

(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2008-132050

(P2008-132050A)

(43) 公開日 平成20年6月12日(2008.6.12)

(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 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2006-319145 (P2006-319145)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成18年11月27日 (2006.11.27)		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	100058479
			弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡

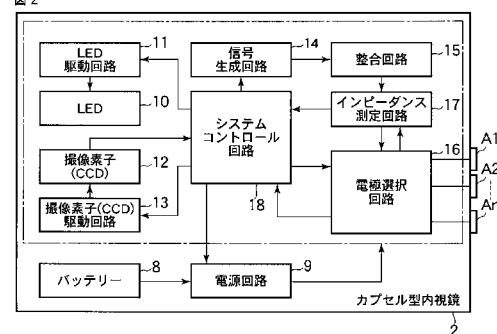
(57) 【要約】

【課題】送信電力損失量を低減し、安定的に通信可能なカプセル型内視鏡を提供すること。

【解決手段】被検体内を移動中に送信用電極間のインピーダンスが変化して、規定の範囲内でなくなった場合に、システムコントロール回路18から電極選択回路16に制御信号が供給され、複数の電極の中から送信電力損失の少ない2つの電極が、送信用電極として選択され、選択された2つの送信用電極により送信信号の送信が行われる。

【選択図】 図2

図 2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に導入されて被検体内情報を取得し、該取得した被検体内情報を前記被検体を介して外部へ送信するカプセル型内視鏡において、

前記カプセル型内視鏡の外周面上に配置される複数の電極と、

前記複数の電極の中から送信電力損失の少ない 2 つの電極を、前記被検体内情報を送信するための送信用電極として選択する電極選択手段と、

前記電極選択手段により選択された 2 つの送信用電極を用いて、前記被検体内情報を前記被検体の外部へ送信する送信手段と、

を具備することを特徴とするカプセル型内視鏡。

10

【請求項 2】

前記電極選択手段は、前記複数の電極の中の 2 つの電極間のインピーダンスに応じて、前記送信用電極を選択することを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 3】

前記電極選択手段は、前記複数の電極の中から選択された 2 つの電極以外の未選択電極の電位を所定の低電位に引き下げる又は所定の高電位に引き上げることを更に行うことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載のカプセル型内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、被検体内に導入され、該被検体内を移動しながら、被検体を信号伝達媒体として被検体内情報を体外受信装置へ送信するカプセル型内視鏡に関するものである。

【背景技術】

【0002】

現在、内視鏡の分野において、飲み込み型のカプセル型内視鏡が実用化されている。こ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ものである。カプセル型内視鏡は、観察（検査）のために被検体の口から飲込まれた後、自然排出されるまでの間、体腔内、例えば胃や小腸等の臓器の内部をその蠕動運動に従って移動しながら順次撮像を行い、被検体内の情報を取得する。

【0003】

30

体腔内を移動する間、カプセル型内視鏡によって体内で取得された被検体内情報（画像データ）は、順次無線通信により外部に送信され、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渡って、自由に行動できる。

【0004】

更に、カプセル型内視鏡における無線通信方式の一つとして、被検体を信号伝達媒体として利用し、画像データを外部に送信する人体通信方式が提案されている。例えば、特許文献 1 においては、カプセル型内視鏡の外周面に 2 つの信号電極を設け、画像データに応じた電位差を 2 極間に発生させ、被検体内に電流を流す。そして、被検体外に配置された体外受信装置の受信電極間に流れる電流量を検出することで、人体を信号伝達媒体として

40

【特許文献 1】特表 2006-513670 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ここで、特許文献 1 におけるカプセル型内視鏡は、送信用電極が外表面に配置される構成となっており、被検体内に投入されたカプセル型内視鏡の送信用電極は、被検体内を移動するのに伴って接触状態の変化が発生する。これにより、カプセル型内視鏡の送信信号の送信に用いる送信用電極間のインピーダンスも被検体内において変化が生じる。そのため、電極間インピーダンスの変化に対して送信用電極と被検体との間にはインピーダンス

50

不整合が生じ、カプセル型内視鏡の送信信号電力の損失を発生させるおそれがある。

【0006】

これに対し、特許文献1においては、送信用電極間のインピーダンスの変化に対する制御方法について特に述べられておらず、送信信号電力の損失が受信信号レベルの低下を招きやすい。このため、受信信号がノイズの影響を受け易くなり、カプセル型内視鏡システムとして通信の安定性を欠きやすい。

