

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4455067号
(P4455067)

(45) 発行日 平成22年4月21日 (2010. 4. 21)

(24) 登録日 平成22年2月12日 (2010. 2. 12)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B
A 6 1 B 5/06 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 5/07 (2006. 01)	A 6 1 B 5/06
	A 6 1 B 5/07

請求項の数 14 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2004-7379 (P2004-7379)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成16年1月14日 (2004. 1. 14)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2005-198789 (P2005-198789A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成17年7月28日 (2005. 7. 28)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成18年11月10日 (2006. 11. 10)		弁理士 伊藤 進
審査番号	不服2008-9073 (P2008-9073/J1)	(72) 発明者	長谷川 潤
審査請求日	平成20年4月10日 (2008. 4. 10)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	西村 博一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	田中 秀樹
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体内の画像を撮影し前記画像を無線伝送する撮像手段と、前記撮像手段から無線伝送された画像を受信し記録する受信手段と、を有するカプセル型内視鏡装置において、

前記撮像手段から無線伝送された信号を体外の異なる位置に配置された複数のアンテナによって受信し、前記アンテナによって受信した信号から前記撮像手段の位置および向きを推定する推定手段と、

前記推定手段による前記撮像手段の推定位置から得られる当該カプセル型内視鏡装置の移動量、および、前記推定手段による前記撮像手段の向きから得られる当該カプセル型内視鏡装置の向きの変化量に基づき、前記撮像手段による単位時間当たりの撮像フレーム数を設定するタイミング設定手段と、

前記撮影タイミング設定手段の設定に基づいて前記撮像手段の撮影を制御する制御手段と

を備え、

前記受信手段は、前記撮影タイミングにて前記撮像手段において撮像された、画像データを記憶する記憶手段を有する

ことを特徴とするカプセル型内視鏡装置。

【請求項 2】

体内の画像を撮影し前記画像を無線伝送する撮像手段と、前記撮像手段から無線伝送された画像を受信し記録する受信手段と、を有するカプセル型内視鏡装置において、

10

20

体外の異なる位置に複数の第 1 のアンテナを配置し、周波数の異なる特定の大きさの信号を送信する送信手段と、

前記複数のアンテナが発生した信号を前記撮像手段に配置された第 2 のアンテナによって受信し、前記受信した信号から前記撮像手段の位置および向きを推定する推定手段と、

前記推定手段による前記撮像手段の推定位置から得られる当該カプセル型内視鏡装置の移動量、および、前記推定手段による前記撮像手段の向きから得られる当該カプセル型内視鏡装置の向きの変化量に基づき、前記撮像手段による単位時間当たりの撮像フレーム数を設定するタイミング設定手段と、

前記撮影タイミング設定手段の設定に基づいて前記撮像手段の撮影を制御する制御手段と

10

を備え、

前記受信手段は、前記撮影タイミングにて前記撮像手段において撮像された、画像データを記憶する記憶手段を有する

ことを特徴とするカプセル型内視鏡装置。

【請求項 3】

体内の画像を撮影し前記画像を無線伝送する撮像手段と、前記撮像手段から無線伝送された画像を受信し記録する受信手段と、を有するカプセル型内視鏡装置において、

前記撮像手段から無線伝送された信号を体外の異なる位置に配置された複数のアンテナによって受信し、前記アンテナによって受信した信号から前記撮像手段の位置および向きを推定する推定手段と、

20

前記推定手段による前記撮像手段の推定位置から得られる当該カプセル型内視鏡装置の移動量、および、前記推定手段による前記撮像手段の向きから得られる当該カプセル型内視鏡装置の向きの変化量に基づき、前記受信手段の画像記録間隔を設定するタイミング設定手段と、

前記記録タイミング設定手段の設定に基づいて前記受信手段の記録を制御する制御手段と

を備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡装置。

【請求項 4】

体内の画像を撮影し前記画像を無線伝送する撮像手段と、前記撮像手段から無線伝送された画像を受信し記録する受信手段と、を有するカプセル型内視鏡装置において、

30

体外の異なる位置に複数の第 1 のアンテナを配置し、周波数の異なる特定の大きさの信号を送信する送信手段と、

前記複数の第 1 のアンテナが発生した信号を前記撮像手段に配置された第 2 のアンテナによって受信し、前記受信した信号から前記撮像手段の位置および向きを推定する推定手段と、

前記推定手段による前記撮像手段の推定位置から得られる当該カプセル型内視鏡装置の移動量、および、前記推定手段による前記撮像手段の向きから得られる当該カプセル型内視鏡装置の向きの変化量に基づき、前記受信手段の画像記録間隔を設定するタイミング設定手段と、

前記記録タイミング設定手段の設定に基づいて前記受信手段の記録を制御する制御手段と

40

を備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡装置。

【請求項 5】

体内の画像を撮影し前記画像を無線伝送する撮像手段と、前記撮像手段から無線伝送された画像を受信し記録する受信手段と、を有するカプセル型内視鏡装置において、

前記撮像手段から無線伝送された信号を体外の異なる位置に配置された複数のアンテナによって受信し、前記アンテナによって受信した信号から前記撮像手段の位置および向きを推定する推定手段と、

前記推定手段による前記撮像手段の推定位置から得られる当該カプセル型内視鏡装置の移動量、および、前記推定手段による前記撮像手段の向きから得られる当該カプセル型内

50

視鏡装置の向きの変化量に基づき、前記受信手段に記録された画像の画像表示間隔を設定する画像表示間隔設定手段と、

前記画像表示間隔設定手段の設定に基づいて前記受信手段に記録された画像の表示を制御する制御手段と、

前記制御手段によって制御された画像を表示する表示手段と
を備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡装置。

【請求項 6】

体内の画像を撮影し前記画像を無線伝送する撮像手段と、前記撮像手段から無線伝送された画像を受信し記録する受信手段と、を有するカプセル型内視鏡装置において、

体外の異なる位置に複数の第 1 のアンテナを配置し、周波数の異なる特定の大きさの信号を送信する送信手段と、

前記複数の第 1 のアンテナが発生した信号を前記撮像手段に配置された第 2 のアンテナによって受信し、前記受信した信号から前記撮像手段の位置および向きを推定する推定手段と、

前記推定手段による前記撮像手段の推定位置から得られる当該カプセル型内視鏡装置の位置の変化量、および、前記推定手段による前記撮像手段の向きから得られる当該カプセル型内視鏡装置の向きの変化量に基づき、前記受信手段に記録された画像の画像表示間隔を設定する画像表示間隔設定手段と、

前記画像表示間隔設定手段の設定に基づいて前記受信手段に記録された画像の表示を制御する制御手段と、

前記制御手段によって制御された画像を表示する表示手段と
を備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡装置。

【請求項 7】

前記タイミング設定手段は、前記推定手段によって得られた複数の撮像手段の位置から移動量を算出する移動量算出手段を有し、

前記制御手段は、前記移動量から前記撮像手段の撮影を制御する撮影制御手段を有することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 8】

前記タイミング設定手段は、前記推定手段によって得られた複数の撮像手段の位置から移動量を算出する移動量算出手段を有し、

前記制御手段は、前記移動量から前記受信手段の記録を制御する記録制御手段を有することを特徴とする請求項 3 または 4 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 9】

前記画像表示間隔設定手段は、前記推定手段によって得られた複数の撮像手段の位置から移動量を算出する移動量算出手段を有し、

前記制御手段は、前記移動量から前記受信手段に記録された画像の表示を制御する表示制御手段を有することを特徴とする請求項 5 または 6 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 10】

