

(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2013-78439
(P2013-78439A)

(43) 公開日 平成25年5月2日(2013.5.2)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 1/00 (2006.01)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)

F I
A 6 1 B 1/00 3 2 0 B
A 6 1 B 1/04 3 6 2 J

テーマコード (参考)
4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2011-219493 (P2011-219493)	(71) 出願人	000005821
(22) 出願日	平成23年10月3日 (2011. 10. 3)		パナソニック株式会社
			大阪府門真市大字門真１００６番地
		(74) 代理人	100119552
			弁理士 橋本 公秀
		(74) 代理人	100105647
			弁理士 小栗 昌平
		(74) 代理人	100138771
			弁理士 吉田 将明
		(74) 代理人	100108589
			弁理士 市川 利光
		(72) 発明者	小林 充
			大阪府門真市大字門真１０４８番地 パナソニック電工株式会社内

最終頁に続く

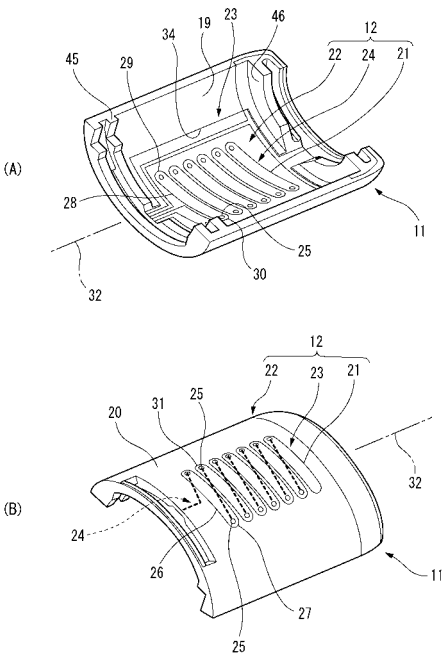
(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡

(57) 【要約】

【課題】アンテナの収容空間をカプセルケースの内方に確保する必要がなく、さらなる小型化が可能となるカプセル型内視鏡を提供する。

【解決手段】カプセル型内視鏡において、カプセル外殻を形成するカプセルケース１１と、カプセルケース表面２０に形成され線状導体２１を延在させた配線パターン２２を有するアンテナ１２と、を設けた。配線パターン２２は、カプセルケース表面２０に形成される表面側配線パターン２３と、カプセルケース裏面１９に形成される裏面側配線パターン２４と、を設け、表面側配線パターン２３と裏面側配線パターン２４とを、カプセルケース１１を貫通する貫通導体２５によって接続して構成できる。

【選択図】 図２



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

カプセル外殻を形成するカプセルケースと、
カプセルケース表面に形成され線状導体を延在させた配線パターンを有するアンテナと、
を具備するカプセル型内視鏡。

【請求項 2】

請求項 1 記載のカプセル型内視鏡であって、
前記配線パターンが、前記カプセルケース表面に形成される表面側配線パターンと、カ
プセルケース裏面に形成される裏面側配線パターンと、からなり、
前記表面側配線パターンと前記裏面側配線パターンとが、前記カプセルケースを貫通す
る貫通導体によって接続されるカプセル型内視鏡。

10

【請求項 3】

請求項 1 記載のカプセル型内視鏡であって、
前記カプセルケースが円筒形状で形成され、
前記アンテナが、円筒軸線を中心とした円周方向でカプセルケース表面に前記線状導体
を周回させて形成した配線パターンからなるカプセル型内視鏡。

【請求項 4】

請求項 2 または請求項 3 に記載のカプセル型内視鏡であって、
前記配線パターンが、充電用コイルとして用いられるカプセル型内視鏡。

20

【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るカプセル型内視鏡に関する。

【背景技術】**【0002】**

口から飲み込まれることで体内に導入され、自然排出されるまでの間、体腔内、例えば
胃または小腸等の臓器の内部を蠕動運動に従って移動し、順次撮像するカプセル型内視鏡
が実用化され始めている。被検体内で撮像された画像データは、時間の経過と共に無線通
信によって、被検体の外部に設けられた外部装置に送信され、メモリに蓄積される。また
、カプセル型内視鏡は被検体内に留置されるため、被検体外部からカプセル型内視鏡に電
力を送信することも行われる。外部装置に電力送信用アンテナである送電コイルを設け、
カプセル型内視鏡に電力受信アンテナである受電コイルを設ける。これにより、外部装置
の送信用アンテナからカプセル型内視鏡の受信アンテナに電力を供給し、被検体内に長
時間留置されたカプセル型内視鏡の観察動作を実現可能としている（特許文献 1 参照）。

30

【0003】

カプセル型内視鏡は、内蔵した電池から駆動電力を得るが、内部回路等がカプセルケー
ス内に密閉された構造のためカプセルケース外面にスイッチ等を配設して操作者が起動や
停止操作することができない。そこで、カプセルケース内に外部磁界によって動作するリ
ードスイッチを備え、カプセル型内視鏡を保管する収納ケースに永久磁石を備えたカプセル
型内視鏡システムが提案されている。リードスイッチは 2 本の強磁性体リードが一端に
隙間を持って相対しガラス管の中に封入される。リードスイッチは外部から所定の閾値以
上の磁界が印加されると、各リードに N 極または S 極が誘導され、この磁気吸引力により
2 本のリードが短絡状態となる。そして磁界が所定の閾値未満になると、リードの弾性
によりリードスイッチは開放状態となる（特許文献 2 参照）。

