

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号  
特許第5006474号  
(P5006474)

(45) 発行日 平成24年8月22日 (2012. 8. 22)

(24) 登録日 平成24年6月1日 (2012. 6. 1)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2011-514989 (P2011-514989)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成22年7月5日 (2010. 7. 5)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2010/061409		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02011/024560	(74) 代理人	100089118
(87) 国際公開日	平成23年3月3日 (2011. 3. 3)		弁理士 酒井 宏明
審査請求日	平成23年4月11日 (2011. 4. 11)	(72) 発明者	小出 直人
(31) 優先権主張番号	特願2009-198606 (P2009-198606)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成21年8月28日 (2009. 8. 28)		リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

審査官 小田倉 直人

早期審査対象出願

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 受信システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に導入され、体内画像を含む体内情報信号を送信するカプセル型内視鏡と、  
体外表面に配置され、前記カプセル型内視鏡から送信された前記体内情報信号を受信し  
、前記体内情報信号、および該体内情報信号から測定した受信電界強度信号のうち少なく  
とも一方の信号を送信可能な複数の無線中継装置と、

体外に位置し、前記無線中継装置から送信された信号を受信する受信装置と、  
からなり、

各無線中継装置は、

前記カプセル型内視鏡から第1の周波数で送信される体内情報信号を受信する体内側受  
信部と、

前記体内情報信号を第2の周波数で送信可能な体外側送信部と、

前記受信装置から前記第2の周波数で送信される制御信号を受信する体外側受信部と、  
前記制御信号をもとに前記体内側受信部および前記体外側送信部の送受信制御を行う制  
御部と、

を備え、

前記受信装置は、各無線中継装置にポーリング信号を送信し、

各無線中継装置は、前記ポーリング信号を受信した場合、前記受信電界強度信号を前記  
受信装置に送信し、

前記受信装置は、受信した各受信電界強度信号に基づいて、前記複数の無線中継装置の

10

20

中から所望の無線中継装置を選択して、選択した前記無線中継装置に対して選択制御信号を送信し、

各無線中継装置の前記制御部は、前記受信装置から前記選択制御信号を受けた場合、該選択制御信号が自装置に対するものであるか否かを判断し、自装置に対するものであると判断した場合、前記体内側受信部が受信している体内情報信号を、前記体外側送信部を介して前記受信装置に送信することを特徴とする受信システム。

【請求項 2】

各無線中継装置および前記受信装置は、アンチコリジョン機能を有することを特徴とする請求項 1 に記載の受信システム。

【請求項 3】

各無線中継装置は、前記体外側受信部を介して受信される第 2 の周波数の信号を電力に変換して蓄積する電力変換蓄積部を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の受信システム。

【請求項 4】

各無線中継装置は、電力を供給する電池を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の受信システム。

【請求項 5】

前記制御部は、前記受信装置から前記選択制御信号が入力された場合に、前記体内側受信部を起動させ、前記体内情報信号の送信指示を受けない場合、所定時間後に前記体内側受信部を停止させ、前記体内情報信号の送信指示を受けた場合、該体内情報信号の送信後に前記体内側受信部を停止させる間欠受信制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の受信システム。

【請求項 6】

各無線中継装置は、板状の誘電体部材の一方の面に前記第 1 の周波数を受信する受信アンテナを形成し、他方の面に前記第 2 の周波数を送受信する送受信アンテナを形成し、前記一方の面が生体表面側に向けられることを特徴とする請求項 1 に記載の受信システム。

【請求項 7】

前記体内側受信部は、体内側受信アンテナである前記受信アンテナを有し、

前記体外側送信部と前記体外側受信部とは、共有の送受信アンテナである前記送受信アンテナを有し、

前記受信アンテナを除く前記体内側受信部と、前記送受信アンテナを除く前記体外側送信部および前記体外側受信部と、前記制御部とは、1 つのチップで形成され、前記板状の誘電体部材上あるいは前記板状の誘電体部材内に配置されることを特徴とする請求項 6 に記載の受信システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、被検体内のカプセル型内視鏡から送信される体内画像を含む体内情報を生体外表面に配置された複数の無線中継装置を介して生体外の受信装置に送信する受信システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の分野において、カプセル型筐体の内部に撮像機能および無線通信機能を備えたカプセル型内視鏡が、体内の画像を取得する体内画像取得装置として登場している。カプセル型内視鏡は、観察（検査）のために患者等の被検体の口から飲込まれた後、この被検体から自然排出されるまでの間、胃や小腸等の臓器の内部を蠕動運動等によって移動しつつ、この被検体内の画像を所定の時間間隔で順次撮像する。カプセル型内視鏡は、このように撮像（取得）した体内画像を外部に順次無線送信する。

【0003】

このカプセル型内視鏡によって無線送信された体内画像は、この被検体が携帯する受信

10

20

30

40

50

装置によって順次受信される。この受信装置は、着脱可能に挿着された記録媒体を有し、被検体内部のカプセル型内視鏡から受信した体内画像群を記録媒体内に記録する。その後、この被検体の体内画像群を記録した記録媒体は、この受信装置から取り外され、画像表示装置に挿着される。画像表示装置は、この記憶媒体を媒介して被検体の体内画像群を取得し、かかる被検体の体内画像群をディスプレイ上に表示する。このカプセル型内視鏡、受信装置、および画像表示装置を備えた体内画像取得システムにおいて、医師または看護師等のユーザは、カプセル型内視鏡が撮像した体内画像群を画像表示装置に表示させ、かかる体内画像群を通して被検体の臓器内部を観察（検査）する。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0004】

