

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4464725号
(P4464725)

(45) 発行日 平成22年5月19日 (2010.5.19)

(24) 登録日 平成22年2月26日 (2010.2.26)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 5/1459 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 P

G 0 1 N 21/17 (2006.01)

A 6 1 B 5/14 3 2 1

G 0 1 N 21/64 (2006.01)

G 0 1 N 21/17 6 1 0

G 0 1 N 21/64 F

請求項の数 12 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2004-96497 (P2004-96497)
 (22) 出願日 平成16年3月29日 (2004.3.29)
 (65) 公開番号 特開2005-278854 (P2005-278854A)
 (43) 公開日 平成17年10月13日 (2005.10.13)
 審査請求日 平成19年1月29日 (2007.1.29)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100118913
 弁理士 上田 邦生
 (74) 代理人 100112737
 弁理士 藤田 考晴
 (72) 発明者 三浦 直規
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内
 (72) 発明者 瀧澤 寛伸
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入可能な内視鏡に備えられ、

第1周波数で強度変調された強度変調光を内視鏡の先端から被検体に向けて出射させる
投光部と、

前記被検体からの戻り光を内視鏡の先端において受光する受光部と、

該受光部において受光された戻り光を検出する検出器と、

該検出器からの検出信号を第2周波数で変調した変調検出信号と、第1周波数と第2周
波数の差分周波数を有する参照信号との位相シフト量に基づいて、被検体の生体情報を算
出する生体情報算出部と、前記投光部による強度変調光の出射位置または前記受光部による戻り光の入射位置の少
なくとも一方を移動させる位置移動手段とを備え、前記位置移動手段が、前記投光部または受光部を体腔の内面に沿って移動させる移動機
構を備える生体情報測定装置。

【請求項 2】

前記生体情報算出部により算出された被検体の生体情報を表示する生体情報表示部を備
える請求項1に記載の生体情報測定装置。

【請求項 3】

前記生体情報表示部が、内視鏡により撮影された被検体の表面の画像と同時に被検体の
生体情報を表示する請求項2に記載の生体情報測定装置。

10

20

【請求項 4】

前記生体情報表示部が、前記被検体の生体情報を多次元的に表示する請求項 2 または請求項 3 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 5】

前記移動機構が、前記投光部または受光部を、内視鏡の軸線回りに回転移動させる請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の生体情報測定装置。

【請求項 6】

前記移動機構が、前記投光部または受光部を、内視鏡の軸線に沿う方向に並進移動させる請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の生体情報測定装置。

【請求項 7】

前記位置移動手段が、前記強度変調光を反射して被検体を走査させるスキャニングミラーを有する請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の生体情報測定装置。

【請求項 8】

前記生体情報が、生体組織成分の濃度である請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の生体情報測定装置。

【請求項 9】

前記生体組織成分が、酸素、ヘモグロビン、酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン、水分、二酸化炭素のいずれかである請求項 8 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 10】

体腔内に挿入可能な内視鏡に備えられ、
第 1 周波数で強度変調された強度変調光を内視鏡の先端から被検体に向けて出射させる投光部と、

前記被検体からの戻り光を内視鏡の先端において受光する受光部と、
該受光部において受光された戻り光を検出する検出器と、
該検出器からの検出信号を第 2 周波数で変調した変調検出信号と、第 1 周波数と第 2 周波数の差分周波数を有する参照信号との位相シフト量に基づいて、被検体の生体情報を算出する生体情報算出部と、

前記投光部による強度変調光の出射位置または前記受光部による戻り光の入射位置の少なくとも一方を移動させる位置移動手段とを備え、

前記受光部から前記検出器までの間に、被検体からの戻り光のうち蛍光または燐光のみを通過させるフィルタを備える生体情報測定装置。

【請求項 11】

前記生体情報が、生体組織成分の濃度である請求項 10 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 12】

前記生体組織成分が、酸素、ヘモグロビン、酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン、水分、二酸化炭素のいずれかである請求項 11 に記載の生体情報測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、生体内における酸素濃度や、ヘモグロビン濃度等の生体組織成分濃度を始めとする生体情報を測定する生体情報測定装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、特許文献 1 に開示されているように、複数の光源と検出器とを先端に備える体腔内検査用プローブが知られている。このプローブは、バルーンの膨張によって体腔内表面に密着させられる面に配置された 2 つの光源と、これらの光源の中央に配置された検出器とを備えている。

【特許文献 1】米国特許第 6 1 3 4 4 6 0 号明細書（図 1 4 A 等）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 3 】

しかしながら、このような体腔検査用プローブは、体腔内に挿入するためにその大きさが制限されており、また、体腔内表面に密着させられる面の大きさに限りがあるため、多数の光源や検出器を設置することが困難である。このため、得られる測定結果は一点に止まり、体腔内を広い範囲にわたって、あるいは、体腔内表面から深さ方向の所定領域にわたって測定を行うには、時間をかけて行うことが必要であるという不都合があった。

【 0 0 0 4 】

本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、体腔内を広い範囲にわたって短時間で測定することができ、2次元あるいは3次元的なイメージングを行うことを可能にする生体情報測定装置を提供することを目的としている。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明は、体腔内に挿入可能な内視鏡に備えられ、第1周波数で強度変調された強度変調光を内視鏡の先端から被検体に向けて出射させる投光部と、前記被検体からの戻り光を内視鏡の先端において受光する受光部と、該受光部において受光された戻り光を検出する検出器と、該検出器からの検出信号を第2周波数で変調した変調検出信号と、第1周波数と第2周波数の差分周波数を有する参照信号との位相シフト量に基づいて、被検体の生体情報を算出する生体情報算出部と、前記投光部による強度変調光の出射位置または前記受光部による戻り光の入射位置の少なくとも一方を移動させる位置移動手段とを備え、前記位置移動手段が、前記投光部または受光部を体腔の内面に沿って移動させる移動機構を備える生体情報測定装置を提供する。

20

【 0 0 0 6 】

本発明によれば、第1周波数で変調された強度変調光が、内視鏡の先端に配置されている投光部から被検体に向けて出射される。出射された強度変調光は、被検体内を透過した後、内視鏡先端に配置されている受光部に戻り光として入射され、検出器において検出される。検出された検出信号は、第2周波数で変調されることにより変調検出信号として、第1周波数と第2周波数との差分周波数を有する参照信号との位相シフト量が求められ、該位相シフト量に基づいて生体情報算出部の作動により、被検体の生体情報が算出される。