40

【0004】

従って、このカプセル型内視鏡システムでは使用前に永久磁石が配設された収納ケー
ス内に收容されて駆動せず、収納ケースから取り出されることによって永久磁石の影響下
から離れ駆動を開始する。このカプセル型内視鏡システムによれば、所望の撮像開始タイ
ミングで駆動を開始でき、電池の消耗を防止できる。

50

【 0 0 0 5 】

ところで、従来のカプセル型内視鏡は、画像データの無線通信用のアンテナや電力受信のアンテナ、あるいは、起動用スイッチがカプセルケースを肥大化させることのないようコンパクトに構成されて収容される。例えば図 7 に示すように、アンテナ 1 0 0 と起動用スイッチ 1 0 1 とは、フレキシブル基板 1 0 2 によって接続された 2 枚の第 1 配線基板 1 0 3 と第 2 配線基板 1 0 4 とのうちの一方の第 1 配線基板 1 0 3 に設けられている。アンテナ 1 0 0 は、コイル状となり、第 1 配線基板 1 0 3 の表側実装面 1 0 5 a に設けられる。起動用スイッチ 1 0 1 は、スイッチ機構部と永久磁石とからなる。第 1 配線基板 1 0 3 の裏側実装面 1 0 5 b には受電回路、無線送信部、画像処理部等を構成する複数の電子部品 1 0 7 等が実装される。第 2 配線基板 1 0 4 の表側実装面 1 0 6 a には撮像素子 1 0 8 や L E D 1 0 9 が実装される。第 2 配線基板 1 0 4 の裏側実装面 1 0 6 b にはバッテリー電極 1 1 1 が突出して設けられる。

10

【 0 0 0 6 】

第 1 配線基板 1 0 3 と第 2 配線基板 1 0 4 とは不図示のカプセル軸線直交断面に収まる略円板形状で形成され、一方がフレキシブル基板 1 0 2 を介して 1 8 0 度折り返されることでカプセルケースの軸線方向に重ねて収容される。このようにして従来のカプセル型内視鏡によれば、各種機能部品をカプセルケースの軸線方向に高密度に積層して、カプセル型内視鏡の小型化を実現させていた。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

20

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 0 - 1 1 9 4 5 6 号公報 (段落 0 0 0 4)

【 特許文献 2 】 特開 2 0 1 0 - 2 4 0 2 5 2 号公報 (段落 0 0 0 4 ~ 0 0 0 6)

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

カプセル型内視鏡では、被検者へのさらなる負担軽減のため、より小型化されることが求められている。

しかしながら、従来構造のように、立体構造となるコイル状のアンテナ 1 0 0 を第 1 配線基板 1 0 3 の表側実装面 1 0 5 a に突出して設ければ、カプセルケース内の軸線方向に沿う方向にコイル状アンテナの収容空間を確保しなければならない。このため、従来のカプセル型内視鏡では、カプセルケースの軸線方向に沿う全長がその分長くなる不利があった。

30

【 0 0 0 9 】

本発明は上記状況に鑑みてなされたもので、その目的は、アンテナの収容空間をカプセルケースの内方に確保する必要がなく、さらなる小型化が可能となるカプセル型内視鏡を提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

本発明のカプセル型内視鏡は、カプセル外殻を形成するカプセルケースと、カプセルケース表面に形成され線状導体を延在させた配線パターンを有するアンテナと、を具備するものである。

40

【 0 0 1 1 】

また、本発明のカプセル型内視鏡は、前記配線パターンが、前記カプセルケース表面に形成される表面側配線パターンと、カプセルケース裏面に形成される裏面側配線パターンと、からなり、前記表面側配線パターンと前記裏面側配線パターンとが、前記カプセルケースを貫通する貫通導体によって接続されるものである。

【 0 0 1 2 】

さらに、本発明のカプセル型内視鏡は、前記カプセルケースが円筒形状で形成され、前記アンテナが、円筒軸線を中心とした円周方向でカプセルケース表面に前記線状導体を周

50

回させて形成した配線パターンからなるものである。

【 0 0 1 3 】

さらに、本発明のカプセル型内視鏡は、前記配線パターンが、充電用コイルとして用いられるものである。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

本発明に係るカプセル型内視鏡によれば、アンテナの收容空間をカプセルケースの内方に確保する必要がなく、さらなる小型化が可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 5 】

10

【 図 1 】 本発明に係る実施形態のカプセル型内視鏡の一部分を切り欠いた側面図

【 図 2 】 (A) は図 1 に示したカプセルケースのカプセルケース裏面の斜視図、 (B) は図 1 に示したカプセルケースのカプセルケース表面の斜視図

【 図 3 】 (A) はカプセルケース表面に線状導体を延在させた配線パターンによって形成されるアンテナの正面図、 (B) はカプセルケース表面に線状導体を周回させた配線パターンによって形成されるアンテナの側面図

【 図 4 】 電極端子とパターン端子とからなる電極構造によって接続された電池の側面図

【 図 5 】 (A) は輸送中における変形前 (O F F 状態) の電極端子の側面図、 (B) は外部磁力の印加による O N 状態の電極端子の側面図、 (C) は外部磁力の印加による O F F 状態の電極端子の側面図

20

【 図 6 】 (A) はカメラモジュールの断面図、 (B) は (A) に示した撮像素子の拡大図

【 図 7 】 (A) はフレキシブル基板で接続された従来のアンテナ、撮像素子、起動用スイッチを搭載した配線基板の表側の平面図、 (B) は (A) の裏側の背面図

