

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6202872号
(P6202872)

(45) 発行日 平成29年9月27日(2017.9.27)

(24) 登録日 平成29年9月8日(2017.9.8)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 6 8 1
A 6 1 B 5/07 (2006.01) A 6 1 B 1/00 C
 A 6 1 B 5/07

請求項の数 4 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2013-90260 (P2013-90260)	(73) 特許権者	312009531 トランスブート株式会社 滋賀県大津市瀬田大江町横谷1番5
(22) 出願日	平成25年4月23日(2013.4.23)	(74) 代理人	110000796 特許業務法人三枝国際特許事務所
(65) 公開番号	特開2014-212838 (P2014-212838A)	(74) 代理人	100078916 弁理士 鈴木 由充
(43) 公開日	平成26年11月17日(2014.11.17)	(74) 代理人	100142114 弁理士 小石川 由紀乃
審査請求日	平成28年4月12日(2016.4.12)	(72) 発明者	笠嶋 聖 滋賀県大津市瀬田大江町横谷1番5 トランスブート株式会社内
		(72) 発明者	田中 允也 滋賀県大津市瀬田大江町横谷1番5 トランスブート株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報処理システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体の内部で生じた生体情報を検出するために当該生体の内部に導入される検出装置と、前記生体の外部において生体内の検出装置と通信を行って当該検出装置により検出された生体情報を取得して処理する処理装置とを具備する生体情報処理システムにおいて、

前記検出装置の本体には、生体の外部に向けて波長範囲が近赤外域の650nm～1200nmに含まれる周波数のコヒーレント光を発する投光部と、検出された生体情報を含む光信号を前記投光部に送出させる制御部とが収容されており、

前記処理装置には、前記検出装置からの光信号を検出するための手段として、受光の対象をコヒーレント光に絞り込む第1の光学フィルタと、前記投光部からの光に適合する周波数帯域の光に受光の対象を絞り込む第2の光学フィルタとを含むフィルタリング手段と、フィルタリング手段を通過した光を受光し、その受光量を示す信号を強度を高めて出力する自己増幅機能を有する受光素子とを具備する光検出器が設けられる、ことを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項2】

前記検出装置の投光部には、波長範囲が近赤外域の650nm～1200nmに含まれる周波数のコヒーレント光を発する発光素子を含むパッケージ部品と、このパッケージ部品に一端部が取り付けられ、他端部が開放された可撓性を有する導光管とが含まれており、

前記導光管の開放側の端部はパッケージ部品に取り付けられた端部よりも重量が大きく

なっており、

前記処理装置は、近赤外域の光を通過させることが可能な支持台を備え、この支持台上に支持された生体内の前記検出装置から出て地表へと向かう光を受け入れ可能な場所に前記光検出器が配備される、請求項 1 に記載された生体情報処理システム。

【請求項 3】

前記検出装置は前記生体の内部での移動が可能であり、

前記処理装置には、前記支持台の支持面より下方位置において、前記光検出部を当該支持面に沿って移動可能に支持するステージ部が含まれる、請求項 2 に記載された生体情報処理システム。

【請求項 4】

前記検出装置は、生体の消化器の内部を撮影するための撮像部を有するカプセル内視鏡である、請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載された生体情報処理システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体の内部で生じた生体情報を検出して、検出された生体情報を含む信号を生体の外へと伝送し、伝送された信号から生体情報を取得して解析等の目的のために処理する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

生体情報を検出する目的で人体の内部に導入される微小な検出装置の代表的なものとして、カプセル内視鏡が知られている。従来のカプセル内視鏡は、レンズ、照明用の LED、撮像素子などを含む撮像部、映像信号の処理回路、アンテナコイルを含む無線通信用の回路、バッテリーなどがカプセル内に組み込まれた構成のもので、蠕動運動によって食道から胃、さらに小腸へと移動しながら撮影を行って複数枚の静止画像を生成した後に、便と共に排出される。毎時の画像は無線通信によって生体外の処理装置に伝送された後に、医師による読影の対象として、パーソナルコンピュータなどのモニタに表示される（たとえば特許文献 1 を参照。 ）。

【0003】

また、この種のカプセル内視鏡に関して、特許文献 2 には、カプセルの内部に赤外線発光素子を導入すると共に、人体の外部に 2 つのカメラを設けて赤外線発光素子からの光を各カメラに受光させ、各カメラによる画像を用いた三角測量によってカプセルの位置を示す 3 次元データを求めることが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2006 - 68488 号公報

【特許文献 2】特開 2005 - 304998 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

カプセル内視鏡による検査を普及させるには、検査の精度を向上して長時間の使用を可能にすること、カプセル内視鏡を量産できるようにしてコストを下げること、飲み込みやすいようにカプセルを小型にすることなどの課題を解決する必要がある。

