

(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2009-148552

(P2009-148552A)

(43) 公開日 平成21年7月9日(2009.7.9)

(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 1/00 3 0 0 A	4 C 0 6 1
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	5 K 0 1 2
H 0 4 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	
	H 0 4 B 5/02	
審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 24 頁)		

(21) 出願番号 特願2008-297193 (P2008-297193)
(22) 出願日 平成20年11月20日 (2008.11.20)
(31) 優先権主張番号 特願2007-305855 (P2007-305855)
(32) 優先日 平成19年11月27日 (2007.11.27)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000113263
H O Y A 株式会社
東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(74) 代理人 100090169
弁理士 松浦 孝
(74) 代理人 100147762
弁理士 藤 拓也
(74) 代理人 100156476
弁理士 潮 太郎
(72) 発明者 松本 健太郎
東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
Y A 株式会社内
Fターム(参考) 4C038 CC03 CC09

最終頁に続く

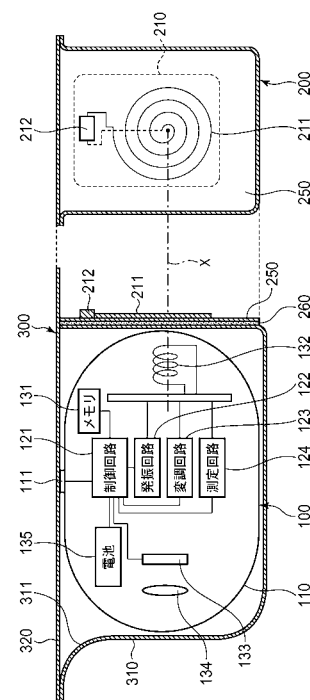
(54) 【発明の名称】 無線観測装置及び内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】無線信号を受信する回路を設けることなく無線信号の発信周波数を決定することが可能なカプセル内視鏡装置を得る。

【解決手段】カプセル内視鏡装置100の電源が投入されると、発振回路122は第1のコイル132に送信する信号の周波数を所定の範囲で変化させる。発振回路122が第1のコイル132に流れる信号の発信周波数を変化させていくと、第1の共振回路210に流れる交流信号の周波数と共振周波数とが一致し、第1の共振回路210が発振する。これにより第1のコイル132に流れる電流値が減少する。測定回路124は第1のコイル132に流れる電流値を測定し、制御回路121に送信する。制御回路121は、電流値が最も少ないときの周波数をDIP周波数と判断する。変調回路123は制御回路121から撮像信号を得て、DIP周波数を搬送波として撮像信号を変調し、第1のコイル132から撮像信号を発信する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

観測対象物の情報を無線送信する無線観測装置であって、
第 1 のコイルと、
前記第 1 のコイルに流れる信号を一定の範囲の周波数で発振させる発振手段と、
前記発振手段に接続され、前記発振手段を制御することにより前記第 1 のコイルに流れる信号の発振周波数を調節する第 1 の周波数調節手段と、
前記無線観測装置の外部に設けられた第 2 のコイルに流れる信号と前記第 1 のコイルに流れる信号とが共振する共振周波数を測定する周波数測定手段と、
前記共振周波数で振動する搬送波により前記第 1 のコイルを介して前記情報を送信する情報送信手段とを備える無線観測装置。

10

【請求項 2】

前記周波数測定手段は、前記第 1 の周波数調節手段が前記第 1 のコイルの発振周波数を調節しているときに前記第 1 のコイルに流れる電流値を測定し、
前記周波数測定手段は、前記電流値が最も少ないときの前記第 1 のコイルに流れる信号の発振周波数を前記共振周波数として測定する請求項 1 に記載の無線観測装置。

【請求項 3】

前記共振周波数を記憶するメモリをさらに備える請求項 1 に記載の無線観測装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の無線観測装置と、
第 1 の共振周波数を有する第 1 の共振手段とを備え、
前記第 1 の周波数調節手段が前記第 1 のコイルに流れる信号の発振周波数を調節することにより、前記第 1 のコイルに流れる信号が前記第 1 の共振周波数で前記第 1 の共振手段と共振する無線観察システム。

20

【請求項 5】

共振周波数を変更可能な第 2 の共振手段と、前記第 2 の共振手段を制御することにより前記共振周波数を変更する第 2 の周波数調節手段と、無線通信に適した第 1 の周波数を測定する測定手段とを備えるデータ受信装置と、

請求項 1 に記載の無線観測装置とを備え、

前記第 2 の共振手段は、前記第 2 の周波数調節手段により制御されて前記第 1 の周波数と略同じ共振周波数を有する無線観察システム。

30

【請求項 6】

前記無線観測装置は、カプセル形状を有し、被検体内に導入されて前記被検体内から情報を無線送信するカプセル型医療機器である請求項 1 に記載の無線観測装置。

【請求項 7】

前記情報は画像情報である請求項 6 に記載の無線観測装置。

【請求項 8】

請求項 6 に記載のカプセル型医療機器と、

第 1 の共振周波数を有する第 1 の共振手段と、

前記カプセル型医療機器を収納するケースとを備え、

前記第 1 の共振手段は前記第 2 のコイルを有し、前記第 1 のコイルと前記第 2 のコイルとが近接するように前記ケースに取り付けられ、

前記第 1 の周波数調節手段が前記第 1 のコイルに流れる信号の発振周波数を調節することにより、前記第 1 のコイルに流れる信号が前記第 1 の共振周波数で前記第 1 の共振手段と共振するカプセル型医療機器システム。

40

【請求項 9】

前記第 1 のコイルの軸と前記第 2 のコイルの軸とが同軸となるように、かつ前記第 1 のコイルと前記第 2 のコイルの軸方向における距離が前記第 1 のコイルと前記第 2 のコイルとの間で電磁誘導現象を起こしうる範囲内にあるように、前記第 1 の共振手段が前記ケースに取り付けられる請求項 8 に記載のカプセル型医療機器システム。

50

【請求項 10】

前記カプセル型医療機器は前記ケースの外部から操作可能である電源スイッチを備え、
前記第1の周波数調節手段は、前記電源スイッチが操作されることにより前記カプセル型医療機器の電源が投入されると、前記発振手段を制御して前記第1のコイルの発振周波数を調節する請求項8に記載のカプセル型医療機器システム。

【請求項 11】

請求項1に記載の前記無線観測装置を遠位端に有し、観察対象物の内部に前記遠位端を導入して前記観察対象物の内部の情報を無線送信する内視鏡スコープ。

【請求項 12】

請求項11に記載の内視鏡スコープと、
前記内視鏡スコープの遠位端を挿入可能なスコープ挿入口を有し、前記内視鏡スコープの近位端が接続される内視鏡プロセッサとを備え、
前記内視鏡プロセッサは、前記スコープ挿入口の周囲に設けられる第1の共振周波数を有する第1の共振手段を有し、
前記第1の共振手段は、前記遠位端が前記スコープ挿入口に挿入されたとき前記第1のコイルと近接するように前記内視鏡プロセッサ内に設けられる前記第2のコイルを有し、
前記第1の周波数調節手段が前記第1のコイルに流れる信号の発振周波数を調節することにより、前記第1のコイルに流れる信号が前記第1の共振周波数で前記第1の共振手段と共振する内視鏡システム。

【請求項 13】

前記内視鏡プロセッサは、前記遠位端が前記スコープ挿入口に挿入されたことを検知する検知スイッチを前記スコープ挿入口の内部に備える請求項12に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記カプセル型医療機器は前記ケースの外部から操作可能である電源スイッチを備え、
前記第1の周波数調節手段は、前記遠位端が前記スコープ挿入口に挿入されたことを前記検知スイッチが検知したとき、前記発振手段を制御して前記第1のコイルの発振周波数を調節する請求項13に記載の内視鏡システム。

【請求項 15】

前記遠位端は可撓性の円柱形状をなし、
前記スコープ挿入穴は前記遠位端よりもわずかに大きな円筒形状であって、
前記内視鏡スコープの遠位端が前記検知スイッチと係合したとき、前記スコープ挿入口の周方向に対する前記遠位端の移動が拘束される請求項13に記載の内視鏡システム。

【請求項 16】

前記無線観測装置は、監視対象を観察しうる位置に設けられ、画像又は音声を無線送信する監視カメラである請求項1に記載の無線観測装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、無線通信により観測対象物の情報を受信装置に送信する無線観測装置及び内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

観測対象物の情報、例えば画像や音声を離れた場所に設置される受信装置に無線信号で送信する無線観測装置が知られている。無線観測装置の一例として、カプセル型医療機器であるカプセル内視鏡装置や監視カメラがある。

【0003】

カプセル内視鏡装置は、被検体の内部を撮影して得られた画像信号を無線信号により受信装置に送信する。受信装置は被検体の外部に設けられ、受信した画像信号を表示装置に表示する。

【0004】

監視カメラは、例えば受信装置とは異なる部屋、あるいは屋外に設置され、観察対象の画像及び音声、あるいはそのいずれかを無線信号で受信装置に送信する。受信装置は受信した画像又は音声を記録し、表示装置に表示又はスピーカから再生する。

