

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-115252

(P2011-115252A)

(43) 公開日 平成23年6月16日(2011.6.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	2 H 0 5 2
G 0 2 B 21/06 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 C	4 C 0 6 1
	G 0 2 B 23/26 D	4 C 1 6 1
	G 0 2 B 21/06	

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2009-273117 (P2009-273117)
 (22) 出願日 平成21年12月1日 (2009.12.1)

(71) 出願人 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (74) 代理人 100148895
 弁理士 荒木 佳幸
 (72) 発明者 山邊 俊明
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 BA04 CA11 CA22 CA27 DA12
 GA00
 2H052 AA07 AC15 AC34

最終頁に続く

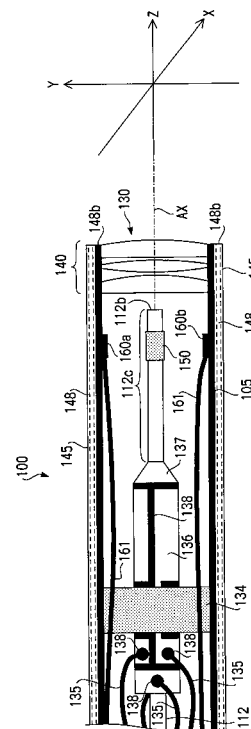
(54) 【発明の名称】 医療用プローブ、および医療用観察システム

(57) 【要約】

【課題】 走査型医療用プローブにおける走査範囲をオフセットすることで、医療用プローブの画角を拡げることが可能な医療用プローブ、および該医療用プローブを備えた医療用観察システムを提供することを目的とする。

【解決手段】 光源から照射された複数種類の波長の光を利用して対象物を観察するための医療用プローブであって、光源から入射された光を射出して、前記対象物上を走査する走査手段と、走査手段によって走査される対象物の反射光を、所定の光検出手段に出力する出力手段と、走査手段による走査範囲の中心をオフセットさせる走査範囲オフセット手段とを有することを特徴とする医療用プローブ。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光源から照射された複数種類の波長の光を利用して対象物を観察するための医療用プローブであって、

前記光源から入射された光を射出して、前記対象物上を走査する走査手段と、

前記走査手段によって走査される前記対象物の反射光を、所定の光検出手段に出力する出力手段と、

前記走査手段による走査範囲の中心をオフセットさせる走査範囲オフセット手段と、を有することを特徴とする医療用プローブ。

【請求項 2】

10

前記走査手段は、

入射端が前記光源に光学的に接続されたシングルモードファイバからなる導光手段と、

前記導光手段の射出端近傍を振動させる振動手段と、から構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の医療用プローブ。

【請求項 3】

前記走査範囲オフセット手段は、

前記導光手段の射出端近傍に取り付けられた磁石と、

前記磁石を引き付けるための電極と、からなり、

前記電極に電圧が印加されて、前記磁石が前記電極に引き付けられることにより、前記導光手段の射出端が変位されることを特徴とする請求項 2 に記載の医療用プローブ。

20

【請求項 4】

前記走査範囲オフセット手段は、前記電極を複数備え、

前記複数の電極にはそれぞれ異なる電圧が印加されることを特徴とする請求項 3 に記載の医療用プローブ。

【請求項 5】

前記走査範囲オフセット手段は、前記振動手段の中心軸を移動させるための圧電体からなり、

前記圧電体は、電圧が印加されることにより変形して、前記振動手段の中心軸を変位させることを特徴とする請求項 2 に記載の医療用プローブ。

【請求項 6】

30

前記圧電体は、前記振動手段を二方向から支持しており、

前記圧電体の変形により、前記振動手段の中心軸が該二方向に変位されることを特徴とする請求項 5 に記載の医療用プローブ。

【請求項 7】

前記圧電体は、電極によって分割された複数の部分を有し、

前記複数の部分は、それぞれに個別に変形することを特徴とする請求項 5 に記載の医療用プローブ。

【請求項 8】

前記圧電体は、前記振動手段を該振動手段の外周を囲むように支持しており、

前記複数の部分をそれぞれに個別に変形させることにより、前記振動手段の中心軸を所定の方向に変位させることを特徴とする請求項 5 に記載の医療用プローブ。

40

【請求項 9】

請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の医療用プローブと、

前記光源と、

前記反射光を受光して信号を検出する光検出手段と、

前記検出された信号に基づき画像情報を生成する画像情報生成手段と、

前記生成された画像情報に基づき映像を生成し表示する映像表示手段と、

前記走査範囲オフセット手段を制御するオフセット制御手段と、

を有することを特徴とする医療用観察システム。

【請求項 10】

50

前記オフセット制御手段は、前記画像情報生成手段によって生成された画像情報に基づいて、前記走査範囲オフセット手段を制御することを特徴とする請求項 9 に記載の医療用観察システム。

【請求項 11】

前記オフセット制御手段は、
前記画像情報における特徴部を基準点として記憶する基準点メモリと、
以降に生成された画像情報における前記特徴部の位置と、前記基準点メモリに記憶された基準点の位置との変動量を算出する変動量算出手段と、を有し、
前記変動量算出手段により算出された変動量に対応して前記走査手段による走査範囲の中心をオフセットさせるよう前記走査範囲オフセット手段を制御することを特徴とする請求項 10 に記載の医療用観察システム。

10

【請求項 12】

前記医療用観察システムは、更に、
操作者による入力を可能にする入力手段を有し、
前記オフセット制御手段は、前記入力手段によって入力された内容に基づき、前記走査範囲オフセット手段を制御することを特徴とする請求項 9 に記載の医療用観察システム。

【請求項 13】

前記入力手段は、タッチパネルで構成され、
前記オフセット制御手段は、
操作者により操作された前記タッチパネル上のポインタの始点および終点を記憶するするポインタメモリと、
前記ポインタメモリに記憶される前記ポインタの始点から終点への変動量を算出する変動量算出手段と、を有し、
前記変動量算出手段により算出された変動量に対応して、前記走査手段による走査範囲の中心をオフセットさせるよう前記走査範囲オフセット手段を制御することを特徴とする請求項 12 に記載の医療用観察システム。

20

【請求項 14】

前記変動量算出手段は、前記操作者によって操作された前記タッチパネル上のポインタから前記映像表示手段の中心位置への変動量を算出することを特徴とする請求項 13 に記載の医療用観察システム。

30

【請求項 15】

前記オフセット制御手段は、更に、
前記変動量算出手段により算出された変動量を、前記走査範囲オフセット手段に印加する電圧値へと変換する電圧変換手段を有することを特徴とする請求項 11 から 14 の何れか一項に記載の医療用観察システム。

【請求項 16】

前記オフセット制御手段は、前記変動量が前記走査手段の可動領域を超える場合は、前記映像表示手段に矢印を表示させることを特徴とする請求項 11 から 15 の何れか一項に記載の医療用観察システム。

40

【請求項 17】

光源から照射された複数種類の波長の光を利用して対象物を観察するためのカプセル内視鏡であって、
前記光源から入射された光を射出して、前記対象物上を走査する走査手段と、
前記走査手段によって走査される前記対象物の反射光を、所定の光検出手段に出力する出力手段と、
前記走査手段による走査範囲の中心をオフセットさせる走査範囲オフセット手段と、を有することを特徴とするカプセル内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

この発明は、対象物を観察するための医療用プローブおよび該医療用プローブを有する医療用観察システムに関し、詳しくは、極細径の光ファイバの先端を共振させてパルス光により対象物を走査し画像情報を取得する走査型医療用プローブ、および該走査型医療用プローブを有する医療用観察システムに関する。

【背景技術】

【0002】

医師が患者の体腔内を観察するときに使用する装置として、電子スコープが一般的に知られている。電子スコープを使用する医師は、電子スコープの挿入部を体腔内に挿入し、挿入部の先端に備えられた先端部を観察対象近傍に導く。そして、先端部に内蔵されたCCD (Charge Coupled Device) 等の固体撮像素子により体腔内を撮影するため、電子スコープやビデオプロセッサの操作部を必要に応じて操作する。医師は、これらの操作を行った結果得られる体腔内の映像をモニタ上で観察して検査や施術等を行う。

10

【0003】

このように電子スコープは、患者の体内に挿入されて使用される。したがって、電子スコープには、患者の負担を軽減するためにより一層の細径化が望まれる。そして、電子スコープを細径化させるためには、各種内蔵部品の配置等を工夫する以外に各種内蔵部品自体を小型化させることが望まれる。なお、電子スコープには、固体撮像素子以外に、固体撮像素子の周辺回路やシールド部材、絶縁部材、対物レンズ、照明レンズ、レンズ保持枠、体内への照明光を供給するための光ファイババンドル等の部品が内蔵されている。

【0004】

20

電子スコープの内蔵部品のなかでも固体撮像素子や光ファイババンドルは、外形寸法が大きく、また、対物レンズや照明レンズ等の他の部品の設計上可能な最小寸法を規定する。したがって、電子スコープを細径化させるためには、小型な固体撮像素子や細径な光ファイババンドルを搭載することが望まれる。しかしながら、これらの部品を安易に小型化や細径化させることはできない。何故ならば、例えば固体撮像素子を小型化させた場合には、解像度やダイナミックレンジ、SN比等が低下するといった弊害が生じるからである。また、光ファイババンドルを細径化、すなわち光ファイバの本数を削減した場合には、体腔内を照明するのに十分な光量を導光できなくなるからである。

【0005】

そこで、固体撮像素子等を構成要素から排除することにより、電子スコープに比べて外径を細く構成することができる医療用プローブが提案されている。

30

【0006】

かかる医療用プローブの一例は、特許文献1に開示されている。特許文献1に記載の医療用プローブは、単一の光ファイバの先端を共振させて所定の走査光により対象物を所定の走査パターンで走査する。そして、対象物からの反射光を検出して光電変換しビデオプロセッサに順次出力する。ビデオプロセッサは、光電変換された信号を処理して画像化しモニタに出力する。医師は、このようにして得られた体腔内の映像を、電子スコープを使用した場合と同様にモニタ上で観察して検査や施術等を行うことができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0007】

【特許文献1】特表2005-501279号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ところで、特許文献1に記載の医療用プローブを用いて体腔内の観察を行なう場合は、術者（医師）が、モニタに表示される画像を観察しながら、プローブの先端部を観察したい部位へと導くように手動で医療用プローブを操作する。そして、目的の部位がモニタに表示されると、プローブの先端の位置を動かさないようにして、目的の部位の詳細な観察が行なわれる。しかしながら、医療用プローブは術者によって手動で操作されているため

