(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第3548790号

(P3548790)

(45)発行日　平成16年7月28日(2004.7.28)　(24)登録日　平成16年4月30日(2004.4.30)

(51)Int.Cl.[7]	F I		
A61B 17/00	A61B	17/00	320
A61B 18/12	A61B	19/00	502
A61B 18/20	A61B	17/36	350
A61B 19/00	A61B	17/39	
// A61B 10/00	A61B	10/00	E

請求項の数 17　(全 13 頁)

(21)出願番号　特願平6-518395
(86)(22)出願日　平成6年2月10日(1994.2.10)
(65)公表番号　特表平8-509875
(43)公表日　平成8年10月22日(1996.10.22)
(86)国際出願番号　PCT/US1994/001897
(87)国際公開番号　WO1994/017732
(87)国際公開日　平成6年8月18日(1994.8.18)
審査請求日　平成13年2月13日(2001.2.13)
(31)優先権主張番号　08/016,565
(32)優先日　平成5年2月11日(1993.2.11)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者
ストリカー・コーポレーション
アメリカ合衆国　９５０５１　カリフォルニア、サンタ・クララ、ワルシュ・アベニュ　２５９０
(74)代理人
弁理士　大橋　邦彦
(72)発明者　フォンテノット、マーク・ジー
アメリカ合衆国　７０５０３　ルイジアナ、ラファイエット、マリリン・ドライブ　２２９

審査官　松永　謙一

最終頁に続く

(54)【発明の名称】赤外線放射カテーテルを用いる解剖学的導管の検知

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

外科手術が進行中の解剖身体に隣接する少なくとも１つの身体器官への接近度合いを検出する装置であって、

前記身体器官へ挿入するカテーテルと、

前記カテーテルに挿入され当該カテーテルの長さに沿って光を放射する光ガイドであって、前記身体器官内に配置され、かつ長さ方向を横切るように光エネルギーを放射するような長さを備える光ガイドと、

光エネルギーを前記光ガイドに導くように配置された光源と、

前記光ガイドが放射する赤外線エネルギーを検出するような位置に配置された赤外線検出器と、

前記検出器が検出した光エネルギー強度に応じた外科手術部位の身体器官への近接度合いを表示する信号を発生するための回路要素を有する信号発生装置と、

を含む装置。

【請求項２】

前記光エネルギーが赤外線エネルギーであり、かつ、前記検出器が外科手術部位において身体に挿入可能な形状を成す赤外線検出器である、請求項１に記載の装置。

【請求項３】

前記赤外線のエネルギー源が所定周波数の変調信号を発生する手段を有する、請求項２に記載の装置。

【請求項４】
前記信号発生装置が所定周波数の変調に応答する手段を含む、請求項３に記載の装置。
【請求項５】
前記信号発生装置により発生する信号強度の関数となり、かつ人間の感覚により検出可能な信号を発生するための装置であって、前記信号発生手段に応答する装置を更に含む、請求項４に記載の装置。
【請求項６】
前記赤外線のエネルギー源が、約800Hzで信号を発生する手段を含む、請求項４に記載の装置。
【請求項７】
前記光源は赤外線光源であり、かつ、前記検出器は赤外線検出器であり、
当該赤外線検出器は身体の外部に配置されており、
前記身体器官に近い種々の位置で検出された赤外線エネルギーを前記赤外線検出器へ導く手段であって、当該手段の前記身体器官への近接度合いの関数となる強度を前記赤外線エネルギーが有する手段を含む、請求項１に記載の装置。
【請求項８】
放射区域内に放射されなかった赤外線を放射区域内に反射するために、前記光源から離間した前記光ガイドの端部に設けた赤外線反射器を更に含む、請求項１に記載の装置。
【請求項９】
前記赤外線検出器が身体の外部に配置されており、
身体の内部区域から前記赤外線検出器へ赤外線を転送するために、手術部位に挿入可能な更なる光ガイドを含む、請求項１に記載の装置。
【請求項１０】
前記更なる光ガイドは、エネルギーが供給される外科手術器具に物理的に接続可能であり、
制御回路を更に有し、
当該制御回路は、前記赤外線検出器へ供給される赤外線エネルギーが所定レベル以上である場合において前記外科手術器具にエネルギーが供給されることを防止し、かつ、前記外科手術器具にエネルギーが供給される場合において前記赤外線検出器へエネルギーを供給しない、請求項９に記載の装置。
【請求項１１】
前記更なる光ガイドは身体へ挿入するための外科手術器具に物理的に接続可能であり、
当該光ガイドの端部は外科医の手から離間した外科手術器具の端部に接近して配置可能である、請求項９に記載の装置。
【請求項１２】
前記光ガイドが、複数の異なった長さの薄い光を導くファイバーを備え、
当該ファイバーの端部は角度をもった切り口となっており、それにより赤外線を前記カテーテルから放射するようにした、請求項１に記載の装置。
【請求項１３】
前記ファイバーの端部は、カテーテルの放射区域において1㎜～10㎜の間隔で終端している、請求項12に記載の装置。
【請求項１４】
手術が進行中の解剖身体に隣接する少なくとも１つの身体器官への器具の接近度合いを検出する装置であって、
赤外線のエネルギー源と、赤外線検出器と、赤外線エネルギーが当たると共に前記赤外線検出器に赤外線エネルギーを導く光ガイドと、前記身体器官への器具の接近度合いを示す信号を発生する手段とを備え、
前記エネルギー源と前記光ガイドの一方が、前記解剖身体に近接する身体器官に挿入され、
前記エネルギー源からの赤外線エネルギーが前記光ガイドに当たるように、前記エネルギ