【0005】

これらの無線観測装置が使用する無線信号の周波数は、国や地域ごとに定められている規制や、他の電子機器等により使用される周波数を考慮して決定される。製造時にこの周波数を無線観測装置に設定する構成にすると、周波数毎に無線観測装置を製造しなければならないため、いたずらに無線観測装置の種類が増加する。これを防止するため、製造時ではなく使用前に周波数を決定することにより多くの国や地域で使えるようにした無線観測装置が知られている。この構成によれば、使用前に無線観測装置に無線信号を送信して、無線観測装置が使用する周波数を決定する（特許文献1、2）。

10

【0006】

一方、無線カードに対し特定のコマンドを送信し、無線カードからの応答の有無及び応答時間を計測することにより通信周波数を調整する構成が知られている（特許文献3）。

【特許文献1】特開2007-89891号公報

【特許文献2】特開2007-89892号公報

【特許文献3】特開2007-60526号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0007】

しかし、監視カメラは、その性質上、観察対象に認知されないよう設置される場合が多く、小型化が求められる。そして多数用いられる場合には、安価であることが要求される。また、カプセル内視鏡装置は被検者が嚥下するものであるから、被検者の負担を軽減するために小型でなければならない。従来の構成では、周波数を決定する信号を受信する装置、つまり受信用アンテナ及び受信回路や、受信装置からの信号に応答するための装置を無線観測装置が備えなければならず、小型化及び低コスト化を阻害する。

【0008】

本発明はこれらの問題を鑑みてなされたものであり、無線信号を受信する回路を設けることなく無線信号の発信周波数を決定することが可能な無線観測装置及び内視鏡システムを得ることを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

本願第1の発明による無線観測装置は、観察対象物の情報を無線送信する無線観測装置であって、第1のコイルと、第1のコイルに流れる信号を一定の範囲の周波数で発振させる発振手段と、発振手段に接続され、発振手段を制御することにより第1のコイルに流れる信号の発振周波数を調節する第1の周波数調節手段と、無線観測装置の外部に設けられた第2のコイルに流れる信号と第1のコイルに流れる信号とが共振する共振周波数を測定する周波数測定手段と、共振周波数で振動する搬送波により第1のコイルを介して情報を送信する情報送信手段とを備えることを特徴とする。

40

【0010】

周波数測定手段は、第1の周波数調節手段が第1のコイルの発振周波数を調節しているときに第1のコイルに流れる電流値を測定し、周波数測定手段は、電流値が最も少ないときの第1のコイルに流れる信号の発振周波数を共振周波数として測定することが好ましい。

【0011】

共振周波数を記憶するメモリをさらに備えればなおよい。

【0012】

本願第2の発明による無線観察システムは、前記無線観測装置と、第1の共振周波数を有する第1の共振手段とを備え、第1の周波数調節手段が第1のコイルに流れる信号の発

50

振周波数を調節することにより、第1のコイルに流れる信号が第1の共振周波数で第1の共振手段と共振することを特徴とする。

【0013】

共振周波数を変更可能な第2の共振手段と、第2の共振手段を制御することにより共振周波数を変更する第2の周波数調節手段と、無線通信に適した第1の周波数を測定する測定手段とを備えるデータ受信装置と、前記無線観測装置とを備え、第2の共振手段は、第2の周波数調節手段により制御されて第1の周波数と略同じ共振周波数を有するように構成されてもよい。

【0014】

無線観測装置は、カプセル形状を有し、被検体内に導入されて被検体内から情報を無線送信するカプセル型医療機器が好適である。

【0015】

無線送信する情報は、画像情報が好ましい。

【0016】

本願第3の発明によるカプセル型医療機器システムは、前記カプセル型医療機器と、第1の共振周波数を有する第1の共振手段と、カプセル型医療機器を収納するケースとを備え、第1の共振手段は第2のコイルを有し、第1のコイルと第2のコイルとが近接するようにケースに取り付けられ、第1の周波数調節手段が第1のコイルに流れる信号の発振周波数を調節することにより、第1のコイルに流れる信号が第1の共振周波数で第1の共振手段と共振することを特徴とする。

【0017】

第1のコイルの軸と第2のコイルの軸とが同軸となるように、かつ第1のコイルと第2のコイルの軸方向における距離が第1のコイルと第2のコイルとの間で電磁誘導現象を起こしうる範囲内にあるように、第1の共振手段がケースに取り付けられることが好ましい。

【0018】

カプセル型医療機器はケースの外部から操作可能である電源スイッチを備え、第1の周波数調節手段は、電源スイッチが操作されることによりカプセル型医療機器の電源が投入されると、発振手段を制御して第1のコイルの発振周波数を調節するように構成されてもよい。

【0019】

本願第4の発明による内視鏡スコープは、前記無線観測装置を遠位端に有し、観察対象物の内部に遠位端を導入して観察対象物の内部の情報を無線送信することを特徴とする。

【0020】

本願第5の発明による内視鏡システムは、前記内視鏡スコープと、内視鏡スコープの遠位端を挿入可能なスコープ挿入口を有し、内視鏡スコープの近位端が接続される内視鏡プロセッサとを備え、内視鏡プロセッサは、スコープ挿入口の周囲に設けられる第1の共振周波数を有する第1の共振手段を有し、第1の共振手段は、遠位端がスコープ挿入口に挿入されたとき第1のコイルと近接するように内視鏡プロセッサ内に設けられる第2のコイルを有し、第1の周波数調節手段が第1のコイルに流れる信号の発振周波数を調節することにより、第1のコイルに流れる信号が第1の共振周波数で第1の共振手段と共振することを特徴とする。

【0021】

内視鏡プロセッサは、遠位端がスコープ挿入口に挿入されたことを検知する検知スイッチをスコープ挿入口の内部に備えることが好ましい。

【0022】

さらに、カプセル型医療機器はケースの外部から操作可能である電源スイッチを備え、第1の周波数調節手段は、遠位端がスコープ挿入口に挿入されたことを検知スイッチが検知したとき、発振手段を制御して第1のコイルの発振周波数を調節してもよい。

【0023】

10

20

30

40

50

また、遠位端は可撓性の円柱形状をなし、スコープ挿入穴は遠位端よりもわずかに大きな円筒形状であって、内視鏡スコープの遠位端が検知スイッチと係合したとき、スコープ挿入口の周方向に対する遠位端の移動が拘束されてもよい。

【0024】

無線観測装置は、監視対象を観察しうる位置に設けられ、画像又は音声を無線送信する監視カメラであってもよい。

【発明の効果】

【0025】

本発明によれば、無線信号を受信する回路を設けることなく無線信号の発信周波数を決定することが可能な無線観測装置を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

以下、本発明の第1の実施形態によるカプセル内視鏡装置100及びカプセル内視鏡システムについて図1及び図2を参照して説明する。

【0027】

カプセル内視鏡装置100は、筐体110と、カプセル内視鏡装置100の電源を入れるための電源スイッチ111と、複数の回路121、122、123、124と、各種情報を記録するためのメモリ131と、無線信号を送信する第1のコイル132と、被写体像を撮像する撮像素子(CCD)133と、CCD133に被写体像を結像するための撮像レンズ134と、複数の回路121、122、123、124やCCD133に電力を供給する電池135とから主に構成される。

【0028】

複数の回路121、122、123、124、アンテナとして動作する第1のコイル132、CCD133、撮像レンズ134、電池135は筐体110に収納される。複数の回路121、122、123、124は制御回路121、発振回路122、変調回路123、測定回路124から主に構成される。発振回路122、変調回路123、測定回路124は、制御回路121と第1のコイル132にそれぞれ接続される。筐体110は、中心軸Xを有するカプセル形状、すなわち円柱の軸方向における両端を半球で塞いだ形状である。第1のコイル132の中心軸はカプセル内視鏡装置100の中心軸Xと略一致する。

【0029】

第1の共振装置200は共振回路基板250と、共振回路基板250上に設けられた第2のコイル211と、チップコンデンサ212とから主に構成される。第2のコイル211と、チップコンデンサ212は直列に接続され、直列共振回路である第1の共振回路210を構成する。第1の共振回路210は、特定の共振周波数を有するように第2のコイル211と、チップコンデンサ212の物理量が調整されている。すなわち、チップコンデンサ212の容量を適宜選定して任意の共振周波数を設定することが可能である。

【0030】

カプセル内視鏡装置100は第1のケース300に収納される。第1のケース300はPTP包装(Press Through Package)から成る。PTP包装は硬性シート310と、アルミシート320とから成る。硬性シート310はカプセル内視鏡装置100を収納するための凹部を備える。カプセル内視鏡装置100は凹部内に密封されて滅菌状態に保たれる。共振回路基板250は、第2のコイル211の中心軸が第1のコイル132の中心軸と略一致し、かつ第1のコイル132と第2のコイル211の軸方向における距離が第1のコイル132と第2のコイル211との間で電磁誘導現象を起こしうる範囲内にあるように、粘着シート260を用いて第1のケース300に貼付固定される。電磁誘導現象を起こしうる範囲は、第1のコイル132に流れる電力、及び第1のコイル132と第2のコイル211との距離等の要因により決定される。