50

、操作のぶれによって、目的の部位がモニタの表示領域を逸脱してしまう場合がある。また、観察対象は生体であるため、常に静止しているわけではなく、変動することがある。そのため、目的の部位の観察を行なっている途中で、生体の変動により観察対象自体が移動したり、プローブの先端が動かされてしまうことにより、モニタに表示された観察対象（例えば病変部など）が観察しにくい位置に移動したり、モニタの表示領域から逸脱してしまうことがあった。

【 0 0 0 9 】

このような場合は、再度医療用プローブを手動で操作して、観察対象がモニタ上の見やすい位置に表示されるようにプローブ先端部の位置を調整する必要がある。しかしながら、観察対象が変動する度にプローブを操作するのは大変手間であり、また体腔内に位置するプローブの先端を、生体の変動に合わせて体の外から微調整するのは大変困難であった。さらに、このような調整のために時間がかかってしまい、結果として観察時間が長引いて患者への負担を増やしてしまうという恐れもあった。

10

【 0 0 1 0 】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、走査型医療用プローブにおける走査範囲をオフセットすることで、医療用プローブの画角を拡げることが可能な医療用プローブ、および該医療用プローブを備えた医療用観察システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

上記の課題を解決するため、本発明により、光源から入射された光を射出して、対象物上を走査する走査手段と、走査手段によって走査される対象物の反射光を、所定の光検出手段に出力する出力手段と、走査手段による走査範囲の中心をオフセットさせる走査範囲オフセット手段とを有する医療用プローブが提供される。また、上記走査手段は、入射端が前記光源に光学的に接続されたシングルモードファイバからなる導光手段と、導光手段の射出端近傍を振動させる振動手段とから構成される。

20

【 0 0 1 2 】

このような構成により、走査手段の走査範囲がオフセットされ、医療用プローブの画角を拡げることが可能となる。これにより、医療用プローブを手動で操作しなくても、取得できる画像の範囲が広がるため、操作のぶれや観察対象の変動が生じた場合でも引き続き画像を取得することが可能となる。

30

【 0 0 1 3 】

また、上記走査範囲オフセット手段は、導光手段の射出端近傍に取り付けられた磁石と、磁石を引き付けるための電極とからなり、電極に電圧が印加されて、磁石が電極に引き付けられることにより、導光手段の射出端が変位される構成としても良い。このような構成により、導光手段の射出端位置を変位させることで、走査手段の走査範囲がオフセットされ、取得される画像の範囲をオフセットさせることができる。

【 0 0 1 4 】

さらに、上記電極は複数備えられており、該複数の電極にはそれぞれ異なる電圧が印加される構成としても良い。このような構成により、各電極へ印加する電圧を調整することにより、所望の方向へ走査範囲の中心をオフセットさせることができる。

40

【 0 0 1 5 】

走査範囲オフセット手段は、振動手段の中心軸を移動させるための圧電体からなり、圧電体は、電圧が印加されることにより変形して、振動手段の中心軸を変位させる構成としても良い。このような構成により、振動手段の中心軸を変位させることで、走査手段の走査範囲がオフセットされ、取得される画像の範囲もオフセットさせることができる。また、導光手段の走査の支点となる振動手段自体を動かすため、導光手段の走査に影響を与えずに、走査範囲をオフセットさせることができる。

【 0 0 1 6 】

上記圧電体は、振動手段を二方向から支持し、圧電体の変形により、振動手段の中心軸が該二方向に変位されるよう構成しても良い。このような構成により、走査手段による走

50

査範囲を所定の方向へオフセットさせることが可能となる。

【0017】

また、上記圧電体は、電極によって分割された複数の部分を有し、該複数の部分は、それぞれに個別に変形するよう構成されても良い。また、上記圧電体は、振動手段の外周を囲むように振動手段を支持し、複数の部分をそれぞれに個別に変形させることにより、振動手段の中心軸を所定の方向に変位させるよう構成しても良い。このような構成により、各複数の部分へ印加する電圧を調整することにより、所望の方向へ走査範囲の中心をオフセットさせることができる。

【0018】

また、本発明により、上記いずれかの医療用プローブを有する医療用観察システムが提供される。該医療用観察システムは、上記いずれかの医療用プローブと、光源と、反射光を受光して信号を検出する光検出手段と、検出された信号に基づき画像情報を生成する画像情報生成手段と、生成された画像情報に基づき映像を生成し表示する映像表示手段と、走査範囲オフセット手段を制御するオフセット制御手段とを有することを特徴とする。

10

【0019】

また、上記オフセット制御手段は、前記画像情報生成手段によって生成された画像情報に基づいて、前記走査範囲オフセット手段を制御するものであっても良い。具体的には、オフセット制御手段は、画像情報における特徴部を基準点として記憶する基準点メモリと、以降に生成された画像情報における特徴部の位置と、基準点メモリに記憶された基準点の位置との変動量を算出する変動量算出手段とを有する。そして、変動量算出手段により算出された変動量に対応して走査手段による走査範囲の中心をオフセットさせるよう走査範囲オフセット手段を制御するよう構成される。このような構成により、画像情報の特徴部を自動的に追従するよう走査範囲オフセット手段を制御することができる。

20

【0020】

また、上記医療用観察システムは、更に、操作者による入力を可能にする入力手段を有し、オフセット制御手段は、入力手段によって入力された内容に基づき、走査範囲オフセット手段を制御するものであっても良い。具体的には、入力手段は、タッチパネルで構成され、オフセット制御手段は、操作者により操作された前記タッチパネル上のポイントの始点および終点を記憶するポイントメモリと、ポイントメモリに記憶されるポイントの始点から終点への変動量を算出する変動量算出手段とを有する。そして、変動量算出手段により算出された変動量に対応して、走査手段による走査範囲の中心をオフセットさせるよう前記走査範囲オフセット手段を制御するよう構成される。このような構成により、術者は、タッチパネル上で所望の変動量をポイント操作するだけで、走査範囲オフセット手段による、走査範囲のオフセットを制御することができる。

30

【0021】

さらに、上記変動量算出手段は、操作者によって操作されたタッチパネル上のポイントから映像表示手段の中心位置への変動量を算出するよう構成しても良い。このような構成により、術者は、簡単なタッチパネル操作によって、目的の画像をモニタの中心に表示させることができる。

【0022】

また、上記オフセット制御手段は、更に、変動量算出手段により算出された変動量を、走査範囲オフセット手段に印加する電圧値へと変換する電圧変換手段を有しても良い。

40

【0023】

さらに、上記オフセット制御手段は、変動量が前記走査手段の可動領域を超える場合は、映像表示手段に矢印を表示させるよう構成しても良い。このような構成により、術者によって医療用プローブが操作される際に、どの方向へ動かせばよいかを術者に通知することができる。これにより、術者が病変部を探すために医療用プローブを操作する時間を短縮することができる。

【0024】

また、本発明により、光源から入射された光を射出して、対象物上を走査する走査手段

50

と、走査手段によって走査される対象物の反射光を、所定の光検出手段に出力する出力手段と、走査手段による走査範囲の中心をオフセットさせる走査範囲オフセット手段と、を有するカプセル内視鏡が提供される。

【発明の効果】

【0025】

本発明の医療用プローブ、および医療用観察システムによれば、操作ぶれや生体の変動により病变部の画像がモニタ上を移動した場合でも、医療用プローブを手動で操作することなく、医療用プローブの走査範囲の中心をオフセットさせることにより、容易に病变部の画像をモニタの適切な位置に表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】本発明の第1の実施形態の走査型医療用プローブの先端部の内部構成を模式的に示す模式図である。

【図2】本発明のプロセッサおよびモニタの構成を示すブロック図である。

【図3】観察対象上に形成されるスポットを説明するための図である。

【図4】本発明の実施形態のDSPによる画素アドレスの変換処理の具体例を説明するための図である。

【図5】本発明の第1の実施形態の走査型医療用プローブにおける走査範囲のオフセットを模式的に示す模式図である。

【図6】本発明の第1の実施形態のオフセット制御部の構成を示すブロック図である。

【図7】本発明の第1の実施形態のオフセット制御処理を示すフローチャートである。

【図8】本発明の第1の実施形態のオフセット制御処理におけるモニタの表示例および変換テーブルを示す図である。

【図9】本発明の第2の実施形態の走査型医療用プローブの先端部の内部構成を模式的に示す模式図である。

【図10】本発明の第3の実施形態の(a)走査型医療用プローブの先端部の内部構成および(b)圧電体の構成を模式的に示す模式図である。

【図11】本発明の第4の実施形態のオフセット制御部の構成を示すブロック図である。

【図12】本発明の第4の実施形態のオフセット制御処理を示すフローチャートである。

【図13】本発明の第4の実施形態のオフセット制御処理におけるモニタの表示例および変換テーブルを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0027】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態における走査型医療用プローブを有する医療用観察システムについて説明する。

【0028】

図1は、第1の実施形態の走査型医療用プローブ100における先端部130近傍の内部構成を模式的に示す図である。また、図2は、走査型医療用プローブ100に接続されるプロセッサ200およびモニタ300の構成を示すブロック図である。なお、図2においては、走査型医療用プローブ100とプロセッサ200との接続関係等を明確にするため、走査型医療用プローブ100の一部の構成も模式的に示している。また、モニタ300は周知の構成を有した受像装置であるため、図2においてモニタ300の詳細な構成は図示省略している。これらの走査型医療用プローブ100、プロセッサ200、およびモニタ300によって、本実施形態の医療用観察システムが構成される。

【0029】

走査型医療用プローブ100は、術者によって体内に挿入され、体腔内の画像を取得するための体腔内観察用のプローブである。走査型医療用プローブ100は、プロセッサ200から供給される照明光を体腔内まで伝送するシングルモードファイバ112(以下、「SMF112」という)を備え、SMF112の先端を共振させた状態で照明光を射出することにより、対象物を所定の走査パターンで走査する。そして、走査型医療用プローブ

10

20

30

40

50

ブ１００の外周に備えられた受光用ファイバ１４８にて、対象物からの反射光を受光してプロセッサ２００へ伝送する。

【００３０】

プロセッサ２００は、走査型医療用プローブ１００を駆動制御するとともに走査型医療用プローブ１００により取得される観察光（反射光）に基づき画像信号を生成する信号処理装置と、自然光の届かない体腔内に走査型医療用プローブ１００を通じて照明光を照射する光源装置とを内蔵した一体型のプロセッサである。なお、別の実施形態では信号処理装置と光源装置とを別体で構成してもよい。

