

(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2007-68622
(P2007-68622A)

(43) 公開日 平成19年3月22日(2007.3.22)

(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 2 0 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2005-256262 (P2005-256262)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成17年9月5日 (2005.9.5)		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	100123962
			弁理士 斎藤 圭介
		(72) 発明者	清水 初男
			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	中村 幹夫
			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
		Fターム(参考)	4C038 CC08 CC09 CC10
			4C061 UU06

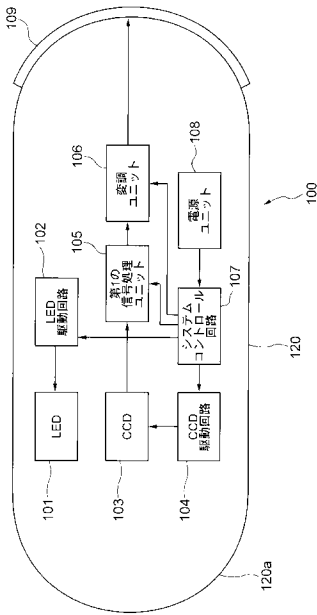
(54) 【発明の名称】 被検体内情報取得システム

(57) 【要約】

【課題】生体内外の装置をアンテナの設置などで大掛かりにする必要がなく、小型で患者（生体）の負担を軽減した被検体内情報取得システムを提供すること。

【解決手段】生体10の内部に導入されるカプセル型内視鏡100と、生体10の外部に配置され、カプセル型内視鏡100との間で通信を行なう体外装置200とを備えた被検体内情報取得システムにおいて、カプセル型内視鏡100は、少なくとも第1のパッド109を備え、体外装置200は、少なくとも第2のパッド201を備え、第1のパッド109と第2のパッド201との間で信号の送受信を行うために、カプセル型内視鏡100と体外装置200との少なくともいずれか一方の装置は、いずれか一方の装置のパッドに信号を変調して電圧印加する変調ユニット106を備え、他方の装置は、他方の装置のパッドの電位変化から信号復調する復調ユニット202を備えている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の内部に導入される被検体内導入装置と、前記被検体の外部に配置され、前記被検体内導入装置との間で通信を行なう体外装置とを備えた被検体内情報取得システムにおいて、

前記被検体内導入装置は、少なくとも第 1 のパッドを備え、

前記体外装置は、少なくとも第 2 のパッドを備え、

前記第 1 のパッドと前記第 2 のパッドとの間で信号の送受信を行うために、前記被検体内導入装置と前記体外装置との少なくともいずれか一方の装置は、いずれか一方の装置の前記パッドに信号を変調して電圧印加する変調手段を備え、

他方の装置は、他方の装置の前記パッドの電位変化から信号復調する復調手段を備えていることを特徴とする被検体内情報取得システム。

10

【請求項 2】

前記被検体内導入装置は、前記被検体の被検部位を撮像して少なくとも映像信号を出力する撮像部を有し、

前記体外装置は、前記映像信号を復調することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内情報取得システム。

【請求項 3】

前記体外装置の前記第 2 のパッドは、前記被検体の表面に接触するように配置されていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の被検体内情報取得システム。

20

【請求項 4】

前記第 1 のパッドと前記第 2 のパッドとの少なくともいずれか一方のパッドの表面に絶縁体が形成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の被検体内情報取得システム。

【請求項 5】

前記第 1 のパッドは、前記被検体内導入装置の表面に形成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の被検体内情報取得システム。

【請求項 6】

前記被検体内導入装置は、前記被検体の内部へ導入可能な有底の円筒形状に形成された外装部を備えるカプセル型内視鏡であり、

30

前記第 1 のパッドは、前記カプセル型内視鏡の表面に形成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の被検体内情報取得システム。

【請求項 7】

前記カプセル型内視鏡から前記体外装置へ、少なくとも映像信号が伝送され、

前記体外装置から前記カプセル型内視鏡へ、少なくとも前記カプセル型内視鏡を駆動するための電力が伝送されることを特徴とする請求項 6 に記載の被検体内情報取得システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

40

本発明は、被検体内に設置した装置と被検体外に設置した装置との間で、被検体内の情報を通信する被検体内情報取得システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、被検体、特に生体内を検査、治療する分野においては、生体内または生体近傍で取得した生体に関する情報を、生体外へ通信する必要がある。生体外へ情報を通信するために、電波通信による構成が提案されている（例えば、特許文献 1 参照。）。特許文献 1 においては、生体内情報を得るために生体内に挿入される、生体内センサと送信機を含む装置と、生体内情報を受信する受信機を備えるシステムが開示されている。そして、送信機はワイヤレス送信または電波送信を行なうことで、生体外との情報のやり取りを行なっ

50

ている。

【0003】

また、生体の情報を外部へ伝達するために、生体に微弱電流を流して、通信を行なう構成も提案されている（例えば、特許文献2参照。）。特許文献2に開示された装置は、キャリアに信号を重畳して変調を加えた微弱な変調電流を生体に流す変調電流発生手段を有している。また、生体外および／または生体内に配置される受信部は、双方の電極のうち受信側の電極を介して微弱な変調電流を受信するように構成されている。

【0004】

【特許文献1】特表2004-524076号公報

【特許文献2】特許第3376462号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1のように、生体内と生体外とを電波により通信する構成では、以下の(1)、(2)、(3)の問題点があり、患者(生体)の負担が大きくなってしま