【0006】

カプセル内視鏡による検査の精度を向上するには、高画質の画像を高速で伝送する必要がある。しかし、無線通信に用いられる電波は水分に吸収されやすく、人体を構成する物質の約 60% を占める水分によって電波が減衰されてしまうため、通信速度を向上するのは困難で、送信対象の画像のデータ容量も落とさざるを得ない。電波の減衰を防ぐには、水分に吸収されにくい周波数域の電波を選択する必要があるが、電波法の規制によって利

10

20

30

40

50

用可能な周波数域が制限されるため、そのような選択も困難である。

【0007】

また、無線通信には、高性能の水晶発振器、変調回路、アンテナコイルなどが必要となるため、回路が大がかりになる。また十分な強度の電波を送出するとすると、消費電力も大きくなるため、バッテリーの大型化を招く。これらは、カプセルの小型化や計測時間の延長を妨げる要因となる。

【0008】

また、カプセル内視鏡は、人体内で使用されるため、動作の信頼性を確保する必要があるが、回路構成が複雑になるほど、信頼性を確保するのは困難になる。無線通信用の回路は部品点数が多く、構成も複雑になるため、信頼性が確保された製品を完成させるまでに多大な労力がかかる。このため、品質の良いカプセル内視鏡を低コストで提供するの是非常に困難である。

【0009】

電波を除く非接触通信の手段としては光通信が考えられる。大半の光は水やヘモグロビンに吸収されてしまうが、近赤外域(650nm~1200nmあたりの周波数帯域)の光は、水にもヘモグロビンにも吸収されにくく、生体組織における透過率が高いことが知られている。したがって、この近赤外域の光による通信であれば、生体内で大きな減衰は生じないと思われるので、送信データの容量を増やしたり、送信速度を早めることが可能になる。また光通信のための回路は、発光素子やその駆動回路を主要構成とするもので、無線通信用の回路に比べるとはるかにシンプルであり、回路の信頼性を確保する作業も比較的容易である。この点や消費電力を抑えてバッテリーを小型化できる点によれば、カプセルの小型化や低コスト化を実現することができる。

【0010】

しかし、生体外には、被検者自身の身体の表面での黒体放射による赤外線光や周囲環境中の赤外線光などが存在し、これらが大きなノイズ要因となる。また生体への影響を考えると、カプセルから出る光を強くするのは望ましくないため、生体の外に出た光を受光した後に強度を高める必要がある。しかし、一般的な半導体アンプにより受光量信号を増幅すると、アンプが有するノイズ成分が強調されて光信号がノイズ成分に埋もれてしまうおそれがある。

【0011】

本発明は上記の問題に着目してなされたもので、生体の内部で検出された生体情報を近赤外域の光による光信号として送出し、これを十分な強さでS/N比の良い信号として取得して、生体情報を着実に復元できるようにすることを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明が適用される生体情報処理システムは、生体の内部で生じた生体情報を検出するために当該生体の内部に導入される検出装置と、生体の外部において生体内の検出装置と通信を行って当該検出装置により検出された生体情報を取得して処理する処理装置とを具備する。

【0013】

前記検出装置の本体には、生体の外部に向けて波長範囲が近赤外域の650nm~1200nmに含まれる周波数のコヒーレント光を発する投光部と、検出された生体情報を含む光信号を前記投光部に送出させる制御部とが収容される。

前記処理装置には、前記検出装置からの光信号を検出するための手段として、受光の対象をコヒーレント光に絞り込む第1の光学フィルタと、前記投光部からの光に適合する周波数帯域の光に受光の対象を絞り込む第2の光学フィルタとを含むフィルタリング手段と、フィルタリング手段を通過した光を受光し、その受光量を示す信号を強度を高めて出力する自己増幅機能を有する受光素子とを具備する光検出器が設けられる。

【0014】

検出装置の投光部から近赤外域のコヒーレント光を投光するには、光源として近赤外光

10

20

30

40

50

を發するレーザダイオードまたはLEDを投光部に組み込む必要がある。これらの發光素子からの光は周波数帯域が狭く、位相の揃ったコヒーレント光となるが、人体の表面からの黒体放射による近赤外光や環境中の近赤外光は、周波数や位相が様々にばらついた光となる。

本発明では、上記の点を考慮して、投光部からの光に適合しない周波数帯域の光や非コヒーレント光をフィルタリング手段により取り除くようにしたので、ノイズ光が高い確度で取り除かれた光を受光素子に導くことができる。

【0015】

また、本発明では、上記のフィルタリング手段を通過した光を自己増幅機能を有する受光素子（アバランシェフォトダイオードや光電子増倍管など）により受け入れて、受光量を示す信号の強度を受光量素子内で高めて出力するので、ノイズを混入させることなく受光量信号の強度を高めることができる。

上記のフィルタリング手段および受光素子によって、検出装置からの光信号を十分に強度が高められたS/N比の少ない信号として検出することができるので、元の生体情報を支障なく復元することが可能になる。