前記移動量算出手段は、前記推定手段によって得られた複数の撮像手段の位置から予測される移動量を算出する手段を有することを特徴とする請求項 7、8 または 9 のいずれか 1 つに記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 11】

前記予測される移動量は、前記推定手段によって得られた複数の撮像手段の位置から求められる近似関数より算出される

ことを特徴とする請求項 10 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 12】

前記タイミング設定手段は、前記推定手段によって得られた複数の撮像手段の向きの変化量を算出する向きの変化量算出手段をさらに有し、

前記制御手段は、前記移動量と前記向きの変化量から前記撮像手段の撮影を制御する撮影制御手段をさらに有することを特徴とする請求項 7 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 13】

前記タイミング設定手段は、前記推定手段によって得られた複数の撮像手段の向きの変化量を算出する向きの変化量算出手段をさらに有し、

前記制御手段は、前記移動量と前記向きの変化量から前記受信手段の記録を制御する記録制御手段をさらに有することを特徴とする請求項 8 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 14】

前記画像表示間隔設定手段は、前記推定手段によって得られた複数の撮像手段の向きの変化量を算出する向きの変化量算出手段をさらに有し、

前記制御手段は、前記移動量と前記向きの変化量から前記受信手段に記録された画像の表示を制御する表示制御手段をさらに有することを特徴とする請求項 9 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、飲み込みタイプのカプセルとこのカプセルから送信される生体情報を受信する体外ユニットから構成されるカプセル型内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、カプセル形状にしたカプセル本体を体腔内に挿入して、検査などを行うカプセル型装置が提案されている。

例えば特開平 7 - 111985 号公報に開示されたものでは、二つに分割した球形のカプセルにより通信手段を介して体外装置側に生体情報を通信する。

【0003】

また、カプセル内の設置された加速度センサ等によりカプセルの動き（速度）検出し、検出値に応じて撮影または表示の速度を制御するカプセル型内視鏡装置が特許 WO 01 / 87377 A2 公報に提案されている。

【特許文献 1】特開平 7 - 111985 号公報

【特許文献 2】特許 WO 01 / 87377 A2 公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上記特許 WO 01 / 87377 A2 公報では、加速度センサ等は体全体が動いた場合、センサがその動きを検出するため、カプセルの動きを正確に検出できない問題がある。例えば、体腔内のカプセルが動かずに体が動いた場合、同一の対象を複数撮影または表示する可能性がある。また、体腔内のカプセルの動きに対して体が逆方向に移動した場合、カプセルは動いていないと判断し、画像を撮影または表示しない可能性がある。

【0005】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、カプセル型内視鏡での検査時のカプセル型内視鏡の実際の正確な移動状態に基づいて制御された画像を用いた、効率的な画像診断を可能とするカプセル型内視鏡装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の第 1 のカプセル型内視鏡装置は、体内の画像を撮影し前記画像を無線伝送する撮像手段と、前記撮像手段から無線伝送された画像を受信し記録する受信手段と、を有するカプセル型内視鏡装置において、

前記撮像手段から無線伝送された信号を体外の異なる位置に配置された複数のアンテナによって受信し、前記アンテナによって受信した信号から前記撮像手段の位置および向きを推定する推定手段と、前記推定手段による前記撮像手段の推定位置から得られる当該カプセル型内視鏡装置の移動量、および、前記推定手段による前記撮像手段の向きから得ら

10

20

30

40

50

れる当該カプセル型内視鏡装置の向きの変化量に基づき、前記撮像手段による単位時間当たりの撮像フレーム数を設定するタイミング設定手段と、前記撮影タイミング設定手段の設定に基づいて前記撮像手段の撮影を制御する制御手段とを備え、前記受信手段は、前記撮影タイミングにて前記撮像手段において撮像された、画像データを記憶する記憶手段を有することを特徴とする。

本発明の第2のカプセル型内視鏡装置は、体内の画像を撮影し前記画像を無線伝送する撮像手段と、前記撮像手段から無線伝送された画像を受信し記録する受信手段と、を有するカプセル型内視鏡装置において、

体外の異なる位置に複数の第1のアンテナを配置し、周波数の異なる特定の大きさの信号を送信する送信手段と、前記複数のアンテナが発生した信号を前記撮像手段に配置された第2のアンテナによって受信し、前記受信した信号から前記撮像手段の位置および向きを推定する推定手段と、前記推定手段による前記撮像手段の推定位置から得られる当該カプセル型内視鏡装置の移動量、および、前記推定手段による前記撮像手段の向きから得られる当該カプセル型内視鏡装置の向きの変化量に基づき、前記撮像手段による単位時間当たりの撮像フレーム数を設定するタイミング設定手段と、前記撮影タイミング設定手段の設定に基づいて前記撮像手段の撮影を制御する制御手段とを備え、前記受信手段は、前記撮影タイミングにて前記撮像手段において撮像された、画像データを記憶する記憶手段を有することを特徴とする。

10

本発明の第3のカプセル型内視鏡装置は、体内の画像を撮影し前記画像を無線伝送する撮像手段と、前記撮像手段から無線伝送された画像を受信し記録する受信手段と、を有するカプセル型内視鏡装置において、

20

前記撮像手段から無線伝送された信号を体外の異なる位置に配置された複数のアンテナによって受信し、前記アンテナによって受信した信号から前記撮像手段の位置および向きを推定する推定手段と、前記推定手段による前記撮像手段の推定位置から得られる当該カプセル型内視鏡装置の移動量、および、前記推定手段による前記撮像手段の向きから得られる当該カプセル型内視鏡装置の向きの変化量に基づき、前記受信手段の画像記録間隔を設定するタイミング設定手段と、前記記録タイミング設定手段の設定に基づいて前記受信手段の記録を制御する制御手段とを備えたことを特徴とする。

本発明の第4のカプセル型内視鏡装置は、体内の画像を撮影し前記画像を無線伝送する撮像手段と、前記撮像手段から無線伝送された画像を受信し記録する受信手段と、を有するカプセル型内視鏡装置において、

30

体外の異なる位置に複数の第1のアンテナを配置し、周波数の異なる特定の大きさの信号を送信する送信手段と、前記複数の第1のアンテナが発生した信号を前記撮像手段に配置された第2のアンテナによって受信し、前記受信した信号から前記撮像手段の位置および向きを推定する推定手段と、前記推定手段による前記撮像手段の推定位置から得られる当該カプセル型内視鏡装置の移動量、および、前記推定手段による前記撮像手段の向きから得られる当該カプセル型内視鏡装置の向きの変化量に基づき、前記受信手段の画像記録間隔を設定するタイミング設定手段と、前記記録タイミング設定手段の設定に基づいて前記受信手段の記録を制御する制御手段とを備えたことを特徴とする。

本発明の第5のカプセル型内視鏡装置は、体内の画像を撮影し前記画像を無線伝送する撮像手段と、前記撮像手段から無線伝送された画像を受信し記録する受信手段と、を有するカプセル型内視鏡装置において、

40

前記撮像手段から無線伝送された信号を体外の異なる位置に配置された複数のアンテナによって受信し、前記アンテナによって受信した信号から前記撮像手段の位置および向きを推定する推定手段と、前記推定手段による前記撮像手段の推定位置から得られる当該カプセル型内視鏡装置の移動量、および、前記推定手段による前記撮像手段の向きから得られる当該カプセル型内視鏡装置の向きの変化量に基づき、前記受信手段に記録された画像の画像表示間隔を設定する画像表示間隔設定手段と、前記画像表示間隔設定手段の設定に基づいて前記受信手段に記録された画像の表示を制御する制御手段と、前記制御手段によって制御された画像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする。