う。

(1)法規制により使用できる周波数には制限があり、生体内外の通信に最適な周波数が任意に選べないこと。

(2)送受信に生体内外にアンテナを設置する必要がある。そして、電波は生体で減衰等するため、生体外に設置するアンテナは大掛かりで多数必要となる。このため、患者への負担が大きくなってしま

うこと。

(3)また、生体における電波の減衰等を考慮すると、高い電波出力が必要となる。このため、生体内外の装置が大型化してしまい、やはり患者への負担が大きくなってしま

【0006】

また、特許文献2に記載の構成のように、生体に微弱電流を流して通信するときも、微弱電流を検出し復調するためには、受信側の装置が大型化してしま

【0007】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、生体内外の装置をアンテナの設置などで大掛かりにする必要がなく、小型で患者(生体)の負担を軽減した被検体内情報取得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】

【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明によれば、被検体の内部に導入される被検体内導入装置と、被検体の外部に配置され、被検体内導入装置との間で通信を行なう体外装置とを備えた被検体内情報取得システムにおいて、被検体内導入装置は、少なくとも第1のパッドを備え、体外装置は、少なくとも第2のパッドを備え、第1のパッドと第2のパッドとの間で信号の送受信を行うために、被検体内導入装置と体外装置との少なくともいずれか一方の装置は、いずれか一方の装置のパッドに信号を変調して電圧印加する変調手段を備え、他方の装置は、他方の装置のパッドの電位変化から信号復調する復調手段を備えていることを特徴とする被検体内情報取得システムを提供できる。

【0009】

また、本発明の好ましい態様によれば、被検体内導入装置は、被検体の被検部位を撮像して少なくとも映像信号を出力する撮像部を有し、体外装置は、映像信号を復調することが望ましい。

【0010】

また、本発明の好ましい態様によれば、体外装置の第2のパッドは、被検体の表面に接触するように配置されていることが望ましい。

【0011】

10

20

30

40

50

また、本発明の好ましい態様によれば、第１のパッドと第２のパッドとの少なくともいずれか一方のパッドの表面に絶縁体が形成されていることが望ましい。

【００１２】

また、本発明の好ましい態様によれば、第１のパッドは、被検体内導入装置の表面に形成されていることが望ましい。

【００１３】

また、本発明の好ましい態様によれば、被検体内導入装置は、被検体の内部へ導入可能な有底の円筒形状に形成された外装部を備えるカプセル型内視鏡であり、第１のパッドは、カプセル型内視鏡の表面に形成されていることが望ましい。

【００１４】

また、本発明の好ましい態様によれば、カプセル型内視鏡から体外装置へ、少なくとも映像信号が伝送され、体外装置からカプセル型内視鏡へ、少なくともカプセル型内視鏡を駆動するための電力が伝送されることが望ましい。

【発明の効果】

【００１５】

本発明に係る被検体内情報取得システムは、被検体内導入装置の第１のパッドと、体外装置の第２のパッドとの間で、一方の装置ではパッドに信号を変調して電圧印加する。また、他方の装置では、パッドの電位変化から信号を復調する。これにより、被検体内導入装置と体外装置との間においては、電波や電流を用いずに情報の通信を行うことができる。このため、例えば、被検体内導入装置から体外装置へ情報を通信するとき、被検体内導入装置に関しては、アンテナや送信回路が不要となる、従って、被検体内導入装置を小型化できる。また、体外装置に関しても、被検体、例えば患者の体の周辺に多数の受信用のアンテナを配置する構成や微弱電流の検出、復調回路が必要ない。従って、生体内外の装置をアンテナの設置などで大掛かりにする必要がない。この結果、小型で患者（生体）の負担を軽減した被検体内情報取得システムを提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１６】

以下に、本発明に係る被検体内情報取得システムの実施例を図面に基づいて詳細に説明する。なお、この実施例によりこの発明が限定されるものではない。

【実施例１】

【００１７】

図１は、本発明の実施例１に係る被検体内情報取得システムの概略構成を示す図である。被検体として、生体１０、例えば患者の体内情報を取得する場合を示している。カプセル型内視鏡１００は、観察（検査）のために患者の口から飲込まれた後、人体から自然排出されるまでの観察期間、胃、小腸などの臓器の内部をその蠕動運動に伴って移動して順次撮像する機能を有している。

【００１８】

図２は、カプセル型内視鏡１００の概略の外観構成を示している。カプセル型内視鏡１００は、被検体内導入装置に対応する。そして、カプセル型内視鏡１００は、生体１０の内部へ導入可能な有底の円筒形状に形成された外装部１２０を備えている。また、後述する第１のパッド１０９は、カプセル型内視鏡１００の表面に形成されている。また、第１のパッド１０９が形成されている側とは反対側には、ＣＣＤ１０３が形成されている。なお、環状の第２のパッド１１０については、実施例２において後述する。

【００１９】

臓器内の移動による観察期間、カプセル型内視鏡１００によって体内で撮像された画像データは、順次、後述する通信手順により生体外の体外装置２００に送信される。カプセル型内視鏡１００と体外装置２００とで被検体内情報取得システムを構成する。まず、はじめにカプセル型内視鏡１００の構成について説明し、その後、体外装置２００の構成について説明する。