【特許文献1】特開2003-144417号公報

【特許文献2】特開2008-53894号公報

【特許文献3】特開2007-215957号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、上述した体内画像取得システムは、被検体の体表面に配置したアンテナと受信装置との間をケーブルで有線接続していた。ここで、カプセル型内視鏡から良好な体内画像を得るために、アンテナは体表面に複数配置され、この複数配置されたアンテナの中から受信電界強度が高いアンテナを選択して体内画像を受信するようにしていた。

20

【0006】

しかし、各アンテナと受信装置との間をそれぞれケーブルによって有線接続していたため、体表面へのアンテナ配置時に有限なケーブルの長さなどの制限によってアンテナ設置に手間がかかるとともに、アンテナが取り付けられた生体の自由度を奪うという問題点があった。

【0007】

この発明は、上記に鑑みてなされたものであって、アンテナの受信機能を損なわずに容易に複数のアンテナを体表面に取り付けることができ、生体の自由度も高めることができる受信システムを提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、この発明にかかる受信システムは、被検体内のカプセル型内視鏡から送信される体内画像を含む体内情報を、体外表面に配置された複数の無線中継装置を介して体外の受信装置に送信する受信システムであって、各無線中継装置は、前記カプセル型内視鏡から第1の周波数で送信される体内情報を受信する体内側受信部と、前記体内情報を第2の周波数で送信する体外側送信部と、前記受信装置から前記第2の周波数で送信される制御信号を受信する体外側受信部と、前記制御信号をもとに前記体内受信部および前記体外側送信部の送受信制御を行う制御部と、を備えたことを特徴とする。

40

【0009】

また、この発明にかかる受信システムは、上述した発明において、前記制御部は、前記体内側受信部を介して受信した前記カプセル型内視鏡からの受信電界強度を、前記体外側送信部を介して前記受信装置に送信し、前記受信装置から前記体内情報の送信指示を受けた場合に、前記体内側受信部が受信している体内情報を、前記体外側送信部を介して前記受信装置に送信することを特徴とする。

【0010】

また、この発明にかかる受信システムは、上述した発明において、各無線中継装置および前記受信装置は、アンチコリジョン機能を有することを特徴とする。

【0011】

50

また、この発明にかかる受信システムは、上述した発明において、各無線中継装置は、前記体外側受信部を介して受信される第2の周波数の信号を電力に変換して蓄積する電力変換蓄積部を備えたことを特徴とする。

【0012】

また、この発明にかかる受信システムは、上述した発明において、各無線中継装置は、電力を供給する電池を備えたことを特徴とする。

【0013】

また、この発明にかかる受信システムは、上述した発明において、前記制御部は、前記受信装置からの制御信号が入力された場合に、前記体内側受信部を起動させ、前記体内情報の送信指示を受けない場合、所定時間後に前記体内側受信部を停止させ、前記体内情報の送信指示を受けた場合、該体内情報の送信後に前記体内側受信部を停止させる間欠受信制御を行うことを特徴とする。

10

【0014】

また、この発明にかかる受信システムは、上述した発明において、各無線中継装置は、板状の誘電体部材の一方の面に前記第1の周波数を受信する受信アンテナを形成し、他方の面に前記第2の周波数を送受信する送受信アンテナを形成し、前記一方の面が生体表面側に向けられることを特徴とする。

【0015】

また、この発明にかかる受信システムは、上述した発明において、前記体内側受信部は、体内側受信アンテナである前記受信アンテナを有し、前記体外側送信部と前記体外側受信部とは、共有の送受信アンテナである前記送受信アンテナを有し、前記受信アンテナを除く前記体内側受信部と、前記送受信アンテナを除く前記体外側送信部および体外側受信部と、前記制御部とは、1つのチップで形成され、前記板状の誘電体部材上あるいは前記板状の誘電体部材内に配置されることを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0016】

この発明によれば、被検体内のカプセル型内視鏡から送信される体内画像を含む体内情報を、体外表面に配置された複数の無線中継装置を介して体外の受信装置に送信する受信システムにおける各無線中継装置の体内側受信部が、前記カプセル型内視鏡から第1の周波数で送信される体内情報を受信し、体外側送信部が、前記体内情報を第2の周波数で送信し、体外側受信部が、前記受信装置から前記第2の周波数で送信される制御信号を受信し、制御部が、前記制御信号をもとに前記体内受信部および前記体外側送信部の送受信制御を行うようにして前記体内情報を無線中継しているので、アンテナの受信機能を損なわずに容易に複数のアンテナを体表面に取り付けることができ、受信装置の設置場所も自由になり、生体の自由度を高めることができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】この発明の実施の形態1にかかる受信システムが適用される体内画像取得システムの構成を示す模式図である。

