

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5361511号
(P5361511)

(45) 発行日 平成25年12月4日 (2013. 12. 4)

(24) 登録日 平成25年9月13日 (2013. 9. 13)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

G O 2 B 23/24 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 D

A 6 1 B 1/04 3 6 2 J

G O 2 B 23/24 B

請求項の数 10 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2009-102961 (P2009-102961)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成21年4月21日 (2009. 4. 21)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2010-252848 (P2010-252848A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成22年11月11日 (2010. 11. 11)	(73) 特許権者	304050923
審査請求日	平成24年4月6日 (2012. 4. 6)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100106909
			弁理士 棚井 澄雄
		(74) 代理人	100064908
			弁理士 志賀 正武
		(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体の内部に挿入され先端側を観察可能な観察手段が設けられた挿入部を有する内視鏡スコープ挿入部と、前記生体の外部に設置される生体外装置と、を備える内視鏡システムであって、

前記内視鏡スコープ挿入部に設けられ該内視鏡スコープ挿入部と電氣的に接続された第1の電極を有する第1のスコープ側信号接続部と、

前記生体外装置に設けられ該生体外装置と電氣的に接続された第2の電極を有し、前記第1のスコープ側信号接続部と係合する筒状の第1の生体外側信号接続部と、

前記内視鏡スコープ挿入部に設けられ該内視鏡スコープ挿入部と電氣的に接続された第3の電極を有する第2のスコープ側信号接続部と、

前記生体外装置に設けられ該生体外装置と電氣的に接続された第4の電極を有し、前記第2のスコープ側信号接続部と係合する筒状の第2の生体外側信号接続部と、

を更に備え、

前記第1のスコープ側信号接続部の全部又は一部は、前記第1の生体外側信号接続部と係合した際に、前記第1の生体外側信号接続部の筒内空間に配置され、前記第1の電極と前記第2の電極は静電結合し、

前記第2のスコープ側信号接続部の全部又は一部は、前記第2の生体外側信号接続部と係合した際に、前記第2の生体外側信号接続部の筒内空間に配置され、前記第3の電極と前記第4の電極は静電結合し、

10

20

前記第 3 の電極と前記第 4 の電極間の静電結合に係る信号は、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極間の静電結合に係る信号に対し逆の位相となる
ことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

生体の内部に挿入され先端側を観察可能な観察手段が設けられた挿入部を有する内視鏡スコープ挿入部と、前記生体の外部に設置される生体外装置と、を備える内視鏡システムであって、

前記内視鏡スコープ挿入部に設けられ該内視鏡スコープ挿入部と電氣的に接続された第 1 の電極を有する第 1 のスコープ側信号接続部と、

前記生体外装置に設けられ該生体外装置と電氣的に接続された第 2 の電極を有し、前記第 1 のスコープ側信号接続部と係合する筒状の第 1 の生体外側信号接続部と、

前記内視鏡スコープ挿入部に設けられ該内視鏡スコープ挿入部と電氣的に接続された第 1 のコイルを有するスコープ側電力接続部と、

前記生体外装置に設けられ該生体外装置と電氣的に接続された第 2 のコイルを有し、前記スコープ側電力接続部と係合する筒状の生体外側電力接続部と、
を更に備え、

前記第 1 のスコープ側信号接続部の全部又は一部は、前記第 1 の生体外側信号接続部と係合した際に、前記第 1 の生体外側信号接続部の筒内空間に配置され、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極は静電結合し、

前記スコープ側電力接続部の全部又は一部は、前記生体外側電力接続部と係合した際に、前記生体外側電力接続部の筒内空間に配置され、前記第 1 のコイルと前記第 2 のコイルは電磁結合し、

前記スコープ側電力接続部は筒状に形成され、内部に筒内空間を有し、

前記第 1 のスコープ側信号接続部は、前記スコープ側電力接続部の筒内空間の外側に配置される

ことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 3】

生体の内部に挿入され先端側を観察可能な観察手段が設けられた挿入部を有する内視鏡スコープ挿入部と、前記生体の外部に設置される生体外装置と、を備える内視鏡システムであって、

前記内視鏡スコープ挿入部に設けられ該内視鏡スコープ挿入部と電氣的に接続された第 1 の電極を有する第 1 のスコープ側信号接続部と、

前記生体外装置に設けられ該生体外装置と電氣的に接続された第 2 の電極を有し、前記第 1 のスコープ側信号接続部と係合する筒状の第 1 の生体外側信号接続部と、

前記内視鏡スコープ挿入部に設けられ該内視鏡スコープ挿入部と電氣的に接続された第 1 のコイルを有するスコープ側電力接続部と、

前記生体外装置に設けられ該生体外装置と電氣的に接続された第 2 のコイルを有し、前記スコープ側電力接続部と係合する筒状の生体外側電力接続部と、
を更に備え、

前記第 1 のスコープ側信号接続部の全部又は一部は、前記第 1 の生体外側信号接続部と係合した際に、前記第 1 の生体外側信号接続部の筒内空間に配置され、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極は静電結合し、

前記スコープ側電力接続部の全部又は一部は、前記生体外側電力接続部と係合した際に、前記生体外側電力接続部の筒内空間に配置され、前記第 1 のコイルと前記第 2 のコイルは電磁結合し、

前記スコープ側電力接続部は筒状に形成され、内部に筒内空間を有し、

前記第 1 のスコープ側信号接続部の全部又は一部は、前記スコープ側電力接続部の筒内空間に配置される

ことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の内視鏡システムにおいて、
前記第 1 の電極および前記第 3 の電極は、それぞれ円筒状に形成され、
前記第 2 の電極は、その内径が前記第 1 の電極の外径よりも大径の円筒状に形成される
とともに前記第 1 の生体外側信号接続部の軸線と同軸に配置され、
前記第 4 の電極は、その内径が前記第 3 の電極の外径よりも大径の円筒状に形成される
とともに前記第 2 の生体外側信号接続部の軸線と同軸に配置され、
前記第 1 のスコープ側信号接続部を前記第 1 の生体外側信号接続部と係合した際に、第
1 の電極と前記第 2 の電極とは、径方向に対向して静電結合し、
前記第 2 のスコープ側信号接続部を前記第 2 の生体外側信号接続部と係合した際に、前
記第 3 の電極と前記第 4 の電極とは、前記第 1 の電極および前記第 2 の電極と軸方向にず
れた位置で、径方向に対向して静電結合する
ことを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 5】

請求項 2 または 3 に記載の内視鏡システムにおいて、
前記第 1 の電極は、円筒状に形成され、
前記第 2 の電極は、その内径が前記第 1 の電極の外径よりも大径の円筒状に形成される
とともに前記第 1 の生体外側信号接続部の軸線と同軸に配置され、
前記第 1 のスコープ側信号接続部を前記第 1 の生体外側信号接続部と係合した際に、前
記第 1 の電極と前記第 2 の電極とは、径方向に対向して静電結合する
ことを特徴とする内視鏡システム。

20

【請求項 6】

請求項 2 または 3 に記載の内視鏡システムにおいて、
前記第 2 のコイルは、その内径が前記第 1 のコイルの外径よりも大径に形成されるとと
もに前記生体外側電力接続部の軸線と同軸に配置され、
前記スコープ側電力接続部を前記生体外側電力接続部と係合した際に、前記第 1 のコイ
ルと前記第 2 のコイルとは、径方向に対向して電磁結合する
ことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 7】

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システムにおいて、
前記内視鏡スコープ挿入部は、前記生体外装置に対し、前記第 1 の生体外側信号接続部
の筒軸を中心に回転可能に構成されていることを特徴とする内視鏡システム。

