

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02007/069483

発行日 平成21年5月21日(2009.5.21)

(43) 国際公開日 平成19年6月21日(2007.6.21)

(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 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 J	4 C 0 6 1
A 6 1 B 5/06 (2006.01)	A 6 1 B 5/06	
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

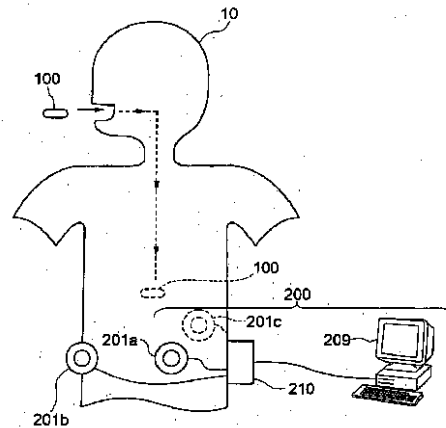
出願番号 特願2007-550130 (P2007-550130)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2006/324134	
(22) 国際出願日 平成18年11月28日(2006.11.28)	
(31) 優先権主張番号 特願2005-362802 (P2005-362802)	(74) 代理人 100123962 弁理士 斎藤 圭介
(32) 優先日 平成17年12月16日(2005.12.16)	(72) 発明者 清水 初男 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(33) 優先権主張国 日本国(JP)	(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 CC09 4C061 CC06 HH51 JJ17 JJ19 NN03 SS13 UU02 UU08

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検体内位置検出システム

(57) 【要約】

カプセル型内視鏡(100)は、第1のパッド(109)を備え、体外装置(200)は、複数の第2のパッド(201a等)を備え、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(203)を備え、さらに、位置検出用信号を送信するための位置検出用信号生成ユニット(111)と、複数の第2のパッド(201a等)における電位変化から復調した位置検出用信号の信号強度の大きさに基づいてカプセル型内視鏡(100)の位置を算出する位置算出ユニット(204)とを備えている。



【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位置検出システムであって、

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、複数の第 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、

10

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、さらに、位置検出用信号を送信するための信号発生手段と、

複数の前記第 2 のパッドにおける電位変化から復調した前記位置検出用信号の信号強度の大きさに基づいて前記被検体内導入装置の位置を算出する位置算出手段と、を備えていることを特徴とする被検体内位置検出システム。

【請求項 2】

前記信号発生手段は、生体内情報信号と同期して、前記位置検出用信号を送信することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項 3】

前記位置検出用信号は、前記被検体内導入装置と前記体外装置との少なくとも一方の装置の制御用のクロック信号を用いて生成されていることを特徴とする請求項 2 に記載の被検体内位置検出システム。

20

【請求項 4】

前記信号発生手段は、生体内情報信号を送信していないとき、前記位置検出用信号を送信することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項 5】

前記生体内情報信号は、映像信号であり、

前記信号発生手段は、前記映像信号の垂直同期用ブランク信号の区間内において前記位置検出用信号を送信することを特徴とする請求項 4 に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項 6】

前記信号発生手段は、生体内情報信号に多重して前記位置検出用信号を送信することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内位置検出システム。

30

【請求項 7】

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し、

前記位置検出用信号は、前記映像信号に重畳されていることを特徴とする請求項 6 に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項 8】

前記位置検出用信号は、前記被検体内導入装置と前記体外装置との少なくとも一方の装置の制御用のクロック信号を用いて生成されていることを特徴とする請求項 6 に記載の被検体内位置検出システム。

40

【請求項 9】

前記体外装置に備えられている前記第 2 のパッドの少なくとも一つが、位置検出の基準となるパッドであることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項 10】

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位置検出システムであって、

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、

50

前記体外装置は、複数の第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、さらに、位置検出用信号を送信するための信号発生手段と、

複数の前記第2のパッドにおける電位変化から復調した前記位置検出用信号の信号強度の大きさに基づいて前記被検体内導入装置の位置を算出する位置算出手段と、を備え、

前記体外装置に備えられている前記第2のパッドの少なくとも一つが、位置検出の基準となるパッドであり、

基準となる前記パッドは、前記被検体の所定位置に対して相対的な位置合わせを行うための位置合わせ部を有していることを特徴とする被検体内位置検出システム。

【請求項11】

前記信号発生手段は、生体内情報信号と同期して、前記位置検出用信号を送信することを特徴とする請求項10に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項12】

前記位置検出用信号は、前記被検体内導入装置と前記体外装置との少なくとも一方の装置の制御用のクロック信号を用いて生成されていることを特徴とする請求項11に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項13】

前記信号発生手段は、生体内情報信号を送信していないとき、前記位置検出用信号を送信することを特徴とする請求項10に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項14】

前記生体内情報信号は、映像信号であり、

前記信号発生手段は、前記映像信号の垂直同期用ブランク信号の区間内において前記位置検出用信号を送信することを特徴とする請求項13に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項15】

前記信号発生手段は、生体内情報信号に多重して前記位置検出用信号を送信することを特徴とする請求項10に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項16】

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し、

前記位置検出用信号は、前記映像信号に重畳されていることを特徴とする請求項15に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項17】

前記位置検出用信号は、前記被検体内導入装置と前記体外装置との少なくとも一方の装置の制御用のクロック信号を用いて生成されていることを特徴とする請求項15に記載の被検体内位置検出システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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、及び被検体内における装置の位置情報を通信する被検体内位置検出システムに関する。

【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、生体外へ送信している。そして、生体外では、受信した信

10

20

30

40

50

号に基づいて生体内の情報、特に映像情報を得ることができる。

例えば、被検体内へ導入する装置として、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を用いることができる。従来の飲み込み型のカプセル型内視鏡は、撮像機能と無線通信機能とを有している。

カプセル型内視鏡が体腔内を移動する間、カプセル型内視鏡によって体内で撮像された画像データは、順次無線通信により外部に送信される。そして、画像データは、外部に設けられたメモリに蓄積される。無線通信機能とメモリ機能とを備えた受信機を携帯することにより、被検体は、カプセル型内視鏡を飲み込んだ後、排出されるまでの間にわたって、自由に行動できる。カプセル型内視鏡が排出された後、医者または看護師は、メモリに蓄積された画像データに基づいて臓器の画像をディスプレイに表示させて診断を行うことができる。