【0016】

上記システムの一実施形態では、検出装置の投光部には、波長範囲が近赤外域の650nm～1200nmに含まれる周波数のコヒーレント光を發する發光素子を含むパッケージ部品と、このパッケージ部品に一端部が取り付けられ、他端部の端面が開放された可撓性を有する導光管とが含まれる。この導光管の開放側の端部はパッケージ部品に取り付けられた端部よりも重量が大きくなっている。また処理装置は、近赤外域の光を通過させることが可能な支持台を備え、この支持台上に支持された生体内の前記検出装置から出て地表へと向かう光を受け入れ可能な場所に前記検出器が配備される。

【0017】

上記の実施形態は、支持台上に生体が支持された状態として、この生体内の検出装置から出た光を生体より下方に位置する検出器により受光するものである。検出装置内の投光部では、發光素子から出た光が導光管の一端面から導光管内に入った後に他方の開放端面から出射されるが、導光管の開放側の端部の重みの作用によって光ファイバの開放端面を地表に向けることができる。よって、検出装置が生体内である程度傾いても、光ファイバの開放端面から地表へと向かう光を出射することができるので、その光を光検出器に安定して入光させることが可能になる。

【0018】

さらに上記の実施形態において、生体の内部での移動が可能な検出装置が導入される場合には、信号処理装置には、前記支持台の支持面より下方位置において、光検出部を当該支持面に沿って移動可能に支持するステージ部を含めることができる。このステージ部によれば、生体内における検出装置の移動に追従させて光検出部を移動させることができるので、広範囲にわたって生体情報を安定して取得することが可能になる。

【0019】

本願発明における検出装置の一例は、生体の消化器の内部を撮影するための撮像部を有するカプセル内視鏡であるが、このような移動するタイプの検出装置に限らず、生体内の所定箇所に固定されるタイプの検出装置を導入してもよい。また、生体情報を検出する方法は撮影に限らず、血流センサや血糖値センサなど、何らかの生体情報を検出するためのセンサが組み込まれた検出装置を導入してもよい。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、生体組織を通過する割合が高い近赤外域の光を用いて生体内で検出された生体情報を光信号に変換して生体外へと伝送し、生体外において、この光信号を大きなノイズを混入させることなく認識できるレベルにまで増幅して、生体情報を復元することが可能である。よって、伝送可能な情報の容量を大幅に高めると共に伝送速度を短縮することができるので、生体情報の解析の精度や処理速度を高めることができる。また、消

10

20

30

40

50

費電力を抑え、回路構成を簡単にすることができるので、検出装置本体の小型化や低コスト化を実現することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明が適用された消化器系の検査システムの構成例を示す説明図およびブロック図である。

【図2】カプセル内視鏡の構成例を示す説明図である。

【図3】カプセル内視鏡の電氣的構成を示すブロック図である。

【図4】検査システムの他の構成例を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

図1は、カプセル内視鏡を用いた消化器系の検査システムに本発明を適用した例を、システムの概略構成を示す説明図(A)とブロック図(B)とにより示す。

この検査システムは、人体Mに導入されるカプセル内視鏡1と、カプセル内視鏡1から画像データを含む信号の転送を受け付けて画像データを復元する処理装置2と、パーソナルコンピュータ3とにより構成される。パーソナルコンピュータ3には、復元された画像データを解析したり、付属のモニタ30に画像や解析結果などを表示するためのプログラムがインストールされている。

【0023】

詳細は後述するが、この実施例のカプセル内視鏡1は、撮影により生成された画像データを、近赤外光による光信号に変換して外部に送出するように構成されている。処理装置2には、カプセル内視鏡1からの光信号を検出するための光検出器21と、人体Mを支持するための寝台23と、寝台23の台部232の下方の空間で光検出器21を移動可能に支持するステージ部22と、光検出器21により検出された信号を処理するための制御装置20とが含まれる。

【0024】

光検出器21では、筒型の本体内に2種類の光学フィルタF1、F2が上下に並べて配備される。上方の光学フィルタF1はコヒーレント光を通過させる偏光フィルタであり、下方の光学フィルタF2はカプセル内視鏡1の発光周波数の帯域に適合する光(たとえば650~1200nmの範囲内の一部範囲)を通過させるバンドパスフィルタである。

さらに光検出器21には、各光学フィルタF1、F2を通過した光の光量を検出する手段として、複数の受光素子の集合PD(以下、「受光素子群PD」という。)が設けられている。

【0025】

ステージ部22は、回転機構を備える支持テーブル221や、この支持テーブル221を寝台23の幅方向(X方向)および長さ方向(Y方向)に沿って移動させる移動機構222を備える。

光検出器21は、ステージ部22の支持テーブル221に固定され、移動機構222の動きに応じてステージ部22と共にX方向およびY方向に沿って移動する。また支持テーブル221の回転機構の動きによって、光検出器21を軸回転させることもできる。

【0026】

図1(B)に示すように、制御装置20には、コンピュータによる制御部200や、パーソナルコンピュータ3に対するインタフェース回路201のほか、光検出器21の受光素子群PDから出力された受光量信号を処理する信号処理回路202、ステージ部22を動かすためのステージ駆動回路203などが設けられる。制御部200は、信号処理回路202を介した受光量信号から画像データを復元する機能、復元された画像データをパーソナルコンピュータ3に伝送する機能、ステージ駆動回路203を介してステージ部22の動きを制御する機能などを備えている。