【００２０】

10

20

30

40

50

図3は、カプセル型内視鏡100の機能ブロックを示している。カプセル型内視鏡100は、生体10の内部を撮影する際に撮像領域を照射するためのLED101と、LED101の駆動状態を制御するLED駆動回路102と、LED101によって照射された被検体の領域の撮像を行なうCCD103とを備えている。また、カプセル型内視鏡100は、CCD103の駆動状態を制御するCCD駆動回路104と、CCD103によって撮像された画像データ(映像信号)等処理する第1の信号処理ユニット105と、第1の信号処理ユニット105からの生体内情報信号を変調する変調ユニット106と、変調ユニット106からの変調された電圧が印加される第1のパッド109と、LED駆動回路102、CCD駆動回路104、第1の信号処理ユニット105及び変調ユニット106の動作を制御するシステムコントロール回路107とを備えている。また、電源ユニット108は、カプセル型内視鏡100内の各ユニット、回路等に対して電力を供給する。

10

【0021】

CCD103は、生体10内の画像情報などの生体内情報を取得する。CCD103は、撮像部に対応し、生体内情報センサとしての機能を有する。撮像部としては、CCD103の他にCMOS等を用いることができる。カプセル型内視鏡100の外装の少なくとも一部の窓120aは、例えば透明な材質で形成されている。CCD103は、窓120aを介して生体10の画像を撮像する。

【0022】

CCD103は、CCD駆動回路104に接続されている。CCD駆動回路104は、CCD103が生体内情報を取得するための動作信号をCCD103へ出力する。CCD103は、第1の信号処理ユニット105に接続されている。信号処理ユニット105は、生体内情報処理装置としての機能を有する。第1の信号処理ユニット105は、例えばCCD103からの出力の画像化回路やデータ圧縮回路などで構成されている。そして、第1の信号処理ユニット105は、CCD103の出力信号から生体内情報信号を生成し出力する。

20

【0023】

システムコントロール回路107を介してCCD駆動回路104と、第1の信号処理ユニット105とは、変調ユニット106へ接続されている。変調ユニット106は、第1の信号処理ユニット105の出力信号を変調して第1のパッド109に電圧印加する。

30

【0024】

第1のパッド109は、例えば銅(Cu)やニッケル(Ni)などの生体に対して有害な物質を含まない材料で形成されている。一般的には、第1のパッド109は、白金(Pt)や金(Au)などで形成されている。

【0025】

第1のパッド109は、カプセル型内視鏡100の外部表面に形成されている。カプセル型内視鏡100の内部は密封構造となっている。第1のパッド109は、カプセル型内視鏡100の密封状態を保持した状態で、変調ユニット106に接続されている。第1のパッド109と変調ユニット106とは、例えば、カプセル型内視鏡100の貫通穴(不図示)を通過して接続した後、貫通穴を樹脂や金属などで充填密封して構成する。次に、体外装置200について説明する。

40

【0026】

図4は、体外装置200の機能ブロックを示している。第2のパッド201は、生体10の体表面に設置されている。そして、第2のパッド201は、携帯ユニット206内の復調ユニット202に接続されている。携帯ユニット206は、例えば、生体10の腰ベルト近傍などに装着されている。

【0027】

携帯ユニット206は、復調ユニット202と、第2の信号処理ユニット203と、記録ユニット205と、電源ユニット207とを備えている。復調ユニット202は、第2のパッド201の表面の電位変化から、第1の信号処理ユニット105の出力信号を復調

50

する。

【0028】

第1のパッド105に対して第1の信号処理ユニット105の出力信号を変調した電圧印加することによって、第2のパッド201表面の電位に変化が生ずる。復調ユニット202は、第1の信号処理ユニット105の出力信号を復調する。これにより、生体10内側から外側への通信を実現できる。

【0029】

第2のパッド201は、例えば銅(Cu)やニッケル(Ni)などの生体に対して有害な物質を含まない材料形成されている。第2のパッド201は、一般的には白金(Pt)や金(Au)などで形成されている。

10

【0030】

図5は、第2のパッド201の断面構造を示している。第2のパッド201は、体表面と密着するために、樹脂フィルムやリボンなどの基材201aで、白金(Pt)や金(Au)などの薄膜201bを挟み込んだ構造となっている。さらに、体表面と接触する部分は、例えばシリコン樹脂などの絶縁薄膜201cが形成されている。体表面と接触する絶縁薄膜201cの厚さは、例えば1mm以下などの生体表面の電位を第2の信号処理ユニット203で検出できる程度の厚さであることが望ましい。また、生体10の体表面と第2のパッド201との間にゲルやオイルを塗布しても良い。これにより、さらに第2のパッド201と体表面との密着度を高くできる。

【0031】

20

このように、本実施例では、電流によらない情報通信を行なっているため、第2のパッド201を絶縁構造にできる。このため、生体10に対する安全性を向上できる。

【0032】

図4に戻って説明を続ける。復調ユニット202は、第2の信号処理ユニット203に接続されている。第2の信号処理ユニット203は、例えば画像情報の補正/強調回路や圧縮データの復元回路などである。第2の信号処理ユニット203は、復調ユニット202により復調された第1の信号処理ユニット105の出力信号に基づいて、必要な生体内情報を得るための信号処理を行う。

【0033】

また、第2の信号処理ユニット203は、表示ユニット204に接続されている。表示ユニット204は、例えば液晶ディスプレイなどのモニタである。表示ユニット204は、第2の信号処理ユニット203で処理された生体内情報を表示する。なお、図1では、表示ユニット204を携帯ユニット206とは別体に設けている。しかしながら、これに限られず、表示ユニット204を携帯ユニット206に設ける構成でも良い。