【００３１】

図２に示されるように、走査型医療用プローブ１００は、基端部に光学のコネクタ部１１０および電気のコネクタ部１２０を有している。また、プロセッサ２００は、光学のコネクタ部２１０および電気のコネクタ部２２０を有している。光学のコネクタ部１１０が光学のコネクタ部２１０に差し込まれることにより、走査型医療用プローブ１００とプロセッサ２００が光学的に接続される。同じく、電気のコネクタ部１２０が電気のコネクタ部２２０に差し込まれることにより、走査型医療用プローブ１００とプロセッサ２００が電氣的に接続される。また、プロセッサ２００とモニタ３００は、所定のケーブルを介して電氣的に接続される。

【００３２】

このように走査型医療用プローブ１００、プロセッサ２００、およびモニタ３００がそれぞれ接続されてプロセッサ２００およびモニタ３００の電源が投入されると、術者は、医療用観察システムを使用して患者の体腔内を検査、施術等できるようになる。具体的には、術者は、走査型医療用プローブ１００の挿入部を体腔内に挿入して先端１３０を観察対象近傍に導く。そして、プロセッサ２００の操作部（不図示）を操作する。術者は、このような操作を行った結果得られる体腔内の映像をモニタ３００上で観察して検査や施術等を行う。

【００３３】

なお、本実施形態においては、体腔内を観察するために走査型医療用プローブ１００単体が体腔内に直接挿入される。別の実施形態においては、例えば先端１３０を観察対象近傍にスムーズに導くために挿入部にガイドワイヤ等を添えて挿入するようにしてもよい。また、例えば電子スコープ等が有する鉗子チャンネルに挿入部を挿入し通して先端部１３０を観察対象近傍に近接させるようにしてもよい。

【００３４】

次に、走査型医療用プローブ１００およびプロセッサ２００の具体的な構成を説明しつつ、本実施形態の医療用観察システムにおいて体腔内の映像がモニタ３００に表示されるまでの一連の流れを説明する。かかる一連の流れは、

（１）観察対象を走査して観察光を取得する処理

（２）観察光に基づき画像を生成し表示する処理

に大別される。

【００３５】

まず、「（１）観察対象を走査して観察光を取得する処理」について説明する。プロセッサ２００は、観察対象を走査するための光源としてＲＧＢの各波長に対応した光を照射するレーザ光源２３０Ｒ、２３０Ｇ、２３０Ｂを有している。ＲＧＢの各波長に対応する光源が備えられる理由は、カラー画像に対応するためである。したがって、光源は、例えば広帯域であるスーパーコンティニウム光等を発振する単一の白色ファイバレーザとしてもよい。また、光源は、レーザ光源に限らず例えばＬＥＤ（Light Emitting Diode）等の他の形態の光源としてもよい。

【００３６】

プロセッサ２００は、該プロセッサ２００の各回路の信号処理タイミングを統括的に制御するタイミングコントローラ２４０を有している。タイミングコントローラ２４０は、ドライバ２３２Ｒ、２３２Ｇ、２３２Ｂの各ドライバ回路に同一の変調信号を同時に出力

10

20

30

40

50

する。ドライバ 2 3 2 R、2 3 2 G、2 3 2 B はそれぞれ、入力された変調信号に基づきレーザ光源 2 3 0 R、2 3 0 G、2 3 0 B を駆動する。これにより、レーザ光源 2 3 0 R、2 3 0 G、2 3 0 B はそれぞれ、R、G、B の各波長に対応するパルス光（以下、「R パルス光」、「G パルス光」、「B パルス光」と記す。）を同期したタイミングで発振する。尚、レーザ光源 2 3 0 R、2 3 0 G、および 2 3 0 B からの供給される光はパルス光に限定されるものではなく、連続光であっても良い。

【0037】

各レーザ光源から発振された R パルス光、G パルス光、B パルス光は、R G B 結合器 2 3 4 に入射される。R G B 結合器 2 3 4 は、ダイクロイックミラー等により R パルス光、G パルス光、B パルス光を位相が揃った状態で結合する。（図 2 において R G B 結合器 2 3 4 内を進行する R G B の各光の光路長が異なるように見えるが、実際には、各光の光路長は同一である）。R G B 結合器 2 3 4 は、結合されたパルス光（以下、「カラーパルス光」と記す。）をカップリングレンズ 2 3 4 a により収束して射出する。なお、R G B 結合器 2 3 4 は、ダイクロイックミラーを使用した光結合器でなく、光ファイバ結合された各レーザ光源を光コンバイナに接続した構成としてもよい。

10

【0038】

なお、光源が単一の白色ファイバレーザである場合には、各色のパルス光を同期させるといったタイミング制御が不要となる。そのため、レーザ光源周辺の回路構成等を簡素化できるメリットがある。また、既に結合された状態のパルス光が発振されるため、R G B 結合器 2 3 4 が不要になるメリットもある。

20

【0039】

カップリングレンズ 2 3 4 a から射出されたカラーパルス光は、走査型医療用プローブ 1 0 0 が有する S M F 1 1 2 の入射端 1 1 2 a に入射される。S M F 1 1 2 は、光学のコネクタ部 1 1 0 から先端部 1 3 0 に亘って、走査型医療用プローブ 1 0 0 のシース 1 4 5 に收容されている。入射端 1 1 2 a に入射されたカラーパルス光は、S M F 1 1 2 内部を、全反射を繰り返すことにより伝送される。伝送されたカラーパルス光は、先端部 1 3 0 内部に配置された S M F 1 1 2 の射出端 1 1 2 b から射出される。

【0040】

シース 1 4 5 は、可撓性を有する保護チューブである。シース 1 4 5 は、先端部 1 3 0 から光学のコネクタ部 1 1 0 にまで延びた形状を有し、走査型医療用プローブ 1 0 0 が有する各種内蔵部品を保護している。シース 1 4 5 の外径は、走査型医療用プローブ 1 0 0 が固体撮像素子等を有しない構成であるが故、電子スコープの外径に比べて格段に細い。そのため、走査型医療用プローブ 1 0 0 は、電子スコープに比べてより一層の低浸襲性が達成されている。また、図 1 に示すように、走査型医療用プローブ 1 0 0 の先端部 1 3 0 におけるシース 1 4 5 の内側には、ハウジングチューブ 1 0 5 が設けられている。ハウジングチューブ 1 0 5 は、ステンレスなどの金属で形成される円筒上の筒材であり、後述する対物光学系 1 4 0 および支持体 1 3 4 の固定に用いられる他、先端部 1 3 0 近傍に配置される部品を保護する役割を備えている。

30

【0041】

S M F 1 1 2 には、圧電素子等からなるアクチュエータ 1 3 6 が取り付けられている。具体的には、円筒型のアクチュエータ 1 3 6 の長軸方向に設けられた貫通孔に、S M F 1 1 2 が通され、接着部 1 3 7 によって固定されている。そして、アクチュエータ 1 3 6 は、ハウジングチューブ 1 0 5 に取り付けられた支持体 1 3 4 に設けられた貫通孔に通されて支持されている。これにより、S M F 1 1 2 の先端部 1 1 2 c、具体的には S M F 1 1 2 の内のアクチュエータ 1 3 6 の接着部 1 3 7 に固定された箇所から射出端 1 1 2 b までの部分は、支持体 1 3 4 に片持ち梁の状態で作持される。また、本実施形態の走査型医療用プローブ 1 0 0 には、走査範囲をオフセットさせるためのオフセット機構として、S M F 1 1 2 の射出端 1 1 2 b の近傍にとりけられた磁石 1 5 0 および複数の電極 1 6 0 を備えている。このオフセット機構の機能および作用については後ほど詳述する。

40

【0042】

50

アクチュエータ 136 は、複数の電極 138 を有している。各電極 138 は、複数の電線 135 と接続されている。そして、複数の電線 135 の終端は電気的コネクタ部 120 内部に収容されている。各電線 135 は、電気的コネクタ部 120 と電気的コネクタ部 220 とを接続させたときに、プロセッサ 200 が有する X 軸 / Y 軸ドライバ 236 に接続される。尚、以降の走査型医療用プローブ 100 の構成の説明について、便宜上、走査型医療用プローブ 100 の長手方向を Z 方向、Z 方向に直交しかつ互いに直交する二方向を X 方向、Y 方向と定義する。

【0043】

タイミングコントローラ 240 は、X 軸 / Y 軸ドライバ 236 に所定の駆動制御信号を出力する。X 軸 / Y 軸ドライバ 236 は X 軸ドライバ回路および Y 軸ドライバ回路から構成される。そして、所定の駆動制御信号に基づき、X 軸 / Y 軸ドライバ 236 の X 軸ドライバ回路からはアクチュエータ 136 に第一の交流電圧が印加され、Y 軸ドライバ回路からはアクチュエータ 136 に第一の交流電圧と同一周波数であって位相が直交する第二の交流電圧が印加される。

【0044】

アクチュエータ 136 は、印加された第一、第二の交流電圧に応じて振動する。アクチュエータ 136 の振動はそれぞれ、SMF 112 の先端部 112c の X 方向、Y 方向への共振運動を生じさせる。そして、SMF 112 の射出端 112b は、アクチュエータ 136 による X 方向および Y 方向への運動エネルギーが合成されることにより、X - Y 平面に近似する面（以下、「XY 近似面」と記す。）上において中心軸 AX をほぼ中心とする所定半径を有する円の軌跡を描く。

【0045】

所定半径を有する円の軌跡を描く状態でアクチュエータ 136 に対する交流電圧の印加が停止される。すると、SMF 112 の先端部 112c の振動は徐々に減衰されていく。かかる減衰に伴って、SMF 112 の射出端 112b は、XY 近似面上で略渦巻パターンの軌跡を描きながら中心軸 AX に向かい、最終的には中心軸 AX 上で停止する。カラーパルス光は、アクチュエータ 136 への交流電圧の印加停止直後から SMF 112 の射出端 112b が中心軸 AX 上で停止する迄の期間（以下、「渦巻パターン期間」と記す。）、射出端 112b から射出され続ける。

【0046】

ハウジングチューブ 105 の先端は、複数のレンズから構成される対物光学系 140 により封止されている。そのため、カラーパルス光は、SMF 112 の射出端 112b から射出されて一旦発散するものの、対物光学系 140 によって集光されて射出される。対物光学系 140 を通って射出されたカラーパルス光は、観察対象上にスポットを形成する。かかるスポット径は、例えば数ミクロンオーダーであり極めて小さい。

