

(19)日本国特許庁 ( J P )

(12) 公開特許公報 ( A ) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 135389

( P2003 - 135389A )

(43)公開日 平成15年5月13日 (2003.5.13)

(51) Int. Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マ-コ-ド* ( 参考 )
A 6 1 B 1/00 5/07	320	A 6 1 B 1/00 5/07	320 B 4 C 0 3 8 4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 30 L ( 全 17数 )

(21)出願番号 特願2001 - 341101(P2001 - 341101)

(22)出願日 平成13年11月6日(2001.11.6)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 穂満 政敏

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン  
パス光学工業株式会社内

(72)発明者 藤田 学

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン  
パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

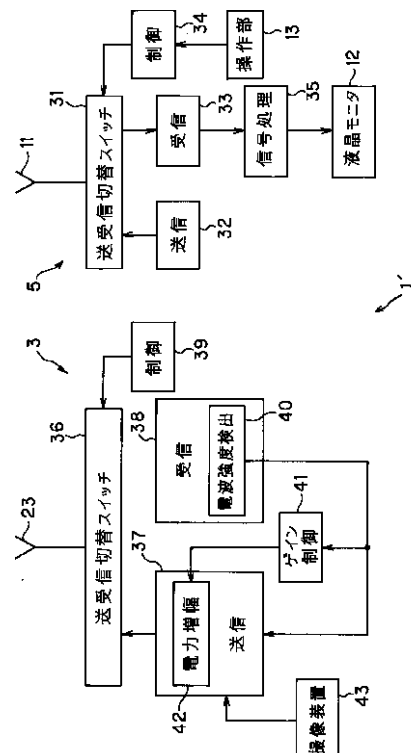
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 カプセル型医療装置

(57)【要約】

【課題】 適切な送信出力等に設定するための検出ができるカプセル型医療装置を提供する。

【解決手段】 体外ユニット5側では送信回路32から一定強度の信号をアンテナ11から電波で送信し、体内に配置されるカプセル型内視鏡3のアンテナ23を介して受信回路38内部の電波強度検出回路40でその電波強度を検出し、ゲイン制御回路41を介して送信回路37の電力増幅回路42による電力増幅量を制御し、カプセル型内視鏡3による撮像装置43による撮像信号等、生体情報を送る際の送信出力を、体外ユニット5側で受信できる適切な送信出力に設定できるようにした。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体内に挿入され、生体情報を得る生体情報検出手段を備えたカプセルと、生体外に配置される体外ユニットとからなるカプセル型医療装置において、体外ユニットに設けた第 1 の送信及び受信手段と、前記第 1 の送信及び受信手段と接続された第 1 のアンテナと、

カプセルに設けた第 2 の送信及び受信手段と、前記第 2 の送信及び受信手段と接続された第 2 のアンテナと、

前記第 1 の送信及び受信手段側から前記第 1 のアンテナを介して送信された信号を前記第 2 のアンテナを介して前記第 2 の送信及び受信手段で受信し、その際の電波強度を検出する電波強度検出手段と、

を設けたことを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 2】 前記電波強度検出手段の検出出力により、前記第 2 の送信及び受信手段による送信出力値を制御する送信出力制御手段を有する請求項 1 記載のカプセル型医療装置。

【請求項 3】 生体内に挿入され、生体情報を得る生体情報検出手段を備えたカプセルと、生体外に配置される体外ユニットとからなるカプセル型医療装置において、体外ユニットに設けた第 1 の送信及び受信手段と、前記第 1 の送信及び受信手段と接続された複数の第 1 のアンテナと、

カプセルに設けた第 2 の送信及び受信手段と、前記第 2 の送信及び受信手段と接続された第 2 のアンテナと、

前記第 1 の送信及び受信手段側から前記複数の第 1 のアンテナを介して送信された信号を前記第 2 のアンテナを介して前記第 2 の送信及び受信手段で受信し、その際の電波強度を検出する電波強度検出手段と、

を有し、前記電波強度検出手段で検出された前記複数の第 1 のアンテナを用いた場合の各電波強度の情報を前記カプセル側から体外ユニット側に送信可能にしたことを特徴とするカプセル型医療装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、飲み込みタイプのカプセルとこのカプセルから送信される生体情報を受信する体外ユニットから構成されるカプセル型医療装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】近年、カプセル形状にしたカプセル本体を体腔内に挿入して、検査などを行うカプセル型装置が提案されている。例えば特開平 7 - 111985 に開示されたものでは、二つに分割した球形のカプセルにより通信手段を介して体外装置側に生体情報を通信する。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来例

ではカプセル側から生体情報を体外装置側に適切に伝送することが考慮されていない。このため、カプセル側では生体情報を送信する場合、体外装置側で確実に受信できるようにするためにはできるだけ大きな送信出力で送信する必要があり、この場合にはカプセルに内蔵された電池の電気エネルギーの消費が大きくなり、使用できる時間が短くなってしまふ。

【0004】一方、電池の寿命を長くするために送信出力を小さくすることも考えられるが、この場合には体外装置側で確実に受信できなくなってしまう虞がある。

【0005】(発明の目的)本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、適切な送信出力等に設定するための検出ができるカプセル型医療装置を提供することを目的とする。また、適切な送信出力値に設定することができるカプセル型医療装置を提供することも目的とする。

## 【0006】

【発明が解決しようとする課題】生体内に挿入され、生体情報を得る生体情報検出手段を備えたカプセルと、生体外に配置される体外ユニットとからなるカプセル型医療装置において、体外ユニットに設けた第 1 の送信及び受信手段と、前記第 1 の送信及び受信手段と接続された第 1 のアンテナと、カプセルに設けた第 2 の送信及び受信手段と、前記第 2 の送信及び受信手段と接続された第 2 のアンテナと、前記第 1 の送信及び受信手段側から前記第 1 のアンテナを介して送信された信号を前記第 2 のアンテナを介して前記第 2 の送信及び受信手段で受信し、その際の電波強度を検出する電波強度検出手段と、を設けたことにより、前記電波強度検出手段により検出された電波強度の情報と生体情報を送信する場合に適切な送信出力に設定する事などが可能となるようにした。

【0007】また、前記電波強度検出手段の検出出力により、前記第 2 の送信及び受信手段による送信出力値を制御する送信出力制御手段を設けることにより、適切な送信出力値に設定することができるようにしている。

## 【0008】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第 1 の実施の形態)図 1 ないし図 8 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は第 1 の実施の形態のカプセル型内視鏡装置及び体外端末装置等の体外装置の構成を示し、図 2 はカプセル型内視鏡の内部構成を示し、図 3 は体外ユニット側のアンテナが 1 つの場合におけるカプセル型内視鏡装置の主要な構成を示し、図 4 は体外ユニット側のアンテナが複数の場合におけるカプセル型内視鏡装置の主要な構成を示し、図 5 及び図 6 は体外ユニット及びカプセル型内視鏡の動作説明図を示し、図 7 は複数のアンテナにより、カプセル型内視鏡の位置検出を行う説明図を示し、図 8 は変形例における体外ユニットの主要部の構成を示す。

【0009】図 1 (A) に示すように本発明の第 1 の実

施の形態のカプセル型内視鏡装置1は患者2が口から飲み込むことにより体腔内を検査するカプセル型内視鏡3と、この患者2の体外に配置され、カプセル型内視鏡3で撮像した画像情報を無線で受信するアンテナユニット4に接続される体外ユニット5とからなる。

【0010】図1(B)に示すようにこの体外ユニット5はクレードル6に装着してパーソナルコンピュータ等の端末装置7に電氣的に接続され、端末装置7は体外ユニット5に蓄積した画像をキーボード8aやマウス8b等の入力・操作デバイスの操作により端末本体9に取り込み、モニタ部8cに取り込んだ画像を表示すること等

【0011】図1(A)に示すようにカプセル型内視鏡3を飲み込んで内視鏡検査を行う場合には、患者2が着るシャツ10には複数のアンテナ11が取り付けられたアンテナユニット4が装着され、カプセル型内視鏡3により撮像され、それに内蔵されたアンテナ23(図2参照)から送信された信号を受け、このアンテナユニット4に接続された体外ユニット5に撮像した画像を保存することができるようにしている。この体外ユニット5は、例えば患者2のベルトに着脱自在のフックにより取り付けられる。また、この体外ユニット5は例えば箱形状であり、その前面には画像表示を行う液晶モニタ12と、指示操作等を行う操作部13とが設けてある。

【0012】図2に示すようにカプセル型内視鏡3は、円筒の両端を略半球形状に丸みを付けて閉塞した形状、つまりカプセル形状の透明な外装部材14で水密的に覆われている。この透明な外装部材14内で、撮像側となる一方の端部側の中央部分には結像する対物レンズ15がレンズ枠16に取り付けられて配置され、その結像位置には撮像素子として例えばCMOSイメージャ17が配置されている。

【0013】また、対物レンズ15の周囲には、照明系としての例えば白色LED18が配置されている。また、例えばCMOSイメージャ17の裏面側には、白色LED18を発光駆動させると共に、CMOSイメージャ17を駆動してCMOSイメージャ17の撮像信号から画像信号を生成する処理を行う処理回路19、画像信号を送信したり、体外ユニット5からの信号を受信する通信処理回路20、これらの回路19、20に電源を供給するボタン型電池21が、外装部材14の内側の透明な円筒部材22の内側に配置されている。また、ボタン型電池21の後端側、つまり他方の半球形状内側には通信処理回路20と接続され、電波を送信したり受信したりするアンテナ23が配置されている。