【0031】

次に、本実施形態によるカプセル内視鏡装置100の使用手順について説明する。

【0032】

ユーザは、まず電源スイッチ111をアルミシート320越しに押して、カプセル内視鏡装置100の電源を投入する。電源が投入されると、制御回路121はメモリ131から制御プログラムを読み込んで実行し、接続される複数の回路121、122、123、124及びCCD133等の制御を開始する。そして、その後に送信周波数決定処理を行う。

【0033】

送信周波数決定処理では、まず発振回路122が、第1のコイル132に一定の周波数の信号を送信する。

【0034】

第1の共振回路210は閉回路であるため、第1のコイル132に電流が流れると、第1のコイル132の周囲に磁界が発生する。そして、発振回路122は第1のコイル132に流れる電流を一定の周波数で発振させているため、磁界が連続的に変化する。このとき、第1の共振装置200に収納された第2のコイル211には、第1のコイル132からの磁界の変化によって電磁誘導が生じ、第1の共振回路210に交流信号が発生する。

【0035】

発振回路122は、第1のコイル132に送信する信号の周波数を所定の範囲で変化させる。発振回路122が第1のコイル132に流れる信号の発振周波数を変化させていくと、第1の共振回路210に流れる交流信号の周波数と共振周波数とが一致する。このとき第1の共振回路210が発振する。発振すると、第1の共振回路210に流れる電流が発生させる電磁誘導現象により、第1のコイル132に誘導起電力が生じる。この誘導起電力は、発振回路122が流す電流と反対方向に流れる電流を第1のコイル132に生じさせる。そのため、第1のコイル132に流れる電流値が減少する。つまり、第1のコイル132に流れる電流値が最も少ないときに発振回路122から送信される信号の周波数が、第1の共振回路210の共振周波数と略等しくなる。

【0036】

発振回路122が周波数を変化させる間、測定回路124は第1のコイル132に流れる電流値を測定し、制御回路121に電流値を送信する。制御回路121は、電流値が最も少ないときの周波数をDIP周波数と判断し、DIP周波数をメモリ131に記録する。これにより送信周波数決定処理が終了する。

【0037】

次に、制御回路121はCCD133を用いて撮像を開始し、DIP周波数をメモリ131から読み出して変調回路123に送信する。変調回路123は、制御回路121から撮像信号を得て、搬送波の周波数としてDIP周波数を用いて撮像信号を変調する。

【0038】

従来のカプセル内視鏡装置のように受信装置を設けることなく、カプセル内視鏡装置100は、測定回路124を設けることによって第1の共振回路210が有する共振周波数と同じ周波数を用いて無線信号を発信することが可能となる。

【0039】

ユーザは、第1の共振装置200に格納される第1の共振回路210が有する共振周波数を第1の受信ユニット410に登録する。第1の受信ユニット410は登録された共振周波数を用いてカプセル内視鏡装置100からの無線信号を受信する。

【0040】

そしてユーザは、送信周波数決定処理が終了するまでの数秒間待った後に、硬性シート310を押圧してカプセル内視鏡装置100をPTP包装から取り出し、嚥下する。これにより被検体内部の観察が行われる。

【0041】

撮像レンズ134を介して入射した光はCCD133に結像する。CCD133は被写体像を撮像信号に変換して制御回路121に送信する。制御回路121は撮像信号を画像処理することにより得られた画像信号を変調回路123に送信する。変調回路123は、

10

20

30

40

50

制御回路 1 2 1 から送信される所定の送信周波数を搬送波として画像信号を変調する。変調された変調信号は第 1 のコイル 1 3 2 に送信され、第 1 のコイル 1 3 2 は変調信号をカプセル内視鏡装置 1 0 0 の外部に無線信号として発信する。

【0042】

被検者は、無線信号を受信する第 1 の受信ユニット 4 1 0 を体外に装着する。第 1 の受信ユニット 4 1 0 は、第 1 の受信アンテナ 4 1 1 を介して受信した無線信号を復調し、これにより得られた復調信号を画像として記録する。記録された画像は、体内の観察終了後に通信ケーブル 4 1 2 を介してパソコン 4 2 0 に送信される。パソコン 4 2 0 は画像を処理して映像信号を出力する。映像信号は表示装置 4 3 0 に映像ケーブル 4 2 1 を介して送信されて表示画面 4 3 1 に表示される。

10

【0043】

これによりカプセル内視鏡システムは、搬送波の周波数をカプセル内視鏡装置 1 0 0 の電源投入後に設定できる。このため、搬送波周波数の異なるカプセル内視鏡装置 1 0 0 を仕向け地毎に生産する必要がなくなり、カプセル内視鏡装置 1 0 0 の種類を減らして量産効果を向上させることが可能になる。また、無線信号の周波数を外部から得るための特別な構成を設ける必要がない。これにより、カプセル内視鏡装置 1 0 0 を小型にし、かつ製造コストを下げる事が出来る。

【0044】

なお、チップコンデンサ 2 1 2 はバリアブルコンデンサであっても良い。

【0045】

次に、本発明の第 2 の実施形態によるカプセル内視鏡システム 4 0 0 について図 3 を参照して説明する。第 1 の実施形態と同様の構成については同じ番号を付して説明を省略する。

20

【0046】

カプセル内視鏡システム 4 0 0 は、カプセル内視鏡装置 1 0 0 と、カプセル内視鏡装置 1 0 0 を収納する第 2 のケース 1 4 0 と、第 2 の受信ユニット 5 0 0 と、パソコン 4 2 0 と、表示装置 4 3 0 とから主に構成される。

【0047】

第 2 のケース 1 4 0 はカプセル内視鏡装置 1 0 0 を収納し、カプセル内視鏡装置 1 0 0 の軸方向及び径方向への動きを制限する。カプセル内視鏡装置 1 0 0 は軸周りに回転することのみ可能である。

30

【0048】

第 2 の受信ユニット 5 0 0 は、第 2 の共振回路 5 1 0、第 2 の共振回路 5 1 0 の共振周波数を制御する受信ユニット制御回路 5 2 1、受信回路 5 2 2、及び記憶装置 5 2 3 を備える。第 2 の共振回路 5 1 0 はバリコン 5 1 2 と第 3 のコイル 5 1 1 とから主に構成される。バリコン 5 1 2 の静電容量が変化することにより第 2 の共振回路 5 1 0 の共振周波数が変化する。受信ユニット制御回路 5 2 1 は第 2 の共振回路 5 1 0 が有するバリコン 5 1 2 の静電容量を変更することにより第 2 の共振回路 5 1 0 の共振周波数を制御する。受信回路 5 2 2 は第 2 の受信アンテナ 5 2 4 を介して無線信号を受信し、受信ユニット制御回路 5 2 1 に送信する。受信ユニット制御回路 5 2 1 は無線信号を復調し、得られた復調信号を画像として保存し、体内の観察終了後にパソコン 4 2 0 に通信ケーブル 4 1 2 を介して送信する。

40

【0049】

第 2 の受信ユニット 5 0 0 は保持装置 5 3 0 を備える。保持装置 5 3 0 は、カプセル内視鏡装置 1 0 0 の中心軸 X と第 3 のコイル 5 1 1 の中心軸とが略一致するように、カプセル内視鏡装置 1 0 0 を収納した第 2 のケース 1 4 0 を第 2 の受信ユニット 5 0 0 の外面に保持する。前述のように、カプセル内視鏡装置 1 0 0 の中心軸 X は第 1 のコイル 1 3 2 の中心軸と略一致している。そのため、カプセル内視鏡装置 1 0 0 の搬送中に第 2 のケース 1 4 0 内でカプセル内視鏡装置 1 0 0 が回転しても、第 1 のコイル 1 3 2 の中心軸は第 3 のコイル 5 1 1 の中心軸と略一致する。パソコン 4 2 0、及び表示装置 4 3 0 の構成は第

50

1の実施形態と同様であるため説明を省略する。

【0050】

以下、空き周波数の探索、及びカプセル内視鏡装置100への空き周波数を通知する第1の空き周波数通知処理について説明する。

【0051】

ユーザが操作スイッチ525を押圧すると、第1の空き周波数通知処理が実行される。受信ユニット制御回路521は、操作スイッチ525が押圧されたことを検知して、受信回路522に空き周波数の検索を行う指示を出す。受信回路522は所定の周波数範囲を探索し、使用されていない周波数、すなわち空き周波数を探知する。そして受信回路522は受信ユニット制御回路521に空き周波数を送信する。受信ユニット制御回路521は、バリコン512の静電容量を調節して第2の共振回路510の共振周波数を空き周波数と等しくする。そして、記憶装置523に空き周波数を記録する。受信ユニット制御回路521は、第2の共振回路510の共振周波数の調整が完了すると通知ランプ526を点灯して調整が完了したことをユーザに通知する。これにより第1の空き周波数通知処理が終了する。