【0047】

図 3 に、観察対象上に形成されるスポットを説明するための図を示す。走査型医療用プローブ 100 は、一枚の画像を得るために観察対象上に渦巻パターン SP を描くように n 個のスポットをスポット S_1 、 S_2 、 S_3 、 \dots 、 S_n の順に形成する。各スポットの間隔は、SMF 112 の射出端 112b の運動速度や各レーザ光源の変調周波数等に依存して決まる。渦巻パターン SP は、観察対象上にパルス光で無く連続光を走査した場合を想定して描かれた仮想的な走査軌跡である。

【0048】

なお、実験等を重ねた結果、SMF 112 の射出端 112b が停止した状態から所定半径を有する円の軌跡を描く状態に達する迄にかかる時間は既知である。同じく、渦巻パターン期間が開始され終了する迄にかかる時間も既知である。さらに、渦巻パターン期間中の XY 近似面における SMF 112 の射出端 112b の位置（または観察対象上における各スポット形成位置）も既知である。そのため、タイミングコントローラ 240 は、かかる既知の情報に基づき、X 軸 / Y 軸ドライバ 236 に対するタイミング制御（つまり、各アクチュエータに対する交流電圧の印加と停止のタイミング）、およびドライバ 232 R

10

20

30

40

50

、 2 3 2 G、 2 3 2 B に対するタイミング制御（つまり、渦巻パターン期間中における各レーザ光源の変調制御）のそれぞれをフレームレートに応じた周期で繰り返す。

【 0 0 4 9 】

走査型医療用プローブ 1 0 0 のシース 1 4 5 の内部には、複数の受光用ファイバ 1 4 8 が円環上に埋設されている。各受光用ファイバ 1 4 8 は走査型医療用プローブ 1 0 0 の基端部にて束ねられ、光学のコネクタ部 1 1 0 に収容されている。そして、観察対象上に形成された各カラーパルス光のスポットは、観察対象にて反射され受光用ファイバ 1 4 8 の入射端 1 4 8 b に入射される。入射端 1 4 8 b に入射された反射パルス光は、受光用ファイバ 1 4 8 内を伝送され、受光用ファイバ 1 4 8 の終端 1 4 8 a から、光学のコネクタ部 1 1 0 と光学のコネクタ部 2 1 0 とを通過してプロセッサ 2 0 0 へ送られる。

10

【 0 0 5 0 】

プロセッサ 2 0 0 では、入射した反射パルス光をカップリングレンズ 2 3 8 a にて収束させ、R G B 分離器 2 3 8 にて、ダイクロイックミラー等により R、G、B の各波長に対応する反射パルス光（以下、「反射 R パルス光」、「反射 G パルス光」、「反射 B パルス光」とする）に分離する。R G B 分離器 2 3 8 にて分離された各反射パルス光は、それぞれ検出器 2 5 0 R、2 5 0 G、2 5 0 B に送られる。なお、上述したようにカラーパルス光は、単一の S M F 1 1 2 により導光されて観察対象にて反射される。そのため、反射パルス光の光量は非常に少ない。このような微弱な光を確実にかつ低ノイズで検出する必要があるため、検出器 2 5 0 R、2 5 0 G、2 5 0 B には光電子増倍管（P M T : Photomultiplier Tube）等の高感度光検出器が用いられる。

20

【 0 0 5 1 】

以上が「（ 1 ）観察対象を走査して観察光を取得する処理」についての説明になる。次に、「（ 2 ）観察光に基づき画像を生成し表示する処理」、つまり取得された各色の反射パルス光を画像化してモニタ 3 0 0 に表示させるまでの一連の処理の流れを説明する。

【 0 0 5 2 】

検出器 2 5 0 R、2 5 0 G、2 5 0 B は、受光された各反射パルス光を光電変換してアナログ信号を生成し後段の回路に出力する。検出器 2 5 0 R、2 5 0 G、2 5 0 B より検出された反射 R パルス光、反射 G パルス光および反射 B パルス光に応じたアナログ信号は、サンプリングおよびホールドされて A / D コンバータ 2 5 2 R、2 5 2 G、2 5 2 B によりそれぞれデジタル信号列に変換される。そして変換されたデジタル信号列は、D S P

30

（ Digital Signal Processor ） 2 5 4 に入力される。

【 0 0 5 3 】

D S P 2 5 4 では、A / D コンバータ 2 5 2 R、2 5 2 G、2 5 2 B からのデジタル信号列をそれぞれラッチする。そして、ラッチされたデジタル信号列から、画像情報を生成する（後述の図 6 に示される画像情報生成部 2 5 4 a）。具体的には、まず、ラッチされたデジタル信号列における変極点、つまりピーク値を検出する。次いで、デジタル信号列中のピーク値が検出された地点、つまり時間 T を該ピーク値に関連付けて、関連付けデータを作成する。ここで、A / D コンバータ 2 5 2 R、2 5 2 G、2 5 2 B からラッチしたデジタル信号列におけるピーク値を検出した時間 T は略同一である。そのため、所定の時間 T に対して、R G B の各デジタル信号列における 3 つのピーク値が関連付けられる。

40

【 0 0 5 4 】

次に、D S P 2 5 4 は、関連付けデータの時間 T を例えば固体撮像素子でいうところの画素アドレスに変換する。具体的には、D S P 2 5 4 には、各スポットに対応する時間 T と画素アドレスとの変換テーブルが予め保持されている。かかる変換テーブルは、既知の情報である渦巻パターン期間中の各スポットの形成位置および形成時間に基づき作成されている。D S P 2 5 4 は、特定の時間 T に対応する関連付けデータが入力されたとき、変換テーブルに基づき該特定の時間 T を特定の画素アドレスに変換する。

【 0 0 5 5 】

図 4 を用いて、D S P 2 5 4 による画素アドレスの変換処理の具体例を説明する。ここでは、説明の便宜上、各時間 T を 1 9 × 1 9 からなる画素アドレスに変換する場合を考え

50

る。DSP254は、例えばスポット S_1 に対応する時間 t_1 の関連付けデータが入力された時、上記変換テーブルに基づき時間 t_1 を画素アドレス(3, 10)に変換する。次いで、時間 t_2 の関連付けデータが入力されたとき、上記変換テーブルに基づき時間 t_2 を画素アドレス(3, 8)に変換する。DSP254は、かかる画素アドレスへの変換処理を、入力されるデジタル信号に対応する時間Tに対して順次行う。

【0056】

DSP254は、上記のような画素アドレスへの変換処理により、画素アドレス(3, 10)に関連付けられたRGBのピーク値に基づいて、画素アドレス(3, 10)における画像情報を生成する。そして、生成されたスポット $S_1 \sim S_n$ に対応する一フレーム分の画像情報をメモリ(後述の図6に示される画像情報メモリ254b)にバッファリングする。このとき、画像情報を有さない画素アドレスに関しては、例えば所定のマスキングデータを生成して補間される。

【0057】

その後、タイミングコントローラ240のタイミング制御に従い、DSP254のメモリにバッファリングされた画像情報が読み出され、エンコーダ256に出力される。エンコーダ256は、入力された画像情報をNTSC(National Television Standards Committee)やPAL(Phase Alternating Line)等の所定の規格に準拠した映像信号に変換してモニタ300に出力する。これにより、モニタ300に観察対象の映像が表示される。

【0058】

以上が走査型医療用プローブ100を用いた通常の体腔内観察における処理の流れである。次に、本発明の特徴である、走査型医療用プローブ100の走査範囲をオフセットして観察を行なう場合について説明する。通常、術者によって走査型医療用プローブ100を移動させながら体腔内を観察している際に、病変部などの詳細に観察を行ないたい部位をモニタ上に発見した場合、走査型医療用プローブ100の移動を止めて、当該病変部の詳細な観察が行なわれる。しかしながら、走査型医療用プローブ100を動かしていないにも関わらず、体腔壁が変動することによってモニタ300に表示される病変部が移動してしまうことがある。このような場合に、自動的に病変部を追尾してモニタに表示させるための、走査型医療用プローブ100が備えるオフセット機構および該オフセット機構を制御するプロセッサ200の構成および処理について以下に説明する。

【0059】

図2に示すように、プロセッサ200は上述の構成に加えオフセット制御部260およびモード切換えスイッチ270を有している。オフセット制御部260は、モード切換えスイッチ270およびDSP254に接続され、モード切換えスイッチ270の状態に応じて駆動される。モード切換えスイッチ270は、プロセッサ200の外装に設けられた機械スイッチであり、術者によって、通常観察モードと、病変部の追尾を行なう自動追尾モードの何れかに切り換えられる。また、オフセット制御部260はDSP254および電気的コネクタ部220に接続されており、DSP254によって生成された画像情報に基づいて走査型医療用プローブ100のオフセット機構の制御を行う。

【0060】

走査型医療用プローブ100のオフセット機構は、SMF112の射出端112bの近傍にとりけられた磁石150、ハウジングチューブ105の内側に取り付けられた複数の電極160、および電極160に接続された電線161から構成される。ここで、図1にはY軸方向において磁石150と対向する位置に二箇所取り付けられた電極160aおよび160bしか示されていないが、X軸方向においても、磁石150と対向する位置に電極160cおよび160dが取り付けられている。また、各電極160a~160dに接続された電線161の終端は、電気的コネクタ部120に収容されて電気的コネクタ部220と接続される。そして、オフセット制御部260より、電線161を介して電極160a~160dへ電圧が印加されることにより、SMF112に取り付けられた磁石15

10

20

30

40

50

0を電極側へ引きつけたり、反発させたりすることができる。

【0061】

図5は、通常のSMF112の走査範囲SA1と、電極160aに電圧が印加され、磁石150が電極160aに引きつけられた状態におけるSMF112の走査範囲SA2とを模式的に示す図である。図5に示すように、通常の場合、具体的には、電極160a～160dのいずれにも電圧が印加されていない場合は、SMF112は、アクチュエータ136の振動により、対象物に対して図5に示す中心軸AXを中心とする所定の走査範囲SA1を走査する。ここで、電極160aに電圧が印加されると、SMF112に取り付けられた磁石150が電極160aに引きつけられると、SMF112の射出端112bがY軸方向へ移動する。そして、この状態のままアクチュエータ136が駆動されると、SMF112は、図5に示すように中心軸AX'を中心とした走査範囲SA2を走査する。このように、電極160aに電圧を印加することにより、SMF112による走査範囲の中心軸AXが、Y軸方向へオフセットされる。