【0027】

寝台23のマット部231やこれを支える台部232は、近赤外域の光を通過させやす

10

20

30

40

50

い材料により構成される。マット部 2 3 1 の上に横たえられた人体 M 内のカプセル内視鏡 1 から出射された近赤外レーザ光は、人体 M、マット 2 3 1、台部 2 3 2 を順に通過してステージ部 2 2 の方へと進む。この近赤外レーザ光の光路に光検出器 2 1 が位置合わせされていれば、制御部 2 0 は、画像データを含む光信号を取得することができる。

【 0 0 2 8 】

光検出器 2 1 内の受光素子群 P D は 2 次元状に配列されている。信号処理回路 2 0 2 には、この受光素子群 P D 内の個々の素子からの受光量信号（電流信号）を電圧信号に変換する回路と、変換後の受光量信号を増幅する回路と、増幅後の受光量信号をデジタル変換する回路とが含まれる。

【 0 0 2 9 】

制御部 2 0 0 は、信号処理回路 2 0 2 から入力した各素子の受光量信号の強度をチェックしながらステージ部 2 2 の移動機構 2 2 2 を動かすと共に、適宜、支持テーブル 2 2 1 を回転させて、光検出器 2 1 が光信号を適切に受光できるように調整する。具体的には、受光素子群 P D における受光量のピーク値があらかじめ定めた基準値以上となり、かつそのピークが受光素子群 P D の中心部に位置するように、ステージ部 2 2 内の移動機構や回転機構を制御する。この調整が終了すると、制御部 2 0 0 はステージ部 2 2 を停止して、画像データの復号やパーソナルコンピュータ 3 への画像伝送を開始する。

【 0 0 3 0 】

カプセル内視鏡 1 が移動すると、受光素子群 P D における受光量のピークの位置も移動する。制御部 2 0 0 は、この移動の方向や移動量に基づき、ステージ部 2 2 を動かして、受光量のピークが受光素子群 P D の中央部に位置する状態でステージ部 2 2 を停止する。また、受光量のピークの強度が弱まった場合には、制御部 2 0 0 は、回転機構を動かしてピークの強度が基準値以上になるように調整する。

以下も、上記の処理を繰り返すことにより、カプセル内視鏡 1 の動きに光検出器 2 1 を追従させながら消化器官内の各所を撮影すると共に、各撮影により得た画像データをパーソナルコンピュータ 3 に伝送することが可能になる。

【 0 0 3 1 】

また制御部 2 0 0 は、毎回のステージ部 2 2 の停止位置を示す情報（寝台 2 3 の幅方向における位置を示す X 座標と長さ方向に沿う位置を示す Y 座標との組み合わせ）や回転角度を取得し、復号した画像データにその位置情報や回転角度情報を添付してパーソナルコンピュータ 3 に送信する。したがって、人体 M の撮像され得る範囲をマット部 2 3 1 のあらかじめ定められた範囲に位置合わせしておけば、各画像データに添付された位置情報や回転角度情報によって、それぞれの画像に対応する撮影場所を推定することが可能になる。

【 0 0 3 2 】

パーソナルコンピュータ 3 では、制御部 2 0 0 から送信された画像データによる画像をモニタ 3 0 に表示すると共に、ユーザ（検査員）による操作に応じた処理を実施する。たとえば、画像中の所定の範囲を指定する操作に応じて、指定された範囲内の異常部位を検出したり、その部位の大きさを計測したり、計測結果をモニタ 3 0 に表示する。

【 0 0 3 3 】

図 2 は、上記の検査システムで使用されるカプセル内視鏡 1 の内部構成を、図 3 はカプセル内視鏡 1 の電氣的構成を、それぞれ示す。

この実施例のカプセル内視鏡 1 は、透明樹脂製のカプセル 1 0 を本体とする。このカプセル 1 0 の内部の前方側（図 2 の左手側）には、撮像素子 1 1 や照明用の LED 1 2 などが搭載された第 1 の制御基板 S 1 が配備され、その後方に電源基板 S_D を挟んで一对のバッテリー 1 4、1 5 が配備され、さらに後方に、第 2 の制御基板 S 2 が配備されている。各基板 S 1、S 2、S_D は、いずれもカプセル 1 0 の内部の空間に起立配置される。

【 0 0 3 4 】

第 1 の制御基板 S 1 の前面の中央位置には撮像素子 1 1 が実装され、この撮像素子 1 1 の周囲を取り囲むようにレンズ鏡筒 1 3 が取り付けられ、レンズ鏡筒 1 3 の周囲に複数の

10

20

30

40

50

照明用LED12が配備される。制御基板S1の裏面には、図3に示す画像処理回路16やLED駆動回路17が実装される。

【0035】

第2の制御基板S2は、制御回路18や投光回路19が実装された面を背面側に向けて配備される。さらに、この背面には近赤外レーザ光を発するレーザダイオードLDが収容されたパッケージ部品100が実装される。