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 6 】

以下、本発明に係る実施形態について、図面を用いて説明する。

図 1 は本発明に係る実施形態のカプセル型内視鏡の一部分を切り欠いた側面図である。

本実施形態に係るカプセル型内視鏡 1 0 は、口から飲み込まれることで体内に導入され、自然排出されるまでの間、体腔内、例えば胃または小腸等の臓器の内部を蠕動運動に従って移動し、順次撮像を行う。被検体内で撮像された画像データは、時間の経過と共に無線通信によって、被検体の外部に設けられた外部装置に送信され、メモリに蓄積される。

30

【 0 0 1 7 】

カプセル型内視鏡 1 0 は、カプセル外殻を形成するカプセルケース 1 1 と、外部装置の送信用アンテナから供給される電力を受電するアンテナ 1 2 (図 2 参照) と、電池 1 3 と、電極端子 1 4 と、単一配線基板 1 5 と、カメラモジュール 1 6 と、に大別構成される。カプセルケース 1 1 は、メディカルグレード P C 樹脂等からなり、円筒形状の一端側が透明のドーム状キャップ 1 7 によって密閉される。円筒形状の他端側は、封止キャップ 1 8 によって密閉されてもよく、封止キャップ 1 8 を用いる代わりにカプセルケース 1 1 を有底円筒状としてもよい。

【 0 0 1 8 】

40

図 2 (A) は図 1 に示したカプセルケース 1 1 のカプセルケース裏面 1 9 の斜視図、 (B) は図 1 に示したカプセルケース 1 1 のカプセルケース表面 2 0 の斜視図である。

カプセルケース 1 1 には、線状導体 2 1 を延在させた配線パターン 2 2 を有するアンテナ 1 2 が形成される。本実施形態のアンテナ 1 2 は、配線パターン 2 2 が、カプセルケース表面 2 0 に形成される表面側配線パターン 2 3 と、カプセルケース裏面 1 9 に形成される裏面側配線パターン 2 4 と、からなる。表面側配線パターン 2 3 と裏面側配線パターン 2 4 とは、カプセルケース 1 1 の貫通孔を貫通する貫通導体 2 5 によって接続されている。貫通導体 2 5 を挿通した貫通孔は、配線パターン 2 2 の最表層に不図示のポリカーボネート層を形成することによって塞がれる。

【 0 0 1 9 】

50

カプセルケース表面 20 に形成した表面線状導体 26 の表面側一端部 27 は、貫通導体 25 によってカプセルケース裏面 19 に形成した裏面線状導体 28 の裏面側一端部 29 に接続される。この裏面線状導体 28 の裏面側他端部 30 は、貫通導体 25 によって、カプセルケース表面 20 に形成した他の表面線状導体 26 の表面側他端部 31 に接続される。表面側配線パターン 23 は、複数の平行な表面線状導体 26 からなる。裏面側配線パターン 24 も、複数の平行な裏面線状導体 28 からなる。表面線状導体 26 と裏面線状導体 28 とは、カプセルケース 11 の壁を挟んで表裏のものが円筒軸線 32 に沿う方向で交互に接続され、結果、螺旋状となっている。

【0020】

カプセルケース裏面 19 には電池 13 を保持する電池保持部 33 が凹設されている。裏面側配線パターン 24 は、主に電池保持部 33 のカプセルケース裏面 19 に形成される。電池保持部 33 におけるカプセルケース裏面 19 には段部 34 が形成される。電池保持部 33 では、電池 13 がこの段部 34 に当たること、裏面側配線パターン 24 から離間されて絶縁性が確保されている。

なお、裏面側配線パターン 24 は、表面がポリカーボネート層で覆われて、電池 13 と絶縁されてもよい。

【0021】

これにより、表面側配線パターン 23 と裏面側配線パターン 24 とは、表面線状導体 26 と裏面線状導体 28 とを螺旋状に接続したヘリカルアンテナを形成し、感度を向上させることができる（螺旋軸方向の高い利得が得られる）。

【0022】

配線パターン 22 は、MID (Molded Interconnect Devices) 技術によってカプセルケース 11 に直接形成される。MID とは、射出成形品の表面に電気回路を一体形成した三次元成形回路部品のことで、従来の二次元回路とは異なり、傾斜面、垂直面、曲面、成形体内部の貫通孔等にも回路を付加する。これにより、カプセルケース表面 20 とカプセルケース裏面 19 とに形成した表面側配線パターン 23 と裏面側配線パターン 24 を貫通導体 25 で接続したヘリカルアンテナの形成が可能となる。

【0023】

この MID は、射出成形された基板上に電気回路や機械的・電気的機能を組み込んだ部品を製造する技術（射出成形回路部品の製造技術）であり、特に、レーザを用いた加工により、極めて微細な 3 次元の回路形成が可能となり、基板上に形成するパターン変更などの自由度を高めることができる。

また、射出成形された基板の表面に立体的に、微細な電気回路を形成する微細複合加工技術（MIPTEC: Microscopic Integrated Processing Technology）が考案、開示されている。

MIPTEC によれば、射出成形品の表面に電気回路を形成する MID 技術に、成形表面活性化処理技術とレーザパターンニング工法等を用いることで、微細パターンニング、かつ、ベアチップ実装が可能な 3D 実装デバイスを実現できる。

【0024】

図 3 (A) はカプセルケース表面 20 に線状導体 21 を延在させた配線パターン 22 によって形成されるアンテナ 35 の正面図、(B) はカプセルケース表面 20 に線状導体 21 を周回させた配線パターン 22 によって形成されるアンテナ 38 の側面図である。