【0014】本実施の形態のカプセル型内視鏡装置1では、以下に説明するように体外ユニット5は送信手段からアンテナユニット4の各アンテナ11を介して一定強度の信号を順次送り、一方カプセル型内視鏡3はアンテナ23を介して通信処理回路20を構成する受信手段で

受信し、その受信した場合の電波強度の情報を再びデジタル変調してカプセル型内視鏡3側から体外ユニット5側に送信する。

【0015】これにより、体外ユニット5ではカプセル型内視鏡3の信号を受信するのに適したアンテナ11を採用するように設定し、実際にカプセル型内視鏡3から送信される画像信号を確実に受けることができるようにしている。

【0016】また、アンテナユニット4のアンテナ11が1つの場合には、カプセル型内視鏡3側で送信出力を調整するようにする。図1(A)に示すように複数のアンテナ11の場合を説明する前に、まず1つのアンテナ11のみによる場合のカプセル型内視鏡装置の場合から説明する。

【0017】図3は1つのアンテナ11のみの場合におけるカプセル型内視鏡装置1の主要部の構成を示す。体外ユニット5ではアンテナ11は送受信切替スイッチ31を介して送信回路32と受信回路33と接続され、この送受信切替スイッチ31は制御回路34により切替が制御される。この制御回路34には操作部13が接続されている。なお、受信回路33には信号処理回路35を介して図示しない画像データを蓄積するハードディスクや画像表示を行う液晶モニタ12等と接続される。

【0018】そして、操作部13を操作して送信開始の指示入力を行うと、制御回路34は送受信切替スイッチ31を送信回路32側に接続し、送信回路32から所定のレベルの送信を開始させる信号をアンテナ11から送信する。この送信の後、制御回路34は送受信切替スイッチ31を受信回路33側に接続し、受信した画像信号を信号処理回路35に送り、信号処理して画像データを図示しないハードディスクに蓄積したり、液晶モニタ12で送られた画像を表示する。

【0019】カプセル型内視鏡3側では、アンテナ23は送受信切替スイッチ36を介して送信回路37と受信回路38と接続され、この送受信切替スイッチ33は制御回路39により切替が制御される。

【0020】初期状態等、体外ユニット5側から電波で信号が送信される場合には、アンテナ23は受信回路38と接続され、この受信回路38で受信した信号からその信号の電波強度が受信回路38内部の電波強度検出回路40で検出される。

【0021】この検出された電波強度のデジタルデータはゲイン制御回路41に出力され、このデジタルデータによりゲイン制御回路41は送信回路37内部に設けた電力増幅回路42による電力増幅量を調整し、体外ユニット5側で受信できるような適切な送信出力に設定する。

【0022】また、送信回路37には上述したCMOSイメージャ17で撮像され、処理回路19で処理された信号が入力され、送信回路37はCMOSイメージャ1

7で撮像した信号を送信する。なお、図3ではCMOSイメージャ17と処理回路19を撮像装置43として表している。

【0023】このように本実施の形態では、カプセル型内視鏡3から撮像した信号を送信する前処理として、体外ユニット5側から送信を開始させる信号を送り、この信号を受けたカプセル型内視鏡3はその信号を受信してその際の電波強度を検出する電波強度検出回路40を設けている。

【0024】そして、その検出した電波強度を送信回路37の送信電力の設定に利用した後、実際に撮像した画像信号を送信するようにする。

【0025】例えば、検出された電波強度が大きいと、電力増幅回路42の電力増幅のゲインを抑制した状態に設定し、小さい場合には電力増幅のゲインを上げて確実に受信出来る状態に設定する。また、検出された電波強度が非常に弱く、誤受信する可能性が高い場合には送信を停止する。

【0026】従って、カプセル型内視鏡3はむやみに送信電力を上げて無駄に電力を消費するようなことなく、体外ユニット5側で受信できる適切な送信電力値に設定して画像信号を送信することができる。このため、電池21のエネルギーを無駄に消費することを防止でき、動作可能時間を延ばすことが可能となる。

【0027】なお、カプセル型内視鏡3は患者2の体内を移動するので、初期設定の時以外にも、適宜の時間間隔で初期設定の時と同様に体外ユニット5側から電波強度を検出させる信号を送り、その信号によりカプセル型内視鏡3は送信出力を更新する。このようにすることにより、カプセル型内視鏡3が患者2の体内を移動した場合にも、適切な送信出力に設定でき、電池21のエネルギーを無駄に消費すること等を防止でき、送受信状態を適切な状態に維持できる。

【0028】次に図1(A)に示すようにアンテナユニット4として複数のアンテナ11の場合を図4を参照して説明する。体外ユニット5は、図3の構成の他に送受信切替スイッチ31がアンテナ切替スイッチ45を介してアンテナユニット4を構成する複数のアンテナ11a~11d(複数のアンテナ11においてより明確化して説明することができるように、符号a等を付加した)と接続されている。

【0029】アンテナ切替スイッチ45はアンテナ選択回路46により送受信切替スイッチ31と接続されるアンテナ11i(i=a~d)が選択される。また、アンテナ選択回路46は受信回路33の出力で制御される。また、この受信回路33には、受信したデータを一時的に格納するメモリ47が接続されている。

【0030】そして、操作部13から送信開始の指示入力を行うと、送信回路32から送信開始の信号が送受信切替スイッチ31を経て、さらにアンテナ選択回路46

により順次選択されるアンテナ11a、11b、...、11dを経て送信される。その後、送受信切替スイッチ31は受信回路33側に接続され、またカプセル型内視鏡3から送信される信号をアンテナ選択回路46により順次選択されるアンテナ11a、11b、...、11dを経て受信する。

【0031】この場合、カプセル型内視鏡3は、各アンテナ11iにより送信された信号を受信した場合、(図3で説明したように)受信回路38内部の電波強度検出回路40によりその場合における電波強度を検出し、その電波強度データをデジタル変調等して送信回路37に送り、アンテナ23から電波強度情報の信号を体外ユニット5側に送信する。

【0032】そして、体外ユニット5は、順次切り替えられたアンテナ11a、11b、...、11dを経て受信回路33で受信し、受信回路33は、受信した信号から最も電波強度が高いと判断されるアンテナ11iを選択するようにアンテナ選択回路46に制御信号を送り、アンテナ選択回路46はそのアンテナ11iによりカプセル型内視鏡3から送信される信号を受信するように設定する。

【0033】一方、カプセル型内視鏡3は図3の構成において、送信回路37にはゲイン制御回路41を有しない構造であり、このため送信回路37はゲイン制御回路41により電力増幅の制御を行わない構成にしている(後述の実施の形態では電力増幅の制御を行う)。

【0034】カプセル型内視鏡3では制御回路39により最初は送受信切替スイッチ36は受信回路38と接続された状態に設定されており、体外ユニット5からアンテナ11iを順次切り替えて送信される信号を受信し、その受信した信号の電波強度を電波強度検出回路40により検出して、その電波強度のデジタルデータを送信回路37に送り、送信回路37からアンテナ23を介して体外ユニット5側に送信する。

【0035】そして、体外ユニット5側ではこの電波強度のデジタルデータを受信することにより、最も電波強度が大きいと判断されたアンテナ11iを使用してその後の信号を受信するようにする。

【0036】この場合の時間的な動作例を図5に示す。最初に、電波強度データ送信動作を行う。この場合、体外ユニット5はアンテナ11a、11b、...、11dにより、一定強度の信号を順次送信する。カプセル型内視鏡3は、各信号を受信し、その電波強度を検出して全てのアンテナ11a、11b、...、22dに対する電波強度データを得たら、その電波強度データを変調してアンテナ23から体外ユニット5側に送信する。

【0037】体外ユニット5ではその電波強度データを例えばアンテナ11a、11b、...、11dと切り替えて受信して、最大の電波強度データとなるアンテナ11iの情報を得て、最大の電波強度データが得られるアン

テナ11iで受信するように設定する。

【0038】その後は、生体情報送信動作となり、この状態では体外ユニット5側は、最大の電波強度データとなるアンテナ11iで受信する状態に設定されており、カプセル型内視鏡3は撮像した画像情報を生体情報として送信する。

【0039】また、カプセル型内視鏡3は体内で移動するので、最大の電波強度データとなるアンテナ11iを変更する必要がある、図5に示す電波強度データ送信動作と生体情報送信動作を適宜の周期で繰り返す。

【0040】このようにすることにより、カプセル型内視鏡3が体内で移動してもその移動に応じて、その状態において最も強い電波で検出できるアンテナ11iにより生体情報を得ることができる。

【0041】実際には、体内でのカプセル型内視鏡3の移動速度は非常に遅いので、常時生体情報動作1回に電波強度データ送信動作1回行うと同じ電波強度データを送ることになり、消費電力の無駄が発生する可能性がある。

【0042】これを回避するため、図6に示すように電波強度データ送信動作を1回行うと、生体情報送信動作M回またはN回等、複数回行うようにしても良い。また、強度データ送信動作と生体情報送信動作の比率は容易に変更できるようにしても良い。なお、図6における電波強度データ送信動作で示すアンテナは図5のアンテナ11a~11dを略記したものである。また、本実施の形態では複数のアンテナ11a、11b、...、11dで送信した場合の電波強度データを得て、生体情報を得た場合のその位置を特定する位置情報に利用できるようにしている。

【0043】図7は複数のアンテナによりカプセル型内視鏡3の位置情報を得る説明図を示し、図7ではカプセル型内視鏡3を3次元座標X、Y、Zの原点に設定した場合で説明する。アンテナユニット4を構成する複数、ここでは簡単化のため3つのアンテナ11a、11b、11cはそれぞれ既知の位置に配置され、またそれらのアンテナ間の距離も既知である。