【図2】カプセル型内視鏡の構成を示す断面図である。

40

【図3】この発明の実施の形態1である受信システムの構成を示すブロック図である。

【図4】この発明の実施の形態1による無線中継装置と受信装置との間の送受信処理手順を示すシーケンス図である。

【図5】画像情報のデータフォーマットを示す図である。

【図6】この発明の実施の形態1の無線中継装置の構成を裏面からみた図である。

【図7】この発明の実施の形態1の無線中継装置の構成を表面からみた図である。

【図8】この発明の実施の形態2である受信システムの構成を示すブロック図である。

【図9】この発明の実施の形態2による無線中継装置と受信装置との間の送受信処理手順を示すシーケンス図である。

【図10】自無線中継装置が選択されなかった場合における体内側の受信部の間欠起動処

50

理を示すタイムチャートである。

【図 1 1】自無線中継装置が選択された場合における体内側の受信部の間欠起動処理を示すタイムチャートである。

【図 1 2】この発明の実施の形態 2 の無線中継装置の構成を裏面からみた図である。

【図 1 3】この発明の実施の形態 2 の無線中継装置の構成を表面からみた図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、図面を参照して、この発明にかかる受信システムの好適な実施の形態について説明する。なお、この実施の形態によってこの発明が限定されるものではない。

【0019】

10

(実施の形態 1)

図 1 は、この発明の実施の形態 1 にかかる受信システムが適用される体内画像取得システムの構成を示す模式図である。図 1 に示すように、この体内画像取得システムは、被検体 1 内の体内画像を撮像するカプセル型内視鏡 2 と、被検体 1 内部に導入されたカプセル型内視鏡 2 から送信された体内画像を含む体内情報を無線中継する複数の無線中継装置 3 (3a ~ 3h) と、各無線中継装置 3 を介して無線中継された体内情報を受信するとともに各無線中継装置 3 を制御する受信装置 4 と、受信装置 4 が受信した被検体 1 の体内画像を表示処理する画像表示装置 5 と、受信装置 4 と画像表示装置 5 との間のデータの受け渡しを行うための携帯型記録媒体 6 とを備える。

【0020】

20

カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 の内部に導入されて被検体 1 の体内画像を撮像する。カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 の口から飲み込まれた後、臓器の蠕動運動等によって被検体 1 の臓器内部を移動しつつ、被検体 1 の体内画像を順次撮像する。また、カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 の体内画像を撮像する都度、撮像した体内画像を含む画像信号を、複数の無線中継装置 3 を介して外部の受信装置 4 に対して順次無線送信する。この場合、カプセル型内視鏡 2 は、自身の持つ固有の機能に対応する時間間隔で被検体 1 の各体内画像を順次無線送信する。たとえば、2 秒に 1 つの体内画像を撮像し、無線送信する。

【0021】

各無線中継装置 3 は、例えば被検体 1 の臓器内部に導入されたカプセル型内視鏡 2 の移動経路に沿って被検体 1 の体表上に分散配置され、受信装置 4 に無線接続される。無線中継装置 3 は、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 が順次無線送信した画像信号を捕捉し、この補足した画像信号を受信装置 4 に対して順次無線中継する。なお、無線中継装置 3 は、被検体 1 に着用させるジャケット等に分散配置されてもよい。また、無線中継装置 3 は、被検体 1 に対して 1 以上配置されればよく、その配置数は、特に 8 つに限定されない。

30

【0022】

受信装置 4 は、受信電界強度の高い 1 つの無線中継装置 3 を介してカプセル型内視鏡 2 が撮像した被検体 1 の体内画像を受信し、受信した体内画像像群を蓄積する。受信装置 4 は、着脱可能に挿着される携帯型記録媒体 6 を有し、カプセル型内視鏡 2 から取得した被検体 1 の体内画像群を携帯型記録媒体 6 に記録する。

【0023】

40

画像表示装置 5 は、携帯型記録媒体 6 を媒介して被検体 1 の体内画像群等の各種データを取得し、この取得した各種データをディスプレイ上に表示するワークステーションなどによって実現される。医師または看護師等は、画像表示装置 5 が表示した被検体 1 の各体内画像を観察して、被検体 1 を診断する。

【0024】

携帯型記録媒体 6 は、可搬型の記録媒体であり、上述した受信装置 4 と画像表示装置 5 との間のデータの受け渡しを行うためのものである。具体的には、携帯型記録媒体 6 は、受信装置 4 および画像表示装置 5 に対して着脱可能であって、両者に対する挿着時にデータの出力および記録が可能な構造を有する。

【0025】

50

図 2 は、カプセル型内視鏡 2 の構成を示す断面模式図である。図 2 に示すように、カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 の内部に導入し易い大きさに形成されたカプセル型の筐体カプセル型の筐体 10 の内部に、被検体 1 内部を照明する複数の照明部 11 と、照明部 11 によって照明された被検体 1 の臓器内部の体内画像を撮像する撮像部 12 と、撮像部 12 が撮像した体内画像を外部に無線送信するための無線ユニット 13 a およびアンテナ 13 b とを備える。また、カプセル型内視鏡 2 は、複数の照明部 11、撮像部 12、および無線ユニット 13 a を制御する制御部 15 と、カプセル型内視鏡 2 の各構成部に対して電力を供給するための電池 14 a および電源回路 14 b とを備える。

【0026】

ここで、図 3 は、この発明の実施の形態 1 である受信システムの構成を示すブロック図である。図 3 に示すように、この受信システムは、カプセル型内視鏡 2 と、受信装置 4 と、複数の無線中継装置 3 とを有する。無線中継装置 3 は、カプセル型内視鏡 2 から無線送信された体内画像を含む体内情報を周波数  $f_1$  で受信するとともに、受信装置 4 と周波数  $f_2$  で無線送受信してカプセル型内視鏡 2 から受信した体内情報を受信装置 4 側に無線送信する。すなわち、カプセル型内視鏡 2 と無線中継装置 3 との間の無線周波数  $f_1$  と、無線中継装置 3 と受信装置 4 との間の無線周波数  $f_2$  とを異ならせ、混信を防止している。