ー源と前記光ガイドの一方に対して、前記エネルギー源と前記光ガイドの他方が配置された装置。
【請求項１５】
前記光をパルス状にする手段を更に含む、請求項14に記載の装置。
【請求項１６】
信号を発生する前記手段は、前記パルス状の光のピークとバックグランドの赤外線との間の差によって決定される信号を発生する回路と、前記信号の振幅によって決定される周波数電圧を発生する手段とを含む、請求項15に記載の装置。
【請求項１７】
前記周波数電圧を正弦波に変換する手段と、当該正弦波の信号を受信する音波発生器とを含む、請求項16に記載の装置。
【発明の詳細な説明】
関連出願
本出願は1993年２月11日に提出された出願番号08/016,565の一部継続出願である。
発明の分野
本発明は、外科手術中に身体の器官、あるいは導管を避けること、あるいはその所在地を明らかにすること、特に、赤外線放射源と検出システムを用いる方法、ならびにこれを含む装置に関するものである。そのいずれかの一方が器官、あるいは導管に挿入され、もう一方が、器官あるいは身体に隣接したところにあり、このようにして、身体に挿入された器具がそこに隣接しており、赤外線放射源、あるいは検出器が接近していることを示し、このようにして、外科手術中に上記装置のいずれかが挿入されている器官あるいは導管の位置を明らかにし、あるいは避けることを助けるものである。
発明の背景
人体の外科手術中に、尿道や尿管のような臓器や導管が切断されないことが必要不可欠である。血液、海綿体、介在組織などが存在することで、近くの、特に、外科手術が行われている部位のすぐ近くのこのような器官あるいは導管の位置を非常に正確に確認するのは極めて難しくなっている。
光放射カテーテルは、管、脈管、器官などの不規則な状態を検出するために用いる。米国特許4,248,214は、外科医が膀胱と尿道の接合部の位置を確かめ、マーシャル・マルチェッチ・クランツ法を正しく実施できるようにする発光尿道カテーテルを提供する。米国特許4,782,819は、体内の検査のために臓器に光を当てるためのカテーテルを用いる多くの特許の代表的なものである。
体内で、赤外線センサーを用いて、がんのような発熱組織の位置を明らかにすることは、幾つかの特許、例えば、米国特許4,784,128に開示している。米国特許4,821,731は音波放射カテーテルを用いて体の内部の特徴の映像を映し出している。
上記の特許のいずれも、赤外線放射カテーテルと赤外線検出器を用いて導管、器官などの位置を確定し、その付近で作業している外科医が避けるべき領域の位置の明確な知識が得られるようにする考え方を明らかにしていない。
発明の目的
本発明の目的は、導管、管、器官などに外科手術中に挿入する赤外線放射カテーテルと赤外線検出システムを提供し、このようなものを正確に位置決めし、また外科医に対し、そこへ接近する危険について警告することである。
本発明のもう１つの目的は、器官、導管、管などを正確に位置決めする方法を提供し、これによって外科医がこのように位置を明らかにした身体の部分に侵入しないようにすることである。
本発明のもう１つの目的は、身体の導管などに挿入し、導管あるいは器官の広い領域に赤外線を照らし出し、あるいは点光源として用いることができるカテーテルを提供することである。
本発明のもう１つの目的は、体の中の赤外線光源の位置を明確に示す容易に検出できる信号、あるいは表示を提供する赤外線検出システムを提供することである。

本発明のもう１つの目的は、焼灼あるいはレーザー光線放射装置に取り付けられている検出システムの近くに相対的な赤外線放射カテーテルの位置に基づいて焼灼、あるいはレーザー光の放射を抑制する電子式の切り替えシステムと制御システムを提供することである。

本発明のもう１つの目的は、１つ以上の体の器官の位置の表示ができるような位置にある赤外線の光源と赤外線検出器と接続した赤外線ガイドを提供することである。

さらに、本発明のもう１つの目的は、身体の内部の器官の位置を明らかにするための赤外線を用いるシステムと関連して、このような身体の器官に隣接する区域を照明するための光源、ならびにこのような光源と関連して、希望すれば、モニター上に器官を表示するための表示システムを提供することである。

本発明の簡単な説明

本発明は、特に、子宮摘出手術を行っている最中に、これらの導管の位置を見極め、あるいはこれらの導管への危険を避けるために、正確に尿管の位置を見極めるために用いられるものとして説明する。本発明の赤外線放射カテーテルと検出システムは、このような用途に限ったものではないが、このように用いられることは、装置と方法が有益であることを示すものである。

赤外線放射カテーテルは、柔軟で基本的に赤外線を通過させる外側のカバーに収められている柔軟でポリマー製の、できれば丸い光ガイドからなっている。光ガイドはガラス、あるいはポリマーで作ることができ、クラッディング付きか、あるいはクラッディングなしでもよい。光ガイドの外部表面は、その長さの広い範囲にわたって研磨し、あるいはその他の方法で赤外線に対し透明とし、その結果、赤外線が基本的に、この例では、尿管内で管や導管の全体にわたり周囲に向かって放射されるようにする。

反射鏡を、赤外線放射する光ガイドの遠位の端に置き、最初その側に拡散されていない光のエネルギーを反射し、ガイドからの放射効率を引き上げることができる。

研磨した放射光ガイドに関連して、もう１つの実施例では、違った長さの複数のファイバーを用いる。例えば、非常に細い光ガイドからなる光ファイバー束を用いる。より具体的に、複数の小径（25～50ミクロン）光学ファイバーを集め、ねじり、次に、放射カテーテルの放射領域で約１～10㎜のインクレメントで束ねる。さらに、束になっているおのおのの小光学繊維の端末は一定の角度で切り、放射カテーテルからの赤外線をある方向に導く。

種々なタイプの赤外線検出器を用いることができる。その中には、赤外線光電検出器、内視鏡、カメラ、音響装置、音の強さと周波数が、赤外線放射カテーテルに対する接近の度合い、さらに、導管に対する接近の度合いによって変化するシステムなどがある。赤外線の光源は、パルス状にし、あるいは変調して、モニターなどでのぴかぴか光っている光の強さが接近の表示となるようにすることができる。

用いている赤外線検出器のタイプとは無関係に、本発明の重要な特徴は、赤外線を用いることによって介在している血管、海綿体などが放射赤外線を遮ることがなく、その結果、不幸なエラーの発生率は完全に取り除かれないまでも、少なくとも大幅に低めることができる。