10

このようなカプセル型内視鏡に関して、例えば被検体内部の特定臓器の内視鏡画像を撮像するために、受信機側にカプセル型内視鏡の被検体内における位置検出を行う機能を持たせたものが提案されている。かかる位置検出機能を備えたカプセル型内視鏡システムの一例としては、カプセル型内視鏡に内蔵された無線通信機能を流用したものが知られている。すなわち、被検体外部に設けられた受信機が複数のアンテナ素子を備えた構成を有している。カプセル型内視鏡から送信された無線信号を複数のアンテナ素子で受信する。そして、それぞれのアンテナ素子における受信強度の違いに基づいて被検体内におけるカプセル型内視鏡の位置を検出する機構を有する（例えば、特開2003-19111号公報参照。）。

20

さらに、生体内の信号源の位置を探索する構成も提案されている（例えば、特開2005-192631号公報参照）。特開2005-192631号公報においては、被検体内導入装置は、磁場発生手段を備えている。そして、定磁場を被検体の外部に出力する。磁場検出手段は、雑音磁場成分を除去した磁場発生手段により出力された定磁場の強度に基づいて被検体内導入装置の位置を導出する。

特開2003-19111号公報に開示されているような構成では、生体外に設置したアンテナ素子により、生体内の信号源から受信した信号の受信強度分布を求めている。この構成では、電界の方向によっては不感帯が生じてしまう。このため、精度良く生体内における信号源に位置を検出することができない。

また、生体外を電波により通信するとき、以下の問題点(1)、(2)、(3)を生じてしまう。このため、患者の負担が大きくなってしまう。

30

(1)法規制により、使用できる周波数は制限される。このため、生体内外の通信に最適な周波数を選択することが困難である。

(2)送受信に生体内と生体外とにアンテナを設置する必要がある。ここで、電波は生体で減衰等の影響を受ける。このため、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。この結果、患者の負担が大きくなってしまう。

(3)上述したように、電波は生体で減衰等の影響を受ける。このため、高い電波出力が必要となる。従って、生体内と生体外の装置の小型化が困難である。この結果、患者の負担が大きくなってしまう。

また、特開2005-192631号公報においては、磁場の強度により被検体内導入装置の位置を算出している。この構成では、被検体内導入装置が備える磁場発生手段、及び磁場を検出するための手段を設ける必要がある。このため、構成が複雑になり、装置が大型化してしまう。

40

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、被検体内外の装置にアンテナや磁石、磁場検出センサ等の設置が必要なく、被検体内外の装置の小型化が可能で患者の負担を軽減し、電界方向などによる不感帯がなく、精度良く位置を検出することができる被検体内位置検出システムを提供することを目的とする。

【発明の開示】

【0003】

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

50

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位置検出システムにおいて、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、複数の第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、さらに、位置検出用信号を送信するための信号発生手段と、複数の第2のパッドにおける電位変化から復調した位置検出用信号の信号強度の大きさに基づいて被検体内導入装置の位置を算出する位置算出手段と、を備えていることを特徴とする被検体内位置検出システムを提供できる。

10

また、他の本発明によれば、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位置検出システムであって、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、複数の第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、さらに、位置検出用信号を送信するための信号発生手段と、複数の第2のパッドにおける電位変化から復調した位置検出用信号の信号強度の大きさに基づいて被検体内導入装置の位置を算出する位置算出手段と、を備え、体外装置に備えられている第2のパッドの少なくとも一つが、位置検出の基準となるパッドであり、基準となる前記パッドは、前記被検体の所定位置に対して相対的な位置合わせを行うための位置合わせ部を有していることを特徴とする被検体内位置検出システムを提供できる。

20

また、本発明の好ましい態様によれば、信号発生手段は、生体内情報信号と同期して、位置検出用信号を送信することが望ましい。

また、本発明の好ましい態様によれば、信号発生手段は、生体内情報信号を送信していないとき、位置検出用信号を送信することが望ましい。

また、本発明の好ましい態様によれば、生体内情報信号は、映像信号であり、信号発生手段は、映像信号の垂直同期用ブランク信号の区間内において位置検出用信号を送信することが望ましい。

30

また、本発明の好ましい態様によれば、信号発生手段は、生体内情報信号に多重して位置検出用信号を送信することが望ましい。

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、映像信号を復調し、位置検出用信号は、映像信号に重畳されていることが望ましい。

また、本発明の好ましい態様によれば、位置検出用信号は、被検体内導入装置と体外装置との少なくとも一方の装置の制御用のクロック信号を用いて生成されていることが望ましい。

また、本発明の好ましい態様によれば、体外装置に備えられている第2のパッドの少なくとも一つが、位置検出の基準となるパッドであることが望ましい。

40

【図面の簡単な説明】

【0004】

図1は、本発明の実施例1に係る被検体内位置検出システムの全体構成を示す図である。

図2は、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は、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は、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は、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は、カプセル内視鏡とパッドとの位置関係を示す図である。

図7A、7B、7Cは、実施例1における信号の流れを示すフローチャートである。

50

図 8 A、8 B、8 C は、実施例 1 における位置検出の流れを示すフローチャートである。

図 9 A、9 B、9 C は、実施例 1 における姿勢検出の流れを示すフローチャートである。

図 10 は、実施例 1 における他のカプセル型内視鏡の外観構成を示す図である。

図 11 は、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 12 A、12 B は、本発明の実施例 3 に係る被検体内位置検出システムの基準となるパッドと生体とを示す図である。

図 13 は、実施例 3 の基準となるパッドの概略構成を示す図である。

図 14 は、実施例 3 の基準となるパッドの断面構成を示す図である。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0005】

以下に、本発明に係る被検体内位置検出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】

【0006】

図 1 は、本発明の実施例 1 に係る被検体内位置検出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。

20

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、CCD 103 が形成されている。

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 とで被検体内位置検出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。

30

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 LED 101 と、LED 101 の駆動状態を制御する LED 駆動回路 102 と、LED 101 によって照射された被検体の領域の撮像を行なう CCD 103 とを備えている。また、カプセル型内視鏡 100 は、CCD 103 の駆動状態を制御する CCD 駆動回路 104 と、CCD 103 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、カプセル型内視鏡 100 の位置を示すための位置検出用信号を生成する位置検出用信号生成ユニット 111 と、第 1 の信号処理ユニット 105 からの生体内情報信号と、位置検出用信号とを同期させるための信号同期ユニット 110 と、生体内情報信号と位置検出用信号と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、位置検出用信号生成ユニット 111、信号同期ユニット 110 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。

40

CCD 103 は、生体 10 内の画像情報などの生体内情報を取得する。CCD 103 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、CCD 103 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 120 a は、例えば透明な材質で形成されている。CCD 103 は、窓 120

50

aを介して生体10の画像を撮像する。

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やクロック信号を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。