30

【請求項 8】

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システムにおいて、
前記第 1 のスコープ側信号接続部と前記第 1 の生体外側信号接続部とを係合したときに
、
前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間に、比誘電率が 1 よりも大きい個体または液体
の誘電体が配置されていることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 9】

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システムにおいて、
前記第 1 のスコープ側信号接続部は筒状に形成され、内部に筒内空間を有することを特
徴とする内視鏡システム。

40

【請求項 10】

請求項 9 に記載の内視鏡システムにおいて、
前記筒内空間にライトガイドを挿入することを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、静電結合により信号を伝達する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

50

従来、内視鏡システムでは、一般に、生体の内部に挿入する挿入部を有する内視鏡スコープ挿入部と、生体の外部に設置されモニター等の生体外装置と、が備えられている。そして、これらの一方から他方に信号を伝達するために、両方にそれぞれ備えられた電極を互いに直接接触させ、制御信号や映像信号等を伝達している。

ここで、挿入部を生体内に挿入すると生体の体液等が挿入部に付着するので、使用後に挿入部等を消毒液等を用いて消毒し、滅菌する必要がある。このとき、消毒した電極に消毒液の拭き残しがあると、この電極が腐食する恐れがある。

【 0 0 0 3 】

そこで、例えば特許文献 1 に示すように、静電結合により電極同士を直接接触させることなく信号を伝達する電子内視鏡システムが提案されている。

10

この電子内視鏡システムでは、内視鏡スコープ挿入部に備えられたユニバーサルコードが生体外装置に接続されている。ユニバーサルコードと生体外装置との接続部に、互いに着脱可能な一対のコネクタ（信号接続部）が設けられている。

内視鏡スコープ挿入部側のコネクタには、中央部に配置された円形の第 1 のパッド（電極）と、この第 1 のパッドを囲むように配置された環状の第 2 のパッドと、が備えられている。また、生体外装置側のコネクタには、中央部に配置された第 3 のパッドと、この第 3 のパッドを囲むように配置された環状の第 4 のパッドと、が備えられている。

そして、これらのコネクタを互いに装着したときに、第 1 のパッドと第 3 のパッド、第 2 のパッドと第 4 パッドが、それぞれユニバーサルコードの延在方向に対向するとともに、対向するパッドが互いに接近するように構成されている。

20

第 1 のパッドと第 3 のパッドの静電結合により、内視鏡スコープ挿入部から生体外装置へ生体内の画像情報が伝達され、第 2 のパッドと第 4 のパッドの静電結合により、生体外装置から内視鏡スコープ挿入部へ制御信号等が伝達される。

この電子内視鏡システムでは、第 1 のパッド及び第 3 のパッドは絶縁体で覆われている。このため、内視鏡スコープ挿入部を消毒液を用いても洗浄してもこれらのパッドが腐食することが防止され、内視鏡スコープ挿入部の洗浄が容易になるとともに腐食も防止されるという。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

30

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 7 - 9 7 7 6 7 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

しかしながら、上記特許文献 1 の電子内視鏡システムでは、例えば、互いに対向するように配置されるパッドの面積を広く確保する場合には、接続部の前記延在方向に直交する方向の外径が大きくなり、ユニバーサルコードの取り回しが悪くなるという問題がある。

【 0 0 0 6 】

本発明は、このような問題点に鑑みてなされたものであって、洗浄が容易であるとともに、静電結合のための電極の面積を広く確保する場合であっても信号接続部の外径が大きくなるのを抑えた内視鏡システムを提供するものである。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

上記課題を解決するために、この発明は以下の手段を提案している。

本発明の第 1 の態様の内視鏡システムは、生体の内部に挿入され先端側を観察可能な観察手段が設けられた挿入部を有する内視鏡スコープ挿入部と、前記生体の外部に設置される生体外装置と、を備える内視鏡システムであって、前記内視鏡スコープ挿入部に設けられ該内視鏡スコープ挿入部と電氣的に接続された第 1 の電極を有する第 1 のスコープ側信号接続部と、前記生体外装置に設けられ該生体外装置と電氣的に接続された第 2 の電極を有し、前記第 1 のスコープ側信号接続部と係合する筒状の第 1 の生体外側信号接続部と、

50

前記内視鏡スコープ挿入部に設けられ該内視鏡スコープ挿入部と電氣的に接続された第 3 の電極を有する第 2 のスコープ側信号接続部と、前記生体外装置に設けられ該生体外装置と電氣的に接続された第 4 の電極を有し、前記第 2 のスコープ側信号接続部と係合する筒状の第 2 の生体外側信号接続部と、を更に備え、前記第 1 のスコープ側信号接続部の全部又は一部は、前記第 1 の生体外側信号接続部と係合した際に、前記第 1 の生体外側信号接続部の筒内空間に配置され、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極は静電結合し、前記第 2 のスコープ側信号接続部の全部又は一部は、前記第 2 の生体外側信号接続部と係合した際に、前記第 2 の生体外側信号接続部の筒内空間に配置され、前記第 3 の電極と前記第 4 の電極は静電結合し、前記第 3 の電極と前記第 4 の電極間の静電結合に係る信号は、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極間の静電結合に係る信号に対し逆の位相となることを特徴としている。

10

本発明の第 2 の態様の内視鏡システムは、生体の内部に挿入され先端側を観察可能な観察手段が設けられた挿入部を有する内視鏡スコープ挿入部と、前記生体の外部に設置される生体外装置と、を備える内視鏡システムであって、前記内視鏡スコープ挿入部に設けられ該内視鏡スコープ挿入部と電氣的に接続された第 1 の電極を有する第 1 のスコープ側信号接続部と、前記生体外装置に設けられ該生体外装置と電氣的に接続された第 2 の電極を有し、前記第 1 のスコープ側信号接続部と係合する筒状の第 1 の生体外側信号接続部と、前記内視鏡スコープ挿入部に設けられ該内視鏡スコープ挿入部と電氣的に接続された第 1 のコイルを有するスコープ側電力接続部と、前記生体外装置に設けられ該生体外装置と電氣的に接続された第 2 のコイルを有し、前記スコープ側電力接続部と係合する筒状の生体外側電力接続部と、を更に備え、前記第 1 のスコープ側信号接続部の全部又は一部は、前記第 1 の生体外側信号接続部と係合した際に、前記第 1 の生体外側信号接続部の筒内空間に配置され、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極は静電結合し、前記スコープ側電力接続部の全部又は一部は、前記生体外側電力接続部と係合した際に、前記生体外側電力接続部の筒内空間に配置され、前記第 1 のコイルと前記第 2 のコイルは電磁結合し、前記スコープ側電力接続部は筒状に形成され、内部に筒内空間を有し、前記第 1 のスコープ側信号接続部は、前記スコープ側電力接続部の筒内空間の外側に配置されることを特徴としている。

20

本発明の第 3 の態様の内視鏡システムは、生体の内部に挿入され先端側を観察可能な観察手段が設けられた挿入部を有する内視鏡スコープ挿入部と、前記生体の外部に設置される生体外装置と、を備える内視鏡システムであって、前記内視鏡スコープ挿入部に設けられ該内視鏡スコープ挿入部と電氣的に接続された第 1 の電極を有する第 1 のスコープ側信号接続部と、前記生体外装置に設けられ該生体外装置と電氣的に接続された第 2 の電極を有し、前記第 1 のスコープ側信号接続部と係合する筒状の第 1 の生体外側信号接続部と、