好適な実施例では、放射制御回路は、赤外線放射カテーテルのエネルギーを制御する。１つの実施例における安全検出器は、腸骨稜の上方に設ける。安全検出器は赤外線放射カテーテルとその制御回路の間の接続が完全な状態であるかどうか、あるいは赤外線放射光ガイドの連続性を判定し、さらに実際に外科手術中に用いられる検出器となり、またシステムに電源が入っている際に、放射赤外線を探し出す。音響システムが用いてある場合、赤外線放射カテーテルに供給されるエネルギーは、外科医が希望する信号音の振幅度を出すために調整する。安全検出器が赤外線の放射を検出しない場合、警報の信号音が出る。

上に記したように、外科手術の際に、尿道の位置を確かめるために、赤外線検出器を手術の位置に置き、外科医が新しい部位に進むにつれて、検出器も動かす。信号音の振幅度と／あるいは周波数は、尿道の位置を確定するために必要な表示となる。好適な実施例では、赤外線放射カテーテルは、できれば、両方の尿道に挿入する。

赤外線検出器を手術の位置に挿入するよりも、検出器に連結している光ガイドを手術位置に挿入することができる。600μm、あるいは1000μmの光ガイドを用いることができ、光学カプラーを通じて赤外線検出器に連結する。
赤外線検出光ガイドは、切断に用いられる器具に物理的に連結することができる。例えば、腹腔鏡電気メスを用いた場合には、焼灼が導管に近付いた場合、赤外線検出システムを用いて、電気メスに電圧が加わることを防止することもでき、また電気メスに電圧が加わっている場合には、焼灼により発生する熱が電気メスをその他の方法で働かなくするかもしれないので、赤外線検出システムが作動できないようにする。
赤外線の光源と検出器の光ガイドの位置は、逆にすることができ、光ガイドを保護する器官に挿入し、光源を器官に向けることができる。可視光線も光源付きビデオ・カメラとモニター・システムと共に用いて、器官の視覚的な表示を行うことができる。
本明細書で用いる「光ガイド」の用語は、単一の光管あるいはその光ファイバーの束、あるいはその両方とも示すために用いる。
本発明の上記とその他の特徴、目的、ならびに利点は、本発明を実施するために、その発明者が検討している最もよい手段と共に好適な実施例の以下の説明を読み、さらに関連する図を検討することにより明らかとなるであろう。
【図面の簡単な説明】
図１は、カテーテルと光管、ならびにその制御装置の縦断面図である。
図２は、異なった長さの複数の光ファイバー付きのカテーテルを説明する図である。
図３は、尿管に挿入されたカテーテルの部分的な断面図で説明している。
図４は、検出装置と共に尿管に挿入されたカテーテルを説明している。
図５は、光ガイドに供給される光エネルギーの制御装置のブロック線図である。
図６は、赤外線検出器の１つの形の回路図である。
図７は、本発明のシステムのブロック線図である。
図８は、光反射鏡と赤外線光ガイドの用い方を説明している。
図９は、本システムの検出装置の光ガイドの用い方を説明している。
図10は、光ガイドと電子メスの物理的な連結、ならびに検出器と電気メスの間の相関関係を制御する回路を説明している。
図11は、図９の検出器制御回路をブロック線図の形で説明している。
図12は、排尿路付きのカテーテルの一例を横断図の形で説明している。
図13は、図３に対して、プローブとガイドの位置が逆になっている配置の説明である。
図14は、図13の装置で用いられている光ガイドの説明である。
図15は、図13に図示してあるプローブと関連している電気システムのブロック線図である。
図16は、本発明の光ガイドと関連している電気システムのブロック線図である。
図17は、モニターの画面上に尿管を表示するテレビ・システムと関連した図13のシステムを示す図である。
本発明の詳細な説明
「光ガイド」という言葉は、図１と２に図示してある光放射構造物を意味する。
さて、特に添付図面の図１を参照されたい。本発明による光放射カテーテルは、光放射カテーテルの内側にある赤外線放射光ガイド４、ならびに可変電圧の電源８により駆動される赤外線エネルギーの光源６よりなる（Ｄ＆Ｂパワー・インコーポレーテッド、モデルF240－1000）。エネルギーは光学カップル３（モトローラーMFOE－1102）を通って、クラッディング付きあるいはクラッディングなしのポリマー、あるいはガラスの材料（できれば、ファイバーESKA SH－4001、あるいはSK－40）のいずれかでできており、ほとんど減衰なしで赤外線を通す光ガイドへ到達する。光ガイド４の表面は、領域10にわたり研磨してあり、赤外線がカテーテルの壁を通って周囲にあらゆる方向にその周辺に放射される。領域10の長さは、カテーテルが用いられるその用途によって定まり、説明している応用例では、尿管の長さは約30cmである。カテーテル全体の長さは、典型的に65cmであり、外径は2.33mmである。光ガイドの長さは約２メートルである。