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、信号同期ユニット110へ接続されている。また、位置検出用信号生成ユニット111は、CCD駆動回路104が発生するクロック信号に基づいて、カプセル型内視鏡100の位置を検出するための位置検出用信号を生成する。ここで、クロック信号をそのまま用いても良いし、クロック信号を分周するなどしても良い。なお、位置検出用信号は、カプセル型内視鏡100や体外装置200の制御用のクロック信号に基づいて生成しても良い

位置検出用信号生成ユニット111は、信号同期ユニット110に接続されている。信号同期ユニット110は、生体内情報信号と同期して位置検出用信号を変調ユニット106に出力する。

また、生体内情報信号、例えば、映像信号のフレームレートが遅いとき、生体内情報信号が送信されていない時に位置検出用信号を送信しても良い。例えば、生体内情報信号が映像信号のとき、水平方向、垂直方向の信号同期用のブランク区間(Hブランク、Vブランク)が存在する。そして、ブランク区間の間、例えば、垂直同期用のブランク信号の区間内に位置検出用信号を送信すれば良い。

変調ユニット106は、生体内情報信号と位置検出用信号とを変調して第1のパッド109に電圧印加する。

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。

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。

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201a、201b、201cは、それぞれ生体10の体表面に設置されている。そして、第2のパッド201a、201b、201cは、携帯ユニット210内の切り換えユニット202に接続されている。携帯ユニット210は、例えば、生体10の腰ベルト近傍などに装着されている。

携帯ユニット210は、切り換えユニット202と、復調ユニット203と、位置算出ユニット204と、位置出力ユニット205と、第2の信号処理ユニット206と、記録ユニット207と、電源ユニット208とを備えている。

第1のパッド105に対して生体内情報信号と位置検出用信号とを変調した電圧印加することによって、第2のパッド201a、201b、201c表面の電位に変化が生ずる。復調ユニット203は、第2のパッド201a、201b、201cの表面の電位変化から、生体内情報信号と位置検出用信号とを復調する。

体外装置200には、複数、例えば3つの第2のパッド201a、201b、201cを備えている。図6は、生体10の断面を示している。第2のパッド201a、201b、201cは、それぞれ生体10の表面に略均等な間隔の位置に貼り付けられている

図4に戻って説明を続ける。複数の第2のパッド201a、201b、201cは、切

10

20

30

40

50

り換えユニット202に接続されている。切り換えユニット202は、第2のパッド201a、201b、201cの電位変化のいずれかを選択して、復調ユニット203へ出力する。

復調ユニット203は、第2のパッド201a、201b、201cの電位変化から、生体内情報信号を第2の信号処理ユニット206へ出力する。第2の信号処理ユニット206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206は、復調ユニット203により復調された生体内情報信号に基づいて、必要な生体内情報を得るための信号処理を行う。

また、第2の信号処理ユニット206は、表示ユニット209に接続されている。表示ユニット209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209は、第2の信号処理ユニット206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209を携帯ユニット210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209を携帯ユニット210に設ける構成でも良い。

復調ユニット203または第2の信号処理ユニット206には、記録ユニット207が接続されている。記録ユニット207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207は、後述する手順に基づいて位置算出ユニット204により算出された3次元的な位置情報、第2の信号処理ユニット206による生体内情報を記録、保管する。

また、電源ユニット208は、復調ユニット203と、位置算出ユニット204と、位置出力ユニット205と、第2の信号処理ユニット206と、記録ユニット207とに電力を供給する。

また、第2のパッド201a、201b、201c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201a、201b、201cは、一般的には白金(Pt)や金(Au)などで形成されている。

図5は、第2のパッド201aの断面構造を示している。なお、他のパッド201b、201cもパッド201aと同様の構成である。第2のパッド201a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220aで、白金(Pt)や金(Au)などの薄膜220b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220cが形成されている。体表面と接触する絶縁薄膜220c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206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201a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201aと体表面との密着度を高くできる。

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201a、201b、201c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。

次に、カプセル型内視鏡100の位置検出について説明する。復調ユニット203は、複数の第2のパッド201a、201b、201cのそれぞれから復調した位置検出用信号を位置算出ユニット204へ出力する。なお、第2のパッド201a、201b、201cのそれぞれに専用の復調ユニット203を接続すると、切り換えユニット202を設けなくとも良い。

位置算出ユニット204は、3つの第2のパッド201a、201b、201cそれぞれから復調した位置検出用信号の信号強度を比較演算する。これにより、生体10におけるカプセル型内視鏡100の3次元的な位置を算出する。位置算出の手順の詳細については、後述する。

3つの第2のパッド201a、201b、201cのそれぞれから復調した位置検出用信号の信号強度が全て同じとき、カプセル型内視鏡100は、3つの第2のパッド201a、201b、201cから等距離の位置に存在する。

これに対して、3つの第2のパッド201a、201b、201cのそれぞれから復調

10

20

30

40

50

した位置検出用信号の信号強度が異なるとき、位置検出用信号の信号強度比を複数の第2の패드201a、201b、201cのそれぞれとカプセル型内視鏡100との距離比に置き換えるよう演算する。これにより、カプセル型内視鏡100の位置を立体的に算出することができる。そして、位置算出ユニット204は、位置出力ユニット205へカプセル型内視鏡100の生体10内での位置情報を出力する。

図7A、7B、7Cは、生体内情報信号と位置検出用信号とを通信する手順を示すフローチャートである。ステップS701において、CCD駆動回路104がCCD103へ駆動信号を出力する。ステップS702において、CCD103は、生体内情報を取得(撮像)する。そして、CCD103は、取得した生体内情報を第1の信号処理ユニット105へ出力する。

10

ステップS703において、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する。そして、第1の信号処理ユニット105は、生成した生体内情報信号を信号同期ユニット110へ出力する。

ステップS704において、位置検出用信号生成ユニット111は、CCD駆動回路104が発生するクロック信号に基づいて、カプセル型内視鏡100の位置を検出するための位置検出用信号を生成し、信号同期ユニット110へ出力する。

ステップS705において、信号同期ユニット110は、生体内情報信号と位置検出用信号とを同期して、変調ユニット106へ出力する。

ステップS706において、変調ユニット106は、位置検出用信号を変調する。そして、変調ユニット106は、変調した出力信号に応じて第1の패드109に電圧印加する。

20

ステップS707において、変調ユニット106は、生体内情報信号を変調する。変調ユニット106は、変調した生体内情報信号に応じて第1の패드109に電圧印加する。

第1の패드109に印加された生体内情報信号や位置検出用信号を変調した電圧により、第2の패드201a、201b、201cの表面の電位が変化する。

ステップS708において、第2の패드201a、201b、201cの表面の電位が変化する。そして、切り換えユニット202は、第2の패드201a、201b、201cのいずれかを選択して切り換える。

