

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5792403号
(P5792403)

(45) 発行日 平成27年10月14日 (2015. 10. 14)

(24) 登録日 平成27年8月14日 (2015. 8. 14)

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

請求項の数 5 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2014-561216 (P2014-561216)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成26年6月25日 (2014. 6. 25)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/066908		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02014/208630	(74) 代理人	100089118
(87) 国際公開日	平成26年12月31日 (2014. 12. 31)		弁理士 酒井 宏明
審査請求日	平成26年12月22日 (2014. 12. 22)	(72) 発明者	千葉 淳
(31) 優先権主張番号	特願2013-135546 (P2013-135546)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成25年6月27日 (2013. 6. 27)		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)	(72) 発明者	井開 拓人
(31) 優先権主張番号	特願2013-135547 (P2013-135547)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成25年6月27日 (2013. 6. 27)		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)	(72) 発明者	瀧澤 寛伸
早期審査対象出願			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型医療システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、
電池と、
前記電池から電力の供給を受けて磁界を発生する磁界発生手段と、
前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を制御する制御手段と、
を有するカプセル型医療装置と、
前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出装置であって、
前記磁界発生手段が発生した磁界を検出して、検出信号を出力する磁界検出手段と、
前記磁界検出手段が出力した検出信号のうち、強度が所定値以上である検出信号を用い
て、前記カプセル型医療装置の位置を算出するための処理を実行する処理手段と、
前記磁界検出手段から出力された検出信号を記憶する記憶手段と、
を有する位置検出装置と、
を備え、
前記制御手段は、前記電池から前記磁界発生手段に間欠的に電力供給がなされるように
制御を行い、
前記処理手段は、前記検出信号の立ち上がりタイミングと立ち下がりタイミングとのう
ち少なくとも立ち下がりタイミングを検出して、前記処理を開始し、前記検出信号の立ち
下がりタイミングを検出した後、該立ち下がりタイミングから所定期間分だけ前に遡った
期間の検出信号を前記記憶手段から取得し、取得した検出信号を用いて前記処理を実行す

る、

ことを特徴とするカプセル型医療システム。

【請求項 2】

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、
電池と、
前記電池から電力の供給を受けて磁界を発生する磁界発生手段と、
前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を制御する制御手段と、
を有するカプセル型医療装置と、
前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出装置であって、
前記磁界発生手段が発生した磁界を検出して、検出信号を出力する磁界検出手段と、
前記磁界検出手段が出力した検出信号に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置を算出するための処理を、所定の周期で所定期間実行する処理手段と、
を有する位置検出装置と、
を備え、

10

前記制御手段は、前記電池から前記磁界発生手段に、1回の電力供給の期間の長さが、
前記処理手段が前記処理を2回実行する期間以上となるように、間欠的に電力供給がなされるように制御を行う、

ことを特徴とするカプセル型医療システム。

【請求項 3】

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、
電池と、
前記電池から電力の供給を受けて磁界を発生する磁界発生手段と、
前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を制御する制御手段と、
を有するカプセル型医療装置と、
前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出装置であって、
前記磁界発生手段が発生した磁界を検出して、検出信号を出力する磁界検出手段と、
前記磁界検出手段が出力した検出信号に基づいて、前記検出信号に対する高速フーリエ変換処理を含み、前記カプセル型医療装置の位置を算出するための処理を、所定の周期で所定期間実行する処理手段と、
を有する位置検出装置と、
を備え、

20

30

前記制御手段は、前記電池から前記磁界発生手段に、1回の電力供給の期間の長さが、
前記処理手段が前記高速フーリエ変換処理を2回実行する期間以上となるように、間欠的に電力供給がなされるように制御を行う、

ことを特徴とするカプセル型医療システム。

【請求項 4】

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、
電池と、
前記電池から電力の供給を受けて磁界を発生する磁界発生手段と、
前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を制御する制御手段と、
を有するカプセル型医療装置と、
前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出装置であって、
前記磁界発生手段が発生した磁界を検出して、検出信号を出力する磁界検出手段と、
前記磁界検出手段が出力した検出信号のうち、強度が所定値以上である検出信号を用いて、前記カプセル型医療装置の位置を算出するための処理を実行する処理手段と、
を有する位置検出装置と、
を備え、