光ガイド４からの放射の能率をよくするために、さらに添付図面の図８を参照して、赤外線反射鏡５は領域10から散乱しなかった赤外線を反射し、領域10に反射させ、追加的に放射した赤外線を作り出し、このようにしてシステム全体の能率を向上させる。
ここで、図２を参照すれば、光放射の光ガイドは、異なった長さの複数の光ファイバーを束23にまとめたもので作ることができる。ファイバーの端末25は、一定の角度で切断し、光がカテーテルから、その長さに対し一定の角度で放射され、その結果、その周囲を赤外線で照らし出すようになっている。切断の角度は、赤外線エネルギーを散乱させ、さらに、周囲を実質的に完全に照らし出すために、均一にする必要はない。検出器回路へ接続する光ファイバーの端末は、ヒューレット・パッカード社製のケーブル・コネクターHFBR 450/HFBR 4511で接続する。
添付した図面の図３では、カテーテル２は尿道14と膀胱16を通じて尿管18に挿入され、赤外線を尿管の壁を通じて周囲の領域に放射する。赤外線検出器20を用いて、赤外線放射光ガイド４から放射された赤外線エネルギーがあることを検出する。光ファイバーに転送されるエネルギーは、20ミリボルトを越えてはならない。
添付した図面の図４は、図３のシステムの修正を説明している。カテーテル２と2'はおのおのの尿管にあり、光分割器22を通じて同じ赤外線光源６から駆動されている。２つのカテーテルと光分割器を用いること以外には、基本的なシステムは同じである。ただし、図３では、スコープ25が付いた小型のテレビカメラ24を用いて、ビデオモニター26に表示される光を当てた尿管の映像を見ることができるようになっている。映像の強さは、視界が赤外線の光源にどれだけ近いかによって決まる。さらに、以下の説明で明らかになるように、赤外線の変調によるピーという信号音もまた、モニターならびに赤外線検出システム28により出すことができる。
安全検出器を、光放射カテーテルのある場所の近くの身体の表面、尿管の場合には腸骨稜の上部に置くことができる。安全検出器は、赤外線放射カテーテルとその制御回路の間の連結が完全であるかどうかと／あるいは赤外線放射光ガイドの連続性を確かめる。赤外線の放射が安全光ガイドによって感知されない場合には、アラームが鳴る。さらに、赤外線放射が安全検出回路によって感知されていない場合にはアラームが鳴る。これは、添付する図面の図３の検出回路と同じとすることができる。
添付した図面の中の特に図５を参照すれば、これは本発明で用いている赤外線放射器をブロック線図の形で説明している。放射器は電気器具店で購入することができ、555 ICタイマーを用いる。６ボルト乾電池30が参照番号32で指定されているタイマー555を動かし、このタイマーは赤外線の光源、あるいは光ガイドと連結している放射体34を駆動している。
タイマー32は、約800Hzの周波数で放射する信号を変調する。周波数はエレメント32のピン２とピン７の間で6.8Kオームの抵抗器を直列に接続した分圧器、すなわち可変抵抗器36（2Kオーム）により変えることができる。変調信号を用いることで、周囲あるいは外部の赤外線エネルギーに対するシステムの反応を低くすることができ、また安全検出器に特有な信号を提供する。
赤外線検出器38と回路40は、添付した図面の中の図６に図示している。赤外線検出器は、また電気器具店からモトローラーMFOD73赤外線受信機の名称で購入することができる。検出器38は567（IC）音響信号デコーダー42のピン３に信号を供給する単一トランジスター（2N3904）アンプ41を駆動する。音響信号デコーダーは、その出力を高い音調にもっていき、その帯域である周波数、この例では、800Hzの周波数を検出すれば、LEDが点灯し、またブザー44が鳴る。適当な増幅があれば、567IC42はピン８でのその出力からサウンド・ジェネレーターを駆動することができる。
図５と図６のシステムのブロック線図は、図７に図示してある。放射器制御回路８は、赤外線の光源34を駆動し、この光源は、光を放射する光ガイド４、あるいは複数の光ガイドに赤外線を供給する。光ガイドは参照番号46で示されている身体内部に赤外線を放射し、検出器38がこれを検出する。検出器38は身体の中に置くことができ、あるいは視界25－カメラ24の組み合わせを用いる場合、カメラ24は身体の外部に置くことができる。赤外線検

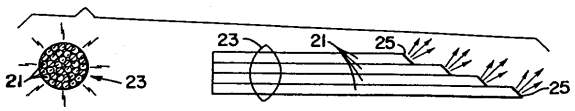
出器もまた手術器具、内視鏡などに取り付けることができる。
図４では、スコープ25を手術の部位に挿入し、赤外線をカメラ24に送り、モニターに情報を表示する。同様に、赤外線の光ガイドを用いて、領域内部の赤外線エネルギーを身体の外部の赤外線検出器に向ける。添付した図面の図９を参照されたい。赤外線光ガイド50の尿管から離れたその端に光学カプラー52を取り付け、赤外線エネルギーを赤外線光電検出器に送る。
ガイド50は、典型的に赤外線の範囲の光を伝送することができ、直径が1000μｍで、体内に挿入して赤外線エネルギーを身体の外側の検出器54に差し向けるようにする。
図９の光ガイドは、一例では、腹腔鏡電気メスと共に使うことができる。添付した図面の図10を参照すれば、電気メス56は、検出器制御回路63を通じて、光源58からエネルギーを受ける。一方、検出器制御回路63は、光ガイド59を通じて、検出器68から信号を受け取り、電気メスの励起を制御する。
図11は、制御装置63の詳細を図示しており、赤外線検出器68は、赤外線光電検出器回路70を通じて、電圧コンパレーター66とスピーカー・トランジスター・スイッチ64に接続されている。電圧コンパレーター66は、回路70から来る電圧を標準電圧と比較し、基準電圧レベルに対する回路64から来る電圧レベルを示す出力信号を導線60上に作り出す。導線60は、トランジスター・スイッチ61へ、またANDゲート72へ接続されており、入力信号を伝送する。ANDゲート72の出力は、インバーター75を通じてスピーカー・スイッチ64に伝送される。スピーカー・スイッチ64からの出力信号は、スピーカー回路74に送られる。
操作においては、赤外線光電検出器回路70からの出力電圧がコンパレーター66での可変基準電圧に等しくなるか、あるいは越える場合、電気メス・トランジスター・スイッチ61への電力はゼロとなり、電気メス電力供給58と電気メス56の間の回路を開き、電気メスのスイッチを切る。そうでなければ、赤外線光電検出器回路からの出力電圧が、コンパレーターでの可変基準電圧以下である限り、電気メスの電力供給と電気メスの間の回路は引き続き閉まったままとなる。
ANDゲート72については、ANDゲートへの双方の入力が高く、電気メス56が用いられていること、ならびに赤外線光電検出回路からのコンパレーターへの電圧がしきい電圧以下であることを示している場合には、ANDゲートの出力は高くなり、インバーターの出力は低くなる。その結果、スピーカー・トランジスター・スイッチ64はオフとなる。このようにして、スピーカーへの電力は一時的に中断される。焼灼が終われば、スピーカー、ならびにスピーカー回路への電力は復元され、検出器を作動させて、カテーテルの初期の正しい作動を検出する。
ここで注意すべきことは、焼灼によって十分な熱が発生し、それによって尿管に危険なほどにまで接近する以前にメスを遮断することができることである。この問題は、簡単に電気メスの電力を断ち切ることにより簡単に克服することができ、その場合、スピーカー回路は作動しており、導管へ電気メスが接近しすぎて、安全でない場合には音を発する。
さて、特に図12に参照すれば、排尿路を設けたカテーテル76が図示されている。カテーテルは光放射ガイド78と排尿路80を含んでいる。排尿路80に尿があれば、排尿路を通過する赤外線のエネルギーが減る。しかし、カテーテルが尿管に入れば、尿の流れは時折の水滴の形となり、赤外線エネルギーの減衰はあまり起こらず、起こった場合でも、散発的となる。
特に、図13を参照すれば、赤外線放射物と赤外線検出器の位置が逆になっている配置が図示されている。
光放射プローブ86は、下記の光源88からパルス状の赤外線エネルギーを受け取る。プローブ86の端末90は、光センサー92が尿管94の位置を示す音響信号を出すまで操作を継続する。より具体的に、光学ファイバーの光ガイド94は、尿管94の中に挿入されているカテーテル98の中にある。光ガイドは、検出セグメント100が付いているこのセグメントはガイド96の広い縦の領域（20cms）にわたって、完全にガイドの周囲の周りに設けてある。
光ガイドは、赤外線エネルギーをセンサー99に導き、このセンサー99は、上記の通り、器官、この場合、尿管に相対的なプローブの端末90の位置を示す大きさのエネルギーが来れ