30

前記内視鏡スコープ挿入部に設けられ該内視鏡スコープ挿入部と電氣的に接続された第 1 のコイルを有するスコープ側電力接続部と、前記生体外装置に設けられ該生体外装置と電氣的に接続された第 2 のコイルを有し、前記スコープ側電力接続部と係合する筒状の生体外側電力接続部と、を更に備え、前記第 1 のスコープ側信号接続部の全部又は一部は、前記第 1 の生体外側信号接続部と係合した際に、前記第 1 の生体外側信号接続部の筒内空間に配置され、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極は静電結合し、前記スコープ側電力接続部の全部又は一部は、前記生体外側電力接続部と係合した際に、前記生体外側電力接続部の筒内空間に配置され、前記第 1 のコイルと前記第 2 のコイルは電磁結合し、前記スコープ側電力接続部は筒状に形成され、内部に筒内空間を有し、前記第 1 のスコープ側信号接続部の全部又は一部は、前記スコープ側電力接続部の筒内空間に配置されることを特徴としている。

40

なお、ここで言う筒状とは本明細書において、文字通りの円くて長くて中空になっている形状だけでなく、中空になっている部分を取り囲む壁状の部分の一部が欠けている形状、すなわち、長手方向から見て略 C 字状の形状も含む形状を意味する。

【 0 0 0 8 】

また、上記第 1 の態様の内視鏡システムにおいて、前記第 1 の電極および前記第 3 の電極は、それぞれ円筒状に形成され、前記第 2 の電極は、その内径が前記第 1 の電極の外径

50

よりも大径の円筒状に形成されるとともに前記第 1 の生体外側信号接続部の軸線と同軸に配置され、前記第 4 の電極は、その内径が前記第 3 の電極の外径よりも大径の円筒状に形成されるとともに前記第 2 の生体外側信号接続部の軸線と同軸に配置され、前記第 1 のスコープ側信号接続部を前記第 1 の生体外側信号接続部と係合した際に、第 1 の電極と前記第 2 の電極とは、径方向に対向して静電結合し、前記第 2 のスコープ側信号接続部を前記第 2 の生体外側信号接続部と係合した際に、前記第 3 の電極と前記第 4 の電極とは、前記第 1 の電極および前記第 2 の電極と軸方向にずれた位置で、径方向に対向して静電結合することがより好ましい。

【0009】

また、上記第 2 または第 3 の態様の内視鏡システムにおいて、前記第 1 の電極は、円筒状に形成され、前記第 2 の電極は、その内径が前記第 1 の電極の外径よりも大径の円筒状に形成されるとともに前記第 1 の生体外側信号接続部の軸線と同軸に配置され、前記第 1 のスコープ側信号接続部を前記第 1 の生体外側信号接続部と係合した際に、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極とは、径方向に対向して静電結合することがより好ましい。

10

また、上記第 2 または第 3 の態様の内視鏡システムにおいて、前記第 2 のコイルは、その内径が前記第 1 のコイルの外径よりも大径に形成されるとともに前記生体外側電力接続部の軸線と同軸に配置され、前記スコープ側電力接続部を前記生体外側電力接続部と係合した際に、前記第 1 のコイルと前記第 2 のコイルとは、径方向に対向して電磁結合することがより好ましい。

【0010】

20

また、上記の内視鏡システムにおいて、前記内視鏡スコープ挿入部は、前記生体外装置に対し、前記第 1 の生体外側信号接続部の筒軸を中心に回転可能に構成されていることを特徴とする内視鏡システム。がより好ましい。

【0011】

また、上記の内視鏡システムにおいて、前記第 1 のスコープ側信号接続部と前記第 1 の生体外側信号接続部とを係合したときに、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間に、比誘電率が 1 よりも大きい個体または液体の誘電体が配置されていることがより好ましい。

【0012】

また、上記の内視鏡システムにおいて、前記第 1 のスコープ側信号接続部は筒状に形成され、内部に筒内空間を有することがより好ましい。

30

【0013】

また、上記の内視鏡システムにおいて、前記筒内空間にライトガイドを挿入することがより好ましい。

【発明の効果】

【0016】

本発明の内視鏡システムによれば、洗浄が容易であるとともに、静電結合のための電極の面積を広く確保する場合であっても、信号接続部の外径が大きくなるのを抑えることができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

40

【図 1】本発明の第 1 実施形態の内視鏡システムの全体構成を示す図である。

【図 2】同内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図 3】同内視鏡システムの信号伝送部の構成を示すブロック図である。

【図 4】同内視鏡システムのスコープ側コネクタと生体外側コネクタを接続した状態の断面図である。

【図 5】同内視鏡システムのスコープ側コネクタの断面図である。

【図 6】同内視鏡システムの生体外側コネクタの断面図である。

【図 7】同信号伝送装置の信号伝送部の信号伝達の動作を示すタイミング図である。

【図 8】本発明の第 1 実施形態のスコープ側コネクタと生体外側コネクタを接続した状態の断面図である。

50

【図 9】同内視鏡システムのスコープ側コネクタの断面図である。

【図 10】同内視鏡システムの生体外側コネクタの断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

(第 1 実施形態)

以下、本発明に係る内視鏡システムの第 1 実施形態を、図 1 から図 7 を参照しながら説明する。図 1 に示すように、この内視鏡システム 1 は、生体に挿入部 2 を挿入し、生体の内部を観察する装置である。

本実施形態の内視鏡システム 1 は、先端側を観察可能な CCD (観察手段) 3 が設けられた挿入部 2 を有する内視鏡スコープ挿入部 4 と、生体の外部に設置される生体外装置 5 と、を備える。

10

【0019】

内視鏡スコープ挿入部 4 は、可撓性を有する材料で形成され先端側に湾曲部 8 が設けられた前述の挿入部 2 と、挿入部 2 の基端部に取付けられ湾曲部 8 を湾曲操作するアングルノブ等が設けられた操作部 9 と、操作部 9 と生体外装置 5 と接続するユニバーサルコード 10 と、を備えている。

挿入部 2 の先端部、すなわち湾曲部 8 の先端側には、後述するスコープ側ライトガイド 53 及び生体外側ライトガイド 58 を通して導かれた照明光で挿入部 2 の先端側を照明する例えば集光光学系等である不図示の照明手段と、前述の CCD 3 が設けられている。

生体外装置 5 は、ベースとなる本体部 11 と、CCD 3 からの映像信号を表示する表示ユニット 12 と、を備えている。ユニバーサルコード 10 の基端部と本体部 11 との間には、互いに接続 / 分離可能なスコープ側コネクタ 13 と生体外側コネクタ 14 がそれぞれ設けられている。

20

【0020】

なお、本実施形態では、スコープ側コネクタ 13 と生体外側コネクタ 14 がユニバーサルコード 10 の基端部と本体部 11 との間に設けられたので、ユニバーサルコード 10 が内視鏡スコープ挿入部 4 を構成した。しかし、スコープ側コネクタと生体外側コネクタがユニバーサルコード 10 の先端部と操作部 9 との間に設けられる場合には、ユニバーサルコードは生体外装置 5 を構成することとなる。

すなわち、スコープ側コネクタと生体外側コネクタにより分離される部分より挿入部 2 側が内視鏡スコープ挿入部、本体部 11 側が生体外装置となる。

30

また、スコープ側コネクタと生体外側コネクタとを組にしたものは、ユニバーサルコード 10 や挿入部 2 等、どの部分に設けても良い。

【0021】

図 2 に示すように、内視鏡システム 1 は、信号を符号化して静電結合により伝達し、伝達された信号を復号化する信号伝送部 15a、15b を備えている。後で詳述するように、信号伝送部 15a により内視鏡スコープ挿入部 4 から生体外装置 5 (上り方向) に信号が伝達され、信号伝送部 15b により生体外装置 5 から内視鏡スコープ挿入部 4 (下り方向) に信号が伝達されるようになっている。