【0036】

制御基板S2に搭載された制御回路18は、LED駆動回路17や画像処理回路16に電気接続されており、これらの回路17, 16を介して照明用LED12の発光動作や撮像素子11の撮像動作を制御する。

【0037】

画像処理回路16には、撮像素子11から出力された画像信号をデジタル変換するためのA/D変換回路が含まれている。制御回路18は、このデジタル変換後の画像信号を、ビットマップ形式またはJPEGなどの圧縮形式の信号として投光回路19に出力する。投光回路19が制御回路18からの信号に基づいてレーザダイオードLDの発光動作を制御することにより、レーザダイオードLDから画像データを含む光信号が送出される。

【0038】

レーザダイオードLDを含むパッケージ部品100の前面には、孔部(図示せず。)が形成され、その孔部に光ファイバ101の一端部が挿入されている。光ファイバ101の他端の端面は開放されており、その開放端面の近傍位置に重り102が取り付けられている。また、カプセル10内の基板S2の背後の空間には、粘性を有する液体105が充填される。

【0039】

人体Mの内部に導入されたカプセル内視鏡1は、蠕動運動によって移動するため、様々な姿勢をとる可能性があるが、この実施例では、カプセル10の主軸が傾いても、重り102の作用によって光ファイバ101の開放端面を地表側に向けることができる。また、光ファイバ101の有する弾性係数や液体105の粘性による力を減衰力として、重り102による外力が過剰な減衰や過剰な応答が生じることがない程度の力になるように、重り102の重さを定めておけば、カプセル10の姿勢の変化に対して光ファイバ101に激しい振動や回転が生じたり、光ファイバ101の動きが鈍くなるのを防ぐことができる。よって、光ファイバ101を緩やかに動かして、その開放端面から出射されて人体Mを通過した近赤外レーザ光を、地表の方へと安定して進行させて、光検出器21に入光させることが可能になる。

【0040】

しかし、レーザダイオードLDから出たレーザ光は、光ファイバ101内に導かれて光ファイバ101内を進行する間に減衰し、光ファイバ101から出た後も、カプセル10, 人体Mの各種器官、マット部231、台部232などを通過する間に減衰する。人体Mへの影響を考慮すると、レーザダイオードLDからの出射強度を強めることはできないため、光検出器21に到達するレーザ光の強度はかなり弱いものとなる。

【0041】

したがって、検査に必要な画像データを復元するには、光検出器21に入ったレーザ光による信号を十分な強度にまで増幅する必要があるが、半導体アンプによる増幅処理での増幅率を高めると、アンプが持つノイズ成分も強調されるため、レーザ光由来の信号がノイズ成分に埋もれてしまうおそれがある。

また光検出器21には、人体Mの表面での黒体放射による赤外線や周囲環境で生じた赤外線などのノイズ光も入るので、これらのノイズ光が精度良く取り除かれた光を受光素子群PDに導く必要がある。

【0042】

上記2つの課題のうちノイズ光の除外に関しては、この実施例では、偏光フィルタF1

10

20

30

40

50

およびバンドパスフィルタF2を含むフィルタリング手段によって、レーザダイオードLDからの光に位相および周波数帯域が適合する光に受光対象を絞り込む。レーザダイオードLDから出る近赤外レーザ光は、周波数帯域が狭い範囲に集約され、位相が揃ったコヒーレント光であるのに対し、ノイズ光は周波数が離散的で位相も揃わない非コヒーレント光となる。上記によれば、偏光フィルタF1によって受光の対象がコヒーレント光に絞り込まれ、さらにバンドパスフィルタF2によって、レーザダイオードLDに適合する周波数帯域の光に受光の対象が絞り込まれるので、ノイズ成分を高い確度で除去することができる。

【0043】

なお、図2に示したカプセル内視鏡1の構成によれば、人体M内におけるカプセル10の向きによっては、光ファイバ101から出射されるレーザ光の振動方向が偏光フィルタF1に適合しない可能性もあるが、その場合でも、光検出器21を支持する回転テーブル221を回転させることによって、レーザ光が偏光フィルタF1を通過する状態に調整することができる。

【0044】

ノイズ除去後の光の強度を高めるために、この実施例では、受光素子群PDを構成する各受光素子として、自己増幅作用を有するアバランシェフォトダイオードを使用する。アバランシェフォトダイオードは、光電子を増やす機能を有するため、光信号そのものの強度を高めることができる。よって、微弱な光信号を、ノイズを混入させることなく、大幅に強度が高められた信号にすることができる。

【0045】

受光素子群PDから出力された受光量信号は、図1(B)に示した信号処理回路202において、電流・電圧変換の後に再度増幅され、その増幅の際にノイズ成分が重畳される可能性があるが、各受光素子の自己増幅作用により増幅された分だけ増幅回路のゲインを低くすることができるので、重畳されるノイズ成分が大きくなるのを防ぐことができる。

