円筒状チューブの近接端に連結され、外科部内における外科的処置を行うために円筒チューブを通して外科器具の装着を可能にする挿入ポートと、

円筒形チューブ遠隔端に接続され、術部を観察するための観察端部を有し、内部に撮像センサーを装着した撮像部とを具備し、撮像センサは画像輪郭を画定するCMOS光電素子アレイを備え、CMOS光電素子アレイは第一平面内においてアレイ上部の画像信号を受け；

CMOS光電素子アレイの長さ方向に配列し、第一平面から張り出してこれに実質的に平行な第二平面内において、CMOS光電素子からの情報をのリリースを制御するタイミング制御回路基板；

CMOS光電素子アレイと回路基板とから離れた位置にあり、プレビデオ信号を受信する手段と、受信信号を標準的なビデオ装置が受信可能なポストビデオ信号に変換する手段とを備えた回路手段を有する制御ボックス；

制御ボックス、CMOS光電素子アレイおよびタイミングと制御手段に接続さ

れて、それらにエネルギーを供給するエネルギー供給装置；

円筒形チューブに装着され、撮像部を回転させて観察端部が手術部位に当面するようにする手段とを備えた外科装置。

【請求項56】 制御ボックスが更にプレビデオ信号をデジタル的に向上させるための補助回路基板を含み、補助回路基板はプレビデオ信号を受信して変換する回路手段に接続されていることを特徴とする請求項55記載の外科装置。

【請求項57】 CMOS光電素子アレイが更に受動CMOS光電素子アレイを包含し、受動CMOS光電素子アレイの個々の光電素子は、光電子的に発生する信号を生成するため光ダイオードを備え、かつ、

光ダイオードに接続され光電的に生成する信号のリリースを制御するアクセスダイオードを備えていることを特徴とする請求項55記載の外科装置。

【請求項58】 CMOS光電素子アレイが更に能動CMOS光電素子を含み、能動CMOS光電素子アレイ内の個々の能動CMOS光電素子は、各々増幅器を備えていることを特徴とする請求項55記載の外科装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

この出願は1997年9月11日付けの“除去可能な撮像能力を備えた外科装置とその使用方法”と題する米国出願シリアル番号08/927、785の部分継続出願であるところの1997年10月6日付の“外科装置に組み込まれた小面積撮像装置”と題する米国出願シリアル番号08/944、322の一部継続出願であるところの1998年10月20日付け出願の“小面積撮像装置”と題する米国出願シリアル番号09/17555、685の継続出願であるところの2000年2月1日付けの、“小面積撮像装置”と題する米国出願シリアル番号09/49、312の一部継続出願である。

【0002】**【技術分野】**

この発明は外科装置に組み込まれた個体素子撮像センサと関連する電子回路に関し、特に寸度最小に形成され、外科装置に組み込まれて或る種の医療処置がより効率よく襲侵度が少なく、より安全な方法で行えるようにする個体素子撮像センサに関する。

【0003】**【背景技術】**

近年内視鏡手術は医療および歯科の両領域における様々な外科的処置を行うための一般に認められた標準的手法となっている。体内の小さな腔部や開孔に導入される小径の内視鏡を通じて医師または歯科医が特定の術部領域を観ることを可能にする内視鏡が入手可能になり、患者の外傷が低減されると共に多くの他の利点をもたらしている。

【0004】

多くの病院で内視鏡手術には今尚ロッドレンズ型内視鏡が使用されている。ロッドレンズ型内視鏡は、画像をレンズ系に一致させてカメラに正確に伝送可能な細長い硬質チューブを含む。ロッドレンズ型内視鏡はその製造コスト、不良率および硬質で直線的なハウジング内に収納する必要があるために、撮影像センサを検査装置の遠隔先端部に設けることのできる個体撮影像技術に置き換えられつつ

ある。

【0005】

最も一般的な三つの個体撮像センサとしては、荷電結合装置（チャージカップルドデバイス）（CCD）、荷電注入装置（CID）とフォトダイオードアレイ（PDA）が挙げられる。

【0006】

1980年代中頃に補充型金属酸化物半導体（CMOS）が開発され工業的に使用されるに至った。CMOS撮像装置は改良された機能とシステムへの簡素化された外部接続機能（インタフェイシング）齎し、更に多くのCMOS撮像装置が他の固体撮像技術の何分の1かのコストで製造できる。

【0007】

CMOS技術の格別な一つの進展は個々の光電素子側に増幅器を備えたランダムアクセスが可能な光電素子から構成される能動光電素子型CMOS 画像形成装置におけるものであった。能動光電素子型画像形成装置の一つの利点は、CCDやその他の固体素子画像形成装置よりもノイズレベルが低くなる点にある。

【0008】

他の主要な利点は、これらのCMOS画像形成装置が標準的な半導体製造ラインで大量生産ができることである。能動光電素子を含むCMOS画像形成装置の領域における特に注目すべき進歩の一つにFossum等の米国特許第5、471、515に記載されたCMOS画像形成装置がある。

【0009】

このCMOS画像形成装置には、遥かに大きな寸法の多層基盤板で通常見られる多くの他の異なる電子制御装置を組み込むことができる。

【0010】

例えば、タイミング回路や拡大機能（ズーム）、アンチジッタ制御等の特別な機能を、主回路基板の全体寸法を著しく増大させることなしにCMOS光電素子アレイを含む同一の回路基板上に設けることができる。

【0011】

更にこの特異なCMOS画像形成装置は通常のCCD型画像形成装置の100

分の一のパワー消費しか必要としない。要するに、F o s s u m等の開示したC M O S画像形成装置は“チップに搭載されたカメラ”の開発を可能にしている。

【0012】

受動C M O S光電素子光電素子アレイも“チップに搭載されたカメラ”としての資格をもった画像形成装置に用いることができるように改良されてきた。

【0013】

要約すると、受動型と能動型のC M O 光電素子アレイの間の大きな差異は受動光電素子型画像形成装置は個々の光電素子側で信号増幅を行わない点にある。

【0014】

既知の能動光電素子装置とほとんど同等の動作特性を備え、米国特許第5、471、515号に開示された読み出し回路と互換性のある受動光電素子アレイの製造者の一例はC a l i f o r n i a 95129, S a n J o s e, S u i t e 180, 1190 S a s a t o g a A v e n u eのV I S I V i s i o n, L t d. である。

【0015】

この受動光電素子装置に関するさらなる記述は、“外科用装置に組み込まれた小領域撮像装置”と題する共係属中の米国出願08/976、976に見られ、本願の引用文献に組み入れられている。

【0016】

米国特許第5、471、515号に開示されている能動光電素子型C M O S撮像装置に加えて、業界では“チップに搭載されたカメラ”を備える能力のある他の個体撮像装置が開発されている。

【0017】

例えば、C a l i f o r n i a州M o u n t a i n V i e wのS u n i M i c r o s y s t e m s, I n c. はC C Dの高品質の画像処理と標準的なC M O S回路構成とを結合してC C D/C M O Sハイブリッドを開発している。

【0018】

要するに、S u n i M i c r o s y s t e m s, I n c. は標準的なC M O SとC C Dの製造工程を修正してC M O S成分によって用いられるPウェルとN

ウェルの支持体から分離している別の支持体をCCD成分に用意してハイブリッドハイブリッド製造工程を創設している。

【0019】

従ってこのハイブリッドのCCDとCMOS成分とはそれぞれ同一チップまたはウエハ上の異なる領域に存在することになるであろう。更にこのハイブリッドは、通常10乃至30voltsの電力供給を必要とする標準的なCCD撮像装置では不可能な低い電源（5volts）で動作させることができる。

【0020】

このCCD/CMOSハイブリッドに就いての短い説明が1997年1月20日版のElectronic Newsに見られる"Startup Suni Bets on Integrated Process"として掲載されている。

【0021】

この参照は、このような特殊な形式の撮像プロセッサをここに（本明細書に）一体化するため、ここに行く。

【0022】

固体撮像技術における最近の開発の他の例は、光電素子アレイ内の個々の光電素子においてアナログからデジタルへの変換を達成し得るCMOS撮像センサの開発である。

【0023】

この改良された型のCMOS撮像装置はいずれの光電素子にもトランジスタが備えられ、アナログ出力のかわりにデジタル出力を生成し、標準のメモリチップに極めてよく似て、デコーダを給送し増幅器の内容を感知する。

【0024】

従って、この新しい技術を用いて真の“チップに搭載されたカメラ”の製造が可能になるかもしれない。このCMOS撮像装置はStanford大学の総合プロジェクトにより開発されAbbas el-Gamal教授が統括している。

【0025】

CMOSを基本とするデジタル撮像装置を作り出すための第二の手法は、光電素子のすべてのアナログ／デジタル変換のための機能を行う代わりに、各々の光電素子に対応する1ビットの比較器を備えたオーバーサンプル変換器(over-sample converter)を光電素子アレイの周縁に配置する。

【0026】

この新しい設計技術はMOSAD (multiplexed over sample analog to digital) 変換と呼ばれる。

【0027】

この新しい処理法を用いると、使用パワーが低減すると共に恐らく20ビットまでダイナミックレンジ(翻訳者註：A／D変換、デジタル符号化に使用可能な信号領域)を強化することができる。この処理法はCalifornia州Simi ValleyのAmain Electronicsで開発された。

【0028】

Stanford大学とAmain Electronicsで開発された両方プロセスに関する短い記事が Advanced Imaging誌の1998年9月号に"A／D Conversion Revolution for CMOS Sensor?"という題名で掲載されている。

【0029】

この文献も又このような特殊な形式の撮像プロセッサを説明するため、ここに引用する。

【0030】

更に別の固体撮像技術に関する最近の開発例はIsrael国, Jerusalem の Shell Caseによって開発された撮像装置である。

【0031】

"A CSP Optoelectronic Package for Imaging and Light Detection Applications" (A. Badihi) という題の記事で、Shell Case は半導体製造工程を用いてウエハ段階で完全にパッケージされたダイスの大きさの超薄型光電子パッケージを紹介している。

【0032】

要するに、Shell Case は例えばミニチュアカメラに使用することもできる、デジタル撮像センサに適用可能なチップスケールのパッケージ（CSP）工程を備えている。

【0033】

ダイスの大きさの超薄型光電子パッケージは、光学的に透明な材料を用いて完全に撮像装置ダイスを包み込むウエハレベルの工程で製造される。

【0034】

このパッケージ法は光電子装置には理想的に適していて優れた光学的な特性が得られ、撮像センサでは得られなかった要因が形成される。

【0035】

この文献も又Shell Case のチップスケールのパッケージ工程を説明するために引用する。

【0036】

更に別の固体撮像技術に関する最近の開発例は“絶縁体またはシリコンバルク（Bulk Silicon）上に設けられたシリコン層を用いる固体CMOS撮像装置”という名称の米国特許第6、020、581号に示されている。

【0037】

この特許はアレイ状に配列された多数の検出セルを組み込んだ撮像センサを開示し、●各々のセルは非固定の本体回路部（floating body）を有するMOSFETを備え●、非固定の本体回路部によって収集された電荷を増幅する長さ方向のバイポーラトランジスタとして動作する。

【0038】

この文献の開示する技術によれば絶縁支持体上のシリコン層に形成される検出セルのシリコン層の厚みに基づく電荷収集不足の問題は解消されバルクシリコン体（bulk silicon embodiments）においても動作するものと考えられる

【0039】

上述の固体撮像技術の開発は“チップに搭載されたカメラ”装置は達成される

撮像の質だけではなく、革新的なプロセスのよって製造され得る特定の装置の構造においても向上し続けるであろう。

【0040】

“チップに搭載されたカメラ”の構想は多くの工業的領域における応用に対して多大の利点を備えているが、アクセスすることが特に困難な体内領域を観察し、かつ、より小径の侵襲装置を用いて患者の外傷を最小限にするために、最小の内視鏡装置にも使用可能な小面積撮像装置に対する需要が依然として存在している。

【0041】

この発明の一つの目的は、“チップに搭載されたカメラ”の技術を利用する一方で、外科装置または他の検査装置の内部で使用する際に撮像される画像の輪郭を最小にするように、回路部を重畳させ再配置構成とした小面積撮像装置を提供することである。

【0042】

この発明の他の目的は“使い捨てにしてもよい”安価な撮像装置を提供することにある。

【0043】

この発明の更に他の目的は、撮像装置を通常は他の外科用器具を受容したり、手術部位のフラッシングを行うための液体や気体を受け入れるための通路を経由して撮像装置を装着することにより、標準の内視鏡と共に使用してもよい小面積撮像装置を提供することである。

【0044】

この発明の更に他の目的は、電池駆動され、ビデオ信号を術部位の殺菌領域の内部またはその外部にあるビデオ信号処理回路に伝送するために1本の導電体しか必要としない撮像能力を備えた外科装置を提供することにある。

【0045】

医師が取り扱う外科的処置に関する前述の意図された用途に加えて、ここに記述された発明は、特にアクセス困難な部位の画像を得るために極めて小型の撮像装置が用いられる口腔内手術および一般的な歯科処理に就いても極めて有用性

が大きい。

【0046】

更に、前述の発明は医科および歯科に就いて適用されるが、当業者であれば、ここに述べられている小型撮像装置が、撮像装置がアクセス困難な場所を観察するために工業機器類に使用可能な他の機能的原則に対しても適用できることも理解するであろう。

【0047】

従って、この発明の撮像装置は多くの工業用ボロスコープを代替するものとして使用されることにもなるであろう。

【0048】

“チップに搭載されたカメラ”の技術は画像輪郭領域の縮小化とそのような小面積画像装置の、医科、歯科またはその他の工業分野で使用される極めて小型の検査装置への組み込みに関して、更に改良され得る。

【0049】

近代的な内視鏡に組み入れられている優秀な光学装置と回路のために内視鏡は極めて高価で、かつ維持が困難になることがある。

【0050】

更に内視鏡処置における主要な関心事は依然としてその寸度であるから、標準的な手術用機器を内視鏡と同時に取り扱い可能にするためには、機器の寸度を小さくするよう修正しなければならない。

【0051】

例えば鉗子等のようなミニアチュアな手術用器具を内視鏡と共に同時に導入するために、内視鏡の内部又は周囲に多数の通路を設けることは当該技術では周知である。

【0052】

従って、大多数の従来の内視鏡の組立は先ず内視鏡の寸度の検討から始まり、次いで修正された手術用器具を同時に検査対象部位まで導入してもよいように、内視鏡の内部又は周囲に操作用通路が形成される。

【0053】

内視鏡の内部で使用する撮像要素の小型化に就いては電子工業において大きく進歩したけれども、使用されている内視鏡の多くはある種の外科的処置法を実施するためには依然として大き過ぎる。

【0054】

これに加えて、多くの外科的処置法はミニチュア術具では効果的に実施することができない。むしろ、よりフルサイズの機具が依然として必要とされる。

【0055】

更に、使用される内視鏡の小さな通路内に適合するほど小型の特別な器具を制作しなければならないので、コストは依然として使用を禁止する一つの要因となる。

【0056】

前述のことから、或種の外科処置法のために内視能力を備えると共に、更に撮像能力を備え、そのような外科的処置法を実施するために使用される侵襲寸度が最小限の器具を維持するためのコストを低減するには、より大型の、より標準的な寸法の手術用器具と広範に使用できるさらに小型の撮像装置が望まれることは明らかである。

【0057】

従って、この発明の撮像装置は上述の最も近代的な内視鏡の欠点を克服するために理想的に適合している。

【0058】

【発明の開示】

この発明によれば、修正された手術用器具と組み合わせて用いる小面積撮像装置が提供される。

【0059】

ここに用いられる“撮像装置”という語は画像形成素子およびテレビジョンまたはビデオモニタ、さらにパーソナルコンピュータのような標準的なビデオ装置により受信されるビデオ信号を発生するために使用される装置処理回路の事である。

【0060】

ここに用いられる“撮像センサ”という語は撮像装置の光電素子アレイにおける各素子の構造内に画像を捕捉して蓄える固体撮像装置のコンポーネントのことである。

【0061】

以下に述べるように、タイミングおよび制御回路を光電素子アレイと同一平面上に設けるか、または光電素子アレイから離れた位置に設けることもできる。前者の場合には撮像センサを集積回路（IC）として定義することもできる。

【0062】

ここに用いられる“信号”または“画像信号”という語は、他に更に特定して定義しない場合は、撮像装置による処理過程のいずれかの箇所で特定のフォーマットまたはドメイン（領域）中に存在している電子の形状のことである。

【0063】

ここで用いられる“処理回路”という語は、撮像センサから画像信号を受信してこれを最終的には使用可能なフォーマット形式とする撮像装置内の電子部品のことである。

【0064】

ここに用いられる“タイミングと制御”という語は光電素子からの画像信号のリリース（取り出し）を制御する電子部品（コンポーネント）のことである。

【0065】

第一の形態では撮像センサは、タイミングと制御回路を伴うかまたは伴わないで内視用器具の遠隔先端に設けられ、他の処理回路は小型の遠隔制御ボックスに設けて単一の電線によって撮像センサと交信する構成とすることができる。

【0066】

第二の形態では撮像センサと処理回路を全て所定の回路基板に搭載し内視用器具の遠隔先端に設けることができる。この態様に置いては撮像センサを単独に別の回路基板に装着し、タイミングと制御回路および処理回路は1個またはそれ以上の他の回路基板に設けることができる。

【0067】

これに代えてタイミングと制御とを光電素子アレイと同一の回路基板に搭載し

、残りの処理回路を1個またはそれ以上の他の回路基板に設けることができる。

【0068】

光電素子アレイおよびタイミングと制御回路を同一の回路基板上に設ける必要のある撮像装置の形態に対しては、処理回路に画像信号を伝送するために単一の導線があればよい。

【0069】

タイミングと制御回路を他の回路基板に組み込む別の形態の撮像装置においては、タイミングと制御回路を光電素子アレイに接続するための多数の接続と、画像信号を伝送するための1本の導線もまた必要になる。

【0070】

更に他の形態においては、撮像装置を標準的なC型またはV型のマウントコネクタと接続可能に形成された標準的なカメラハウジング内に設けて、標準的なロッドレンズ内視鏡に適用してもよい。

【0071】

この発明によれば小面積撮像装置は特別または特殊なタイプのシリコンウエハ製造技術に限定されるものではなく、周知のIC製造工程だけではなく、いま新しく登場しようとしている製造プロセスにも組み入れることができる。

【0072】

例えば絶縁体上のシリコン(SOI)は、高密度のマクロプロセッサおよび遠距離通信装置用のICによって(??? due to ???)特性向上と低いパワー消費を齎す能力を備えているために、革新的な回路製造者によってますます認識されてきた新技術である。