30

【0034】

復調ユニット202または第2の信号処理ユニット203には、記録ユニット205が接続されている。記録ユニット205は、例えば半導体メモリなどで構成されている。記録ユニット205は、復調ユニット202により復調された第1の信号処理ユニット105の出力信号または第2の信号処理ユニット203で処理された生体内情報を記録、保管する。

40

【0035】

また、電源ユニット207は、復調ユニット202と、第2の信号処理ユニット203と、記録ユニット205とに電力を供給する。

【0036】

本実施例によれば、カプセル型内視鏡100と体外装置200とは、電波や電流によらずに、生体内情報を体外へ通信できる。本願の発明者らは、静電誘導等により、情報を通信できるものと考えている。そして、発明者らは、実際の装置を作成し、上述したような通信が可能であることを実験的に確認、検証している。

【0037】

このように、本実施例では、カプセル型内視鏡100及び体外装置200において、そ

50

れぞれアンテナや送信回路の設置などで大型化する必要がない。このため、生体 10、例えば患者の負担を軽減した小型な被検体内情報取得システムを提供できる。

【実施例 2】

【0038】

図 6 は、本発明の実施例 2 におけるカプセル型内視鏡 300 の機能ブロックを示している。また、図 7 は、実施例 2 における体外装置 400 の機能ブロックを示している。カプセル型内視鏡 300 と体外装置 400 とで被検体内情報取得システムを構成している。本実施例において、実施例 1 と同一の部分には、同一の符号を付し、重複する説明は省略する。

【0039】

本実施例では、カプセル型内視鏡 300 から体外装置 400 へ画像データを通信すると共に、さらに体外装置 400 からカプセル内視鏡 300 へは電力や制御信号を通信（伝送）している点が実施例 1 と異なる。

【0040】

本実施例では、カプセル型内視鏡 300 側に形成された第 1 のパッド 109 と、体外装置 400 側に形成された第 2 のパッド 201 とは、静電結合するように対向する位置に配置されている。同様に、カプセル型内視鏡 300 側に形成された第 3 のパッド 110 と、体外装置 400 側に形成された第 4 のパッド 214 とは、静電結合するように対向する位置に配置されている。

【0041】

また、本実施例では、図 2 に示すように、第 1 のパッド 109 を構成する導電体の外周に環状の第 3 のパッド 110 を構成する導電体を形成している。しかしながら、これに限られず、第 1 のパッド 109 と第 3 のパッド 110 とを横に並べて配置する等の他の配置構成をとることもできる。

【0042】

さらに、カプセル型内視鏡 300 側の第 1 の変調ユニット 106 と、体外装置 400 側の第 2 の変調ユニット 213 とで、それぞれ異なる変調周波数を用いることで、第 1 のパッド 109 と第 3 のパッド 110 とを一つのパッドで兼用すること、即ち一つの導電体で済む構成とすることもできる。

【0043】

そして、上記実施例 1 と同様に、第 1 のパッド 109 に信号処理ユニット 105 の出力を変調した電圧を印加する。これに応じて生ずる第 2 のパッド 201 の表面の電位変化から、第 1 の復調ユニット 202 は、信号処理ユニット 105 の出力信号を復調する。これにより、カプセル型内視鏡 300 から体外装置 400 への映像信号等の通信（伝送）を行なうことができる。

【0044】

次に、体外装置 400 からカプセル型内視鏡 300 への信号の通信について説明する。図 7 において、体外装置 400 は、電源信号発生器 210 と、CCD 制御ユニット 212 と、信号多重ユニット 211 とを備えている。電源信号発生器 210 は、所定の周波数の電源電圧信号を出力する。CCD 制御ユニット 212 は、CCD 103 への制御信号、例えば、CCD 感度の制御信号等を出力する。

【0045】

信号多重ユニット 211 は、電源信号発生器 210 が出力した電圧信号に対して、CCD 制御ユニット 212 が出力した CCD 103 への制御信号を重畳し出力する。信号多重ユニット 211 は、第 2 の変調ユニット 213 に接続されている。また、第 2 の変調ユニット 213 は、第 4 のパッド 214 に接続されている。第 2 の変調ユニット 213 は、信号多重ユニット 211 の出力信号を変調して第 4 のパッド 214 に電圧印加する。

【0046】

次に、図 6 に戻って説明を続ける。第 3 のパッド 110 は、カプセル型内視鏡 300 内に設けられている共振ユニット 111 に接続されている。共振ユニット 111 は、電氣的

10

20

30

40

50

共振により第3のパッド110の電位変化から第2の変調ユニット213が変調した周波数成分を抽出し出力する。

【0047】

共振ユニット111は、信号分離ユニット112に接続されている。信号分離ユニット112は、第2の復調ユニット113と第3の復調ユニット114とに接続されている。

【0048】

信号分離ユニット112は、共振ユニット111により抽出し出力した第3のパッド110の電位変化を、電圧信号成分と、CCD103への制御信号成分とに分離する。そして、信号分離ユニット112は、電源電圧信号成分を第2の復調ユニット113へ出力する。また、信号分離ユニット112は、CCD103への制御信号成分を第3の復調ユニット114に出力する。

10

【0049】

第2の復調ユニット113は、信号分離ユニット112が出力した第3のパッド110の電位変化電圧の信号成分に基づいて、電源信号発生器210が出力した電圧信号を復調する。

【0050】

第2の復調ユニット113は、電源ユニット108に接続されている。電源ユニット108は、第2の復調ユニット113が復調した電圧信号から、システムコントロール回路108を介して、カプセル型内視鏡300内の各ユニット、回路等を動作させるための電源を供給する。