ステップS709において、復調ユニット203は、第2の패드201a、201b、201cの表面の電位変化に基づいて、位置検出信号を復調する。ステップS710において、位置算出ユニット404は、後述する手順に従ってカプセル型内視鏡100の3次元的な位置を算出する。ステップS711において、位置出力ユニット205は、算出された位置情報を表示する。

30

また、ステップS712において、復調ユニット203は、第2の패드201a、201b、201cの表面の電位変化に基づいて、生体内情報信号を復調する。そして、復調ユニット203は、復調された出力信号を第2の信号処理ユニット206に出力する。

ステップS713において、第2の信号処理ユニット206は、生体内情報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。

ステップS714において、第2の信号処理ユニット206は、信号処理で得られた生体内情報を表示ユニット209へ出力する。ステップS715において、表示ユニット209は、生体内情報を表示する。

40

また、ステップS716において、第2の信号処理ユニット206は、信号処理で得られた生体内情報を記録ユニット207へ出力する。ステップS717において、記録ユニット207は、生体内情報を記録、保管する。また、記録ユニット207は、位置検出用信号を記録、保管できるように構成しても良い。

次に、変調周波数の最適化について説明する。復調ユニット203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、変調ユニット106が第1の信号処理ユニット105の出力信号を変調して第1の패드109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。

50

例えば、変調ユニット 106 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 206 の出力信号の状態が良い周波数を言う。

そして、復調ユニット 203 により復調された第 2 の信号処理ユニット 206 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。

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。

このような、最適周波数決定の手順を図 7A、7B、7C のフローチャートに基づいて説明する。ステップ S712 の次に、ステップ S718 において、復調ユニット 203 により復調された第 2 の信号処理ユニット 206 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 S719 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 S706 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 S706 へ戻る。このように、図 7C 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。

これによれば、生体 10 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 100 と体外装置 200 とのより良好な通信を実現できる。

（位置算出の詳細な手順）

次に、カプセル型内視鏡 100 の位置検出の詳細について説明する。図 8A、8B、8C は、位置検出の詳細な手順を示すフローチャートである。ステップ S801 において、カプセル型内視鏡 100 と、3 つの第 2 のパッド 201a、201b、201c との距離をそれぞれ L_a 、 L_b 、 L_c とする（図 6 参照）。

ステップ S802 において、3 つの第 2 のパッド 201a、201b、201c に位置検出用信号により生ずる電位をそれぞれ V_a 、 V_b 、 V_c とする。ステップ S803 において、第 2 のパッド 201a の位置座標を (a_x, a_y, a_z) 、第 2 のパッド 201b の位置座標を (b_x, b_y, b_z) 、第 2 のパッド 201c の位置座標を (c_x, c_y, c_z) とする。また、第 1 のパッド 109 の位置座標を (P_x, P_y, P_z) とする。

ステップ S804 において、次式 (1)、(2)、(3) が成立する。

$$(P_x - a_x)^2 + (P_y - a_y)^2 + (P_z - a_z)^2 = L_a^2 \quad \dots (1)$$

$$(P_x - b_x)^2 + (P_y - b_y)^2 + (P_z - b_z)^2 = L_b^2 \quad \dots (2)$$

$$(P_x - c_x)^2 + (P_y - c_y)^2 + (P_z - c_z)^2 = L_c^2 \quad \dots (3)$$

ステップ S805 において、

$$V_a = 1 / L_a^n$$

$$V_b = 1 / L_b^n$$

$$V_c = 1 / L_c^n$$

が成立する。

ステップ S806 において、位置座標 (a_x, a_y, a_z) 、 (b_x, b_y, b_z) 、 (c_x, c_y, c_z) は、それぞれ第 2 のパッド 201a、201b、201c を貼り付けた位置であり、既知である。

ステップ S807 において、位置検出用信号により生ずる電位 V_a 、 V_b 、 V_c を取得する。そして、式 (1)、(2)、(3) にこれらの電位を代入して、式を解く。これにより、カプセル型内視鏡 100 の位置座標 (P_x, P_y, P_z) を算出できる。

ステップ S808 において、さらに、3 つの第 2 のパッド 201a、201b、201c のうち何れかのパッドの位置座標を原点 $(0, 0, 0)$ とする。また、例えば、生体 10 の左手側を x の正方向とするような座標系を定義する。これにより、何れかの第 2 のパッドを基準としたカプセル型内視鏡 100 の位置座標 (P_x, P_y, P_z) を算出できる。

ステップ S809 において、第 2 のパッド 201a、201b、201c のうち何れかのパッドを、生体 10 のへそ等の生体特徴部に貼り付ける。これにより、生体特徴部を基

10

20

30

40

50

準としてカプセル型内視鏡 100 の 3 次元的 (立体的) な位置を算出できる。

(姿勢検出)

上述の手順により、カプセル内視鏡 100 の生体 10 内における 3 次元的な位置座標を算出できる。また、さらに好ましくは、カプセル内視鏡 100 の姿勢を検出できることが望ましい。これにより、CCD 103 により観察している生体 10 内の部位をより正確に認識できる。

図 9 A、9 B、9 C は、姿勢検出の手順を示すフローチャートである。ステップ S 9 0 1 において、カプセル型内視鏡 100 と、3 つの第 2 のパッド 201 a、201 b、201 c との距離をそれぞれ $L a$ 、 $L b$ 、 $L c$ とする (図 6 参照) 。

また、姿勢検出を行うとき、図 10 に示すように、カプセル内視鏡 100 はパッド 109 に加えて、パッド 130 を備えている。パッド 130 の構成、機能は、パッド 109 と同一である。図 9 A に戻って説明を続ける。ステップ S 9 0 2 において、パッド 109、パッド 130 には、それぞれ送信タイミングや周波数などが異なる位置検出用信号を変調して印加する。

ステップ S 9 0 3 において、3 つの第 2 のパッド 201 a、201 b、201 c に、パッド 109 からの位置検出用信号により生ずる電位をそれぞれ $V a$ 、 $V b$ 、 $V c$ とする。また、3 つの第 2 のパッド 201 a、201 b、201 c に、パッド 130 からの位置検出用信号により生ずる電位をそれぞれ $V a 2$ 、 $V b 2$ 、 $V c 2$ とする。

ステップ S 9 0 4 において、第 2 のパッド 201 a の位置座標を $(a x, a y, a z)$ 、第 2 のパッド 201 b の位置座標を $(b x, b y, b z)$ 、第 2 のパッド 201 c の位置座標を $(c x, c y, c z)$ とする。また、パッド 109 の位置座標を $(P x, P y, P z)$ 、パッド 130 の位置座標を $(P x 2, P y 2, P z 2)$ とする。