10

【0052】

ユーザは、調整の完了を確認した後、第2のケース140越しに電源スイッチ111を押圧してカプセル内視鏡装置100の電源を投入する。電源が投入されたカプセル内視鏡装置100は、前述の送信周波数決定処理により、無線信号の周波数を調整する。第2の受信ユニット500は記録された空き周波数を用いてカプセル内視鏡装置100からの無線信号を受信する。

20

【0053】

一方、無線信号の周波数を調整した直後であっても、カプセル内視鏡装置100の個体差や、使用時の温度・湿度等の原因により、調整された周波数が想定した周波数とずれていることがある。そこで、次に述べる誤差解消処理を行う。

【0054】

第2の受信ユニット500がカプセル内視鏡装置100からの無線信号を受信したとき、受信回路522はカプセル内視鏡装置100が発信する無線信号の搬送波周波数を測定する。受信ユニット制御回路521は、測定により得られた周波数が調整した周波数と異なるとき、バリコン512の静電容量を調整する。カプセル内視鏡装置100は、第1の実施形態と同様の手段により、無線信号の周波数を再度調整し、目的の周波数に完全に合わせる。これにより誤差解消処理が終了する。誤差解消処理により、無線信号の周波数を目的の周波数に合わせることが出来る。

30

【0055】

そしてユーザは第2のケース140からカプセル内視鏡装置100を取り出し、嚥下する。これにより被検体内部の観察が行われる。

【0056】

これにより、無線信号の周波数を使用直前に設定でき、量産効果の高いカプセル内視鏡システム400を構成できる。また、第2の受信ユニット500とカプセル内視鏡装置100が使用する無線信号の周波数の誤差を正確に補正することができる。さらに、無線信号が他の電子機器に干渉したり、他の電子機器からの干渉を受けたりすることがないように、かつ使用場所近傍の電磁ノイズ発生源から発せられる電磁ノイズの影響をうけることがないように、周波数使用場所における電波の空き状況に応じて周波数を設定できる。

40

【0057】

なお、本実施形態では、チップコンデンサ212又はバリコン512を用いたが、チップコンデンサ212又はバリコン512の静電容量でなく第2のコイル211又は第3のコイル511のインダクタンスを調整することにより共振周波数を変更しても良い。

【0058】

次に、本発明の第3の実施形態による第1の内視鏡スコープ610及び内視鏡システム600について図4から図10を参照して説明する。第1及び第2の実施形態と同様の構

50

成については、同じ番号を付して説明を省略する。

【0059】

内視鏡システム600は、観察対象物を撮像する第1の内視鏡スコープ610と、第1の内視鏡スコープ610の近位端614が接続される内視鏡プロセッサ620と、内視鏡プロセッサ620に接続されて第1の内視鏡スコープ610が撮像した画像を表示するディスプレイ630とから主に構成される。

【0060】

第1の内視鏡スコープ610は、操作部611とその操作部611から延びる可撓管612とを有する。ユーザは操作部611を把持して第1の内視鏡スコープ610の操作を行う。可撓管612は可撓性を有する円柱状の長尺部材からなる。第1の内視鏡スコープ610の遠位端613は第1の無線観測装置650及び照明光学系660を有し、被検体640の内部に挿入される。第1の無線観測装置650は、遠位端613に着脱可能である。

10

【0061】

遠位端613の端面の円周部には切欠部615が設けられる。切欠部615は、円錐の側面の一部と同じ形状である。すなわち、円錐の母線と第1の内視鏡スコープ610の中心軸とを通る断面において、遠位端613の端面から近位端614に向けて第1の内視鏡スコープ610の側面に近づいてゆく直線を成し、遠位端613の端面と平行な断面において略半円形を成す。

【0062】

第1の無線観測装置650は、第1の無線観測装置650を制御する第1の制御モジュール651と、無線信号を送信するためアンテナとして機能する第1のコイル132と、被写体像を撮像するCCD133と、遠位端613の端面に露出する撮像レンズ134とから主に構成される。

20

【0063】

第1の制御モジュール651は、制御回路、発振回路、変調回路、測定回路と、各種情報を記録するためのメモリと、第1の無線観測装置650を構成する要素に電力を供給する電池とから主に構成される。制御回路、発振回路、変調回路、測定回路、メモリ、及び電池の構成は第1の実施形態と同様であるため、説明を省略する。

【0064】

照明光学系660は、内視鏡プロセッサ620内部に設けられる不図示の光源から発せられた光を体腔内の観察対象部位に向けて投光する。投光された光は観察対象部位により散乱される。散乱された光は第1の無線観測装置650が備える観察光学系に入射する。

30

【0065】

内視鏡プロセッサ620は、第1の内視鏡スコープ610の近位端614が接続される接続部621と、第1の内視鏡スコープ610の遠位端613を挿入可能な周波数調整口670と、第1の無線観測装置650から送信された信号を受信する複数の第2の受信アンテナ622と、第1の無線観測装置650の通信周波数を調整する第2の受信ユニット500とから主に構成される。

【0066】

周波数調整口670は、第1の内視鏡スコープ610の遠位端613から第1のコイル132までの距離よりも長い奥行きを有する円筒形である。周波数調整口670の内側面には、第1の内視鏡スコープ610の位置決めを行う第1の突起671と、無線信号の周波数調整を開始するスイッチとして機能する第2の突起672とが設けられる。

40

【0067】

第1の突起671は、長手方向に直交する面での断面形状が略半円形であって、周波数調整口670の奥から周波数調整口670の開口端まで伸びる棒状の部材である。周波数調整口670の開口端側に位置する第1の先端部673は、円錐の一部を軸に対して平行な円筒面で切除した形状であって、切欠部615に対応する形状を有する。第1の突起671において、第1の先端部673と反対側の端部は第1のバネ受部674を成し、内視

50

鏡プロセッサ 620 の内部に設けられるバネ 675 と係合して、周波数調整口 670 の開口端に向けて第 1 の突起 671 を付勢する。内視鏡プロセッサ 620 の内部に第 1 のガイド 693 が設けられる。周波数調整口 670 の長手方向に直交する面における第 1 のガイド 693 の断面は、第 1 の突起 671 の長手方向に直交する断面よりもわずかに大きい。第 1 の突起 671 の外周面は、第 1 のガイド 693 の内周面と摺動する。

【0068】

第 1 の突起 671 において、周波数調整口 670 の開口端近傍に、第 1 の金属接点 692 が設けられる。そして、第 1 の突起 671 が進退する第 1 のガイド 693 の側面に、2 つの第 1 の電極 691 を有する第 1 のスイッチ 690 が設けられる。第 1 のスイッチ 690 は、2 つの第 1 の電極 691 が接続されたか否か、すなわち第 1 のスイッチ 690 が ON であるか OFF であるかを受信ユニット制御回路 521 に送信する。第 1 の突起 671 が遠位端 613 により押圧されて周波数調整口 670 の最奥部 679 まで押し込まれると、第 1 の金属接点 692 が 2 つの第 1 の電極 691 を電氣的に接続する。これにより第 1 のスイッチ 690 が ON になる。

【0069】

第 2 の突起 672 は、長手方向に直交する面での断面形状が略半円形であって、周波数調整口 670 の奥から周波数調整口 670 の開口端手前まで伸びる棒状の部材である。周波数調整口 670 の開口端側に位置する第 2 の先端部 676 は、長手方向に直交する平面形状であって、遠位端 613 の端面と係合する。第 2 の先端部 676 と反対側の端部は第 2 のバネ受部 677 を成し、内視鏡プロセッサ 620 の内部に設けられるバネ 678 と係合して、周波数調整口 670 の開口端に向けて第 2 の突起 672 を付勢する。内視鏡プロセッサ 620 の内部に第 2 のガイド 683 が設けられる。周波数調整口 670 の長手方向に直交する面における第 2 のガイド 683 の断面は、第 2 の突起 672 の長手方向に直交する断面よりもわずかに大きい。第 2 の突起 672 の外周面は、第 2 のガイド 683 の内周面と摺動する。

【0070】

第 2 の突起 672 において、周波数調整口 670 の開口端近傍に、第 2 の金属接点 682 が設けられる。そして、第 2 の突起 672 が進退する第 2 のガイド 683 の側面に、2 つの第 2 の電極 681 を有する第 2 のスイッチ 680 が設けられる。第 2 のスイッチ 680 は、2 つの第 2 の電極 681 が接続されたか否か、すなわち第 2 のスイッチ 680 が ON であるか OFF であるかを受信ユニット制御回路 521 に送信する。第 2 の突起 672 が遠位端 613 により押圧されて周波数調整口 670 の最奥部 679 まで押し込まれると、第 2 の金属接点 682 が 2 つの第 2 の電極 681 を電氣的に接続する。これにより第 2 のスイッチ 680 が ON になる。