【0073】

要約すると、SOIは標準的なシリコンウエハ上に絶縁層を付加的に形成し、その後更に絶縁層の上面にシリコンウエハを追加することを含むウエハ製造技術である。

【0074】

SOIは従来のICにおいて一般的な支持体リーケッジを防止し、クロック速度を増大し、遥かに低い供給電圧で動作する。最近SOIはビデオカメラの基本

素子構造に最適化してきている。

【0075】

SOI技術は本質的に機械的なものであり、CMOS構造であるか否かに拘わりなく基本回路構造には影響しないことを留意すべきである。

【0076】

この発明において全CMOS回路がSOI集積回路の最も上部のシリコン層に簡単にイオン注入されることも考えられる。

【0077】

第一または第二の形態の画像装置を用いて極めて小さな内視鏡を造ることができる。

【0078】

この極めて小さな内視鏡は“マイクロ内視鏡”と記載され患者に挿入される極めて小さな直径の管路またはシースを含む。

【0079】

この管路またはシースは好適な撮像装置の要素を受容する中央管腔（lumen）またはシースを備えた可撓性材料からなる。

【0080】

管路には同心の管を中央管腔の内部に設けるように修正されてもよく、管路の遠隔端の外周の回りに多数のひかりファイバを設けることができる。

【0081】

更に内視鏡を方向付け可能とするため管路に沿ってコントロールワイヤを設けることができる。管路の近接端には、画像信号を更に処理するため或いはビデオ制御装置に直接接続するために、そして所望の光源から光ファイバに光が供給されるために、必要な接続部を含むだけにしてもよい。

【0082】

より従来形式に近い内視鏡にはハンドルが備えられ、使用者が装置をよりよく把持しこれを保持できるようにしてある。

【0083】

マイクロ内視鏡または内視鏡の製作に使用する材料はいかなる所望の殺菌用プ

ロトコルにも適合するようにするか、または使用後にマイクロ内視鏡または内視鏡の全体が殺菌可能で、且つ使い捨て可能にすることができる。

【0084】

一応用例ではこの発明のマイクロ内視鏡は、マイクロ内視鏡を収容する長手方向に向かうチューブまたは通路を含むように修正した標準的なJ a c k s o n 把持鉗子と組み合わせて使用される。

【0085】

使用に際して、マイクロ内視鏡は総合的撮像能力を提供し、外科医はJ a c k s o n 把持鉗子を操作して患者内部の異物の除去を行う。

【0086】

他の応用例では、この発明のマイクロ内視鏡はステント位置決め用カテーテルと組み合わせして使用される。この応用例ではマイクロ内視鏡はカテーテルの小径のチューブを通して装備着され、ステントが位置すべき体中の正確な位置までカテーテルを導くために総合的な撮像能力を提供する。

【0087】

他の応用例では、この発明のマイクロ内視鏡は“ オーバーチューブ ” 切開装置または組織分離装置と組み合わせして、極めて精密な切開、組織分離または高周波組織破壊治療などを行う。

【0088】

他の応用例では、この発明のマイクロ内視鏡は誘導可能なバルーンカテーテルと組み合わせして、ステント位置決め用カテーテルと共に使用した場合と極めて類似した方法で使用される。

【0089】

更に他の応用例では、マイクロ内視鏡は気管内挿管装置と共に使用され、使用者が患者内の気管内チューブの位置状態を観ることのできるようにする。

【0090】

更に他の応用例では、この発明の小面積撮像装置は修正されたトロチャー (t r o c h a r) に直接組み入れることもできるし、或いはマイクロ内視鏡と組み合わせして用いてもよい。

【0091】

全ての応用例において、マイクロ内視鏡には光ファイバに所望のタイプの光で手術領域を照光させるように光源から光を供給するのがよい。

【0092】

例えばこの発明のマイクロ内視鏡は、蛍光検出内視鏡検査や例えば200-1100Nmのような特定周波数の光を必要とするその他の処置法に理想的に適している。

【0093】

これらおよびその他の利点は、図面ならびに後述の実施例の記述から当業者に明らかなものとなるであろう。

【0094】

【発明を実施するための最良モード及び効果】

図1aに示された発明によれば、図1bに示された小面積撮像装置11を組み込む内視鏡10が与えられている。

【0095】

以下に更に議論するように、撮像装置の要素は総て一つの位置に備えられるか、または分離されかつ適当なケーブルによって相互接続されてもよい。撮像センサーを作る光電素子配列はイメージを捕らえ、それらを光子から電子への変換によって電気エネルギーの形式で貯蔵する。

【0096】

この変換は電子を貯蔵する一つ以上のコンデンサと繋がる、各光電素子中の光ダイオードによって起こる。

【0097】

内視鏡10の構造は患者の身体内に挿入される可撓性または剛性管状部分14を含み、希望する面積を観察するために適当な位置に配置される。

【0098】

管状部分14はその近接端にハンドル部分12を取り付け、ハンドル部分12は内視鏡処置を行う外科医によって把持されてもよい。

【0099】

ハンドル12はそれを通して一つ以上のケーブルを受け入れる中央内腔すなわちチャンネル13、または管状部分14の遠方端16に伸長する他の構造を含む。

【0100】

ハンドル部分12は更に中央チャンネル13と交差し、内視鏡を通して配置される他のケーブル、流体または操作器具用の他の入口個所を提供できる追加チャンネル15を含む。

【0101】

図1bは、内視鏡10の遠方端16を図示する。遠方端16は管状部分14の長さに沿い、かつハンドル部分12に接続する外側管18によって特徴付けられる。

【0102】

一つ以上の内側管20が、外側管18内部に同軸に配置される。図1bにおいて内側管20と外側管18間の間隙は、一つ以上の光ケーブル22または制御線24がその中に配置される空間を形成する。

【0103】

当該技術に習熟した人々によってよく理解されるように、図1bに図示されるような円周状に配置された複数の光ファイバーは、手術個所を照明するために使用できる。

【0104】

当該技術に習熟した人々によってよく理解されるように、光ファイバーを通して希望する周波数／波長の光を通す光源（図示せず）が設けられる。

【0105】

予め選択された波長で光を放出する能力を持つ適当な光源を使用することによって、蛍光ガイド内視鏡検査法が行われる、ということもまた本発明の範囲内と考えられる。

【0106】

更に制御線24が、内視鏡の遠方端16を希望する方向に操作するためにハンドル部分12に一体化された制御機構（図示せず）と繋がることことができる。

【0107】

操縦特性と結合された可撓管状部分14は、内視鏡を曲がりくねった身体的通路や身体内の到達困難な他の位置の内部に配置することができる。

【0108】

あるいは順応性のある形状ワイヤ（図示せず）が管18または一つの管20の壁の中に組込まれ、内視鏡10を如何なる所定の形状にも屈曲させる。

【0109】

撮像センサー40は、内側管20によって規定される中央チャンネルの内部に配置される。図1bに示される構成において、ケーブル26は撮像センサー40と繋がる導体を収納するために使用される。

【0110】

中間支持管28は、内側管20によって規定される内側チャンネルを通りながら、ケーブル26についての必要な支持を提供するために、ケーブル26の外側に同軸に、かつ内側管20の内部に同軸に配置される。

【0111】

支持管28の代わりに、内側管20の内側同軸表面に取り付けることができるクリップまたは他の取り付け手段のような他のよく知られた手段が、ケーブル26の安定化のために設けられてもよい。

【0112】

制御箱30は、内視鏡10から遠方に配置されてもよい。制御箱30が、撮像センサー40によって生み出されたイメージ信号を処理するために使用される幾つかの処理回路を内蔵する。

【0113】

従って、先に規定したような撮像装置11は、制御箱30内部の処理回路および内視鏡の遠方先端に位置する撮像センサー40を含むであろう。

【0114】

制御箱30は単純に、その中にケーブル26を収納する絶縁されかつ遮蔽されたケーブルでよい、ケーブル32によって撮像センサー40と繋がる。

【0115】

ケーブル32は、ケーブル32がチャンネル13内部で不注意に押されまたは引かれることが出来ないことを確保する固定手段によって、ハンドル部分12に対して安定化される。

【0116】

更に追加の固定具35が、複数の光ファイバー22を収納する光ケーブル36の挿入を安定化するために設けられてもよい。

【0117】

代替りの配列において、本発明のイメージ装置は管状部分14内部に単純に組込まれ、更に図6-16に関して以下に議論されるように標準外科装置と組合せて使用できるマイクロ内視鏡が設けられるように、管状部分14に直接取り付けられた標準コネクタを利用する。

【0118】

撮像センサー40は、平面四角形状部材であるように図示される。しかしながら撮像センサーは、内側管20によって規定されるチャンネル内部によりよく適合するように平面円形形状に変更してもよい。

【0119】

従って、図1bは更に代替りの形状の丸い撮像センサー40'を示す。レンズグループまたはシステム42が、撮像センサー40上の光電素子配列に衝突される、その前方のイメージを操作するために内視鏡の遠方端に組込まれてもよい。

【0120】

このレンズシステムは、管状部分14が遠方端16を通して入る流体に対して不通気性であるように、内視鏡の遠方端16で密閉されてもよい。

【0121】

図1aおよび1bの撮像装置11の構成において、撮像センサー40へパワーを供給し、およびイメージを撮像センサー40から制御箱30内部に備えられる処理回路へ後方に伝達するために必要な、僅か三本の導体がある。

【0122】

すなわち、パワー導体44、接地導体46およびイメージ信号導体48があり、それらの各々は撮像センサーにしっかり繋がれている。こうしてケーブル26

は、単に三本の250オームケーブルでよい。

【0123】

撮像センサー40は、その最大寸法で1mm程に小さくできる。しかしながら殆どの内視鏡処理についてのより好ましい大きさは、撮像センサー40がその最大寸法で4mmから8mmの間であることを指図するであろう。

【0124】

導体48を通して撮像センサーから伝達されたイメージ信号を、ここではまたプレビデオ信号と呼ぶ。プレビデオ信号が一旦導体48によって撮像センサー40から伝達されると、それはビデオ処理ボード50で受信される。

【0125】

ビデオ処理ボード50は次いでプレビデオ信号の総ての必要な条件を実施し、そして標準ビデオ装置、テレビジョンまたは標準コンピュータビデオモニタ上で直接観察することができるように、それを一つの形式に配置する。

【0126】

ビデオ処理ボード50によって作り出された信号は、更に標準ビデオ装置によって受け入れることのできるポストビデオ信号として規定される。

【0127】

図1aに示されるように、制御箱30の外面上の出力コネクタ58へポストビデオ信号を伝達する導体49が設けられる。

【0128】

希望するビデオ装置（図示せず）から伸長するケーブル（図示せず）が、導体58によってポストビデオ信号を受信してもよい。

【0129】

パワー供給ボード52は、電源●●54を通して受信した入力パワーを希望する電圧に変換できる。

【0130】

本発明に組込まれた好ましい撮像装置において、撮像装置へのパワーは、単に1.5ボルトから12ボルトでよい直流である。

【0131】

例えば壁面コンセントからの入力パワーは、コネクタ56によってパワー供給ボード52と繋がる。パワー供給ボード52は入力電源を取り、それを希望するレベルに調節する。

【0132】

更に接地●●46もまた、コネクタ56を通して電源に向かって後方に伸長するように示される。

【0133】

図2aは、撮像装置が内視鏡の遠方端16内部に完全に内蔵され、撮像装置内部の回路を駆動する電源がハンドル部分12内部に収納されたバッテリー66から来てもよい本発明を図示する。

【0134】

図2bに示されるように、ビデオ処理ボード50は撮像センサー40の後方に直接配置してもよい。

【0135】

複数のピンコネクタ62は、撮像センサー40の特定の構成に応じて撮像センサー40をビデオ処理ボード50と電氣的に接続するのに役立ち、およびピンコネクタ62は構造的支持のためにのみ、またはそれによってイメージ信号が撮像センサー40とボード50間に伝達される手段を提供するために設けられてもよい。

【0136】

必要であれば、イメージ信号を処理し、かつそれを希望するビデオ装置によって直接受信できる一つの形式に提出する処理回路を更に含む一つ以上の追加ボード60を設けることができる。

【0137】

撮像センサー40によって占められる面積は撮像装置のプロフィール面積として規定でき、そのことはその臨界的寸法を決定する。

【0138】

ボード50または60上に備えられる如何なる撮像装置も、縦軸XXに沿って撮像センサー40と縦方向に配列する一つ以上の回路ボード上に配置されなけれ

ばならない。

【0139】

もしプロフィール面積が、撮像装置内部の最大の大きさの撮像装置を制限する条件で臨界的でないならば、通常撮像センサー40と一致して配置される追加の回路ボード50および60がオフセットした仕方で配列でき、または撮像センサー40のプロフィール面積よりも大きくてもよい。

【0140】

図2bの構成において、要素40、50および60は、それらが内視鏡の中央チャンネル内部に均一に適合できるように略同じ大きさであることが望ましい。更に撮像センサー40は、遠方端16内部に搭載された時、撮像装置11に別の構造的支持を与えるためにレンズシステム42に接着してもよい。

【0141】

図2aのハンドル部分12を参照して、追加チャンネル64が、パワー供給ケーブル68がバッテリー66と繋がるように設けられる。

【0142】

便利なことに、バッテリー66はそれ自身ハンドル部分12に形成されたウェル65内部に搭載されてもよい。ケーブル68は、導体44と接地線46を容れる。

【0143】

ケーブル68はチャンネル13内部でケーブルと交差してもよく、ケーブル68および33は次いで遠方端16へ伸長する。ケーブル33は希望するビデオ装置へポストビデオ信号を伝達する単一導体ケーブルでよい。

【0144】

換言すれば、ケーブル33は、単にポストビデオ信号を運ぶ導体49用の絶縁、遮蔽ハウジングでよい。撮像装置11の好ましい撮像センサーは5ボルトのパワー供給のみ要求することによって、バッテリーは内視鏡に繋がるであろう導体の代わりの理想的な電源である。

【0145】

従って、内視鏡は少なくとも一つの垂下ケーブルを除去することによって、よ

り移動性に富みかつ操作をより容易にする。

【0146】

図3aは本発明の更に別の配列を図示し、ここで撮像装置は標準ロッドレンズ内視鏡70と共に使用できる。示されるようにロッドレンズ内視鏡70は、内視鏡の遠方端から内視鏡と整列するカメラヘイメージを伝達できる複数の高精度レンズ（図示せず）を含むレンズ列72を含む。

【0147】

ロッドレンズ内視鏡は、光ガイド結合ポスト74が設けられている。光ガイドポスト74は、光源（図示せず）と繋がる複数の光ファイバー撚り線（図示せず）を持つケーブル77の形式で光源に接続する。

【0148】

ロッドレンズ内視鏡の最も一般的な配列は、アイピース76に付随する“C”または“V”マウントコネクタ78を含む。“C”または“V”マウントは、その別の端部でカメラグループ80に付随する。

【0149】

カメラグループ80は、撮像装置の一つ以上の要素を収納する。この実施例において、撮像装置は内視鏡の遠方端に配置されることはないので、撮像装置の小さなサイズは臨界的問題ではない。

【0150】

しかしながら撮像装置を通常伝統的なカメラを保持するであろうハウジングに組込むことは、依然として有利な配列を提供する。

【0151】

示されるように、カメラグループ80はパワー／ビデオケーブル86に繋がるハウジング82を含んでもよい。固定具87は、ケーブル86をハウジング82内部に備えられるカメラグループ80の内部要素に結合するために設けられる。

【0152】

図3aは、撮像センサー40が単独にハウジング82内部に配置し、および撮像装置11の処理回路が図1aに示される遠方制御箱内に位置できる撮像装置11の配列を図示する。

【0153】

従ってただ三本の導体44、46および48が、撮像センサー40へパワー供給するため、およびプレビデオ信号を制御箱に伝達するために必要である。

【0154】

あるいは、図3bに示されるように全撮像装置11がカメラグループ80内部に組込まれてもよく、撮像装置の各要素は図2bに類似の積上げ配列に配置される。

【0155】

上記のように、カメラグループハウジング82は図1aおよび2aの内視鏡の遠方先端よりも遥かに大きいので、図3aおよび3bの実施例では大きさはそれ程問題ではない。

【0156】

図3cもまた、図3bまたは図3cの何れかの撮像装置への電源を提供するバッテリー66の使用を図示する。この配列において、ハウジング82はその中にバッテリー66を収納するバッテリーハウジング69を含む。

【0157】

バッテリーハウジング69は、導体48または49をそれぞれ処理回路またはビデオ装置と直接繋げさせることのできる非常に小さい直径のチャンネルを含んでもよい。

【0158】

図1aの実施例は電源としてバッテリー66の使用を組み込むことができることが、また理解されるであろう。こうして図1aのハンドル12は、バッテリーをハンドル部分12に取り付けさせるために、ハウジング82と同じ方法で変更できる。

【0159】

図4は、撮像装置11が構成できる一つの方法を図示する略式図である。図示されるように撮像センサー40は、同じ平面構造に計時および制御回路を含むことができる。パワーは、パワー供給ボード52により撮像センサー40へ供給される。

【0160】

撮像センサー40とボード52間の接続は、単にその中に二本の導体、一方は接地用他方は希望する電圧の伝達用を持つ一本のケーブルでよい。

【0161】

これらは、導体44および46として図示されている。プレビデオ信号の形式での撮像センサー40からの出力は、導体48によりビデオプロセッサボード50に入力される。図4の構成において、導体48は単に50オームの導体でよい。

【0162】

パワーおよび接地はまた、パワー供給ボード52から導体44および46によってビデオ処理ボード50に供給される。ビデオプロセッサボード50からの出力信号はポストビデオ信号の形式であり、それはまた50オームの導体でよい導体49により運ばれることができる。

【0163】

図1aに図示された第一配列において、ケーブル32は導体44、46および48を収納するために使用できる。図2aに示された配列において、ケーブル33はバッテリー電源が使用される時それ自身で導体49を収納するために使用でき、またはもし図2aの配列がボード52からの電源利用するならばケーブル33は導体44、46および49を収納できる。

【0164】

随意的に、追加処理ボード60が、更にプレビデオ信号を強化するために設けることができる。図4に示されるように、追加ボード60は撮像センサー40からのプレビデオ信号が最初に追加ボードに送られ、次いでビデオプロセッサボード50に出力されるように配置できる。

【0165】

この場合、ボード50からの出力は、導体51に沿って運ぶことができる。この出力は、強化ビデオ信号として規定できる。

【0166】

更にビデオプロセッサボード50からのポストビデオ信号は、以下に更に議

論されるように次の処理のために追加ボード60へ戻されてもよい。

【0167】

ポストビデオ信号を追加ボードへ戻して伝達するために使用される導体が、導体59として示される。パワー供給ボード52もまた、撮像センサー40およびボード50に対すると同じ仕方で追加ボードへパワーを供給できる。

【0168】

すなわち、単純な、しっかり繋がれた接続が、接地および電圧搬送導体用の追加ボードに為される。

【0169】

上に議論されるように、撮像センサー40は、ボード50および60から遠方に配置することができる。あるいは、撮像センサー40およびボード50および60は、それぞれ内視鏡の遠方端内部に配置することができる。

【0170】

図4は同じ平面構造上に配置された撮像センサー並びに計時および制御回路を図示するが、計時および制御回路を光電素子配列から分離し、および計時および制御回路をビデオ処理ボード50上に配置することが可能である。

【0171】

計時および制御回路を撮像センサーと同じ平面構造に配置することの利点は、ただ三本の接続、すなわち導体44、46および48のみが撮像センサー40と残りの撮像装置間に要求される、ということである。

【0172】

更に計時および制御回路を、光電素子配列を備える同じ平面構造に配置することは、低雑音を持つプレビデオ信号に帰着する。更に、計時および制御回路を撮像センサーを運ぶ同じ平面構造に追加することは、平面構造の一つの寸法に無視し得る量の大きさを追加するのみである。

【0173】

もし光電素子配列が平面構造上の唯一の要素であるならば、追加接続は、光電素子配列へ時計信号と他の制御信号を伝達するために、平面構造とビデオ処理ボード50間に作られなければならない。