ば、信号音を発する。
添付した図面の図14を参照すれば、光ガイドは、光ファイバーの束102（図２を参照のこと）からなっており、その遠くの一端104は表面が粗くしてあり（研磨、あるいは刻み目を付けてある）（長さ約20CM）、赤外線の光が束の中に浸透し、光学コネクター106を通って、ファイバーに沿って導かれ、透明なプラスティック棒108に到着し、さらに図16の回路に含まれることがあり得る検出器回路の中の光学ポート受信機110（モトラーMLED73）に到着する。発明の好適な実施例では、ガイド102は三菱光ファイバーESKA SK40であり、コネクター106は、AMPのオプティマティック・オプチカル・コネクター228087－１である。
光源88は、添付する図面の図15で、ブロック線図の形で図示してある。図15を参照すれば、オンオフ・スイッチ114を通じて交流で駆動される調整器112はパルス発生器116に調整された＋12ボルトを供給する。パルス発生器は三角波、またはのこぎり波を作り出し、つがいになった光学ポート118と120を駆動する。ポート120は光放射プローブ86に約５ミリボルトの赤外線エネルギーを供給すると図示されている。光学ポート120は、パルス発生器116からのパルス状の赤外線エネルギーに変換し、この変換されたパルス状の赤外線エネルギーがプローブに供給される。プローブ86は、１つの点を除いて、光ガイド86と同じである。違っている点は、いずれの領域も、荒立ててなく、光はプローブ86の端末からのみ放射する。このようにして完全な電気的隔離が行われる。セグメント型の電力ディスプレー122は、従来の形のディスプレードライバー124によって駆動される。このディスプレーは、光放射棒である。ディスプレーは、９つのセグメントからなっており、放射エネルギーのレベルを示す。
添付図面の図16を参照されれば、光検出ガイド96からの光は、光学ポート受信機110に導かれ、この受信機は光エネルギーを電気エネルギーに変換する。再び完全な電気分離が行われる。受信機126の出力は、プリアンプ130、フィルター132、直流ポストアンプ134を通じて電圧制御オシレター128に移る。プリアンプ131はプリアンプ130に分離された低騒音の調整済み電圧を供給する。オシレター128の出力周波数は三角波であり、アンプ134の直流出力電圧のレベルによって左右され、このようにしてガイド96に当たる光の振幅の表示となっている。
オシレーター128の出力電圧は、正弦コンバーター138、音量フィルター・ネットワーク140と可聴周波数アンプを通じて直列にスピーカー136に供給される。このようにして、スピーカーの出力音声は、尿管へのプローブ86の接近の度合いによって決まる。具体的に、上記エレメントのおのおのの厳密な機能を定義すれば、プリアンプ130は受け取ったパルス状の光と光源から受け取ったバックグラウンド放射線を区別する。これはバックグランド放射線を減衰し、パルス状の光信号を増幅する。フィルター132は前もって増幅した信号をピークの成分と平均的成分に分割するピーク平均検出器を含んでおり、一方直流ポストアンプ134は、広帯域フィルターであり、ピーク（高周波）と平均（低周波）の信号成分の間の違いを強調する。電圧制御オシレーター128は、ピーク成分と平均成分の間の違いをのこぎり波の電圧に変換し、こののこぎり波電圧は正弦コンバーター138によって正弦波に変換される。音量フィルター・ネットワークは音量の調整をできるようにし、また基礎音響信号を低める。
さらに、注目すべきことは、差信号が音量フィルター・ネットワークから検出器のディスプレーに供給され、この検出器ディスプレーが図13に示されているようなバー・タイプのインディケーターを駆動することである。
次に、特に、添付図面の図17を参照すれば、図13のシステムが光導管152に光エネルギーを供給する腹腔鏡光源150からなる照明装置との関連で説明してある。光導管は、赤外線の成分がない光源150からの光でもって手術領域を照らし出す。手術領域からの光は、また光導管152を通じて腹腔鏡カメラ154に伝達される。ただし、赤外線阻止フィルターは３チップ・カメラのチップから取り外してある。カメラ154は、導線156を通じてモニター158に信号を伝達し、モニターは、この場合、尿管を表示する。
その他の赤外線光源は、体内で周辺に存在していることは明らかであるが、光ガイドへパ