【0071】

なお、金属接点及びスイッチが第 1 の突起及びその周囲に設けられてもよい。受信アンテナは、指向性又は無指向性いずれでもよい。

【0072】

第 2 の受信ユニット 500 の構成は、第 2 の実施形態と同様である。第 2 の受信ユニット 500 が備える第 2 の共振回路 510 は、周波数調整口 670 の最奥部 679 まで遠位端 613 が挿入されたとき第 1 のコイル 132 の中心軸 Z と第 3 のコイル 511 の中心軸 Y とが略一致するような位置に設けられる。受信アンテナは、第 1 の無線観測装置 650 からの電波の強度に応じて使用する数及び位置が決定される。

【0073】

第 1 の先端部 673 が切欠部 615 と係合するため、周波数調整口 670 の中で遠位端 613 が周方向に回転しない。そのため、ユーザは、周波数調整口 670 の奥まで遠位端 613 を挿入するだけで、第 1 のコイル 132 の中心軸 Z と第 3 のコイル 511 の中心軸 Y とを略一致させることができる。

【0074】

次に、被検体 640 の観察に内視鏡システム 600 を用いる手順について説明する。内

10

20

30

40

50

視鏡システム 600 は、第 1 の無線観測装置 650 の通信周波数を調整した後に、被検体 640 の観察を行うように構成されている。そこでまず、被検体 640 の観察前に、第 1 の無線観測装置 650 の通信周波数を調整する手順について説明する。

【0075】

ユーザが遠位端 613 に第 1 の無線観測装置 650 を装着すると、第 1 の無線観測装置 650 が有する図示しないスイッチにより第 1 の無線観測装置 650 の電源が投入され、第 1 の無線観測装置 650 は、送信周波数決定処理を開始する。しかし、この時点では、受信ユニット制御回路 521 が送信周波数制御処理を実行していないため、第 1 の無線観測装置 650 は送信周波数決定処理を完了できない。そこで、以下のような処理が実行される。

10

【0076】

ユーザが遠位端 613 を周波数調整口 670 に挿入すると、切欠部 615 と第 1 の突起 671 とが係合する。ユーザが遠位端 613 をさらに挿入していくと、第 1 のバネ受部 674 がバネ 675 を縮ませることにより第 1 の突起 671 が奥部に向けて進み、遠位端 613 が第 2 の突起 672 と係合する。遠位端 613 をさらに挿入していくと、第 1 の突起 671 が奥部に向けて進むと同時に第 2 のバネ受部 677 がバネ 678 を縮ませることにより第 2 の突起 672 が奥部に向けて進み、遠位端 613 が周波数調整口 670 の最奥部 679 と係合する。

【0077】

遠位端 613 がこの位置に置かれると、第 1 のコイル 132 の中心軸 Z と第 3 のコイル 511 の中心軸 Y とが略一致する。そして、第 1 の金属接点 692 が 2 つの第 1 の電極 691 を電氣的に接続し、第 1 のスイッチ 690 が ON になり、第 2 の金属接点 682 が 2 つの第 2 の電極 681 を電氣的に接続し、第 2 のスイッチ 680 が ON になる。

20

【0078】

受信ユニット制御回路 521 は、第 1 のスイッチ 690 と第 2 のスイッチ 680 との両方が ON になったとき、後述する送信周波数制御処理を実行する。

【0079】

一方、第 1 のスイッチ及び第 2 のスイッチ 680 いずれか一方のみが ON になったとき、受信ユニット制御回路 521 は、遠位端部が正しく周波数調整口 670 に挿入されていないものと判断して、送信周波数制御処理を実行しない。また、第 1 のスイッチ及び第 2 のスイッチ両方が ON になっていないとき、受信ユニット制御回路 521 は、遠位端部が周波数調整口 670 に挿入されていないものと判断して、送信周波数制御処理を実行しない。

30

【0080】

送信周波数制御処理では、第 2 の受信アンテナ 524 を用いて受信回路 522 が所定の周波数範囲を探索し、使用されていない周波数、すなわち空き周波数を探知する。そして受信回路 522 は、受信ユニット制御回路 521 に空き周波数を送信する。受信ユニット制御回路 521 は、第 1 の無線観測装置 650 と信号を送受信するために用いる送受信周波数を空き周波数から選択し、バリコン 512 の静電容量を調節して第 2 の共振回路 510 の共振周波数を送受信周波数と等しくする。そして、記憶装置 523 に送受信周波数を記録させる。

40

【0081】

次に、第 1 の無線観測装置 650 は、前述の送信周波数決定処理により、無線信号の周波数を調整する。これにより送信周波数制御処理が終了する。その後、第 1 の無線観測装置 650 は、以下に述べるフィードバック処理を実行する。

【0082】

まず、メモリに記憶された DIP 周波数を用いて第 1 の制御モジュール 651 が第 1 のコイル 132 を介しテスト信号を発信する。CCD 133 を起動せずに画像データ送信動作を行う、即ち、無変調波を送信することにより、テスト信号を容易に生成できる。

【0083】

50

次に、受信回路 5 2 2 は、所定の周波数範囲を探索することによりテスト信号の周波数を探知し、受信ユニット制御回路 5 2 1 にテスト信号の周波数を送信する。テスト信号の周波数が送受信周波数の許容偏差内に収まっている場合、受信ユニット制御回路 5 2 1 は通知ランプ 5 2 6 を点灯して調整が完了したことをユーザに通知する。

【0084】

テスト信号の周波数が送受信周波数の許容偏差内に収まっていない場合、受信ユニット制御回路 5 2 1 は、以下の処理を行う。探知したテスト信号の周波数が前記送受信周波数よりも低い場合には、第 2 の共振回路 5 1 0 の共振周波数が現在よりわずかに高くなるようバリコン 5 1 2 を動かす。第 1 の無線観測装置 6 5 0 の第 1 の制御モジュール 6 5 1 は、それに追従し、テスト信号の周波数を高くする。他方、探知したテスト信号の周波数が前記送受信周波数よりも高い場合には、第 2 の共振回路 5 1 0 の共振周波数が現在よりわずかに低くなるようバリコン 5 1 2 を動かす。第 1 の制御モジュール 6 5 1 はそれに追従し、テスト信号の周波数を低くする。このような動作を繰り返すことにより、テスト信号の周波数は前記送受信周波数に向けて微調整されていき、テスト信号の周波数が送受信周波数の許容偏差内に収まると、受信ユニット制御回路 5 2 1 は通知ランプ 5 2 6 を点灯して調整が完了したことをユーザに通知する。これにより、フィードバック処理が終了する。

【0085】

このようにフィードバック処理を行うことにより、第 1 の無線観測装置 6 5 0 の送信周波数と空き周波数との誤差、及び第 1 の無線観測装置 6 5 0 の個体差により生じる誤差を解消できる。

【0086】

これにより、ユーザが操作スイッチ 5 2 5 を操作することなく第 2 の共振回路 5 1 0 の共振周波数の調整が完了する。

【0087】

次に、制御回路 1 2 1 は CCD 1 3 3 を用いて撮像を開始し、DIP 周波数をメモリ 1 3 1 から読み出して変調回路 1 2 3 に送信する。変調回路 1 2 3 は制御回路 1 2 1 から撮像信号を得て、DIP 周波数を搬送波として撮像信号を変調する。そして撮像信号を無線画像信号として内視鏡プロセッサ 6 2 0 に送信する。

【0088】

受信ユニット制御回路 5 2 1 は、記憶装置 5 2 3 に記録された送受信周波数を用いて第 1 の無線観測装置 6 5 0 からの無線画像信号を受信する。そして、無線画像信号を復調して画像信号を得て、内視鏡プロセッサ 6 2 0 に送信する。内視鏡プロセッサ 6 2 0 は画像信号を用いてディスプレイ 6 3 0 に画像を表示させる。ユーザが可撓管 6 1 2 を遠位端 6 1 3 から嚙下すると、第 1 の無線観測装置 6 5 0 は、このようにして、ユーザの体内の画像を内視鏡プロセッサ 6 2 0 に送信する。これにより被検体内部の観察が行われる。

【0089】

これにより内視鏡システム 6 0 0 は、CCD 1 3 3 が送信する撮像信号を内視鏡プロセッサ 6 2 0 に送信するための信号線を可撓管 6 1 2 に設ける必要がなくなり、可撓管 6 1 2 の径を細くすることが可能になる。

【0090】

なお、第 1 の無線観測装置 6 5 0 は、着脱可能でなくともよく、遠位端 6 1 3 の内部に一体的に設けられてもよい。

【0091】

電池 1 3 5 を用いずに、可撓管 6 1 2 内部に設けられる給電線を介して第 1 の制御モジュール 6 5 1 に給電してもよい。また、電池 1 3 5 は充電式の電池であってもよい。

【0092】

次に、本発明の第 4 の実施形態による第 2 の内視鏡スコープ 1 0 0 0 について図 1 1 から図 1 2 を参照して説明する。第 1 から 3 の実施形態と同様の構成については、同じ番号を付して説明を省略する。

【0093】

本実施形態による内視鏡システムは、観察対象物を撮像する第2の内視鏡スコープ1000と、第2の内視鏡スコープ1000の近位端が接続される内視鏡プロセッサと、内視鏡プロセッサに接続されて第2の内視鏡スコープ1000が撮像した画像を表示するディスプレイとから主に構成される。内視鏡プロセッサ及びディスプレイの構成は第3の実施形態と同様であるため説明を省略する。