【0174】

例えばボン型ケーブル（図示せず）または複数の50オーム同軸ケーブル（図示せず）が、光電素子配列からの情報のダウンロードを制御するために使用されなければならない。これらの追加接続は、ボード間でしっかり繋がれるであろう。

【0175】

図4aは、光電素子配列90および計時および制御回路92を含む撮像センサー40のより詳細な略式図である。

【0176】

本発明内で使用できる光電素子配列90の一つの例は、ここに参考文献として組込まれたFossu等への米国特許No. 5, 471, 515に開示されたものと同様である。

【0177】

より詳細にはFossu等の図3は、光電素子配列90における各光電素子を作る回路を図示する。Fossu等に記述される光電素子配列90は光電素子内電荷移送を備える活性光電素子グループである。

【0178】

光電素子配列によって作られた撮像センサーは、工業標準コンプリメンタリ金属酸化膜半導体プロセスで製造できるモノリシック相補型金属酸化膜半導体集積回路として形成される。

【0179】

集積回路は光電素子セルの焦点面配列を含み、セルの各一つは光発生電荷を蓄積する基板の上に重なる光ゲートを含む。

【0180】

より広い条件において、当該技術に習熟した人々によって理解されるようにイメージは光電素子配列上に衝突し、イメージは光電素子配列の光ダイオードを打つ光子の形式である。

【0181】

光ダイオードまたは光検出器は、光子を各光電素子回路に備えられるコンデン

サ中に貯蔵される電気エネルギーまたは電子に変換する。各光電素子回路は、以下に議論するように計時および制御回路によって制御されるそれ自身の増幅器を持つ。

【0182】

コンデンサに貯蔵された情報すなわち電子は、希望するシーケンスおよび希望する周波数で放出され、次いで次の処理のためにビデオ処理ボード50へ送られる。

【0183】

米国特許No. 5, 471, 515に開示された活性光電素子配列がここで挙げられたが、上記のハイブリッドCCD/CMOSまたは他の固体撮像装置が使用されてもよく、ここで計時および制御回路は光電素子配列と同じ平面構造上に配置されるか、または分離され、かつ遠方に配置されてもよい。

【0184】

その上、ここに開示された撮像装置は米国特許No. 5, 471, 515に特定して開示されたような撮像センサーに限定されず、本発明の撮像装置を作る他の処理回路と関連して使用されるように構成できる撮像センサーを包含する、ということが明白に理解されるであろう。

【0185】

計時および制御回路92は、光電素子配列に記憶されたイメージ情報またはイメージ信号の解放を制御するために使用される。Fossum等の撮像センサーにおいて、光電素子は複数の行と列に配置される。

【0186】

各光電素子からのイメージ情報は最初に行毎の仕方で統合され、次いで行から統合情報を含む一つ以上の列からダウンロードされる。

【0187】

図4aに示されるように、列から統合された情報の制御は、ラッチ94、カウンタ96およびデコーダ98によって達成される。ラッチ、カウンタおよびデコーダの動作は他の撮像装置に備えられる類似の制御回路の動作と同様である。

【0188】

すなわち、ラッチは光電素子配列中の各個々に取り組みれた光電素子からの電子流を制御する手段である。

【0189】

ラッチ94が動作可能である時、それは電子をデコーダ98へ移送させるであろう。カウンター96は、計時および制御回路92からの時計入力に基づいて個別情報量を計数するようにプログラムされる。

【0190】

カウンター96がその設定点に到達するかまたは超過した時、イメージ情報はラッチ94を通過することができ、統合情報を直列フォーマットに配置するデコーダ98へ送られる。

【0191】

デコーダ98が一旦情報を復号しそれを直列フォーマットに配置すると、次いで行駆動器100が各行からの直列情報を説明し、各行に一個または複数の列によってダウンロードさせる。要するに、ラッチ94により最初に各光電素子に記憶された情報がアクセスさせられるであろう。

【0192】

カウンター96は、次いで希望する時間シーケンスに基づいて情報流の量を制御する。一旦カウンターがその設定点に到達すると、次いでデコーダ98は情報をとることを知り、そしてそれを直列フォーマットに配置する。

【0193】

全プロセスは、プログラムされた時間シーケンスに基づいて繰り返される。列駆動器100が各列を説明した時、列駆動器は希望するビデオレートで各列を読み取る。

【0194】

一個または複数の行から解放された情報もまた、一連のラッチ102、カウンター104およびデコーダ106によって制御される。行からの情報と同じように、列情報もまた直列フォーマットに配置され、それは次いでビデオ処理ボード50へ送られてもよい。

【0195】

この列情報の直列フォーマットは、導体48によって運ばれたプレビデオ信号である。列信号コンディショナー108は、列直列情報を望ましい電圧レベルの形式で管理可能なフォーマットに配置する。

【0196】

換言すれば、列信号コンディショナー108はダウンロードされた列から希望する電圧を受け取るのみである。

【0197】

計時および制御回路92への時計入力は、単に水晶結晶タイマーでよい。この時計入力は、色々なカウンタによる使用のために多くの他の周波数に分割される。計時および制御回路92への実行入力は、単にオン／オフ制御でよい。

【0198】

デフォルト入力により、プレビデオ信号を30ヘルツ以外の周波数で働くことができるビデオプロセッサボードへ入力することができる。データ入力は、ズームのような機能を制御する。

【0199】

少なくともランダムな仕方でアクセスできるCMOS型活性光電素子配列について、ズームのような特徴は外科医によって関心のある希望する面積を位置決めるこれらの光電素子のみに取り組むことにより、容易に操作できる。

【0200】

活性光電素子配列と関連して使用できる計時および制御回路の更なる議論が、米国特許No. 5, 471, 515に開示され、また論文、表題“Active Pixel Image Sensor Integrated With Readout Circuits”、NASA Tech Briefs、1996年10月号の38および39頁に記述されている。この特別の論文もまた、参考文献として組込まれている。

【0201】

撮像センサー40が一旦プレビデオ信号を作ると、それは次の処理を受けるためにビデオ処理ボード50へ送られる。図4bに示されるようにボード50にお

いて、プレビデオ信号は一連のフィルターを通過させられる。一つの一般的なフィルター配列は、二つの低域濾過フィルター114および116並びに帯域通過フィルター112を含んでもよい。

【0202】

帯域通過フィルターは、信号の低周波成分のみを通過する。一旦これらの低周波成分が通過すると、それらは次いで検出器120およびホワイトバランス回路124へ送られ、ホワイトバランス回路は赤色および青色間を識別する。

【0203】

ホワイトバランス回路は、撮像装置を白色であるその正常値に設定することを助ける。低域濾過フィルター114を通過する信号部分は次いでこの部分の大きさ、すなわち振幅を管理可能なレベルに低減する利得制御118を通して進む。

【0204】

利得制御118からの出力は、次いでホワイトバランス回路124へ帰還させられる。フィルター116を通して進む信号部分は、プロセッサ122を通して配置される。

【0205】

プロセッサ122において輝度または非彩度を持つ信号部分は、分離されY彩度ミキサー132へ送られる。信号の如何なる彩度部分も、プロセッサ122中に保持される。

【0206】

ホワイトバランス回路124の出力を参照し、信号のこの彩度部分は遅延線126に送られ、ここで信号はスイッチ128により更に低減される。

【0207】

スイッチ128の出力は平衡変調器130を通してY彩度ミキサー132へ送られ、ここで信号の処理された彩度部分は処理された非彩度部分と混合される。

【0208】

最後にY彩度ミキサー132からの出力は、この技術分野で一般に“複合”エンコーダとして知られるNTSC/PALエンコーダ134へ送られる。

【0209】

複合周波数は、テレビジョンによって受け入れることができるポストビデオ信号を作り出すためにエンコーダ134のY彩度ミキサー132を離れる信号に加えられる。

【0210】

図4に戻り、それは更に撮像センサー40から作り出されたプレビデオ信号をデジタル的に強化するか、あるいは更に調節するために使用できる追加ボード60を図示する。例えば、デジタル的強化はビデオスクリーン上で見られるイメージのエッジを輝かせるか、あるいは明快にする。

【0211】

更に背景イメージが取り除くことができ、こうして前景イメージのみを残し、またはその逆である。撮像センサー40とボード60間の接続は単に導体48でよく、これはまたプレビデオ信号をボード50へ移送できる。

【0212】

プレビデオ信号が一旦追加ボード60上でデジタル的に強化されると、それは次いで別の導体51によりビデオプロセッサボード50へ送られる。

【0213】

プレビデオ信号は、アナログ信号である。デジタル的に強化されたプレビデオ信号はデジタル信号でよく、またはそれはボード50へ送られる前にアナログ領域へ変換し戻されてもよい。

【0214】

デジタル的強化に加えて、追加ボード60は更にポストビデオ信号がNTSC/PALよりも他の希望するフォーマットで観察することができるように、ポストビデオ信号を更に調節できる他の回路を含んでもよい。

【0215】

図4に示されるように、中間導体59はY彩度ミキサー132からの信号出力を追加ボード60へ伝達し戻すことができ、ここで信号は更に特別のフォーマットで見られるように符号化される。

【0216】

使用できる一つの一般的なエンコーダは、RGBエンコーダ154を含む。R

G Bエンコーダは外科医が一つ以上の色を含むそれらのイメージのみを観察することを選択的に選ぶことができるように、信号を三つの分離した色（赤、緑、青）に分離する。

【0217】

特に染料が組織を着色するために使用される組織分析において、R G Bエンコーダは外科医が目標組織を識別することを助けることができる。

【0218】

図4に図示される次のエンコーダは、S V H Sエンコーダ156（スーパービデオホームシステム）である。このエンコーダは、ビデオ装置に入る前の信号の輝度部分と信号の彩度部分を分割または分離する。

【0219】

或る観察者は、ビデオ装置上で観察されるより明快なビデオイメージに帰着するこのような分離によってより、明快な信号がビデオ装置に入力されると信じる。

【0220】

図4に図示された最後のエンコーダはV G Aエンコーダ158であり、これにより多くのコンピュータモニタに一般的な標準V G Aモニタ上で信号を観察できる。

【0221】

撮像センサー40の配列とF o s s u m等の特許の図3に見られる出力間の一つの差は、二つのアナログ出力〔すなわちV S出力（信号）およびV R（出力リセット）〕を提供する代わりにリセット機能は計時および制御回路92で発生することである。従ってプレビデオ信号は、一つの導体48のみを必要とする。

【0222】

図5 a－5 eは、テレビジョンのようなビデオ装置によって直接受け入れることができるポストビデオ信号を作り出すためにビデオ処理ボード50に使用することができる回路の一つの例を、より詳細に図示する。

【0223】

図5 a－5 eに開示された回路は、小型4分の1インチP a n a s o n i cカ

メラ、モデルKS-162に見出される回路に非常に類似する。

【0224】

当該技術に習熟した人々によって、図5a-5eに見出される要素の特別な配列は、希望するビデオ装置によってプレビデオ信号を取り出しおよびそれを受信されるように調節するために組込むことができる、ビデオ処理回路のタイプの単なる例である。

【0225】

図5aに示されるように、5ボルトパワーが接地と共に導体44および46によってボード50に与えられる。導体48によって運ばれるプレビデオ信号はバッファ137で緩衝され、次いで増幅グループ138へ移送される。

【0226】

増幅グループ138は信号を使用可能レベルに増幅し、および残りの回路についてのインピーダンス整合を達成する。

【0227】

次の主要な要素は、図5bに示される自動利得制御140である。自動利得制御140は増幅グループ138からの信号を受け入れ可能レベルへ自動的に制御し、また下記するように他の特性を信号に加える。より詳細には自動利得制御140は、12チャンネルデジタルからアナログ変換器141の入力に基づいて信号を調節する。

【0228】

変換器141は、EEPROM（電氣的書換え可能読み出し専用不揮発性半導体メモリ）143から記憶された情報を回復する。EEPROM143は、使用者情報、例えば色、色調、バランス等を記憶できる不揮発性メモリ素子である。

【0229】

こうして自動利得制御140は、使用者の入力に基づく肌理または視覚的特性を変更する。自動利得制御140を離れる信号は、アナログ-デジタル変換器142によって変換されるまでアナログ信号である。

【0230】

図5cのデジタル信号プロセッサ144は、更に変換された信号を直列型デ

デジタル信号に処理する。マイクロプロセッサ146の一つの機能は、デジタル信号プロセッサ144が変換器142から発するデジタル信号をソートする仕方を制御することである。

【0231】

マイクロプロセッサ146はまたそれが何時作動されるか、それが何時データを受けるか、何時データを放出するか、およびデータが放出されるべき割合の項においてアナログ-デジタル変換器142を制御する。

【0232】

マイクロプロセッサ146はまた、ホワイトバランスのような撮像装置の他の機能を制御してもよい。マイクロプロセッサ146はEEPROM143に記憶された情報を選択的に受信し、更に回路内部の他の要素を制御するために色々な命令を実行できる。

【0233】

信号がデジタル信号プロセッサ144によって処理された後、信号は図5dに図示されるデジタルエンコーダ148に送られる。

【0234】

デジタルエンコーダ148のより重要な機能の幾つかは、信号がテレビジョンモニタのようなビデオ装置による受信のための条件に配置され得るように、同期を備えるデジタル信号、変調彩度、ブランキング、水平駆動、および他の必要な構成要素を符号化することである。

【0235】

図5dにまた図示されるように、信号が一旦デジタルエンコーダ148を通過すると、信号はデジタル-アナログ変換器150を通してアナログ信号に再変換される。

【0236】

この再変換アナログ信号は次いでバッファ151で緩衝され、次いでそれが希望するビデオ装置によって容易に受け入れられるように、信号を増幅する、図5eの増幅器グループ152へ送られる。特に図5eに示されるように一つのSVHS出口が160に設けられ、二つの複合またはNTSC出口がそれぞれ162

および164に設けられる。

【0237】

上記から、全イメージ装置は内視鏡の遠方先端内部に組込むことができ、または内視鏡近傍の小さな遠方箱内に配置された撮像装置の幾つかの要素を持つことができることが明白である。

【0238】

使用される撮像センサーのタイプに基づいて、撮像装置のプロフィール面積は、非常に小さい直径管を持つ内視鏡中に配置されるように十分小さく作られてもよい。

【0239】

更に撮像装置は、内視鏡の大きさを増加することなく追加の撮像能力を提供するために現存する内視鏡のチャンネル中に配置されてもよい。

【0240】

撮像装置は、パワーコードの形式での標準パワー入力接続によってパワー供給されてもよく、または小さなりチウムバッテリーが使用されてもよい。

【0241】

図6-16は、本発明の撮像装置を組込むことができる色々な医療器具を図示する。下記する医療器具と組合せるために、撮像装置は、撮像装置を握るために如何なるタイプのハンドルまたは他の手段を提供する必要性なしに、管状構造内部に単純に組込むことができる。

【0242】

従って、撮像装置は図1aおよび1bに関して上記したように管状部分14内部に収納でき、管状構造の近接端は、撮像装置をビデオディスプレイ装置に直接接続させ、または制御箱30の接続を与える標準コネクタを含むことができる。

【0243】

図6に示されるように、管状部分14は、Jackson把持鉗子230のような希望する外科器具内部に組込まれるように希望する如何なる長さにもできる。図6に示されるように、管状部分14の近接端は、図7に示されるラップトップコンピュータ229のようなビデオ装置上のビデオポートへの直接接続用に適

応できる。

【0244】

あるいは管状部分14の近接端は、もしイメージ装置の回路が制御箱が望ましいように構成されるならば、制御箱に接続できる。

【0245】

図1aに示される内視鏡内部に使用されるケーブル32と同じように、外部管ブランチ18はまた、ビデオディスプレイ装置にまたは制御箱30の何れかに直接伝達されるイメージ信号の完全性を確実にするために絶縁と遮蔽を含むことができる。

【0246】

管状部分14の近接端でのブランチ18の一つは、撮像装置に光源228と繋げさせる光ガイド固定具／コネクタ25を含む。

【0247】

図7に示されるように、中間ケーブル／導体59はラップトップコンピュータ229をビデオ出力コネクタ58に相互接続し、およびケーブル／導体61はパワーコネクタ56を電源（図示せず）に相互接続する。

【0248】

管状部分14の長さに関しては、本質的に制限はない。管状部分14の一つのセクションは無菌にされ、かつそれを手術面積の無菌フィールドの外に伸長させるに十分な長さを持ち、次いで適当なビデオ制御または光源に接続することができる。

【0249】

管状部分14は、ステンレス鋼、アルミニウムまたはPolygon Company of Walkerton, Indianaのような会社によって作られた半剛性プラスチック配管のようなより剛性の材料から作ることができる。多角形配管は複合プラスチックより成る材料であり多くの金属材料と同じ位構造的に強い。

【0250】

しかしながら多分、管状部分14は薄壁で可撓性のあるプラスチックから作ら

れてもよい。このような可撓性材料を使用により撮像装置は、外科器具の多くの異なるタイプと共に使用するために可撓性と操縦性の両方を得る。

【0251】

管状部分14に可撓性と操縦性を与える好ましい材料は、テフロン（R）、ポリエチレンおよびポリプロピレンの色々な形式を含む。

【0252】

更にもし管状部分14が可撓性にされるならば、それは身体内部で希望する手術場所への径路で遭遇するであろう鋭い回転や捻りに従うことができる。

【0253】

無菌管状部分14が無菌フィールドから遠方に伸長することを確実にするために、希望する長さに伸長する無菌管状部分14を設けることに加えて、無菌であり、かつ如何なる配線またはケーブルをもカバーする薄壁ドレープ（図示せず）が使用できるであろうし、配線またはケーブルは管状部分14の近接端近くに露出されながら、依然として無菌フィールドにあることができる。

【0254】

図示されていないが、非無菌構成成分を無菌フィールドから絶縁するドレープを使用することは、当該技術に習熟した人々にはよく理解できるであろう。

【0255】

マイクロ内視鏡の第一適用が、図6および7に図示されている。示されるようにマイクロ内視鏡は、修正Jackson把持鉗子230と共に使用できる。

【0256】

図6に図示された特別の把持鉗子230は、それを通して一对の細長い把持尖叉234を受信できる器具チャンネル232によって特徴付けられる。把持尖叉234は、一個の尖叉ロッド235を形成することにより近接端で終わる。

【0257】

把持尖叉234は、第一部材240と第二部材242の鉗作用によって器具チャンネル232内部で内側へまたは外側へ滑動させることができる。第一および第二部材240および242は、旋回点244で接続する。

【0258】

第二部材242の遠方端は、ピン250によってそこに一端で取り付けられたプッシュリンク246を含む。プッシュリンク246の他端は、ピン252によってブラケット248に接続される。

【0259】

部材242および240のリング256および258は外科医の指によって一緒に押圧されるので、第一部材240は、尖叉234の常時分離または開放遠方端がそれらの近接移動によって器具チャンネル232中に一緒に押圧されまたは引き出されるように、把持尖叉234を後方または近接方向に移動させるであろう。

【0260】

尖叉234を器具チャンネル232から突出させることが望ましい時、リング256および258は再度分離される。鉗子は、尖叉234の開閉動作により異物を把持することができる。

【0261】

便利なことに、第一部材240が尖叉ロッド235に沿って希望する位置に置くことができるように、締め付けノブ254は設けることができる。第一部材240を尖叉ロッド235に沿って特定して置くことは、把持尖叉234に器具チャンネル232の遠方端を超えて希望する距離に突出させる。