20

【0051】

このように、第4のパッド214に電源信号発生器210が出力した電圧信号に、CCD制御ユニット212が出力したCCD103へ制御信号を重畳した信号を変調した電圧を印加する。そして、カプセル型内視鏡300側では、これにより生じた第3のパッド110の表面の電位変化から、電源信号発生器210が出力した電圧信号を分離、復調する。これにより、体外装置400からカプセル型内視鏡300へ電力を供給できる。この結果、本実施例の被検体内情報取得システムでは、例えば、電磁誘導による電力供給と比較しても巻線等でシステムを大型化することがない。また、カプセル型内視鏡300に必要な気密かつ水密な構成を実現できる。

【0052】

30

さらに、第3の復調ユニット114は、信号分離ユニット112が出力した第3のパッド110の電位電圧変化の信号成分から、CCD制御ユニット212が出力したCCD103の制御信号を復調する。

【0053】

第3の復調ユニット114は、CCD駆動回路104に接続されている。復調されたCCD制御ユニット212からのCCD103への制御信号、例えば、感度制御の指示信号等に基づき、CCD103を駆動する。

【0054】

このように、第4のパッド214に、電源信号発生器210が出力した電圧信号に、CCD制御ユニット212が出力したCCD103への制御信号を重畳した信号を変調した電圧を印加する。そして、カプセル型内視鏡300側では、これにより生じた第3のパッド110の表面の電位変化から、CCD制御ユニット212が出力したCCD103への制御信号を分離、復調する。これにより、体外装置400からカプセル型内視鏡300への信号通信を実現できる。この結果、本実施例の被検体内情報取得システムでは、電波送受信のためのアンテナの設置等でシステムを大型化することがない。また、カプセル型内視鏡300に必要な気密かつ水密な構成を実現できる。

40

【0055】

次に、本実施例における上述の信号の流れをフローチャートに基づいて、さらに詳細に説明する。図8、図9は、それぞれ本実施例における信号の流れを示すフローチャートである。

50

【 0 0 5 6 】

ステップ S 8 0 1 において、電源信号発生器 2 1 0 は、信号多重ユニット 2 1 1 へ所定の周波数の電源電圧信号を出力する。ステップ S 8 0 2 において、C C D 制御ユニット 2 1 2 は、信号多重ユニット 2 1 1 に対して C C D 1 0 3 への制御信号を出力する。

【 0 0 5 7 】

ステップ S 8 0 3 において、信号多重ユニット 2 1 1 は、電源信号発生器 2 1 0 が出力した電圧信号に、C C D 制御ユニット 2 1 2 が出力した C C D 1 0 3 への制御信号を重畳し、第 2 の変調ユニット 2 1 3 へ出力する。

【 0 0 5 8 】

ステップ S 8 0 4 において、第 2 の変調ユニット 2 1 3 は、信号多重ユニット 2 1 1 の出力信号を変調して第 4 のパッド 2 1 4 へ電圧印加する。ステップ S 8 0 5 において、第 4 のパッド 2 1 4 に印加された信号多重ユニット 2 1 1 の出力信号を変調した電圧により、第 3 のパッド 1 1 0 の表面の電位が変化する。 10

【 0 0 5 9 】

ステップ S 8 0 6 において、共振ユニット 1 1 1 は、電氣的共振により第 3 のパッド 1 1 0 の電位変化から第 2 の変調ユニット 2 1 3 が変調出力した周波数成分を抽出し、信号分離ユニット 1 1 2 に出力する。

【 0 0 6 0 】

ステップ S 8 0 7 において、信号分離ユニット 1 1 2 は、共振ユニット 1 1 1 により抽出した第 3 のパッド 1 1 0 の電位変化を、電源電圧信号成分と C C D 1 0 3 への制御信号成分とに分離する。 20

【 0 0 6 1 】

ステップ S 8 0 8 において、信号分離ユニット 1 1 2 は、信号分離ユニット 1 1 2 で分離した電源電圧信号成分を第 2 の復調ユニット 1 1 3 に出力する。ステップ S 8 0 9 において、第 2 の復調ユニット 1 1 3 は、第 3 のパッド 1 1 0 の電位変化から、電源信号発生器 2 1 0 が出力した電源電圧信号を復調する。そして、復調された電源電圧信号（電力）は、電源ユニット 1 0 8 を介して、カプセル型内視鏡 3 0 0 内の各ユニット、各回路等に供給される。

【 0 0 6 2 】

また、ステップ S 8 1 0 において、信号分離ユニット 1 1 2 は、C C D 1 0 3 への制御信号成分を第 3 の復調ユニット 1 1 4 へ出力する。ステップ S 8 1 1 において、第 3 の復調ユニット 1 1 4 は、第 3 のパッド 1 1 0 の電位変化から、C C D 制御ユニット 2 1 2 が出力した C C D 1 0 3 への制御信号を復調する。そして、第 3 の復調ユニット 1 1 4 は、C C D 駆動回路 1 0 4 に対して復調した制御信号を出力する。 30

【 0 0 6 3 】

次に、図 9 のステップ S 8 1 2 において、C C D 駆動回路 1 0 4 が C C D 1 0 3 へ駆動信号を出力する。ステップ S 8 1 3 において、C C D 1 0 3 は、生体内情報を取得（撮像）する。そして、C C D 1 0 3 は、取得した生体内情報を信号処理ユニット 1 0 5 へ出力する。