【0044】図7の場合では、アンテナ11aと11bとの距離 $D_{ab}$ 、アンテナ11bと11cとの距離 $D_{bc}$ 、アンテナ11aと11cとの距離 $D_{ac}$ である。一方、各アンテナ11j ( $j = a, b, c$ ) から電波で発せられる一定強度の信号をカプセル型内視鏡3のアンテナ23で受信した信号強度はカプセル型内視鏡3 (のアンテナ23) からの距離 $L_i$ の関数となる。より具体的には電波減衰量が伴う距離 $L_i$ に依存する。

【0045】従って、体外ユニット5では受信回路33によりカプセル型内視鏡3から送信された電波強度データを一時メモリ47に格納し、そのデータからカプセル型内視鏡3 (のアンテナ23) までの距離 $L_i$ を算出する。そして、生体情報に付加する等して信号処理回路3

5側に送る。

【0046】そして、液晶モニタ12で生体情報、ここでは画像情報を表示する場合に、その位置情報も表示するようにしても良い。この位置情報を表示する場合、生体の概略の形状を表示し、その画像情報がどの部分で得たものであるかの位置を示すようにしても良い。このようにすると、画像情報を得た場合の体腔内の位置が分かるので、その位置情報を伴った画像情報から位置情報を伴わない場合よりもはるかに診断し易くなる。

10 【0047】また、図4に示す体外ユニット5において、図8に示す変形例のようにさらに補正メモリ49を設けるようにしても良い。この補正メモリ49はカプセル型内視鏡3側で検出した電波強度データを受信した際、複数のアンテナ11a~11dのアンテナゲイン誤差と途中のケーブルの長さ等によるロス成分の誤差を補正するための補正値を格納する。

【0048】受信回路33は、メモリ47に格納した電波強度データを、この補正メモリ49に格納した補正値で補正を行うことにより、電波強度データを補正してより精度が高い電波強度データを得ることができる。そして、アンテナ選択に利用できると共に、特に電波強度データから位置情報を算出する場合により精度が高い位置検出が可能となる。

【0049】本実施の形態によれば、カプセル型内視鏡3側に体外ユニット5側との間で電波による送信を行った場合における電波強度を検出する手段を設けている。

【0050】従って、カプセル型内視鏡3側では検出されたその電波強度の情報により、適切な送信出力で信号送信を行ったり、体外ユニット5側が複数のアンテナ11の場合には最も電波強度が大きい状態で受信できるアンテナを用いて受信することが可能となる。

【0051】本実施の形態は撮像素子としてCMOSイメージャを用いて説明したが、本発明の撮像素子はこれに限定されるものでなく、次に説明する2種類のものを使用した変形例でも当然良い。

【0052】1つ目は、前記CMOSイメージャに画像処理用の回路をワンチップ化したシステムLSIである、いわゆる人工網膜LSIを用いている。このチップは、画像の検出とその画像の特徴を抽出する処理を同時に行っており、人間の網膜と同様の機能を持っている、通常のCCDやCMOSイメージセンサは画像の検出だけで、特徴処理、認証処理が外部の画像プロセッサで行っているが、人工網膜チップはチップ上でそれを行うため、回路を簡素化、小型化できる。また、高速処理可能、単一電源で駆動可能、低消費電力駆動可能などのメリットがある。

【0053】このため、使い捨て型のカプセル内視鏡に適している。この特徴を活かすことで、使い捨て型内視鏡 (軟性鏡又は硬性鏡) や安値内視鏡を実現できるので、これらの内視鏡はもちろん、通常のビデオスコープ

にこのイメージセンサ（人工網膜チップ）を使いことができるのは当然である。

【0054】この他に、以下のような優れた特徴も有している。

- ・画像の輪郭抽出、ホワイトバランス、エッジ強調、彩度調整、ガンマ補正機能内蔵、A/D変換機能内蔵
- ・高感度、高画質
- ・小サイズパッケージ
- ・ノイズ低減回路（相関二重サンプリング回路）内蔵可能

なお、センサのタイプとしては、QCIF(QSIF)サイズ、160×144サイズ、CIF(SIF)サイズ、VGAタイプ、SVGAタイプ、XGAタイプ等各種あるが、本発明のような無線通信タイプのカプセル内視鏡には、飲み易さと無線伝送速度・消費電力の点で「QCIF(QSIF)サイズ」、「160×144サイズ」、「CIF(SIF)サイズ」の小さなものが特に適している。

【0055】2つ目は、前記CCDやCMOSイメージャの両方のメリットを備えた、次世代イメージセンサである閾値変調型イメージセンサ(VMIS)を用いている。このセンサは、受光部が3～5個のトランジスタ及びフォトダイオードで構成されている従来のCMOSセンサとは構造が全く異なり、受光による発生電荷でMOSトランジスタの閾値を変調させて、この閾値の変化を画像信号として出力させる技術を使った構造のイメージセンサである。このイメージセンサの特徴はCCDの高画質と、CMOSセンサの高集積化や低電圧駆動、低消費電力を両立した点である。

【0056】このため、使い捨て型のカプセル内視鏡に適している。この特徴を活かすことで、使い捨て型内視鏡（軟性鏡または硬性鏡）や安値内視鏡を実現できるので、これらの内視鏡はもちろん、通常のビデオスコープにこのイメージセンサ(VMIS)を使うことができるのは当然である。この他に以下のような優れた特徴を有している。イメージセンサ1個につき、トランジスタ1個のシンプルな構造。高感度と高ダイナミックレンジ等、優れた光電特性を有する。CMOSプロセスでの製造が可能のため、高密度化と低価格化を実現可能。

【0057】なお、センサのタイプとしては、QCIF(QSIF)サイズ、CIF(SIF)サイズ、VGAタイプ、SVGAタイプ、XGAタイプ等各種あるが、本発明のような無線通信タイプのカプセル内視鏡には、飲み易さと無線伝送速度・消費電力の点で「QCIF(QSIF)サイズ」、「CIF(SIF)サイズ」の小さなものが特に適している。

【0058】また、CMOSイメージャ、人工網膜LSI、閾値変調型イメージセンサ(VMIS)の撮像素子の照明系として白色LEDを用いる時には、白色LEDの発行スペクトル上の発光強度の強い青色を補正するた

めに、撮像素子又は白色LEDの前面に黄色の補正フィルタを介在させると良い。これにより、撮像素子に入射される光は均一な色分布をなし、生体情報としての画像がより自然な色として再現できるという優れた効果を有する。

【0059】（第2の実施の形態）次に本発明の第2の実施の形態を図9を参照して説明する。図9は第2の実施の形態のカプセル型医療装置1Bの主要部の構成を示す。このカプセル型医療装置1Bは、生体情報を得るpHセンサ等の検出器51を備えたカプセル本体3Bと、このカプセル本体3Bからの生体情報を受信して蓄積する体外ユニット5Bとから構成される。

【0060】カプセル本体3Bは図2のカプセル内視鏡3において、照明及び撮像手段の代わりにpHセンサ等の検出器51を設けている。また、体外ユニット5Bは検出器51の情報を蓄積する機能を持つ。

【0061】図9に示すように体外ユニット5Bは図4の構成において、さらにアンテナID発生回路52を備えている。つまり、本実施の形態では、複数のアンテナ11a～11dにはそれぞれ固有のアンテナIDが割り振られており、アンテナ11iから送信する場合には、ID発生回路52で発生されたアンテナIDが送信回路32でデジタル変調され、また、このアンテナIDはアンテナ選択回路46に送られ、アンテナ選択回路46によりそのアンテナIDに対応するアンテナ11iが選択されるようにアンテナ切替スイッチ45が切替設定されて電波で送信される。また、図9における信号処理回路35は検出器51で検出された信号に対する信号処理を行い、pH値等の生体情報を液晶モニタ12で表示させたり、図示しないハードディスク、フラッシュメモリ等に送り、保存させる。

【0062】カプセル本体3Bは図4の構成において、撮像装置43の代わりに検出器51を備え、この検出器51の検出信号は送信回路37に送られる。

【0063】なお、カプセル本体3Bは、受信回路38により受信した信号から電波強度検出回路40により検出した電波強度データを体外ユニット5B側に送信する場合、受信回路38で受信した各アンテナIDを各電波強度データの先頭部分或いは後端部分に付けて送信する。そして、体外ユニット5B側は各電波強度データの先頭部分或いは後端部分の各アンテナIDにより各電波強度データに対応するアンテナを特定することができるようにしている。その他は第1の実施の形態と同様の構成である。

【0064】本実施の形態では、複数のアンテナ11a～11dにそれぞれ固有のアンテナIDを割り振るようになっているので、アンテナ11a～11dから送信する場合の順序を変更したり、特定のアンテナのみを選択して送受させるようなこともできる。

【0065】例えば、カプセル本体3Bが体腔内を移動

した場合、最大の電波強度で受けるのに適したアンテナが例えば11a、11b、11cと変化した状態において、カプセル本体3Bに対して最大の電波強度で受けるのに適したアンテナを検出するために、全てのアンテナ11a~11dから信号を送信しないで、一部のアンテナ、具体的にはアンテナ11b~11d或いはアンテナ11c~11dのみを用いて送信するようにしても良い。

【0066】この場合、アンテナIDが割り振ってあるので、カプセル本体3B側から送信された電波強度データが実際にどのアンテナで送信したものであるかを明確に検知できる。本実施の形態によれば、複数のアンテナ11a~11dをより効率良く選択使用することもできる。その他は第1の実施の形態とほぼ同様の効果を有する。

【0067】図10は変形例のカプセル型医療装置1Cにおけるカプセル本体3B及び体外ユニット5Cの電気系の主要部の構成を示す。この変形例では図9における体外ユニット5Bにおいて、第1の実施の形態で説明したように電波強度データを受信して位置情報を検出する機能