10

【0062】

同様に、X軸方向に配置された電極160cまたは160dに電圧を加えることにより、SMF112の走査範囲の中心軸AXをX軸方向へオフセットさせることもできる。このように電極160a～160dに電圧を加えてSMF112の射出端112bの中心軸を移動させることにより、走査型医療用プローブ100自体を動かすことなく、走査範囲をオフセットさせることができる。そのため、電極160a～160dへ印加される電圧を調整することで、SMF112の走査範囲をさまざまな方向へオフセットさせることが可能となり、走査型医療用プローブ100の画角を拡げることができる。

20

【0063】

次に、上述のようにSMF112の走査範囲をオフセットさせるための、プロセッサ200におけるオフセット制御処理について説明する。図6は、プロセッサ200が備えるDSP254およびオフセット制御部260の具体的な構成を示す図である。DSP254は、上述したようにA/Dコンバータ252R、252G、252Bからのデジタル信号列を受信して画像情報を生成する画像情報生成部254a、および画像情報生成部254aにて生成された画像情報を記憶する画像情報メモリ254bを備えている。そして、オフセット制御部260は、基準点メモリ260a、変動量演算回路260b、X軸変動メモリ260c、Y軸変動メモリ260d、X軸電圧変換回路260e、Y軸電圧変換回路260fを備えている。オフセット制御部260における各部は、モード切換えスイッチ270によって、自動追尾モードに切り換えられることにより駆動する。

30

【0064】

続いて、図7および図8を参照して、オフセット制御部260の各部によって実施される走査範囲のオフセット制御について説明する。図7は、走査型医療用プローブ100のオフセット制御処理の流れを示すフローチャートである。また、図8(a)、(c)、(e)、(f)は、病変部L、モニタ表示領域DA、画像領域IA、およびファイバ可動領域FAの位置関係を模式的に示す図であり、図8(b)、(d)は、DSP254に記憶されている変換テーブルを模式的に示す図である。ここで、モニタ表示領域DAとは、モニタ300に表示される画像の範囲を示すものである。また、画像領域IAは、SMF112によって所定の走査範囲を走査することによって得られる画像の領域を示すものである。図8に示すように、モニタ300は、走査型医療用プローブ100によって取得される画像領域IAの中心部をモニタ表示領域DAに表示する。また、ファイバ可動領域FAは、走査型医療用プローブ100のオフセット機構によって走査範囲の中心軸AXをオフセットさせることが可能な範囲を示すものである。尚、ここでの領域はいずれも走査型医療用プローブ100の先端部130を固定した状態での領域である。そのため、ファイバ可動領域FAは最大でもハウジングチューブ105の内径以下となる。

40

【0065】

図7に示すように、まず、走査型医療用プローブ100を用いた通常観察が行なわれる(S1)。そして、通常観察時に、図8(a)に示すように病変部Lがモニタ表示領域D

50

A 内に表示されると、術者によって病変部 L の目印として病変部 L の近傍にマーカー M が付けられる。このマーカー M は、E S D (Endoscopic Submucosal Dissection: 内視鏡的粘膜下層剥離術) のマーキングに用いられる A P C (Argon Plasma Coagulator) などによって体腔壁を焼灼することによって付けられる。そして、マーカー M が付けられた病変部 L の自動追尾を行なうか否かが、モード切換えスイッチ 270 の状態によって判断される。

【0066】

ここで、モード切換えスイッチ 270 が、通常モードである場合は (S2: No)、自動追尾を行わない通常観察が継続される。一方、モード切換えスイッチ 270 が自動追尾モードに切り換えられている場合 (S2: Yes)、プロセッサ 200 は、通常の画像処理に加え、病変部 L の自動追尾するための走査範囲オフセット処理を開始する。そして、まずマーカー M の位置が基準点としてオフセット制御部 260 の基準点メモリ 260a に記憶される。詳しくは、上述のようにマーカー M は A P C によって病変近傍の体腔壁を焼いて白色に変色させることによって付けられる。そのため、画像情報メモリ 254b に記憶された 1 フレーム分の画像情報および図 8 (b) に示される変換テーブルに基づいて、白色の画像情報を有する画素アドレス (Xs、Ys) が基準点として検出され、基準点メモリ 260a に記憶される (S3)。

10

【0067】

そして、続く S4 では、以降に生成されるフレームの画像情報におけるマーカー M の位置が継続して検出され、検出されたマーカー M の位置が基準点と比べて変化したか否かが判断される。この判断は、基準点である画素アドレス (Xs、Ys) に対して、検出されたマーカー M の画素アドレスがどれだけ変動したかに基づいて行われる。また、この場合、所定の閾値を設定し、当該閾値以上の変動があった場合のみ「変化した」と判断するようにすることで、問題とならないわずかな変動については、無視することができる。

20

【0068】

そして、図 8 (c) に示されるようにマーカー M の位置が基準点と比べて変化した場合 (S4: Yes)、変動量演算回路 260b にて、その変動量が算出される (S5)。具体的には、図 8 (d) に示すように、基準点メモリ 260a に記憶された基準点における画素アドレス (Xs、Ys) と、検出されたマーカー M の画素アドレス (Xa、Ya) から、マーカー M の X 軸における変動量 Vx、および Y 軸における変動分 Vy が算出される。そして、変動量演算回路 260b にて算出された X 軸の変動量 Vx が X 軸変動メモリ 260c に、Y 軸の変動量 Vy が Y 軸変動メモリ 260d にそれぞれ記憶される。

30

【0069】

続いて、算出された変動量 Vx および Vy がファイバ可動領域 FA の範囲内であるか否かが判断される (S6)。上述のようにファイバ可動領域 FA は、ハウジングチューブ 105 の内径に制限される。そのため、S M F 112 の射出端 112b の X 軸方向への移動量および Y 軸方向への移動量は、ハウジングチューブ 105 の内径に依存して制限される。そこで、S5 では、モード切換えスイッチ 270 によって自動追尾処理に切り換えられてからの X 軸変動量および Y 軸変動量の合計を、X 軸変動メモリ 260c および Y 軸変動メモリ 260d に記憶される情報に基づいて算出し、それぞれが許容範囲を超えているか否かが判断される。

40

【0070】

ここで、変動量 Vx および Vy が、ファイバ可動領域 FA 内であると判断された場合 (S6: Yes)、X 軸電圧変換回路 260e および Y 軸電圧変換回路 260f の各々において、X 軸および Y 軸の変動量が各電極へ印加される電圧値へと変換される。この電圧値は、実験等によって各電極に様々な電圧を印加させたときの S M F 112 の中心軸 AX のオフセット量やオフセット方向に関する情報を求めておき、これらの情報に基づいて予め設定される。そして、X 軸電圧変換回路 260e および Y 軸電圧変換回路 260f において変換された電圧値に基づいて、電気的コネクタ部 220、電気的コネクタ部 120 を介して電極 160a ~ 160d へ電圧が印加される (S7)。

50

【 0 0 7 1 】

オフセット制御部 2 6 0 から、電極 1 6 0 a ~ 1 6 0 d に電圧が印加されることにより、磁石 1 5 0 が電極に引きつけられて、S M F 1 1 2 の先端部 1 1 2 c が傾いた状態と成る。そして、この状態でアクチュエータ 1 3 6 が駆動されると、S M F 1 1 2 の先端部 1 1 2 c が共振運動を行ってオフセットされた中心軸 A X を中心として所定の走査範囲を走査する。これにより、S M F 1 1 2 による走査範囲のオフセットに対応して、取得される画像の範囲（画像領域 I A）もオフセットされ、図 8（e）に示されるように、病変部 L をモニタ領域 D A の中心に表示することができる。また、このとき、S M F 1 1 2 の中心軸 A X がオフセットされたことにより、所定の走査範囲の全てが走査できない場合がある（図 8（e）の斜線部分）。このような場合は、走査されなかった部分の画素アドレスに

10

【 0 0 7 2 】

一方、変動量 V_x および V_y が、ファイバ可動領域 F A の範囲外であると判断された場合（S 6 : N o）、プロセッサ 2 0 0 は、図 8（f）に示すように X 軸または Y 軸の変動量に基づいて、病変部 L が移動したと予想される方向に矢印を表示するように、モニタ 3 0 0 を制御する（S 8）。また、S 4 の処理において、入力されたフレームの画像情報内にマーカー M の画像情報が検出されなかった場合も、S 8 の処理に進み、それまでの X 軸および Y 軸の変動量に基づいて、病変部 L が移動したと予想される方向に矢印を表示するように、モニタ 3 0 0 を制御する。

20

【 0 0 7 3 】

S 7 または S 8 の処理が終了すると、再び S 2 の処理へ戻る。そして、自動追尾モードから通常モードへ切り換えられるまで、S 3 から S 8 までの処理が繰り返され、マーカー M の変動に追従して、S M F 1 1 2 の走査範囲がオフセットされ、モニタ上の病変部 L の自動追尾が行われる。

【 0 0 7 4 】

上述のように、本実施形態においては、プロセッサ 2 0 0 において、取得された画像情報から病変部の位置の変動が自動的に検出され、該変動量に基づいて、走査型医療用プローブ 1 0 0 のオフセット機構が制御される。これにより、走査型医療用プローブ 1 0 0 における走査範囲の中心軸が病変部の位置の変動に対応してオフセットされ、その結果、取得される画像領域を病変部に追従するようにオフセットさせることができる。そのため、術者は、手動操作によるぶれや生体の変動により、モニタ 3 0 0 上の病変部の位置が変化するたびに走査型医療用プローブ 1 0 0 の先端部 1 3 0 の位置を調整する必要がなく、モード切換えスイッチ 2 7 0 を切り換えるという簡単な操作のみで、病変部を自動追尾して観察を行なうことができる。また、病変部がファイバ可動領域の外に移動してしまった場合には、病変部が移動したと予想される方向へ矢印を表示させることにより、術者によって走査型医療用プローブ 1 0 0 が操作される際に、どの方向へ動かせばよいかを術者に通知することができる。これにより、術者が病変部を探すために走査型医療用プローブ 1 0 0 を操作する時間を短縮することができる。

30

【 0 0 7 5 】

次に、本発明の第 2 の実施形態における走査型医療用プローブ 1 0 0 a について、図 9 を参照して説明する。図 9 は、本実施形態の走査型医療用プローブ 1 0 0 a における先端 1 3 0 a 近傍の内部構成を模式的に示す図である。本実施形態の走査型医療用プローブ 1 0 0 a は、第 1 の実施形態における走査型医療用プローブ 1 0 0 と同様の部品を多く含むため、ここでは、第 1 の実施形態の走査型医療用プローブ 1 0 0 との違いについてのみ説明する。また、図 9 では、第 1 の実施形態における走査型医療用プローブ 1 0 0 と同様の機能を有する部品には、図 1 と同じ番号が付されている。