30

【 0 0 0 7 】

この場合において、位置移動手段の作動により、投光部による強度変調光の出射位置または受光部による戻り光の入射位置の少なくとも一方が移動させられる。出射位置と入射位置とが同じ距離を保ったまま同時に移動させられると、強度変調光の被検体内への到達深さは変化しないので、被検体の一定深さにおける生体情報の1次元あるいは2次元的な分布を測定することができる。また、出射位置と入射位置のいずれか一方を固定して、他方を移動させることにより、両者の距離を変化させると、強度変調光の被検体内への到達深さが変化するので、被検体の深さ方向における生体情報の分布を測定することができる。これらの場合に、投光部および受光部の出射位置および入射位置を移動させるので、多数の投光部および受光部を設けておく必要がなく、内視鏡先端の限られた寸法内に納めることができ、したがって、コンパクト化を図ることができる。また、位置移動手段の作動による出射位置または入射位置の移動だけで済むので、内視鏡全体を移動させる必要がなく、短時間のうちに広範囲にわたる生体情報の測定を行うことが可能となる。

40

【 0 0 0 8 】

また、移動機構の作動により投光部または受光部が体腔の内面に沿って移動させられるので、体腔内面に沿う生体情報の分布を測定することができる。単一のまたは少ない数の投光部および受光部でも、広範な分布測定を行うことができ、コンパクト化および測定の効率化を図ることができる。

【 0 0 0 9 】

上記発明においては、前記生体情報算出部により算出された被検体の生体情報を表示す

50

る生体情報表示部を備えることとしてもよい。

生体情報表示部の作動により、算出された生体情報を可視化することができ、また、多次元的な分布を画像として表示することができる。

【0010】

また、上記発明においては、前記生体情報表示部が、内視鏡により撮影された被検体の表面の画像と同時に被検体の生体情報を表示することが好ましい。

このようにすることで、内視鏡により撮影された被検体の表面の画像と内部の生体情報の分布とを関連づけて表示することができ、被検体に生じている病変等の解明を容易にすることができる。

【0011】

また、上記発明においては、前記生体情報表示部が、前記被検体の生体情報を多次元的に表示することとしてもよい。

生体情報の多次元的な表示により、被検体に生じている病変等の状態をわかりやすく表示することができる。

【0012】

さらに、上記発明においては、前記移動機構が、前記投光部または受光部を、内視鏡の軸線回りに回転移動させることとしてもよく、また、前記移動機構が、前記投光部または受光部を、内視鏡の軸線に沿う方向に並進移動させることとしてもよい。

このようにすることで、投光部または受光部を体腔内表面を周方向および長さ方向に移動させて、2次元あるいは3次元の生体情報の分布を測定することができる。

【0013】

また、上記発明においては、前記位置移動手段が、前記強度変調光を反射して被検体を走査させるスキャニングミラーを有することとしてもよい。

スキャニングミラーの角度変化により、強度変調光の被検体への出射位置が変化させられる。その結果、投光部自体を移動させるのと同様に、投光部自体の数は少ないままで、広範囲にわたり生体情報を測定することができるので、コンパクト化および測定の効率化を図ることができる。

【0014】

さらに、上記発明においては、前記生体情報が、生体組織成分の濃度であることとしてもよい。また、前記生体組織成分が、酸素、ヘモグロビン、酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン、水分、二酸化炭素のいずれかであることが好ましい。

【0015】

また、本発明は、体腔内に挿入可能な内視鏡に備えられ、第1周波数で強度変調された強度変調光を内視鏡の先端から被検体に向けて出射させる投光部と、前記被検体からの戻り光を内視鏡の先端において受光する受光部と、該受光部において受光された戻り光を検出する検出器と、該検出器からの検出信号を第2周波数で変調した変調検出信号と、第1周波数と第2周波数の差分周波数を有する参照信号との位相シフト量に基づいて、被検体の生体情報を算出する生体情報算出部とを備え、前記投光部による強度変調光の出射位置または前記受光部による戻り光の入射位置の少なくとも一方を移動させる位置移動手段とを備え、前記受光部から前記検出器までの間に、被検体からの戻り光のうち蛍光または燐光のみを通過させるフィルタを備える生体情報測定装置を提供する。

本発明によれば、フィルタによって励起光をカットして、被検体から戻ってくる蛍光または燐光のみを検出することが可能となり、蛍光観察によって、より鮮明に病変等を測定することが可能となる。

【0016】

本発明の参考例は、体腔内に挿入可能な内視鏡に備えられ、光源と、第1周波数を発生する第1発振器と、該光源から発せられた光の強度を第1周波数で変調して強度変調光を発生する第1変調器と、強度変調光を前記内視鏡先端から被検体に向けて出射する投光部と、前記光源からの光を投光部まで導く第1光伝達手段と、前記被検体からの戻り光を前記内視鏡先端において受光する受光部と、該受光部に入射した戻り光を検出する検出器と

10

20

30

40

50

、前記受光部に入射した戻り光を検出器まで導く第2光伝達手段と、第1周波数とは異なる第2周波数を発生する第2発振器と、前記検出器から発せられた検出信号を第2周波数で変調して変調検出信号を発生する第2変調器と、前記第1周波数と第2周波数との差分周波数を有する参照信号を発生させる参照信号生成部と、前記変調検出信号と前記参照信号との位相シフト量を測定する位相シフト量測定部と、該位相シフト量測定に基づいて被検体の生体情報を算出する生体情報算出部とを備える生体情報測定装置を提供する。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、内視鏡先端に配置され体腔内に挿入される部位を大型化させることなく、コンパクトな構成で比較的広範囲にわたる被検体の表面に沿う方向および被検体の深さ方向の生体情報の分布を簡易かつ効率的に測定することができるという効果を奏する。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