図 3 (A) に示す変形例に係るアンテナ 35 は、カプセルケース表面 20 のみ、あるいは、カプセルケース裏面 19 のみに形成される。アンテナ 35 は、平行に延在する複数対の線状導体 21 の一端同士と他端同士とが、交互に接続されることでクランク形状を連続させた配線パターン 36 を有する。

【0025】

このアンテナ 35 は、クランク形状に限らず、カプセルケース表面 20（または、カプセルケース裏面 19）に沿って線状導体 21 を所望の形状に延在させた配線パターン 36 として形成することができる。従来の立体構造となるコイル状アンテナを配置するための

10

20

30

40

50

収容空間をカプセルケース内に確保する必要がなくなる。これにより、カプセルケース 11 の軸線方向に沿う全長の短縮が可能になる。また、従来のアンテナ構造は、配線基板の一方の実装面（図 7 に示した第 1 配線基板 103 の表側実装面 105a）のほぼ全域を使用してアンテナを配設していた。このことから、本アンテナ構造によって、表側実装面 105a にアンテナ設置スペースを確保する必要がなくなれば、他の実装部品（図 7 に示した従来の起動用スイッチ 101 等）の移設が可能とされることで、表側実装面 105a の全てが確保不要となる。

【0026】

本実施形態のカプセル型内視鏡 10 では、後述の電極端子 14 が使用されることで、図 7 に示した従来の起動用スイッチ 101 を、第 1 配線基板 103 の表側実装面 105a に設ける必要がなくなる。その結果、上記のように、表側実装面 105a を不要にすることが可能となる。また、後述のパターン端子 41 が使用されることで、図 7 に示した従来のバッテリー電極 111 を、第 2 配線基板 104 の裏側実装面 106b に設ける必要がなくなる。その結果、裏側実装面 106b が不要となる。つまり、2 つの表側実装面 105a と裏側実装面 106b とが不要となる。これにより、配線基板の一枚全てが削減でき、単一配線基板 15 の 1 枚のみを搭載すればよくなる。これに加えて、図 7 に示した従来の 2 枚の第 1 配線基板 103 と第 2 配線基板 104 とを接続していたフレキシブル基板 102 もさらに不要となる。従って、カプセル型内視鏡 10 では、これら不要となった部材のスペース分が小型化されている。

【0027】

また、図 3（B）に示す変形例に係るアンテナ 38 は、円筒形状で形成されるカプセルケース 11 に対し、円筒軸線 32 を中心とした円周方向でカプセルケース表面 20 に線状導体 21 を周回させて形成した配線パターン 39 を有する。

【0028】

このアンテナ 38 によれば、線状導体 21 がカプセルケース表面 20 を周回し、カプセルケース 11 の最大外径を利用して、円筒軸線 32 を中心としたヘリカルアンテナが形成される。これにより、螺旋のループ長、周回数を大きく確保でき、より感度を向上させることができる。

【0029】

上記のアンテナ 12 の配線パターン 22、アンテナ 38 の配線パターン 39 は、充電用コイルとして用いることができる。

【0030】

アンテナ 12 およびアンテナ 38 は、ヘリカルアンテナとなることで、充電用コイル（受電用コイルと称することもできる。）としての利用が可能となる。ヘリカルアンテナである充電用コイルは、外部装置の送信用アンテナである送電コイルから交流磁界が印加されると、充電用コイルに電磁誘導により交流電流が発生し、受電が可能となる。電磁誘導によって充電用コイルに流れた電流は、受電回路で整流され、撮像素子 40 の駆動電力や電池 13 への充電用電力となる。

【0031】

図 4 は電極端子 14 とパターン端子 41 とからなる電極構造によって接続された電池 13 の側面図、図 5（A）は輸送中における変形前（OFF 状態）の電極端子 14 の側面図、（B）は外部磁力の印加による ON 状態の電極端子 14 の側面図、（C）は外部磁力の印加による OFF 状態の電極端子 14 の側面図である。

カプセルケース裏面 19 には扁平柱体状の電池 13 を保持する電池保持部 33 が形成される。電池 13 は、電池軸線 42 に沿う方向の両端が、一端側端面電極 43 と他端側端面電極 44 となる。電池保持部 33 は、円筒軸線 32 に沿う方向の両端に離間して形成された一端側内鍔部 45 と他端側内鍔部 46 とによって画成される。本実施形態において、電池保持部 33 には、2 つの電池 13 が直列に配置されて保持される。

【0032】

一端側内鍔部 45 には周溝 47 が形成される。この周溝 47 には電極端子 14 の外周が

10

20

30

40

50

嵌合して保持される。電極端子 1 4 は、導電性金属ばね材からなり、図 4 に示す端子本体部 4 8 と、この端子本体部 4 8 から延出した短冊片状の接点部 4 9 とからなる。電極端子 1 4 は、端子本体部 4 8 が周溝 4 7 に保持されることで、板面が電池軸線 4 2 に直交面となって配置される。接点部 4 9 は、電池 1 3 の電池軸線 4 2 に沿う方向の一端側端面電極 4 3 に接するよう山形状に形成される。

【0033】

電極端子 1 4 の接点部 4 9 には、電池 1 3 の一端側端面電極 4 3 に接触した接点部 4 9 を接触維持させる磁石 5 0 が設けられる。電極端子 1 4 は、被検体外に設けられた外部磁石 3 7 の磁力が加えられることで、接点部 4 9 が変位し、電池 1 3 の一端側端面電極 4 3 に接触または離間して電源回路を開閉 (ON/OFF) する。外部磁石 3 7 は、永久磁石