【0027】

各無線中継装置 3 は、カプセル型内視鏡 2 から無線送信される周波数  $f_1$  の信号を受信アンテナ A1 と受信部 R1 とを有する。また、受信装置 4 側と周波数  $f_2$  の信号の送受信を行うアンテナ A2 と送信部 S2 と受信部 R2 とを有する。また、送受信制御や電力制御など無線中継装置全体の制御を行う制御部 C を有する。さらに、アンテナ A2 および受信部 R2 を介して受信した交流無線信号を整流して電力変換し、この電力を蓄積する電力変換蓄積部 20 を有する。すなわち、受信装置 4 から送信される周波数  $f_2$  の電波を受信して電力変換し、この変換された電力を無線中継装置 3 の電源として用いている。この蓄積された電力は、制御部 C の制御のもとに、電力供給制御がなされる。

【0028】

一方、受信装置 4 は、無線中継装置 3 に周波数  $f_2$  の無線信号で送信する送信部 S4 と、無線中継装置 3 から周波数  $f_2$  の無線信号を受信する受信部 R4 と、各種情報を入出力する入出力部 41 と、各種プログラムやデータを記憶する記憶部 42 と、着脱可能な携帯型記録媒体 6 と、各部を制御する制御部 MC とを有する。制御部 MC は、カプセル型内視鏡 2 からの無線信号の受信電界強度が最も高い無線中継装置を画像転送の無線中継装置として選択する処理を行う選択処理部 43 と、受信した画像情報に対する画像処理を施す画像処理部 44 とを有する。

【0029】

ここで、図 4 に示したシーケンス図を参照して、受信システムの無線中継処理手順について説明する。まず、受信装置 4 は、ポーリング信号を各無線中継装置 3 (3a ~ 3h) に送信する (ステップ S201)。このポーリング信号は、電力供給を兼ねる。もちろん、受信装置 4 側から送られる無線信号は電力供給のための信号となる。一方、各無線中継装置 3 は、ポーリング信号を受信した際に電力が供給され、ポーリング信号を受信したか否かを判断し (ステップ S101)、つぎのポーリング信号を受信するまで待機する (ステップ S101, No)。ポーリング信号を受信した場合 (ステップ S101, Yes) には、受信装置 4 との間で、自装置のタイムスロットの設定を行う (ステップ S102, S202)。すなわち、タイムスロットの割当を行うことによって、受信装置 4 と各無線中継装置 3 との間の通信の衝突を防止するアンチコリジョン処理を行う。このアンチコリジョン処理は、たとえば制御順位決定用の乱数を発生させて各無線中継装置のタイムスロット割当によって行う。そして、無線中継装置 3 側では、カプセル型内視鏡 2 側からの無線信号を受信する受信部 R1 をオンとして起動する (ステップ S103)。一方、受信装置 4 側は、タイムスロット設定後、再度ポーリング信号を各無線中継装置 3 に送出する (ステップ S203)。

【0030】

このとき、カプセル型内視鏡 2 からは、体内情報がバースト信号として送信されている。無線中継装置 3 は、受信装置 4 側からポーリング信号を受信したか否かの判断を行い（ステップ S 1 0 4）、つぎのポーリング信号を受信するまで待機する（ステップ 1 0 4, No）。無線中継装置 3 は、ポーリング信号を受信した場合（ステップ S 1 0 4, Yes）には、図 5 に示した体内情報フォーマットに示したアイドル部 E 1 が送信される区間で、電界強度測定を行う（ステップ S 1 0 5）。そして、設定されたタイムスロットで、測定した受信電界強度を受信装置 4 側に送信する（ステップ S 1 0 6）。ここで、アイドル部 E 1 は、同期信号などが含まれ、受信電界強度を測定することができる。もちろん、受信電界強度用の信号をアイドル部 E 1 に含めてもよい。なお、画像情報部 E 2 は、情報本体であり、画像情報そのものが含まれる。

10

#### 【0031】

受信装置 4 は、この受信電界強度を受信する（ステップ S 2 0 4）と、受信した各無線中継装置 3 のうちで最も高い受信電界強度であった無線中継装置 3 に対して体内情報（画像情報）の送信を指示する選択制御信号を送信する（ステップ S 2 0 5）。

#### 【0032】

無線中継装置 3 は、選択制御信号を受信したか否かを判断し（ステップ S 1 0 7）、選択制御信号を受信しなかった場合（ステップ S 1 0 7, No）、ステップ S 1 0 4 に移行し、つぎのポーリング信号を受信したか否かの判断を行い、つぎのポーリング信号を受信するまで待機する（ステップ 1 0 4, No）。一方、選択制御信号を受信した場合（ステップ S 1 0 7, Yes）には、さらに、この選択制御信号が自装置に対するものであるか否かを判断する（ステップ S 1 0 8）。自装置に対する選択制御信号でなかった場合（ステップ S 1 0 8, No）には、ステップ S 1 0 4 に移行し、つぎのポーリング信号を受信したか否かの判断を行い、つぎのポーリング信号を受信するまで待機する（ステップ 1 0 4, No）。