本発明の第1の実施形態に係る生体情報測定装置について、図1～図4を参照して、以下に説明する。

本実施形態に係る生体情報測定装置1は、主として体腔内に挿入して体腔表面Xの観察を行う内視鏡の挿入部Aの先端に備えられる装置であって、図1および図2に示されるように、挿入部Aの先端に配置される測定ヘッド部2と、該測定ヘッド部2に設けられ体腔表面Xに向けて光を照射する光源部3と、測定ヘッド部2に設けられ体腔内生体組織からの戻り光を検出する光検出部4と、該光検出部4において検出された光の検出信号に基づいて生体情報、例えば、生体組織内の酸素濃度やヘモグロビン濃度、水分量や二酸化炭素濃度、吸収係数や散乱係数等を算出する算出部5と、算出された生体情報を表示する表示部6とを備えている。

20

【0019】

光源部3は、例えば、レーザダイオードからなり、指示された周波数のレーザ光を出射するようになっている。また、光検出部4は、例えば、フォトダイオードである。符号3a, 4aはそれぞれレンズである。これにより光源部3は体腔表面Xに向けた光の投光部となり、光検出部4は、生体組織からの戻り光の受光部および検出器を兼ねている。

算出部5および表示部6は、生体外に配置されている。算出部5は、生体外の処理装置7内に配置されている。測定ヘッド部2の光源部3と処理装置7とは配線8によって接続されている。また、測定ヘッド部2の光検出部4と処理装置7も配線9によって接続されている。配線8, 9は、内視鏡を構成する管状の挿入部A内を通して内視鏡先端まで導かれている。

30

【0020】

前記測定ヘッド部2は、図2に示されるように、挿入部Aの先端に配置された円環状の可動体10と、該可動体10を周方向に移動させる移動機構11とを備えている。可動体10には、前記光源部3と光検出部4とが周方向に所定の間隔をあけて固定されている。

可動体10は、挿入部Aの最外周に配置された筒状のカバー部材12の内側に、周方向に移動可能に支持されている。カバー部材12は、例えば、周方向に間隔をあけて複数配置された透明な窓部13を備えている。これら窓部13は、そのうちの1つの窓部13に前記光源部3が一致させられたときに、常に他の窓部13に前記光検出部4が一致させられるように配置されている。

40

【0021】

前記移動機構11は、例えば、可動体10の内側に配置されたモータ14と、該モータ14により内視鏡の軸線に平行な軸線回りに回転駆動される駆動ギヤ15と、該駆動ギヤ15に噛み合うように前記可動体10の内周面に係止された従動ギヤ16とから構成されている。モータ14を駆動し駆動ギヤ15を回転させると、これに噛み合う従動ギヤ16によって、可動体10が、前記内視鏡の軸線回りに回転駆動されるようになっている。

図2中符号a～eは、例えば、CCDカメラ17への配線を通過させ、ライトガイド18やノズル、鉗子を通過させる各チャンネルである。

50

【 0 0 2 2 】

前記処理装置 7 には、図 1 に示されるように、第 1 の発振器 1 9 と、第 2 の発振器 2 0 と、参照信号発生部 2 1 と、変調検出信号発生部 2 2 と、位相シフト量測定部 2 3 と、生体情報算出部 2 4 とが備えられている。第 1 の発振器 1 9 は、第 1 の周波数、例えば、2 0 0 M H z で変調された強度変調光 S 1 を光源部 3 から出射させるようになっている。第 2 の発振器 2 0 は、第 2 の周波数、例えば、2 0 0 . 0 5 M H z の周波数を発生し、変調検出信号発生部 2 2 は、第 2 の発振器 2 0 により発せられた第 2 の周波数で、光検出部 4 により検出された検出信号 S 2 に変調をかけ、変調検出信号 S 3 を生成するようになっている。

【 0 0 2 3 】

また、参照信号発生部 2 1 は、第 1 の周波数と第 2 の周波数との差分周波数の参照信号 S 4 を発生するようになっている。位相シフト量測定部 2 3 は、光検出部 4 により検出され、第 2 の周波数で変調をかけられた変調検出信号 S 3 と、前記参照信号 S 4 との位相シフト量 S 5 を測定するようになっている。前記生体情報算出部は、コンピュータ 2 4 により構成され、変調検出信号 S 3 と、強度変調光信号 S 1 と、位相シフト量 S 5 とに基づいて生体情報 S 6 を計算するようになっている。

また、コンピュータ 2 4 からは前記移動機構 1 1 の作動指令が出力されるようになっている。符号 2 5 はコンピュータ 2 4 に接続され、可動体 1 0 の周方向の移動を制御する制御信号 S 7 を出力する周方向走査ドライバである。

【 0 0 2 4 】

また、表示部 6 はモニタであって、コンピュータ 2 4 に接続されるとともに、内視鏡先端に配置された C C D カメラ 1 7 等の撮影手段により撮影された画像信号 S 8 を処理する画像処理部 2 6 に接続されている。モニタ画面には、例えば、図 3 に示されるように、画像処理部 2 6 によって画像処理された生体内面の画像 G 1 と、コンピュータ 2 4 により算出された生体情報を示すグラフ G 2 とが同時に表示されるようになっている。例えば、図 3 に示される例では、生体情報は、縦軸を酸素飽和度等の生体情報、横軸を内視鏡の周方向に沿う位置として示されている。

また、図中の矢印 B は、グラフ G 2 により示された生体情報が、内視鏡画像 G 1 のどの方向の生体情報であるのかを示している。

【 0 0 2 5 】

このように構成された本実施形態に係る生体情報測定装置 1 の作用について以下に説明する。

本実施形態に係る生体情報測定装置 1 を用いて生体情報を測定するには、内視鏡の挿入部 A を体腔内に挿入し、挿入部 A の先端に配置されている測定ヘッド部 2 を体腔内面 X の患部近傍に密着させる。挿入部 A の先端には、体外に配置された照明用光源 2 7 からライトガイド 1 8 によって導かれた照明光が出射され、その近傍に配置されている C C D カメラ 1 7 によって体腔内面 X の状態が観察される。

【 0 0 2 6 】

作業者は、C C D カメラ 1 7 により撮影された内視鏡画像 G 1 を表示部 6 で見ながら、測定ヘッド部 2 が患部近傍に配置されているか否かを判断し、患部近傍に配置されていると判断されたところで、本実施形態に係る生体情報測定装置 1 を作動させる。

まず、測定ヘッド部 2 に設けられている光源部 3 と光検出部 4 とを周方向の測定範囲の端部に位置させる。このとき、光源部 3 と光検出部 4 とがそれぞれカバー部材 1 2 の窓部 1 3 に一致するように配置する。