10

【0034】

本実施形態において磁石 5 0 は、例えば N 極が電池 1 3 側、S 極がその反対側となる。図 5 には単に S または N として示す。電極端子 1 4 は、初期状態および搬送中には、図 5 (A) に示すように、接点部 4 9 が一端側端面電極 4 3 に離間して配置される。すなわち、磁石 5 0 の磁気吸引力よりも接点部 4 9 のばね力が大きく設定されている。

【0035】

一方、電極端子 1 4 は、図 5 (B) に示すように、検体の外部からカプセル型内視鏡 1 0 に外部磁石 3 7 を近づけることで、磁石 5 0 と外部磁石 3 7 との間の磁気反発力を利用して、接点部 4 9 を一端側端面電極 4 3 に接触させる。すなわち、磁石 5 0 と外部磁石 3 7 とによる磁気反発力よりも接点部 4 9 のばね力が小さく設定される。一端側端面電極 4 3 に接触した接点部 4 9 は、電池 1 3 との磁気吸引力によって接触状態に維持される。

20

【0036】

また、電極端子 1 4 は、図 5 (C) に示すように、検体の外部からカプセル型内視鏡 1 0 に外部磁石 3 7 を近づけることで、磁石 5 0 と外部磁石 3 7 との間の磁気吸引力を利用して、接触状態となる接点部 4 9 を一端側端面電極 4 3 から離す。すなわち、磁石 5 0 と外部磁石 3 7 とによる磁気吸引力よりも接点部 4 9 のばね力が小さく設定される。これにより、一旦導通した電池 1 3 と電極端子 1 4 とを離間させ、電源回路を OFF にすることを可能としている。

【0037】

電極端子 1 4 によれば、従来のスイッチ機構部と永久磁石とからなる起動用スイッチを配線基板の実装面 (図 7 に示した第 1 配線基板 1 0 3 の表側実装面 1 0 5 a) に設けずに、カプセル型内視鏡 1 0 の起動が可能となる。これにより、従来、配線基板の実装面に確保していた図 7 に示す起動用スイッチ 1 0 1 の設置スペースが不要となる。

30

【0038】

磁石 5 0 を備えた電極端子 1 4 では、一端側端面電極 4 3 に接した接点部 4 9 が、磁石 5 0 による磁気吸引力によって一端側端面電極 4 3 に吸着保持される。また、磁石 5 0 を付加することにより接点部 4 9 の接圧を大きくし、電気抵抗を小さくできる。

【0039】

磁石 5 0 は、一端側端面電極 4 3 に接触する端子接触面 5 1 と反対側の端子裏面 5 2 に配設されていることが好ましい。

40

【0040】

端子裏面 5 2 に磁石 5 0 を設けた電極端子 1 4 では、接点部 4 9 の端子接触面 5 1 が、端子裏面 5 2 に設けられた磁石 5 0 の磁気吸引力によって、電池 1 3 の一端側端面電極 4 3 に吸着保持される。従って、一端側端面電極 4 3 と端子接触面 5 1 とは、直接的に接触することとなり、磁性体が介する場合に比べ、電池 1 3 と電極端子 1 4 との導電性が向上する。

【0041】

なお、電極端子 1 4 は、少なくとも接点部 4 9 が、一端側端面電極 4 3 との接触を磁気吸引力によって維持するよう磁化されていてもよい。

50

【 0 0 4 2 】

接点部 4 9 が磁化された電極端子 1 4 では、接点部 4 9 が自身の磁気吸引力によって一端側端面電極 4 3 に吸着保持される。従って、磁石 5 0 は不要となる。また、磁石 5 0 が設けられている場合には、より大きな磁気吸引力が得られるようになり、電極端子 1 4 の接点部 4 9 が電池 1 3 に対してより安定的に接続可能となる。

【 0 0 4 3 】

次に、電極端子 1 4 の変形例を説明する。

変形例に係る電極端子は、図示は省略するが、端子本体部と、この端子本体部から延出した短冊片状の接点部とからなる。電極端子は、熱が加えられることで、電池 1 3 の電池軸線 4 2 に沿う方向の一端側端面電極 4 3 に接するよう接点部を山形状に熱変形させる形状記憶合金からなる。

10

【 0 0 4 4 】

形状記憶合金の材料としては、例えば低温 (6 0 ~ 1 5 0) で熱変形する Ni - Ti 系材料を用いることができる。これにより、カプセル型内視鏡 1 0 は、使用前の煮沸消毒で起動させることが可能となる。この他、形状記憶合金の材質は、Ti - Ni 合金や、Fe - Mn - Si 合金、Ni - Mn 系合金、Co - Ni 系合金、Cu - Zn 合金等からなるものであってもよい。

なお、電極端子 1 4 は、強磁性形状記憶合金 (Ni - Mn - Ga 等の合金) を用いることで、磁場による変形も可能にできる。

20

【 0 0 4 5 】

形状記憶合金からなる電極端子では、カプセルケース 1 1 が例えば煮沸消毒等によって外部から加熱されると、カプセルケース 1 1 の内方に収容された電極端子の接点部が山形状に熱変形し、電池 1 3 の一端側端面電極 4 3 に接して電源回路が閉じられる。