20

#### 【0033】

一方、選択制御信号が自装置に対するものである場合（ステップ S 1 0 8, Yes）には、画像情報を受信し、受信装置 4 側に中継送信する（ステップ S 1 0 9）。そして、画像情報の中継送信が終わったら、処理が終了か否かを判断し（ステップ S 1 1 0）、処理が終了しない限り（ステップ S 1 1 0, No）、ステップ S 1 0 4 に移行し、つぎのポーリング信号を受信するまで待機する（ステップ 1 0 4, No）。一方、受信装置 4 は、中継送信された画像情報を受信し（ステップ S 2 0 6）、終了指示がない限り（ステップ S 2 0 7, No）、ステップ S 2 0 3 に移行し、つぎのポーリング信号を送信する。

30

#### 【0034】

すなわち、この受信システムでは、受信装置 4 と無線中継装置 3 とが 1 対多であるため、受信装置側のポーリング信号によって無線中継装置 3 による画像情報の無線中継指示を行っている。その際、アイドル部 E 1 によって受信電界強度を測定する必要があるため、バースト信号である画像情報の受信タイミングとポーリング信号の送信タイミングとを同期させる必要がある。この同期は、画像情報が、所定時間間隔、たとえば 2 秒毎に送信されるため、この所定時間間隔を把握することによって、受信装置 4 は、ポーリング信号の送信タイミングを制御する。すなわち、このポーリング信号の受信タイミングは、受信される画像信号を受信する直前となる。

40

#### 【0035】

ここで、無線中継装置 3 は、図 6 および図 7 に示すように、アンテナ A 1 と、アンテナ A 2 と、制御部 C と、電力変換蓄積部 2 0 とがフレキシブルな基板 5 0 によって平板状に一体化されて形成されている。図 6 は、裏面側すなわち体内側からみた無線中継装置であり、裏面にはアンテナ A 1 が形成される。また、図 7 に示すように、表面側すなわち体外側には、アンテナ A 2 が形成される。アンテナ A 2 は、電力供給を効率よく受ける必要があるため、巻き回されたうずまきコイル状のアンテナとしている。ここで、体内側のアンテナ A 1 が露出しているのは、直接、体表に接した方がアンテナ特性がよくなるからである。

50

## 【 0 0 3 6 】

この実施の形態 1 では、無線中継装置 3 を用いてカプセル型内視鏡 2 から送信される画像情報を受信装置 4 に無線中継しているため、アンテナケーブルの長さに制約されず、アンテナ（無線中継装置）を体表面に自由に貼り付けることができるため、アンテナの受信機能を損なわずに、取り扱いが容易となる。しかも、受信装置 4 は、ケーブルの存在に左右されず、必ずしも体表面に装着する必要がないので、体位変換等が容易になり、生体の自由度を高めることができる。さらに、無線中継装置は、従来のアンテナのように繰り返し使う必要もなく、使い捨てもでき、衛生上の管理も容易となる。

## 【 0 0 3 7 】

（実施の形態 2）

つぎに、この発明の実施の形態 2 について説明する。上述した実施の形態 1 では、無線中継装置が、電波による電力供給を行うようにしていたが、この実施の形態 2 では、電池によって電力供給を行うようにしている。

## 【 0 0 3 8 】

図 8 は、この発明の実施の形態 2 である受信システムの構成を示すブロック図である。この受信システムは、実施の形態 1 の電力変換蓄積部 2 0 に替えて、ボタン電池などの電池 6 0 を設けている。また、制御部 C に替えて制御部 C C を設けている。この制御部 C C は、受信部 R 1 の間欠受信、すなわち受信部 R 1 の間欠的な起動制御処理を行うことによって電池の消費を抑えるようにしている。その他の構成は、実施の形態 1 と同じであり、同一構成部分には、同一符号を付している。

## 【 0 0 3 9 】

この間欠受信を実現するため、図 9 に示したシーケンスを行う。すなわち、ステップ S 1 0 4 でポーリング信号を受信した場合に、受信部 R 1 を起動させ（ステップ S 1 0 4 a）、ステップ S 1 0 8 によって選択制御信号が自装置宛でない場合に（ステップ 1 0 8, No）、ポーリング信号終了後、受信部 R 1 をオフしている（ステップ S 1 0 8 a）。その他の処理は、図 4 に示したシーケンスと同じである。

## 【 0 0 4 0 】

さらに、図 1 0 および図 1 1 に示すタイムチャートを参照して、間欠受信処理について説明する。図 1 0 は、自無線中継装置 3 が選択制御信号で選択されなかった場合を示している。ポーリング信号（図 1 0（a））は、時点 t 1 ~ t 4 までの間、オン信号が送られる。そして、選択制御信号が自装置宛でない場合（図 1 0（b））、図 1 0（c）に示すように、時点 t 1 直後の時点 t 2 で受信部 R 1 は立ち上がるが、ポーリング信号が終了する時点 t 4 直後の時点 t 5 では、受信部 R 1 はオフ状態になる。これによって、画像情報を無線中継しない無線中継装置の受信部 R 1 の電力消費が抑えられる。