50

本発明の第 6 のカプセル型内視鏡装置は、体内の画像を撮影し前記画像を無線伝送する撮像手段と、前記撮像手段から無線伝送された画像を受信し記録する受信手段と、を有するカプセル型内視鏡装置において、

体外の異なる位置に複数の第 1 のアンテナを配置し、周波数の異なる特定の大きさの信号を送信する送信手段と、前記複数の第 1 のアンテナが発生した信号を前記撮像手段に配置された第 2 のアンテナによって受信し、前記受信した信号から前記撮像手段の位置および向きを推定する推定手段と、前記推定手段による前記撮像手段の推定位置から得られる当該カプセル型内視鏡装置の位置の変化量、および、前記推定手段による前記撮像手段の向きから得られる当該カプセル型内視鏡装置の向きの変化量に基づき、前記受信手段に記録された画像の画像表示間隔を設定する画像表示間隔設定手段と、前記画像表示間隔設定手段の設定に基づいて前記受信手段に記録された画像の表示を制御する制御手段と、前記制御手段によって制御された画像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【 0 0 0 7 】

本発明によれば、カプセル型内視鏡での検査時のカプセル型内視鏡の実際の正確な移動状態に基づいて制御された画像を用いた、効率的な画像診断を行うことができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 8 】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

20

【実施例 1】

【 0 0 0 9 】

図 1 ないし図 7 は本発明の実施例 1 に係わり、図 1 はカプセル型内視鏡装置及び体外端末装置等の体外装置の構成を示す図、図 2 は図 1 のカプセル型内視鏡の内部構成を示す図、図 3 は図 1 のアンテナユニットのアンテナを構成する単心コイルを示す図、図 4 は図 2 のカプセル型内視鏡のアンテナ及び図 1 のアンテナユニットのアンテナ間の信号の送受信構成を示す図、図 5 は図 2 のカプセル型内視鏡のアンテナから送信される信号を説明する図、図 6 は図 4 の信号処理回路の処理を説明する第 1 の図、図 7 は図 4 の信号処理回路の処理を説明する第 2 の図である。

【 0 0 1 0 】

30

(構成)

図 1 は本実施例におけるカプセル型内視鏡装置 1 の全体を示す説明図である。

【 0 0 1 1 】

図 1 において、カプセル型内視鏡装置 1 は患者 2 が口から飲み込むことにより体腔内を検査するカプセル型内視鏡 3 と、この患者 2 の体外に配置され、カプセル型内視鏡 3 で撮像した画像情報を無線で受信するアンテナユニット 4 に接続される受信機である外部装置 5 とを含んでいる。

【 0 0 1 2 】

また、体腔内検査時には外部装置 5 に装着されて、カプセル型内視鏡 3 から送信され外部装置 5 で受信した画像情報を記録するための、後述するコンパクトフラッシュ (R) メモリ等の可搬型のメモリ手段、もしくは図示しない U S B ケーブル等によって介して、パーソナルコンピュータ等の端末装置 7 に前述の画像情報を取り込むようになっている。

40

【 0 0 1 3 】

また、この外部装置 5 はクレードル 6 に装着することによって端末装置 7 に電氣的に接続することもできるようになっている。

【 0 0 1 4 】

端末装置 7 は観察用ビューアソフトウェアを実行することにより、外部装置 5 に蓄積した画像をキーボード 8 a やマウス 8 b 等の入力・操作デバイスの操作により端末本体 9 に取り込み、モニタ部 8 c に取り込んだ画像を表示することができる。

【 0 0 1 5 】

50

図 1 (A) に示すようにカプセル型内視鏡 3 を飲み込んで内視鏡検査を行う場合、患者 2 が着るジャケット 1 0 には複数のアンテナ 1 1 が取り付けられたアンテナユニット 4 が装着されており、カプセル型内視鏡 3 により撮像され、それに内蔵されたアンテナ 2 3 (図 2 参照) から送信された信号を受け、このアンテナユニット 4 に接続された外部装置 5 に撮像した画像を保存することができるようにしている。この外部装置 5 は、例えば患者 2 のベルトに着脱自在のフックにより取り付けられる。なお、アンテナユニット 4 は直接患者の身体表面に貼付するようにしてもよい。

【 0 0 1 6 】

アンテナユニット 4 のアンテナ 1 1 は位置と向きが異なる単心コイルによって構成されている。例えば、図 3 で示すような座標系 X Y Z の座標軸の方向と一致するような単心コイル 1 1 a x、1 1 a Y、... 1 1 d Y、1 1 d Z が考えられる。

【 0 0 1 7 】

外部装置 5 は例えば箱形状であり、その前面には画像表示を行う液晶モニタ 1 2 と、指示操作等を行う操作部 1 3 とが設けてある。

【 0 0 1 8 】

なお、外部装置 5 には、バッテリー残量に関する警告表示用の L E D や操作部 1 3 としての電源スイッチなどのみを設ける構成としてもよい。また、第 2 の外部装置として、カプセル型内視鏡 3 から送信される画像信号を処理し、備え付けの液晶モニタに画像表示させるような図示しない携帯型の表示装置 (ビューワ) が接続される。

【 0 0 1 9 】

図 2 に示すようにカプセル型内視鏡 3 は、円筒の後端側を閉塞した形状を有する外装部材 1 4 と、この円筒の先端側に接着剤によって接続されて閉塞する略半球形状に丸みを付けたドーム型カバー 1 4 a にて、全体としてカプセル形状となつて水密構造となっている。

【 0 0 2 0 】

この透明なドーム型カバー 1 4 a 内で、円筒の中央部分には、ドーム型カバー 1 4 a を介して入射された像を結像する対物レンズ 1 5 がレンズ枠 1 6 に取り付けられて配置され、その結像位置には撮像素子として、ここでは C C D イメージャ 1 7 が配置されている。

【 0 0 2 1 】

また、対物レンズ 1 5 の周囲には、照明系として、ここでは白色 L E D 1 8 が 4 つ、同一平面上に配置されている。

【 0 0 2 2 】

また、例えば C C D イメージャ 1 7 の裏面側には、白色 L E D 1 8 を発光駆動させると共に、C C D イメージャ 1 7 を駆動して C C D イメージャ 1 7 の撮像信号から画像信号を生成する処理を行う処理回路 1 9、画像信号を送信する通信処理回路 2 0、これらの回路 1 9、2 0 に電源を供給するボタン型電池 2 1 が外装部材 1 4 の内部に配置されている。

【 0 0 2 3 】

また、ボタン型電池 2 1 の後端側、つまり他方の半球形状内側には通信処理回路 2 0 と接続され、電波を送受信するアンテナ 2 3 が配置されている。なお、C C D イメージャ 1 7、白色 L E D 1 8 や各回路は、図示しない基板上に設けられ各基板はフレキシブル基板にて接続されている。

【 0 0 2 4 】

カプセル型内視鏡 3 の処理回路 1 9 は、C C D イメージャ 1 7 の撮影のタイミングを制御する制御信号を発生し、通常の撮影では 1 秒間に 2 フレームの画像を撮影し、食道のようにカプセル型内視鏡が比較的高速に移動するような部位では例えば 1 秒間に 1 5 から 3 0 フレームの画像を撮像する。また、アンテナ 2 3 は外部装置 5 から送られてくる信号を受信し、受信した信号は通信処理回路 2 0 により処理され処理回路 1 9 に送られる。処理回路 1 9 は送られてきた信号によって C C D イメージャ 1 7 の撮影のタイミングや白色 L E D 1 8 の点灯の O N / O F F 等を制御する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