【0262】

把持鉗子230は、管状部分14を受け入れる内視鏡管236を含むように変更される。管236はチャンネル232に沿って溶接または接着され、またはよく知られた他の手段によって達成することができる。

【0263】

便利なことに、内視鏡管236は、遠方端16が内視鏡管236の遠方端を超えて突出する範囲を制御するために、締め付けノブまたは調節部材238を含んでもよい。

【0264】

マイクロ内視鏡を鉗子の傍に直接配置することにより、マイクロ内視鏡は、尖叉が異物を把持するように操作されながら尖叉を観察する。

【0265】

マイクロ内視鏡の前方または遠方配置することにより、またそれは患者内への挿入径路を観察できる。

【0266】

図7に示されるように、J a c k s o n把持鉗子は、ビデオ制御装置229のスクリーンで観察できる異物Oを取り除くために患者Pの中に挿入される。

【0267】

図7に実施される手術から硬貨のような異物は、J a c k s o n把持鉗子230によって患者Pの肺または気管から取り除くことができる。

【0268】

過去において、患者の気道または喉は鉗子と内視鏡の両方を同時に導入することに適応できなかったので、フルサイズのJ a c k s o n把持鉗子のような器具は内視鏡と同時に導入できなかった。

【0269】

従ってこの処理は、J a c k s o n把持鉗子が調査対象の手術場所に達する前に患者身体中の径路中におよびそれを通して導入される時、外科医がJ a c k s o n把持鉗子を明視できることなしに、事前に行われなければならない。

【0270】

管状部分14の小さなサイズのために内視鏡管236の追加により、J a c k s o n把持鉗子は完全な撮像能力を持つことができる。

【0271】

図7に描かれた動作において、J a c k s o n把持装置は、硬貨のような大きい対象物がこのような鉗子によってのみ見出される実質的な大きさと強度の尖叉による取り除きを要求するので、好ましい手術器具である。

【0272】

換言すれば、標準内視鏡のチャンネルを通して導入できるより小さな鉗子は、硬貨のような比較的大きい異物を保持するための把持強さまたは大きさを持たない。

【0273】

図8および9はステント配置カテーテル290と共に使用されるマイクロ内視鏡を図示する。阻止された動脈Aを拡大するまたは拡張するために使用される一つの一般的な処理は、封鎖Bを開放するために使用されるステントの導入である。

【0274】

図8に示されるように、ステント配置カテーテル組立て290は、封鎖Bにステントコイル294を移送するために使用されるカテーテル管292を含んでもよい。ステントコイル294は、カテーテル管292の外壁の周囲で包まれる。

【0275】

一对の制御線296と298が、それぞれ接合点300および302においてステントコイル294の相対する端部に接続してもよい。

【0276】

保持器299は、制御線をカテーテル管292に確保するために使用できる。あるいは管292の壁の内部に形成されたチャンネル（図示せず）は、制御線確保するために使用できる。

【0277】

以前の処理において、多くの動脈Aの小さなサイズは、動脈それ自身の内部に内視鏡を導入することを妨げた。

【0278】

従って、動脈内部に観察されるようなステント294の正確な配置は、不可能であった。マイクロ内視鏡の小さなサイズのお蔭でそれはカテーテル管292の内側に配置され、それにより外科医に動脈の内壁の光景を与える。

【0279】

操作に当たって、管状部分14の遠方端16は、ステント配置カテーテルが動脈または動脈へのルートその他の身体的通路を通して移動されながら、外科医にイメージを与えるために、カテーテル管292の遠方端を超えて突出してもよい。

【0280】

図9に見られるように、ステント配置カテーテルが一旦封鎖B中に導入されると、マイクロ内視鏡はステント配置カテーテル内部から取り除くことができ、お

よびステントコイルは封鎖Bを拡大するために作動することができる。

【0281】

ステントコイルを作動させる一つの一般的な処理は、ステントを身体内部で作動された時拡張したまま残るであろうニトロノールのような材料から作ることである。

【0282】

ニトロノールは、温度変化に非常に敏感な材料である。ステントコイルが封鎖B内部で伸びるまたはほどけるように、ステントコイル294を加熱し従って活性化するために、小電流が第一および第二制御線296および298を通して導入されてもよい。

【0283】

更に制御線296および298を通して導入された電流は、接合点300および302のフォーク端を開放させ、こうして制御線をステントコイル294の相対する端部から分離させる。

【0284】

図9は適当な電流がステントコイル294を拡張し、およびステントコイル294の相対する端部からの接合点300および302の釈放を生じさせた後に取り除かれた制御線296および298を図示する。

【0285】

ステントコイル294が作動された後、カテーテルはコイル近傍に配置することができ、およびマイクロ内視鏡は再度カテーテルの遠方端から突出でき、その適切な配置を確保するためにマイクロ内視鏡にステントを再び観察させる。

【0286】

図10および11は、手術器具を備えるマイクロ内視鏡の別の適用を図示する。図10に示されるように、非常に小さな直径の管上組織分離装置304が外側管18上に設けられ、それはマイクロ内視鏡を受けるガイド管306によって特徴付けられる。

【0287】

延長部307が、マイクロ内視鏡と組織含有部材間の望ましい分離を与えるた

めにガイド管306の遠方端に形成される

【0288】

図10において、組織含有部材は分離ビーズの形状である。使用に当たって、マイクロ内視鏡は管上組織分離器304と同時に身体通路中に導入でき、ここで分離ビーズ308は続く手術処理が分離された組織の位置で発生できるように、組織のライニングまたは組織タイプ間の他の個別の図形を分離できる。マイクロ内視鏡の極めて小さなサイズにより、分離ビーズ308は殆どの微妙な分離処理において使用できる。

【0289】

ガイド管306は剛体であることが好ましく、その中に分離器304が導入される特定の身体通路によって如何なる希望する長さに伸長してもよい。

【0290】

図11は、管上組織分離器304の一つの変更を図示する。図11に示されるように、管上装置は外側管18および延長部313を超えてガイド管312をまた含む管上解剖器具310の形式を取ることができる。

【0291】

分離ビーズ308に代わって、延長部313はそこに分離、切開、あるいは希望する位置における組織を操作するために使用できる解剖フック316を取り付けることができた。更に図11に示されるように、遠方端16はガイド管312の遠方端を超えて突出してもよい。

【0292】

あるいは図10に示されるように、調査下の面積の十分な視覚イメージは、遠方端16をガイド管306の遠方端と同一平面に位置させることにより達成できる。

【0293】

図示されていないが、管上解剖器具はまた分離ビーズ308またはフック316に近接して、またはその代りに位置された電極を含むことができるであろう。このような電極は希望する面積で組織を電気で破壊するための電流で荷電できるであろう。

【0294】

更に別の適用において、マイクロ内視鏡は、バルーンカテーテル320と共に使用できる。図12に示されたバルーンカテーテル320は、尿道等のような非常に小さい身体通路内部に使用されるタイプである。

【0295】

バルーンカテーテル320は、操縦不可の、またはガイドワイヤ（図示せず）および当該技術に習熟した人々によって理解されるようなガイドワイヤを制御する操縦ユニット（図示せず）によって操縦可能である、遠方端323を持つ細長いガイド管322を含んでもよい。

【0296】

空気膨張ポート324の自由または近接端は、閉止コック328に接続し、閉止コック328は次に注射器330に接続する。

【0297】

非常に小さな直径の空気膨張ライン（図示せず）をガイド管322の内部に形成することができ、図13に示されるポート324と開口部334間を接続する。

【0298】

注射器のプランジャ332が押し下げられて時、空気はバルーン336を膨張するために、空気膨張ポート324を通し、小さな膨張ライン（図示せず）を通し、および開口部334を通し、押しつけられる。

【0299】

閉止コック328は注射器330への空気の逆流を防止するために位置されることができ、こうしてバルーンを膨張状態に保つ。図12にも示されるように、ガイド管322が液体またはガスを内視鏡と同時に導入できるために、ガイド管322は更にその近接端に位置されたそれ自身の閉止コック326を含んでもよい。

【0300】

供給管（図示せず）は、閉止コック326を通して適当な液体またはガスを供給をできる。

【0301】

バルーンカテーテルの逐次操作が、図13-15を参照して説明されるであろう。第一にマイクロ内視鏡が、ガイド管322を通して挿入される。

【0302】

遠方端16は図13に示されるように、ガイド管322の遠方端323を超えて突出できる。カテーテルは次いで患者の身体内に挿入される。

【0303】

バルーンカテーテルが希望する身体通路を通して移動されながら、マイクロ内視鏡は移動径路の連続するイメージを提供する。

【0304】

バルーンカテーテルの遠方端がその希望する目的に到達した時、バルーン336は図14に図示されるように膨張できる。図15に示されるようにマイクロ内視鏡は、次いでガイド管322を通して引き戻されてもよい。

【0305】

望ましい手術処理が、次いでガイド管322を通した望ましい器具の導入により発生できる。

【0306】

更に別の適用において、マイクロ内視鏡は気管内挿管装置340と共に使用できる。図16に示される挿管装置340は、外傷処理を含む医療処理の総ての異なるタイプでの挿管について使用される標準タイプである。

【0307】

図16に図示される気管内挿管装置340は、Mallinckrodtによって製造されるような気管内挿管装置の一例である。

【0308】

挿管装置340は、半剛性気管内管342、開放遠方端344、近接側開口部346および膨張管350と繋がるバルーン348によって特徴付けられる。

【0309】

膨張管350の遠方端は管342の側壁内部に密閉され、膨張管350の近接端は管342の近接端から分離する。

【0310】

膨張固定具352は、バルーン348を望ましい量に膨張させるために空気源(図示せず)と繋がる。支持フランジ354は、管342の近接端に設けられる。

【0311】

本発明によれば、センタリング管356およびハンドルが設けられる。センタリング管356の目的は、図16aに示されるように流体またはガスにセンタリング管356内部に形成された周辺チャンネル357を通過させ、必要に応じて患者へ放出させることである。

【0312】

センタリング管356は、挿管チューブ342内部に丁度適合するように大きさを決められる遠方先端358を持つ。ルーアーロック／固定具362は、ハンドル360の近接端に繋がる。

【0313】

管連結部364は、ルーアーロックを通してセンタリング管356と繋がる。管連結部364は、センタリング管356内に形成された周辺チャンネルとの連通専用の一つの管を持つことができ、一方管連結部364内部の他の管はセンタリング管356内部の中央開口部すなわち内腔と繋がることのできる。

【0314】

管連結部364内の一つの専用管は、希望する流体またはガスを周辺チャンネル357へ放出する。管状部分14の遠方端16は管連結部364の別の管を通して挿入され、および遠方端16は遠方先端358の近傍に、それを丁度超えて在るようにセンタリング管356内部の中央開口部を通して滑動される。

【0315】

次いでセンタリング管356は気管内管342を通して挿入され、そのことにより使用者は挿管処理の間、気管内挿管装置の挿入を観察でき、および挿管の間必要な流体およびガスを放出することができる。

【0316】

管状部分14の極めて小さなサイズおよびセンタリング管356の小さなサイ

ズために、挿管が行われながら、必要な流体／ガスの提供と共に気管内挿管装置の挿入を視覚化する手段が設けられる。

【0317】

これらの利点は、総て挿管チューブ342の可撓性を不必要に制限することなく達成される。挿管チューブ342を通して標準内視鏡を使用することにより、内視鏡の大きさは挿管チューブ342を不必要に硬直にしまい、それは挿管処理が行われるにつれ患者の追加外傷に帰着してしまう。

【0318】

更に別の適用では入口トローチャー400は、手持ち器具を備えた本発明の撮像装置の更に別の連結を形成するために本発明の撮像装置を組込むことができる。

【0319】

図17および18に示されるように、内視鏡処理または他のタイプの侵襲性手術処理を行うための入口個所を作るために使用することができる入口トローチャー400が設けられる。

【0320】

当該技術に習熟した人々によって理解されるように、トローチャーは患者の組織に開口部を形成し、および希望する処理を実施するためにトローチャーを通して他の器具を挿入させる装置である。

【0321】

入口トローチャー400は、その近接端に取り付けられた主トローチャーポート404を持つ円筒管402を含む。

【0322】

主ポート404は、流体またはガスを円筒管402に沿って手術個所に放出するために使用できるサイドポート406のような一つ以上のサイドポートを含んでもよい。

【0323】

本発明の目的のために、撮像装置を外部電源、ビデオ器具等に接続する手段として役立つサイドポート408もまた含まれる。示されるように、サイドポート

408は4ピンコネクタの形式である。

【0324】

管402は、円筒内面410によって規定される中空コアを持つ。図18に示されるように、円筒管402は、その中に形成されたワイヤ束412を容れる縦方向チャンネル411を持つことができる。

【0325】

束412は、以下に更に議論されるようにトロチャーの遠方端で撮像装置と繋がる。

【0326】

トロチャー400の遠方端すなわち先端は、円筒管402と同じ同じ構造の管状部材420を有する管状撮像セクション418の形式である。従って、セクション418もまた、円筒内面419およびチャンネル111と配列する縦チャンネル421を持つ。

【0327】

管状部材420の遠方端は、希望する手術個所への入り口用に患者の組織を貫通するために使用されるトロチャー切開先端422を含む。

【0328】

撮像装置の撮像要素および撮像装置に光を与える構成要素が管状部材420の内部に搭載される。特に光源424は、管状部材420の内部に搭載される。

【0329】

光源424は、白色光レーザーダイオードまたは十分に小さなサイズで管状部材420内部に搭載できる他のよく知られた光源でよい。

【0330】

光源424は、口金428または他のよく知られた構成要素によって一緒に保持することができる光ファイバー430の緊密にグループ化された束上に衝突する光ビーム426を作り出す。

【0331】

図18は、マイクロヒンジ416によって円筒管402上で反転された管状部材42を図示する。

【0332】

●制御線414はワイヤ束412の近傍のチャンネル411を通して伸長することができ、その遠方端415で管状部材420に確保され、撮像セクション418が円筒管402と縦方向に配列するように図17に示されるように、または図18に示されるように撮像セクション418は後方に回転させられてもよいように、撮像セクション418を閉鎖位置に回転させる。●

【0333】

図18に示されるように撮像セクション418が回転された時、撮像セクション418の観察端432は露出される。

【0334】

撮像センサー434および対物レンズ436もまた、観察端432近傍の撮像セクション418内部に搭載される。撮像センサー434は、図1および2に関して示されおよび記述されたような撮像装置に関して上記したものと同一である。

【0335】

図18および19に示されるように、光ファイバー430は観察端432に向かって伸長し、最良の分散光を与えるために観察端432の周囲に配置されてもよい。

【0336】

ワッシャー形状部材433が観察端432に搭載され、ファイバー430を円周の仕方で離隔配置しおよび対物レンズ436を中心に配置する手段を提供する。

【0337】

上記の撮像装置によれば、撮像センサー434はパワー導体438、接地導体440およびピンコネクタ408を経由して遠方制御箱30と繋がるイメージ信号導体442を含む。

【0338】

複数の導体438、440および442はワイヤ束412内部に収納され、管状部材420の内部で必要に応じて分離される。

【0339】

あるいは制御箱30の代わりに複数の回路ボード（図示せず）が、図2bに関して上記したと同じ仕方で撮像セクション418内部に搭載できるであろう。

【0340】

また示されるように、パワー導体444はパワーを光源424に与え、パワー導体444はまたワイヤ束412内部に収納される。

【0341】

ヒンジされた撮像セクションの代わりの入口トローチャーの変更構成において、撮像センサーは単独で円筒管402の縦軸から離れて蝶番式に動く要素に成り得るであろう。

【0342】

それによって、撮像センサー434は保護カバー内部に封入でき、および単に円筒管402の外面にヒンジされるであろう。

【0343】

トローチャーが患者内部に挿入された時、撮像センサーは後方に曲げられ、円筒管402の外面に対して密着して配置され、更に撮像センサー434を受けるために小さなノッチまたは切り取り部分が円筒管402の外面に形成できるであろう。

【0344】

手術個所を観察することが必要な時、撮像センサーは撮像センサーを円筒管402から回転して離し、およびそれを手術個所に向けることにより発揮されるであろう。

【0345】

手術個所の立体視を得るために、一对の撮像センサーが離隔配置された関係で円筒管402に回転式にまたは蝶番式に搭載されるであろう。

【0346】

トローチャーの遠方端すなわち先端は、そこに恒久的に取り付けられた切開チップ422を含むであろう。

【0347】

使用に当たって、外科医は切開チップ422を通して患者の身体に入り口を作るであろう。トローチャーが患者内部の希望する位置に十分に挿入された後、制御線414は撮像セクション418をマイクロヒンジ416の周囲に回転するように作動されるであろう。

【0348】

次いで希望する手術処理がトローチャー400を通して適当な手術器具を挿入することにより行われ、一方手術処理は撮像装置によって観察される。

【0349】

手術処理の終期に入口トローチャー400を通して挿入された如何なる手術器具も取り除かれ、撮像セクション418はその閉鎖位置に回転して戻され、トローチャー400は患者の身体内部から取り除かれるであろう。

【0350】

本発明の入口トローチャー400は非常に小さい直径にできる、ということが理解されるべきである。一般的に撮像セクション418の直径および円筒管402は、2-10mmの範囲であるであろう。

【0351】

勿論トローチャー直径は、より大きい介入器具の使用を要求する手術処理に適応するために、もし必要ならばより大きいサイズにすることもできる。

【0352】

上記によって、多くの手術処理が外科医に完全な撮像能力を提供する非常に小さいマイクロ内視鏡の使用、または入口トローチャーのような装置に直接組込まれた撮像装置の使用によって強化できることは明白である。

【0353】

Jackson把持鉗子のような比較的大きい手術器具は、マイクロ内視鏡の取り付けによりそれ自身の完全な撮像能力を備えることができる。

【0354】

動脈にステントを導入することは、カテーテルと同時に導入されるマイクロ内視鏡によって封鎖の直接的観察により達成することができる。組織が分離されまたは解剖されなければならない処理において、非常に正確な組織操作が、マイク

口内視鏡上に直接配置される管上装置の使用によって生じることができる。

【0355】

更に別の適用において、バルーンカテーテルの使用は、再度カテーテルと同時挿入されるマイクロ内視鏡によって強化することができる。

【0356】

本発明はその特定の実施例を参照して詳細に説明されたが、他の色々な変更が本発明の意図と範囲内で成し遂げられることが理解されるであろう。

【図面の簡単な説明】

【図1】

F i g 1 aは内視鏡を例示する部分断面図と制御ボックスの部分的な斜視図で、内視鏡と制御ボックスとは小面積撮像装置の組み込まれたコンポーネントである。

F i g 1 bは内視鏡遠隔端の一部分解した拡大部分斜視図で、特に内視鏡の管路の他の要素に就いて撮像センサの構成を例示する。

【図2】

F I g 2 aは内視鏡の内部で使用するこの発明の撮像装置の他の形態を示す部分断面図で、撮像装置は内視鏡の遠隔端に全体的に組み込まれている。

F i g 2 bはF I g 2 aの内視鏡の遠隔端の一部分解した拡大斜視図で、撮像装置を例示する。

【図3】

F I g 3 aはロッドレンズ内視鏡と接続するために標準型のカメラハウジングに組み込まれた撮像センサの正面部分断面図である。

F I g 3 bはF i g 3 aのカメラハウジング内に組み込まれた撮像装置の正面部分断面図である。

【図4】

F I g 4は撮像装置を構成する機能電子部品の概略ダイアグラムである。

【図4a】

F i g 4 aは光電素子アレイとタイミングと制御回路を含む回路基板の拡大概略ダイアグラムである。

【図4b】

F I g 4 bは光電素子アレイにより発生したプリビデオ信号を処理し、且つ標準的なビデオ装置が受信可能なポストビデオ信号に変換する処理回路を搭載したビデオ処理基板の拡大概略ダイアグラムである。