## 【 0 0 4 1 】

一方、図 1 1 は、自無線中継装置 3 が選択制御信号で選択された場合を示している。この場合も、図 1 1（a）に示すポーリング信号は、図 1 0（a）に示したポーリング信号と同じである。ここで、図 1 1（b）に示すように、受信電界強度の送信によって時点 t 3 で自装置が選択される。そして、この選択制御信号によって選択されている期間に画像情報が受信装置 4 側に無線転送される。その後、画像情報の無線転送が終了すると、選択制御信号は時点 t 6 でオフ状態となり、この直後、受信部 R 1 も電源オフ状態となって、電力消費が抑えられる。

## 【 0 0 4 2 】

ここで、無線中継装置 3 は、図 1 2 および図 1 3 に示すように、アンテナ A 1 と、アンテナ A 2 と、制御部 C C と、電池 6 0 とがフレキシブルな基板 5 0 によって平板状に一体化されて形成されている。その他の構成は、図 6 および図 7 に示した構成と同じである。ただし、アンテナ A 2 は、電力受信をしなくてもよいので、必ずしも長いコイル状のアンテナにする必要はない。むしろ、小型化されたアンテナが実現できる。すなわち、電力受信効率を考えた場合には無線周波数 f 1 を低くする必要があったが、この電力受信効率を考慮しない場合、高い無線周波数用のアンテナを用いることができ、結果的に小型アンテ

10

20

30

40

50



ナが可能である。また、アンテナ形状も任意に設計することができる。

#### 【 0 0 4 3 】

この実施の形態 2 では、実施の形態 1 と同様に、無線中継装置 3 を用いてカプセル型内視鏡 2 から送信される画像情報を受信装置 4 に無線中継しているため、アンテナケーブルの長さに制約されず、アンテナ（無線中継装置）を体表面に自由に貼り付けることができるため、アンテナの受信機能を損なわずに、取り扱いが容易となる。しかも、受信装置 4 は、ケーブルの存在に左右されず、必ずしも体表面に装着する必要がないので、体位変換等が容易になり、生体の自由度を高めることができる。さらに、無線中継装置は、従来のアンテナのように繰り返し使う必要もなく、使い捨てもでき、衛生上の管理も容易となる。また、電池を電力供給源としているが、間欠的な受信部 R 1 の起動を行っているので、電池の消費を抑えることができ、実用に耐えるシステムを実現できる。

10

#### 【 0 0 4 4 】

なお、上記各実施の形態のさらなる効果や変形例は、当業者によって容易に導き出すことができる。よって、本発明のより広範な態様は、以上のように表わしかつ記述した特定の詳細および代表的な実施の形態に限定されるものではない。したがって、添付のクレームおよびその均等物によって定義される総括的な発明の概念の精神または範囲から逸脱することなく、様々な変更が可能である。

#### 【 符号の説明 】

#### 【 0 0 4 5 】

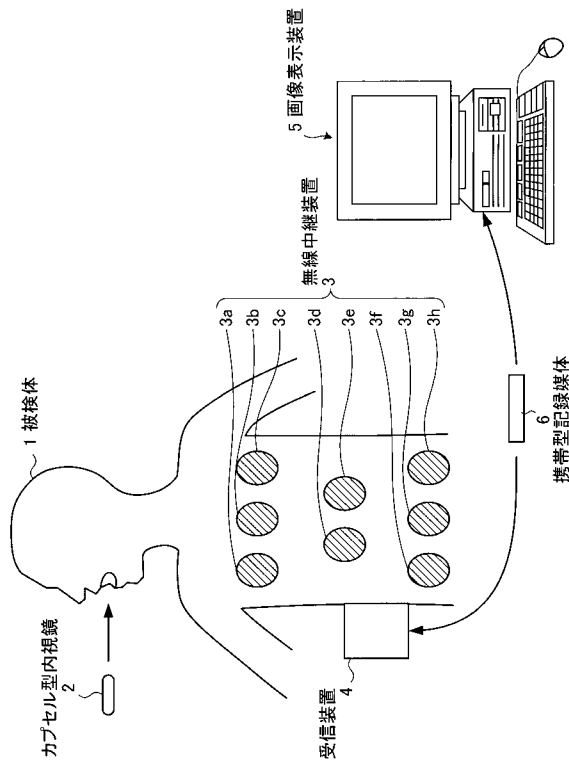
- 1 被検体
- 2 カプセル型内視鏡
- 3 , 3 a ~ 3 h 無線中継装置
- 4 受信装置
- 5 画像表示装置
- 6 携帯型記録媒体
- 10 筐体
- 11 照明部
- 13 a 無線ユニット
- 14 a , 60 電池
- 14 b 電源回路
- 15 制御部
- 20 電力変換蓄積部
- 41 入出力部
- 42 記憶部
- 43 選択処理部
- 44 画像処理部
- 50 基板
- R 1 , R 2 , R 4 受信部
- S 2 , S 4 送信部
- C , C C , M C 制御部