(作用)

図 4 に示すように、カプセル型内視鏡 3 では、アンテナ 2 3 を介して一定の電波強度で処理回路 1 9 より出力される図 5 で示すような画像信号および受信強度信号を外部装置 5 に対して通信処理回路 2 0 により送信し、アンテナユニット 4 のアンテナ 1 1 a x、1 1 a Y、...、1 1 d Y、1 1 d Z を介して外部装置 5 の送受信回路 3 3 によって受信される。

【 0 0 2 6 】

送受信回路 3 3 は画像信号および受信強度信号を信号処理回路 3 5 に送り、信号処理回路 3 5 は各アンテナ 1 1 i j の受信強度信号の強度を比較し、比較結果からカプセル型内視鏡 3 が送信した画像信号を受信するのに最も適したアンテナを検出する。信号処理回路 3 5 は最も適したアンテナによって得られた画像信号を信号処理回路 3 5 に接続されているコンパクトフラッシュ (R) メモリ (C F メモリ)、ハードディスク等のメモリ手段 4 7 に送り記憶する。また、信号処理回路 3 5 は最も適したアンテナによって得られた画像信号を信号処理回路 3 5 に接続される液晶モニタ 1 2 に送りカプセル型内視鏡が撮影した画像を表示する。

【 0 0 2 7 】

外部装置 5 の信号処理回路 3 5 には図示しない C P U やメモリが含まれ、各アンテナ 1 1 i j の受信強度信号からカプセル型内視鏡 3 の位置や向きを推定するプログラムが組み込まれている。この位置や向きは特開 1 1 - 3 2 5 8 1 0 号公報に記載されている複数の非線形方程式を解く方法を用いることによって推定できる。アンテナ 1 1 a x、1 1 a Y、...、1 1 d Y、1 1 d Z で受信した受信信号強度よりカプセル型内視鏡 3 に設置された単心コイルの位置と向きを未知数とした 1 2 個の非線形方程式を求める。Gauss - Newton 法等の反復改良を用いて 1 2 個の非線形方程式を解き、カプセル型内視鏡 3 の位置と向きが推定される。推定された位置と向きは図 3 で示すようなアンテナユニット 4 を基準とした座標系の値で与えられ、メモリ手段 4 7 に画像信号と共に記憶する。なお、必ずしも位置と向きの双方を推定する必要はなく、何れか一方だけとしてもよい。

【 0 0 2 8 】

図 6 で示すようにカプセル型内視鏡 3 の位置を $P_i (X_i, Y_i, Z_i)$ とすると、カプセル型内視鏡 3 の移動量 D_i は次の式で求められる。

【 0 0 2 9 】

$$D_i = \{ (X_{i-1} - X_i)^2 + (Y_{i-1} - Y_i)^2 + (Z_{i-1} - Z_i)^2 \}^{1/2} \quad (1)$$

カプセル型内視鏡 3 の移動量 D_i が小さい場合、同一の視野の画像が撮影される可能性が高いため、カプセル型内視鏡 3 の C C D イメージャ 1 7 の撮影タイミングを遅くするように設定する。例えば、通常 1 秒間に 2 フレーム ($T_i = 1/2 [s]$) の画像を撮影している場合は 1 秒間に 1 フレーム ($T_i = 1/1 [s]$) の画像を撮影するタイミングに変更する。撮影のタイミング $T_i [s]$ は移動量 D_i を用いて以下のような式で算出することができる。

【 0 0 3 0 】

$$T_i = \quad / D_i [s] \quad (2)$$

ただし、 \quad は定数。

【 0 0 3 1 】

外部装置 5 の信号処理回路 3 5 内の C P U によって撮影のタイミング $T_i [s]$ を求め、求められた撮影タイミングを送受信回路 3 3 に送り、送受信回路 3 3 は適当なアンテナ 1 1 i j からカプセル型内視鏡 3 に送信する (前記求めた画像信号を受信するのに最も適したアンテナから撮影タイミングを送信する) 。

【 0 0 3 2 】

カプセル型内視鏡 3 は外部装置 5 に接続されたアンテナ 1 1 i j から送信される撮影タイミングの信号をアンテナ 2 3 で受信し、通信処理回路 2 0 を介して処理回路 1 9 に送られる。処理回路 1 9 は送られてきた撮影タイミングに応じて撮影を制御する信号を C C D

イメージャ 17 へ送る。

【 0 0 3 3 】

撮影のタイミングを求める式 (2) の定数 は、複数の患者の画像と位置情報を収集し、収集した画像と画像間のカプセル型内視鏡 3 の移動量から求める。例えば、図 7 に示すように収集された画像から同一対象が画像の中心 P_{i-1} から周辺 P_{i+1} に移動している画像を検出し、このときのカプセル型内視鏡 3 の移動量 $D = D_i + D_{i+1}$ を求める。カプセル型内視鏡 3 の移動が移動量 D より大きくなった場合、画像間で撮影されない部位が存在すると考えられるため、移動量 D で少なくとも 1 フレームの画像が撮影されるように の係数を設定する。移動量 D を複数のサンプルの平均 D_{avr} によって求めてもよい。

【 0 0 3 4 】

10

(効果)

カプセル型内視鏡 3 内に磁界発生用の単心コイルを配置し、発生した磁界を体外に配置した複数のコイルによって検出することによりカプセル型内視鏡 3 の正確な移動量が求められる。正確な移動量によって C C D イメージャ 17 の撮影のタイミングを変更できるため、ユーザは効率的に画像診断をすることが可能になる。

【 実施例 2 】

【 0 0 3 5 】

図 8 は本発明の実施例 2 に係る信号処理回路の処理を説明する図である。

【 0 0 3 6 】

(構成)

20

実施例 2 においては、装置の構成は実施例 1 と同じであって、外部装置 5 の C P U に組み込まれる撮影のタイミング $T_i [s]$ を求めるプログラムが異なる。

【 0 0 3 7 】

(作用)

カプセル型内視鏡 3 へ送信する撮影タイミング $T_i [s]$ を予測されたカプセル型内視鏡 3 の移動量から求める。

【 0 0 3 8 】

一般に $n - 1$ 次の多項式 $P (t)$ は以下のような式で表される。

【 0 0 3 9 】

$$P (t) = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + \dots + a_{n-1} t^{n-1} \quad (3)$$

30

カプセル型内視鏡 3 の推定された位置を 3 箇所 P_{i-2} 、 P_{i-1} 、 P_i を用いた場合、式 (3) の 3 つの係数 a_0 、 a_1 、 a_2 が求められる。例えば、X 方向については式 (3) より以下の 3 つの式が得られる。

【 0 0 4 0 】

$$X_{i-2} (t_0) = aX_0 + aX_1 t_0 + aX_2 t_0^2$$

$$X_{i-1} (t_1) = aX_0 + aX_1 t_1 + aX_2 t_1^2 \quad (4)$$

$$X_i (t_2) = aX_0 + aX_1 t_2 + aX_2 t_2^2$$

この 3 つの連立方程式を解くことによって X 方向についての係数が決定できる。ただし、 t は撮影タイミングによって求められる時間である。

【 0 0 4 1 】

40

同様に、Y、Z についても係数を求めることで、図 8 に示す予測されるカプセル型内視鏡 3 の位置 P^{i+1} は、次のような式で算出できる (予測位置 P^{i+1} は t_3 時間後の位置)。