信号伝送部 15a と信号伝送部 15b の構成は同一なので、信号伝送部 15a のみを詳しく説明する。なお、信号伝送部 15a と信号伝送部 15b の対応する構成には、符号において同一の数字を付し、信号伝送部 15a の要素には符号 "a"、信号伝送部 15b の要素には符号 "b" をそれぞれ数字に付して区別することとする。

40

【0022】

内視鏡スコープ挿入部 4 は、CCD 3 の駆動状態を制御する CCD 駆動回路 26 と、CCD 3 によって撮像された画像データ (映像信号) 等を処理する映像信号処理回路 27 と、映像信号処理回路 27 で得られたアナログ信号をデジタル信号に変換する A/D 変換回路 28 と、交流電流を直流電流に変換する整流回路 29 と、直流電流の電圧を調整する DC/DC コンバータ 30 と、を有している。

また、内視鏡スコープ挿入部 4 は、信号を符号化して送る上り送信部 16a と、受けた

50

信号を復号化する下り受信部 17 b と、をさらに有している。

【0023】

本体部 11 は、内視鏡スコープ挿入部 4 及び生体外装置 5 を制御し映像信号を処理するシステムコントロール部 33 と、後述する 1 次コイルリング 36 の駆動状態を制御する 1 次コイル駆動回路 34 と、受けた信号を復号化する上り受信部 17 a と、信号を符号化して送る下り送信部 16 b と、を有している。

スコープ側コネクタ 13 は、電力を供給される 2 次コイルリング (第 1 のコイル) 35 と、静電結合により信号を送る送信用リング (第 1 の電極) 18 a、送信用リング (第 3 の電極) 19 a と、静電結合により信号を受ける受信用リング (第 1 の電極) 20 b 及び受信用リング (第 3 の電極) 21 b と、を有している。

10

そして、生体外側コネクタ 14 は、電力を供給する 1 次コイルリング (第 2 のコイル) 36 と、静電結合により信号を受ける受信用リング (第 2 の電極) 20 a 及び受信用リング (第 4 の電極) 21 a と、静電結合により信号を送る送信用リング (第 2 の電極) 18 b、送信用リング (第 4 の電極) 19 b と、を有している。

【0024】

上り送信部 16 a、上り受信部 17 a、送信用リング 18 a、送信用リング 19 a、受信用リング 20 a、及び受信用リング 21 a で上記の信号伝送部 15 a が構成され、下り送信部 16 b、下り受信部 17 b、送信用リング 18 b、送信用リング 19 b、受信用リング 20 b、及び受信用リング 21 b で上記の信号伝送部 15 b が構成される。

【0025】

20

次に、信号伝送部 15 a の詳細な構成を説明する。

図 3 に示すように、上り送信部 16 a は、A/D 変換回路 28 から伝達されるデジタル信号 (データ) を変調してマンチェスタ符号化する変調回路 39 a と、変調回路 39 a に接続され、変調回路 39 a で変調された符号化データ、及びこの符号化データから生成した逆の位相のデータの電流を増幅したりインピーダンス変換したりして伝送ライン 41 a、42 a の一端にそれぞれ出力するドライバ回路 40 a と、を有している。

伝送ライン 41 a、42 a の他端は前述の送信用リング 18 a、19 a にそれぞれ電気的に接続され、受信用リング 20 a、21 a は伝送ライン 43 a、44 a の一端にそれぞれ電気的に接続されている。

【0026】

30

上り受信部 17 a は、伝送ライン 43 a、44 a の他端に接続され各データのレベルを検出する二値化回路 45 a と、二値化回路 45 a に接続され符号化データからクロックを再生するクロック再生回路 46 a と、二値化回路 45 a 及びクロック再生回路 46 a に接続され符号化データの復調を行う復調回路 47 a と、を有する。

復調回路 47 a で復調された映像信号は、システムコントロール部 33 に伝達される。

【0027】

次に、スコープ側コネクタ 13 と生体外側コネクタ 14 の構成について説明する。

図 4 に示すように、スコープ側コネクタ 13 は円筒状に形成され、生体外側コネクタ 14 はスコープ側コネクタ 13 の外周面を囲繞するように円筒状に形成されている。そして、生体外側コネクタ 14 に対してスコープ側コネクタ 13 を係合し、この係合を外すことで、スコープ側コネクタ 13 と生体外側コネクタ 14 とを接続 / 分離することが可能となっている。なお、生体外側コネクタ 14 にスコープ側コネクタ 13 を接続した時には、それぞれが共通の軸線 (筒軸) C1 上に配置されるようになっている。

40

【0028】

スコープ側コネクタ 13 は、管状に形成され軸線 C1 上に配置されたスコープ側軸部材 50 と、円筒状に形成された送信用リング 18 a、19 a、受信用リング 20 b、21 b、及び 2 次コイルリング 35 と、これら送信用リング 18 a、19 a、受信用リング 20 b、21 b、及び 2 次コイルリング 35 の外周面及び端部を覆うように設けられ誘電体からなるスコープ側被覆部材 51 と、リング状に形成されたベアリング 52 と、を備えている。

50

送信用リング 18 a、19 a、2 次コイルリング 35、及び受信用リング 20 b、21 b は、軸線 C 1 に沿って延在するように配置され、絶縁性を有する材料で形成された支持部材にそれぞれ取付けられている。

送信用リング 18 a、19 a、2 次コイルリング 35、及び受信用リング 20 b、21 b は、この順でスコープ側軸部材 50 の先端側から基端側に並ぶように、前述の支持部材を介してスコープ側軸部材 50 の基端部にそれぞれ取付けられている。そして、送信用リング 18 a と送信用リング 19 a、送信用リング 19 a と 2 次コイルリング 35、2 次コイルリング 35 と受信用リング 20 b、受信用リング 20 b と受信用リング 21 b の間には、電磁気的な影響を遮断するための遮蔽部材がそれぞれ設けられている。

【0029】

10

ベアリング 52 は、スコープ側被覆部材 51 より径方向外側にわずかに突出するように設定され、露出した状態になっている。ベアリング 52 の外周面及び内周面は、軸線 C 1 に沿うように配置されている。そして、この外周面は内周面に対して軸線 C 1 回りに摩擦力を低減させた状態で回転できるようになっている。

また、スコープ側軸部材 50 内には、不図示の照明手段に照明光を導くスコープ側ライトガイド 53 が挿通されている。

【0030】

図 5 に示すように、スコープ側コネクタ 13 は、第 1 の電極である送信用リング 18 a、受信用リング 20 b をそれぞれ有する第 1 のスコープ側信号接続部 D1、D2 と、第 1 のコイルである 2 次コイルリング 35 を有するスコープ側電力接続部 D3 と、第 3 の電極である送信用リング 19 a、受信用リング 21 b をそれぞれ有する第 2 のスコープ側信号接続部 D4、D5 と、が一体となって構成されているとみることができる。

20

これら第 1 のスコープ側信号接続部 D1、D2、スコープ側電力接続部 D3、第 2 のスコープ側信号接続部 D4、D5 は、それぞれが円筒状に形成されて同一の内径及び外径を有し、それぞれの軸線が軸線 C 1 と一致するように、互いに軸線 C 1 方向に位置をずらして配置されている。