【 0 0 6 4 】

ステップ S 8 1 4 において、信号処理ユニット 1 0 5 は、C C D 1 0 3 の出力信号から生体内情報信号を生成する。そして、信号処理ユニット 1 0 5 は、生成した生体内情報信号を第 1 の変調ユニット 1 0 6 へ出力する。 40

【 0 0 6 5 】

ステップ S 8 1 5 において、第 1 の変調ユニット 1 0 6 は、信号処理ユニット 1 0 5 の出力信号を変調する。そして、第 1 の変調ユニット 1 0 6 は、変調した出力信号に応じて第 1 のパッド 1 0 9 に電圧印加する。

【 0 0 6 6 】

ステップ S 8 1 6 において、第 1 のパッド 1 0 9 に印加された信号処理ユニット 1 0 5 の出力信号を変調した電圧により、第 2 のパッド 2 0 1 の表面の電位が変化する。ステッ 50

ブ S 8 1 7 において、第 1 の復調ユニット 2 0 2 は、第 2 のパッド 2 0 1 の表面の電位変化に基づいて、信号処理ユニット 1 0 5 の出力信号を復調する。そして、第 1 の復調ユニット 2 0 2 は、復調された出力信号を第 2 の信号処理ユニット 2 0 3 に出力する。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 8 1 8 において、第 2 の信号処理ユニット 2 0 3 は、第 1 の復調ユニット 2 0 2 により復調された信号処理ユニット 1 0 5 の出力信号から、必要な生体内情報を得るための信号処理を行なう。

【 0 0 6 8 】

ステップ S 8 1 9 において、第 2 の信号処理ユニット 2 0 3 は、信号処理で得られた生体内情報を表示ユニット 2 0 4 へ出力する。ステップ S 8 2 0 において、表示ユニット 2 0 4 は、生体内情報を表示する。

【 0 0 6 9 】

ステップ S 8 2 1 において、第 2 の信号処理ユニット 2 0 3 は、信号処理で得られた生体内情報を記録ユニット 2 0 5 へ出力する。ステップ S 8 2 2 において、記録ユニット 2 0 5 は、生体内情報を記録、保管する。

【 0 0 7 0 】

次に、変調周波数の最適化について説明する。第 1 の復調ユニット 2 0 2 で復調された第 2 の信号処理ユニットからの出力信号の状態 (S / N 比) に基づいて、第 1 の変調ユニット 1 0 6 が信号処理ユニット 1 0 5 の出力信号を変調して第 1 のパッド 1 0 9 に電圧印加するときの変調周波数を決定することができる。

【 0 0 7 1 】

例えば、第 1 の変調ユニット 1 0 6 により初期変調周波数を基準にして、初期変調周波数よりも低い側と高い側とに変調周波数を変化させる。初期変調周波数とは、実験等で求めた、一般的に第 2 の信号処理ユニット 2 0 3 の出力信号の状態が良い周波数を言う。

【 0 0 7 2 】

そして、第 1 の復調ユニット 2 0 2 により復調された第 2 の信号処理ユニット 2 0 3 の出力信号の状態、例えば S / N 等が良くなる周波数を最適周波数として決定する。

【 0 0 7 3 】

また、変調周波数の変更は、変更する周波数を無作為に決定することとしても良いが、いわゆる山登り法 (最急勾配法) を用いることによっても、より迅速に最適な変調周波数の調整を行なうこととしても良い。この他にも、任意のアルゴリズムを用いて変更する周波数を決定することができる。

【 0 0 7 4 】

このような、最適周波数決定の手順を図 9 のフローチャートに基づいて説明する。ステップ S 8 1 7 の次に、ステップ S 8 2 3 において、第 1 の復調ユニット 2 0 2 により復調された第 2 の信号処理ユニット 2 0 3 の出力信号の状態 (S / N 等) を前回の状態と比較する。今回の状態が前回の状態よりも良いとき、ステップ S 8 2 4 において変調周波数を今回の周波数へ変更する。そして、ステップ S 8 1 5 へ戻る。前回の状態が今回の状態よりも良いとき、ステップ S 8 1 5 へ戻る。このように、図 9 において、点線で囲んだ部分の手順が変調周波数の最適化手順に相当する。

【 0 0 7 5 】

これによれば、生体 1 0 の個人差や日時による生体の状態の差等の影響を低減して、カプセル型内視鏡 3 0 0 と体外装置 4 0 0 とのより良好な通信を実現できる。

【 0 0 7 6 】

また、上記各実施例のカプセル型内視鏡は、LED、CCD 等を備えることによって、生体の内部の画像を撮像する構成としている。しかしながら、被検体内に導入される被検体内導入装置は、かかる構成に限定されるものではなく、例えば被検体内の温度情報や pH 情報などの他の生体情報を取得するものとしても良い。

【 0 0 7 7 】

また、本発明は、飲み込み型のカプセル型内視鏡に限られず、一般の体内へ挿入する型

10

20

30

40

50

の内視鏡に適用することができる。この場合、体内の温度等の情報を本システムにより体外へ容易に通信できると共に、内視鏡の気密性を向上できる。また、本発明は、いわゆる心臓のペースメーカーに適用することもできる。例えば、本システムにより、ペースメーカーの駆動のための情報を体外からペースメーカーに対して通信できる。さらに、ペースメーカー内に記録されている履歴情報等を装着者に負担を強いることなく体外へ通信できる。

