

(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2008-119053

(P2008-119053A)

(43) 公開日 平成20年5月29日(2008.5.29)

(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
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 A	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2006-303206 (P2006-303206)	(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4番2号
(22) 出願日	平成18年11月8日 (2006.11.8)	(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

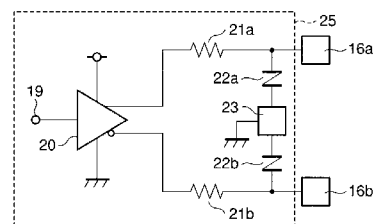
(57) 【要約】

【課題】カプセル型内視鏡の複数の送信用電極に発生する静電気の内回路に対する影響を抑制可能なカプセル型内視鏡を提供すること。

【解決手段】カプセル型内視鏡の外周面に配置された送信用電極16a、16bに静電気の保護素子22a、22bを接続する。これにより、静電気による過電圧が送信用電極16a、16bに印加された場合に、送信用電極16a、16bから保護素子22a、22bを介してGND電極23に電流が流れ、カプセル型内視鏡の内回路への過電圧の印加が防止される。

【選択図】 図3

図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に導入され、移動しながら前記被検体内の情報を取得し、取得した前記被検体内の情報を被検体外へ送信するカプセル型内視鏡において、

前記被検体内の情報を前記被検体外へ送信するために前記カプセル型内視鏡の外周面に配置された複数の送信用電極と、

前記複数の送信用電極に接続され、静電気により、前記送信用電極に生じた閾値以上の電圧を制限する静電気保護手段と、

を具備することを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項 2】

前記静電気保護手段は、前記送信用電極と前記カプセル型内視鏡の内側に配置される GND 電極との間に接続され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】

前記静電気保護手段は、前記送信用電極の近傍に配置されることを特徴とする請求項 2 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 4】

前記静電気保護手段は、前記送信用電極に閾値以上の電圧が生じていない場合には、整合回路の一部として動作することを特徴とする請求項 1 乃至 3 の何れか 1 つ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】**

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。そして、カプセル型内視鏡は、観察（検査）のために被検体の口から導入された後、自然排出されるまでの間、体腔内、例えば胃や小腸など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】

カプセル型内視鏡が体腔内を移動する間に得られた被検体内情報（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】

さらに、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 極間に発生させて被検体内に電流を流す。そして、この電流を被検体外に配置された体外受信装置の受信電極で受け、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利用して画像データを伝送することが可能である。

【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、従来の人体通信方式を利用したカプセル型内視鏡においては、外部からの静電気が内部回路の動作に悪影響を及ぼす可能性がある。即ち、従来の人体通信方式を利用した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いる。そのため、

10

20

30

40

50

無線通信方式等の通信方式が異なる他のカプセル型内視鏡に比べて外部からの静電気を送信用電極で直接受けやすく、これによってカプセル型内視鏡の内部回路に対して影響を及ぼしやすいことが考えられる。これに対し、特許文献1では、静電気に対する内部回路の保護に関して明確な対策がないため、カプセル型内視鏡を被検体に適用した時に、人体に帯電した静電気の影響により、内部回路の動作に影響を及ぼす可能性がある。

【0006】

本発明は、上記の事情に鑑みてなされたもので、カプセル型内視鏡の複数の送信用電極に発生する静電気の内部回路に対する影響を抑制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】

10

【0007】

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、移動しながら前記被検体内の情報を取得し、取得した前記被検体内の情報を被検体外へ送信するカプセル型内視鏡において、前記被検体内の情報を前記被検体外へ送信するために前記カプセル型内視鏡の外周面に配置された複数の送信用電極と、前記複数の送信用電極に接続され、静電気により、前記送信用電極に生じた閾値以上の電圧を制限する静電気保護手段とを具備することを特徴とする。

【0008】

この第1の態様によれば、カプセル型内視鏡の外表面に配置された送信用電極に、静電気によって閾値以上の電圧が発生した場合に、その電圧が静電気保護手段によって制限される。これによって静電気の内部回路に対する影響を抑制可能である。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

[第1の実施形態]

図1は、本発明の第1の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。

【0010】

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)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。

30

【0011】

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。

【0012】

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。

40

【0013】

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およ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