【0094】

第2の内視鏡スコープ1000は、その遠位端に着脱自在に設けられる第2の無線観測装置1100と、遠位端内部に設けられる充電電池1200とを備える。遠位端は第2の無線観測装置1100を格納可能な大きさを有する格納部1010を備える。格納部1010には、第1の正極1212と第1の負極1213が露出する。第1の正極1212と第1の負極1213は、配線を介して充電電池1200に接続される。

10

【0095】

第2の無線観測装置1100は、第2の無線観測装置1100を制御する第2の制御モジュール1110と、第1のコイル132と、CCD133と、撮像レンズ134とから主に構成される。第1のコイル132、CCD133、及び撮像レンズ134の構成は第1の実施形態と同様であるため、説明を省略する。

【0096】

第2の制御モジュール1110は、制御回路、発振回路、変調回路、測定回路と、各種情報を記録するためのメモリとを備え、電池を備えない。制御回路、発振回路、変調回路、測定回路、及びメモリの構成は第1の実施形態と同様であるため、説明を省略する。

20

【0097】

制御回路、発振回路、変調回路、測定回路、及びメモリには、2つの配線1111を介して電力が供給される。2つの配線1111には、第2の無線観測装置1100の外面に露出する第2の正極1112と第2の負極1113が接続される。

【0098】

第2の無線観測装置1100が格納部1010に格納されると、第1の正極1212と第2の正極1112とが、第1の負極1213と第2の負極1113とが各々接触する。これにより、第2の制御モジュール1110と充電電池1200とが電氣的に接続され、充電電池1200から第2の制御モジュール1110に電力が供給される。

30

【0099】

本実施形態による内視鏡システムは、充電電池1200を充電するための充電器1300を備える。

【0100】

充電器1300は、充電電圧、電流、時間等を制御する充電制御回路1310と、充電制御回路1310に電力を供給するプラグ1311と、充電器1300の外面に露出する第3の正極1312及び第3の負極1313とを備える。

【0101】

プラグ1311は、商用電源から交流電圧を受電して、充電制御回路1310に供給する。充電制御回路1310は、交流電圧を整流し、充電に適した電圧及び電流を第3の正極1312及び第3の負極1313に出力する。

40

【0102】

充電器1300が格納部1010に格納されると、第1の正極1212と第3の正極1312とが、第1の負極1213と第3の負極1313とが各々接触する。これにより、充電制御回路1310と充電電池1200とが電氣的に接続され、充電制御回路1310から充電電池1200に電力が供給され、充電電池1200が充電される。

【0103】

第2の内視鏡スコープ1000を用いた観測手順は第3の実施形態と同様であるため説明を省略する。

【0104】

50

なお、簡単のため、各正極及び各負極に設けられる絶縁体が図において省略される。

【0105】

次に、本発明の第5の実施形態による第1の監視カメラ及び第1の監視システムについて図13を参照して説明する。第1から第4の実施形態と同様の構成については、同じ番号を付して説明を省略する。

【0106】

第1の監視システムは、第1の監視カメラ700と、第1の受信アンテナ411を有する第1の受信ユニット410と、パソコン420と、表示装置430とから主に構成される。

【0107】

第1の監視カメラ700は、カメラ筐体710と、第1の監視カメラ700の電源を入れるための電源スイッチ111と、制御回路121、発振回路122、変調回路123、測定回路124、メモリ131、第1のコイル132、CCD133、及び撮像レンズ134と、電源回路711と、通知ランプ713から主に構成される。

【0108】

電源回路711は、商用電源に接続されるA/Cプラグ712から提供される交流電源を、適当な電圧の直流電源に変換し、第1の監視カメラ700を構成する各部品に電力を供給する。カメラ筐体710は、撮像レンズ134及びCCD133が格納される鏡筒部と、制御回路121等の回路及び第1のコイル等が格納される本体部とを有する。鏡筒部は本体部の前面に接続される。前面の裏面である背面付近のカメラ筐体710内部に、第1のコイル132が設けられる。メモリ131は、第1の監視カメラ700の制御プログラム及び送信周波数(DIP周波数)を記録する。第1の監視カメラ700の出荷時において、DIP周波数の値は、DIP周波数が未だ決定されていないことを示す値が記録される。通知ランプ713は、制御回路121に接続され、その点灯状態により第1の監視カメラ700の動作状態をユーザに通知する。

【0109】

共振回路基板250は、第2のコイル211の中心軸が第1のコイル132の中心軸と略一致し、かつ第1のコイル132と第2のコイル211の軸方向における距離が第1のコイル132と第2のコイル211との間で電磁誘導現象を起こしうる範囲内にあるように、粘着シート260を用いてカメラ筐体710に貼付固定される。

【0110】

第1の監視カメラ700から離れた位置に第1の受信ユニット410が設けられる。第1の監視カメラ700と第1の受信ユニット410との距離は、第1の監視カメラ700が送信する無線信号を確実に第1の受信ユニット410が受信可能な程度の距離である。第1の受信ユニット410は、第1の受信アンテナ411を介して受信した無線信号を復調し、これにより得られた復調信号を画像に変換して、通信ケーブル412によりパソコン420へ送信する。パソコン420は、受信した画像を処理して映像信号を出力する。映像信号は表示装置430に映像ケーブル421を介して送信されて表示画面431に表示される。

【0111】

次に、本実施形態による第1の監視カメラ700の使用手順について説明する。

【0112】

ユーザは、まず電源スイッチ111を押して、第1の監視カメラ700の電源を投入する。電源が投入されると、制御回路121は、メモリ131から制御プログラムを読み込んで実行し、接続される各部品の制御を開始する。

【0113】

このとき、メモリ131に記録されたDIP周波数の値が、DIP周波数が未だ決定されていないことを示す値であるとき、制御回路121は前述の送信周波数決定処理を行う。

【0114】

送信周波数決定処理が終了すると、制御回路１２１は通知ランプ７１３を点灯して、処理の終了をユーザに通知する。これを認知したユーザは、電源スイッチ１１１を押して第１の監視カメラ７００の電源を切断し、第１の監視カメラ７００を所定の場所に設置する。

【０１１５】

次にユーザが電源スイッチ１１１を押して第１の監視カメラ７００の電源を投入すると、制御回路１２１は、メモリ１３１から制御プログラム及びＤＩＰ周波数を読み込む。このとき、メモリ１３１がＤＩＰ周波数を記録しているため、制御回路１２１はＣＣＤ１３３を用いて撮像を開始する。ＣＣＤ１３３が出力した撮像信号は、制御回路１２１により画像処理される。変調回路１２３は、ＤＩＰ周波数を搬送波として画像信号を変調する。変調された信号は第１のコイル１３２を介して第１の監視カメラ７００の外部に無線信号として発信される。第１の受信ユニット４１０が、この無線信号を受信する。

10

【０１１６】

これにより第１の監視カメラ７００は、搬送波として使用する周波数を第１の監視カメラ７００の出荷後に設定できる。このため、搬送波周波数の異なる第１の監視カメラ７００を仕向け地毎に生産する必要がなくなり、第１の監視カメラ７００の種類を減らして量産効果を向上させることが可能になる。また、無線信号の周波数を外部から得るための特別な構成を設ける必要がないため、第１の監視カメラ７００を小型にし、かつ製造コストを下げる事が出来る。

20

【０１１７】

なお、電源回路７１１に代えて、電池を用いてもよい。

【０１１８】

次に、本発明の第６の実施形態による第２の監視カメラ７８０及び第２の監視システム８００について図１４から１６を参照して説明する。第１から第５の実施形態と同様の構成については、同じ番号を付して説明を省略する。

【０１１９】

第２の監視システム８００は、複数の第２の監視カメラ７８０と、第２の受信ユニット５００と、パソコン４２０と、表示装置４３０とから主に構成される。

【０１２０】

第２の受信ユニット５００は、 $n-1$ 個の第２の監視カメラ７８０と通信を行うことが可能である。記憶装置５２３は、割り当て済みのＤＩＰ周波数、及び割り当てたＤＩＰ周波数の数を記録する。ここで、 n は２以上の整数である。

30

【０１２１】

第２の監視カメラ７８０は、制御回路１２１に接続されるマイク７１４を備える。マイク７１４は、観察対象物からの音声を電気信号に変換し、制御回路１２１に送信する。

【０１２２】

第２の監視カメラ７８０の設置例を図１５に示す。複数の第２の監視カメラ７８０は、例えば銀行の受付室９１０の天井に設置される。受付室９１０内にはカウンタ９１１が設けられる。カウンタ９１１の横には、監視室９２０が設けられる。監視室９２０内には、第２の受信ユニット５００、パソコン４２０、及び表示装置４３０が設置される。