【0078】

また、上記各実施例では、被検体として、生体を検査、観察する例を示している。しかしながら、本発明は、これに限られず、例えば工業用製品を被検体としても良い。

【産業上の利用可能性】

【0079】

以上のように、本発明に被検体内情報取得システムは、小型で、患者（生体）の負担を軽減する場合に有用である。

【図面の簡単な説明】

【0080】

【図1】本発明の実施例1に係る被検体内情報取得システムの全体構成を示す図である。

【図2】実施例1におけるカプセル型内視鏡の外観構成を示す図である。

【図3】実施例1のカプセル型内視鏡の機能ブロックを示す図である。

【図4】実施例1の体外装置の機能ブロックを示す図である。

【図5】実施例1の体外装置のパッドの断面構成を示す図である。

【図6】実施例2のカプセル型内視鏡の機能ブロックを示す図である。

【図7】実施例2の体外装置の機能ブロックを示す図である。

【図8】実施例2における信号の流れを示すフローチャートである。

【図9】実施例2における信号の流れを示す他のフローチャートである。

【符号の説明】

【0081】

10 生体

100 カプセル型内視鏡

101 LED

102 LED駆動回路

103 CCD

104 CCD駆動回路

105 第1の信号処理ユニット

106 変調ユニット

107 システムコントロール回路

108 電源ユニット

109 第1のパッド

110 第3のパッド

111 共振ユニット

112 信号分離ユニット

113 第2の復調ユニット

114 第3の復調ユニット

120 a 窓

120 外装部

200 体外装置

201 第2のパッド

201 a 基材

201 b 薄膜

201 c 絶縁薄膜

202 (第1の)復調ユニット

203 第2の信号処理ユニット

10

20

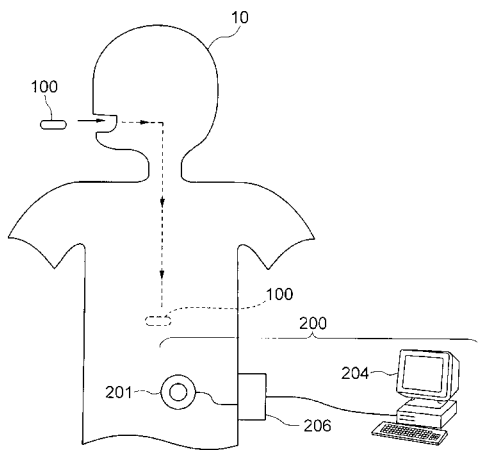
30

40

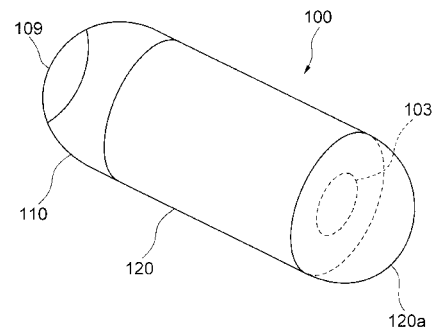
50

- 2 0 4 表示ユニット
- 2 0 5 記録ユニット
- 2 0 6 携帯ユニット
- 2 0 7 電源ユニット
- 2 1 0 電源信号発生器
- 2 1 1 信号多重ユニット
- 2 1 2 C C D 制御ユニット
- 2 1 3 第 2 の変調ユニット
- 2 1 4 第 4 のパッド
- 3 0 0 カプセル型内視鏡
- 4 0 0 体外装置