50

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となる。

【 0 0 1 4 】

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、送信用電極 16 a、16 b と、静電気保護回路 17 と、システムコントロール回路 18 とから構成されている。

【 0 0 1 5 】

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。

【 0 0 1 6 】

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被検体内情報 (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。

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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 へデータを送信するための送信信号を生成する。

【 0 0 1 9 】

整合回路 15 は、送信用電極 16 a、16 b 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、具体的には、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 16 a、16 b 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、送信信号の周波数などの特性を変更することができる。

【 0 0 2 0 】

さらに、整合回路 15 は、被検体 1 の内部に流れる電流の最大値を制限するための電流保護抵抗素子を備えている。

【 0 0 2 1 】

送信用電極 16 a、16 b 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 16 a、16 b 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。

【 0 0 2 2 】

静電気保護回路 17 は、カプセル型内視鏡 2 の外部より送信用電極 16 a、16 b に生じる静電気による過電圧を抑制する。静電気保護回路 17 はカプセル外周面に配置される送信用電極 16 a、16 b に一端が接続され、もう一端が電源回路 9 にて生成される GND 電位と等電位の GND 電極に接続されている。なお、送信用電極 16 a、16 b に接続

10

20

30

40

50

された静電気保護回路 17 については、後述にて詳細動作を記載する。

【0023】

ここで、静電気保護回路 17 は、送信用電極 16 a、16 b へ接続されるだけでなく、さらにカプセル型内視鏡の電源回路 9 に追加して接続しても良い。つまり、静電気保護回路 17 の一端を電源回路 9 の内部の電源端子に接続し、もう一端を GND 電極に接続することでも、外部より送信用電極 16 a、16 b に生じる静電気がカプセル型内視鏡 2 の電源回路 9 に与える影響を抑制することが可能となる。

【0024】

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、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をから被検体 1 の画像データを生成する。

10

【0025】

図 3 は、整合回路 15 及び静電気保護回路 17 の回路ブロック図である。ここで、図 3 の回路においては、整合回路 15 と静電気保護回路 17 とが整合回路基板 25 上に実装される例を示している。

【0026】

整合回路 15 は、ポート 19 と、ドライブ回路 20 と、抵抗素子 21 a、21 b とから構成されている。ドライブ回路 20 は、入力ポート 19 に接続され、出力が抵抗素子 21 a、21 b に接続されている。そして、ドライブ回路 20 は、信号生成回路 14 からポート 19 を介して入力される送信信号に対してバッファ動作を行う。抵抗素子 21 a、21 b は、送信用電極 16 a と送信用電極 16 b との間が短絡状態のときに、送信用電極 16 a と送信用電極 16 b との間に流れる電流の量を制限する。抵抗素子 21 a、21 b は、数百 Ω の抵抗値を有する抵抗素子で構成され、ドライブ回路 20 と送信用電極 16 a、16 b との間にそれぞれ直列に接続されている。

20

【0027】

静電気保護回路 17 は、保護素子 22 a、22 b と、GND 電極 23 とから構成されている。保護素子 22 a、22 b は、人体からの静電気が送信用電極 16 a、16 b に印加された場合に、カプセル型内視鏡 2 の内部回路を保護する。図 3 の回路では、保護素子 22 a、22 b がバリスタ素子で構成されている。そして保護素子 22 a、22 b は、一端が送信用電極 16 a、16 b に接続され、もう一端が GND 電極 23 に接続されている。バリスタ素子は、素子自身が持つ固有の閾値電圧に対して、それよりも大きい電圧が生じると、抵抗値が急激に低下する性質を持つ。

30

【0028】

ここで、保護素子 22 a、22 b はバリスタ素子に限るものではない。例えば、2 つのツェナーダイオードを逆並列に接続したものを保護素子として利用しても良いし、また 1 つのツェナーダイオードを利用し、ツェナーダイオードのカソード電極を送信用電極に、アノード電極を GND 電極に接続する構成としてもよい。更に、保護素子は、上記と異なるサージアブソーバ素子を用いても良いし、コンデンサや抵抗素子を併せて用いる構成としても良い。