40

【 0 0 7 6 】

まず、本実施形態においては、第 1 の実施形態における走査型医療用プローブ 1 0 0 とは異なる方法で、アクチュエータ 1 3 6 a が支持体 1 3 4 a に支持されている。具体的に

50

は、支持体 134a は、X 軸方向に延出した軸 SX を有しており、アクチュエータ 136 は、同じく X 軸方向に明けられた貫通孔を有している。そして、支持体 134a の軸 SX をアクチュエータ 136a の貫通孔に通すことで、アクチュエータ 136a は、支持体 134a に軸 SX を支点として Y 軸方向に回動可能に支持される。

【0077】

また、本実施形態におけるオフセット機構は、ハウジングチューブ 105 の内側に取り付けられた、積層圧電体 170a および 170b、ならびに電線 171 から構成される。積層圧電体 170a および 170b は、積層圧電セラミックスなどで形成される積層型の圧電素子である。積層圧電体 170a および 170b は、電圧の印加によって積層方向へ変形する特性を備えている。図 9 に示すように、積層圧電体 170a および 170b は、
10
アクチュエータ 136a の支持体 134 より接着部 137 側の部分を、Y 軸上の二方向から支持するように取り付けられる。これにより、積層圧電体 170a および 170b を変形させることで、アクチュエータ 136a を Y 軸方向に動かすことができる。

【0078】

積層圧電体 170a および 170b に接続された電線 171 の終端は、電気的コネクタ部 120 内部に収容されている。そして、本実施形態の走査型医療用プローブ 100a におけるオフセット機構は、第 1 の実施形態と略同じ構成および機能を備えたプロセッサ 200 のオフセット制御部 260 によって制御される。具体的には、上述のような第 1 の実施形態における図 7 のフローチャートに従って、オフセット制御部 260 によって、マー
20
カー M の画像情報から X 軸の変動量および Y 軸の変動量が求められる。そして、求められた変動量が電圧値に変換され、該電圧値に基づいて積層圧電体 170a および 170b に電圧が供給される。

【0079】

ただし、本実施形態においては、上述のとおりアクチュエータ 136a は Y 軸方向にのみ動くことができる。すなわち、アクチュエータ 136a が取り付けられた SMF 112 の走査範囲の中心軸 AX も、Y 軸方向にのみオフセットが可能である。そのため、オフセット制御部 260 では、変動量演算回路 260b で算出された Y 軸方向への変動量 (Vx)
のみに対応する電圧が、積層圧電素子 170a および 170b へ供給される。

【0080】

そして、例えば、積層圧電体 170a に電圧が印加され、積層圧電体 170a が変形 (膨張) することにより、積層圧電体 170a によってアクチュエータ 136a が軸 SX を支点として時計回り (図 9 の紙面上下方向へ) に回動する。これにより、SMF 112 の射出端 112b の位置も移動され、走査範囲の中心軸 AX も Y 軸方向にオフセットされる。そして、この状態を維持したままアクチュエータ 136a を駆動することにより、SMF 112 の走査範囲、および画像取得範囲もオフセットされ、病変部 L を Y 軸方向へ自動追尾することができる。

【0081】

第 1 の実施形態においては、SMF 112 の先端部 112c を、接着部 137 を支点として傾けることによって、中心軸 AX をオフセットさせる構成としていたのに対し、本実施形態では、SMF 112 を支持するアクチュエータ 136a 自体を傾けることによって
40
中心軸 AX をオフセットさせる構成としている。これにより、本実施形態では、SMF 112 の先端部 112c を傾けることなく、アクチュエータ 136a の中心軸と平行に保った状態から走査を開始することができる。これにより、本実施形態では、第 1 の実施形態における効果に加え、SMF 112 による走査可動領域が広がり、より広い範囲での走査および画像の取得を行うことが可能となる。

【0082】

続いて、本発明の第 3 の実施形態における走査型医療用プローブ 100b について、図 10 (a) および図 10 (b) を参照して説明する。図 10 (a) は、本実施形態の走査型医療用プローブ 100b における先端 130b 近傍の内部構成を模式的に示す図である。本実施形態の走査型医療用プローブ 100b においても、第 1 の実施形態における走査
50

型医療用プローブ１００と同様の部品を多く含むため、ここでは、第１の実施形態の走査型医療用プローブ１００との違いについてのみ説明する。また、図１０（ａ）では、第１の実施形態における走査型医療用プローブ１００と同様の機能を有する部品には、図１と同じ番号が付されている。図１０（ｂ）は、アクチュエータ１３６ｂおよび円盤型圧電体１８０ａを走査型医療用プローブ１００ｂの先端部１３０ｂ側から見た図である。

【００８３】

まず、本実施形態のオフセット機構は、２つの円盤型圧電体１８０ａ、１８０ｂ、および電線１８１から構成される。そして、本実施形態のアクチュエータ１３６ｂは、支持体１３４ではなく、円盤型圧電体１８０ａおよび１８０ｂによって、ハウジングチューブ１０５内に支持されている。円盤型圧電体１８０ａおよび１８０ｂは、圧電セラミックスなどの電圧の印加によって変形する円盤型の圧電素子である。図１０（ａ）および図１０（ｂ）に示すように円盤型圧電体１８０ａおよび１８０ｂは、中央に貫通孔を有するドーナツ形状を有しており、その貫通孔にアクチュエータ１３６ｂが挿入されている。

10

【００８４】

また、円盤型圧電体１８０ａおよび１８０ｂは、複数の電極１８５ａ～１８５ｄを有している。そして、図１０（ｂ）に示すように、円盤型圧電体１８０ａおよび１８０ｂは、電極１８５ａ～１８５ｄによって、４つのパート、Ｒ＋、Ｒ－、Ｌ＋およびＬ－に分割されている。電極１８５ａ～１８５ｄには、電線１８１がそれぞれ接続されており、電線１８１の終端は電気的コネクタ部１２０内部に収容されている。そして、各電極１８５ａ～１８５ｄへ印加される電圧を制御することによって、各パートＲ＋、Ｒ－、Ｌ＋およびＬ－を個別に変形させることができる。具体的には、例えば、電極１８５ａおよび１８５ｄに電圧を印加すると、電極１８５ａおよび１８５ｄの間にあるＲ＋が変形（例えば、膨張）する。

20

【００８５】

また、本実施形態の走査型医療用プローブ１００ｂにおけるオフセット機構も、第１および第２の実施形態と略同じ構成および機能を備えたプロセッサ２００のオフセット制御部によって制御される。具体的には、上述のような第１の実施形態における図７のフローチャートに従って、オフセット制御部２６０によって、マーカーＭの画像情報からＸ軸の変動量およびＹ軸の変動量が求められる。そして、求められた変動量が電圧値に変換され、該電圧値に基づいて電線１８１を介して、円盤型圧電体１８０ａおよび１８０ｂへ電圧が印加される。

30

【００８６】

ここで、本実施形態においてはアクチュエータ１３６ｂが円盤型圧電体１８０ｂに支持される箇所を支点として、アクチュエータ１３６ｂがＸ軸方向およびＹ軸方向へ回動できるよう構成される。そのため、円盤型圧電体１８０ｂは、円盤型圧電体１８０ａの変形によるアクチュエータ１３６ｂの回動を妨げない程度に変形させる必要がある。そのため、オフセット制御部２６０では、円盤型圧電体１８０ａの各電極１８５ａ～１８５ｄおよび円盤型圧電体１８０ｂの各電極１８５ａ～１８５ｄそれぞれに対して印加する電圧値を算出する。このような電圧値は、実際に実験などで円盤型圧電体１８０ａおよび１８０ｂの各電極１８５ａから１８５ｄへ電圧を印加した場合の、中心軸ＡＸのオフセット量や方向を求めておき、予め設定される。

40

【００８７】

そして、例えば電極１８５ａおよび１８５ｂに電圧が印加され、円盤型圧電体１８０ａのＬ＋が変形（膨張）すると、アクチュエータ１３６ｂの中心軸が円盤型圧電体１８０ｂに支持された部分を支点として、図１０（ｂ）の紙面上、右斜め下方向へと移動する。このとき、アクチュエータ１３６ｂの動きに追従して円盤型圧電体１８０ｂも変形するように、円盤型圧電体１８０ｂにも電圧が印加される。これにより、ＳＭＦ１１２の射出端１１２ｂが移動し、走査範囲の中心軸ＡＸが右斜め下方向へオフセットされる。そして、この状態を維持したままアクチュエータ１３６ｂを駆動することにより、ＳＭＦ１１２の走査範囲、および取得される画像範囲もオフセットされ、病変部Ｌを自動追尾することがで

50

きる。

【0088】

本実施形態においては、第2の実施形態と同じくSMF112を支持するアクチュエータ136bを傾けることによって中心軸AXの位置をオフセットさせる構成としている。そのため、第2の実施形態と同様に、SMF112の先端部112cの可動領域が広がり、より広い範囲での走査を行うことが可能となる。さらに、本実施形態においては、アクチュエータ136bを2つの圧電体によって回動可能に支持する構成としている。そのためオフセット制御部によって、圧電体に印加する電圧を制御することにより、アクチュエータ136bを360度、自由な方向へと傾かせることができ、広範囲での病変部の追尾が可能となる。

10

【0089】

以上説明された第1から第3の実施形態においては、走査型医療用プローブ100、100a、100bにおける走査範囲のオフセットは、画像情報に基づいて、病変部の自動追尾を行うように制御されるものである。続く本発明の第4の実施形態では、走査型医療用プローブ100、100a、100bにおける走査範囲のオフセットを、術者による操作に基づいて制御する場合について説明する。

【0090】

本実施形態の医療用観察システムは、第1の実施形態と同様に、走査型医療用プローブ100と、プロセッサ200と、モニタ300とから構成される。そして、本実施形態における各部の構成は、第1の実施形態における構成とほとんど同じであるため、相違点についてのみ説明を行う。まず、本実施形態においては、モニタ300の表示画面が、表示と入力2つの機能を有するタッチパネル310で構成される。そして、本実施形態のオフセット制御部265は、タッチパネル310の操作によって駆動される。

20

【0091】

図11は、本実施形態のオフセット制御部265の構成を示す図である。図11に示すように、本実施形態のオフセット制御部265は、ポイント位置メモリ265a、変動量演算回路265b、X軸変動メモリ265c、Y軸変動メモリ265d、X軸電圧変換回路265e、Y軸電圧変換回路265fを備えている。