【0007】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたもので、送信電力損失量を低減し、安定的に通信可能なカプセル型内視鏡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】

上記の目的を達成するために、本発明の第1の態様のカプセル型内視鏡は、被検体内に導入されて被検体内情報を取得し、該取得した被検体内情報を前記被検体を介して外部へ送信するカプセル型内視鏡において、前記カプセル型内視鏡の外周面上に配置される複数の電極と、前記複数の電極の中から送信電力損失の少ない2つの電極を、前記被検体内情報を送信するための送信用電極として選択する電極選択手段と、前記電極選択手段により選択された2つの送信用電極を用いて、前記被検体内情報を前記被検体の外部へ送信する送信手段とを具備することを特徴とする。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、送信電力損失量を低減し、安定的に通信可能なカプセル型内視鏡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】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。

図1は、本発明の一実施形態に係るカプセル型内視鏡を用いたカプセル型内視鏡システムの全体構成を示す模式図である。図1に示すカプセル型内視鏡システムは、カプセル型内視鏡2と、受信装置3と、表示装置4と、携帯型記録媒体5とを備えている。

【0011】

カプセル型内視鏡2は、被検体1の内部に導入され、被検体1の内部を移動しながら繰り返し撮像を行って被検体内情報（例えば、被検体1の内部の画像データ）を取得し、この取得した被検体内情報を含む所定信号を受信装置3に送信する。

【0012】

受信装置3は、カプセル型内視鏡2からの送信信号を受信し、受信した信号から画像を導出する。図1に示すように受信装置3は、受信用電極6a～6nと、処理装置7とから構成されている。受信用電極6a～6nは被検体1の外表面に配置され、カプセル型内視鏡2からの送信信号を受信するための電極である。処理装置7は、受信用電極6a～6nにおける受信信号から被検体1の内部の画像を導出する。

【0013】

表示装置4は、カプセル型内視鏡2によって得られた被検体1の内部の画像等を表示する。この表示装置4は、携帯型記録媒体5によって得られるデータに基づいて画像表示を行うワークステーション等として構成される。より具体的には、表示装置4は、携帯型記録媒体5に記録されたデータから映像信号を再生してCRTディスプレイ、液晶ディスプレイ等に表示する機能を有する。

【0014】

携帯型記録媒体5は、処理装置7及び表示装置4に対して着脱可能であって、両者に対する装着時に情報の出力及び記録が可能な構造を有する。具体的には、携帯型記録媒体5は、カプセル型内視鏡2が被検体1の体腔内を移動している間は処理装置7に装着されてカプセル型内視鏡2の被検体内情報を記録する。そして、カプセル型内視鏡2が被検体1から排出された後に、処理装置7から取り出されて表示装置4に装着され、携帯型記録媒

10

20

30

40

50

体 5 に記録されている被検体内情報が表示装置 4 によって読み出される。携帯型記録媒体 5 によって処理装置 7 と表示装置 4 との間でのデータの受け渡しを行うことで、処理装置 7 と表示装置 4 との間が有線接続された場合とは異なり、カプセル型内視鏡 2 が被検体 1 の内部を移動中であっても、被検体 1 が自由に行動することが可能である。

【0015】

図 2 は、カプセル型内視鏡 2 の内部の詳細な構成を示すブロック図である。即ち、カプセル型内視鏡 2 は、バッテリー 8 と、電源回路 9 と、LED 10 と、LED 駆動回路 11 と、撮像素子 (CCD) 12 と、撮像素子駆動回路 13 と、信号生成回路 14 と、整合回路 15 と、電極選択回路 16 と、インピーダンス測定回路 17 と、システムコントロール回路 18 と、送信用電極 A1 ~ An とから構成されている。

10

【0016】

バッテリー 8 は、カプセル型内視鏡 2 の内部で電力を使用するための電源である。電源回路 9 は、バッテリー 8 からカプセル型内視鏡 2 の内部の各構成要素に供給するための電力を生成し、この電力をカプセル型内視鏡 2 の各構成要素に供給する。カプセル型内視鏡 2 の各構成要素は電源回路 9 から供給される電力を駆動エネルギーとして動作する。

【0017】

LED 10 は、被検体 1 の内部の撮像を行う際に被検体 1 の内部の撮像領域を照明するための光源である。LED 駆動回路 11 は、LED 10 を駆動するための駆動回路である。撮像素子 12 は、LED 10 によって照明された撮像領域からの反射光像を撮像して画像信号を取得する CCD 方式の撮像素子である。撮像素子駆動回路 13 は、撮像素子 12 を駆動する駆動回路である。撮像素子 12 において取得された画像信号は、システムコントロール回路 18 においてデジタル化され、これによって被検体 1 の体内の画像データが生成される。