【 0 0 4 2 】

$$X^{i+1} (t_3) = aX_0 + aX_1 t_3 + aX_2 t_3^2$$

$$Y^{i+1} (t_3) = aY_0 + aY_1 t_3 + aY_2 t_3^2 \quad (5)$$

$$Z^{i+1} (t_3) = aZ_0 + aZ_1 t_3 + aZ_2 t_3^2$$

式 (5) によってカプセル型内視鏡 3 の予測位置を求め、式 (1) により図 8 に示す予測される移動量 D^{i+1} を算出する。算出された移動量 D^{i+1} を式 (2) に代入することにより撮影タイミング $T_i [s]$ が求められる。

50

【 0 0 4 3 】

外部装置 5 で求めた撮影タイミングをカプセル型内視鏡 3 に送信し、カプセル型内視鏡 3 は C C D イメージャ 1 7 の制御信号を生成して撮影のタイミングを変更する。

【 0 0 4 4 】

本実施例では 2 次の多項式によってカプセル型内視鏡 3 の予測位置を求めたが、推定されたカプセル型内視鏡 3 の位置を複数用いることによって、より正確なカプセル型内視鏡 3 の位置を予測することができる。また、スプライン関数等を用いてカプセル型内視鏡 3 の位置を予測しても良い。

【 0 0 4 5 】

(効果)

10

実施例 1 の効果に加え、カプセル型内視鏡 3 の位置を予測することによって、予測される位置での撮影タイミングを正確に設定できる。

【実施例 3】

【 0 0 4 6 】

図 9 は本発明の実施例 3 に係る信号処理回路の処理を説明する図である。

【 0 0 4 7 】

(構成)

実施例 3 は、装置の構成は実施例 1 と同じであるが、推定されたカプセル型内視鏡の向きの情報を用いて撮影のタイミングを制御するように外部装置 5 の C P U が処理を行う。

【 0 0 4 8 】

20

(作用)

実施例 1 で記載したように、アンテナ 1 1 i j により得られた受信強度信号よりカプセル型内視鏡 3 の位置と向きが推定できる。図 9 に示すようにカプセル型内視鏡 3 は移動方向と向きが一致しない可能性があり、カプセル型内視鏡 3 の移動量が小さく、向きが大きく異なる場合、移動量が小さくても撮影される画像が異なる場合がある。

【 0 0 4 9 】

実施例 1 で求めたカプセル型内視鏡 3 の移動量 D_i は、位置 $P_i = (X_i, Y_i, Z_i)$ 、 $P_{i-1} = (X_{i-1}, Y_{i-1}, Z_{i-1})$ の距離により求められる。それぞれの位置での向きを V_i 、 V_{i-1} とすると、向きの変化量

$$= \cos^{-1} \{ V_i \cdot V_{i-1} / (|V_i| \times |V_{i-1}|) \} \quad (6)$$

30

となる。ただし、演算「 \cdot 」は V_i と V_{i-1} との内積であり、 $|V_i|$ 及び $|V_{i-1}|$ はそれぞれのベクトルの大きさである。

【 0 0 5 0 】

カプセル型内視鏡 3 の向きの変化量が大きい場合、同一の視野の画像が撮影される可能性が低くなるため、カプセル型内視鏡 3 の C C D イメージャ 1 7 の撮影タイミングを早くするように設定する。撮影のタイミング $T_i [s]$ は移動量 D_i と向きの変化量を用いて以下のような式で算出することができる。

【 0 0 5 1 】

$$T_i = \quad / D_i + \quad [s] \quad (7)$$

ただし、 \quad 、 \quad は定数である。

40

【 0 0 5 2 】

(効果)

実施例 1 の効果に加え、カプセル型内視鏡の移動量が小さく、向きが大きく変化する場合においても、向きの変化量を検出することによって適切な撮影のタイミングを設定することができる。

【実施例 4】

【 0 0 5 3 】

図 1 0 は本発明の実施例 4 に係るカプセル型内視鏡 3 の処理回路の構成を示す図である。

【 0 0 5 4 】

50

(構成)

実施例 4 は、装置の構成は実施例 1 と同じであるが、図 10 に示すようにカプセル型内視鏡 3 の処理回路 19 に CPU 50 とメモリ 51 等の演算機能を組み込んで構成される。

【0055】

(作用)

図 10 に示すように、カプセル型内視鏡 3 は処理回路 19 に CPU 50 とメモリ 51 の演算機能を組み込み、実施例 1 の外部装置 5 の信号処理回路 35 に組み込まれた CPU とメモリによるプログラムをカプセル型内視鏡 3 の内部で実行させる。

【0056】

カプセル型内視鏡 3 は、アンテナ 23 を介して一定の電波強度で図 5 に示したような画像信号および受信強度信号を通信処理回路 20 より送信し、アンテナユニット 4 のアンテナ 11ax、11ay、...、11dy、11dz を介して外部装置 5 の送受信回路 33 に受信する。

【0057】

送受信回路 33 は画像信号および受信強度信号を信号処理回路 35 に送り、信号処理回路 35 に接続されているコンパクトフラッシュ(R)メモリ(CFメモリ)、ハードディスク等のメモリ手段 47 に記憶する。また、信号処理回路 35 はアンテナ 11ij が受信した受信強度信号を送受信回路 33 に送り、送受信回路 33 は適当なアンテナ 11ij からカプセル型内視鏡 3 に送信する。実施例 1 で記載したように画像信号を受信するのに最も適したアンテナ求めて受信強度信号を送信してもよい。

【0058】

カプセル型内視鏡 3 はアンテナ 23、通信処理回路 20 を介して外部装置 5 が送信したアンテナ 11ij の受信強度信号を受信し処理回路 19 へ送る。

【0059】

カプセル型内視鏡 3 の処理回路 19 内の CPU 50 やメモリ 51 には、外部装置 5 に接続されたアンテナ 11ij が受信した受信強度信号を用いてカプセル型内視鏡 3 の位置や向きを推定するプログラムが組み込まれている。実施例 1 で記載したように CPU 50 は複数の非線形方程式を解く方法を用いることによってカプセル型内視鏡 3 の位置や向きを推定し、推定された位置や向きから CCD イメージャ 17 の撮影のタイミングを求める。求めた撮影のタイミングを処理回路 19 に送り、処理回路 19 は CCD イメージャ 17 の撮影を制御する制御信号を発生し、CCD イメージャの撮影を制御する。

【0060】

(効果)

実施例 1 の効果に加え、カプセル型内視鏡 3 の内部で移動量を算出できるため、外部装置 5 の処理を分散することができる。

【実施例 5】

【0061】

(構成)

実施例 5 は、装置の構成は実施例 4 と同じであるが、カプセル型内視鏡 3 に配置されたアンテナ 23 は、体外に配置されたアンテナ 11ij が発生する磁界を検出するようになっている。

【0062】

(作用)

外部装置 5 の送受信回路 33 はアンテナ 11ij に異なる周波数の磁界を発生させるための信号を生成する。生成された信号によりアンテナ 11ij は異なる周波数の磁界を発生し、発生した磁界をカプセル型内視鏡 3 のアンテナ 23 が受信する。アンテナ 23 が受信した信号は、強度と周波数が異なる信号が合成された受信信号となる。受信信号は通信処理回路 20 を介してバンドパスフィルタによる処理、ゲインの調整等が行われ処理回路 19 へ送られる。処理回路 19 へ送られた受信信号はデジタル化され CPU 50 に接続されたメモリ 51 に記憶される。CPU 50 はメモリ 51 に記憶された受信信号を周波数抽