【0029】

図 3 に示した構成により、送信用電極間に、静電気によってバリスタ素子の閾値以上の過電圧が生じた場合にバリスタ素子の抵抗値が低下し、これによって送信用電極 16 a、16 b から GND 電極 23 に電流を流すことにより、カプセル型内視鏡 2 の内部回路に過電圧が印加されることを防止するという効果を得ることができる。

40

【0030】

図 4 は、カプセル型内視鏡 2 の内部に図 3 の回路を配置した場合の断面図である。図 4 に示すように、カプセル型内視鏡 2 は、カプセルケース部 24 と撮像ドーム部 27 とを組み合わせたカプセル形状の筐体の内部に図 1 で示した各回路が配置されて構成されている。ここで、図 4 においては、説明を簡単にするために、図 1 に示す一部の回路の図示を省略している。

50

【0031】

撮像ドーム部27は、LED10により外部を照明すると共に、外部からの光を撮像素子12により受光することが可能なように透明材料で構成されている。また、送信用電極16a、16bは、絶縁体で構成されるカプセルケース部24の外周面に配置され、送信用電極16aと送信用電極16bとの間はカプセルケース部24によって絶縁されている。そして、送信用電極16a、16bには、整合回路基板25の出力部である送信パッド26a、26bが接続され、これら送信パッド26a、26bより送信信号が供給される。

【0032】

また、図4に示すように、保護素子22a、22bは送信パッド26a、26bを介して送信用電極16a、16bにそれぞれ接続されると共に、カプセル型内視鏡の内部で電源回路9により生成されるGND電位と等電位に設定されたGND電極23に接続される。また、図4では図示を省略しているが整合回路基板25上には、電源回路9から供給される電源電圧を受けるための電源供給パッドや整合回路機能を実行する素子(抵抗素子21a、21b)や配線等も備える。

10

【0033】

ここで、図4に示すように、整合回路基板25は、カプセル型内視鏡2の内部において、カプセルケース部24の中央付近ではなく、カプセルケース部24の端面に近接して配置することが好ましい。これは、送信用電極16a、16bと整合回路基板25との間の配線長を短くして、送信信号を伝送する際の送信用電極16a、16bと整合回路基板25との間の配線における放電を抑制するためである。また、保護素子22a、22bについても送信用電極16a、16bの近傍に配置されるようにして整合回路基板25上に配置することが好ましい。これも保護素子22a、22bと送信用電極16a、16bとの間での放電を抑制するためである。

20

【0034】

図4に示すようにして各回路や素子を配置することにより、送信用電極16a、16bの近傍に整合回路基板25と保護素子22aとを配置して静電気保護機能を実現することが可能である。

【0035】

以上説明したように、第1の実施形態では、カプセル型内視鏡2の外周面に配置された送信用電極16a、16bに保護素子22a、22bを接続することにより、カプセル型内視鏡2の内部回路を静電気から保護することが可能となる。より詳しくは、カプセル型内視鏡2の外周面に配置された送信用電極16a、16bに対して、カプセル型内視鏡2の内部の整合回路基板25上に適切に配置された保護素子22a、22bを用いることで、送信用電極16a、16bの近傍で静電気による過電圧を抑制することが可能となる。また、図4に示すように、保護素子22a、22bを送信用電極16a、16bの近傍に配置することで、不要な静電気の放電現象を抑えることが可能である。

30

【0036】

[変形例]

図5は、本発明の第1の実施形態の変形例のカプセル型内視鏡の内部に図3の回路を配置した場合の断面図である。ここで、カプセル型内視鏡2は、図4と同様に、カプセルケース部24と撮像ドーム部27とを組み合わせたカプセル形状の筐体で構成され、外周面には送信用電極16a、16bが設けられている。

40

【0037】

そして、変形例においてはカプセルケース部24の内周面に、GND電極23が設けられ、このGND電極23に保護素子22a、22bが接続されている。さらに、保護素子22a、22bは、送信用電極16a、16bにそれぞれ接続されている。また、送信用電極16a、16bは、整合回路基板25の送信パッド26a、26bにもそれぞれ接続されている。