【 0 0 2 7 】

次いで、処理装置 7 の第 1 の発振器 1 9 の作動により、第 1 の周波数による強度変調光 S 1 を光源部 3 から一の窓部 1 3 を介して体腔表面 X に向けて出射する。出射された光は、体腔表面 X から生体組織内に入り、生体組織内において透過または拡散した後に、周方向に間隔をあけて配置されている他の窓部 1 3 を介してカバー部材 1 2 の内部に位置する光検出部 4 により検出される。窓部 1 3 間の距離は一定の距離に設定されているので、光

10

20

30

40

50

源部 3 から出射された光は、生体組織内を一定の深さまで進達した後に光検出部 4 により検出される。したがって、体腔表面 X 下の一定の深さ位置に配されている生体組織における生体情報を含んだ信号として検出されることになる。

【 0 0 2 8 】

参照光発生部 2 1 により第 1、第 2 の発振器 1 9 , 2 0 による第 1 の周波数と第 2 の周波数との差分周波数の参照信号 S 4 が生成される。得られた参照信号 S 4 は、強度変調光信号 S 1 とともに位相シフト量測定部 2 3 に入力される。また、得られた検出信号 S 2 が変調信号発生部 2 2 において第 2 の周波数により変調されることにより変調検出信号 S 3 が生成され、位相シフト量測定部 2 3 に入力される。位相シフト量測定部 2 3 においては入力された参照信号 S 4 と変調検出信号 S 3 との位相シフト量 S 5 が測定され、出力される。測定された位相シフト量 S 5、強度変調光信号 S 1 および変調検出信号 S 3 は A / D 変換器 2 8 によりデジタルデータに変換されてコンピュータ 2 4 内の生体情報算出部に入力される。

10

【 0 0 2 9 】

生体情報算出部においては、入力された位相シフト量 S 5、強度変調光信号 S 1 および変調検出信号 S 3 に基づいて、例えば、酸素飽和度等の生体情報 S 6 が算出されるので、算出された生体情報 S 6 と、光検出部 4 の周方向に沿う位置の情報とを表示部 6 に表示する。

そして、移動機構 1 1 のモータ 1 4 を作動させて駆動ギヤ 1 5 を回転駆動し、駆動ギヤ 1 5 に噛み合う従動ギヤ 1 6 を内視鏡の軸線回りに回転させることにより、可動体 1 0 がカバー部材 1 2 の内部において周方向に回転させられる。これにより、可動体 1 0 に取り付けられている光源部 3 および光検出部 4 が所定の間隔寸法を維持したまま、周方向に移動させられる。

20

【 0 0 3 0 】

可動体 1 0 が周方向に回転させられることにより、光源部 3 および光検出部 4 が移動させられると、これら光源部 3 および光検出部 4 はカバー部材 1 2 に設けられている窓部 1 3 から外れ、次の窓部 1 3 に一致する位置まで強度変調光 S 1 の体腔表面 X への出射および生体からの戻り光の検出が停止される。そして、光源部 3 および光検出部 4 が次の窓部 1 3 に一致する位置まで移動させられると、再度強度変調光 S 1 が周方向の異なる位置において体腔表面 X に向けて出射され、光検出部 4 により戻り光が検出される。

30

【 0 0 3 1 】

このようにして、移動機構 1 1 を作動させることにより、光源部 3 および光検出部 4 を周方向に移動させ、周方向に異なる複数の地点において生体情報 S 6 を測定することにより、表示部 6 には、図 3 に示されるようなグラフ G 2 が表示されることになる。作業者は、同時に表示されている体腔表面 X の内視鏡画像 G 1 と、生体情報のグラフ G 2 とを対比しながら、患部の状態を判断することができる。

【 0 0 3 2 】

この場合において、本実施形態に係る生体情報測定装置 1 によれば、移動機構 1 1 の作動により光源部 3 と光検出部 4 とを周方向に移動させながら、周方向の異なる位置において生体情報 S 6 を測定することができる。したがって、複数の光源部 3 や光検出部 4 を挿入部 A の狭隘な先端部に設ける必要がなく、挿入部 A 先端をコンパクトに構成することができる。また、光源部 3 や光検出部 4 を周方向に移動させるだけで、体腔内部の周方向に沿う生体情報 S 6 の分布を簡易かつ効率的に測定することができるという効果がある。

40

また、光源部 3 と光検出部 4 とが一定の距離を保ったまま同時に移動させられるので、図 4 に示されるように、体腔内部の周方向の各位置において、略同等の深さまで光を進達させることができ、一定深さの生体情報 S 6 の一次元の分布を得ることができる。

【 0 0 3 3 】

なお、本実施形態に係る生体情報測定装置 1 においては、カバー部材 1 2 に周方向に間隔をあけて複数の窓部 1 3 を配置し、強度変調光 S 1 を入射させる体腔表面 X の周方向位置を限定的に切り替えることとしたが、これに代えて、図 5 に示されるように、カバー部

50

材 1 2 全体を透明な材質からなる部材により構成し、図 6 に示されるように、光源部 3 と光検出部 4 の作動を断続させることにしてもよい。

この場合に、可動体 1 0 による光源部 3 および光検出部 4 の周方向に沿う移動と、光源部 3 および光検出部 4 の作動タイミングとを同期させることにより、上記実施形態と同様の生体情報 S 1 の一次元の分布を得ることができる。

【 0 0 3 4 】

また、光源部 3 として、測定ヘッド部 2 の可動体 1 0 に固定するレーザダイオードを例に挙げて説明したが、これに代えて、生体外に配置したレーザ光源から光ファイバ等の導光手段（第 1 光伝達手段）により光を導くことにしてもよい。また、光検出部 4 として、測定ヘッド部 2 の可動体 1 0 に固定するフォトダイオードを例に挙げて説明したが、これに代えて、フォトダイオードを生体外に配置して光ファイバ等の導光手段（第 2 光伝達手段）によって光を導くことにしてもよい。

【 0 0 3 5 】

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る生体情報測定装置について、図 7 ~ 図 9 を参照して説明する。

なお、本実施形態の説明においては、上述した第 1 の実施形態に係る生体情報測定装置 1 と構成を共通とする箇所に同一符号を付して説明を簡略化する。

【 0 0 3 6 】

本実施形態に係る生体情報測定装置 3 0 は、光源部 3 および光検出部 4 を内視鏡の軸線回りに回転させるとともに、内視鏡の軸線に沿う方向にも並進移動させる点において、第 1 の実施形態に係る生体情報測定装置 1 と相違している。