言い換えれば、第 1 のスコープ側信号接続部 D1、D2 は、スコープ側電力接続部 D3 の内部に形成される空間である筒内空間 S0 の外側に配置されている。

【0031】

再び図 4 に戻って説明する。生体外側コネクタ 14 は、管状に形成され軸線 C 1 上に配置された生体外側軸部材 56 と、円筒状に形成された受信用リング 20 a、21 a、送信用リング 18 b、19 b、及び 1 次コイルリング 36 と、これら受信用リング 20 a、21 a、送信用リング 18 b、19 b、及び 1 次コイルリング 36 の内周面、外周面及び端部を覆うように設けられ誘電体からなる生体外側被覆部材 57 と、を備えている。

30

受信用リング 20 a、21 a、1 次コイルリング 36、及び送信用リング 18 b、19 b は、軸線 C 1 に沿って延在するように配置され、絶縁性を有する材料で形成された支持部材にそれぞれ取付けられている。

受信用リング 20 a、21 a、1 次コイルリング 36、及び送信用リング 18 b、19 b は、この順で本体部 11 に近づくように生体外側被覆部材 57 内に取付けられている。そして、受信用リング 20 a と受信用リング 21 a、受信用リング 21 a と 1 次コイルリング 36、1 次コイルリング 36 と送信用リング 18 b、送信用リング 18 b と送信用リング 19 b の間には、電磁気的な影響を遮断するための遮蔽部材がそれぞれ設けられている。

40

【0032】

また、生体外側軸部材 56 内には、本体部 11 内に設けられた不図示の発光装置から発せられた照明光を導く生体外側ライトガイド 58 が挿通されている。

上記のスコープ側被覆部材 51 及び生体外側被覆部材 57 としては、本実施形態では、比誘電率が 2.95 のポリカーボネートが用いられている。

そして、スコープ側コネクタ 13 と生体外側コネクタ 14 を接続すると、送信用リング 18 a と受信用リング 20 a、送信用リング 19 a と受信用リング 21 a、コイルリング

50

35と1次コイルリング36、受信用リング20bと送信用リング18b、そして受信用リング21bと送信用リング19bが、互いに対向するように配置されている。

【0033】

図6に示すように、生体外側コネクタ14は、第2の電極である受信用リング20a、送信用リング18bをそれぞれ有する第1の生体外側信号接続部D6、D7と、第2のコイルである1次コイルリング36を有する生体外側電力接続部D8と、第4の電極である受信用リング21a、送信用リング19bをそれぞれ有する第2の生体外側信号接続部D9、D10と、が一体となって構成されているとみることができる。

これら第1の生体外側信号接続部D6、D7、生体外側電力接続部D8、第2の生体外側信号接続部D9、D10は、それぞれが円筒状に形成されて同一の内径及び外径を有し、それぞれの軸線が軸線C1と一致するように、互いに軸線C1方向に位置をずらして配置されている。

すなわち、第1の生体外側信号接続部D6の筒内空間S1、第1の生体外側信号接続部D7の筒内空間S2、生体外側電力接続部D8の筒内空間S3、第2の生体外側信号接続部D9の筒内空間S4、及び第2の生体外側信号接続部D10の筒内空間S5は、互いに重ならず軸線C1方向に位置をずらして配置される。

【0034】

また、図4に示すように、スコープ側コネクタ13の軸線と生体外側コネクタ14の軸線とを一致させた状態で、ペアリング52の外周面に生体外側被覆部材57の内周面を取付けると、生体外側コネクタ14にスコープ側コネクタ13が係合されて接続される。このとき、スコープ側コネクタ13は、生体外側コネクタ14に対し、軸線C1回りに回転可能に構成されている。

図5及び図6に示すように、スコープ側コネクタ13と生体外側コネクタ14を接続すると以下ようになる。第1のスコープ側信号接続部D1は第1の生体外側信号接続部D6の筒内空間S1に配置され、送信用リング18aと受信用リング20aとが静電結合する。第1のスコープ側信号接続部D2は第1の生体外側信号接続部D7の筒内空間S2に配置され、受信用リング20bと送信用リング18bとが静電結合する。スコープ側電力接続部D3は生体外側電力接続部D8の筒内空間S3に配置され、2次コイルリング35と1次コイルリング36が電磁結合する。第2のスコープ側信号接続部D4は第2の生体外側信号接続部D9の筒内空間S4に配置され、送信用リング19aと受信用リング21aが静電結合する。そして、第2のスコープ側信号接続部D5は第2の生体外側信号接続部D10の筒内空間S5に配置され、受信用リング21bと送信用リング19bが静電結合する。

また、図4に示すように、スコープ側コネクタ13と生体外側コネクタ14が接続したときに、スコープ側ライトガイド53の端面と生体外側ライトガイド58の端面が対向するように配置される。そして、生体外側ライトガイド58側からスコープ側ライトガイド53に照明光を伝達することが可能となっている。

【0035】

次に、信号伝送部15aの各部の動作を説明する。

図3及び図7に示すように、A/D変換回路28から伝達されるデジタル信号である送信データは、変調回路39aでマンチェスタ符号化され、各送信データが“1”又は“0”のレベルで表される2つのビットに変調され符号化データが生成される。符号化データはドライバ回路40aに伝達され、ドライバ回路40aは符号化データの逆の位相のデータを生成する。

符号化データは送信用リング18aと受信用リング20aとの静電結合により、逆の位相のデータは送信用リング19aと受信用リング21aとの静電結合により、受信用リング20aと受信用リング21aにそれぞれ伝達される。そして、二値化回路45aは、伝達された符号化データと逆の位相のデータとのレベルの差を検出することにより両データに共通に含まれるノイズを除去するとともに、各ビットのレベルを“1”又は“0”で表した、二値化データを生成する。二値化データは、クロック再生回路46aと復調回路4

7 aに伝達される。クロック再生回路46 aでは、1つ目のビットと2つ目のビットとの切り替わりのタイミングにより再生クロックを生成する。再生クロックは、復調回路47 aに伝達され、復調回路47 aは再生クロックに基づいて符号化データの復調を行い受信データを生成する。

【0036】

次に、内視鏡スコープ挿入部4と生体外装置5との間で信号等を伝達する工程を説明する。まず、生体外装置5から内視鏡スコープ挿入部4（下り方向）へ信号及び電力を伝達する工程について説明する。

図2に示すように、システムコントロール部33は、下り送信部16 b、上り受信部17 a、1次コイル駆動回路34、及び表示ユニット12にそれぞれ接続されている。

10

システムコントロール部33が下り送信部16 bにCCD3を制御する信号を送ると、下り送信部16 bでは、この制御信号が符号化され、符号化データ、及びこの符号化データの逆の位相のデータが生成される。これらのデータは、送信用リング18 bと受信用リング20 b、送信用リング19 bと受信用リング21 b、のそれぞれの静電結合により伝達され、下り受信部17 bで復号化される。

【0037】

復号化された制御信号は、下り受信部17 bに接続されたCCD駆動回路26に伝達される。CCD駆動回路26は、この制御信号に基づいて自身が接続されたCCD3を制御する。

【0038】

20

一方で、システムコントロール部33が1次コイル駆動回路34に制御信号を送ると、1次コイル駆動回路34に電氣的に接続された1次コイルリング36に所定の交流電流が供給される。すると、1次コイルリング36と2次コイルリング35との電磁結合により2次コイルリング35に交流電流が流れる。この交流電流は、2次コイルリング35に電氣的に接続された整流回路29に送られて直流電流に変換される。変換された直流電流は、整流回路29に接続されたDC/DCコンバータ30で電圧を調整され、CCD駆動回路26等に供給される。