出処理（フーリエ変換：FFT）し、各アンテナ11*ij*が発生した磁界に対応する受信強度を求める。

【0063】

カプセル型内視鏡3には実施例4で記載したようなカプセル型内視鏡3の位置と向きを推定するプログラムが組み込まれており、各アンテナ11*ij*に対応する受信強度を用いてカプセル型内視鏡3の位置や向きを推定する。推定された位置や向きから移動量を算出し、CCDイメージャ17の撮影のタイミングを求める。求めた撮影のタイミングを処理回路19に送り、処理回路19はCCDイメージャ17の撮影を制御する制御信号を発生しCCDイメージャ17の撮影を制御する、

カプセル型内視鏡3はCPU50によって求められた位置や向きの情報と撮影された画像信号を通信処理回路20によってアンテナ23から送信可能な信号に変換しアンテナ23で送信する。アンテナ23より送信された信号は外部装置5に接続されるアンテナ11*ij*を介して送受信回路33に送られ、信号処理回路35によってメモリ手段47に記憶可能な信号に変換され、メモリ手段47に記憶される。

【0064】

（効果）

実施例4の効果に加え、カプセル型内視鏡のアンテナによって外部の磁界を検出できるため、電源を供給するボタン型電池21の消費電力を削減できる。

【実施例6】

【0065】

図11は本発明の実施例6に係る外部装置の信号処理回路の処理の流れを示すフローチャートである。

【0066】

（構成）

実施例6は、装置の構成は実施例1と同じであるが、カプセル型内視鏡3の移動量に応じて外部装置5のメモリ手段47への画像信号とカプセル型内視鏡3の位置／向きの記録を制御するようになっている。

【0067】

（作用）

カプセル型内視鏡3は、アンテナ23を介して一定の電波強度で図5で示すような画像信号および受信強度信号を送信し、アンテナユニット4のアンテナ11*ax*、11*aY*、...、11*dY*、11*dZ*を介して外部装置5の送受信回路33によって受信される。

【0068】

外部装置5の信号処理回路35には図示しないCPUやメモリが含まれ、図11に示すフローチャートのプログラムにしたがってカプセル型内視鏡3から送信される画像信号とアンテナ11*ij*の受信強度信号がメモリ手段47に記録される。

【0069】

カプセル型内視鏡3が体内に挿入されると、信号処理回路35において、図11に示すフローチャートのプログラムがステップS101よりスタートする。ステップS102で変数*i* = 0、*j* = 1、*j* MAX = 1を初期化する。

【0070】

ステップS103で画像信号とアンテナ11*ij*の受信強度信号がプログラムに取り込まれ、ステップS104で*i*が1より小さければステップS105で画像信号と受信強度をメモリ手段47へ記録する。

【0071】

次にステップS106へ進みカプセル型内視鏡3が体外に排出されたか判別し、体内に存在する場合はステップS107へ進み変数*i*をインクリメントする。また、カプセル型内視鏡3が体外に排出された場合はステップS116へ進みプログラムを終了する。

【0072】

ステップS107で変数*i*がインクリメントされると、ステップS103に進み次の画

10

20

30

40

50

像信号と受信強度信号がプログラムに取り込まれる。ステップS104で*i*が0より大きい場合、ステップS108へ進みアンテナ11ax、11ay、...、11dy、11dzで受信した受信信号強度よりカプセル型内視鏡3に設置された単心コイルの位置と向きを未知数とした12個の非線形方程式を求め、Gauss-Newton法等の反復改良を用いて12個の非線形方程式を解き、カプセル型内視鏡3の位置と向きを推定する。

【0073】

次にステップS109で式(1)を用いて移動量*Di*を算出し、ステップS110で式(2)を用いて記録のタイミング*Ti[s]*を算出する。ステップS111において変数*j*と特定の値*j*MAXが等しい場合、ステップS112に進み画像信号と受信強度信号をメモリ手段47へ記録する。ステップS113に進み記録のタイミング*Ti[s]*から面像の記録の間隔を求める。

10

【0074】

例えば、1秒間に10フレームの画像がカプセル型内視鏡3から送信され、記録のタイミングが*Ti = 0.5[s]*と計算された場合、5枚おきに画像を記録する(*j*MAX = 5に設定される)。

【0075】

そして、ステップS114で変数*j*を初期化しステップS106でカプセル型内視鏡3が体内に存在するか判別する。

【0076】

ステップS111において変数*j*と特定の値*j*MAXが異なる場合、ステップS115に進み変数*j*をインクリメントする。

20

【0077】

本実施例では画像の記録の間隔を求めたが、記録されない画像を圧縮または大きさを縮小、アイコン等の情報に変換する等して位置や向きと共に記録してもよい。例えば、記録の間隔が5フレームに設定された場合、記録されない4フレームの画像は画像の大きさを縮小して、位置や向きと共にメモリ手段47に記録する。

【0078】

(効果)

実施例1の効果に加え、体内でのカプセル型内視鏡の移動量を正確に求めて画像を記録する為、ユーザは効率的に画像診断をすることができる。

30

【実施例7】

【0079】

図12ないし図14は本発明の実施例7に係わり、図12は端末装置の処理の流れを示すフローチャート、図13は図12の処理により端末装置に表示される表示例を示す第1の図、図14は図12の処理により端末装置に表示される表示例を示す第2の図である。

【0080】

(構成)

実施例7は、実施例1とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0081】

40

(作用)

図4に示したように、カプセル型内視鏡3は、アンテナ23を介して一定の電波強度で図5で示したような画像信号および受信強度信号を送信し、アンテナユニット4のアンテナ11ax、11ay、...、11dy、11dzを介して外部装置5の送受信回路33によって受信される。

【0082】

送受信回路33は画像信号および受信強度信号を信号処理回路35に送り、信号処理回路35は各アンテナ11ijの受信強度信号の強度を比較し、比較結果からカプセル型内視鏡3が送信した画像信号を受信するのに最も適したアンテナを検出する。信号処理回路35は最も適したアンテナによって得られた画像信号と各アンテナ11ijの受信強度信

50

号を

信号処理回路 35 に接続されているコンパクトフラッシュ (R) メモリ (CF メモリ)、ハードディスク等のメモリ手段 47 に送り記憶する。

【0083】

カプセル型内視鏡 3 による体内の観察が終了すると、外部装置 5 のメモリ手段 47 に記録された画像信号及び受信強度信号を端末装置 7 の記録手段に取り込む。

【0084】

端末装置 7 は図示しない CPU 及びメモリを備えており、端末装置 7 に接続されているキーボードやマウス等のユーザインターフェースを介して画像を表示するためのアプリケーションソフトが実行される。

10

【0085】

アプリケーションが実行されると、端末装置 7 において、図 12 に示すフローチャートのプログラムがステップ S201 よりスタートする。ステップ S202 で変数 $i = 0$ 、 $j = 1$ 、 $j_{MAX} = 1$ を初期化する。ステップ S203 で画像信号とアンテナ 11ij の受信強度信号が記録手段から読み出されプログラムに取り込まれ、ステップ S204 で i が 1 より小さければステップ S205 で画像信号をモニタ等の表示手段で表示する。

【0086】

次にステップ S206 へ進み全ての画像信号と受信強度信号を読み出したか判別し、画像信号と受信強度信号が存在する場合はステップ S207 へ進み変数 i をインクリメントする。また、全ての画像信号と受信強度信号を読み出した場合、ステップ S216 へ進みプログラムを終了する。