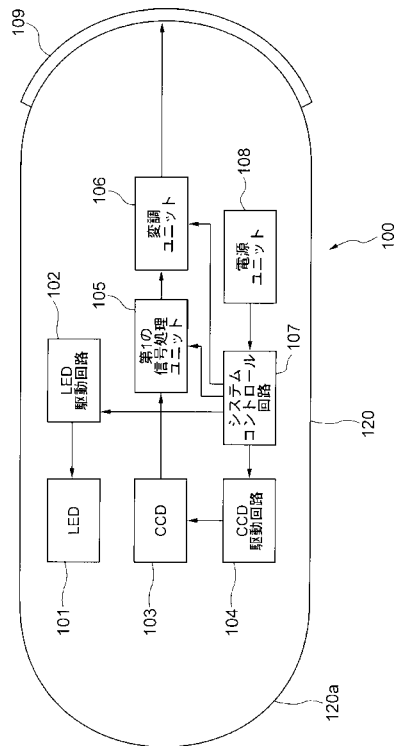
【 図 1 】



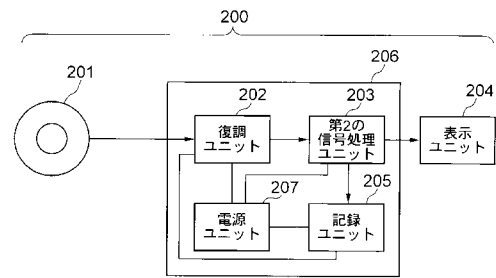
【 図 2 】



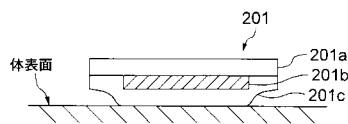
【 図 3 】



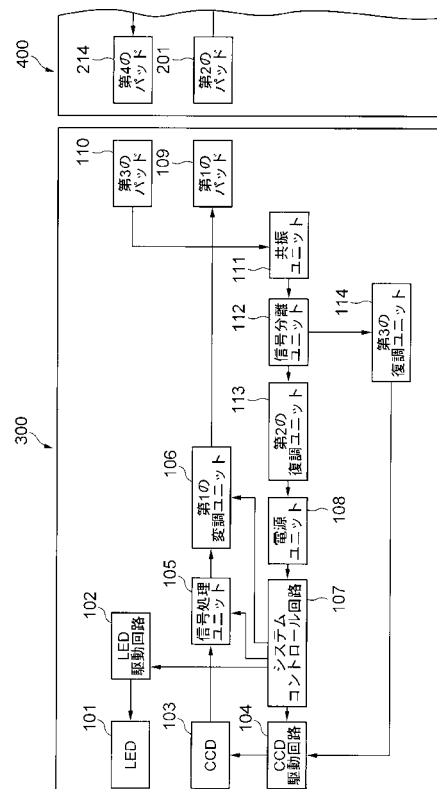
【 図 4 】



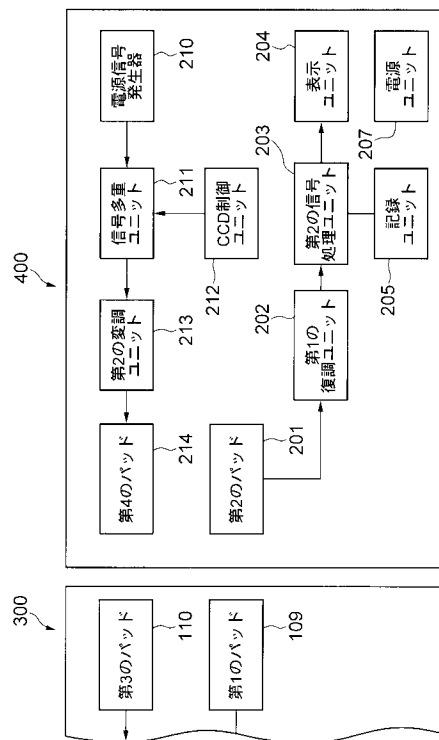
【 図 5 】



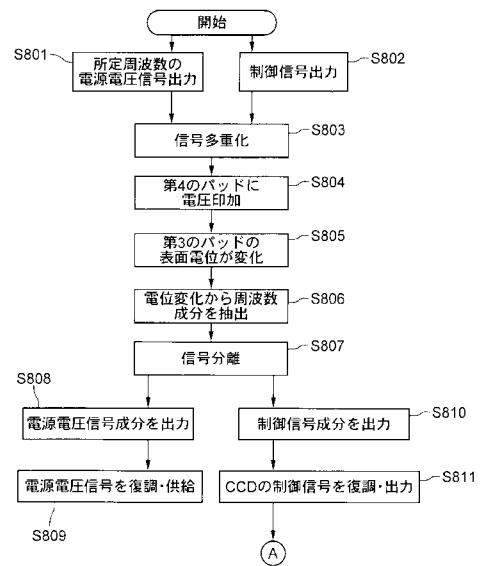
【 図 6 】



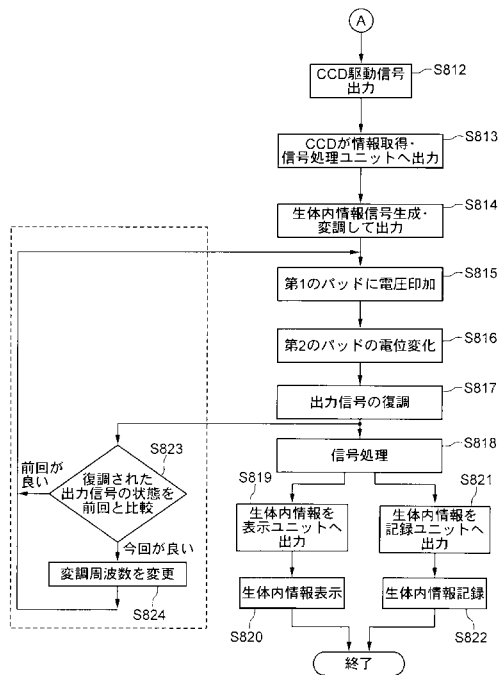
【図 7】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	受试者内信息获取系统		
公开(公告)号	JP2007068622A	公开(公告)日	2007-03-22
申请号	JP2005256262	申请日	2005-09-05
[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		
[标]发明人	清水初男 中村幹夫		
发明人	清水 初男 中村 幹夫		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B5/07 A61B1/00016 A61B1/041 A61B1/273 A61B5/0013		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.610		
F-TERM分类号	4C038/CC08 4C038/CC09 4C038/CC10 4C061/UU06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF15 4C161/GG28 4C161/UU06 4C161/UU07		
代理人(译)	斋藤圭介		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种在不减小诸如安装天线的活体内部和外部的装置的尺寸的情况下小型化的活体信息获取系统，并且减轻了患者（活体）的负担。被检体包括：被引入到生物体（10）中的胶囊型内窥镜（100）；以及布置在生物体（10）外部并与胶囊型内窥镜（100）连通的体外装置（200）。在内部信息获取系统中，胶囊型内窥镜100至少包括第一垫109，外部设备200至少包括第二垫201以及第一垫109和第二垫201。为了在胶囊型内窥镜100和体外设备200中的至少一个之间发送和接收信号，提供了调制单元106，该调制单元106对信号进行调制并将电压施加到任一设备的垫。该另一设备包括解调单元202，该解调单元202从该另一设备的焊盘的电势变化中解调信号。[选择图]图3