を有する。【0068】つまり、受信回路34で受信した電波強度データを位置情報変換回路54に送り、位置情報変換回路54は電波強度データから位置情報に変換する。この位置情報変換回路54により、算出した位置情報は信号処理回路35に送られ、液晶モニタ12に生体情報を表示する場合等に利用される。

【0069】また、本変形例では、アンテナ11a~11dのゲイン誤差、及び途中のケーブルによるロス成分等を補正できるようにするための補正メモリ55を備えており、位置情報変換回路54はより精度良く位置情報を算出できるようにしている。

【0070】また、本変形例では図9と同様に複数のアンテナ11a~11dにはそれぞれ固有のアンテナIDが割り振られており、必要に応じて特定のアンテナ11iのみの電波強度データを取得できるようにすることもできる。本変形例によれば、第2の実施の形態の効果の他に位置情報を得ることができ、診断する場合により有効利用できる。

【0071】(第3の実施の形態)次に本発明の第3の実施の形態を図11を参照して説明する。図11は第3の実施の形態のカプセル型医療装置1Dの主要部の構成を示す。図11に示すカプセル型医療装置1Dを構成する体外ユニット5Dは図4の体外ユニット5と同様の構成であり、またカプセル本体3Dは図3のカプセル内視鏡3の場合と基本的に同様の構成である。

【0072】換言すると、図9のカプセル本体3Bにおいて、送信回路37と送受信切替スイッチ36との間に電力増幅を行う電力増幅回路57を設けると共に、この電力増幅回路57の電力増幅のゲイン

制御回路58とを設けた構成にしている。本実施の形態では、電波強度検出回路40の出力によりゲイン制御回路58を介して電力増幅回路57の電力増幅のゲインを制御し、体外ユニット5Dで適切に受信することが可能な送信出力に設定するように制御する。

【0073】従来例のようにカプセル本体3Dから体外ユニット5Dへ単方向に通信する通信方法だと通信品質を優先させると、カプセル本体3D内の電力増幅回路55のゲインは高い値に設定されてしまい、カプセル本体3Dでの消費電力が大きくなってしまふ。逆に、この消費電力が大きくなってしまふことを回避するためにその消費電力を抑制すると、確実に受信できる状態を維持しているか否かが分からなくなってしまい、通信品質を確保しにくくなってしまふ。

【0074】このため、本実施の形態では体外ユニット5Dからの電波の電波強度データにより生体情報を送信する際に体外ユニット5Dの複数のアンテナ11a~11dのうち一番電波強度が大きい状態で受信等ができるアンテナ11iで受信(広義には送受信)することができるようにすると共に、電力ゲインを可変できる電力増幅回路57とゲイン制御回路58とを備えることで、カプセル本体3Dから体外ユニット5Dへ送信の出力パワーを一番電波強度が大きい状態で受信ができるアンテナ11iで受信可能となるレベルまで下げ、カプセル本体3Dでの消費電力を抑えることができる。

【0075】つまり、本実施の形態によれば、所定の通信品質を確保できる状態を維持して、その状態が可能となる最低の送信出力に維持することにより、カプセル本体3D側での電気エネルギーの無駄な消費を抑制でき、内蔵された電池による動作時間を長くできる。

【0076】図12は第1変形例の体外ユニット5Eの構成を示す。この体外ユニット5Eは図11の体外ユニット5Dにおいて、電波強度データを付加する電波強度データ付加回路61を設け、受信回路33で受信したデータを電波強度データ付加回路61を介してメモリ47に格納する。なお、受信回路33で受信したデータをメモリ47に一時格納し、このデータから電波強度データ付加回路61により電波強度データを付加するようにしても良い。

【0077】図13はこの場合におけるカプセル本体3Dと体外ユニット5Eの信号送信の動作説明図を示す。(図5或いは図6で説明したように)図13に示すように、電波強度送信動作期間では体外ユニット5Eはアンテナを切り替えて一定強度の信号を送り、カプセル本体3Dはその信号を受信して電波強度検出回路40により電波強度データを生成する。そして、電波強度データを体外ユニット5Eに送信し、体外ユニット5E側では受信した電波強度データにより、最大の電波強度で受信できるアンテナ11iで受信する状態に設定する。

【0078】そして、生体情報送信動作に移り、カプセル

ル本体3Dは生体情報1、生体情報2、...を送る。体外ユニット5Eは受信回路33を介して受信した生体情報1、生体情報2、...に対して、電波強度データ付加回路61により電波強度データを付加し、図13に示すような信号フォーマットのファイルを生成する。

【0079】つまり、ファイルのスタートマークSOIの次に電波強度データ、生体情報1或いは2、そしてファイルエンドマークEOIを付けたファイルを生成する。このように各生体情報I (I = 1、2、...)にはその直前で得た電波強度データを付加して(生体情報I

の)ファイルを生成する。そして、必要に応じて信号処理回路35ではその電波強度データから位置情報を算出して生体情報Iと共に表示すること等、有効利用することもできる。

【0080】図14は第2変形例を模式的に示す。本変形例では、図14に示すように体外側で使用する体外側のアンテナ手段として単向の指向性を持つ複数のアンテナ71を体内方向にその指向性を持つように配置している。

【0081】この場合に使用する、指向性の高いアンテナ71として、GPSに使われているパッチアンテナを採用できる。カプセル本体3Dは体内に留置されるわけであるから確実に体外ユニット5Dの複数のアンテナの内側に入ることになる。したがって体外ユニット5D側に指向性の高いアンテナ71を使用することで外部の干渉電波に強くできる。

【0082】図15は第3変形例のカプセル型医療装置1Fを使用例で示す。本変形例は例えば第3の実施の形態のカプセル型医療装置1Dを、図15に示すようにアンテナユニット4及び体外ユニット5を電磁シールド繊維で形成された着衣、具体的にはシールドジャケット72で覆うようにしたものである。電磁シールド繊維として金属繊維、金属化学繊維、硫化銅含有繊維等を採用できる。

【0083】シールドジャケット72を装着する場合には、図16に示すようにベルト73に着脱自在の体外ユニット5には、鍵穴74が設けてあり、シールドジャケット72に設けた鍵75を挿脱自在で差し込むことができる。

【0084】図17(A)に示すように、体外ユニット5Dの鍵穴74には、バネ76で付勢された鍵押さえ部材77が鍵穴74の穴方向と直交する側方から鍵穴74中央側に突出しており、この鍵穴74に鍵75を挿入すると、図17(B)に示すように鍵75の途中に設けた凹部75aに鍵押さえ部材77の先端がはまり込み鍵75を装着状態に保持する。

【0085】また、鍵穴74の深部側にはマイクロスイッチ78のスイッチレバー79が鍵穴74に対向するように配置され、鍵穴74に鍵75を挿入すると、その先端でスイッチレバー79が押圧されて(図17(A)

の)OFFの状態から(図17(B)の)ONとなるようにしている。

【0086】このスイッチONにより、体外ユニット5Dの電源スイッチがONとなり、内部の回路等に電源が供給され、動作状態になる。このような構成にして、患者2が電磁シールド繊維で織られた着衣を使用することで外部の干渉電波に強くできるので体外ユニット5Dにこの着衣を患者2が着ているかどうかチェックする機能を持たせ、この着衣している場合のみカプセル型医療装置1Fによる検査ができるようにしている。

【0087】この場合には、電磁シールド繊維で織られた着衣でカプセル本体3D及び体外ユニット5Dを覆うようにしているため、外部の電波による影響を殆ど受けることなく、カプセル本体3D及び体外ユニット5D間で信号の送受信ができる。

【0088】(第4の実施の形態)次に本発明の第4の実施の形態を図18を参照して説明する。図18は本発明の第4の実施の形態のカプセル型医療装置111を示す。このカプセル型医療装置111は、円筒部分とその両端を丸く覆ったカバーで水密構造のカプセル本体112が形成され、その一方の端部側に体腔内の例えばpHを検出するpHセンサ113の検出部を突出(或いは露出)するように設けている。このpHセンサ113の検出部をカプセル本体112の孔部から突出させる場合、水密機能が高い接着剤で固定して内部を水密構造にしている。

【0089】このpHセンサ113の後端側はカプセル本体112内部に設けたpH検出の処理や検出したPHのデータを蓄積したり、外部に送信する通信手段等の機能を備えた回路基板114と接続されている。また、この回路基板114はこの回路基板114を動作させる電源を供給する電池115と接続されている。この電池115は、例えば酸化銀もしくは形状の自由度が高く、高効率の燃料電池を用いている。

【0090】また、本実施の形態では、カプセル本体112内には、pHセンサ113と反対側の端部付近に永久磁石或いは磁性体116を収納している。

【0091】そして、例えばイレウスチューブなどの細長チューブ状で、先端付近に永久磁石を収納した回収具によって、このカプセル型医療装置111が狭窄部等で詰まったような場合には回収できるようにしている。

【0092】本実施の形態では医療用検査手段(検出部)として、pHを検出するpHセンサ113を採用しているが、この他に温度センサ、圧力センサ、光センサ、又は血液センサ(具体的にはヘモグロビン検出用センサ)等を採用しても良い。その他のカプセル型医療装置111と体外ユニット5との送受信方法に関しては第2の実施の形態と同様である。