すなわち、本実施形態に係る生体情報測定装置 3 0 は、図 7 および図 8 に示されるように、カバー部材 1 2 の内側に、内視鏡の軸線に沿う方向および周方向の両方に移動可能に支持された第 1 の可動体 3 1 と、該第 1 の可動体 3 1 に対して軸線方向の相対移動を係止されかつ周方向に相対移動可能に取り付けられた第 2 の可動体 3 2 と、第 2 の可動体 3 2 に設けられ、該第 2 の可動体 3 2 に対し第 1 の可動体 3 1 を周方向に相対移動させる第 1 の移動機構 3 3 と、これら第 1 および第 2 の可動体 3 1 , 3 2 の両方を軸線方向に移動させる第 2 の移動機構 3 4 とを備えている。

【 0 0 3 7 】

第 1 および第 2 の移動機構 3 3 , 3 4 は、モータ 3 5 , 3 7 と駆動ギヤ 3 6 , 3 8 , 3 9 と、第 1 および第 2 の可動体 3 1 , 3 2 に設けられた従動ギヤ 4 0 , 4 1 とから構成されている。

カバー部材 1 2 に設けられた窓部 1 3 としては、第 1 の実施形態に係る生体情報測定装置 1 よりも軸線方向に長いものを使用されている。

また、図 9 に示されるように、本実施形態に係る生体情報測定装置 3 0 は、処理装置 7 内にコンピュータ 2 4 に接続された軸方向走査ドライバ 5 5 を備えている。

【 0 0 3 8 】

このように構成された本実施形態に係る生体情報測定装置 3 0 を用いて生体情報を測定するには、内視鏡の挿入部 A を体腔内に挿入し、先端部に配されている測定ヘッド部 2 を患部の体腔表面 X に密着させ、光源部 3 から光を照射して光検出部 4 により戻り光を検出する。これにより、体腔表面 X から所定の深さに配されている生体組織内の生体情報 S 6 を測定する。次いで、第 1 の移動機構 3 3 を作動させることにより、第 1 の可動体 3 1 を内視鏡の周方向に移動させながら、第 1 の実施形態と同様に周方向に沿う生体情報 S 6 の分布を測定する。

さらに、所定範囲にわたる周方向の分布を測定した後は、第 2 の移動機構 3 4 を作動させ第 1 および第 2 の可動体 3 1 , 3 2 を軸方向に移動させる。そして、上記測定を繰り返すことにより、体腔表面 X に沿う 2 次元範囲にわたる生体情報 S 6 の分布を得ることができる。

【 0 0 3 9 】

なお、本実施形態に係る生体情報測定装置 3 0 においては、光源部 3 および光検出部 4

の両方を第 1 の可動体 3 1 に固定し、常に同一の位置関係を保持したまま周方向および軸方向に移動させることとした。これにより、所定の深さにおける生体情報 S 6 の分布を得ることができる。これに代えて、例えば、図 1 0 および図 1 1 に示されるように、光源部 3 を第 2 の可動体 3 2 に固定し、光検出部 4 を第 1 の可動体 3 1 に固定してもよい。

【 0 0 4 0 】

すなわち、光源部 3 を一の窓部 1 3 a に固定して、同一位置から光を照射するとともに、第 2 の可動部 3 2 に対して第 1 の可動部 3 1 を周方向に移動させ、光検出部 4 を光源部 3 に対して周方向に離間させていく。これにより、図 1 2 に示されるように、光源部 3 から出射され、光源部 3 からの間隔に応じて体腔表面 X からより深い位置まで進達した光を光検出部 4 で検出することができる。また、光検出部 4 が、周方向の所定範囲において移動させられた後には、第 2 の移動機構 3 4 を作動させて第 1、第 2 の可動体 3 1, 3 2 を内視鏡の軸方向に移動させる。これにより、図 1 3 に示されるように、体腔表面 X に沿う 2 次元範囲にわたり、かつ深さ方向に沿う 3 次元的な生体情報 S 6 の分布を得ることができる。

【 0 0 4 1 】

なお、図 1 0 の実施形態においては、光源部 3 の周方向に沿う移動を固定したが、これに代えて、図 1 4 および図 1 5 に示されるように、モータ 4 2 と駆動ギヤ 4 3 および従動ギヤ 4 4 からなる第 3 の移動機構 4 5 を設け、第 1 の可動体 3 1 に対してさらに周方向に相対移動可能な第 3 の可動体 4 6 を設け、該第 3 の可動体 4 6 に光検出器 4 を固定することにしてもよい。これにより、さらに広い範囲にわたり、3 次元的な生体情報 S 6 の分布を測定することが可能となる。

【 0 0 4 2 】

また、図 1 6 に示されるように、内視鏡の C C D カメラ 1 7 とは別に、測定ヘッド部 2 の近傍の体腔表面 X の様子を撮影可能な第 2 の C C D カメラ 4 7 を設けることにしてもよい。第 2 の C C D カメラ 4 7 は、例えば、内視鏡外面の測定ヘッド部 2 近傍に半径方向外方を向けて設置されており、これにより、生体情報 S 6 を取得すべき患部をいち早く特定して、測定を迅速に行うことができる。第 2 の C C D カメラ 4 7 により撮影された画像 G 3 は画像処理装置 2 6 を介して、図 1 7 に示されるようにモニタに表示されることにすればよい。

【 0 0 4 3 】

また、図 1 8 に示されるように、光検出部 4 に蛍光測定用の励起光フィルタ 4 8 を配置することにしてもよい。

例えば、癌等の病変部に特異的に集まる特徴のある蛍光色素を静脈注射して、その後に測定を行うことにより、光検出部 4 により蛍光を検出して蛍光画像を得ることができる。また、細胞が癌化すると多く発生する分子（酵素等）をターゲットとして、該ターゲットと結合（接触）すると蛍光を発する薬剤を静脈注射し、その後に蛍光観察を行うことにより、蛍光の強度から薬剤量の定量測定を行うことが可能となる。