ルス状の赤外線光源を用いることにより、このような光源からの信号を排除することができる。
プローブ86と光ガイド152の双方の体内への浸透は、従来のトロカールにより行う。プローブ86は従来の技術により、外科手術的手法で体内に挿入された器具に取り付ける。
例えば、脳の腫瘍の手術の際に、点光源が示されている場合がある。このような場合、プローブはその端末からのみ赤外線光線を放射し、腫瘍の位置の表示となる。
上記の開示が行われれば、その他多くの特徴、修正、さらに改善が能力のある技術者に明らかとなる。したがって、このようなその他の変更、特徴、ならびに改善は、本発明の一部と見なし、その範囲は、以下の特許請求範囲によって確定することとなる。

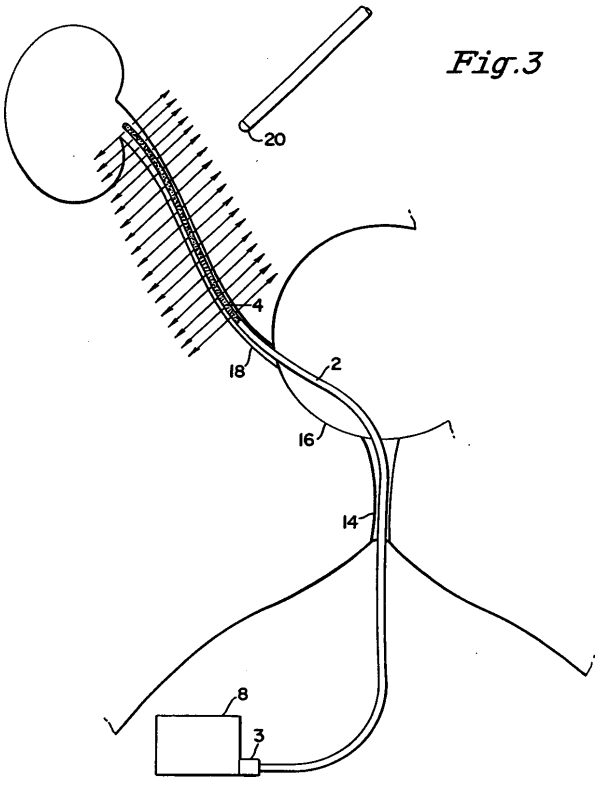
【図２】

Fig.2



【図３】

Fig.3



【図１】

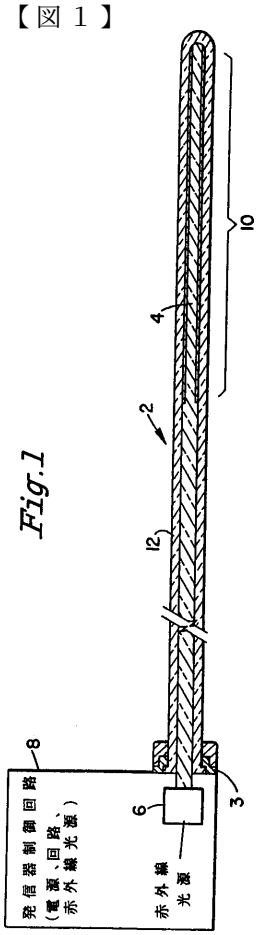


Fig.1
10
4
2
12
8
発信器制御回路
（電源、回路、
赤外線光源）
6
赤外線
光源
3

【図７】

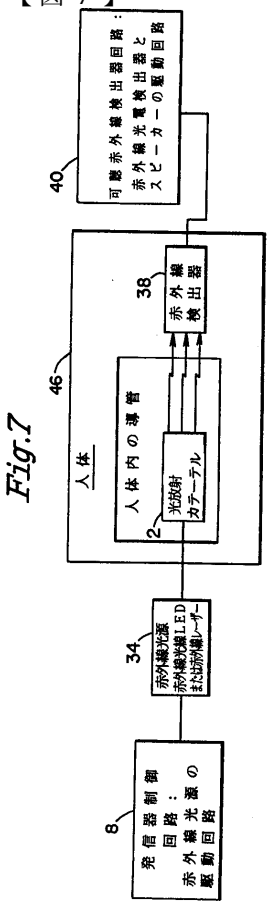


Fig.7
40
可聴赤外線検出器回路：
赤外線光電検出器と
スピーカーの駆動回路
46
人体
人体内の導管
38
赤外線
検出器
2
光放射
カテーテル
34
赤外線光源
赤外線LEDまたは赤外線レーザー
8
発信器制御
回路：
赤外線光源の
駆動回路