【0046】

このように、ノイズ光が精度良く取り除かれた光信号の強度を、ノイズ成分による影響を受けにくい状態で高めるので、制御部200には、十分な強度でS/N比の良い受光量信号が入力される。

よって、制御部200では、元の画像データを精度良く復元することができる。また、光を用いた伝送により、大容量のデータを高速で送信することが可能になるので、画像データの解像度を高めることができる。

【0047】

撮像素子におけるゲインや照明用LEDの発光色には個体差があるため、生成される画像の色合いも個々の内視鏡によって異なる。生成された画像データをそのまま検査にもちいると、計測や読影に誤りが生じるおそれがあるため、事前にキャリブレーションにより画像の色合いを調整する必要がある。しかし、キャリブレーションによると、画像データのダイナミックレンジが狭められるので、一画素あたりのデータ容量が小さいと、画質がますます低下するという問題があった。

上記実施例のカプセル内視鏡1によれば、大容量のデータを送信できる利点を生かして1画素あたりのデータ容量が高められた画像データを生成することができるので、色合いの調整後も高い画質を確保することができる。よって、鮮明で正確な色彩による画像データを取得することが可能になる。

【0048】

さらに、光通信によって消費電力を抑えることができるので、バッテリーを小型にすることができる上に、無線通信型の従来のカプセル内視鏡に導入されていた発振器やアンテナコイルなどが不要になるので、カプセルを小型にし、コストを下げることができる。回路構成が簡単になると、回路の信頼性を確保することも容易になり、部品点数の削減も相俟ってコストを大幅に下げることが可能になる。また、消費電力が少なくなることから、長時間の計測を実施することも可能になる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 9 】

なお、図 2 に示したカプセル内視鏡 1 では、レーザダイオード L D からの光を重り付きの光ファイバ 1 0 1 を介して地表の方へと導くようにしたが、この場合の光ファイバ 1 0 1 は 1 本に限らず、複数のファイバを束にし、その束の先端部分に重り 1 0 2 を取り付けるとしてもよい。または、重り付きの市販の光ファイバ 1 0 1 を導光管として使用する方法に代えて、一端部が他端部より重量が大きくなるように成型された専用の導光管を導入してもよい。

また、生体情報を示す光信号を発する手段はレーザダイオードに限らず、近赤外域の光を発する L E D を用いてもよい。また、受光素子群 P D を構成する各受光素子として、アバランシェダイオードに代えて、光電子倍增管を用いてもよい。

10

【 0 0 5 0 】

先にも述べたように、この実施例では、毎回の撮像におけるステージ部 2 2 の X , Y 座標を取得することによって、撮影時のカプセル 1 0 の位置を推定することができるが、さらに、受光素子群 P D における受光量のピークの強度や人体 M の平均的な光吸収特性などから、高さ方向 (Z 方向) におけるカプセル 1 0 の位置を推定してもよい。

【 0 0 5 1 】

一方、カプセル内視鏡 1 による撮影場所を特定する必要がないのであれば、光検出器 2 1 を移動可能に支持することなく、光信号を検出するための構成を図 4 に示すように変更してもよい。

図 4 に示す第 2 実施例では、寝台 2 3 の台部 2 3 2 の下方に、移動機構を持たないテーブル 2 4 が配備され、その支持面 2 4 1 上に反射鏡 2 5 が固定されている。光検出器 2 1 は、この反射鏡 2 5 と台部 2 3 2 との間の空間に、図示しない支持部材によって回転可能に支持される。

20

【 0 0 5 2 】

カプセル内視鏡 1 , 制御装置 2 0 , 寝台 2 , パーソナルコンピュータ 3 の構成は、図 1 ~ 図 3 に示した第 1 実施例と同様であるので、説明は省略する。

反射鏡 2 5 は、人体 M の撮影対象範囲に対応する大きさを持ち、周縁に向かうほど上方に反るように湾曲した反射面を有する。反射面の各所に照射された光は、反射面の中心部の上方に集光する。光検出器 2 1 は、この集光した光を入射可能な位置に、図 1 (A) の例とは上下を逆転させた状態で固定支持される。すなわち、集光した光を受ける高さ位置に偏光フィルタ F 1 が配置され、その上方にバンドパスフィルタ F 2 を挟んで受光素子群 P D が配置される。

30

なお、この実施例では、受光素子群 P D における受光量のピークの位置を検出する必要がないため、光検出器 2 1 は第 1 の実施例より小型に形成される。また図示していないが、カプセル内視鏡 1 からのレーザ光が光検出器 2 1 の上面から受光素子群 P D に入るのを防ぐために、受光素子群 P D の上方に遮光フィルタが設けられる。