【 0 0 4 6 】

また、電極端子には、電池 1 3 の一端側端面電極 4 3 に接触した接点部を接触維持させる磁石 5 0 を設けてもよい。

【 0 0 4 7 】

磁石 5 0 を備えた電極端子では、所定温度に加熱されて熱変形することにより、一端側端面電極 4 3 に接した接点部が、磁石 5 0 による磁気吸引力によって一端側端面電極 4 3 に吸着保持される。これにより、電極端子は、熱変形を生じる温度以下となっても、磁石 5 0 による磁気吸引力によって一端側端面電極 4 3 との接触状態が維持される。また、磁石 5 0 を付加することにより接点部の接圧を大きくし、電気抵抗を小さくできる。

30

【 0 0 4 8 】

なお、電極端子は、少なくとも接点部が、一端側端面電極 4 3 との接触を磁気吸引力によって維持するよう磁化されていてもよい。

【 0 0 4 9 】

接点部が磁化された電極端子では、接点部が自身の磁気吸引力によって一端側端面電極 4 3 に吸着保持される。従って、磁石 5 0 は不要となる。また、磁石 5 0 が設けられている場合には、より大きな磁気吸引力が得られるようになり、電極端子の接点部が電池 1 3 に対して熱変動に影響されずに安定的に接続可能となる。

40

【 0 0 5 0 】

電池保持部 3 3 に保持された電池 1 3 は、一端側端面電極 4 3 が電極端子 1 4 によって接続される。電極端子 1 4 は、微細複合加工技術によってカプセルケース裏面 1 9 に形成された電極用配線パターン 5 3 によって単一配線基板 1 5 の所定の接続端子に接続される。

【 0 0 5 1 】

一方、電池保持部 3 3 における電池 1 3 の他端側端面電極 4 4 に対面する他端側内鍔部 4 6 の電極対向保持面 5 4 (図 4 参照) にはパターン端子 4 1 が形成されている。パターン端子 4 1 は、他端側内鍔部 4 6 とカプセルケース裏面 1 9 とに渡って設けられた電極用配線パターン 5 3 の一部分として、微細複合加工技術によって三次元成形されている。

50

【 0 0 5 2 】

パターン端子 4 1 は、微細複合加工技術が用いられることで、カプセルケース裏面 1 9 や他端側内鍔部 4 6 と一体となって設けられる。これにより、従来、電池 1 3 の他端側端面電極 4 4 と電源回路とを接続するために使用していた図 7 に示した従来のバッテリー電極 1 1 1 を、第 2 配線基板 1 0 4 の裏側実装面 1 0 6 b に設ける必要がなくなる。その結果、裏側実装面 1 0 6 b が不要となる。これに加え、フレキシブル基板 1 0 2 が不要となり、フレキシブル基板 1 0 2 の設置スペースの分、カプセル型内視鏡 1 0 の小型化が可能となっている。

【 0 0 5 3 】

電極端子 1 4 の近傍には電極端子 1 4 と平行に単一配線基板 1 5 が配設される。単一配線基板 1 5 は、円形状に形成され、カプセルケース裏面 1 9 に形成された基板保持溝 5 5 (図 1 参照) に外周が嵌合して保持される。この単一配線基板 1 5 の電極端子 1 4 に対向する実装面には、LED 駆動回路、撮像素子駆動回路、画像処理回路、送信回路、受電回路、充電制御回路、これら全体をコントロールする制御回路等を構成する複数の電子部品 5 6 が実装される。単一配線基板 1 5 の電極端子 1 4 と反対側の実装面には、カメラモジュール 1 6 が搭載される。

【 0 0 5 4 】

図 6 (A) はカメラモジュール 1 6 の断面図、(B) は (A) に示した撮像素子 4 0 の拡大図である。

カメラモジュール 1 6 は、中心に外光取入口 5 7 の穿設されたアクリル樹脂等からなる円板状のモジュール本体部 5 8 を有する。モジュール本体部 5 8 には、ドーム状キャップ 1 7 に向かって突出する鏡筒部 5 9 が同軸で形成される。鏡筒部 5 9 には、外光入射側から絞り機構部 6 0 と、複合レンズ部 6 1 と、を内設する。絞り機構部 6 0 は、開口面積を拡縮することによって外光量の取り入れ制御を可能としている。複合レンズ部 6 1 は、一部のレンズを移動することにより焦点距離を調整可能としている。外光取入口 5 7 には光学素子 6 2 が配設される。

【 0 0 5 5 】

モジュール本体部 5 8 には、鏡筒部 5 9 を包囲して光源部 6 3 が設けられる。光源部 6 3 は、鏡筒部 5 9 を包囲して周方向に所定間隔で配置した LED 6 4 を有する。モジュール本体部 5 8 の鏡筒部 5 9 と反対側の面には撮像素子 4 0 が実装される。撮像素子 4 0 の受光面 6 5 には、絞り機構部 6 0 、複合レンズ部 6 1 、光学素子 6 2 、外光取入口 5 7 を通った外光が観察像として結像される。撮像素子 4 0 は、観察像を撮像信号として出力する。出力された撮像信号は画像処理回路によってデジタル信号に変換された後、ホワイトバランス補正、ガンマ補正、輪郭強調、色補正等の各種処理が施される。画像処理回路で処理された撮像信号は、制御回路による制御に基づき各種情報と共に送信回路によって送信される。送信された撮像信号は、被検体の外部に設けられた外部装置によって受信され、メモリに蓄積される。