【図４】

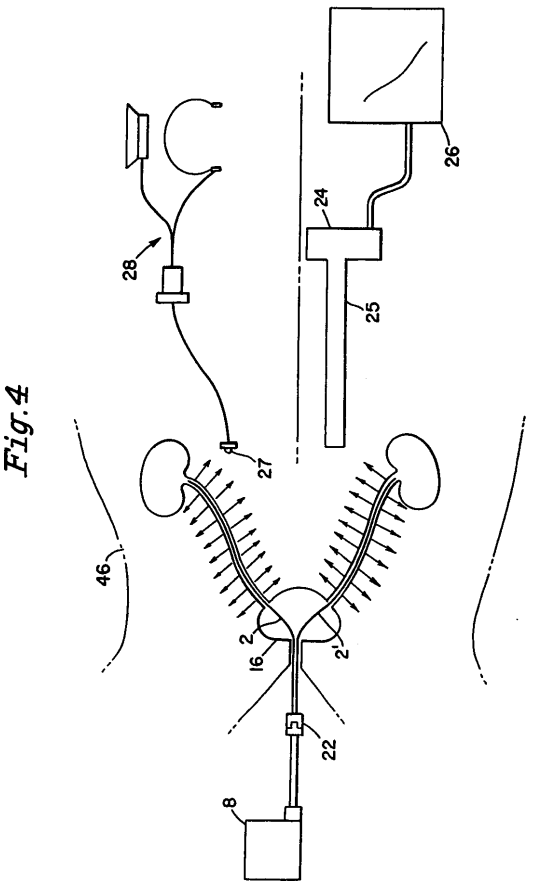


Fig.4
26
24
28
25
27
46
2
16
2'
22
8

【図５】

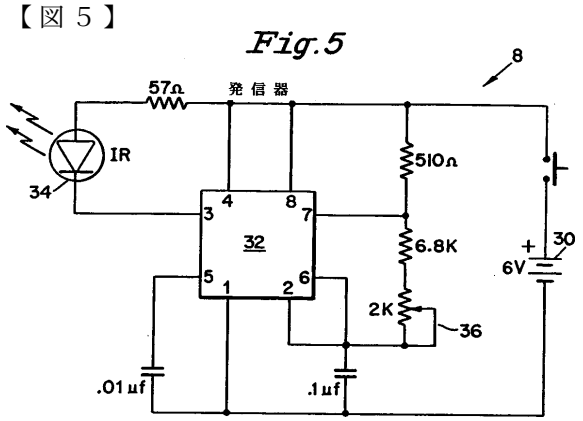


Fig.5
8
57Ω
発信器
IR
34
510Ω
3
4
8
7
32
5
1
2
6
6.8K
2K
36
+
6V
30
.01 μf
.1 μf

【図８】

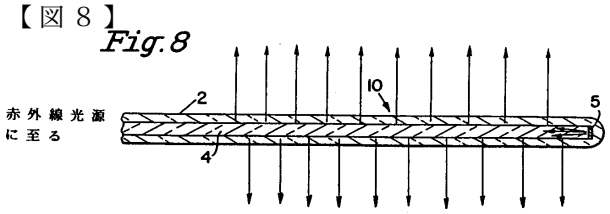
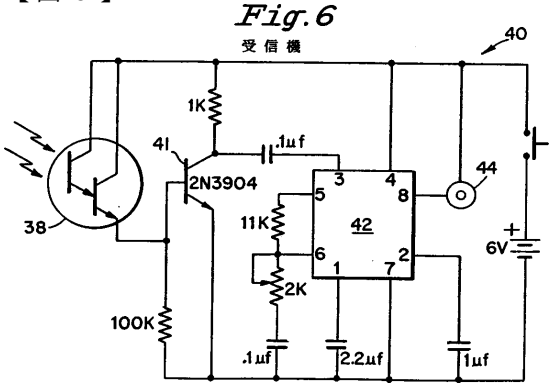