【0093】このように本実施の形態ではセンサ部分(検出部)により、生体内液の化学量(pH値)、各臓

器の温度、カプセル通過時のカプセル外面にかかる管腔内面からの圧力、生体内の明るさ、各臓器のヘモグロビン量（出血の有無）等の情報を入手し、得られたデータは図示しないカプセル内部のメモリに一旦、蓄積され、その後、通信手段により体外に置かれている受信手段に送信される。そして、受信手段により得られたデータを基準値と比較することで、病気や出血等の異常の有無の判断、カプセル通過位置や通過状態の判断を体外において、医者やコメディカル等の医療従事者が行うことができる。

【0094】特に、カプセル型医療装置により被検者は苦痛なく、生体の消化管内部のpH値やヘモグロビン量を測定することができ、消化器疾患の診断や生理学的解析を行えることの効果が大きい。各種センサは、目的に応じて複数種類用意することで、効率良い検査を行うことができる。送受信を効率的に行っているため、電池寿命を長く保ちつつ、長時間の測定ができるという効果がある。

【0095】また、図18では各種センサを設けたカプセル型医療装置111を説明したが、各種センサの代わりに図19に示すように超音波探触子142を設けたカプセル型医療装置141でも良い。

【0096】このカプセル型医療装置141では、カプセル本体143の例えば前面には超音波探触子142の前面に設けた音響レンズ144がカプセル本体143の外表面に露出するように配置され、音響レンズ144はカプセル本体143に接着剤等により水密的に固定され、カプセル内部は水密構造になっている。

【0097】超音波探触子142の裏面側のカプセル内部には、超音波送受信回路や、その信号から超音波断層像を生成する処理等を行う回路基板114が配置され、回路基板114は電池115からの電源で駆動する。また、後端側には永久磁石116が収納されている。

【0098】このカプセル型医療装置141では、回路基板114により形成される超音波送受信回路により体腔内の超音波断層像が生成され、得られたデータは図18の場合と同様に、体外の受信手段に送信される。これにより、小腸等、体腔内深部の深さ方向の異常の有無の診断が長時間行える。光学的な観察手段（撮像手段）と両方を備えても良く、そのような構成にすれば、体腔内表面と深部との診断を一度に行える。

【0099】図20は第2変形例のカプセル型医療装置121を示す。このカプセル型医療装置121は、円筒とその両端を丸く覆ったカバーでカプセル本体122を形成し、さらにカプセル本体122を長手方向の2箇所それぞれ仕切部材123a、123bで仕切り、薬剤収納部124、永久磁石/磁性体収納部125、体液吸入部126との3つの収納手段を形成している。

【0100】薬剤収納部124には治療のための薬剤127を収納し、また収納した薬剤127を外部に放出す

るための開口手段としての投薬口128が設けてある。

【0101】また、この薬剤収納部124と反対側に設けた体液吸入部126にも、このカプセル本体122外部からの体液を吸入するための体液吸入口129が設けてある。

【0102】また、永久磁石/磁性体収納部125には永久磁石或いは磁性体130が収納されている。投薬口128及び体液吸入口129の開口は、胃液により消化されるゼラチンや腸液で消化される脂肪酸膜等からなる溶解膜128a、129aが設けてある。

【0103】そして、目的部位にカプセル型医療装置121が到達したら、体外ユニット5Bからの制御信号を送信することにより、カプセル型医療装置121で受信して、溶解膜128a等が消化されて治療用の薬剤127の投与や、体液の吸入を行うことができる。又、体外ユニット5Bから放出信号を送り、カプセル型医療装置121で受信して、放出の制御を行うこともできる。このように本変形例によれば、目的部位で治療や検査のための体液の吸入等を行うことができる。

【0104】図21は第3変形例のカプセル型医療装置131を示す。このカプセル型医療装置131は、円筒とその両端を丸く覆ったカバーでカプセル本体132を形成し、その一方の端部側には開口133を設けて、例えば薬剤注入用注射針134を突没自在にしている。このカプセル本体132内部には、この薬剤注入用注射針134を突没する駆動手段と、その制御手段が配置され、外部の体外ユニット5Bから制御信号を送り、カプセル型医療装置131で受信することにより、薬剤注入用注射針134を突没して、薬剤を注入できるようにしている。また、カプセル本体132内部における開口133と反対側の端部付近に永久磁石或いは磁性体135を収納している。

【0105】血液センサや観察手段で出血部位を確認後、体外からの通信によりカプセル内部に収納した止血剤注入針等の処置具を動作を指示し、止血剤であるエタノールや粉末薬品を出血部位に散布して止血することができる。

【0106】本変形例によれば、電池寿命を長く保ちつつ止血等の処置を行うことができる。なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせる構成される実施の形態等は本発明に属する。

【0107】[付記]

1. 生体情報を検出する検出手段と検出された生体情報を変調して電波で送信する第1の送信手段を備えた生体内を通過するカプセルと、少なくとも、このカプセルから送信される電波を復調して生体情報にする第1の受信手段と前記生体情報を蓄えるメモリで構成される体外ユニットを有するカプセル型医療装置において、体外ユニットは複数のアンテナと前述の複数のアンテナを順次切り替えるアンテナ切り替え手段と送信回路か受信回路の

どちらかを選択する第1の送受信切り替え手段と第2の送信回路と生体情報の通信に用いるアンテナを選択するアンテナ選択手段を備え、カプセルはアンテナと送信回路から受信回路のどちらかを選択する第2の送受信切り替え手段と体外ユニットの複数のアンテナから順次放射されるそれぞれのアンテナに対応する電波強度を検出して電波強度データとして出力する電波強度検出手段を有する第2の受信手段を備え、電波強度データを前記の第1の送信手段で変調して電波で送信する電波強度データ送信動作を生体情報送信動作の前処理として行うことを特徴とするカプセル型医療装置。

【0108】2. 付記1において、複数のアンテナから電波として送信される情報に各アンテナのIDコードが含まれていることを特徴とするカプセル型医療装置。

3. 付記1において、電波強度データ送信動作の頻度が生体情報送信動作の頻度より少ないことを特徴とするカプセル型医療装置。

4. 付記1において、体外ユニットにアンテナのゲイン誤差及びケーブルのロス誤差を補正するデータを蓄えるメモリを有することを特徴とするカプセル型医療装置。

【0109】5. 付記1において、電波強度データに基づいて第1の送信回路に内蔵された電力増幅器のゲインを可変するゲインコントロール手段を有することを特徴とするカプセル型医療装置。

6. 付記3において、体外ユニットのメモリに蓄えられる生体情報データには生体情報送信動作より前の電波強度データ送信操作で得られた電波強度データを付加することを特徴とするカプセル型医療装置。

【0110】(付記1～6の背景)例えば特開2001-46357に示されているように、カプセルよりの送信される電波を受信した信号の強弱、強い信号を受信したアンテナの位置及びその周辺におけるアンテナの受信状態、これらの受信履歴等から発信位置を特定し、位置情報としている。

【0111】(課題、目的)従来例では生体情報の通信と位置情報の検出は同時に行われるとするとカプセルのバッテリーに負担をかけないカプセルシステムを提供できる。しかしこの場合はアンテナ切り替えしている際に通信が遮断された点について対応することができない。また従来技術で生体情報の通信と位置情報は別々の時間で送信したとすると例えば電波強度を検出するには平均値で求める必要があり、例10mSとすると6個のアンテナ分では60mS出力することになり、これをカプセルで送信させるには消費電力的な負担が大きい。加えて従来技術はカプセルの送信電力が一定のためカプセルの消費電力が多くなってしまふ。

【0112】この点に着目し、カプセルのバッテリーに負担をかけないで且つ通信品質のよい、位置情報精度の高いカプセル型医療装置を提供することを目的とする。

【0113】(付記1の効果)位置情報を得るために必

要な電波強度データを入力する過程においてカプセル型内視鏡の総使用時間に影響を与えず且つカプセル型内視鏡と体外ユニット間の通信品質の良好なカプセル型医療装置を提供することが可能となる。

【0114】(付記2の効果)体外ユニットから送信するアンテナが特定できるカプセル型医療装置を提供することが可能となる。

【0115】(付記3の効果)カプセルの総使用時間を延ばすことが可能となるカプセル型医療装置を提供することが可能となる。

【0116】(付記4の効果)電波強度データの精度が向上したカプセル型医療装置を提供することが可能となる。

【0117】(付記5の効果)カプセルの総使用時間を延ばすことが可能となるカプセル型医療装置を提供することが可能となる。

【0118】(付記6の効果)カプセルの総使用時間を延ばせ、体外ユニットに蓄えられた生体情報から容易に位置情報を得ることができるカプセル型医療装置を提供することが可能となる。

【0119】7. 生体情報を検出する検出手段と検出された生体情報を変調し電波で送信する第1の送信手段を備えた生体内を通過するカプセルと、このカプセルから送信される電波を復調して生体情報にする第1の受信手段と前記生体情報を蓄えるメモリで構成される体外ユニットを有するカプセル型医療装置において、体外ユニットは単向の指向性である複数のアンテナが体内方向に向くように配置されることを特徴とするカプセル型医療装置。

8. 生体情報を検出する検出手段と検出された生体情報を変調して電波で送信する第1の送信手段を備えた生体内を通過するカプセルと、このカプセルから送信される電波を復調して生体情報にする第1の受信手段と前記生体情報を蓄えるメモリで構成される体外ユニットを有するカプセル型医療装置において、体外ユニットを電磁シールド繊維で作られている着衣を被験者が検査時に着用しているかどうか判断する判断手段を有することを特徴とするカプセル型医療装置。