20

【0087】

ステップ S207 で変数 i がインクリメントされると、ステップ S203 に進み次の画像信号と受信強度信号が記録手段から読み出されプログラムに取り込まれる。ステップ S204 で i が 0 より大きい場合、ステップ S208 へ進みアンテナ 11ax、11aY、...、11dY、11dZ で受信した受信信号強度よりカプセル型内視鏡 3 に設置された単心コイルの位置と向きを未知数とした 12 個の非線形方程式を求め、Gauss-Newton 法等の反復改良を用いて 12 個の非線形方程式を解き、カプセル型内視鏡 3 の位置と向きを推定する。

【0088】

30

次にステップ S209 で式 (1) を用いて移動量 D_i を算出し、ステップ S210 で式 (2) を用いて表示のタイミング $T_i[s]$ を算出する。ステップ S211 において変数 j と特定の値 j_{MAX} が等しい場合、ステップ S212 に進み画像をモニタ等の表示手段で表示する。ステップ S213 に進み表示のタイミング $T_i[s]$ から画像の表示の間隔を求める。

【0089】

例えば、1 秒間に 10 フレームの画像が記録手段に記録され、表示のタイミングが $T_i = 0.5[s]$ と計算された場合、5 枚おきに画像を表示する ($j_{MAX} = 5$ に設定される)。

【0090】

40

ステップ S214 で変数 j を初期化しステップ S206 で全ての画像信号と受信強度信号を読み出されたか判別する。

【0091】

本実施例では表示のタイミングによって動画像として表示されない画像が存在する場合があるが、図 13 に示すように、このような場合は、動画像として表示されない画像を動画像表示領域 100 と別の領域 101 に表示してもよく、また、図 14 に示すように、画像を縮小またはアイコン等の別の表示形態で表示してもよい。

【0092】

(効果)