Fig.8
赤外線光源
に至る
2
10
5
4

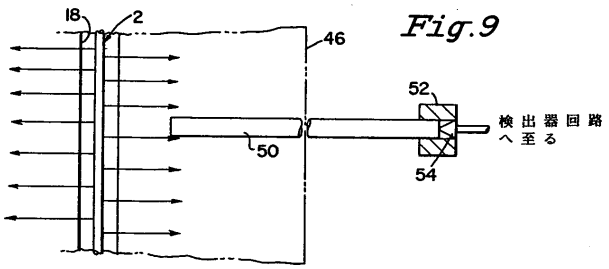
【図６】

Fig.6



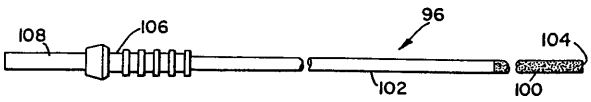
【図９】

Fig.9



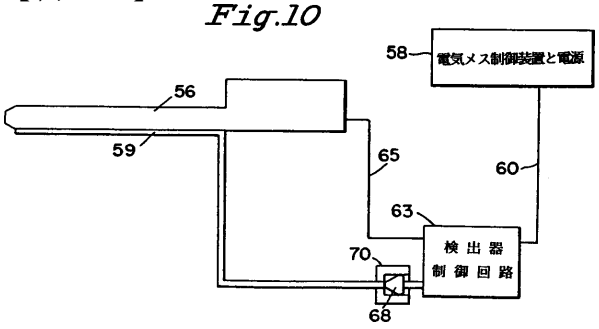
【図１４】

Fig.14



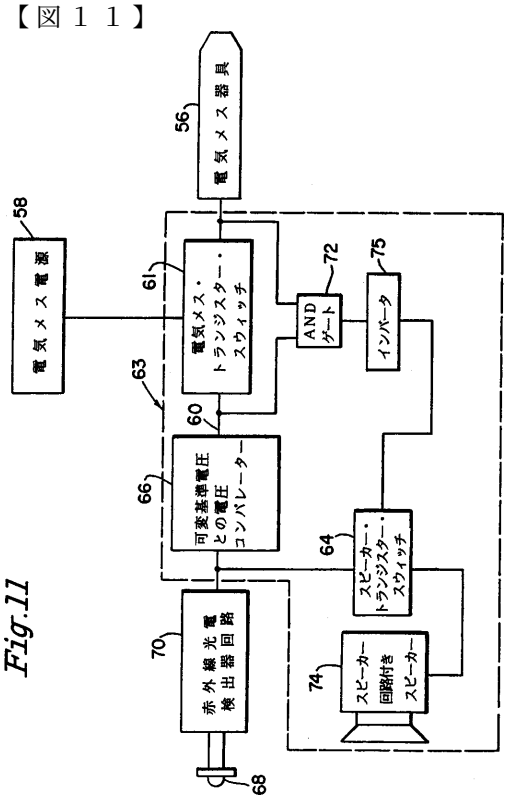
【図１０】

Fig.10



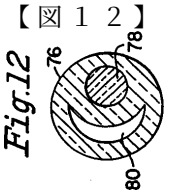
【図１１】

Fig.11



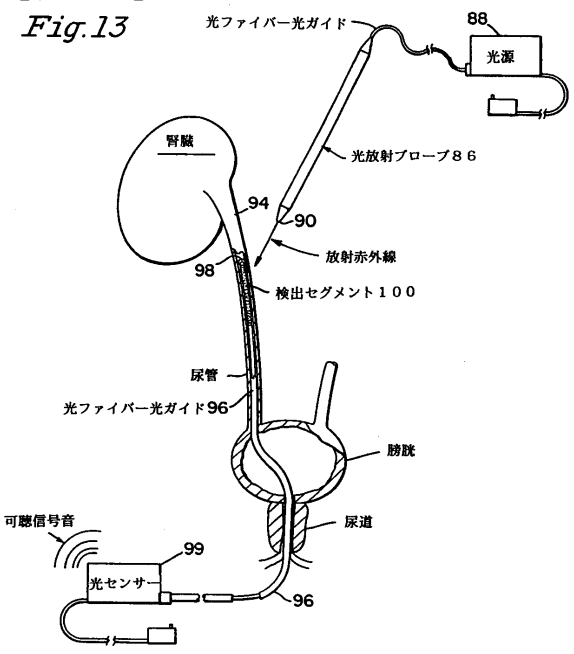
【図１２】

Fig.12

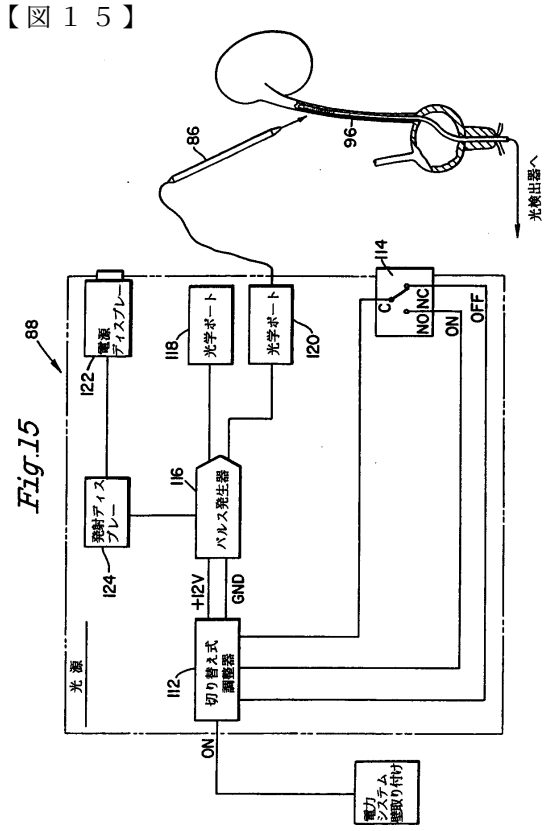


【図１３】

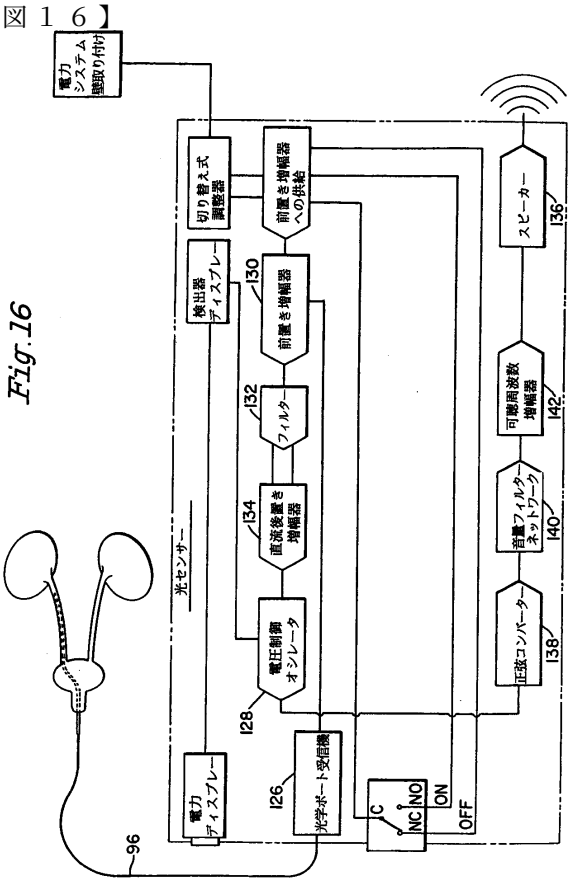
Fig.13



【図１５】

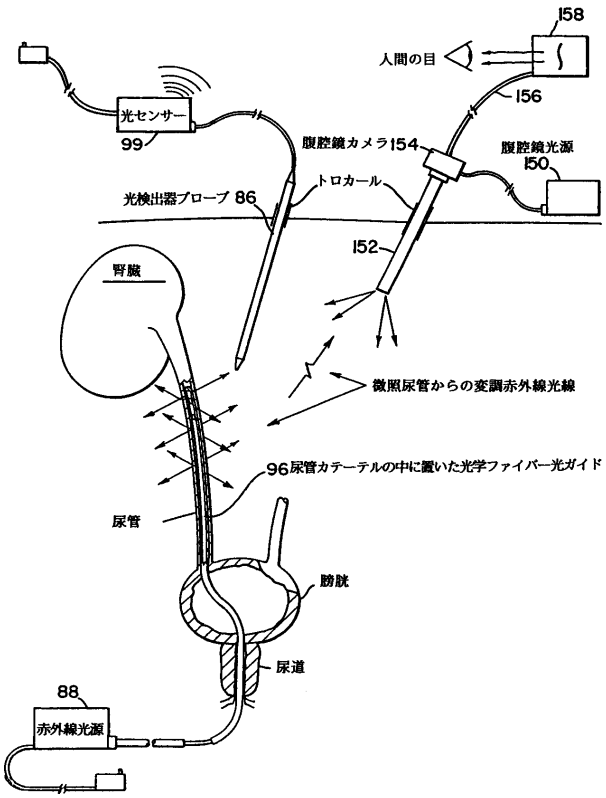


【図１６】



【図１７】

Fig.17



フロントページの続き

(56)参考文献 英国特許出願公開第１０４１９０３（ＧＢ，Ａ）
米国特許第４２４８２１４（ＵＳ，Ａ）
米国特許第５１６８８７３（ＵＳ，Ａ）
特開平４－１９７３６１（ＪＰ，Ａ）
特表平２－５００４１０（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61B 17/00-19/12
A61B 1/00-1/07
A61B 10/00