【0038】

50

即ち、図5に示すように、保護素子22a、22bは、送信用電極16a、16bとGND電極23との間に、配線長が最短となるようにカプセルケース部24の内周面に接触する形で配置されている。ここで、図5では、カプセルケース部24の内周面に設けられるGND電極23が1つのみ図示されているが、GND電極は1つに限るものではなく、保護素子22a用と保護素子22b用とに分割して配置しても良い。

【0039】

以上説明した変形例により、保護素子22a、22bを、送信用電極16a、16bだけでなく、GND電極23に対しても極めて接近して配置することが可能となる。したがって、送信用電極16a、16bに静電気による過電圧が供給された場合に、送信用電極16a、16bの直近において過電圧保護を実行でき、この際、過電圧が余分な経路を通らずにGND電極に伝わるため、内部回路を保護する効果がより高くなる。

10

【0040】

[第2の実施形態]

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。図6は、本発明の第2の実施形態に係るカプセル型内視鏡の整合回路15及び静電気保護回路17の回路ブロック図である。第2の実施形態は、静電気保護回路としての保護素子を整合回路の一部として利用する例である。なお、図6において、図3と同様の参照符号を付している構成については図3と同様の機能を有するものなので説明を省略する。

【0041】

図6において、抵抗素子21a、21bは一端がドライブ回路20の出力に接続され、もう一端が送信用電極16a、16bと被検体1とのインピーダンス整合を行うためのインダクタ素子29a、29bにそれぞれ接続されている。さらに、インダクタ素子29a、29bにはそれぞれ、静電気保護回路17の保護素子として、逆並列に接続されたツェナーダイオード30a、30bが接続されている。これらツェナーダイオード30a、30bのもう一端はGND電極23に接続されている。

20

【0042】

ツェナーダイオード30a、30bは、送信用電極16a、16bに静電気により閾値電圧(ツェナー電圧)以上の過電圧が印加された場合には、その過電圧がカプセル内部回路に印加されることを防ぐ機能を有する。また、閾値以上の電圧が印加されていない場合には、固有の容量値を持つ素子として動作する機能を有する。

30

【0043】

つまり、ツェナーダイオード30a、30bは、送信用電極16a、16bを介して静電気による過電圧が印加された時には静電気保護素子として動作し、送信用電極16a、16bを介して過電圧が印加されていない時にはキャパシタ素子として動作する。このとき、ツェナーダイオード30a、30bは、送信用電極16a、16bと被検体1とのインピーダンス整合を、インダクタ素子29a、29bと共に行うように動作する。

【0044】

ここで、図6において、送信用電極16a、16bと被検体1とのインピーダンス整合を行うための素子として示したインダクタ素子29a、29bは、キャパシタ素子によって構成することもできる。また、接続方法も送信用電極16a、16bに対して直列に接続するだけでなく並列に接続することにより構成することも可能である。

40

【0045】

なお、第2の実施形態では、保護素子をツェナーダイオード30a、30bにより構成したが、第1の実施形態で示したバリスタ素子やその他のサージアブゾーバ素子により構成しても良い。

【0046】

また、第2の実施形態においては、図6の回路が実装される整合回路基板及び保護素子の位置については特に限定していないが、第1の実施形態及びその変形例において説明したように、これらは送信用電極の近傍に配置することが好ましい。

【0047】

50

以上説明したように、第2の実施形態によれば、静電気保護素子が閾値電圧以上の電圧が印加されない場合にキャパシタ素子として動作する性質を利用し、静電気が印加されない場合には、保護素子を送信用電極と被検体とのインピーダンス整合素子として機能させ、静電気が印加された時には静電気保護素子として機能させることが可能である。

【0048】

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のは勿論である。

【0049】

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。

10

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図1】本発明の第1の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】本発明の第1の実施形態における整合回路及び静電気保護回路の回路ブロック図である。