【 0 0 4 4 】

また、上記各実施形態においては、測定ヘッド部 2 に光源部 3 および / または光検出部 4 を固定した可動体 1 0, 3 1, 3 2, 4 6 を設け、該可動体 1 0, 3 1, 3 2, 4 6 を移動させることで測定範囲を変化させることとしたが、これに代えて、図 1 9 に示されるように、ガルバノミラー 4 9 等の走査手段によって、光源部 3 からの光を、体腔表面 X の所定の範囲にわたって走査し、離れた位置に配置した光検出部 4 によって検出することとしてもよい。照射範囲には、所定の間隔、例えば 1 0 m m の間隔をあけて複数の窓部 1 3 が設けられており、2 枚のガルバノミラー 4 9（図中 1 枚のみ表示）を互いに直交する軸線回りに回転させることにより、体腔表面 X の周方向および軸方向に沿って光を照射することができる。

【 0 0 4 5 】

また、このとき、図 1 9 に示されるように、C C D カメラ 1 7 を挟んで、照射位置と光検出部 4 とを配置することにより、体腔表面 X の状態を観察しながら、同時に、その同じ

位置の深さ方向に配される組織の生体情報 S 6 を測定することができる。そのときのモニタ画面の表示例を図 20 に示す。本実施形態によれば、内視鏡画像 G 1 の中に、生体情報 S 6 を測定している領域を表示することができる。

また、上記ガルバノミラー 49 に代えて、図 21 に示されるように、内視鏡内部に設けたモータ 50、リードネジ 51、スライダ 52 からなる直動機構 53 によってミラー 54 を並進移動させることにしてもよい。また、リードネジに代えてギヤによりスライダ 52 を駆動してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0046】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る生体情報測定装置を示す全体構成図である。