ステップ S 9 0 5 から S 9 1 0 までの手順は、位置検出で説明した図 8 B、8 C におけるステップ S 8 0 4 から S 8 0 9 と同様である。このため、重複する説明は省略する。

位置検出と同様の手順により、カプセル型内視鏡 100 のパッド 109 の位置 $(P x, P y, P z)$ を算出する。次に、位置検出と同様の手順により、カプセル型内視鏡 100 のパッド 130 の位置 $(P x 2, P y 2, P z 2)$ を算出する。

ステップ S 9 1 1 において、パッド 109 の位置 $(P x, P y, P z)$ と、パッド 130 の位置 $(P x 2, P y 2, P z 2)$ とをベクトル演算する。これにより、カプセル内視鏡 100 の姿勢を検出できる。

カプセル型内視鏡 100 の姿勢を検出することで、より正確な患部の位置の特定が可能となる。

以上説明したように、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、生体内情報と位置情報と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。

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、アンテナや磁石、磁場検出センサ等の設置が必要ない。このため、装置の小型化が可能で患者の負担を軽減できる。また、電界方向などによる不感帯がなく、精度良くカプセル内視鏡 100 の位置を検出することができる。

また、カプセル型内視鏡 100 から体外装置 200 への生体内情報や位置検出用信号の送信について説明したが、これに限られない。例えば、体外装置 200 からカプセル型内視鏡 100 へ電力信号や CCD 駆動用信号を送信する構成とすることもできる。

【実施例 2】

【0007】

次に、本発明の実施例 2 に係る被検体内位置検出システムについて説明する。なお、実施例 1 と同一部分には同一の符号を付し、重複する説明は省略する。図 11 は、実施例 2 におけるカプセル型内視鏡 300 の概略構成を示している。

本実施例では、信号同期ユニット 110 の代わりに信号多重ユニット 112 を備えてい

10

20

30

40

50

る点が実施例 1 と異なる。信号多重ユニット 1 1 2 は、生体内情報信号に位置検出用信号を重畳して、変調ユニット 1 0 6 に出力する。

そして、体外装置 2 0 0 側において、復調ユニット 2 0 3 は、第 2 のパッド 2 0 1 a、2 0 1 b、2 0 1 c の電位変化から、生体内情報信号を第 2 の信号処理ユニット 2 0 6 へ出力する。また、復調ユニット 2 0 3 は、第 2 のパッド 2 0 1 a、2 0 1 b、2 0 1 c の電位変化から、復調した位置検出用信号を位置算出ユニット 2 0 4 へ出力する。そして、実施例 1 と同様の手順により、カプセル内視鏡 1 0 0 の立体的な位置情報を算出することができる。

ここで、生体内情報信号は、映像信号である。そして、信号多重ユニット 1 1 2 は、映像信号に位置検出用信号を重畳する。このとき、位置検出用信号を、映像信号の周波数よりも高い周波数の信号で変調して重畳することができる。

【実施例 3】

【0008】

次に、本発明の実施例 3 に係る被検体内位置検出システムについて説明する。なお、実施例 1 と同一部分には同一の符号を付し、重複する説明は省略する。図 1 2 A、1 2 B は、実施例 3 に係る被検体内位置検出システムの基準となる第 2 のパッド 2 0 1 a と生体 1 0 とを示す図である。

上述の体外装置に備えられている第 2 のパッドの少なくとも一つが、位置検出の基準となるパッド 2 0 1 a である。基準となる第 2 のパッドは、生体 1 0 の所定位置、例えば生体的な特徴部に貼付される。生体的な特徴部として、へそ、乳首、脊椎等を用いることができる。本実施例では、特徴部として、へそ 4 0 1 を用いる。

図 1 3 は、基準となる第 2 のパッド 2 0 1 a の斜視構成を示す分解図である。なお、他の第 2 のパッド 2 0 1 b、2 0 1 c も第 2 のパッド 2 0 1 a と同様の構成である。パッド 2 0 1 a は、体表面と密着するために、樹脂フィルムやリボン等の基材 2 2 0 a で、白金 (Pt) や金 (Au) 等の薄膜 2 2 0 b を挟み込んだ構造となっている。

例えば、円形形状の薄膜 2 2 0 b と絶縁薄膜 2 2 0 c の中央付近には貫通孔 2 0 1 1 b、2 0 1 1 c が形成されている。基材 2 2 0 a は概略透明な材質であり、少なくとも一方の表面には略直交する基準線 2 0 1 1 a が描かれている。基準線 2 0 1 1 a は基材 2 2 0 a の中央付近で交差している。

そして、薄膜 2 2 0 b の貫通孔 2 0 1 1 b の中心位置と、絶縁薄膜 2 2 0 c の貫通孔 2 0 1 1 c の中心位置と、基材 2 2 0 a の基準線 2 0 1 1 a の交点とが一致するように、貼り合わせる。これにより、位置合わせマーク 2 0 1 1 (図 1 4) が構成されている。

位置合わせマーク 2 0 1 1 は、位置合わせ部に対応する。位置合わせマーク 2 0 1 1 は、生体 1 0 の所定位置であるへそ 4 0 1 に対して相対的な位置合わせを行うために用いられる。

図 1 4 は、基準となる第 2 のパッド 2 0 1 a の断面構成を示している。第 2 のパッド 2 0 1 a のうちの体表面と接触する部分は、例えばシリコン樹脂等の絶縁薄膜 2 2 0 c が形成されている。体表面と接触する絶縁薄膜 2 2 0 c は、生体表面の電位を第 2 の信号処理ユニット 2 0 6 で検出できる程度の厚さを有していることが望ましい。絶縁薄膜 2 2 0 c の厚さは、例えば 1 mm 以下である。

また、生体 1 0 の体表面と第 2 のパッド 2 0 1 a 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 2 0 1 a と体表面との密着度を高くできる。

これにより、各パッド 2 0 1 a、2 0 1 b、2 0 1 c とカプセル型内視鏡 1 0 0 との 3 次元的な相対位置に基づいて、へそ 4 0 1 を基準とした図 1 2 B で示すような座標系でのカプセル型内視鏡 1 0 0 の 3 次元的な絶対位置を算出できる。

カプセル型内視鏡 1 0 0 の移動量や姿勢の変化等の位置変化にとどまらず、カプセル型内視鏡 1 0 0 の絶対位置や観察方向を実際の生体 1 0 の概観情報や生体内情報と関連づけることができる。このため、活用しやすい形でカプセル型内視鏡 1 0 0 の位置を知ることができる。