20

【図4】カプセル型内視鏡の内部に図3の回路を配置した場合の断面図である。

【図5】本発明の第1の実施形態の変形例のカプセル型内視鏡の内部に図3の回路を配置した場合の断面図である。

【図6】本発明の第2の実施形態における整合回路及び静電気保護回路の回路ブロック図である。

【符号の説明】

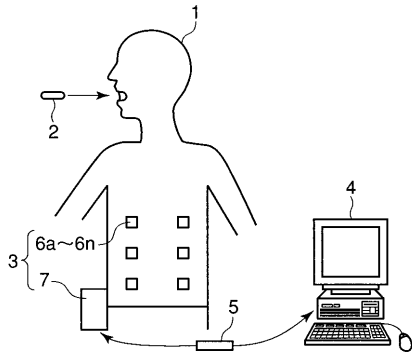
【0051】

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、6 a ~ 6 n ... 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 a , 16 b ... 送信用電極、17 ... 静電気保護回路、18 ... システムコントロール回路、20 ... ドライブ回路、21 a , 21 b ... 抵抗素子、22 a , 22 b ... 保護素子、23 ... GND電極

30

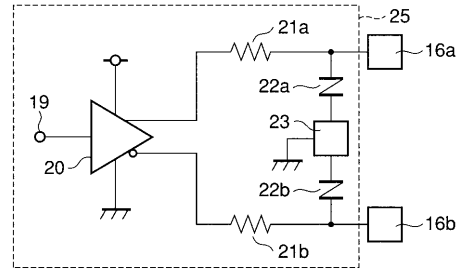
【 図 1 】

図 1



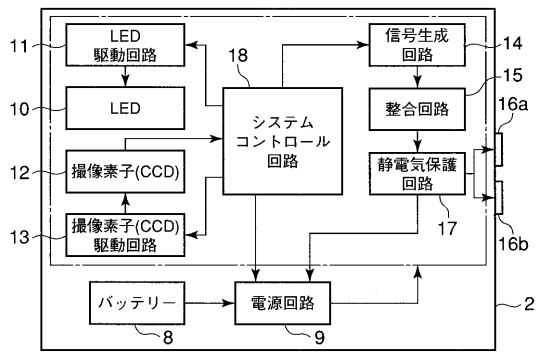
【 図 3 】

図 3



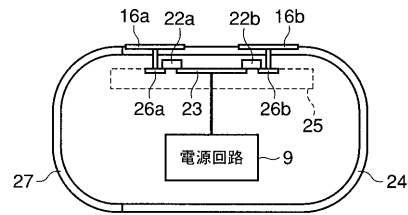
【 図 2 】

図 2



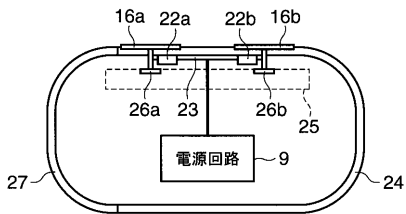
【 図 4 】

図 4



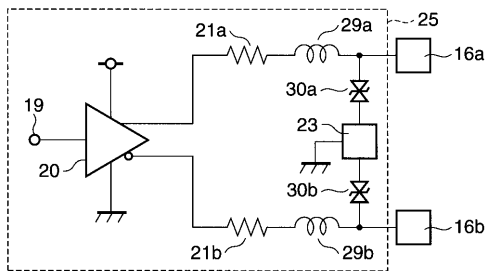
【 図 5 】

図 5



【 図 6 】

図 6



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 オリパス株式会社内

(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 オリパス株式会社内

(72)発明者 大原 仁

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3番 2号 オリパス株式会社内

Fターム(参考) 4C038 CC03 CC09

4C061 AA00 BB02 CC06 DD00 FF41 HH60 JJ06 JJ11 JJ19 NN03

UU06 UU08 UU10

专利名称(译)	胶囊内窥镜		
公开(公告)号	JP2008119053A	公开(公告)日	2008-05-29
申请号	JP2006303206	申请日	2006-11-08
[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 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.300.A A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.682 A61B1/00.710		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF41 4C061/HH60 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/UU10 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF17 4C161/FF41 4C161/HH60 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/UU06 4C161/UU07 4C161/UU08 4C161/UU10		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP4847282B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种胶囊内窥镜，其能够抑制在胶囊内窥镜的多个发送电极中产生的静电对内部电路的影响。 解决方案：静电保护元件22a，22b连接到设置在胶囊内窥镜外周面上的传输电极16a，16b。由此，在将由于静电引起的过电压施加于发送电极16a，16b时，电流经由保护元件22a，22b及胶囊型内窥镜内部从发送电极16a，16b流向GND电极23。防止在电路上施加过电压。 [选择图]图3

图3