20

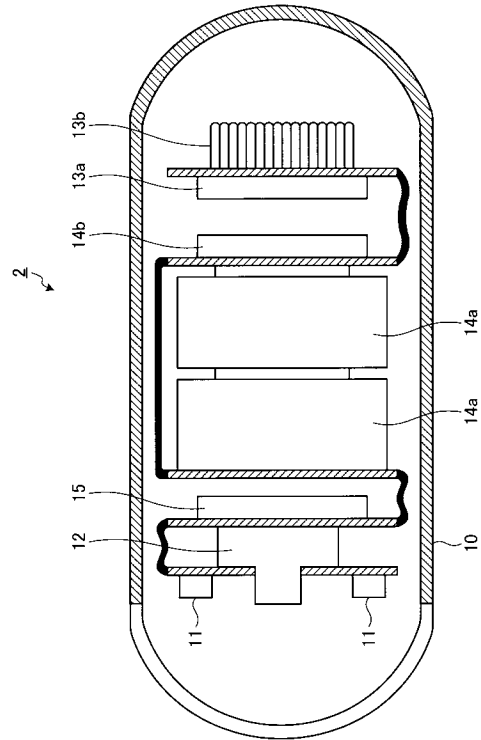
30

40

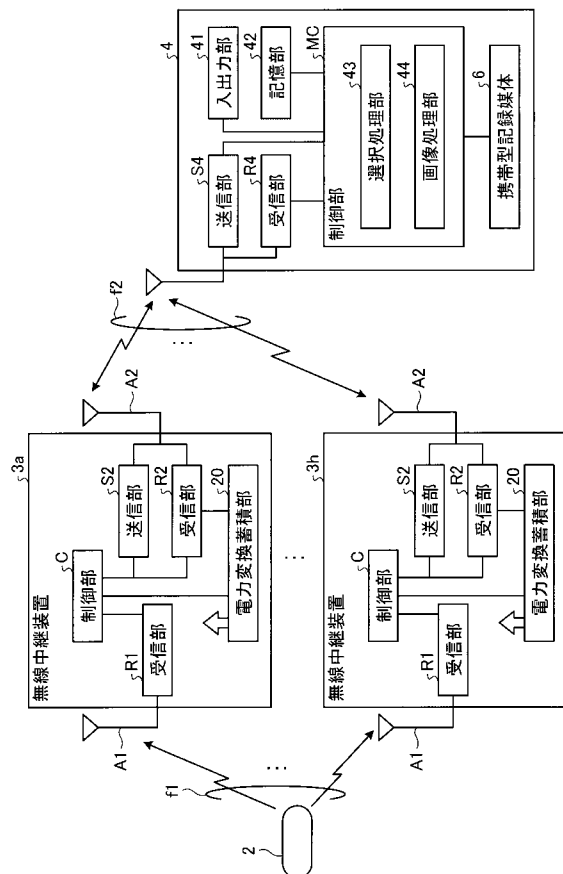
【図 1】



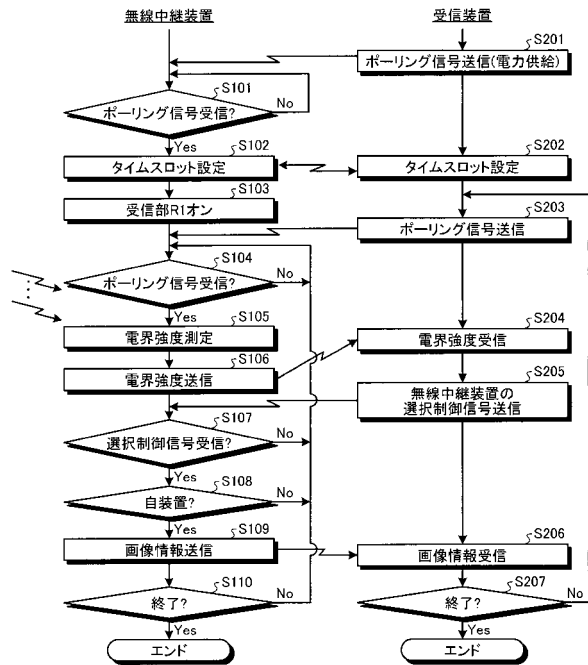
【図 2】



【図 3】



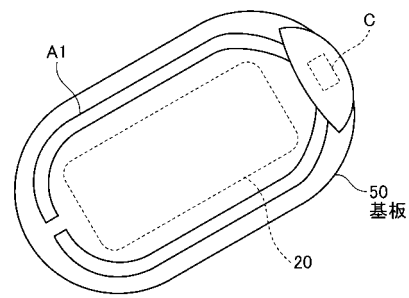
【図 4】



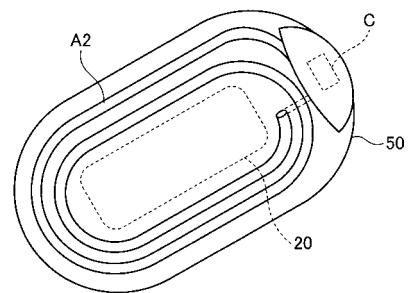
【図 5】



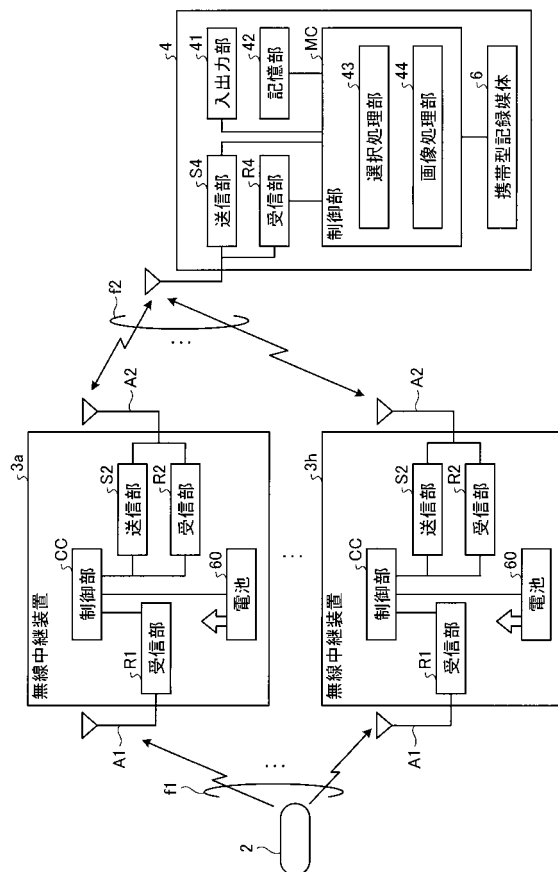
【図 6】



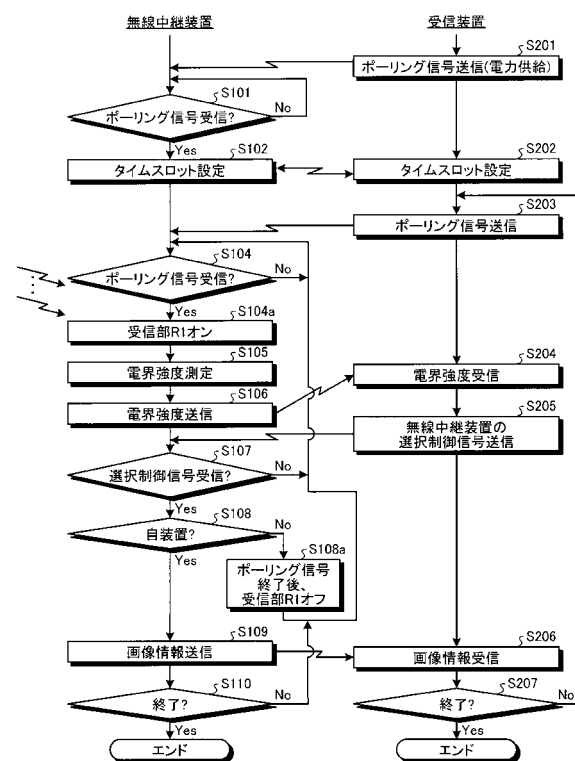
【図 7】



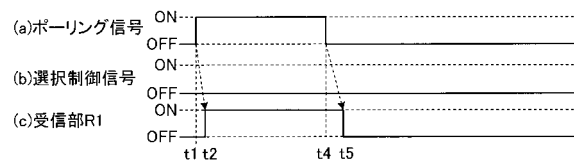
【図 8】



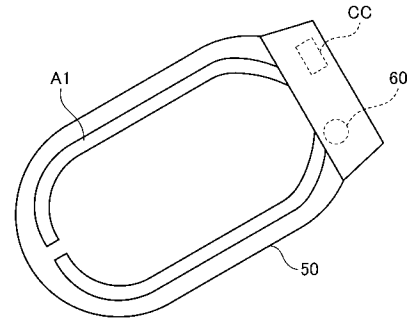
【図 9】



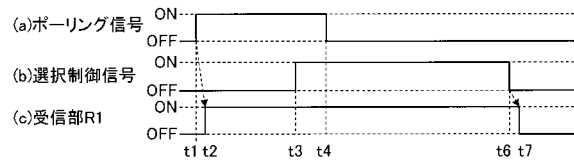
【図 10】



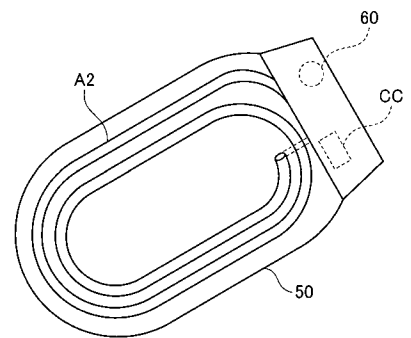
【図 12】



【図 11】



【図 13】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2007-289528(JP,A)  
特開2009-165706(JP,A)  
特開2009-136415(JP,A)  
特開2009-118883(JP,A)  
特開2008-119057(JP,A)  
特表2009-521978(JP,A)  
国際公開第2004/096028(WO,A1)  
国際公開第2007/113839(WO,A1)  
特開2007-117285(JP,A)  
特開2006-181359(JP,A)  
特開2009-5866(JP,A)  
特開2008-99734(JP,A)  
特開2005-245938(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

专利名称(译)	接收系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP5006474B2</a>	公开(公告)日	2012-08-22
申请号	JP2011514989	申请日	2010-07-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	小出直人		
发明人	小出 直人		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/00036 A61B5/073		
FI分类号	A61B1/00.320.B		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2009198606 2009-08-28 JP		
其他公开文献	JPWO2011024560A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

本发明的目的是提供一种接收系统，其能够在不损害天线的接收功能的情况下容易地将多个天线附接到体表，并且可以增加活体的自由度。包括从对象中的胶囊内窥镜2发送的体内图像的体内信息经由布置在外表面上的多个无线中继装置3发送到身体外部的接收装置4。每个无线中继装置3a至3h包括：接收单元R1，用于接收以第一频率f1从胶囊内窥镜2发送的体内信息；发送单元S2，用于以第二频率f2发送体内信息，接收单元R2，用于接收以第二频率f2从接收装置4发送的控制信号；以及控制单元C，用于基于控制信号执行接收单元R1和发送单元S2的发送和接收控制提供。