40

【０１２３】

複数の第２の監視カメラ７８０は、それぞれ異なるＤＩＰ周波数を有し、第２の受信ユニット５００に無線信号を送信する。

【０１２４】

第２の監視カメラ７８０と第２の受信ユニット５００との距離は、第２の監視カメラ７８０が送信する無線信号を確実に第２の受信ユニット５００が受信可能な程度の距離である。第２の受信ユニット５００は、第２の受信アンテナ５２４を介して受信した無線信号を復調し、これにより得られた復調信号を画像に変換して、通信ケーブル４１２によりパソコン４２０へ送信する。パソコン４２０は、受信した画像を処理して映像信号を出力する。映像信号は表示装置４３０に映像ケーブル４２１を介して送信されて表示画面４３１

50

に表示される。

【0125】

以下、空き周波数の探索、及び複数の第2の監視カメラ780への空き周波数を通知する第2の空き周波数通知処理について、図16を用いて説明する。第2の空き周波数通知処理は、複数の監視カメラのDIP周波数を調整する点において、第1の空き周波数通知処理と異なる。

【0126】

保持装置530を用いて、1つめの第2の監視カメラ780を第2の受信ユニット500の外面に保持させた後に、ユーザが操作スイッチ525を押圧する。受信ユニット制御回路521は、操作スイッチ525が押圧されたことを検知して、第2の空き周波数通知処理を実行する。

10

【0127】

ステップS1401において、受信ユニット制御回路521は、第2の監視カメラ780に割り当て済みのDIP周波数の数がn未満であるか否かを判断する。n未満である場合、処理はステップS1402に進む。n以上である場合、処理はステップS1405に進み、通知ランプ526の点滅又は図示しない通知ブザーの鳴動により、DIP周波数を調整できない旨をユーザに通知する。

【0128】

ステップS1402では、受信回路522は所定の周波数範囲を探索し、割り当て済みのDIP周波数でなく、かつ使用可能な空き周波数を探知する。

20

【0129】

ステップS1403では、空き周波数が見つかったか否かを判断する。見つかった場合、処理はステップS1404に進む。見つからない場合、処理はステップS1405に進み、通知ランプ526の点滅又は図示しない通知ブザーの鳴動により、空き周波数が見つからない旨をユーザに通知する。

【0130】

ステップS1404では、受信回路522が受信ユニット制御回路521に空き周波数を送信する。受信ユニット制御回路521は、バリコン512の静電容量を調節して第2の共振回路510の共振周波数を空き周波数と等しくする。そして、記憶装置523に第1の空き周波数を記録する。受信ユニット制御回路521は、第2の共振回路510の共振周波数の調整が完了すると通知ランプ526を点灯して調整が完了したことをユーザに通知する。これにより第2の空き周波数通知処理が終了する。

30

【0131】

そして、ユーザは、2つめの第2の監視カメラ780を第2の受信ユニット500の外面に保持させた後に操作スイッチ525を押圧して、再度、第2の空き周波数通知処理を実行する。これを第2の監視カメラ780の数だけ実行することにより、第2の監視カメラ780のDIP周波数が設定される。

【0132】

本実施形態によれば、有線による監視カメラのように煩雑な配線工事を必要とすることなく監視カメラを設置可能であり、無線による監視カメラにおける煩雑な無線周波数の設定作業を低減することが可能となる。

40

【0133】

なお、第2の空き周波数通知処理において、第2の監視カメラ780は、周波数設定が完了したことを示す信号を第1のコイル132を介して第2の受信ユニット500に送信してもよい。第2の受信ユニット500は、この信号を受信すると、第2の受信ユニット500が備える通知ランプ526を点灯、又は図示しない通知ブザーを鳴らして、周波数設定が完了したことをユーザに通知する。これにより、第2の監視カメラ780に通知ランプ713を設ける必要がなくなり、第2の監視カメラ780を小型化し、又は第2の監視カメラ780のコストを削減することができる。

【0134】

50

さらに、第2の空き周波数通知処理において、受信ユニット制御回路521が第2の共振回路510の共振周波数を空き周波数と等しくできない等により周波数設定が失敗した場合、第2の監視カメラ780は、当該周波数設定の失敗を示す信号を第2の受信ユニット500に送信してもよい。第2の受信ユニット500は、この信号を受信すると、再度、空き周波数通知処理を実行する。あるいは、第2の受信ユニット500が備える通知ランプ526を点灯、又は図示しない通知ブザーを鳴らして、周波数設定が失敗したことをユーザに通知するよう構成してもよい。

【0135】

また、本実施形態において、誤差解消処理を実行してもよい。

【0136】

なお、すべての実施形態において、撮像素子として被写体像を撮像するものはCCD133ではなく、CMOS等の光を電気信号に変換しうるものであればよい。

【0137】

また、すべての実施形態において、無線での観測信号伝送を想定した記述としたが、有線であってもよい。例えば、第5の実施形態にて、複数の第2の監視カメラ780と第2の受信ユニット500が1本の同軸ケーブルで接続され、それぞれの第2の監視カメラ780が異なる搬送波周波数を用いて多重化するような場合にも適用可能である。

【0138】

また、CCD133をマイクロホンに、表示装置430をスピーカに置換することにより、本発明をワイヤレスマイクシステムに適用することも可能である。

【図面の簡単な説明】

【0139】

【図1】第1の実施形態によるカプセル内視鏡装置のブロック図である。

【図2】被検者の体外に設けられる装置のブロック図である。

【図3】第2の実施形態によるカプセル内視鏡装置のブロック図である。

【図4】第3の実施形態による内視鏡システム及び被検者を概念的に示した図である。

【図5】内視鏡システムを概念的に示した図である。

【図6】内視鏡の遠位端近辺と周波数調整口との断面を示した図である。

【図7】図6のVII-VII線による端面図である。

【図8】図6のVIII-VIII線による端面図である。

【図9】図6のIX-IX線による端面図である。

【図10】内視鏡の遠位端が周波数調整口に挿入された状態を図7のVI-VI線による断面で示した図である。

【図11】第4の実施形態による内視鏡スコープの遠位端を概念的に示した図である。

【図12】充電器が接続された内視鏡スコープを概念的に示した図である。

【図13】第5の実施形態による監視カメラを概念的に示した図である。

【図14】第6の実施形態による監視システムを概念的に示した図である。

【図15】監視システムが設置された部屋を天井から見た図である。

【図16】第2の空き周波数通知処理を示したフローチャートである。

【符号の説明】

【0140】

- 100 カプセル内視鏡装置
- 111 電源スイッチ
- 121 制御回路
- 122 発振回路
- 123 変調回路
- 124 測定回路
- 132 第1のコイル
- 133 CCD
- 134 撮像レンズ

10

20

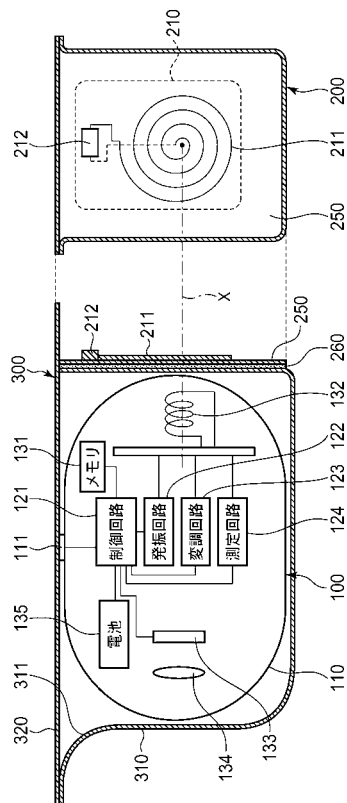
30

40

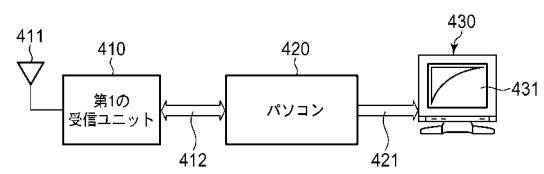
50

- 1 3 5 電池
- 2 0 0 第 1 の共振装置
- 2 1 0 第 1 の共振回路
- 2 1 1 第 2 のコイル
- 2 1 2 コンデンサ
- 3 0 0 第 1 のケース
- 4 1 0 第 1 の受信ユニット
- 4 2 0 パソコン
- 4 3 0 表示装置