【図5a】

撮像装置を製作するために用いられる特定の回路の例を示す概略図である。

【図5b】

撮像装置を製作するために用いられる特定の回路の例を示す概略図である。

【図5c】

撮像装置を製作するために用いられる特定の回路の例を示す概略図である。

【図5d】

撮像装置を製作するために用いられる特定の回路の例を示す概略図である。

【図5e】

撮像装置を製作するために用いられる特定の回路の例を示す概略図である。

【図6】

F I g 6はJ a c k s o n把持鉗子と組み合わせして用いられるマイクロ内視鏡の斜視図である。

【図7】

F I g 7は肺から貨幣のような異物を除去する外科処置を受けている患者の斜視図である。

【図8】

F i g 8はステント配設カテーテルと組み合わせで使用されるマイクロ内視鏡の拡大部分斜視図である。

【図9】

F i g 9はステント配設カテーテルと組み合わせで使用されるマイクロ内視鏡の他の部分斜視図で、ステント配設カテーテルは患者体内の所望の位置に設けられ、ステントはカテーテルとマイクロ内視鏡を除去するよう動作している。

【図10】

F I g 10はオーバーチューブ組織分離装置と組み合わせで使用されるマイクロ

内視鏡の大拡大部分斜視図である。

【図11】

Fig 11は組織または結紮を切開するために用いられるオーバーチューブ切開装置と組み合わせて使用するマイクロ内視鏡の部分斜視図である。