【 0 0 5 3 】

上記構成において、人体 M に導入されたカプセル内視鏡 1 は蠕動運動によって移動しながら各所で撮影を行い、生成された画像データを含む近赤外レーザ光を出射する。反射鏡 2 5 では、人体 M や寝台 2 3 のマット部 2 3 1 および台部 2 3 2 を通過した近赤外レーザ光を、光検出器 2 1 に向かう方向に反射させる。反射した近赤外レーザ光は、偏光フィルタ F 1 およびバンドパスフィルタ F 2 を順に通過して受光素子群 P D に導かれ、以下、第 1 の実施例と同様の方法で受光量信号が処理されて、元の画像データが復号される。なお、人体 M 内におけるカプセル 1 0 の向きによっては、カプセル 1 0 からのレーザ光の振動方向が偏光フィルタ F 1 に適合しない可能性があるが、その場合にも、図示しない回転機構により光検出器 2 1 を回転させることによって、レーザ光が偏光フィルタ F 1 を通過する状態になるように調整することができる。

40

【 0 0 5 4 】

上記 2 つの実施例では、蠕動運動によって人体 M 内を移動するタイプのカプセル内視鏡 1 を示したが、これに限らず、体外から磁気信号などを受けて自走する機能を有するカプ

50

セル内視鏡 1 を導入することもできる。自走式のカプセル内視鏡 1 の場合には、レーザ光の光路が地表に向かう状態になるように姿勢をコントロールすることができるので、図 2 に示した重り付きの光ファイバ 101 は不要になり、画像データを表す光信号をより安定して受信することが可能になる。また、体内のカプセル内視鏡 1 を回転させることによって、カプセルからのレーザ光の振動方向を偏光フィルタ F 1 に適合させることができるので、光検出器 21 を回転させるための機構も不要になり、処理装置 2 の構成を簡易にすることができる。

【0055】

一方、移動式のカプセル内視鏡 1 に代えて、人体 M の所定箇所に埋め込まれて、特定の場所の画像情報を光信号により送り続けるタイプの検出装置を導入することもできる。光通信による検出装置は、消費電力を抑えて小型にすることができるので、人体 M への負担を軽減することができ、また長寿命化を実現できる可能性もある。よって、手術後の経過を観察するなどの目的に適した検出装置を提供することができる。人体 M 内に固定されるタイプの検出装置では、レーザ光の出射の位置や方向が大きく変動することがないので、パッケージ部品 100 の開口部から出た光を直接または重りのない光ファイバ 101 を介して送出すればよい。体外でも、レーザ光の進行方向に合わせて光検出器 21 を配置することにより、レーザ光を安定して受光することができる。

また、生体情報を検出する手段は撮像素子に限らず、血糖値センサや血流センサなどを採用することも可能である。

【符号の説明】

【0056】

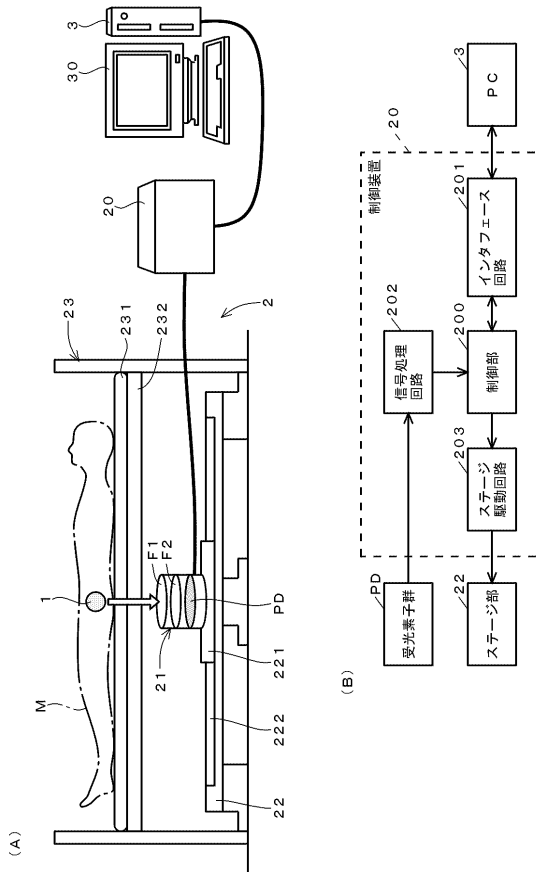
- 1 カプセル内視鏡
- 2 処理装置
- 20 制御装置
- 21 光検出器
- 22 ステージ部
- 23 寝台
- 10 カプセル
- 11 撮像素子
- 16 画像処理回路
- 18 制御回路
- 19 投光回路
- 100 パッケージ部品
- 101 光ファイバ
- 102 重り
- LD レーザダイオード
- PD 受光素子群
- M 人体