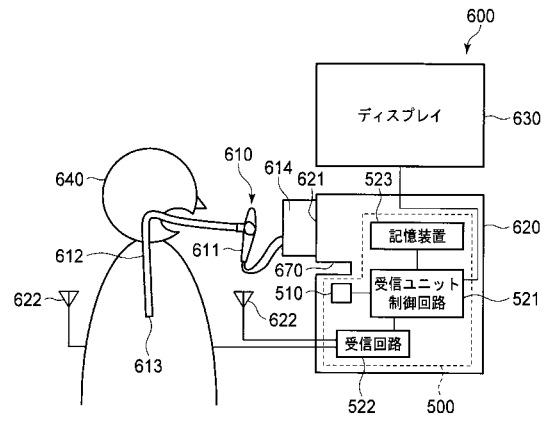
【図 1】



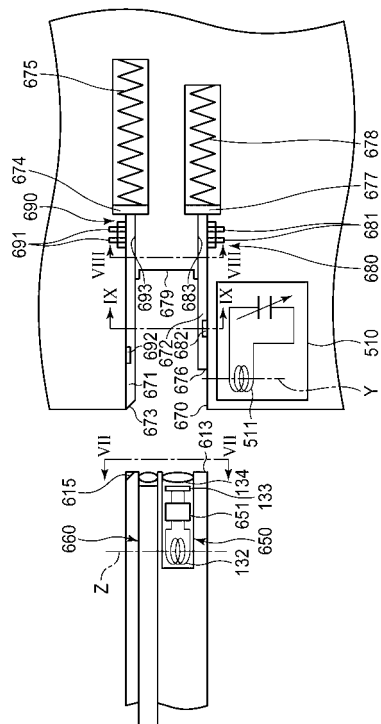
【図 2】



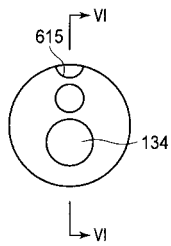
【図 4】



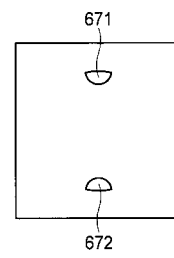
【図 6】



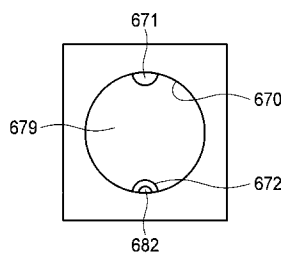
【図 7】



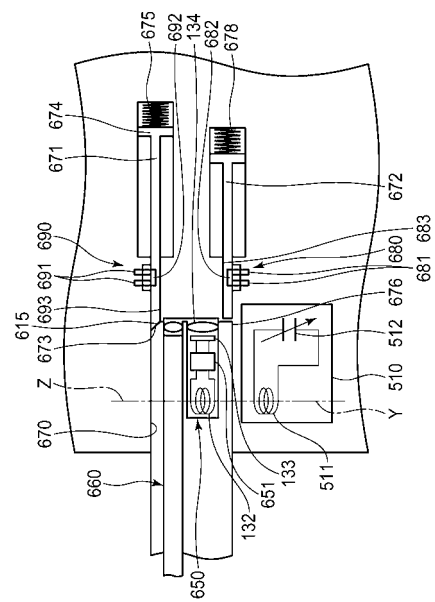
【図 8】



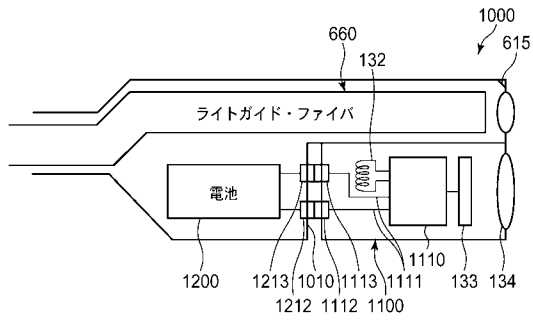
【図 9】



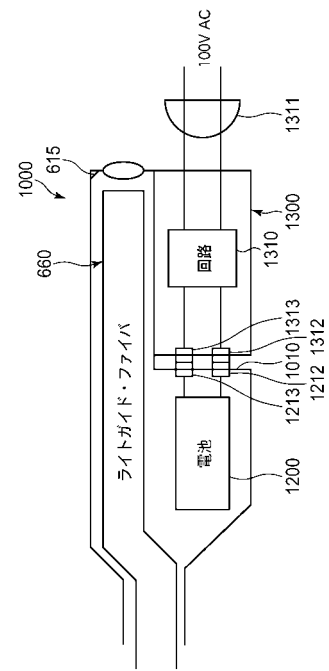
【図 10】



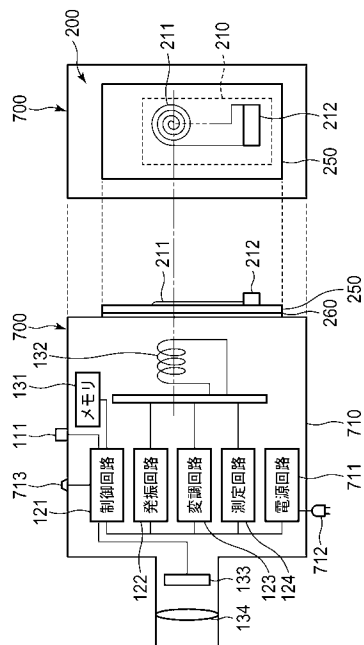
【図 1 1】



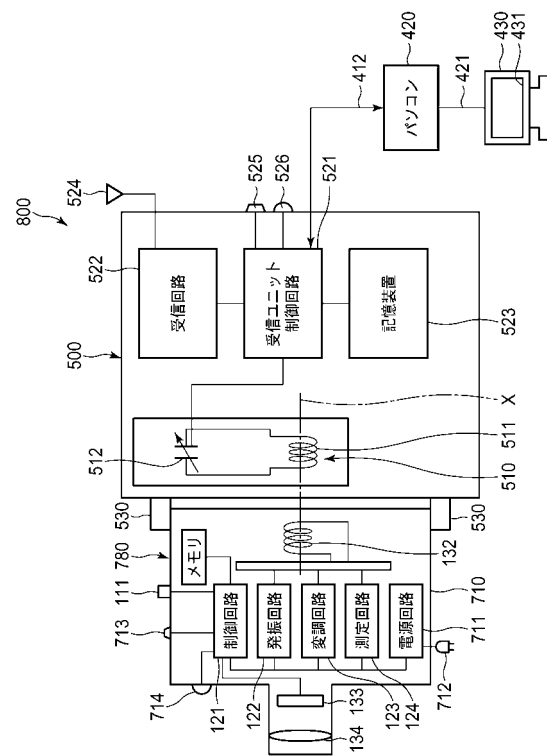
【図 1 2】



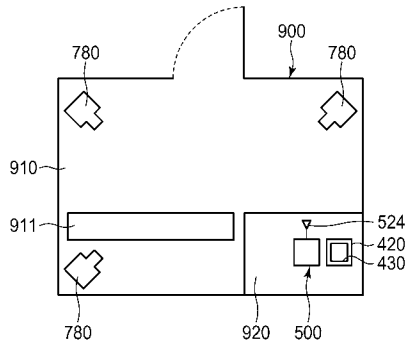
【図 1 3】



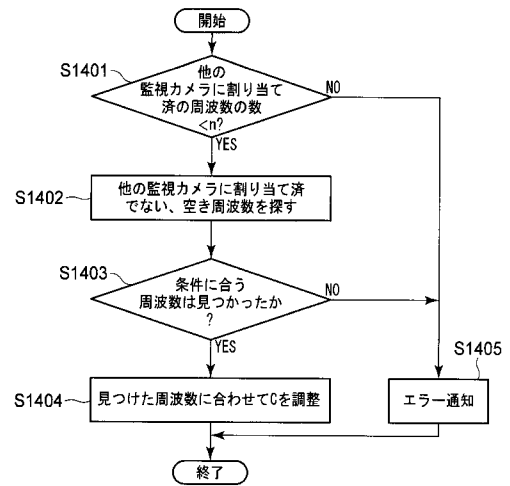
【図 1 4】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 DD10 GG01 HH51 JJ19 LL02 QQ06
UU06 YY12
5K012 AB02 AB08 AC06 AE01 AE02 BA02

专利名称(译)	无线观察装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2009148552A	公开(公告)日	2009-07-09
申请号	JP2008297193	申请日	2008-11-20
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	松本健太郎		
发明人	松本 健太郎		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07 H04B5/02		
CPC分类号	A61B1/00041 A61B1/00016 A61B1/00055 A61B1/00057 A61B1/0008 A61B1/041 A61B1/045 A61B5/0031 A61B5/073 A61B2560/0271		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.A A61B1/04.372 A61B5/07 H04B5/02 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.682 A61B1/00.710 A61B1/00.718 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/DD10 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/QQ06 4C061/UU06 4C061/YY12 5K012/AB02 5K012/AB08 5K012/AC06 5K012/AE01 5K012/AE02 5K012/BA02 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/GG01 4C161/GG13 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/QQ06 4C161/UU06 4C161/YY12		
代理人(译)	松浦 孝		
优先权	2007305855 2007-11-27 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种胶囊内窥镜设备，其能够确定无线电信号的振荡频率而无需布置电路来接收无线电信号。解决方案：当向胶囊内窥镜设备100供电时，振荡器电路122将要发送到第一线圈132的信号的频率改变在一定范围内。如果振荡器电路122改变流过第一线圈132的信号的频率，则流过第一谐振电路210的交流信号的频率对应于谐振频率。因此，第一谐振电路210摆动。因此，减小了流过第一线圈132的电流值。测量电路124测量流过第一线圈132的电流值，并将其发送到控制电路121。控制电路121将电流值为最小值时的频率确定为DIP频率。调制电路123从控制电路121获得成像信号，以DIP频率作为载波调制成像信号，并从第一线圈132发出成像信号。