本実施例においても、カプセル型内視鏡 3 の移動量を正確に求めて画像を表示するため

50

、ユーザは効率的に画像診断をすることができる。

【 0 0 9 3 】

本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 9 4 】

【図 1】本発明の実施例 1 に係るカプセル型内視鏡装置及び体外端末装置等の体外装置の構成を示す図

【図 2】図 1 のカプセル型内視鏡の内部構成を示す図

【図 3】図 1 のアンテナユニットのアンテナを構成する単心コイルを示す図

10

【図 4】図 2 のカプセル型内視鏡のアンテナ及び図 1 のアンテナユニットのアンテナ間の信号の送受信構成を示す図

【図 5】図 2 のカプセル型内視鏡のアンテナから送信される信号を説明する図

【図 6】図 4 の信号処理回路の処理を説明する第 1 の図

【図 7】図 4 の信号処理回路の処理を説明する第 2 の図

【図 8】本発明の実施例 2 に係る信号処理回路の処理を説明する図

【図 9】本発明の実施例 3 に係る信号処理回路の処理を説明する図

【図 10】本発明の実施例 4 に係るカプセル型内視鏡 3 の撮像回路の構成を示す図

【図 11】本発明の実施例 6 に係る外部装置の信号処理回路の処理の流れを示すフローチャート

20

【図 12】本発明の実施例 7 に係る端末装置の処理の流れを示すフローチャート

【図 13】図 12 の処理により端末装置に表示される表示例を示す第 1 の図

【図 14】図 12 の処理により端末装置に表示される表示例を示す第 2 の図

【符号の説明】

【 0 0 9 5 】

1 ...カプセル型内視鏡装置

2 ...患者

3 ...カプセル型内視鏡

4 ...アンテナユニット

5 ...体外ユニット

30

7 ...端末装置

1 1 ...アンテナ

1 2 ...液晶モニタ

1 3 ...操作部

1 4 ...外装部材

1 5 ...対物レンズ

1 7 ... C C D イメージャ

1 8 ...白色 L E D

1 9 ...処理回路

2 0 ...通信処理回路

40

2 1 ...電池

2 3 ...アンテナ

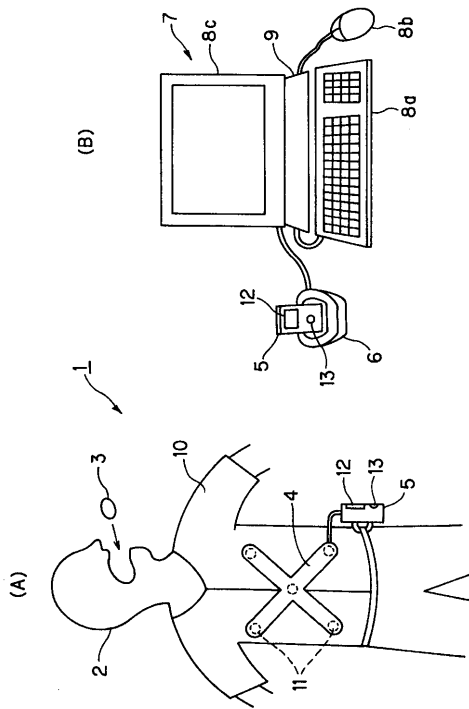
3 3 ...送受信回路

3 5 ...信号処理回路

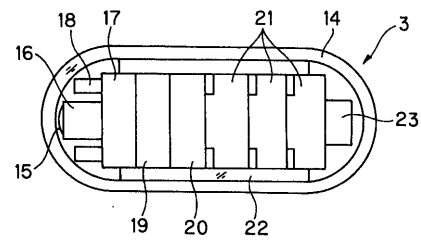
4 7 ...メモリ手段

代理人 弁理士 伊藤 進

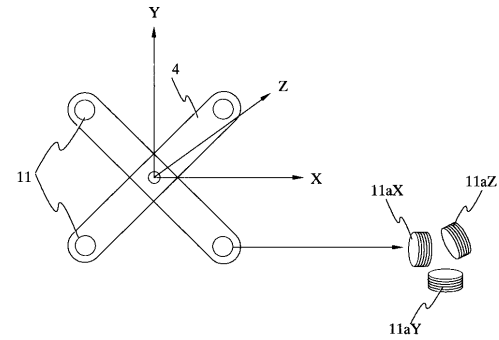
【図 1】



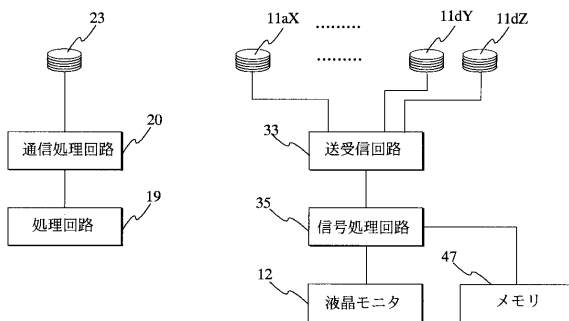
【図 2】



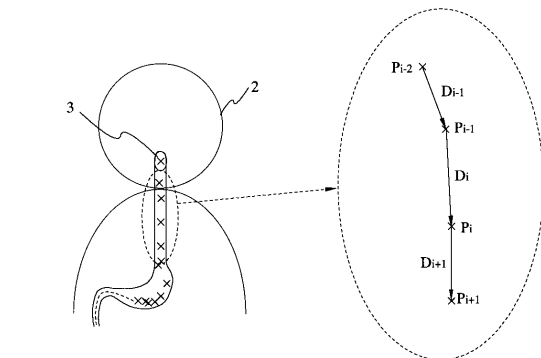
【図 3】



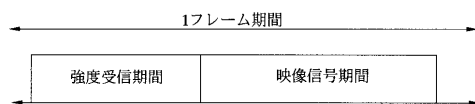
【図 4】



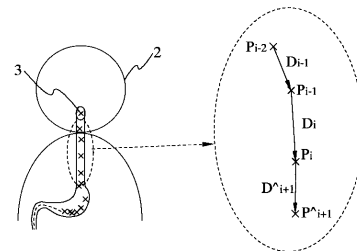
【図 7】



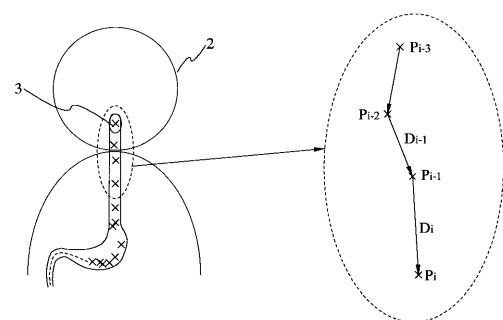
【図 5】



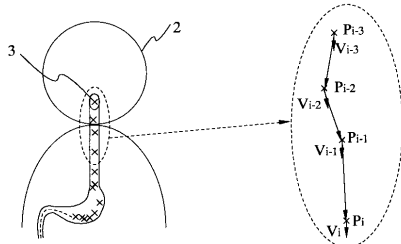
【図 8】



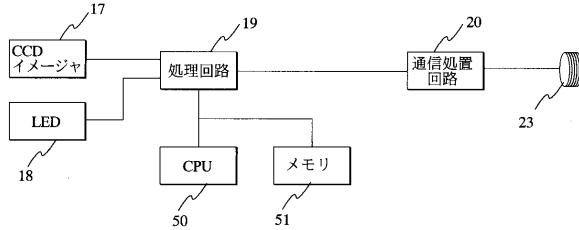
【図 6】



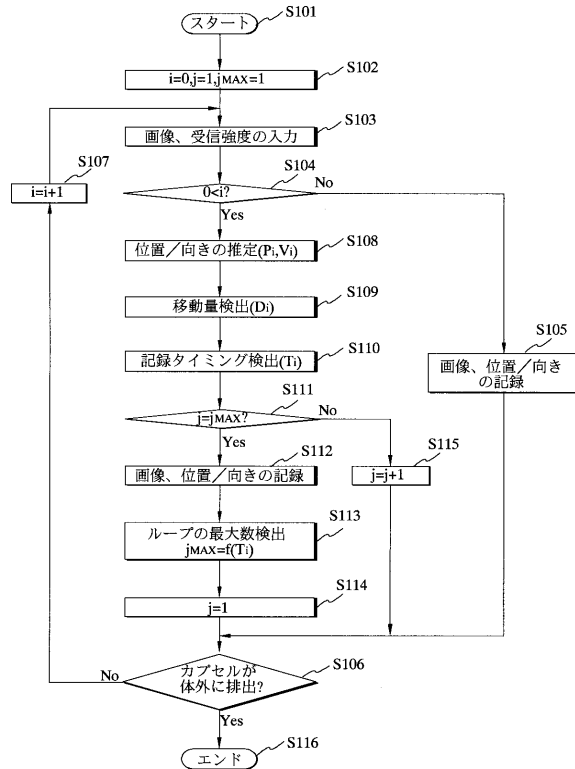
【 図 9 】



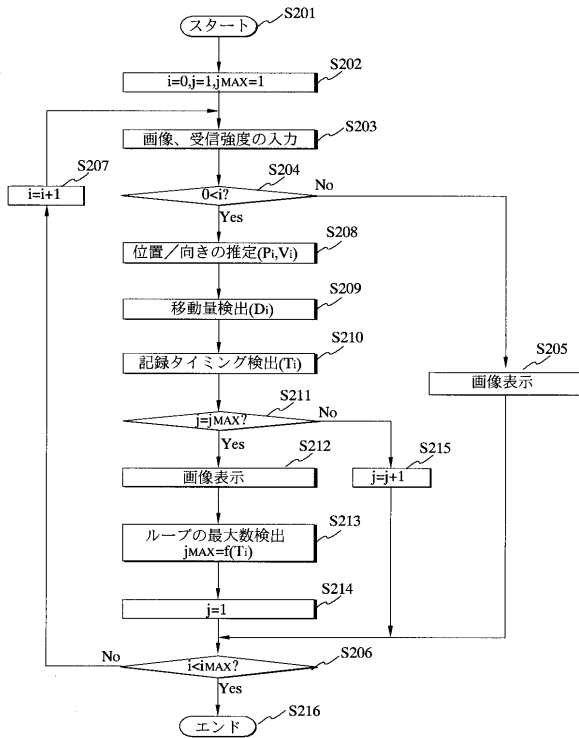
【 図 1 0 】



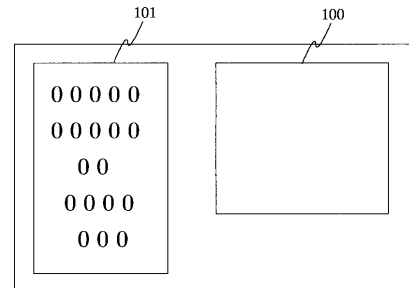
【 図 1 1 】



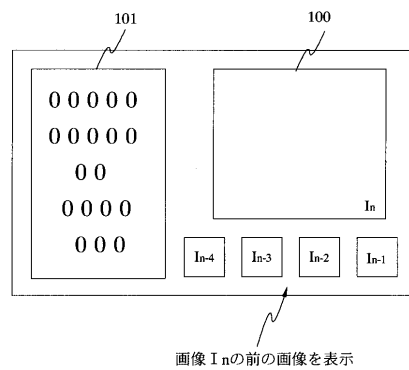
【 ㊦ 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

(72)発明者 井上 涼子
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

合議体

審判長 岡田 孝博

審判官 石川 太郎

審判官 郡山 順

(56)参考文献 国際公開第2001/087377(WO, A2)
特開2003-325438(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 5/00

A61B 19/00

专利名称(译)	胶囊型内窥镜装置		
公开(公告)号	JP4455067B2	公开(公告)日	2010-04-21
申请号	JP2004007379	申请日	2004-01-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	長谷川潤 西村博一 田中秀樹 井上涼子		
发明人	長谷川 潤 西村 博一 田中 秀樹 井上 涼子		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/06 A61B5/07 A61B1/273 A61B1/31		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/00036 A61B1/273 A61B1/31 A61B5/061 A61B5/073 A61B5/6805 A61B2560/0456		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.D A61B5/06 A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.682 A61B1/045		
F-TERM分类号	4C038/CC07 4C038/CC09 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/HH60 4C061/JJ17 4C061/NN10 4C061/UU08 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/HH60 4C161/JJ17 4C161/NN10 4C161/UU07 4C161/UU08		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	冈田孝弘		
助理审查员(译)	石川太郎		
其他公开文献	JP2005198789A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：确保拍摄诊断所需的图像，并通过控制拍摄图像的时间来抑制不需要的图像的拍摄。解决方案：外部设备5的信号处理电路35中包括CPU和图中未示出的存储器，以及用于根据各自的接收强度信号估计胶囊型内窥镜的位置和方向中的至少一个的程序。天线11ij被合并。在胶囊型内窥镜3的内部配置有用于产生磁场的单芯线圈，通过设置在体外的多个线圈检测产生的磁场，可以得到胶囊型内窥镜的准确移动量。 Z

【 図 2 】