【0120】(付記7、8の背景)例えば特開2001-46357に示されているように無線通信での外部のノイズ及び干渉電波に関して考慮されない。

【0121】(課題、目的)従来技術は外部のノイズ及び干渉電波に強いカプセル型医療装置を提供することを目的とする。

【0122】(付記7の効果)カプセル型内視鏡3と体外ユニット間の通信品質が良好なカプセル型医療装置を提供することが可能となる。

(付記8の効果)カプセル型内視鏡3と体外ユニット間の通信品質が良好なカプセル型医療装置を提供することが可能となる。

【0123】A1．カプセルと体外ユニットからなるカプセル型医療装置において、体外ユニットはアンテナと送信回路か受信回路のどちらかを選択する第1の送受信切替手段と、第2の送信手段と第1の受信手段とを備え、カプセルはアンテナと送信回路か受信回路のどちらかを選択する第2の送受信切替手段と、体外ユニットのアンテナから放射される電波強度を検出して電波強度データとして出力する電波強度検出手段を有する第2の受信手段と第1の送信手段を備え、前記電波強度データにより、前記第1の送信手段が動作することを特徴とするカプセル型医療装置。

【0124】A2．付記A1において、前記電波強度データに基づいて第1の送信回路に内蔵された電力増幅器のゲインを可変するゲインコントロール手段を有する。

【0125】A3．カプセルと体外ユニットからなるカプセル型医療装置において、体外ユニットは複数のアンテナと、該複数のアンテナを順次切り替えるアンテナ切替手段と、送信回路か受信回路のどちらかを選択する第1の送受信切替スイッチと、第2の送信回路と第1の受信回路とを備え、カプセルはアンテナと送信回路か受信回路のどちらかを選択する第2の送受信切替スイッチと、体外ユニットの複数のアンテナから順次放射されるそれぞれアンテナに対応する電波強度を検出して電波強度データとして出力する電波強度検出手段を有する第2の受信手段を備え、前記電波強度データを前記第1の送信手段で変調して電波で送信することを特徴とするカプセル型医療装置。

【0126】A4．付記A3において、前記電波強度データを位置情報に変換する位置情報変換手段を有する。

A5．付記A3において、複数のアンテナから電波として送信される情報に、各アンテナを特定するIDコードが含まれている。

A6．付記A4において、体外ユニットにアンテナのゲイン誤差及びロス誤差を補正するメモリを有する。

【0127】B1．前記請求項1乃至請求項3及び付記1、付記7、付記8において、生体情報検出手段は、対物レンズと撮像素子からなる撮像手段であることを特徴とする。

B2．付記B1において、前記撮像素子は、CMOSイメージャであることを特徴とする。

B3．付記B1において、前記撮像素子は、CMOSイメージャに画像処理用回路をワイチップ化したシステムLSI（いわゆる人工網膜LSI）であることを特徴とする。

【0128】B4．付記B1において、前記撮像素子は、閾値変調型イメージセンサ（VMIS）であることを特徴とする。

（付記B3，B4の効果）CMOSイメージャよりも優れた特徴を有する人工網膜LSIや閾値変調型イメージセンサ（VMIS）を用いることで、安価に高画質のカ

\*プセル内視鏡を提供できる。

【0129】B5．前記請求項1乃至請求項3及び付記1、付記7、付記8において、生体情報検出手段は、対物レンズと撮像素子からなる撮像手段と白色LEDを用いた照明手段の組み合わせからなることを特徴とする。

B6．付記B1において、前記撮像素子は、CMOSイメージャ、人工網膜LSI、又は閾値変調型イメージセンサ（VMIS）であることを特徴とする。

【0130】B7．付記B5又は付記B6において、前記撮像素子の前面、または照明手段の前面に、使用する白色LEDの発光スペクトル強度の強い色を補正する色補正フィルタを具備させたことを特徴とする。

B8．付記B7において、前記色補正フィルタは、青色を補正する黄色の補正フィルタであることを特徴とする。

（付記B7，B8の効果）白色LEDを用いた照明手段の組み合わせた時には、使用する白色LEDの発光スペクトル強度の強い色を補正する色補正フィルタを具備させたことで、特別な画像処理を行わなくても、生体内の画像を自然な色として再現できるので、安価に高品質のカプセル内視鏡を提供できる。

【0131】B9．前記請求項1乃至請求項3及び付記1、付記7、付記8において、生体情報検出手段は、pHセンサ、温度センサ、圧力センサ、光センサ、または血液センサの内の少なくとも1つであることを特徴とする。

B10．前記請求項1乃至請求項3及び付記1、付記7、付記8において、生体情報検出手段は、超音波探触子であることを特徴とする。

B11．前記請求項1乃至請求項3及び付記1、付記7、付記8において、生体情報検出手段の他に、目的部位での治療、又は検査のための体液吸入を体外ユニットからの指示により動作する動作制御手段を付加したことを特徴とする。

【0132】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、生体内に挿入され、生体情報を得る生体情報検出手段を備えたカプセルと、生体外に配置される体外ユニットとからなるカプセル型医療装置において、体外ユニットに設けた第1の送信及び受信手段と、前記第1の送信及び受信手段と接続された第1のアンテナと、カプセルに設けた第2の送信及び受信手段と、前記第2の送信及び受信手段と接続された第2のアンテナと、前記第1の送信及び受信手段側から前記第1のアンテナを介して送信された信号を前記第2のアンテナを介して前記第2の送信及び受信手段で受信し、その際の電波強度を検出する電波強度検出手段と、を設けているので、前記電波強度検出手段により検出された電波強度の情報から送信する場合に適切な送信出力に設定する事などが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態のカプセル型内視鏡装置及び体外末端装置等の体外装置の構成を示す図。