【 0 0 5 6 】

ここで、従来、撮像素子 4 0 は、図 7 に示した第 2 配線基板 1 0 4 の表側実装面 1 0 6 a に実装されていた。従って、従来構造では、撮像素子 1 0 8 の受光面に形成される出力回路は、撮像素子 1 0 8 を厚み方向に貫通した背面側で図 7 に示した表側実装面 1 0 6 a に接続されていた。このため、図 7 に示した従来の撮像素子 1 0 8 は、貫通電極構造となった高価なものであった。これに対し、本実施形態のカプセル型内視鏡 1 0 では、モジュール本体部 5 8 に微細複合加工技術によって撮像素子用接続配線パターン 6 6 が形成される。撮像素子 4 0 は、受光面 6 5 に設けられた素子端子 6 7 が撮像素子用接続配線パターン 6 6 に接続される。これにより、撮像素子 4 0 として、貫通電極構造でない安価な市販品の使用を可能にしている。

【 0 0 5 7 】

従って、本実施形態に係るカプセル型内視鏡 1 0 によれば、アンテナ 1 2 の收容空間をカプセルケース 1 1 の内方に確保する必要がなく、さらなる小型化を実現できる。

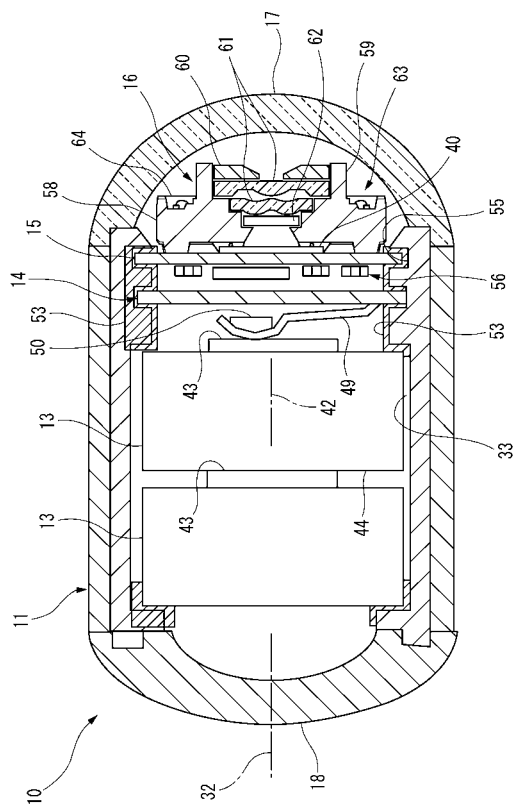
【符号の説明】

【0058】

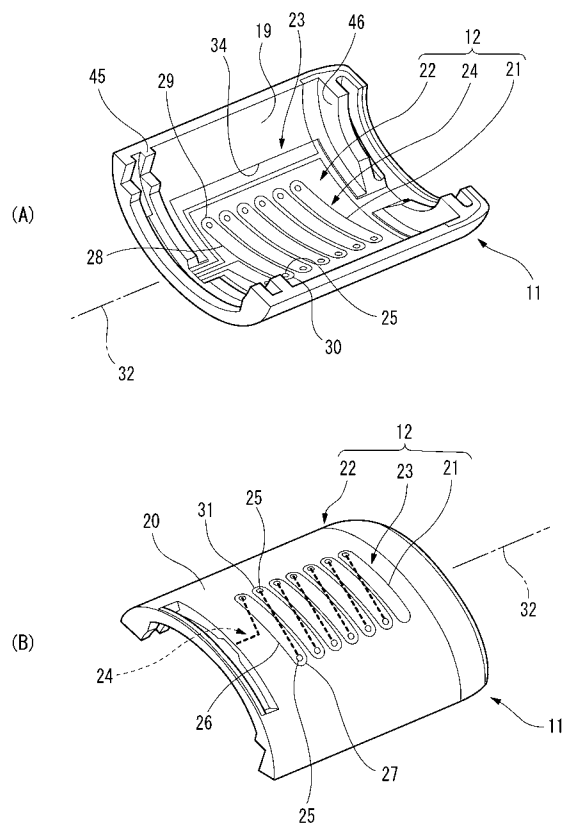
- 13 電池
- 14 電極端子
- 19 カプセルケース裏面
- 33 電池保持部
- 37 外部磁石
- 41 パターン端子
- 42 電池軸線
- 43 一端側端面電極
- 44 他端側端面電極
- 50 磁石
- 51 端子接触面
- 52 端子裏面
- 53 電極用配線パターン
- 54 電極対向保持面