20

【0018】

ここで、光源及び撮像素子として、LED 及び CCD 方式の撮像素子を用いることは必須ではない。例えば撮像素子として CMOS 方式の撮像素子を用いるようにしても良い。

【0019】

また、カプセル型内視鏡 2 は、システムコントロール回路 18 において得られた画像データを所定の送信信号に変換し、受信装置 3 に向け被検体 1 を介して、安定的に信号を送信する送信手段としての機能を有する。

30

【0020】

送信手段を構成する信号生成回路 14 は、システムコントロール回路 18 において取得された被検体 1 の画像データに対して変調等の処理を行い、受信装置 3 へ画像データを送信するための送信信号を生成する。

【0021】

整合回路 15 は、送信用電極 A1 ~ An と被検体 1 との間でのインピーダンス整合を行うために、信号生成回路 14 により生成された送信信号の特性インピーダンスを変更する。具体的には、整合回路 15 は、コンデンサ成分、インダクタ成分、抵抗成分のインピーダンスを可変する構成を備え、その回路内部において送信信号の特性インピーダンスを可変する。このためには、例えば、整合回路 15 として、送信用電極 A1 ~ An との間に直列または並列にインピーダンス可変素子を挿入する構成を採用すれば良い。このような整合回路 15 により、送信信号の特性インピーダンス、送信信号の電力、送信信号の位相、送信信号の周波数等の特性を変更することができる。

40

【0022】

更に、整合回路 15 は、被検体内に流れる電流の最大値を規定する電流保護抵抗素子を備える。

【0023】

電極選択回路 16 は、整合回路 15 により整合された送信信号を送信用電極 A1 ~ An のうちで選択した 2 つの電極に供給する。具体的には、システムコントロール回路 18 からの電圧制御信号により、2 つの送信用電極を選択して、選択した送信用電極に送信信号

50

を供給する。この電極選択回路 16 の動作については後で詳しく説明する。

【0024】

送信用電極 A1～An は、整合回路 15 から出力される送信信号を被検体 1 の内部に送信するための電極である。送信用電極 A1～An は導電性を有し、且つ耐食性に優れ人体に無害な金属で構成され、カプセル型内視鏡 2 の外周面に配置される。なお、n は必要に応じて設定される電極の個数を示しており、2 以上の整数である。

【0025】

インピーダンス測定回路 17 は、任意の 2 つの送信用電極間のインピーダンスを測定し、測定したインピーダンスをシステムコントロール回路 18 に出力する。

【0026】

システムコントロール回路 18 は、LED 駆動回路 11、撮像素子駆動回路 13、信号生成回路 14、整合回路 15、電極選択回路 16、及び電源回路 9 の動作を制御すると共に、撮像素子 12 で得られる画像信号から被検体 1 の画像データを生成する。

【0027】

図 3 は、カプセル型内視鏡 2 の送信用電極と被検体 1 との間の送信信号電力損失を低減するための送信信号用電極の選択方法に関するフィードバック制御について示すフローチャートである。

【0028】

送信信号を送信するに先立って、システムコントロール回路 18 は、送信信号を送信するための送信用電極を決定する（ステップ S101）。即ち、システムコントロール回路 18 は、電極選択回路 16 に対して電圧制御信号を送信し、これを受けて電極選択回路 16 が送信用電極 A1～An の中から、2 つの電極を選択する。初回は任意の 2 つの送信用電極を選択することができる。

【0029】

送信用電極が決定された後、システムコントロール回路 18 は、選択した 2 つの送信用電極に対して送信信号を送信するための処理を行う（ステップ S102）。即ち、撮像素子 12 で得られた画像データを信号生成回路 14 に送って信号生成回路 14 において変調等の処理を行って送信用電極を生成し、整合回路 15 でインピーダンス整合を行った後、ステップ S101 で選択された 2 つの送信用電極に、信号生成回路 14 において生成された送信信号を供給する。

【0030】

次に、インピーダンス測定回路 17 は、送信信号の送信に用いられた 2 つの送信用電極間のインピーダンスを測定する（ステップ S103）。即ち、インピーダンス測定回路 17 は、ステップ S102 において、2 つの送信用電極に送信信号が供給されている時に、送信信号を利用して、2 つの電極間のインピーダンスを測定し、測定したインピーダンスをシステムコントロール回路 18 に出力する。