【0092】

図12は、本実施形態におけるオフセット制御処理のフローチャートである。また、図13(a)、(c)、(e)、(f)は、病変部L、モニタ表示領域DA、画像領域IA、およびファイバ可動領域FAの位置関係を模式的に示す図であり、図13(b)、(d)は、DSP254に記憶されている変換テーブルを示す図である。図13において、モニタ領域DA、画像領域IA、およびファイバ可動領域FAは、第1の実施形態と同様の領域を示す。また、モニタ領域DAは、タッチパネル310の操作入力領域でもある。

30

【0093】

本実施形態においても、まず、走査型医療用プローブ100を用いた通常観察が行なわれる(S11)。続くS12では、タッチパネル310において走査が行われたか否かが判断される。ここで、図13(a)のように病変部の一部がモニタに表示されている状態で、術者によってタッチペンなどのポイントを用いて、任意の点Psがタッチされると(S12:Yes)、オフセット制御部265のポイント位置メモリ265aにおいて、ポイントがタッチされた点Psに対応する画素アドレスが検出され、ポイントの始点として記憶される(S13)。本実施形態の場合は、図13(b)に示すように画素アドレス(Xs、Ys)がポイントの始点として記憶される。

40

【0094】

続いて、図13(c)に示すように、術者によって、点Psを始点として、ポイントがタッチパネル310にタッチされた状態のまま、任意の方向へスライドされる。S14では、スライドが終了したか否か、すなわちポイントがタッチパネル310から離れたか否かが判断される。そして、ポイントのスライドが終了した場合(S14:Yes)、ポイントの終点、すなわちポイントがタッチパネル310から離れた点の画素アドレスが検出

50

され、ポインタの終点としてポインタ位置メモリ 2 6 5 a に記憶される (S 1 5)。本実施形態においては、図 1 3 (d) に示すように、ポインタの終点として点 P f に対応する画素アドレス (X a、Y a) が記憶される。

【 0 0 9 5 】

そして、続く S 1 6 では、変動量演算回路 2 6 5 b にて、ポインタ位置メモリ 2 6 5 a に記憶されたポインタの始点と終点から、変動量が算出される。具体的には、ポインタ位置メモリ 2 6 5 a に記憶される始点の画素アドレス (X s、Y s) と終点の画素アドレス (X a、Y a) から、X 軸における変動量 V x、および Y 軸における変動分 V y が算出される。そして、変動量演算回路 2 6 5 b にて算出された X 軸の変動量が、X 軸変動メモリ 2 6 5 c に、Y 軸の変動量が Y 軸変動メモリ 2 6 5 d にそれぞれ記憶される。

10

【 0 0 9 6 】

続いて、算出された X 軸および Y 軸の変動量が、ファイバ可動領域 F A の範囲内であるか否かが判断され (S 1 7)、ファイバ可動領域内である場合は、X 軸電圧変換回路 2 6 5 e および Y 軸電圧変換回路 2 6 5 f の各々において、X 軸および Y 軸の変動量が各電極への電圧値へ変換される。そして、X 軸電圧変換回路 2 6 5 e および Y 軸電圧変換回路 2 6 5 f において変換された電圧値に基づいて、電気的コネクタ部を介して走査型医療用プローブ 1 0 0 の電極 1 6 0 a ~ 1 6 0 d へ電圧が印加される (S 1 8)。

【 0 0 9 7 】

その後、印加された電圧に基づいて、S M F 1 1 2 の走査範囲の中心軸 A X がオフセットされる。そして、この状態でアクチュエータ 1 3 6 が駆動され、S M F 1 1 2 の先端部 1 1 2 c が共振運動をして所定の走査範囲を走査する。このように走査範囲がオフセットされることにより、取得される画像の範囲も変動量に応じてオフセットされ、図 1 3 (e) に示されるように、病変部 L をモニタ領域 D A の中心に表示することができる。

20

【 0 0 9 8 】

また、第 1 の実施形態と同様に、X 軸または Y 軸の変動量が、ファイバ可動領域 F A 外であると判断された場合は (S 1 7 : N o)、図 1 3 (f) に示すように X 軸または Y 軸の変動量に基づいて、病変部 L が移動したと予想される方向に矢印を表示するように、モニタ 3 0 0 が制御される (S 1 9)。S 1 8 または S 1 9 の処理が終了すると、再び S 1 2 の処理へ戻る。そして、ポインタによるタッチパネル 3 1 0 の操作がなされるたびに、S 1 3 から S 1 9 までの処理が繰り返される。

30

【 0 0 9 9 】

上述のように、本実施形態においては、タッチパネル 3 1 0 において操作されるポインタの変動量に基づいて、S M F 1 1 2 の中心軸 A X をオフセットさせる構成となっている。これにより、術者がタッチパネル 3 1 0 上でポインタを操作するだけで、ポインタの変動量と同じだけ S M F 1 1 2 の走査範囲をオフセットさせることができる。これにより、走査型医療用プローブ 1 0 0 の先端部 1 3 0 の位置を手動で操作しなくても、病変部をモニタ 3 0 0 上の見やすい位置へ移動させることができる。また、ポインタによって、走査範囲の中心軸 A X をオフセットさせる方向やオフセット量を任意に設定できるため、術者が所望する場所を自由にモニタの中心へと表示させることができる。また、病変部が変動によりモニタ上を移動した場合も、タッチパネル 3 1 0 上の操作で簡単に追尾することが可能となる。

40

【 0 1 0 0 】

以上が本発明の実施形態であるが、本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。例えば、上記実施形態においては、単一の光ファイバの先端を共振させて走査することによって体腔内観察を行なう医療用プローブについて説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、同じように単一の光ファイバの先端を共振させて走査することによって体腔内観察を行なうカプセル内視鏡においても本発明における構成を適用することが可能である。

【 0 1 0 1 】

この場合は、特に、カプセル内視鏡の画像をリアルタイムで観察している場合において

50

有効である。具体的には、体外に設置されたプロセッサに上記オフセット制御部を備え、オフセット制御部から、オフセット機構に印加すべき電圧に関する情報を含む信号を無線通信によってカプセル内視鏡へ送信する。そして、カプセル内視鏡では、受信した信号に基づいて各電極へ電圧を印加し、走査範囲をオフセットさせる。

【0102】

通常、カプセル内視鏡は、被験者によって嚥下されてからは、体内の脈動によって流れていくものであり、術者が希望する特定の観察箇所を撮影することは困難である。しかしながら、このように、カプセル内視鏡に本発明を適用させることにより、ファイバ可動領域内であれば、走査範囲をオフセットさせることにより、術者が所望する画像を取得し、観察することが可能となる。

10

【0103】

また、上記第1の実施形態においては、病変部の近傍に付けられたマーカーMの位置を基準点として、マーカーMの変動量に基づいて走査範囲を変更していたが、それ以外にも任意の画像情報における任意の特徴部をマーカーとして設定することができる。例えば、病変部自体をマーカーとして設定した場合、病変部に対応する画像情報（暗い部分）を含む画素アドレスを基準点として記憶し、病変部の位置の変動量を算出する。そして、上述のように算出された変動量から電圧値を求め、電極160aから160dを制御することで、上記実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0104】

また、上記第4の実施形態以外にも、種々の方法においてタッチパネル310におけるポインタ操作に基づいて、中心軸AXのオフセットを制御することが可能である。例えば、モニタ表示領域DA内において、モニタ表示領域DAの中心に持っていきたい任意の点Poをポインタでタッチする。そして、タッチされた点Poに対応する画素アドレスと、モニタ表示領域DAの中心点に対応する画素アドレスとの変動量を求める。そして、該変動量に基づいて、SMF112の中心軸AXをオフセットさせることによって、任意の点Poをモニタ表示領域DAの中心点に表示させることが可能となる。

20

【0105】

この構成を利用して、例えば、図13(a)のような表示がなされている場合に病変部Lの画像の上をポインタでタッチするだけで、タッチされた病変部Lがモニタ表示領域DAの中心に表示される。これにより、より簡単なタッチパネルの操作において、上記第4の実施形態と同様の効果を奏することができる。また、その他にも、タッチパネル以外の入力手段によって入力された内容に基づいて、オフセット機構を制御する構成としても良い。例えば、キーボードなどにより、所望の変動量VxおよびVyの値を直接入力し、該入力値に基づいて走査型医療用プローブ100の走査範囲をオフセットさせるよう構成することも可能である。

30

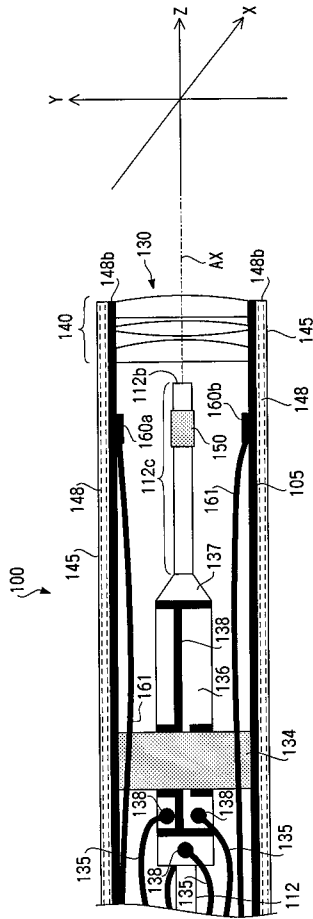
【符号の説明】

【0106】

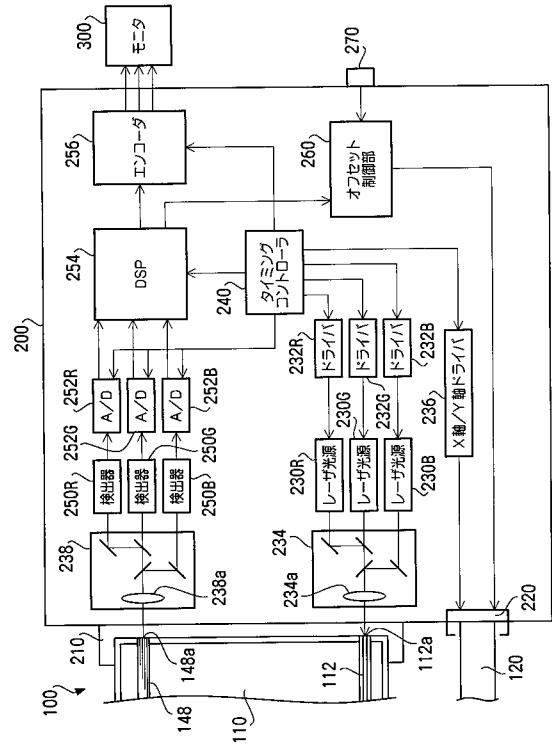
- 1 医療用観察システム
- 100 走査型医療用プローブ
- 112 SMF
- 200 プロセッサ
- 240 タイミングコントローラ
- 250 光検出器
- 254 DSP
- 260 オフセット制御部
- 300 モニタ