40

前記制御手段は、前記電池から前記磁界発生手段に間欠的に電力供給がなされるように制御を行うと共に、前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を開始させる際に、該開始を示す特定のパターンで電力供給を実行させ、

50

前記処理手段は、前記磁界検出手段が前記パターンで変化する磁界を検出した際に、前記処理を開始する、
ことを特徴とするカプセル型医療システム。

【請求項 5】

前記カプセル型医療装置は、
円筒状をなす胴部と、該胴部の端部に設けられた少なくとも 1 つのドーム部とを有する筐体と、
前記筐体内から前記少なくとも 1 つのドーム部を介して前記筐体外を撮像する撮像手段と、
をさらに有し、

10

前記磁界発生手段は、電流が流れることにより磁界を発生するコイルと、前記コイルを駆動する駆動手段と、
を有し、

前記コイルは、前記筐体の中心軸に対して傾いた軸を中心とし、径が前記胴部の直径よりも大きく、且つ、前記撮像手段の視野を妨げない位置に巻回されている、又は、前記胴部の中心軸と平行な部分と、前記胴部の円周方向に沿った部分とを含み、前記筐体の外周に巻回されている、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載のカプセル型医療システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、被検体内に導入されて被検体内の情報取得等を行うカプセル型医療装置を用いたカプセル型医療システム、カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出装置、及びカプセル型医療装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、患者等の被検体の消化管内に導入可能な大きさに形成されたカプセル型医療装置の開発が進められている。内視鏡の分野においては、カプセル型をなす筐体の内部に撮像機能及び無線通信機能を備えたカプセル型内視鏡が実用化されている。カプセル型内視鏡は、被検体に嚥下された後、消化管内を移動しながら被検体内を撮像して画像データを生成し、被検体の外部に設けられた受信装置に無線送信する（例えば特許文献 1 参照）。受信装置に受信された画像データは、その後、ワークステーション等の画像処理装置に取り込まれ、所定の画像処理が施される。それにより、画像処理装置において、被検体内の画像（以下、体内画像ともいう）を静止画又は動画により再生表示することができる。

30

【0003】

カプセル型医療装置は、通常、被検体の蠕動運動により消化管内を移動するため、被検体内における位置を制御することができない。このため、体内画像に写った部分の位置を特定するため、被検体内におけるカプセル型医療装置の位置や姿勢を検出するシステムが開発されている。例えば特許文献 2 には、カプセル内にコイルを設け、このコイルにバッテリーから電力を供給することにより発生させた磁界を被検体外で検出することにより、カプセルの位置を検知する技術が開示されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2006 - 75536 号公報

【特許文献 2】特表 2005 - 53537 6 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、カプセル型医療装置は、筐体内に内蔵された電池によって動作する。この電

50

池から供給される電力は、上述したコイルに磁界を発生させる他、照明及び撮像、生成した画像データの無線送信等の主要な動作のために消費される。そのため、照明等の主要な動作を行うことにより電源電圧が一時的に低下して、位置検出用の磁界が不安定となり、カプセル型医療装置の位置検出精度に影響を及ぼすという問題があった。

【 0 0 0 6 】

また、位置検出用の磁界発生機能を備えたカプセル型医療装置は、当該機能を備えないカプセル型医療装置と比較して電力の消費量が多くなり、動作時間が短くなるという問題もあった。カプセル型医療装置の動作時間を延ばすためには、例えばコイルに供給する電流の大きさを抑えることが考えられる。しかしながら、この場合には、発生する磁界の強度が弱くなり、やはり、カプセル型医療装置の位置検出精度が低下するおそれがある。

10

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、カプセル型医療装置が内蔵する電池の消費電力を抑制しつつ、カプセル型医療装置の位置を安定的に精度良く検出することができるカプセル型医療システム、位置検出装置、及びカプセル型医療装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係るカプセル型医療装置は、被検体内に導入されて使用され、位置検出用の磁界を発生するカプセル型医療装置と、前記磁界に基づいて前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出装置とを備えるカプセル型医療システムにおいて用いられるカプセル型医療装置であって、電池と、前記電池から電力の供給を受けて磁界を発生する磁界発生手段と、前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を制御する制御手段と、前記電池から電力の供給を受けて前記被検体内に関する情報を取得する情報取得手段と、を備え、前記制御手段は、前記情報取得手段の動作と同期して、前記電池から前記磁界発生手段に間欠的に電力供給がなされるように制御を行うことを特徴とする。