10

【図 2】図 1 の生体情報測定装置の測定ヘッド部を示す横断面図である。

【図 3】図 1 の生体情報測定装置による測定画像の画面表示例を示す図である。

【図 4】図 1 の生体情報測定装置の動作例を示す横断面図である。

【図 5】図 1 の生体情報測定装置の変形例を示す横断面図である。

【図 6】図 5 の生体情報測定装置による可動部の動作と光源部および光検出部の作動タイミングを示す図である。

【図 7】本発明の第 2 の実施形態に係る生体情報測定装置の測定ヘッド部を示す横断面図である。

【図 8】図 7 の測定ヘッド部を示す縦断面図である。

【図 9】図 7 の生体情報測定装置を示す全体構成図である。

20

【図 10】図 7 の生体情報測定装置の変形例を示す横断面図である。

【図 11】図 10 の可動部を説明する斜視図である。

【図 12】図 10 の生体情報測定装置の動作例を示す横断面図である。

【図 13】図 10 の生体情報測定装置による測定画像の画面表示例を示す図である。

【図 14】図 10 の生体情報測定装置の他の変形例を示す横断面図である。

【図 15】図 14 の可動部を説明する斜視図である。

【図 16】図 7 の生体情報測定装置の他の変形例を示す全体構成図である。

【図 17】図 16 の生体情報測定装置による測定画像の画面表示例を示す図である。

【図 18】図 7 の生体情報測定装置のさらに他の変形例を示す縦断面図である。

【図 19】図 7 の生体情報測定装置のさらに他の変形例を示す全体構成図である。

30

【図 20】図 19 の生体情報測定装置による測定画像の画面表示例を示す図である。

【図 21】図 19 の生体情報測定装置の変形例を示す全体構成図である。

【符号の説明】

【0047】

G 1 内視鏡画像（画像）

S 1 強度変調光

X 体腔表面（被検体）

S 2 検出信号

S 3 変調検出信号

S 4 参照信号

40

S 5 位相シフト量

S 6 生体情報

1, 30 生体情報測定装置

3 光源部（投光部）

4 光検出部（受光部、検出器）

6 表示部（生体情報表示部）

11 移動機構（位置移動手段）

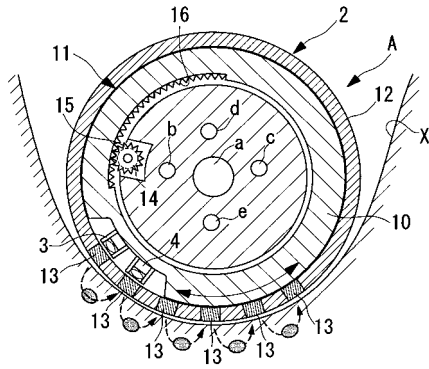
19 第 1 発振器

20 第 2 発振器

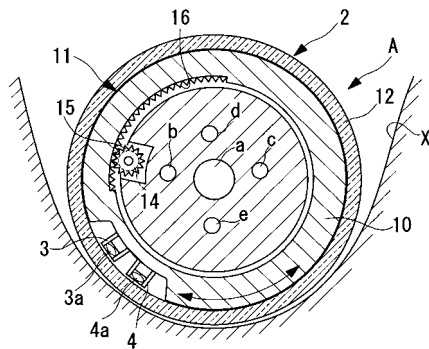
21 照信号生成部

50

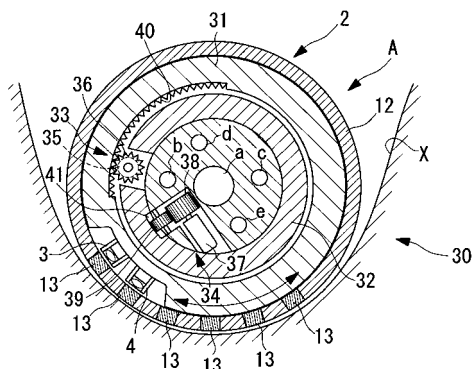
【図4】



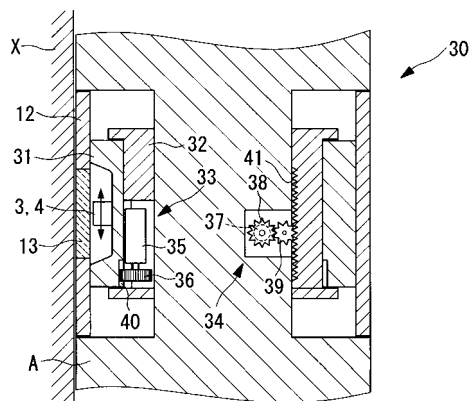
【図5】



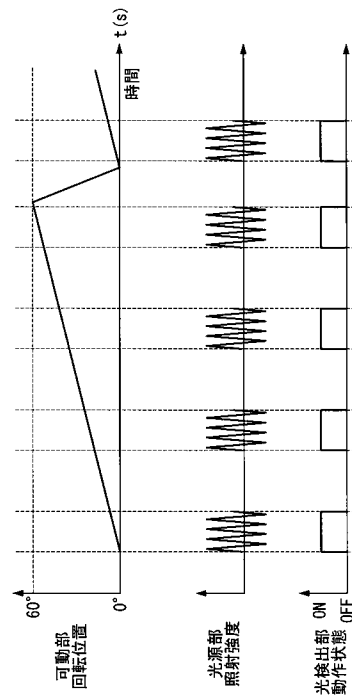
【図7】



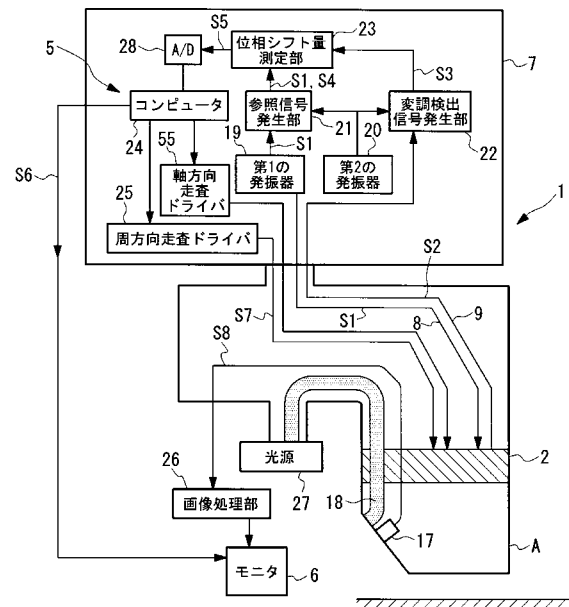
【図8】



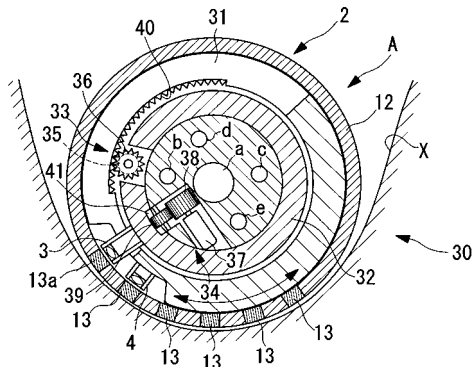
【図6】



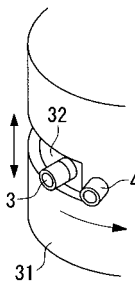
【図9】



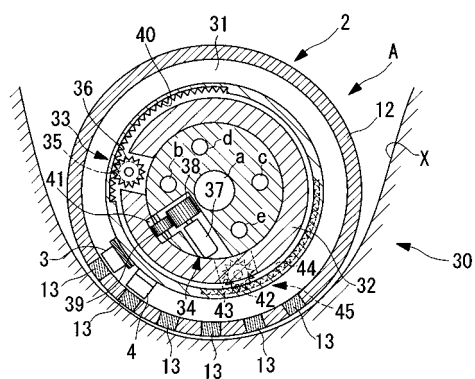
【 図 1 0 】



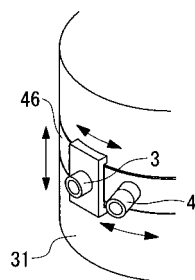
【 図 1 1 】



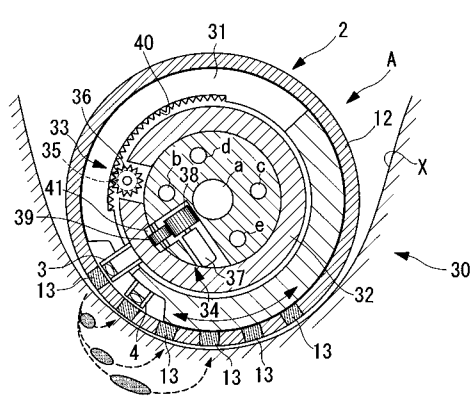
【 図 1 4 】



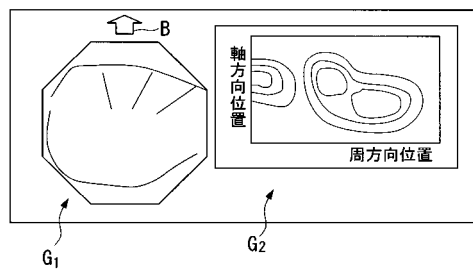
【 図 1 5 】



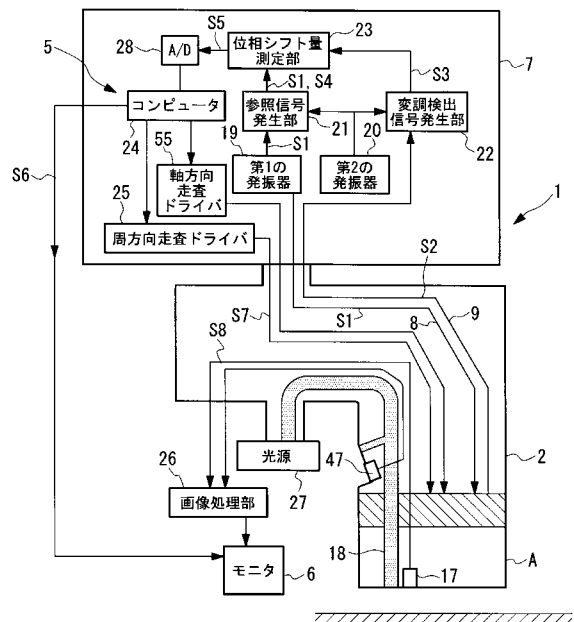
【圖 12】



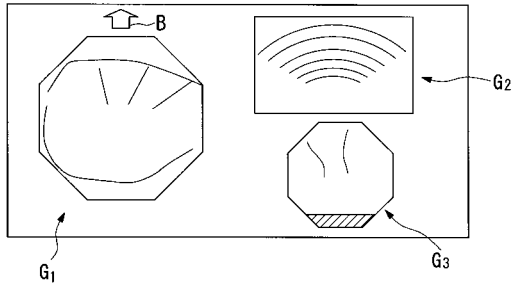
【 図 1 3 】



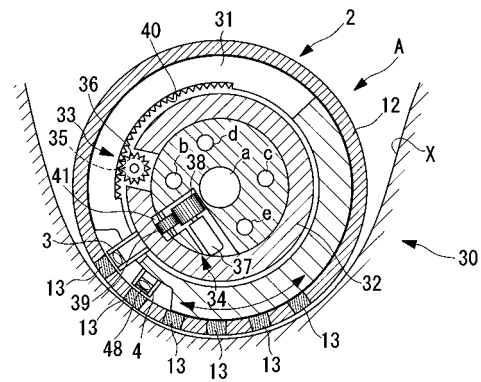
【 図 1 6 】



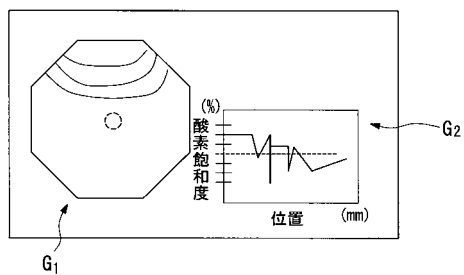
【図 17】