10

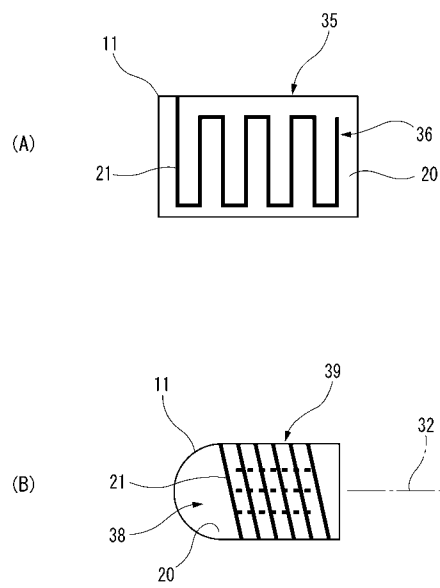
【図1】



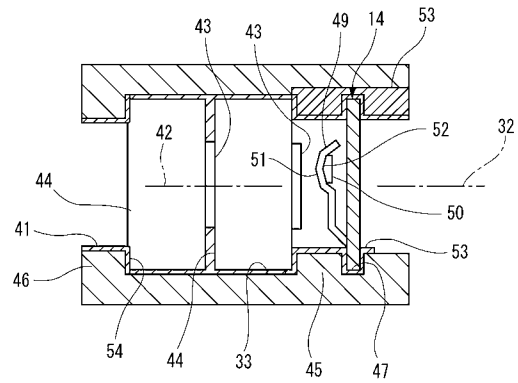
【図2】



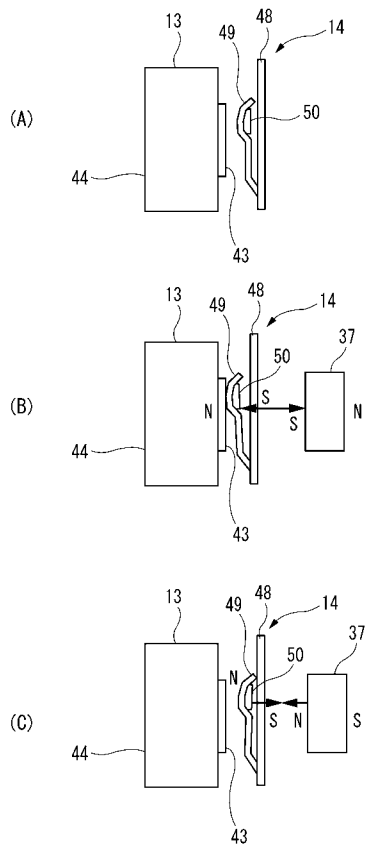
【図 3】



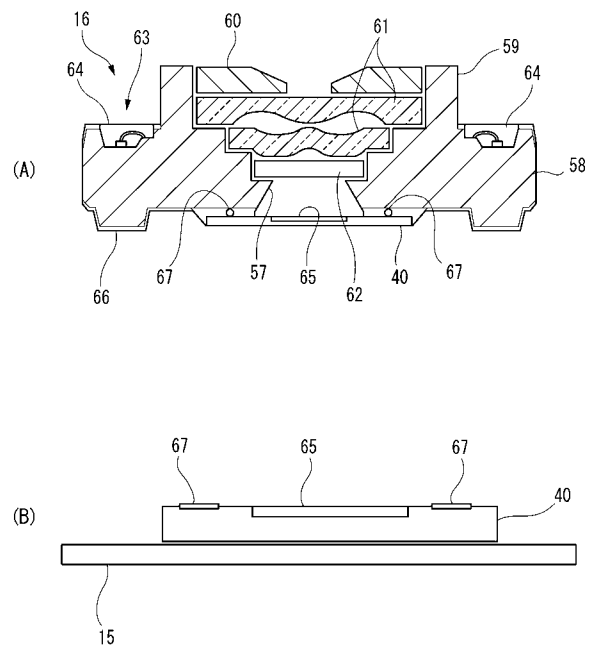
【図 4】



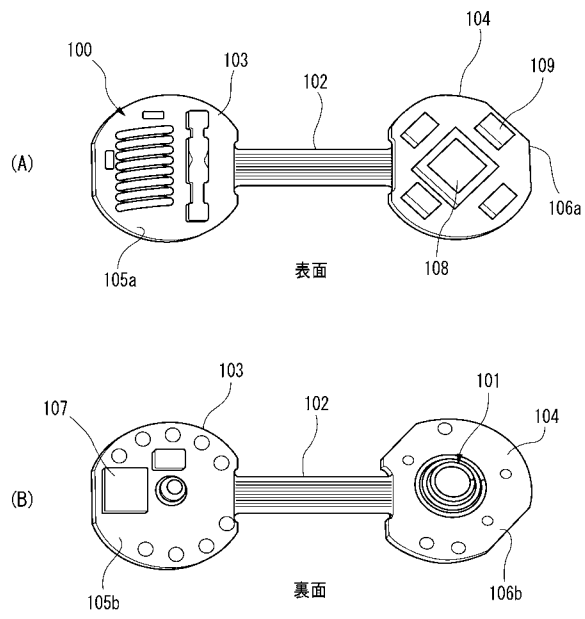
【図 5】



【図 6】



【 図 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 豊森 逸平

大阪府門真市大字門真 1 0 4 8 番地 パナソニック電工株式会社内

(72)発明者 森田 陽介

大阪府門真市大字門真 1 0 4 8 番地 パナソニック電工株式会社内

Fターム(参考) 4C161 DD07 FF17 FF45 JJ06 JJ19 NN03 NN05 SS01 UU06 UU07

专利名称(译)	胶囊内窥镜		
公开(公告)号	JP2013078439A	公开(公告)日	2013-05-02
申请号	JP2011219493	申请日	2011-10-03
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	小林 充 豊森 逸平 森田 陽介		
发明人	小林 充 豊森 逸平 森田 陽介		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.362.J A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/04.530		
F-TERM分类号	4C161/DD07 4C161/FF17 4C161/FF45 4C161/JJ06 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/SS01 4C161/UU06 4C161/UU07		
代理人(译)	桥本 公秀 吉田 将明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种胶囊型内窥镜，其不需要将天线的容纳空间固定在胶囊盒中，并且进一步减小尺寸。解决方案：胶囊型内窥镜包括形成胶囊的胶囊盒11外壳和具有布线图案22的天线12，其中形成在胶囊壳体的表面20处的线性导体21延伸。布线图案22包括形成在胶囊壳体的表面20处的表面侧布线图案23和形成在胶囊壳体的后表面19处的后表面侧布线图案24，以及表面侧布线图案23和后表面侧布线图案24可以通过穿透胶囊壳体11的穿透导体25彼此连接而构成。