【0031】

インピーダンス測定回路 17 からのインピーダンスを受けて、システムコントロール回路 18 は、受信したインピーダンスが送信信号の送信が効率良く行える規定の範囲内であるか否かを判定する（ステップ S104）。例えば、外周面に複数の電極が配置されたカプセル型内視鏡 2 は、選択されている 2 つの電極が共に人体に接触していない場合に電極間のインピーダンスがハイインピーダンスとなって送信電力損失が大きくなる。また、2 つの電極が共に人体に接触している場合の電極間のインピーダンスは接触していない場合よりもローインピーダンスとなって送信電力損失が小さくなる。ただし、インピーダンスが低すぎると通信の効率が悪くなる。したがって、インピーダンスを電極選択の判断基準として利用することにより、カプセル型内視鏡が被検体内を移動して送信用電極の接触状態が変化しても、送信信号損失が少なく且つ効率良く通信が行える 2 つの電極の組み合わせを判別することが可能である。

【0032】

ステップ S104 の判定において、電極間のインピーダンスが規定の範囲内でなければ

10

20

30

40

50

、ステップ S 1 0 1 に戻り、システムコントロール回路 1 8 は、別の組み合わせを選択するように電圧制御信号を出力する。その後、ステップ S 1 0 2 以後の処理が再開される。一方、ステップ S 1 0 4 の判定において、電極間のインピーダンスが規定の範囲内であれば、システムコントロール回路 1 8 及び電極選択回路 1 6 は、未選択電極の設定を実施する（ステップ S 1 0 5）。この未選択電極の設定としては、例えば電極選択回路 1 6 にて選択された 2 つの送信用電極以外の未選択電極の電位をプルダウン（所定の低電位に引き下げる）又はプルアップ（所定の高電位に引き上げる）することが好ましい。このような設定は、システムコントロール回路 1 8 から電極選択回路 1 6 に制御信号を出力することにより行えば良い。未選択電極の電位を固定電位とすることにより、未選択電極が、現在選択されている 2 つの送信用電極から送信される送信信号に影響を与える可能性を低減することができる。

10

【0033】

図 4（a）～図 4（d）は、カプセル型内視鏡 2 の外周面上に配置される送信用電極 A 1 ～A n の例を示す図である。

【0034】

図 4（a）のカプセル型内視鏡 2 2 a は、リング状の送信用電極 A 1 ～A n を、カプセル型内視鏡の長軸方向に対して垂直に且つ電極間隔が等間隔となるように配置している。また、図 4（b）のカプセル型内視鏡 2 2 b は、矩形状の送信用電極 A 1 ～A n を、カプセル型内視鏡の長軸方向に対して水平に且つ電極間隔が等間隔となるように配置している。また、図 4（c）のカプセル型内視鏡 2 2 c は、正形状の送信用電極 A 1 ～A n をカプセル型内視鏡の外周面上に格子状に配置している。更に、図 4（d）のカプセル型内視鏡 2 2 d は、送信用電極 A 1 ～A n が、カプセル型内視鏡の長軸方向に対して垂直方向に配置されるリング状の送信用電極と、カプセル型内視鏡の長軸方向に対して水平方向に配置される矩形状の送信用電極と、カプセル型内視鏡のドーム形状部に配置される送信用電極とから構成されている。

20

【0035】

図 4（a）～図 4（d）で示した構成により、カプセル型内視鏡 2 の送信用電極 A 1 ～A n が、被検体に対して接触する可能性が向上する。これにより、送信用電極の電極間のインピーダンス変動を電極選択回路 1 6 の機能と併せて抑えることが可能である。

【0036】

なお、送信用電極の形状やサイズは、図 4（a）～図 4（d）で示したものに限らず、カプセル型内視鏡 2 の外周面に任意の形状及び任意のサイズで配置することができる。

30

【0037】

図 5 は、インピーダンス測定回路 1 7 の具体的な構成の一例を示す図である。上述したように、カプセル型内視鏡 2 から被検体外の受信装置 3 に向けて送信される送信信号は、インピーダンス測定回路 1 7 を通過し、電極選択回路 1 6 において選択された 2 つの送信用電極に供給される。ここで、システムコントロール回路 1 8 からの電圧制御信号を受けた場合に、電極選択回路 1 6 は、電圧制御信号の値に応じた 2 つの送信用電極の間にインピーダンス測定回路 1 7 からの送信信号に応じた電圧が発生するように送信用電極 A 1 ～A n の接続切り替えを行う。具体的には、図 5 に示すように、2 つの送信用電極のうちの一方をインピーダンス測定回路 1 7 に接続し、他方をグラウンドに接続する。