【図12】

Fig 12はバルーンカテーテルとカテーテル挿入前のマイクロ内視鏡の分解斜視図である。

【図13】

Fig 13はマイクロ内視鏡を挿入しバルーンを膨張させる前のバルーンカテーテルの部分斜視図である。

【図14】

Fig 14はマイクロ内視鏡を挿入しバルーンを膨張させた後のマイクロ内視鏡の他の部分斜視図である。

【図15】

Fig 15はバルーンカテーテル内部から取り出されているマイクロ内視鏡を例示する第13図と第14図のような他の部分斜視図である。

【図16】

Fig 16は気管内挿入管装置と気管内挿入チューブに挿入する前のマイクロ内視鏡の分解斜視図である。

Fig 16aは気管内挿管装置と共に用いられるセンタリングチューブのFig 16における線分16a-16aに沿う断面を含む拡大部分斜視図である。

【図17】

Fig 17はこの発明の小面積撮像装置を組み込んでいる口錠剤挿入装置の斜視図である。

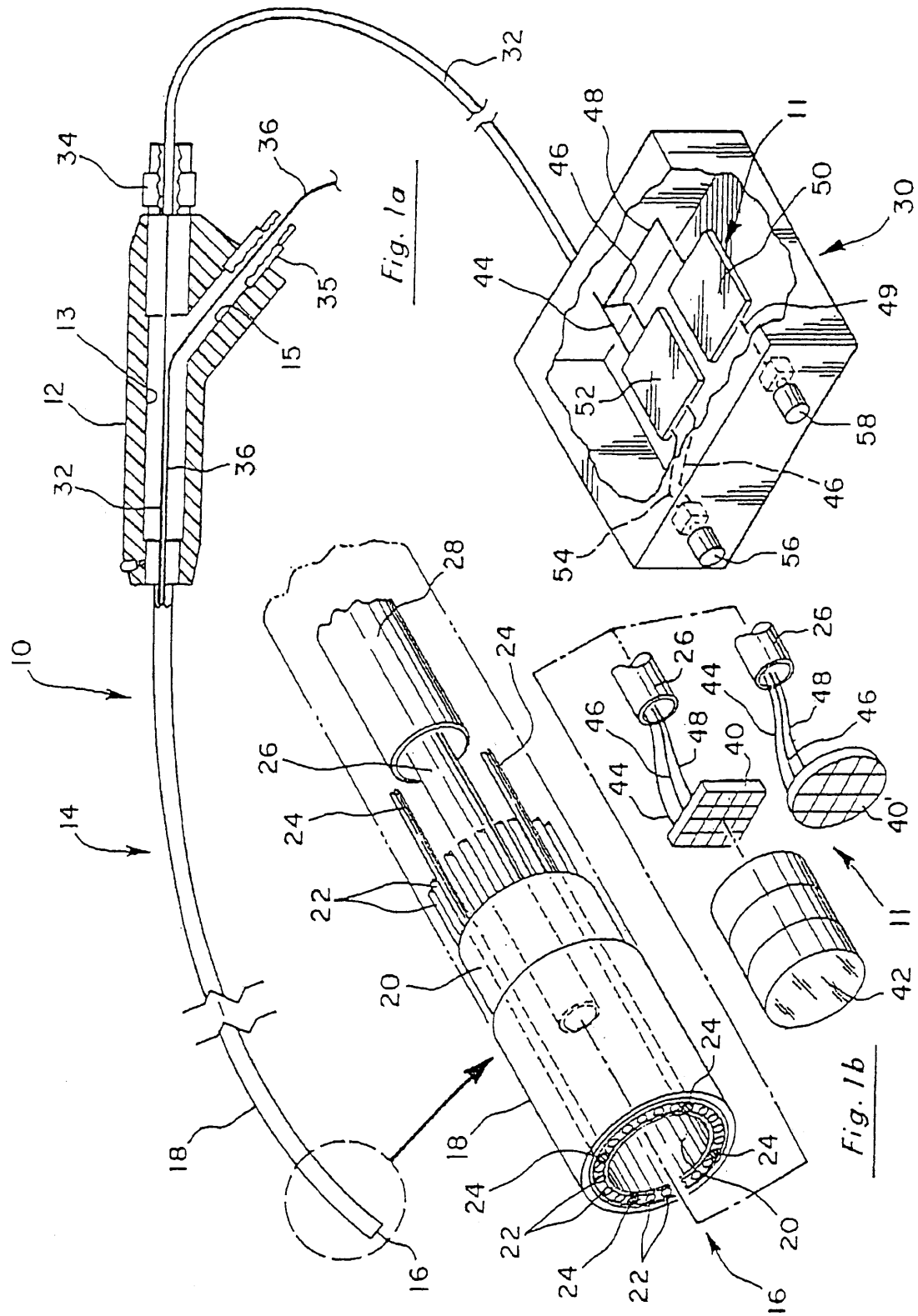
【図18】

Fig 18はこの態様の内部の詳細を示す第17図における線分18-18に沿う縦方向の拡大断面図である。

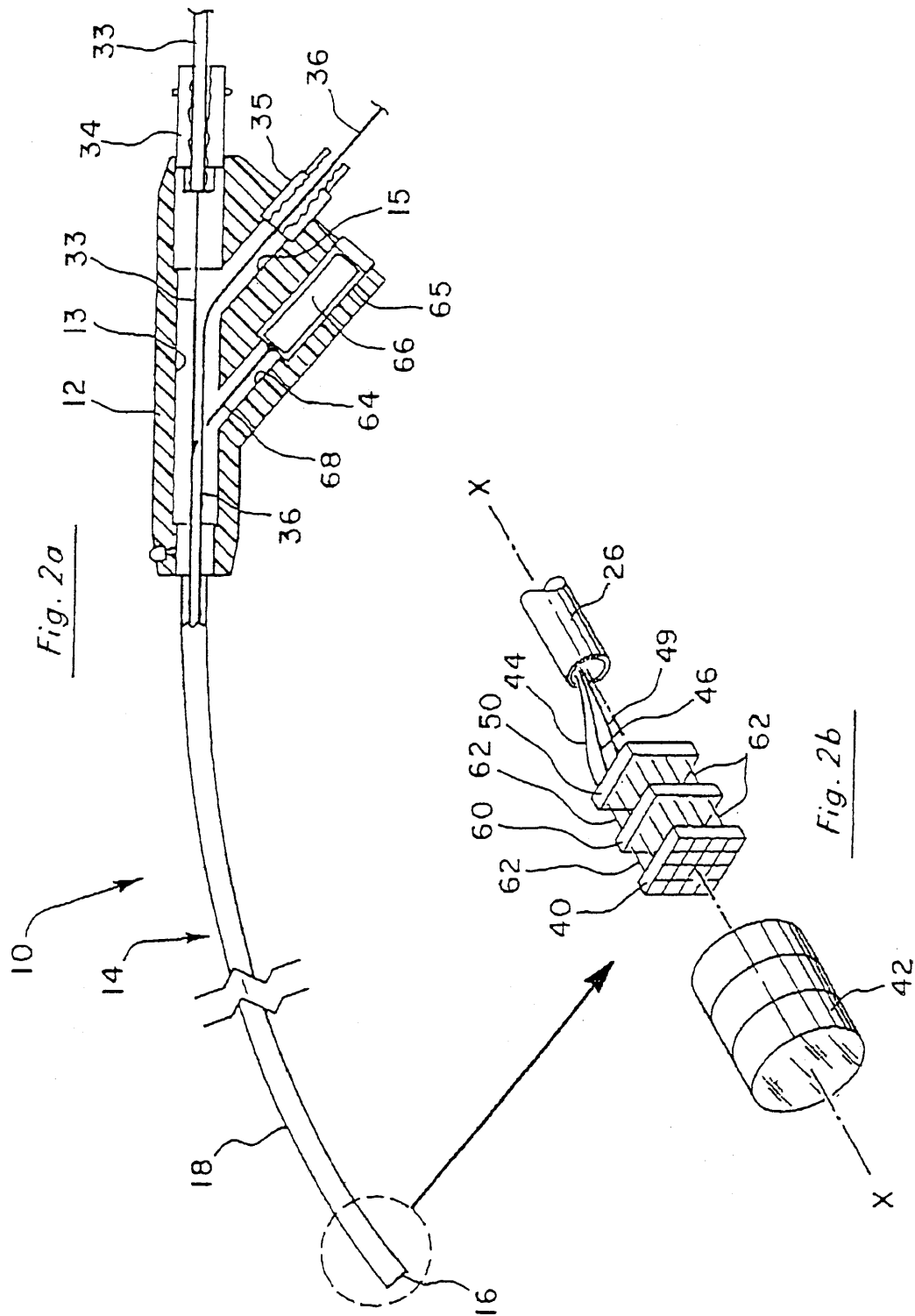
【図19】