20

【 0 0 0 9 】

上記カプセル型医療装置は、前記電池の電圧値を検出する電圧検出手段をさらに備え、前記制御手段は、前記電圧検出手段による検出結果に基づき、前記電圧値が所定の閾値未満の期間中、前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を停止させることを特徴とする。

30

【 0 0 1 0 】

上記カプセル型医療装置において、前記制御手段は、前記情報取得手段の動作期間中、前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を停止させることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

上記カプセル型医療装置において、前記制御手段は、前記情報取得手段の動作期間中、及び該動作期間の前と後との少なくとも一方の所定期間、前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を停止させることを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

上記カプセル型医療装置において、前記制御手段は、前記情報取得手段の動作開始タイミングを検出し、該動作開始タイミングから所定期間、前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を停止させることを特徴とする。

40

【 0 0 1 3 】

本発明に係るカプセル型医療システムは、被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、電池と、前記電池から電力の供給を受けて磁界を発生する磁界発生手段と、前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を制御する制御手段と、を有するカプセル型医療装置と、前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出装置であって、前記磁界発生手段が発生した磁界を検出して、検出信号を出力する磁界検出手段と、前記磁界検出手段が出力した前記検出信号に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置を算出するための処理を実行する処理手段と、を有する位置検出装置と、を備え、前記制御手段は

50

、前記電池から前記磁界発生手段に間欠的に電力供給がなされるように制御を行うことを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

上記カプセル型医療システムにおいて、前記処理手段は、前記磁界検出手段が出力した検出信号のうち、強度が所定値以上である検出信号を用いて前記処理を実行することを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

上記カプセル型医療システムにおいて、前記制御手段は、前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を開始する際に、該開始を示す特定のパターンで電力供給を実行させ、前記処理手段は、前記磁界検出手段が前記パターンで変化する磁界を検出した際に、前記処理を開始することを特徴とする。

10

【 0 0 1 6 】

上記カプセル型医療システムにおいて、前記処理手段は、前記検出信号の立ち上がりタイミングと立ち下がりタイミングとの少なくとも一方を検出して、前記処理を開始することを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

上記カプセル型医療システムにおいて、前記処理手段は、前記検出信号の立ち上がりタイミングを検出した後に続く所定期間内に前記磁界検出手段から出力された検出信号を用いて前記処理を実行することを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

20

上記カプセル型医療システムにおいて、前記位置検出装置は、前記磁界検出手段から出力された検出信号を記憶する記憶手段をさらに有し、前記処理手段は、前記検出信号の立ち下がりタイミングを検出した後、該立ち下がりタイミングから所定期間分だけ前の期間の検出信号を前記記憶手段から遡って取得し、取得した検出信号を用いて前記処理を実行することを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

上記カプセル型医療システムにおいて、前記処理手段は、前記磁界検出手段が出力した検出信号のうち、強度が所定値よりも小さい検出信号の信号値をゼロに置換して、前記処理を実行することを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

30

上記カプセル型医療システムにおいて、前記処理手段は、所定の周期で所定期間の前記処理を実行し、前記電池から前記磁界発生手段に電力が供給される1回の期間の長さは、前記処理手段が前記処理を2回実行する期間以上であることを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

上記カプセル型医療システムにおいて、前記処理は、前記検出信号に対する高速フーリエ変換処理を含み、前記処理手段は、所定の周期で所定期間の前記処理を実行し、前記電池から前記磁界発生手段に電力が供給される1回の期間の長さは、前記処理手段が前記高速フーリエ変換処理を2回実行する期間以上であることを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