【0039】

次に、内視鏡スコープ挿入部4が生体外装置5（上り方向）へ信号を伝達する工程について説明する。

30

CCD3が撮像した映像信号は、CCD3が接続された映像信号処理回路27に伝達されて処理され、アナログ信号が生成される。このアナログ信号は、映像信号処理回路27に接続されたA/D変換回路28でデジタル信号に変換される。そして、変換されたデジタル信号は、A/D変換回路28に接続された上り送信部16 aに伝達される。

【0040】

上り送信部16 aに伝達された映像信号は符号化され、符号化データ、及びこの符号化データの逆の位相のデータが生成される。これらのデータは、送信用リング18 aと受信用リング20 a、送信用リング19 aと受信用リング21 a、のそれぞれの静電結合により伝達され、上り受信部17 aで復号化される。

復号化された映像信号は、上り受信部17 aからシステムコントロール部33に伝達されて処理され、さらに表示ユニット12に送られて表示される。

40

【0041】

こうして、本発明の第1実施形態の内視鏡システム1によれば、送信用リング18 a、受信用リング20 b、及びこれらにそれぞれ対向するように配置された受信用リング20 a、送信用リング18 bは、それぞれ円筒状に形成されるとともに軸線C1に沿って延在するように配置されている。

従って、これら送信用リング18 a、18 b、受信用リング20 a、20 bの面積を広くする場合であっても、これらのリング18 a、18 b、20 a、20 bを軸線C1方向にさらに延びるように配置することで、第1の生体外側信号接続部D6、D7及び第1のスコープ側信号接続部D1、D2のそれぞれの外径が大きくなるのを抑えることができる

50

。そして、互いに静電結合した、送信用リング 18 a と受信用リング 20 a、受信用リング 20 b と送信用リング 18 b との間で信号を確実に伝達することが可能となる。

また、生体の体液等が付着しやすい挿入部 2 を有する内視鏡スコープ挿入部 4 に設けられる第 1 のスコープ側信号接続部 D 1 は、この第 1 のスコープ側信号接続部を筒内空間 S 1 に配置する D 6 に比べて、外面や内面における凹凸や表面積を低減させることが可能となる。従って、内視鏡スコープ挿入部 4 側の洗浄を容易にすることができる。

【 0 0 4 2 】

また、スコープ側コネクタ 1 3 と生体外側コネクタ 1 4 とを接続させると、生体外側電力接続部 D 8 に設けられた 1 次コイルリング 3 6 と、この生体外側電力接続部 D 8 の筒内空間 S 3 に配置されるスコープ側電力接続部 D 3 に設けられた 2 次コイルリング 3 5 とが電磁結合する。

10

この接合させた状態で、1 次コイルリング 3 6 に交流電圧を供給することにより、相互誘導で 2 次コイルリング 3 5 に誘導起電力が生じる。従って、生体外装置 5 から内視鏡スコープ挿入部 4 に電力を供給することができる。

【 0 0 4 3 】

また、送信用リング 19 a、受信用リング 21 b、及びこれらにそれぞれ対向するように配置された受信用リング 21 a、送信用リング 19 b は、それぞれ円筒状に形成されるときともに軸線 C 1 に沿って延在するように配置されている。

従って、これら送信用リング 19 a、19 b、受信用リング 21 a、21 b の面積を広くする場合であっても、これらのリング 19 a、19 b、21 a、21 b を軸線 C 1 方向にさらに延びるように配置することで、第 2 の生体外側信号接続部 D 9、D 10 及び第 2 のスコープ側信号接続部 D 4、D 5 のそれぞれの外径が大きくなるのを抑えることができる。

20

そして、互いに静電結合した送信用リング 18 a と受信用リング 20 a の間で符号化データを伝達し、送信用リング 19 a と受信用リング 21 a の間で符号化データの逆の位相のデータを伝達し、これら両データのレベルの差を検出することで、両信号に共通に含まれるノイズを低減し信号をより確実に検出することができる。

【 0 0 4 4 】

また、スコープ側コネクタ 1 3 は、生体外側コネクタ 1 4 に対して軸線 C 1 回りに回転可能に構成されているので、内視鏡スコープ挿入部 4 の取り回しを向上させることができる。

30

また、スコープ側コネクタ 1 3 の表面及び生体外側コネクタ 1 4 の表面には、スコープ側被覆部材 5 1 及び生体外側被覆部材 5 7 がそれぞれ設けられているので、互いに静電結合する送信用リング 18 a と受信用リング 20 a、受信用リング 20 b と送信用リング 18 b、送信用リング 19 a と受信用リング 21 a、そして受信用リング 21 b と送信用リング 19 b を確実に絶縁することができる。

また、これらの電極の間に空気だけが設けられている場合より両電極間の浮遊容量を増加させることができる。従って、これらの電極の間の静電結合を強め、信号をより確実に伝達することができる。

また、スコープ側被覆部材 5 1 及び生体外側被覆部材 5 7 のような固体の誘電体を用いることで、送信用リング 18 a と受信用リング 20 a、受信用リング 20 b と送信用リング 18 b、送信用リング 19 a と受信用リング 21 a、そして受信用リング 21 b と送信用リング 19 b のそれぞれの距離を安定させ、信号をより安定させて伝達することができる。

40

【 0 0 4 5 】

また、スコープ側コネクタ 1 3 と生体外側コネクタ 1 4 は、それぞれが円筒状に形成されているので、それぞれの軸線上にスコープ側ライトガイド 5 3 及び生体外側ライトガイド 5 8 を配置することができる。そして、これらのライトガイド 5 3、5 8 により照明光を不図示の照明手段に導いて、挿入部 2 の先端側を照明することができる。

また、信号接続部 D 1、D 2、D 4、D 5、及びスコープ側電力接続部 D 3、側信号接

50

続部 D 6、D 7、D 9、D 10、及び生体外側電力接続部 D 8 は、それぞれが互いに軸線 C 1 方向に位置をずらして配置されている。従って、スコープ側コネクタ 1 3 及び生体外側コネクタ 1 4 の外径が大きくなるのを抑えることができる。

【0046】

なお、本実施形態では、スコープ側コネクタ 1 3 及び生体外側コネクタ 1 4 は、それぞれ円筒状に形成されたとした。

しかし、スコープ側コネクタ 1 3 及び生体外側コネクタ 1 4 の形状は、軸線方向から見て中空の楕円形状や中空の多角形状でも良く、さらに、円筒の側面の一部が取り除かれ、軸線方向から見て略 C 字状に形成されていても良い。

【0047】

10

(第2実施形態)

次に、本発明に係る第2実施形態について説明するが、前記実施形態と同一の部位には同一の符号を付してその説明は省略し、異なる点についてのみ説明する。

本実施形態においては、図8及び図9に示すように、スコープ側コネクタ 6 4 において、送信用リング 1 8 a 及び送信用リング 1 9 a に対して、径方向外側に離間した位置に2次コイルリング 3 5 が配置されている。そして、送信用リング 1 8 a、1 9 a、及び2次コイルリング 3 5 には、絶縁性を有する材料で形成された支持部材がそれぞれ取付けられ、これら送信用リング 1 8 a、1 9 a、及び2次コイルリング 3 5 は、誘電体からなるスコープ側被覆部材 6 6 内で固定されている。