Fig 19はFig 18の線分19-19に沿う縦方向の拡大断面図である。

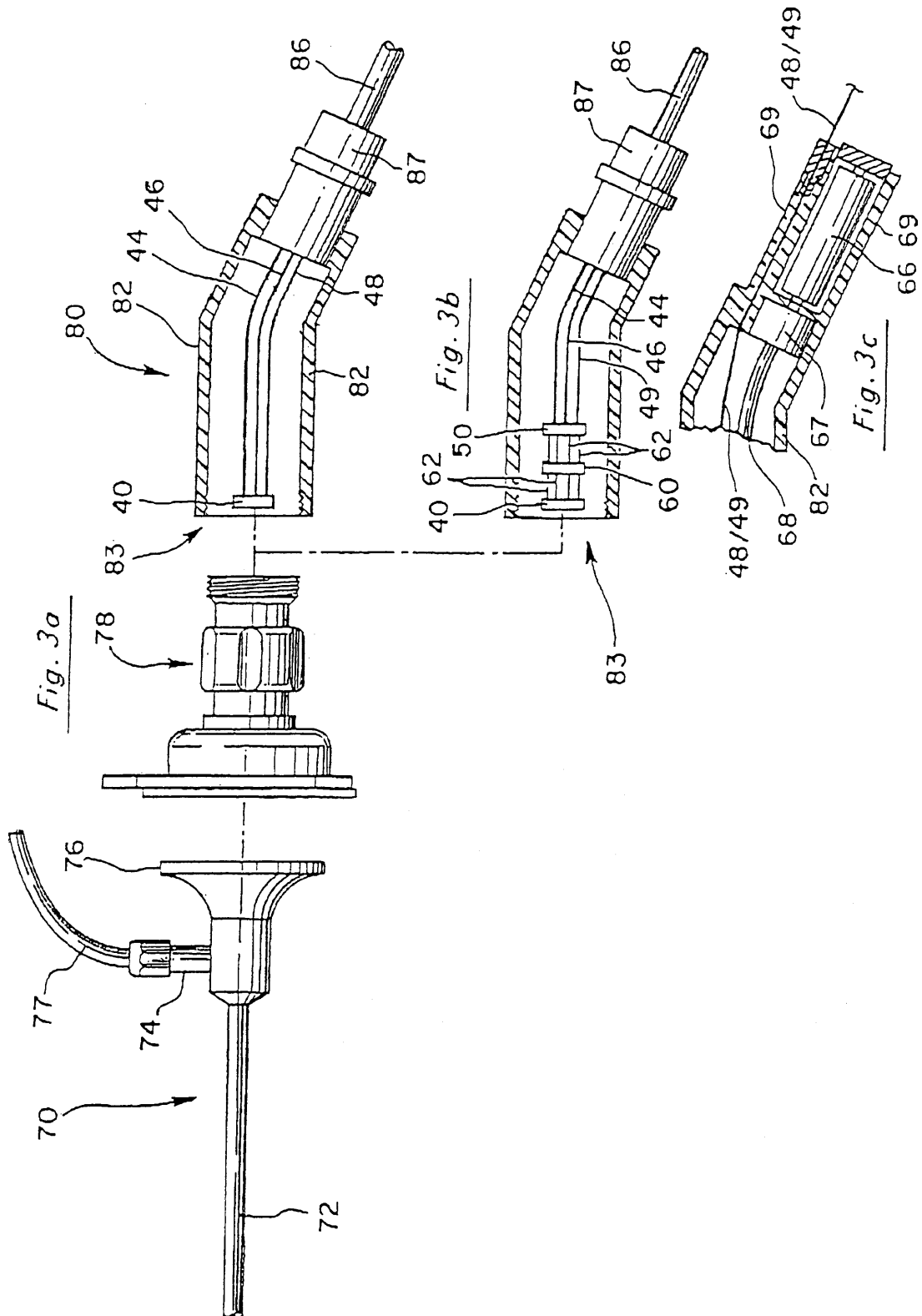
【図1】



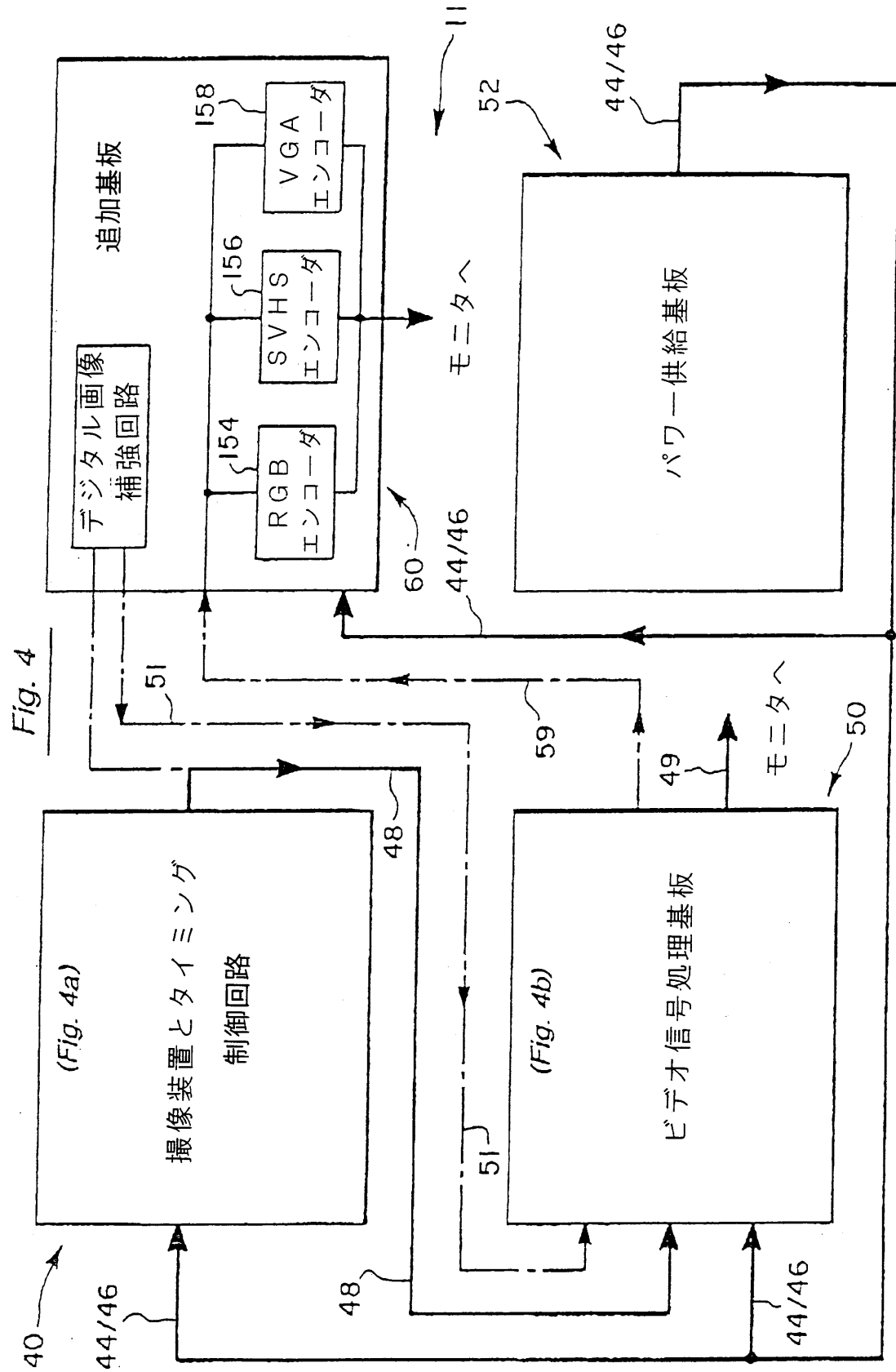
【図2】



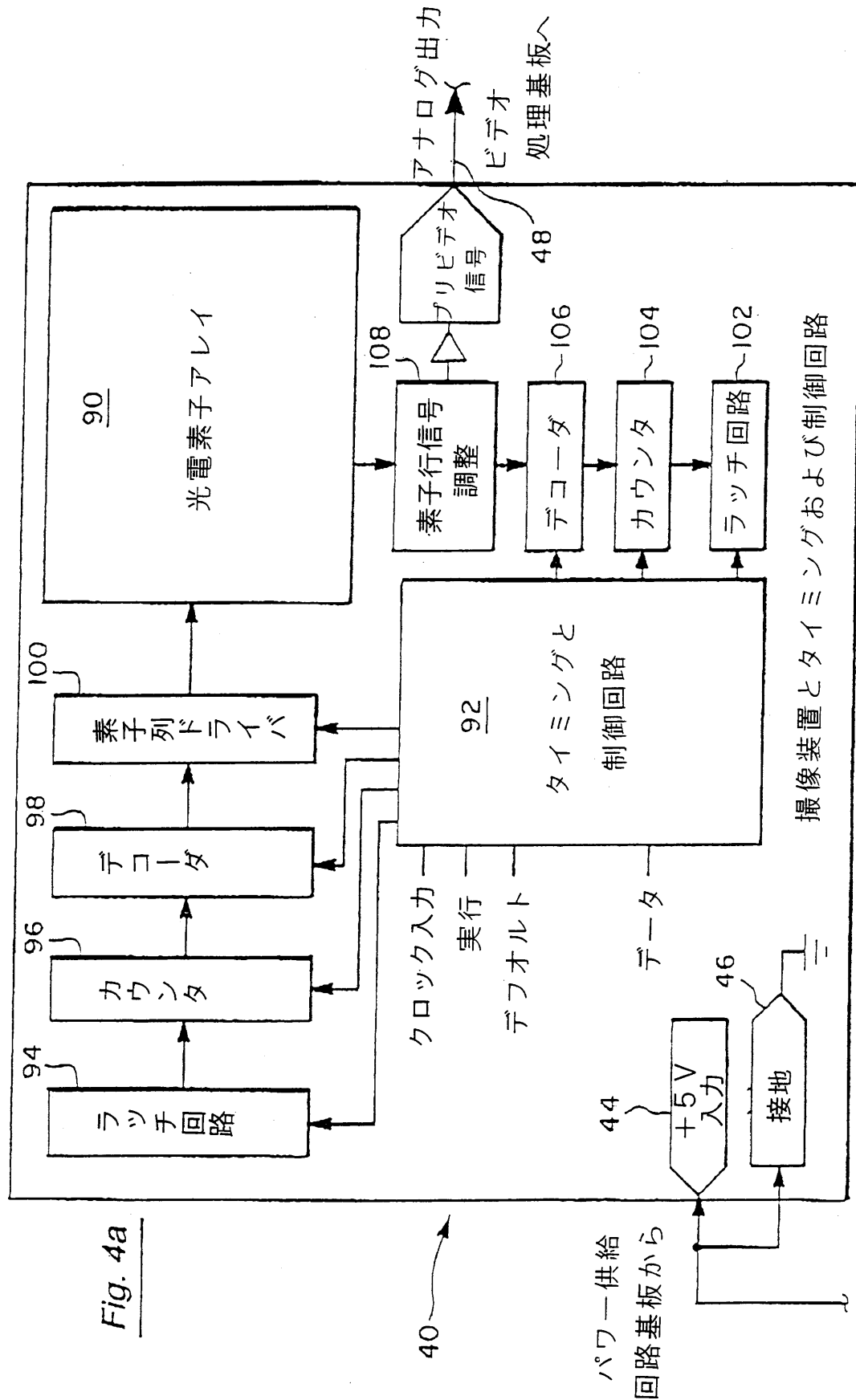
【図3】



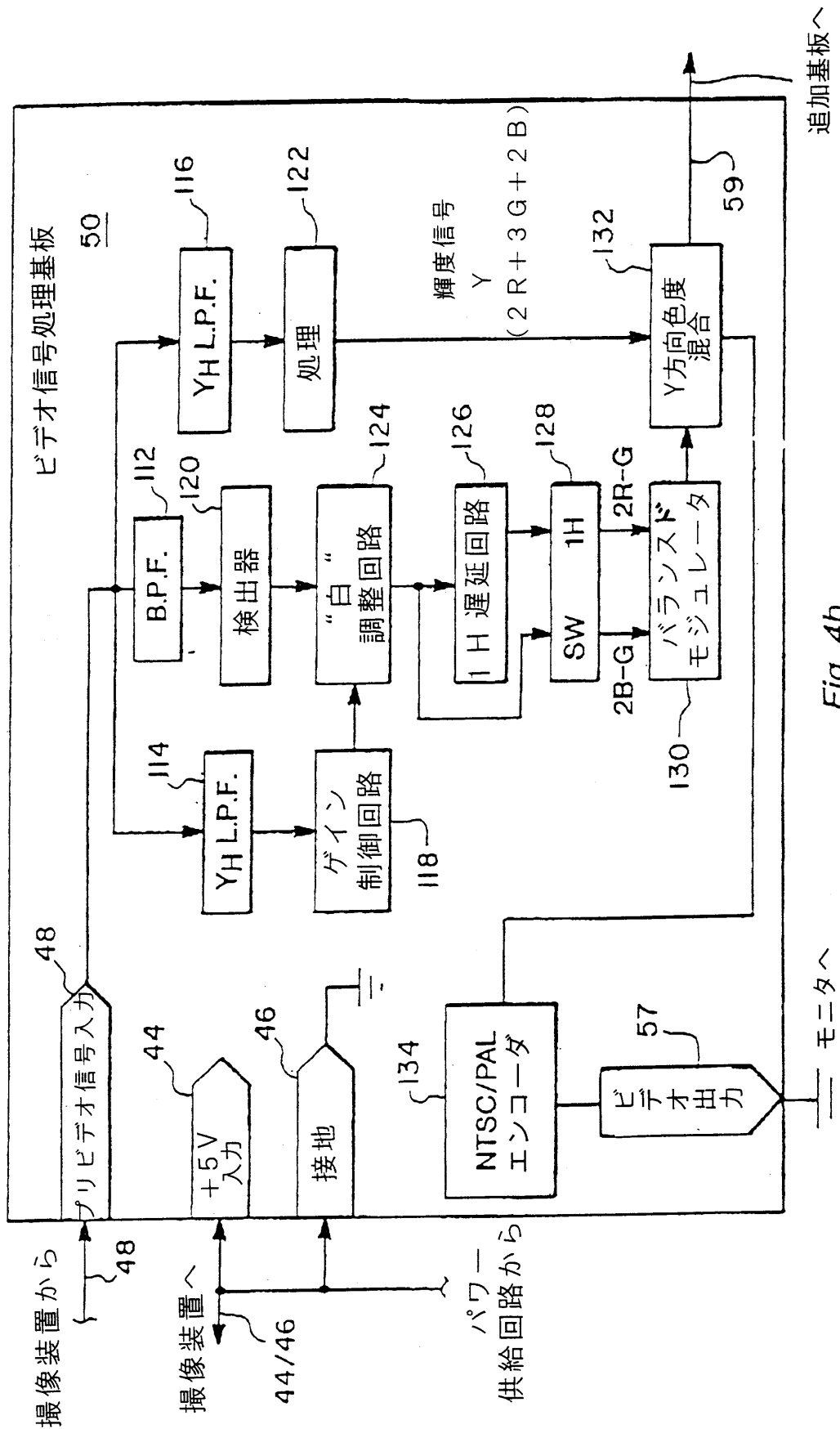
【図4】



【図4a】



【図4b】

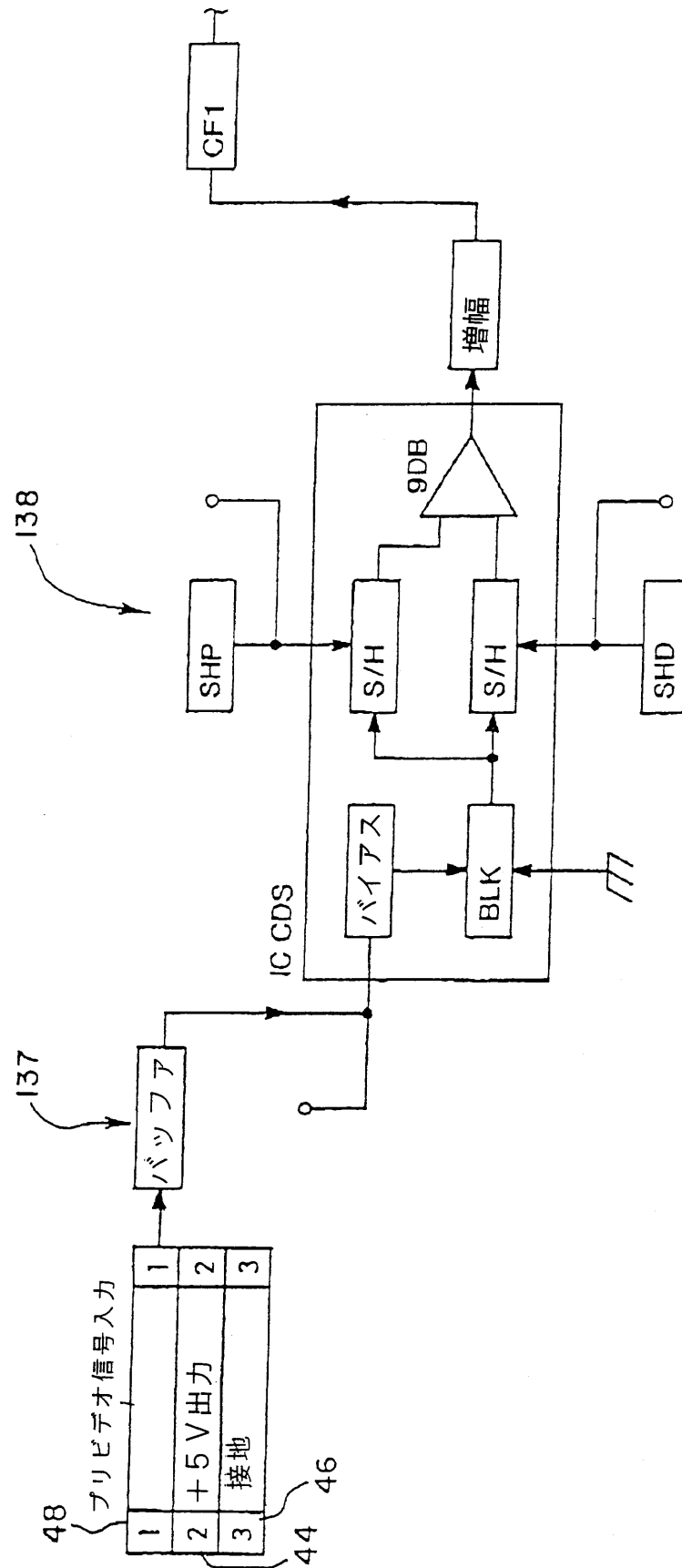


追加基板へ

Fig. 4b

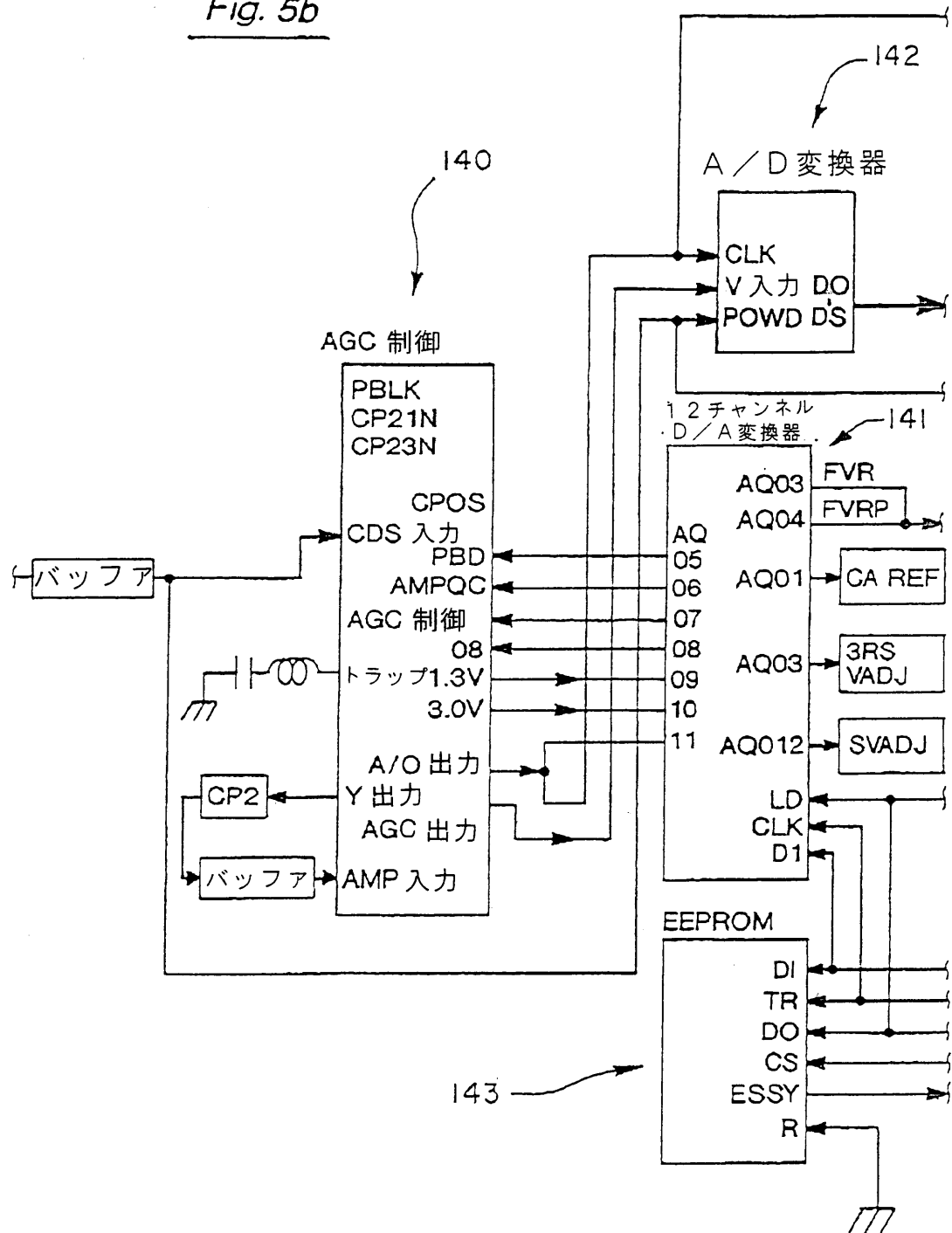
【図5a】

Fig. 5a



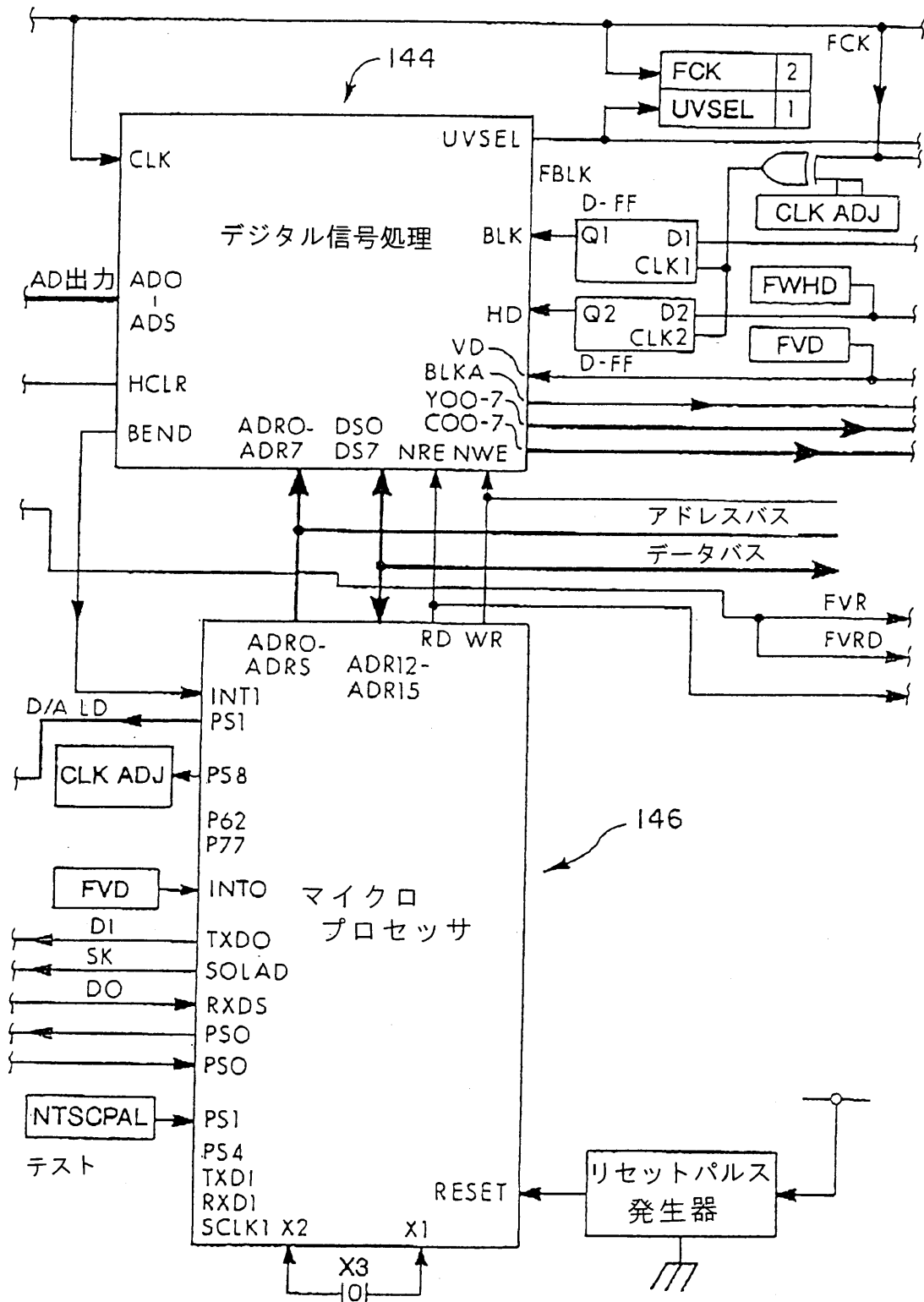
【図5b】

Fig. 5b

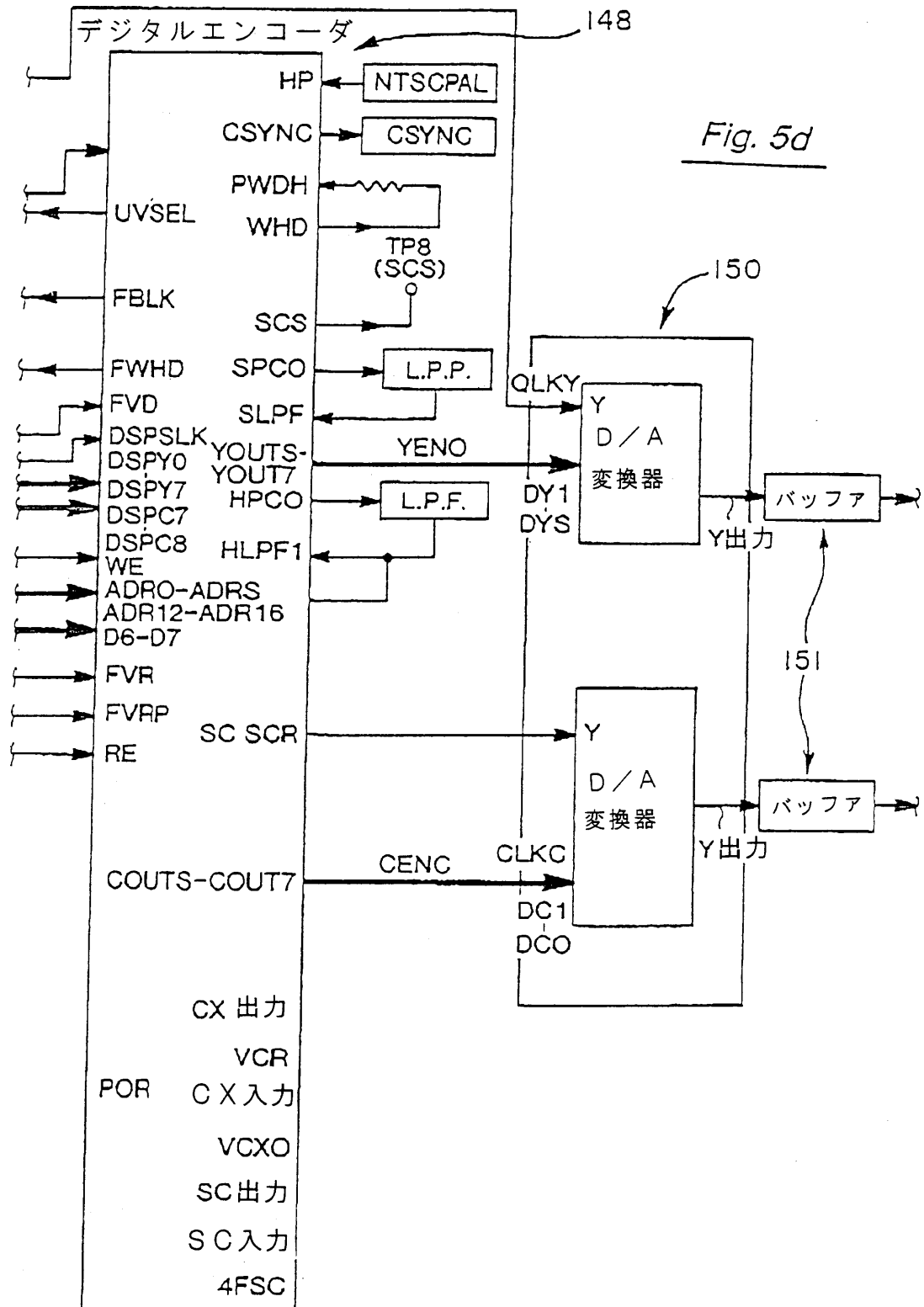


【図5c】

Fig. 5c



【図5d】



【図5e】

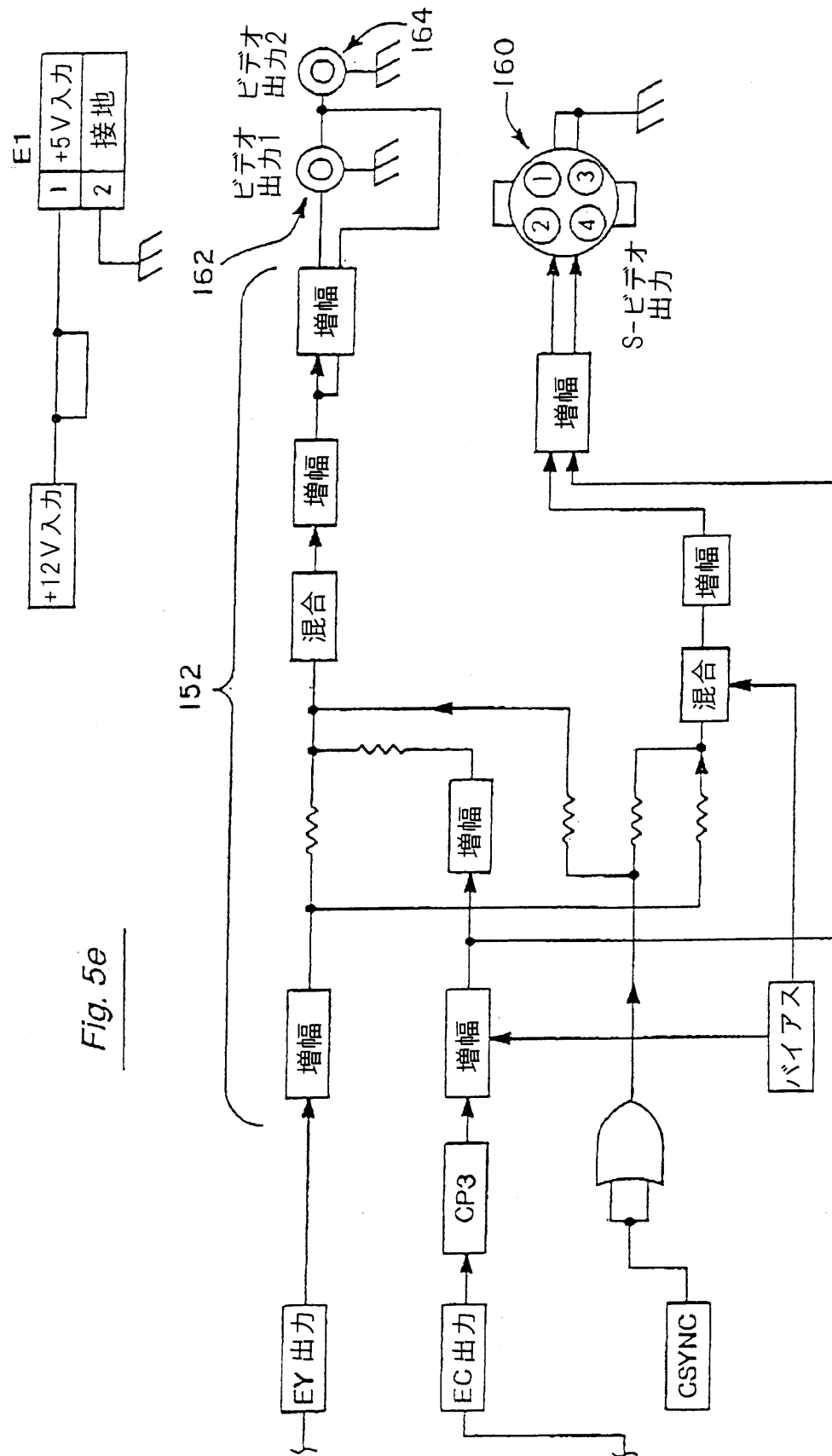
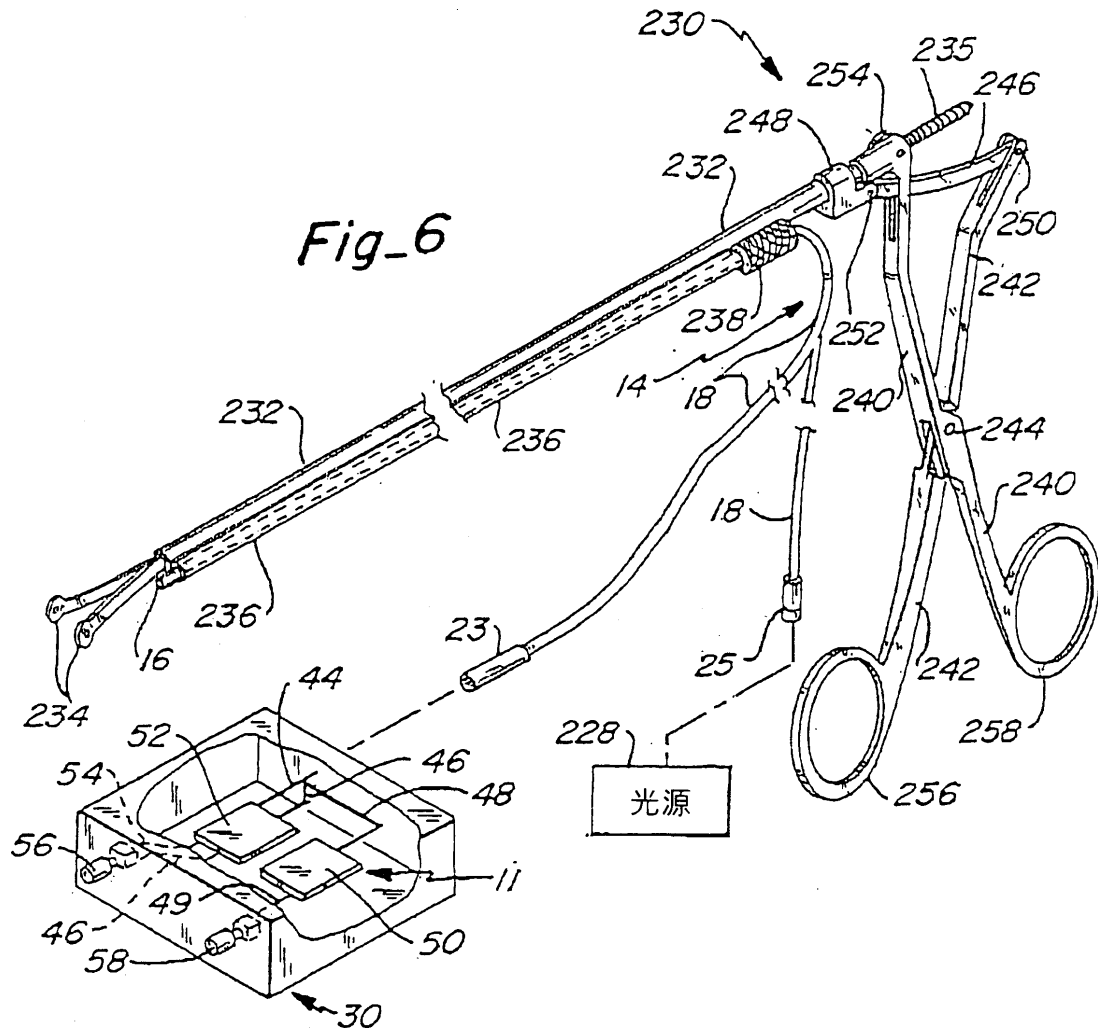
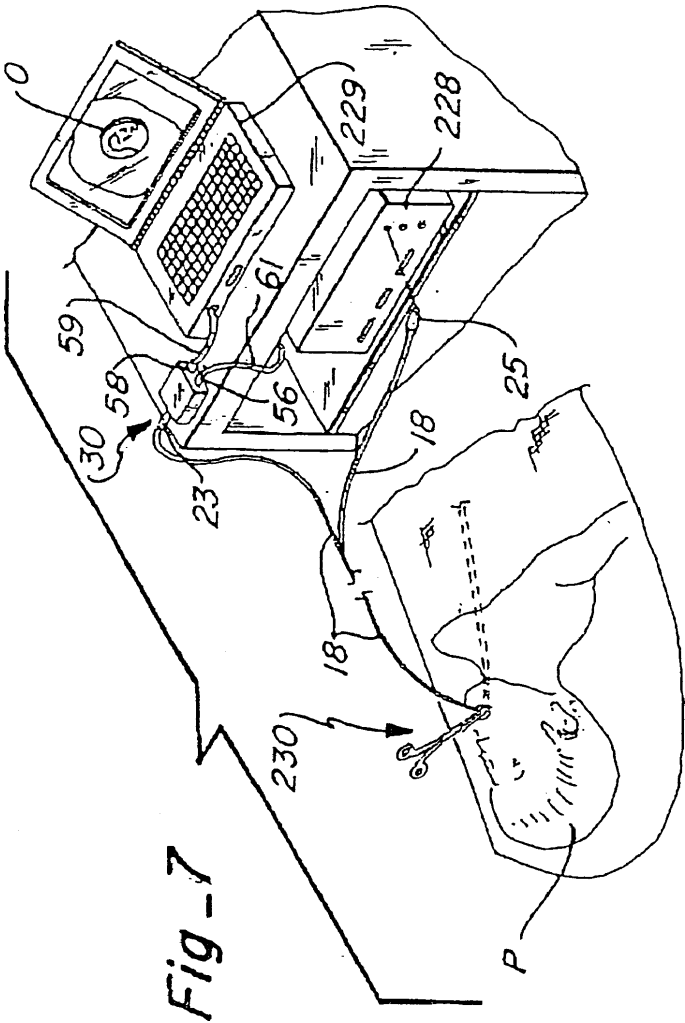