40

【0038】

また、図 5 に示すように、インピーダンス測定回路 1 7 は、ブランチラインカプラ回路 1 9 と、ドライバ回路 2 0 と、A/D 回路 2 1 とから構成されている。

【0039】

ブランチラインカプラ回路 1 9 は、整合回路 1 5 から入力される送信信号を電極選択回路 1 6 において選択された 2 つの送信用電極に分配すると共に、電極選択回路 1 6 により選択された 2 つの送信用電極と被検体内とのインピーダンス不整合により発生する反射信号をシステムコントロール回路 1 8 に分配する。

【0040】

50

ドライバ回路 20 は、ブランチラインカプラ回路 19 で分配された反射信号を増幅して A/D 回路 21 に出力する。A/D 回路 21 は、ドライバ回路 20 からアナログ信号として出力される反射信号をシステムコントロール回路 18 において処理可能なようにデジタル信号に変換する。

【0041】

図 5 に示すような構成を備えることにより、2 つの送信用電極間のインピーダンスの絶対値に対応した信号強度の検出が可能である。また、システムコントロール回路 18 において、2 つの送信用電極間のインピーダンスが整合条件の閾値に合致しているか否かを判定することにより、電極選択回路 16 の動作を制御することが可能である。

【0042】

ここで、インピーダンス測定回路 17 においてブランチラインカプラ回路 19 の代わりに、例えばサーキュレータ回路や方向性結合回路を用いて良い。また、ブランチラインカプラ回路 19 も集中定数素子による構成だけでなく、マイクロストリップライン等の分布定数素子を用いて構成しても良い。更には、またインピーダンス測定方法として、ブランチラインカプラを用いた方法ではなく、I-V コンバータによる自動平衡ブリッジを用いた方法でも良い。

【0043】

以上説明したように、本実施形態によれば、被検体内に導入されて移動するカプセル型内視鏡 2 の送信用電極 A1 ~ An と被検体 1 との間で接触状態が変化し、この結果、出力インピーダンスが変化しても、カプセル型内視鏡 2 の外周面に複数配置された送信用電極の中から最適な電極を選択して、被検体 1 に対する安定的な送信信号の供給が可能である。

【0044】

即ち、カプセル型内視鏡 2 の外周面上に配置された送信用電極と被検体 1 との接触状況が変化した場合に、インピーダンス不整合による送信電力損失が低減されるようなインピーダンス条件（即ち、インピーダンスが規定の範囲内）を満たす他の 2 つの電極に切り替えて送信を行うようにすることで、送信電力損失が少ない状態を維持し、被検体 1 に対して継続的に安定した送信信号を供給することが可能となる。

【0045】

以上実施形態に基づいて本発明を説明したが、本発明は上記した実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内で種々の変形や応用が可能なことは勿論である。

【0046】

さらに、上記した実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件の適当な組合せにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件からいくつかの構成要件が削除されても、上述したような課題を解決でき、上述したような効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成も発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図 1】本発明の一実施形態に係るカプセル型内視鏡を用いたカプセル型内視鏡システムの全体構成を示す模式図である。

【図 2】カプセル型内視鏡の内部の詳細な構成を示すブロック図である。

【図 3】カプセル型内視鏡の送信用電極と被検体との間の送信信号電力損失を低減するための送信信号用電極の選択方法に関するフィードバック制御について示すフローチャートである。

【図 4】カプセル型内視鏡の外周面上に配置される送信用電極 A1 ~ An の例を示す図である。

【図 5】インピーダンス測定回路の具体的な構成の一例を示す図である。

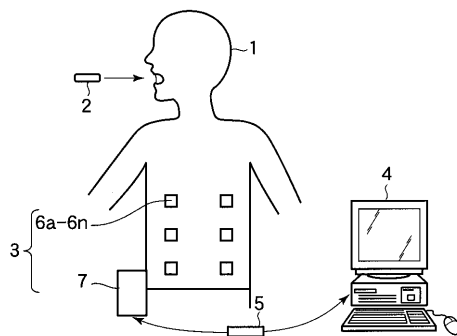
【符号の説明】

【0048】

2…カプセル型内視鏡、3…受信装置、4…表示装置、5…携帯型記録媒体、6a～6n…受信用電極、7…処理装置、8…バッテリー、9…電源回路、10…LED、11…LED駆動回路、12…撮像素子（CCD）、13…撮像素子駆動回路、14…信号生成回路、15…整合回路、16…電極選択回路、17…インピーダンス測定回路、18…システムコントロール回路、A1～An…送信用電極