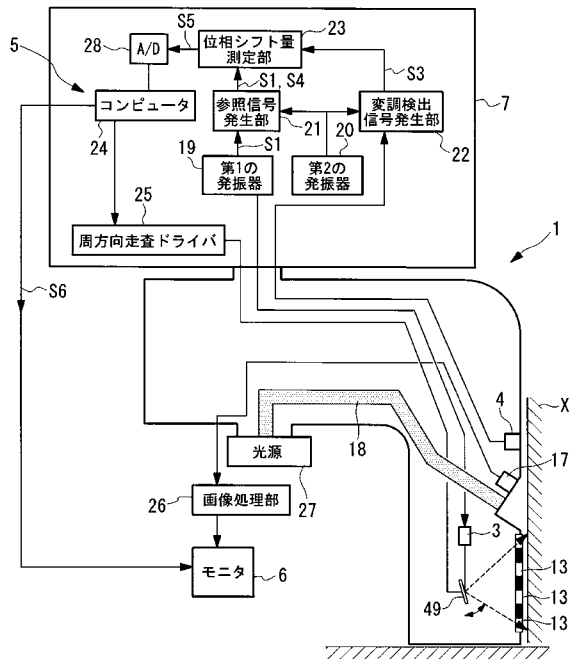
【図 18】



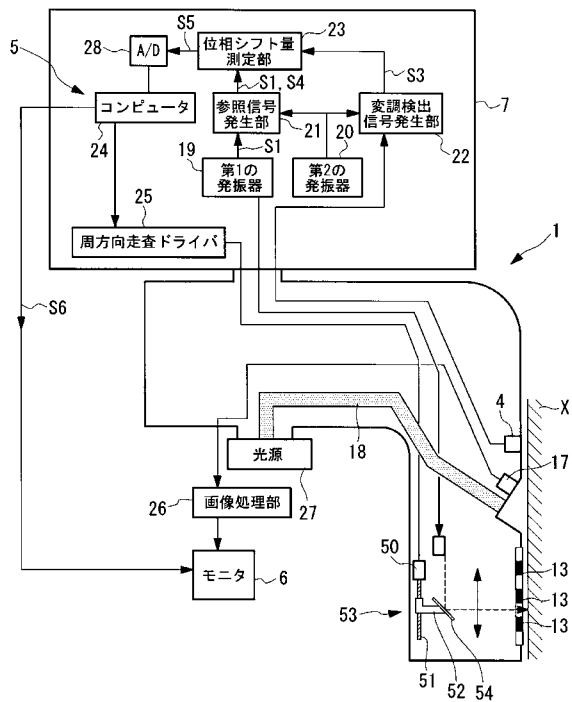
【図 20】



【図 19】



【図 21】



フロントページの続き

(72)発明者 謝 天宇

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開平05-103774(JP,A)

特表平08-509880(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 5/145

G01N 21/17

专利名称(译)	生物信息测量装置		
公开(公告)号	JP4464725B2	公开(公告)日	2010-05-19
申请号	JP2004096497	申请日	2004-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	三浦直規 瀧澤寛伸 謝天宇		
发明人	三浦 直規 瀧澤 寛伸 謝 天宇		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/1459 G01N21/17 G01N21/64 A61B5/145 A61B5/1455		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.P A61B5/14.321 G01N21/17.610 G01N21/64.F A61B1/00.550 A61B1/00.715 A61B1/00.735 A61B1/045.617 A61B1/07.734 A61B5/14.310 A61B5/14.320 A61B5/145 A61B5/1455 A61B5/1459		
F-TERM分类号	2G043/AA01 2G043/BA16 2G043/DA02 2G043/EA01 2G043/EA14 2G043/GA02 2G043/GA06 2G043/GA08 2G043/GB19 2G043/HA05 2G043/JA02 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/NA05 2G059/AA01 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/DD03 2G059/EE02 2G059/EE07 2G059/FF01 2G059/FF02 2G059/GG01 2G059/JJ02 2G059/JJ15 2G059/KK01 2G059/KK04 2G059/MM09 2G059/PP04 4C038/KK01 4C038/KL07 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ06 4C061/SS11 4C061/WW10 4C061/WW15 4C061/WW18 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ06 4C161/SS11 4C161/WW10 4C161/WW15 4C161/WW18		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
其他公开文献	JP2005278854A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在很短的时间内测量宽范围的体腔，并能够进行二维或三维成像。ŽSOLUTION：该生物信息测量仪器1设置有光投射部分，该光投射部分设置在可插入体腔内的内窥镜中，并且从光源发射强度调制光S1并且具有由第一频率调制的强度。内窥镜的远端到对象，光接收部分接收来自内窥镜远端处的对象的返回光，检测器检测在光接收部分中接收的返回光，生物信息计算部分24计算生物信息S6基于调制检测信号S3的调制检测信号S3与第一频率和第二频率之间具有差频的参考信号S4之间的相移量S5和位置移动装置通过光投射部分或至少移动强度调制光的发射位置之一光接收部分返回光的入射位置。Ž

【图 2】