さらに、観察者 E は、貫通穴 2 0 1 1 b と貫通穴 2 0 1 1 c とを通してへそ 4 0 1 を観

10

20

30

40

50

察しながら、基準線 2011a の交点とへそ 401 の概略中心とを合わせて基準用のパッド 201a を貼ることができる。これにより、基準用のパッド 201a を再現性良く同じ位置に貼ることができる。このため、別々の検査時の生体内情報の比較を容易に行うことができる。

本実施例での位置合わせ部は、貫通穴 2011b、2011c と、十字線である基準線 2011a とを用いている。しかしながら、生体 10 の所定位置に対して基準となるパッドの相対的な位置合わせができる構成であれば、これに限られるものではない。例えば、パッドの表面に位置合わせ用のマークを設置すること、またはパッドの外形に切欠き部や突起部を設けることでも良い。

また、上記各実施例において、生体 10 内を伝播するときの信号の減衰を考慮して、位置情報を算出することが望ましい。これにより、カプセル型内視鏡 100 のさらに正確な位置を算出できる。

また、上述したように、第 2 のパッド 201a、201b、201c のそれぞれに専用の復調ユニット 203 を接続すると、切り換えユニット 202 を設けなくとも良い。このとき、第 2 のパッド 201a、201b、201c の全てについて、カプセル型内視鏡 100 との距離を算出できる。このとき、例えば、位置検出の演算において最小二乗法を用いることができる。これにより、カプセル型内視鏡 100 の位置の導出誤差をさらに低減できるという利点を有する。

さらに、位置検出の演算において、複数回の位置検出を行い、それぞれによって得られた位置を平均化する構成を採用しても良い。

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。さらに、カプセル型内視鏡 100 が振動子を備える構成として、被検体 10 内の超音波画像を取得する構成としても良い。加えて、これら生体内情報の中から複数の情報を取得する構成としても良い。

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。

本発明によれば、被検体内外の装置にアンテナや磁石、磁場検出センサ等の設置が必要なく、被検体内外の装置の小型化が可能で患者の負担を軽減し、電界方向などによる不感帯がなく、精度良く位置を検出することができる被検体内位置検出システムを提供することができる。