10

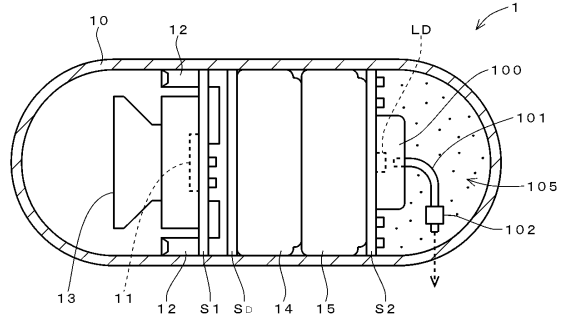
20

30

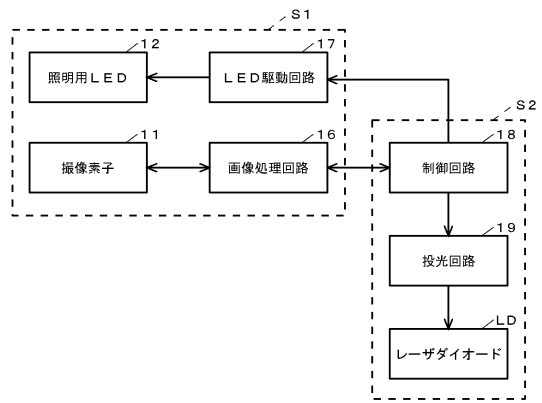
【図1】



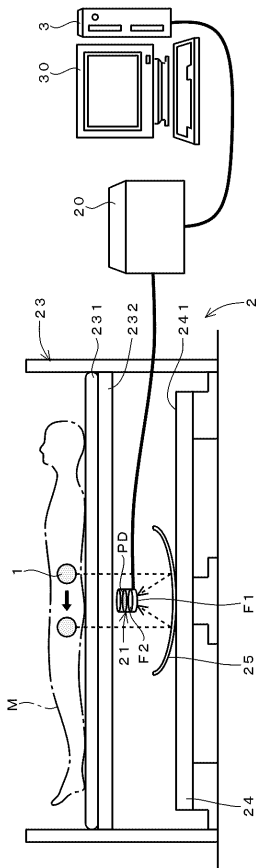
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

- (72)発明者 嶋田 誠
滋賀県大津市瀬田大江町横谷1番5 トランスブート株式会社内
- (72)発明者 小林 泰之
滋賀県大津市瀬田大江町横谷1番5 トランスブート株式会社内
- (72)発明者 下村 恒
滋賀県大津市瀬田大江町横谷1番5 トランスブート株式会社内

審査官 田中 洋行

- (56)参考文献 特開平11-225996(JP,A)
特開2005-245938(JP,A)
特開2011-009802(JP,A)
特開昭58-062966(JP,A)
特開2004-320101(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
A61B 5/07

专利名称(译)	生物信息处理系统		
公开(公告)号	JP6202872B2	公开(公告)日	2017-09-27
申请号	JP2013090260	申请日	2013-04-23
[标]申请(专利权)人(译)	TRANCEBOOT		
申请(专利权)人(译)	变压器引导有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	变压器引导有限公司		
[标]发明人	笠嶋聖 田中允也 嶋田誠 小林泰之 下村恒		
发明人	笠嶋聖 田中允也 嶋田誠 小林泰之 下村恒		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
FI分类号	A61B1/00.681 A61B1/00.C A61B5/07 A61B1/00.320.B A61B1/00.610 A61B1/04.510		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C038/VC05 4C038/VC17 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/NN03 4C161/UU05 4C161/UU07		
代理人(译)	小石川 由纪乃		
审查员(译)	田中 洋行		
其他公开文献	JP2014212838A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过近红外区域的光将生物体内部检测到的生物体的上部作为光信号发送，作为具有充分的强度的S / N比的信号来获取。引入到活体M中的胶囊内窥镜1具有捕获图像并且将生成的图像数据作为光信号通过近红外区域中的相干光传输的功能。在表示该光信号的近红外光的光路中，设有使相干光通过的第一光学滤波器F 1和使近红外光通过的第二光学滤波器F 2，滤光器F 2，滤光器F 1，以及用于接收已经通过F 2的光的光接收元件组PD。由于光接收元件组PD的每个元件具有自放大功能，所以产生增强进入光接收元件组PD本身的光的强度的接收光量信号。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6202872号 (P6202872)
(45) 発行日 平成29年9月27日(2017.9.27)	(24) 登録日 平成29年9月8日(2017.9.8)	
(51) Int. Cl. A61B 1/00 (2006.01) A61B 5/07 (2006.01)	F I A61B 1/00 A61B 1/00 A61B 5/07	G S I C
請求項の数 4 (全 12 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-90260 (P2013-90260)	(73) 特許権者 312009531 トランスブート株式会社	
(22) 出願日 平成25年4月23日(2013.4.23)	滋賀県大津市瀬田大江町横谷1番5	
(65) 公開番号 特開2014-212838 (P2014-212838A)	(74) 代理人 110000796 特許業務法人三枝国際特許事務所	
(43) 公開日 平成26年11月17日(2014.11.17)	(74) 代理人 100078916 弁理士 鈴木 由充	
審査請求日 平成28年4月12日(2016.4.12)	(74) 代理人 100142114 弁理士 小石川 由紀乃	
	(72) 発明者 笠嶋 聖 滋賀県大津市瀬田大江町横谷1番5 トランスブート株式会社内	
	(72) 発明者 田中 允也 滋賀県大津市瀬田大江町横谷1番5 トランスブート株式会社内	
	最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 生体情報処理システム