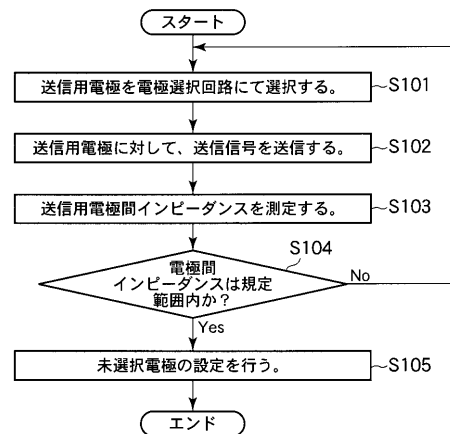
【図1】

図1



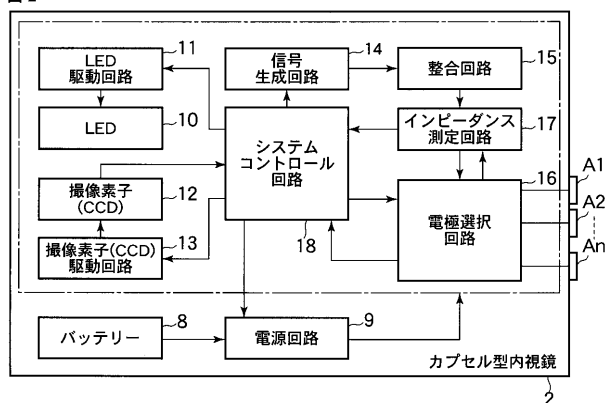
【図3】

図3



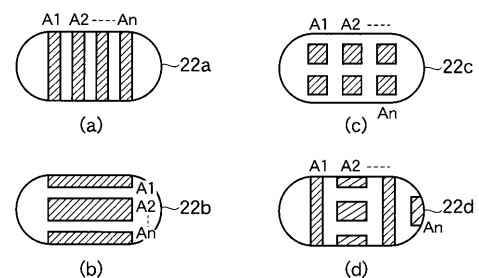
【図2】

図2



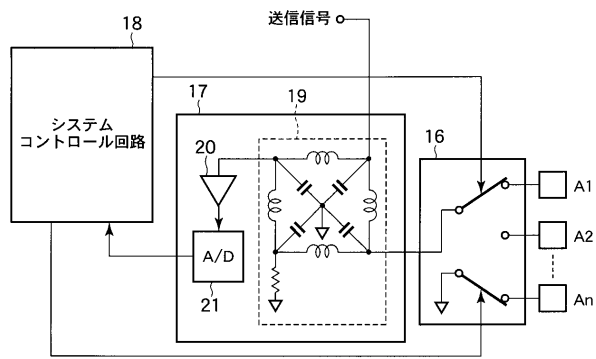
【図4】

図4



【図 5】

図 5



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 田村 和昭

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnpas株式会社内

(72)発明者 葉袋 哲夫

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnpas株式会社内

(72)発明者 大原 仁

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnpas株式会社内

Fターム(参考) 4C038 CC03 CC06 CC09

4C061 AA01 AA04 BB00 CC06 DD00 FF41 HH60 JJ19 NN03 UU06

UU08 UU09

专利名称(译)	胶囊内窥镜		
公开(公告)号	JP2008132050A	公开(公告)日	2008-06-12
申请号	JP2006319145	申请日	2006-11-27
[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	田村和昭 薬袋哲夫 大原仁		
发明人	田村 和昭 薬袋 哲夫 大原 仁		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 A61B5/0028 A61B5/073		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.362.J A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/00.682		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC06 4C038/CC09 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF41 4C061/HH60 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/UU09 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF17 4C161/FF41 4C161/HH60 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/UU06 4C161/UU07 4C161/UU08 4C161/UU09		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP5086618B2 JP2008132050A5		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种胶囊内窥镜，其能够降低传输功率损耗并且能够稳定地通信。当传输电极之间的阻抗在对象移动期间改变并且不在指定范围内时，控制信号从系统控制电路（18）提供给电极选择电路（16）。在这些电极中，选择具有较小传输功率损耗的两个电极作为传输电极，并且由所选择的两个传输电极执行传输信号的传输。[选择图]

图2