【図2】カプセル型内視鏡の内部構成を示す断面図。

【図3】体外ユニット側のアンテナが1つの場合におけるカプセル型内視鏡装置の主要部の構成を示すブロック図。

【図4】体外ユニット側のアンテナが複数の場合におけるカプセル型内視鏡装置の主要部の構成を示すブロック図。

【図5】体外ユニット及びカプセル型内視鏡との間で電波強度データと生体情報の送信動作を行う様子を示す動作説明図。

【図6】電波強度データと生体情報の送信回数を変更した場合における動作説明図。

【図7】複数のアンテナにより、カプセル型内視鏡の位置検出を行う説明図。

【図8】変形例における体外ユニットの主要部の構成を示すブロック図。

【図9】本発明の第2の実施の形態のカプセル型医療装置の主要部の構成を示すブロック図。

【図10】変形例のカプセル型医療装置の主要部の構成を示すブロック図。

【図11】本発明の第3の実施の形態のカプセル型医療装置の主要部の構成を示すブロック図。

【図12】第1変形例における体外ユニットの主要部の構成を示すブロック図。

【図13】図12の場合の動作説明図。

【図14】第2変形例を模式的に示す図。

【図15】第3変形例の全体を使用例で示す図。

【図16】シールドジャケットにおける体外ユニット付近を示す図。

【図17】シールドジャケット側の鍵を体外ユニット側に設けた鍵穴に着脱自在で取り付ける構造を示す図。

【図18】本発明の第4の実施の形態のカプセル型医療装置の構成を示す断面図。

【図19】第1変形例のカプセル型医療装置の構成を示す断面図。

\*【図20】第2変形例のカプセル型医療装置の構成を示す断面図。

【図21】第3変形例のカプセル型医療装置の構成を示す図。

【符号の説明】

1...カプセル型内視鏡装置

2...患者

3...カプセル型内視鏡

4...アンテナユニット

5...体外ユニット

7...端末装置

11...アンテナ

12...液晶モニタ

13...操作部

14...外装部材

15...対物レンズ

17...CMOSイメージャ

18...白色LED

19...処理回路

20...通信処理回路

21...電池

23...アンテナ

31...送受信切替スイッチ

32...送信回路

33...受信回路

34...制御回路

35...信号処理回路

36...送受信切替スイッチ

37...送信回路

38...受信回路

39...制御回路

40...電波強度検出回路

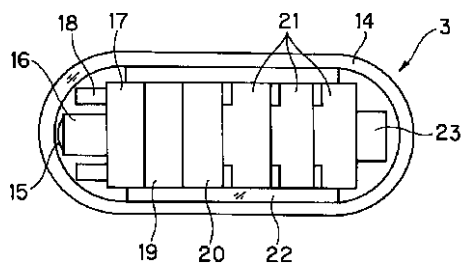
41...ゲイン制御回路

42...電力増幅回路

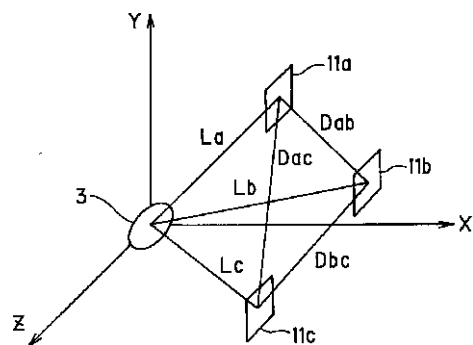
45...アンテナ切替スイッチ

46...アンテナ選択回路

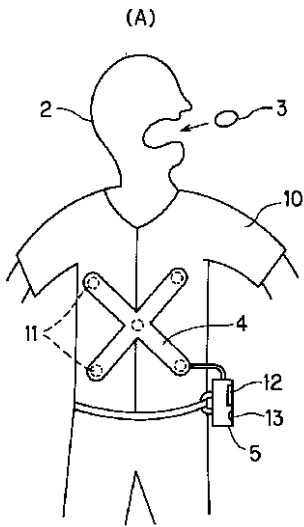
【図2】



【図7】

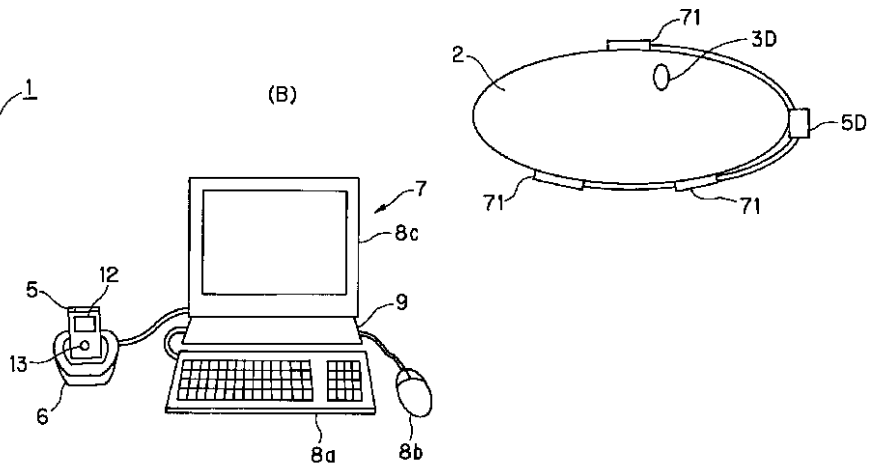


【図1】

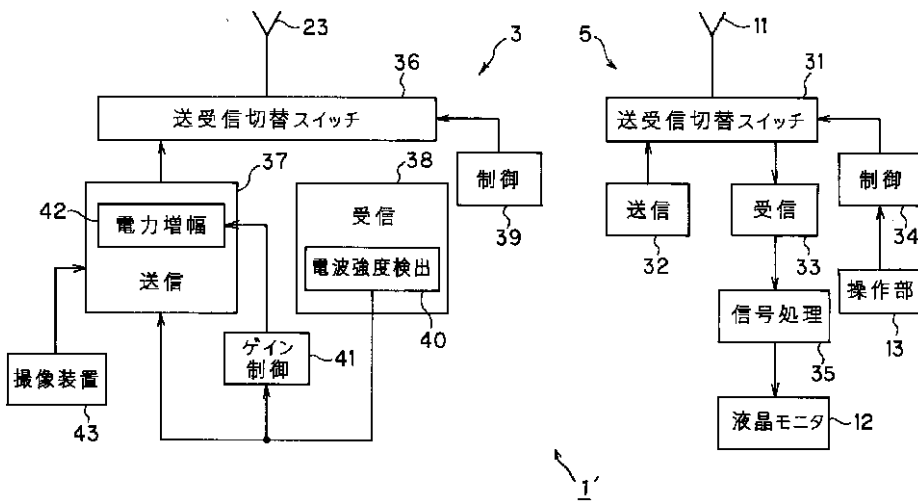


【図14】

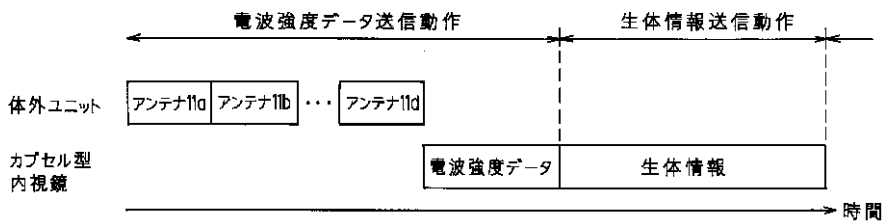
(B)