40

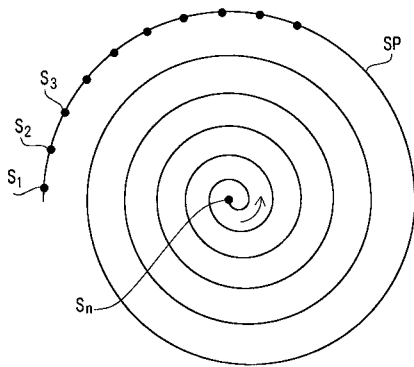
【 図 1 】



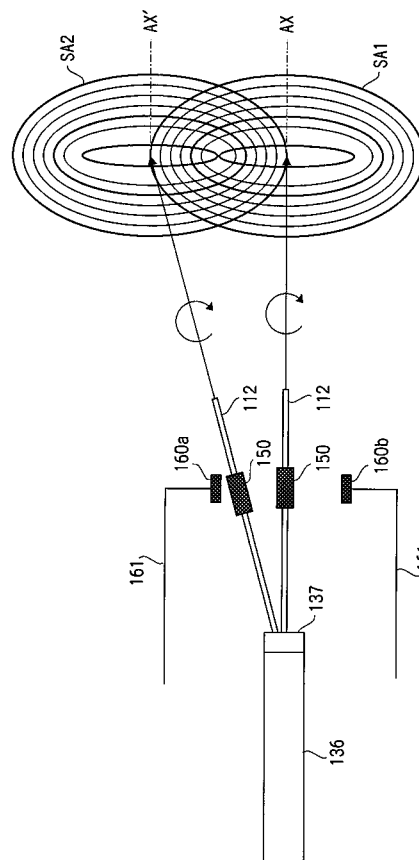
【 図 2 】



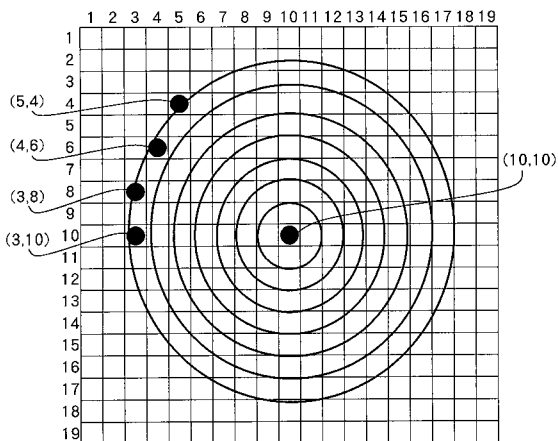
【 図 3 】



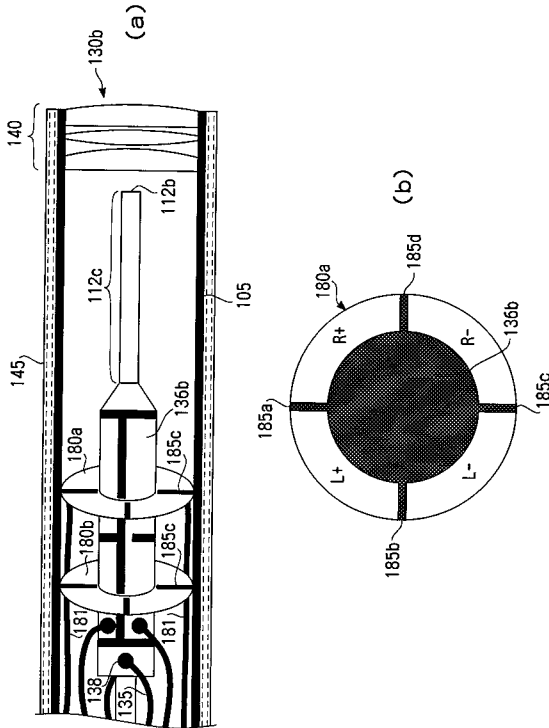
【 図 5 】



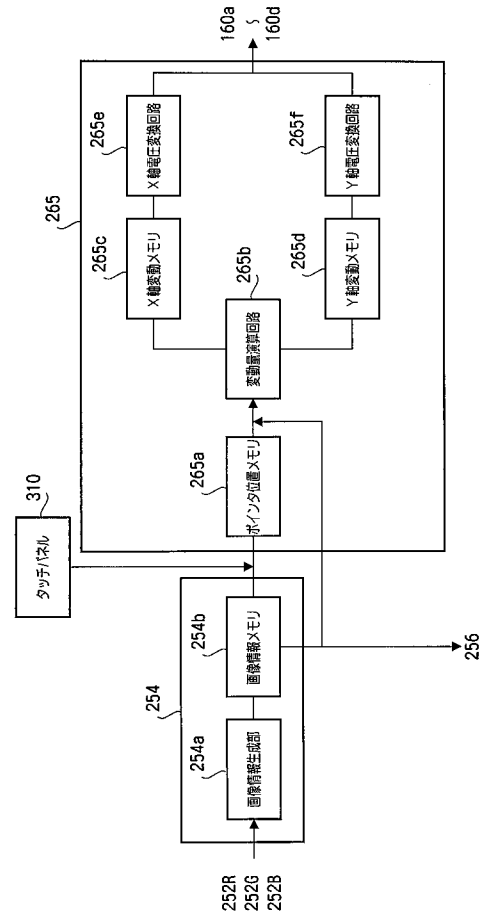
【 図 4 】



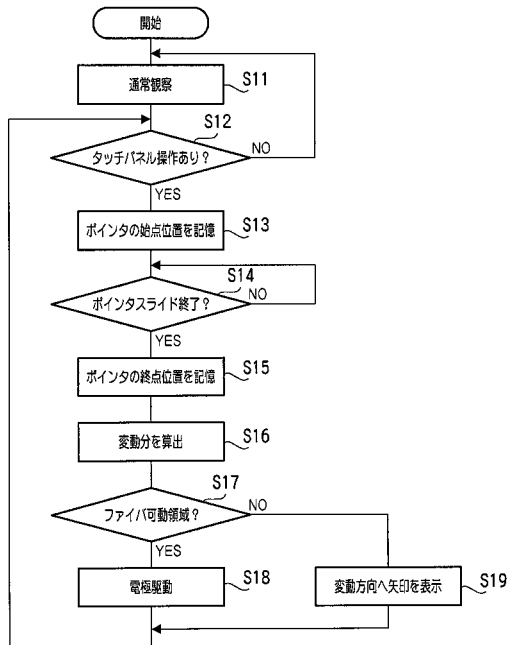
【図 10】



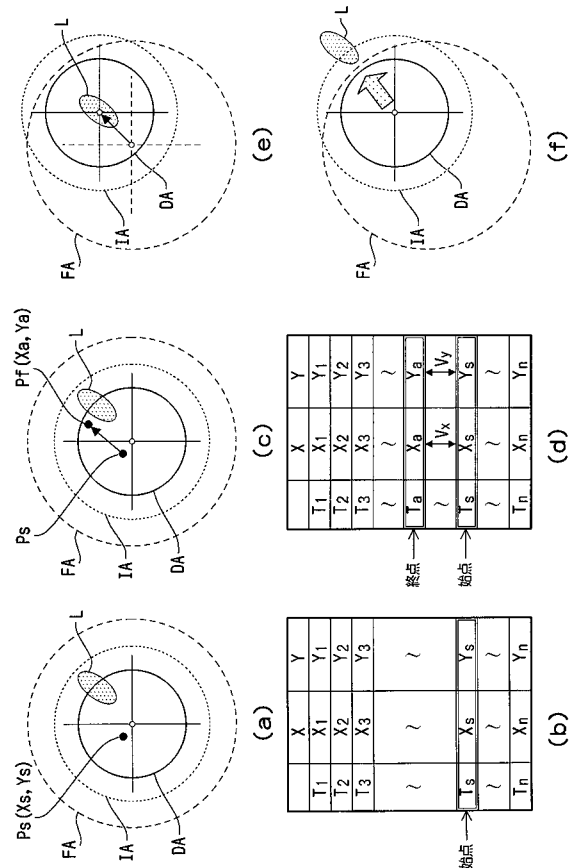
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 BB02 CC07 FF40 JJ06 JJ17 LL10 MM10 NN01 PP12 QQ02
QQ09 RR06 RR19 RR26 SS21 WW13
4C161 BB02 CC07 FF40 JJ06 JJ17 LL10 MM10 NN01 PP12 QQ02
QQ09 RR06 RR19 RR26 SS21 WW13

专利名称(译)	医疗探针和医学观察系统		
公开(公告)号	JP2011115252A	公开(公告)日	2011-06-16
申请号	JP2009273117	申请日	2009-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	山邊俊明		
发明人	山邊 俊明		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26 G02B21/06		
FI分类号	A61B1/00.300.Y G02B23/26.B G02B23/26.C G02B23/26.D G02B21/06 A61B1/00.C A61B1/00.524 A61B1/00.731 A61B1/045.615 A61B1/045.641		
F-TERM分类号	2H040/BA04 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/CA27 2H040/DA12 2H040/GA00 2H052/AA07 2H052/AC15 2H052/AC34 4C061/BB02 4C061/CC07 4C061/FF40 4C061/JJ06 4C061/JJ17 4C061/LL10 4C061/MM10 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ09 4C061/RR06 4C061/RR19 4C061/RR26 4C061/SS21 4C061/WW13 4C161/BB02 4C161/CC07 4C161/FF40 4C161/JJ06 4C161/JJ17 4C161/LL10 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR06 4C161/RR19 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW13 4C161/DD03 4C161/DD07		
代理人(译)	荒木义行		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过偏移扫描型医疗探头中的扫描范围，提供能够扩大医疗探头的视场角度的医疗探头;并提供具有医疗探针的医学观察系统。
 ŽSOLUTION：这种用于使用从光源照射的具有多种波长的光观察物体的医疗探头，包括：扫描装置，其发射从光源进入的光以扫描物体;输出装置将扫描装置要扫描的物体的反射输出到规定的光检测装置;扫描范围偏移意味着偏移扫描装置的扫描范围的中心。Ž