送信用リング 1 8 a、1 9 a と2次コイルリング 3 5 との間には、受信用リング 2 0 a、2 1 a と係合するための一定の隙間が設けられている。

20

なお、本実施形態のスコープ側コネクタ 6 4 には、下り方向用の第1のスコープ側信号接続部及び第2のスコープ側信号接続部は設けられていない。

【0048】

すなわち、本実施形態の内視鏡システム 6 1 では、スコープ側電力接続部 D 1 1 は円筒状に形成され、第1のスコープ側信号接続部 D 1 及び第2のスコープ側信号接続部 D 4 は、スコープ側電力接続部 D 1 1 の筒内空間 S 6 に配置されている。別の言い方をすれば、第1のスコープ側信号接続部 D 1 及び第2のスコープ側信号接続部 D 4 に対して、スコープ側電力接続部 D 1 1 は、第1のスコープ側信号接続部 D 1 の軸線(筒軸) C 2 方向に位置をずらすことなく、同軸に配置されている。

30

【0049】

また、図8及び図10に示すように、生体外側コネクタ 6 5 において、受信用リング 2 0 a 及び受信用リング 2 1 a に対して、径方向外側に離間した位置に1次コイルリング 3 6 が配置されている。そして、受信用リング 2 0 a、2 1 a、及び1次コイルリング 3 6 には、絶縁性を有する材料で形成された支持部材がそれぞれ取付けられ、これら受信用リング 2 0 a、2 1 a、及び1次コイルリング 3 6 は、誘電体からなる生体外側被覆部材 6 7 内で固定されている。

受信用リング 2 0 a、2 1 a と1次コイルリング 3 6 との間には、2次コイルリング 3 5 と係合するための一定の隙間が設けられている。

なお、本実施形態の生体外側コネクタ 6 5 には、下り方向用の第1の生体外側信号接続部及び第2の生体外側信号接続部は設けられていない。

40

【0050】

すなわち、本実施形態の内視鏡システム 6 1 では、第1の生体外側信号接続部 D 6 及び第2の生体外側信号接続部 D 9 は、生体外側電力接続部 D 1 2 の筒内空間 S 7 に配置されている。別の言い方をすれば、第1の生体外側信号接続部 D 6 及び第2の生体外側信号接続部 D 9 に対して、生体外側電力接続部 D 1 2 は、軸線(筒軸) C 2 方向に位置をずらすことなく、同軸に配置されている。

【0051】

以上のように構成された内視鏡システム 6 1 は、スコープ側電力接続部 D 1 1 及び生体外側電力接続部 D 1 2 を備え、生体外装置 5 と内視鏡スコープ挿入部 4 との間で電力を供

50

給する場合であっても、第 1 のスコープ側信号接続部 D 1 及びスコープ側電力接続部 D 1 1 の全体としての軸線 C 2 方向の長さを短くすることができる。言い換えれば、スコープ側コネクタ 6 4 と生体外側コネクタ 6 5 の、それぞれの軸線 C 2 方向の長さを短くすることができる。

また、1 次コイルリング 3 6 及び 2 次コイルリング 3 5 を径方向外側に配置することで、1 次コイルリング 3 6 と 2 次コイルリング 3 5 が電磁結合する面積をより広く確保し、1 次コイルリング 3 6 と 2 次コイルリング 3 5 との間で伝達される電力を増加させることができる。

【 0 0 5 2 】

以上、本発明の第 1 実施形態及び第 2 実施形態について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の構成の変更等も含まれる。

10

例えば、上記第 1 実施形態及び第 2 実施形態では、スコープ側被覆部材及び生体外側被覆部材としてポリカーボネートを用いた。しかし、スコープ側被覆部材及び生体外側被覆部材は、比誘電率が 1 よりも大きい個体または液体により形成されていれば良い。さらに、スコープ側被覆部材と生体外側被覆部材の一方は、備えられなくても良い。

【 0 0 5 3 】

また、上記第 1 実施形態及び第 2 実施形態では、信号を変調してマンチェスタ符号化した。しかし、信号の変調方法はこれに限ることなく、他の変調方法を用いても良い。

また、上記第 1 実施形態及び第 2 実施形態では、内視鏡スコープ挿入部 4 がバッテリー等を搭載していて、このバッテリーから C C D 駆動回路 2 6 等に電力が供給されるときには、スコープ側コネクタと生体外側コネクタにスコープ側電力接続部と生体外側電力接続部を設けなくても良い。

20

また、上記第 1 実施形態及び第 2 実施形態では、信号を伝達するときのノイズが少ないときには、送信用リング 1 9 a 及び受信用リング 2 1 a は備えられなくても良い。

【 符号の説明 】

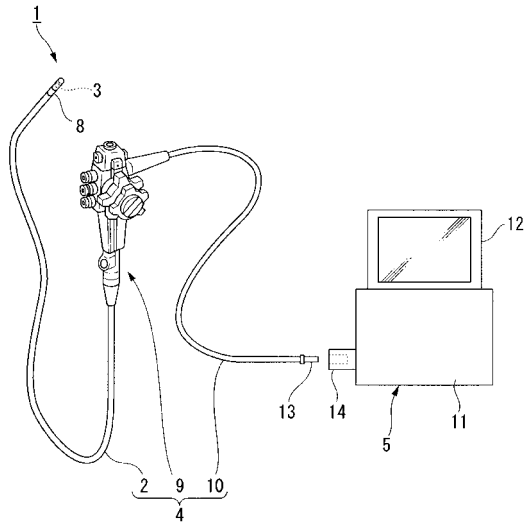
【 0 0 5 4 】

- 1、6 1 内視鏡システム
- 2 挿入部
- 3 C C D (観察手段)
- 4 内視鏡スコープ挿入部
- 5 生体外装置
- 1 8 a 送信用リング (第 1 の電極)
- 1 9 a 送信用リング (第 3 の電極)
- 2 0 a 受信用リング (第 2 の電極)
- 2 1 a 受信用リング (第 4 の電極)
- 3 5 2 次コイルリング (第 1 のコイル)
- 3 6 1 次コイルリング (第 2 のコイル)
- C 1、C 2 軸線 (筒軸)
- D 1、D 2 第 1 のスコープ側信号接続部
- D 3、D 1 1 スコープ側電力接続部
- D 4、D 5 第 2 のスコープ側信号接続部
- D 6、D 7 第 1 の生体外側信号接続部
- D 8、D 1 2 生体外側電力接続部
- D 9、D 1 0 第 2 の生体外側信号接続部
- S 0 ~ S 7 筒内空間