【産業上の利用可能性】

【0009】

以上のように、本発明に被検体内位置検出システムは、小型で、患者（生体）の負担を軽減し、その位置情報を得る場合に有用である。

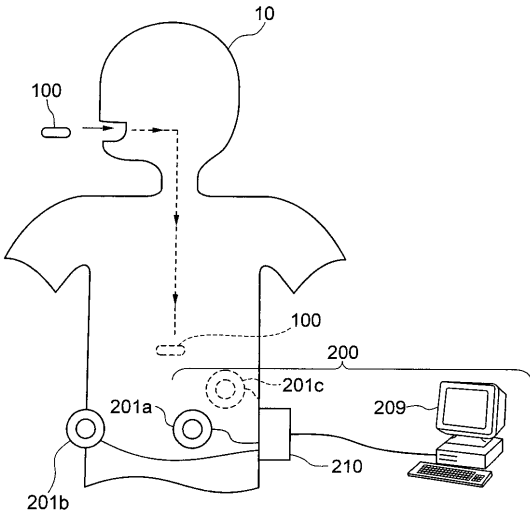
10

20

30

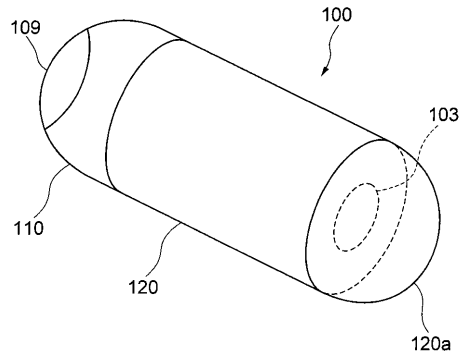
【 図 1 】

FIG. 1



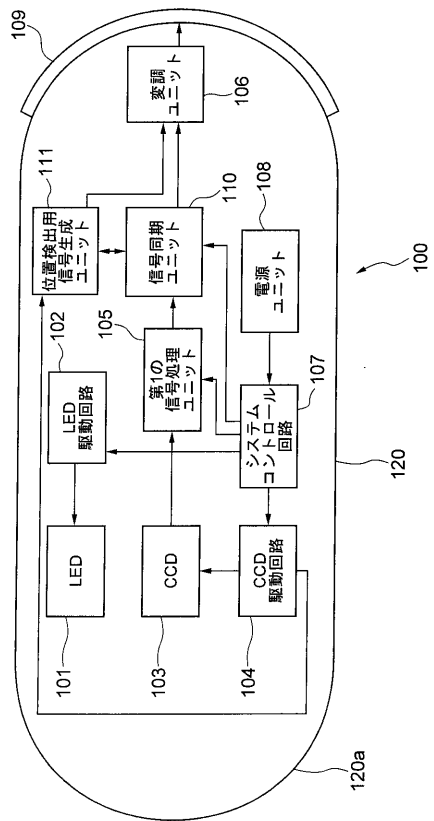
【 図 2 】

FIG. 2



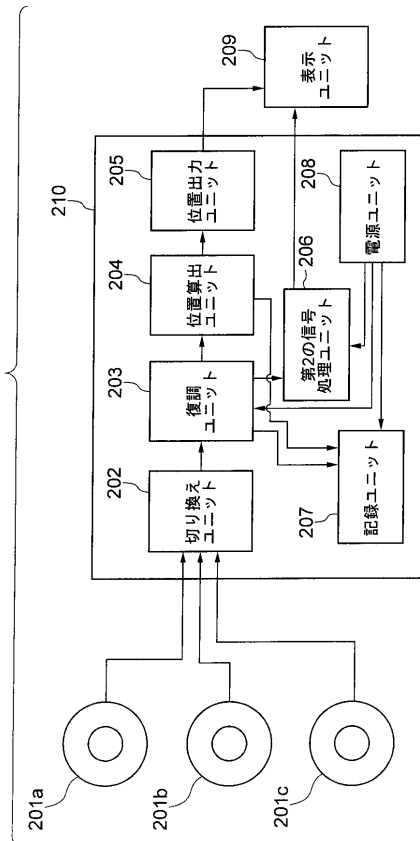
【 図 3 】

FIG. 3



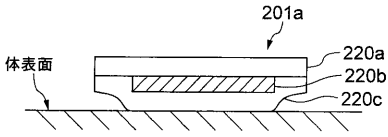
【 図 4 】

FIG. 4



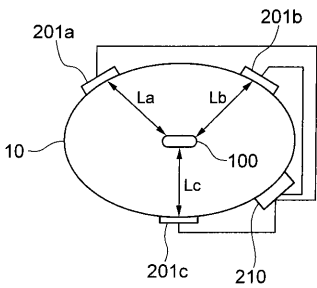
【 図 5 】

FIG. 5



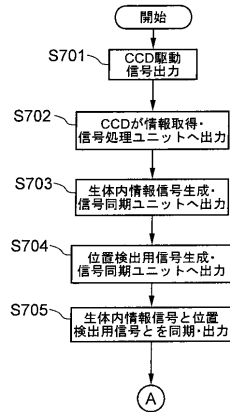
【 図 6 】

FIG. 6



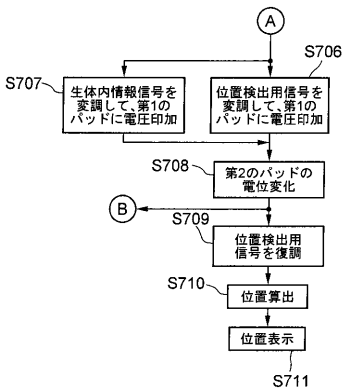
【 図 7 A 】

FIG. 7A



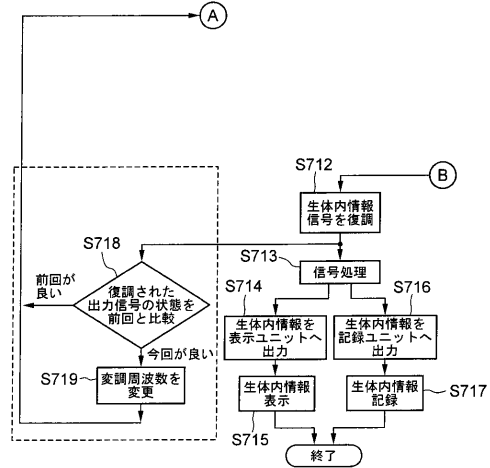
【 図 7 B 】

FIG. 7B



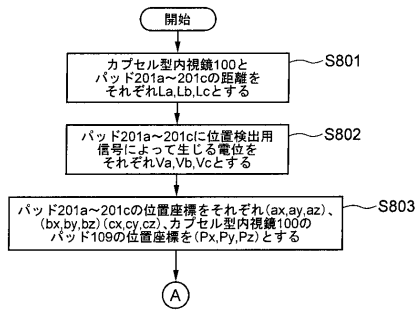
【 図 7 C 】

FIG. 7C



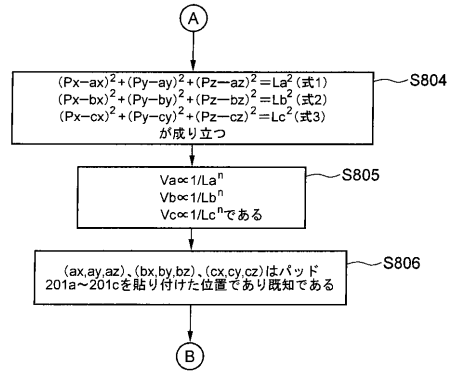
【 図 8 A 】

FIG. 8A



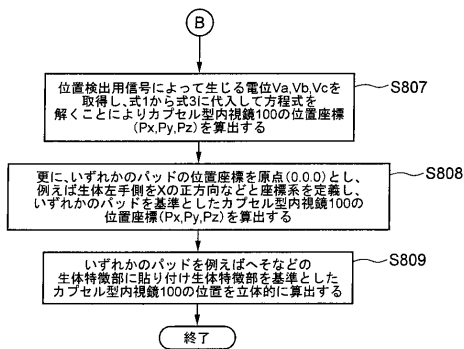
【 図 8 B 】

FIG. 8B



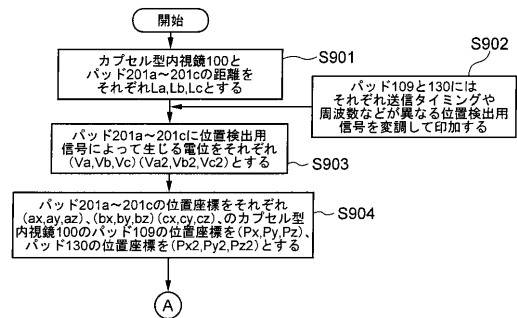
【 図 8 C 】

FIG. 8C



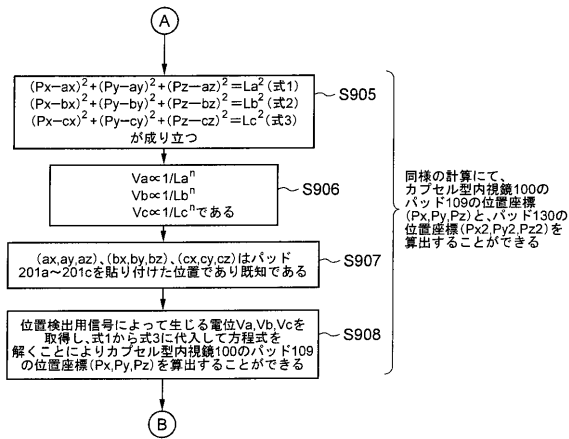
【 図 9 A 】

FIG. 9A



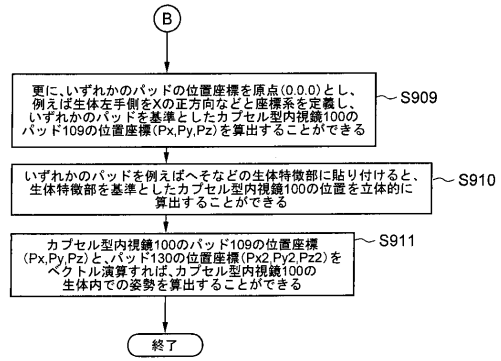
【 図 9 B 】

FIG. 9B



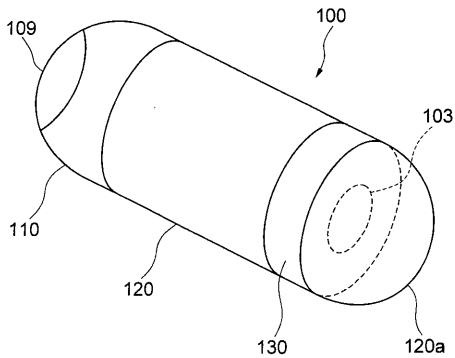
【 図 9 C 】

FIG. 9C



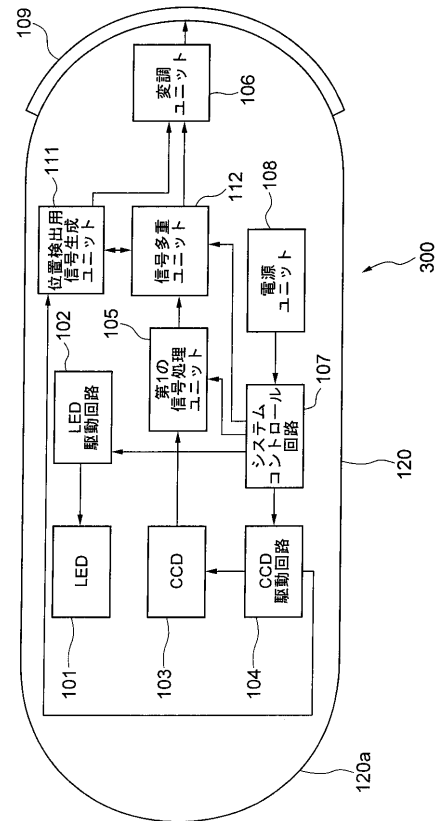
【 図 1 0 】

FIG. 10



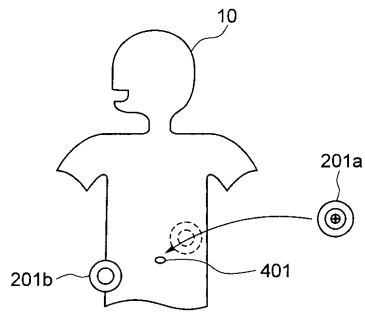
【 図 1 1 】

FIG. 11



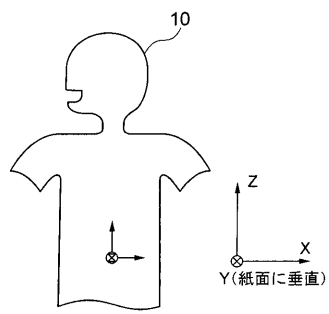
【 図 1 2 A 】

FIG. 12A



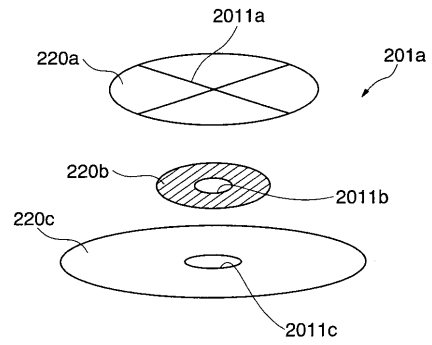
【 図 1 2 B 】

FIG. 12B



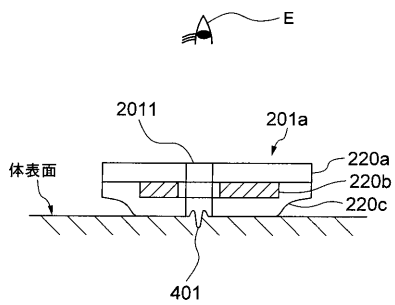
【 図 1 3 】

FIG. 13



【 図 1 4 】

FIG. 14



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2006/324134
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B5/06(2006.01)i, A61B5/07(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B5/06, A61B5/07		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2006 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2005-260751 A (Olympus Corp.), 22 September, 2005 (22.09.05), Par. Nos. [0009] to [0012], [0019] to [0027]; Figs. 2, 3 & WO 2005/065525 A	1-17
Y	JP 2005-87726 A (Biosense Webster, Inc.), 07 April, 2005 (07.04.05), Par. Nos. [0019], [0020]; Fig. 1A & US 2005-27330 A1 & EP 1502540 A1 & CA 2475917 A	1-17
A	JP 2003-19111 A (Given Imaging Ltd.), 21 January, 2003 (21.01.03), Full text; all drawings & US 2002-173718 A1 & EP 1260176 A2	1-17