Fig. 5e

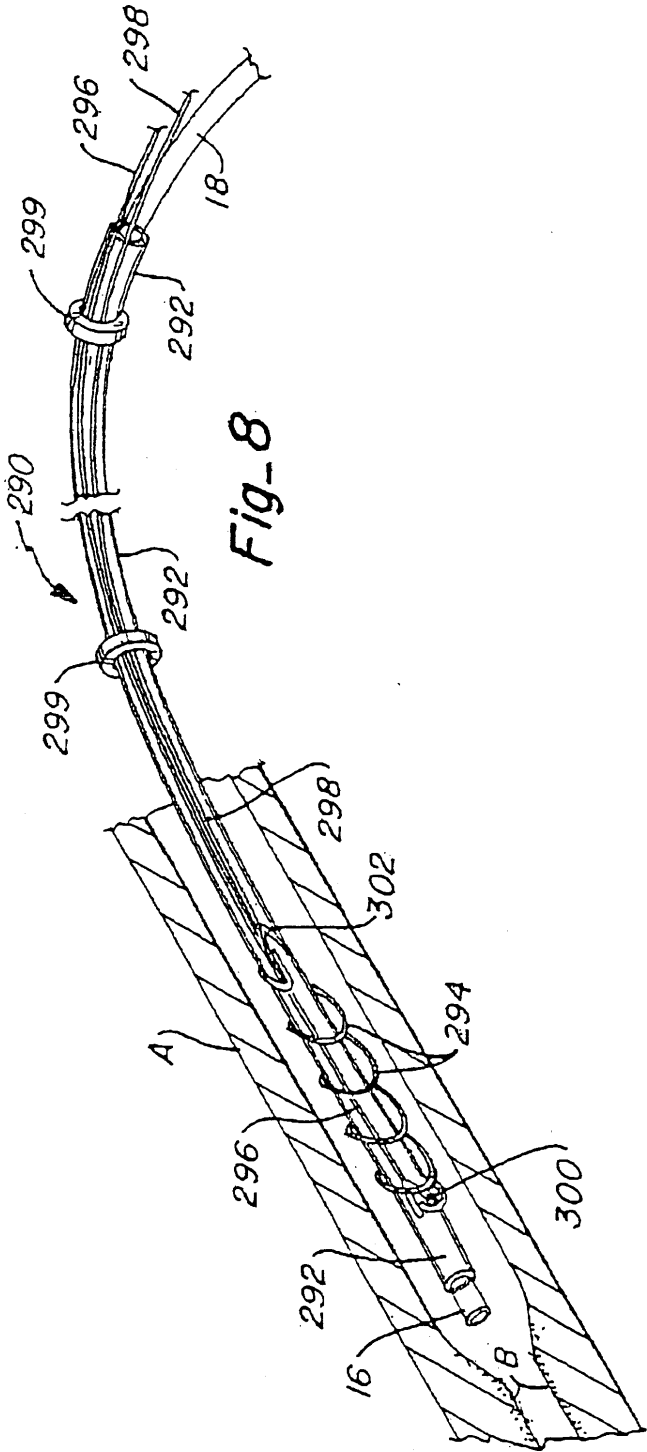
【図6】



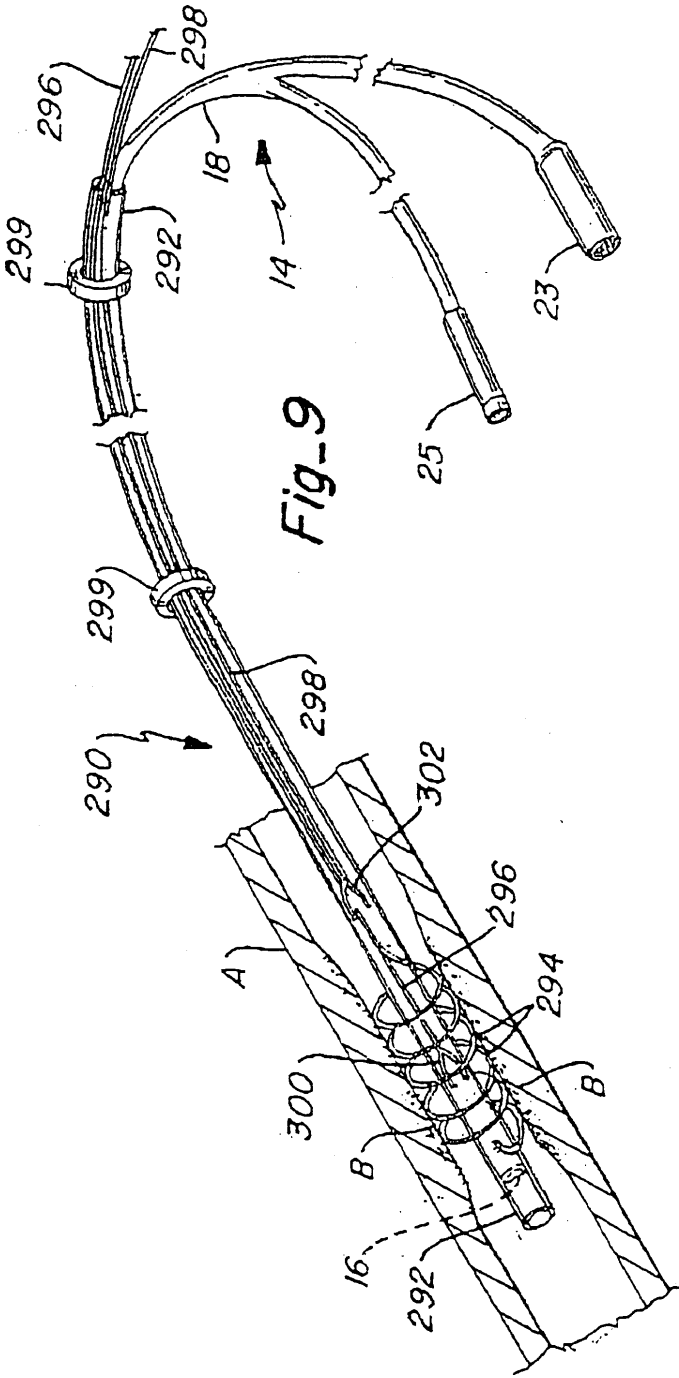
【図7】



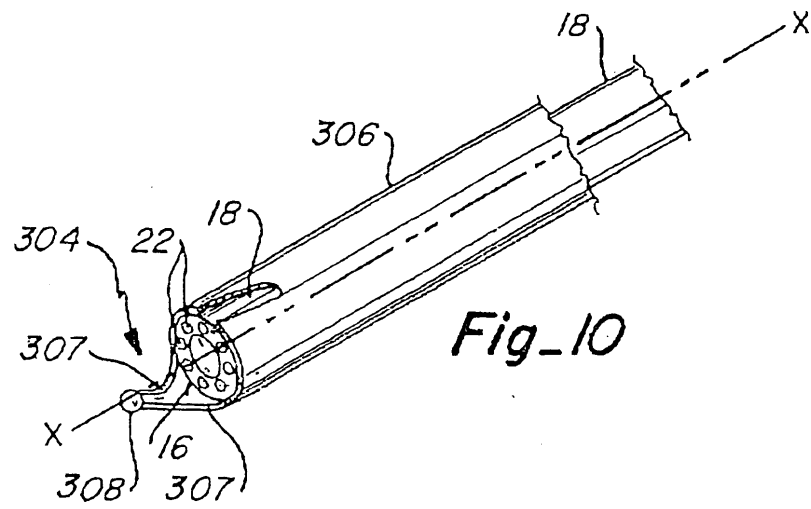
【図8】



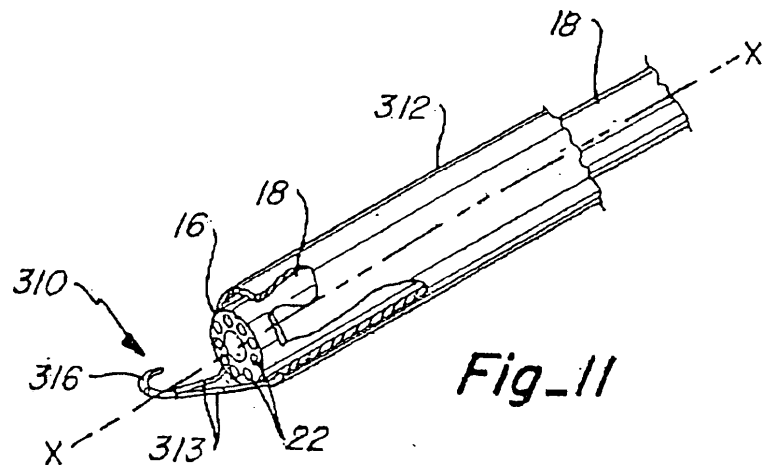
【図9】



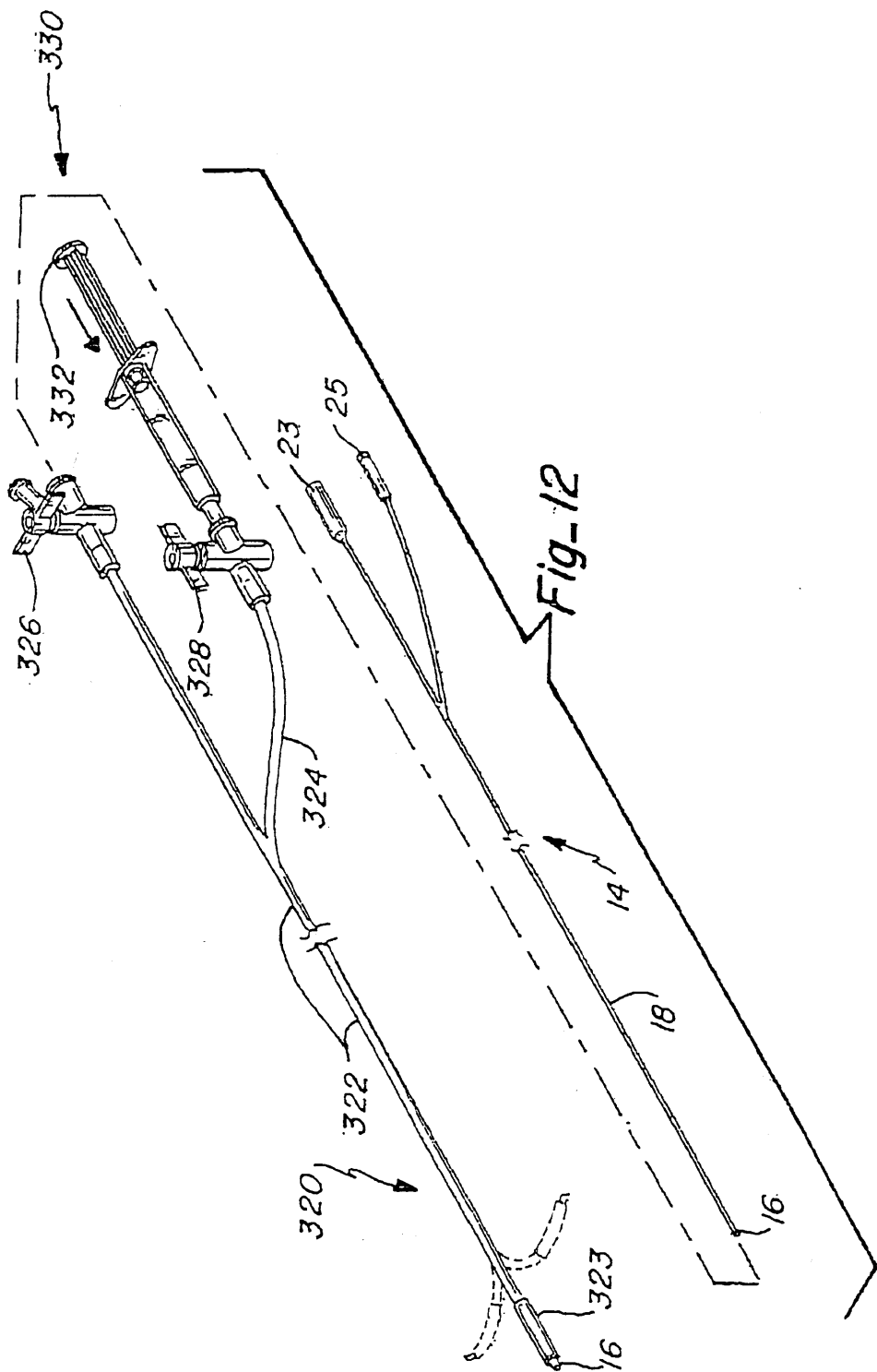
【図10】



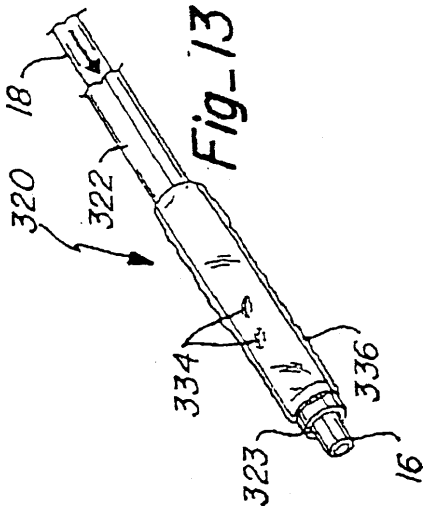
【図11】



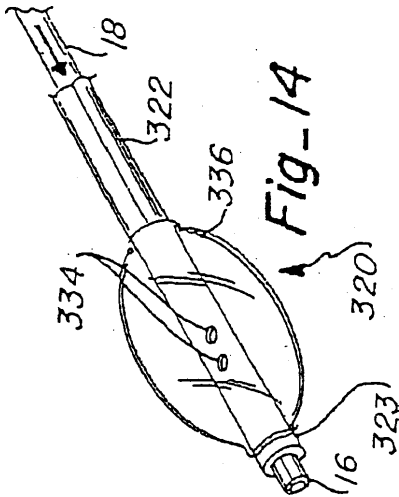
【図12】



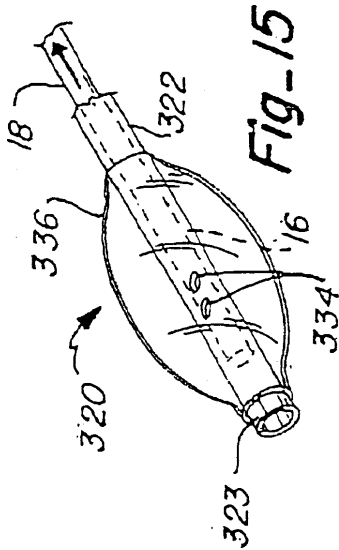
【図13】



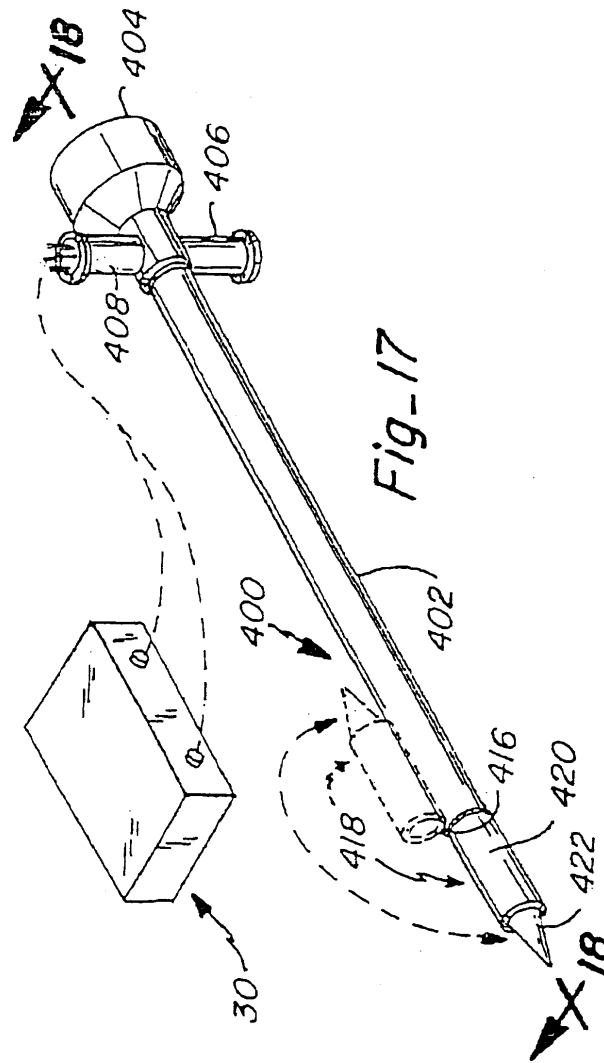
【図14】



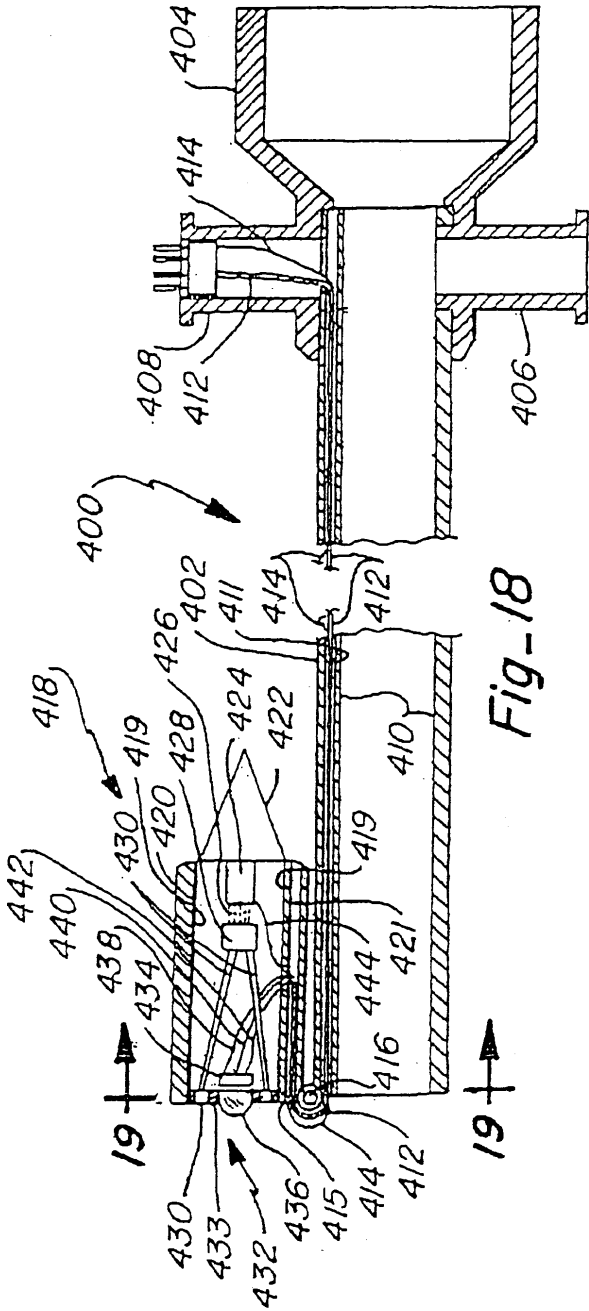
【図15】



【図 17】



【図18】



【図19】

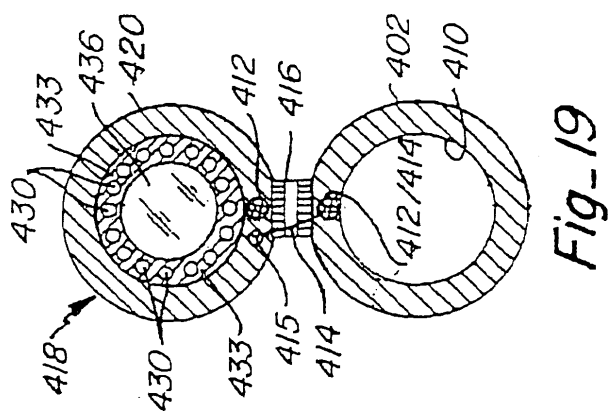


Fig. 19

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Internatlr	Application No
PCT/US	00/10118

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B1/05		
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		
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)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US RE33854 E (E.L. ADAIR) 24 March 1992 (1992-03-24) column 2, line 10 - line 61 column 3, line 18 - line 27 column 4, line 13 - line 54 column 5, line 65 - column 6, line 3 ---	1-4
Y	US 5 817 015 A (E.L. ADAIR) 6 October 1998 (1998-10-06) column 2, line 35 - line 67 column 4, line 38 - line 49 column 5, line 4 - line 8 column 8, line 23 - line 65 ---	1-4
A	US 4 573 450 A (S. ARAKAWA) 4 March 1986 (1986-03-04) column 3, line 9 - column 4, line 13 ---	5,6
Y	US 4 573 450 A (S. ARAKAWA) 4 March 1986 (1986-03-04) column 3, line 9 - column 4, line 13 ---	1-4
-/--		
☒ 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) *C* 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 21 July 2000		Date of mailing of the international search report 25 10 2000
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 epc nl, Fax (+31-70) 340-3016		Authorized officer RIEB, K

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/US 00/10118

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category ^a	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P,A	WD 99 18613 A (E.L. ADAIR ET AL.) 15 April 1999 (1999-04-15) page 4, line 14 -page 6, line 20 page 9, line 17 -page 13, line 26 claims 1-3 -----	1-6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US 00/10118

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.:

1-46, 48

Remark on Protest

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

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No. PCT/US 00/10118

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

1. Claims: 1-6,48

Surgical device including a microendoscope with an array of CMOS pixels and grasping forceps.

2. Claims: 7-10

Surgical device including a microendoscope with internal timing/control circuit boards

3. Claims: 11-16

Surgical device including a microendoscope and a stent placement capability

4. Claims: 17-20

Surgical device including a microendoscope with internal timing/control circuit boards and stent placement facility

5. Claims: 21-28

Surgical device including a microendoscope and an overtube device

6. Claims: 29-32

Surgical device including a microendoscope, an overtube device and arrays of active/passive CMOS pixels

7. Claims: 33-39

Surgical device including a microendoscope and a balloon catheter

8. Claims: 40-43

Surgical device including a microendoscope with active/passive arrays of CMOS pixels, internal timing/control circuit boards and a balloon catheter

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No. PCT/US 00/10118

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

9. Claims: 44-47

Surgical device including a microendoscope, internal timing/control circuit boards and an endotracheal intubation assembly

10. Claims: 49-54

Surgical device in the form of an entry trochar with an imaging section

11. Claims: 55-58

Surgical device in the form of an entry trochar with an imaging section and internal timing/control circuit boards

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Internat'l Application No

PCT/US 00/10118

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US RE33854 E	24-03-1992	US 4878485 A	07-11-1989
		CA 1312512 A	12-01-1993
		DE 69022979 D	16-11-1995
		DE 69022979 T	15-05-1996
		EP 0456761 A	21-11-1991
		WO 9008498 A	09-08-1990

US 5817015 A	06-10-1998	US 5704892 A	06-01-1998
		US 5402768 A	04-04-1995
		WO 9907286 A	18-02-1999
		WO 9500066 A	05-01-1995

US 4573450 A	04-03-1986	JP 60104915 A	10-06-1985
		DE 3441029 A	23-05-1985

WO 9918613 A	15-04-1999	US 5929901 A	27-07-1999
		US 5986693 A	16-11-1999
		EP 1029356 A	23-08-2000
		US 6043839 A	28-03-2000

フロントページの続き

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), CA, JP, US

(72)発明者 アデーア, エドウィン, エル.
アメリカ合衆国, コロラド州, キヤツ
スル パインズ ヴイレツジ, パラゴン
ウェイ 317

(72)発明者 アデーア, ジェフリー, エル.
アメリカ合衆国, コロラド州, ハイラ
ンズ ランチ, イースト レッドフォッ
クス プレイス 1861

(72)発明者 アデーア, ランダル, エス.
アメリカ合衆国, コロラド州, デンヴ
アー, サウス フラミンゴ ウエイ
3082

Fターム(参考) 2H040 BA04 BA14 CA03 CA11 CA12
CA13 DA03 DA12 DA15 DA17
DA21 DA56 DA57 GA02 GA11
4C061 AA07 AA08 AA22 BB01 BB08
CC06 DD01 DD03 JJ06 LL02
NN01 PP03 PP06 QQ02 UU03
WW17

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2003521324A5	公开(公告)日	2005-12-22
申请号	JP2001556159	申请日	2000-04-14
[标]申请(专利权)人(译)	每日1埃德温·埃尔 一天阿奇免费埃尔 一天艾伦达累斯萨拉姆		
申请(专利权)人(译)	非洲教育发展协会，埃德温，萨尔瓦多. 非洲教育发展协会，Jiefuri，萨尔瓦多. 非洲教育发展协会，兰德尔，上课.		
当前申请(专利权)人(译)	非洲教育发展协会，埃德温，萨尔瓦多. 非洲教育发展协会，Jiefuri，萨尔瓦多. 非洲教育发展协会，兰德尔，上课.		
[标]发明人	アデーアエドウィンエル アデーアジエフリーエル アデーアランダルエス		
发明人	アデーア, エドウィン, エル. アデーア, ジエフリー, エル. アデーア, ランダル, エス.		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/005 A61B1/04 A61B1/05 A61B1/267 G06F1/16 G06F3/00 H01L25/16 H04N5/225		
CPC分类号	A61B1/0051 H01L25/167 H01L2924/3011 A61B1/051 A61B1/05 A61B1/00135 H04N2005/2255 A61B1/0607 H01L2924/0002 A61B1/07 A61B1/00087 A61B1/00082		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA04 2H040/BA14 2H040/CA03 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA13 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/DA15 2H040/DA17 2H040/DA21 2H040/DA56 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA07 4C061/AA08 4C061/AA22 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/DD03 4C061/JJ06 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP03 4C061/PP06 4C061/QQ02 4C061/UU03 4C061/WW17		
优先权	09/496312 2000-02-01 US 09/544528 2000-04-06 US		
其他公开文献	JP2003521324A		

摘要(译)

该成像器可以被结合到适合与传统的棒状透镜内窥镜（42）一起使用的标准医疗照相机壳体中。图像传感器可以单独位于第一电路板（40）上，或者可以包括在包含定时和控制电路的第一电路板上。尽管可以在第一电路板（40）上堆叠一个以上的视频信号处理电路板（50、60），但是视频信号处理电路板可以容纳在外部控制箱中。由于容纳成像设备的管状结构的尺寸很小，即微型内窥镜（14），杰克逊抓钳，支架置入导管，球囊导管，套管切除或隔离，射频治疗设备，改良的气管 它与许多外科手术器械（例如插入管或trochers）结合使用。