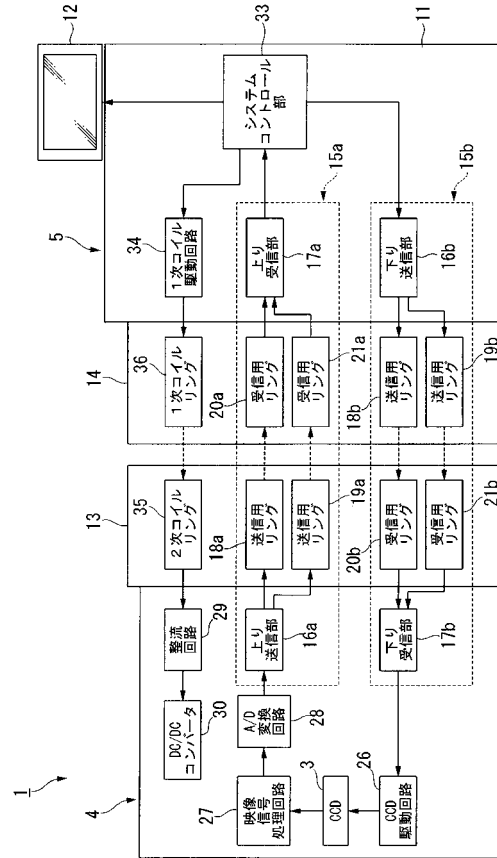
30

40

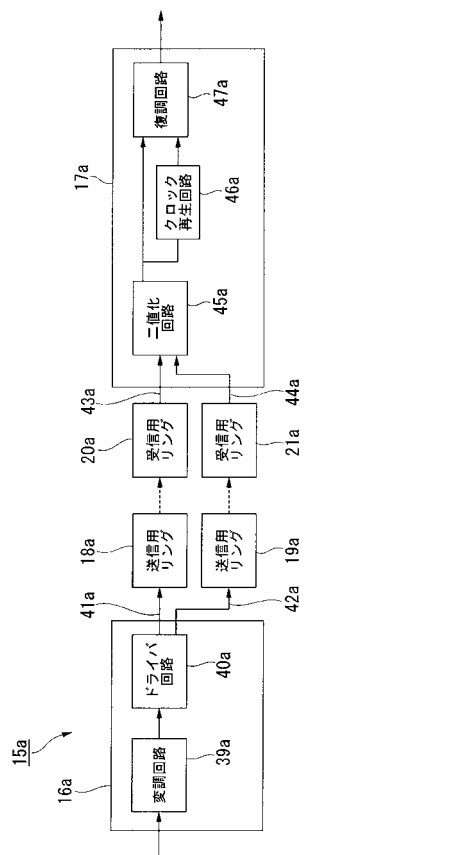
【図 1】



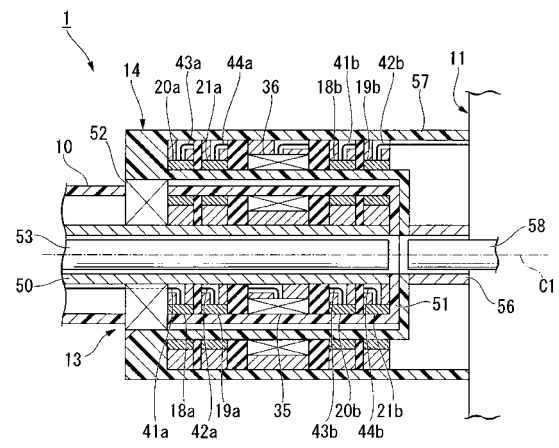
【図 2】



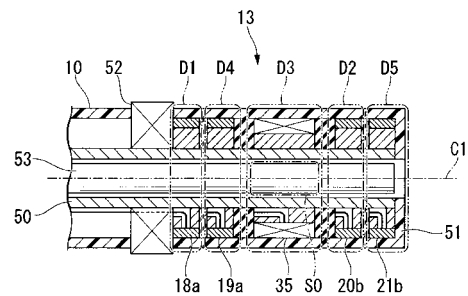
【図 3】



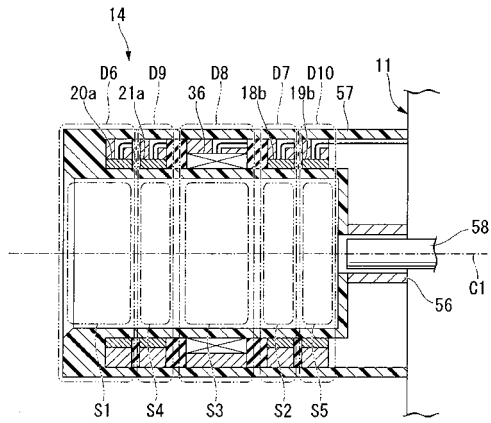
【図 4】



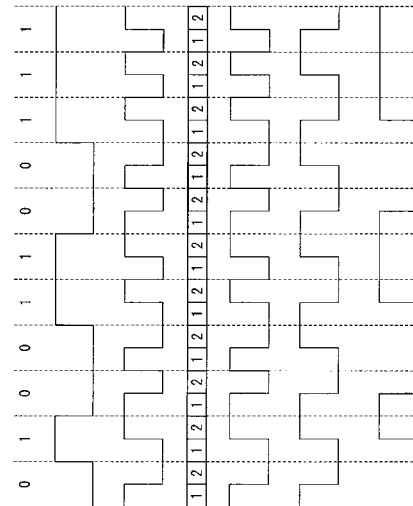
【図 5】



【図 6】

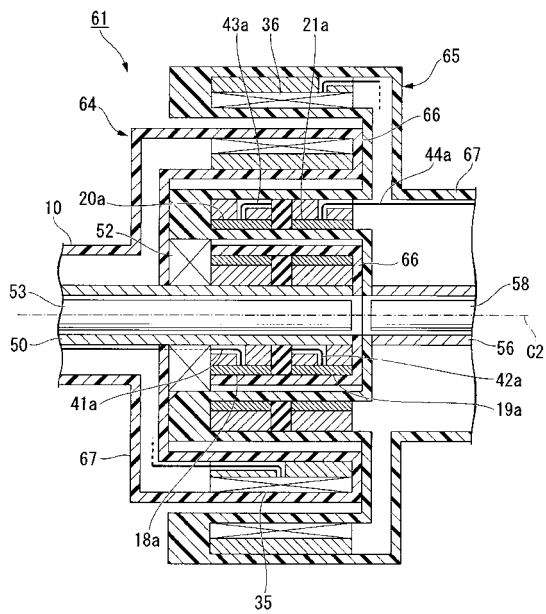


【図 7】

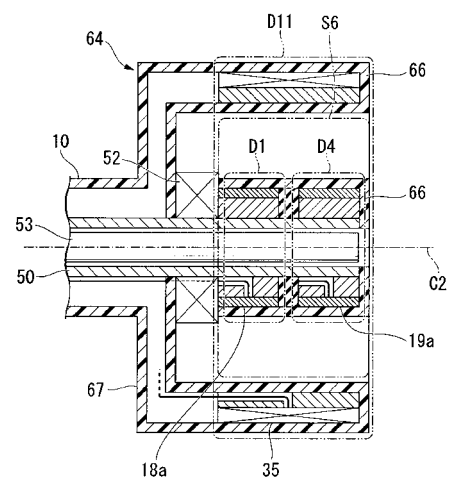


送信データ
符号化データ
(マンチェスタ符号)
符号化のビット位置
二値化データ
再生クロック
受信データ

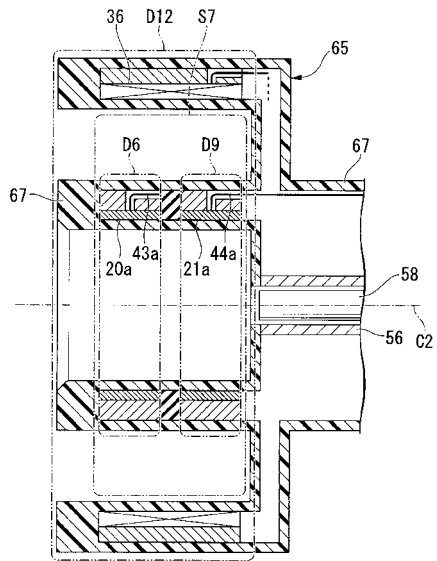
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(74)代理人 100129403

弁理士 増井 裕士

(72)発明者 加藤 秀一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス株式会社内

(72)発明者 川田 晋

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 本田 真

神奈川県横浜市西区みなとみらい三丁目6番4号みなとみらいビジネススクエア14階 日立情報通信エンジニアリング株式会社内

審査官 大塚 裕一

(56)参考文献 国際公開第2005/077250(WO, A1)

特開2006-320381(JP, A)

特開2007-097767(JP, A)

特開平10-155740(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 ~ 1/32

G02B 23/24 ~ 23/26

【图 2】