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 22 December, 2006 (22.12.06)		Date of mailing of the international search report 09 January, 2007 (09.01.07)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 6 / 3 2 4 1 3 4									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B5/06(2006.01)i, A61B5/07(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, A61B5/06, A61B5/07											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2006年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2006年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2006年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2006年	日本国実用新案登録公報	1996-2006年	日本国登録実用新案公報	1994-2006年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2006年										
日本国実用新案登録公報	1996-2006年										
日本国登録実用新案公報	1994-2006年										
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号									
Y	JP 2005-260751 A (オリンパス株式会社) 2005.09.22, 段落【0009】 - 【0012】, 【0019】 - 【0027】, 図2,3 & WO 2005/065525 A	1-17									
Y	JP 2005-87726 A (バイオセンス・ウェブスター・インコーポレイテッド) 2005.04.07, 段落【0019】【0020】, 図1A & US 2005-27330 A1 & EP 1502540 A1 & CA 2475917 A	1-17									
A	JP 2003-19111 A (ギブン・イメージング・リミテッド) 2003.01.21, 全文全図 & US 2002-173718 A1 & EP 1260176 A2	1-17									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 22.12.2006		国際調査報告の発送日 09.01.2007									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 谷垣 圭二	2Q 3010								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	体内位置检测系统		
公开(公告)号	JPWO2007069483A1	公开(公告)日	2009-05-21
申请号	JP2007550130	申请日	2006-11-28
[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 A61B1/04 A61B5/06 A61B5/07		
CPC分类号	A61B5/073 A61B1/00016 A61B1/041 A61B5/06 A61B5/061 A61B5/062 A61B5/7232		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.362.J A61B5/06 A61B5/07		
F-TERM分类号	4C038/CC09 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/SS13 4C061/ UU02 4C061/UU08		
代理人(译)	斋藤圭介		
优先权	2005362802 2005-12-16 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

医疗胶囊装置 (100) 包括第一垫 (109), 在主体 (200) 外部的装置包括多个第二垫 (例如201a), 以及医疗胶囊装置 (100) 和装置中的至少一个体外 (200) 包括调制单元 (106), 该调制单元 (106) 在对信号进行调制时向其中一个设备的垫施加电压, 而另一个设备包括解调单元 (203), 该解调单元 (203) 从电位中解调信号。此外, 该装置还包括: 位置检测信号生成单元 (111), 用于发送用于位置检测的信号; 以及位置计算单元 (204), 该位置计算单元计算医疗胶囊装置 (100) 的位置 根据从多个第二焊盘 (例如201a) 处的电位解调出的用于位置检测的信号的信号强度的大小, 确定信号强度。