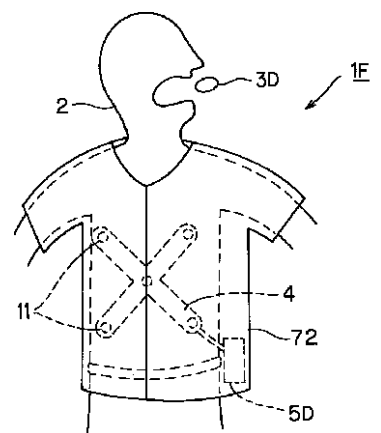
【図3】



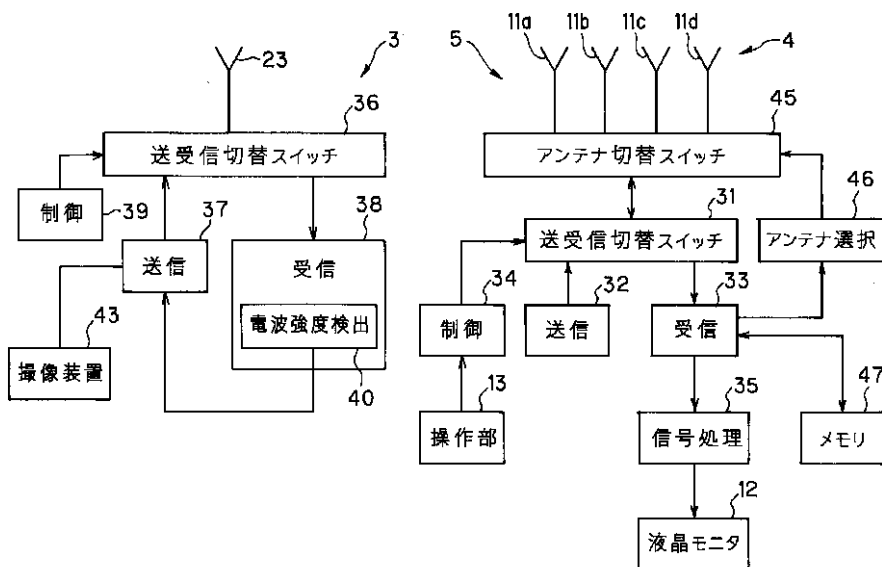
【図5】



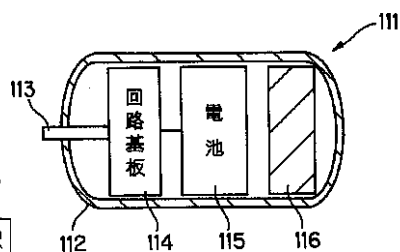
【図15】



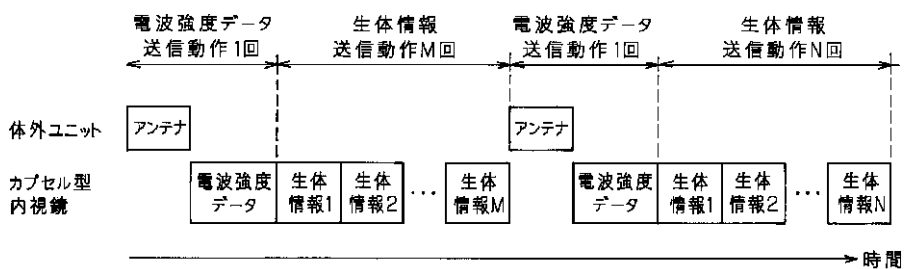
【図4】



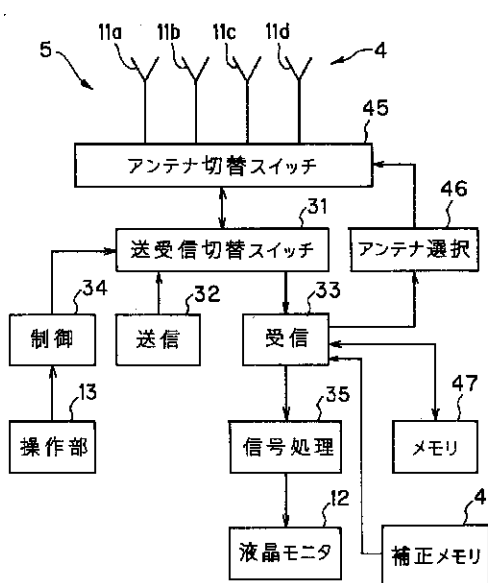
【図18】



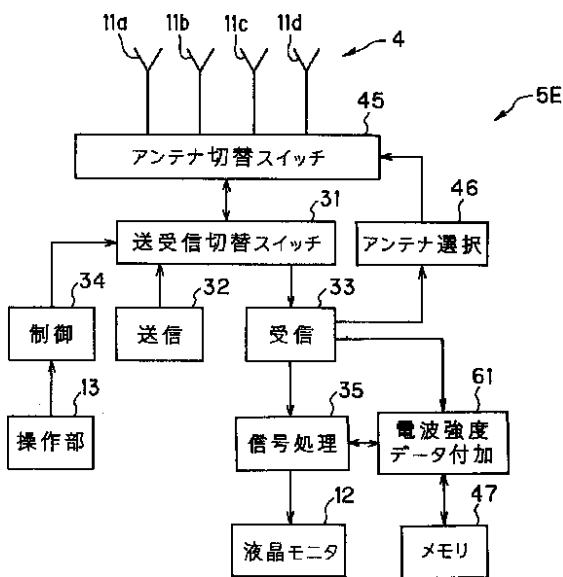
【図6】



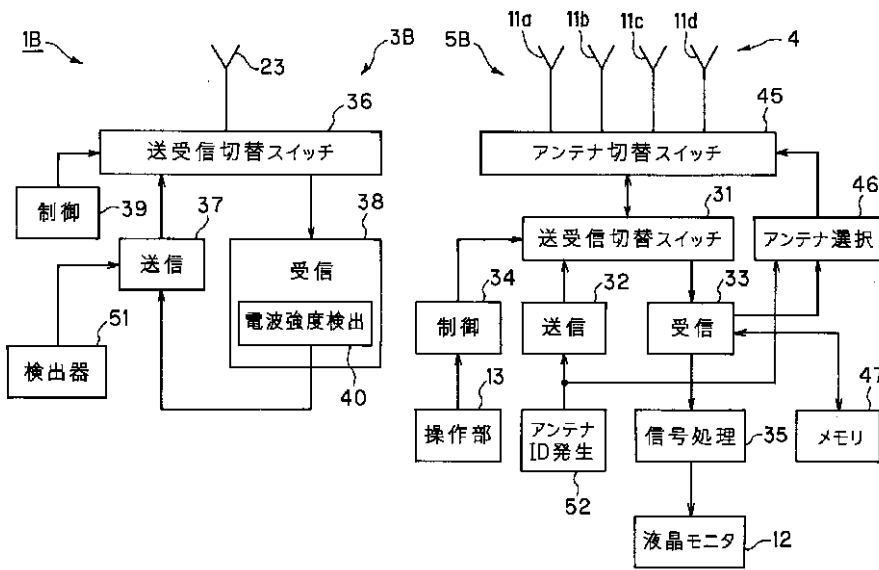
【図8】



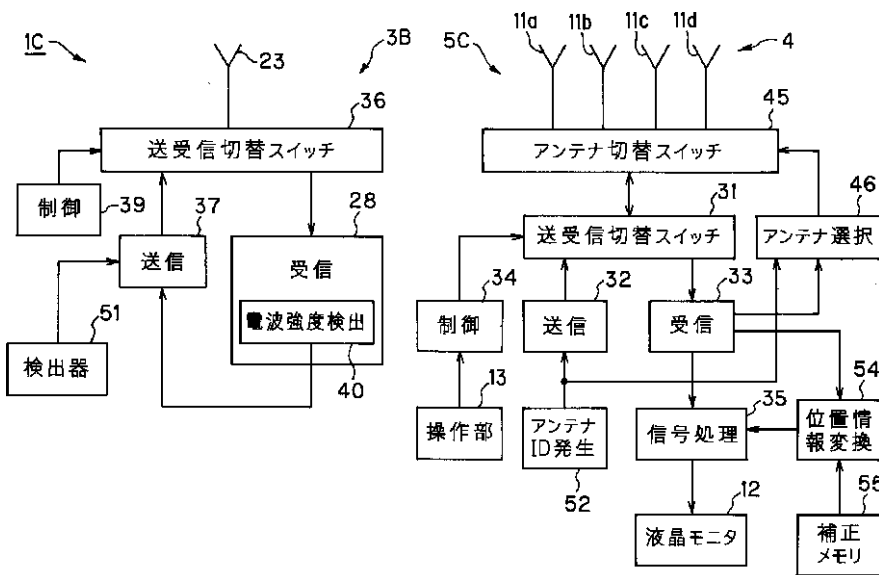
【図12】



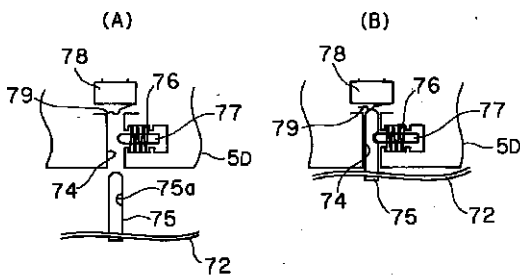
【図9】



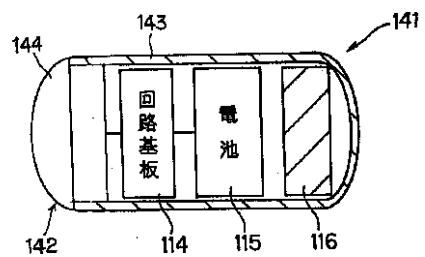
【図10】



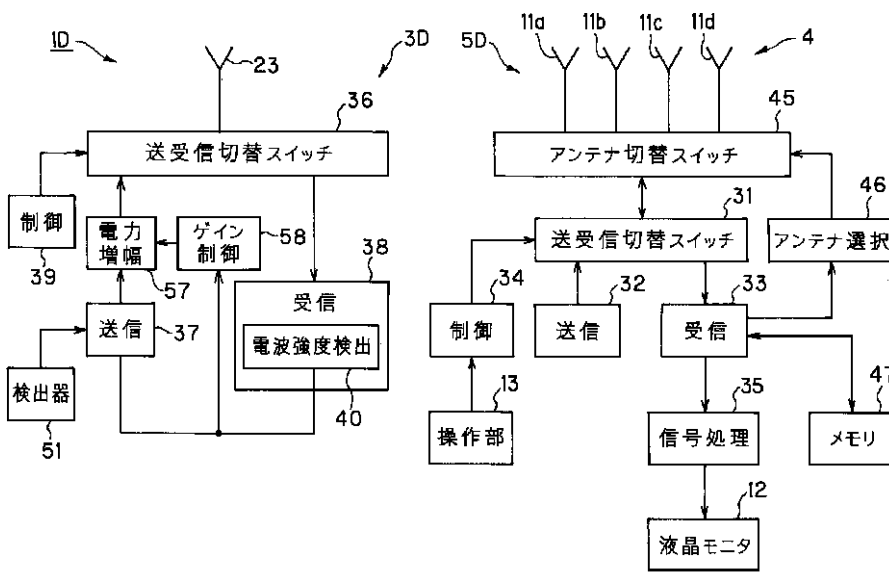
【図17】



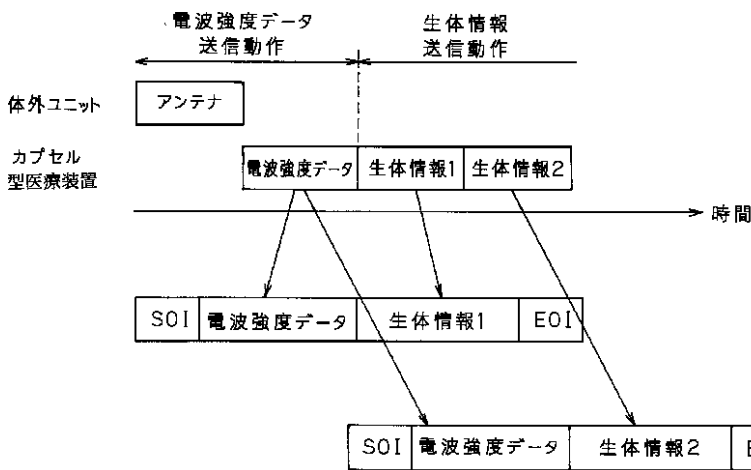
【図19】



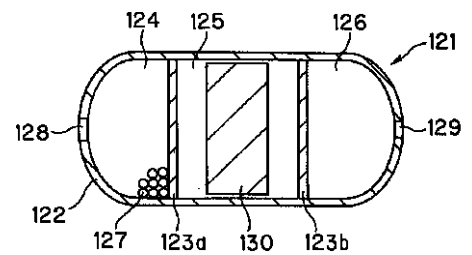
【図11】



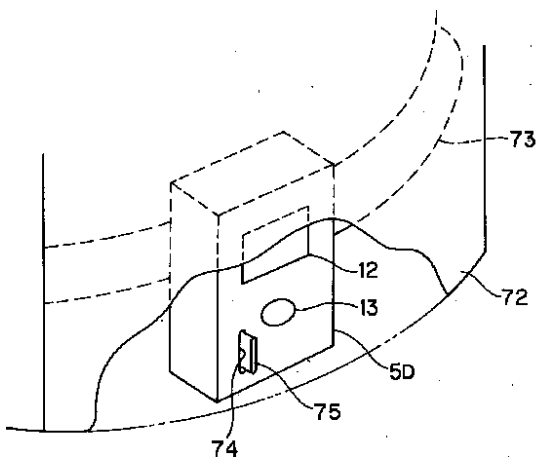
【図13】



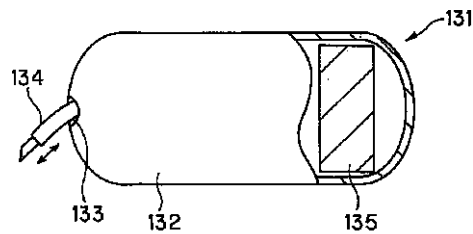
【図20】



【図16】



【図21】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C038 CC01 CC03 CC09  
4C061 AA00 BB01 CC06 DD10 FF45  
HH60 JJ11 JJ19 LL01 NN01  
NN03 QQ02 QQ06 UU06 UU09

专利名称(译)	胶囊医疗器械		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003135389A</a>	公开(公告)日	2003-05-13
申请号	JP2001341101	申请日	2001-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
[标]发明人	穂満政敏 藤田学		
发明人	穂満 政敏 藤田 学		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/05 A61B1/273 A61B5/00 A61B5/07 A61B8/12 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/00029 A61B1/00032 A61B1/00036 A61B1/0676 A61B1/0684 A61B5/0031 A61B5/073 A61B5/14539 A61B5/4839 A61B8/12 A61B8/4472 A61B8/56 A61B2560/0209 A61B2560/0219 H04N7/185		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.682		
F-TERM分类号	4C038/CC01 4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/FF45 4C061/HH60 4C061/JJ11 4C061/JJ19 4C061/LL01 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/QQ02 4C061/QQ06 4C061/UU06 4C061/UU09 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/FF45 4C161/GG28 4C161/HH60 4C161/JJ11 4C161/JJ19 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/QQ02 4C161/QQ06 4C161/UU06 4C161/UU07 4C161/UU09		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP3974769B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够检测设定适当的传输输出等的胶囊型医疗设备。在体外单元5侧，通过布置在体内的胶囊内窥镜3的天线23，通过无线电波和接收电路38内的无线电场强度从发送电路32从天线11发送恒定强度的信号。检测电路40检测无线电波的强度，并通过增益控制电路41控制发送电路37的功率放大电路42的功率放大量，以控制胶囊内窥镜3的功率放大量，因此，当发送信息时的发送输出可以被设置为可以由体外单元5侧接收的适当的发送输出。