上記カプセル型医療システムにおいて、前記カプセル型医療装置は、円筒状をなす胴部と、該胴部の端部に設けられた少なくとも1つのドーム部とを有する筐体と、前記筐体内から前記少なくとも1つのドーム部を介して前記筐体外を撮像する撮像手段と、をさらに有し、前記磁界発生手段は、電流が流れることにより磁界を発生するコイルと、前記コイルを駆動する駆動手段と、を有し、前記コイルは、前記筐体の中心軸に対して傾いた軸を中心とし、径が前記胴部の直径よりも大きく、且つ、前記撮像手段の視野を妨げない位置に巻回されている、又は、前記筐体の外周に巻回され、前記胴部の中心軸と平行な部分と、前記胴部の円周方向に沿った部分とを含む、ことを特徴とする。

40

【発明の効果】

【 0 0 2 3 】

本発明によれば、情報取得手段の動作と同期してカプセル型医療装置から間欠的に磁界

50

を発生するので、カプセル型医療装置の位置を安定的に精度良く検出することが可能となる。また、本発明によれば、カプセル型医療装置において電池から磁界発生手段に間欠的に電力供給を行うことにより、間欠的に磁界を発生するので、カプセル型医療装置の位置検出精度を低下させることなく、カプセル型医療装置が内蔵する電池の消費電力を抑制することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 4 】

【図 1】図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係るカプセル型医療システムの一構成例を示す模式図である。

【図 2】図 2 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡の構成を示す模式図である。

10

【図 3】図 3 は、図 2 に示す磁界発生部の構成を示す回路図である。

【図 4】図 4 は、図 1 に示すカプセル型医療システムの動作を示すフローチャートである。

【図 5】図 5 は、図 2 に示す送信コイルの駆動周期に応じた電流レベルを示す図である。

【図 6】図 6 は、送信コイルを常時駆動する場合における電流レベルを示す図である。

【図 7】図 7 は、図 1 に示す磁界検出部から出力された検出信号の信号処理部への取り込みタイミングを説明する図である。

【図 8】図 8 は、図 1 に示す磁界検出部から出力された検出信号の信号処理部への取り込みタイミングを説明する図である。

【図 9】図 9 は、図 1 に示す磁界検出部から出力された検出信号の信号処理部への取り込みタイミングを説明する図である。

20

【図 10】図 10 は、FFT 窓フィルタ処理を説明するための図である。

【図 11】図 11 (a) は、ハミングウィンドウの特性を示すグラフであり、図 11 (b) は、FFT 処理により抽出された周波数スペクトルを示すグラフである。

【図 12】図 12 は、送信コイルの駆動タイミングと撮像及び送信タイミングとの関係を示す図である。

【図 13】図 13 は、交番磁界の発生周期と磁界検出周期とが異なる場合における遅延時間を説明する図である。

【図 14】図 14 は、実施の形態 2 に係る位置検出装置が備える信号処理部の構成を示すブロック図である。

30

【図 15】図 15 は、図 14 に示す間欠タイミング検出部の動作（交番磁界の立ち上がりと同期する場合）を説明する図である。

【図 16】図 16 は、図 14 に示す間欠タイミング検出部の動作（交番磁界の立ち下がりと同期する場合）を説明する図である。

【図 17】図 17 は、図 14 に示す間欠タイミング検出部の動作の変形例 2 - 1 を説明する図である。

【図 18】図 18 は、図 14 に示す間欠タイミング検出部の動作の変形例 2 - 1 を説明する図である。

【図 19】図 19 は、本発明の実施の形態 3 における磁界発生部への電力供給の制御例 1 において用いられるカプセル型内視鏡の構成を示す模式図である。

40

【図 20】図 20 は、本発明の実施の形態 3 における磁界発生部への電力供給の制御例 1 を説明する図である。

【図 21】図 21 は、本発明の実施の形態 3 における磁界発生部への電力供給の制御例 2 を説明する図である。

【図 22】図 22 は、本発明の実施の形態 3 における磁界発生部への電力供給の制御例 3 を説明する図である。

【図 23】図 23 は、本発明の実施の形態 3 における磁界発生部への電力供給の制御例 4 を説明する図である。

【図 24】図 24 は、本発明の実施の形態 3 における磁界発生部への電力供給の制御例 5 を説明する図である。

50

【図 2 5】図 2 5 は、送信コイルの第 1 の配置例を示す側面図である。

【図 2 6】図 2 6 は、送信コイルの第 2 の配置例を示す側面図である。

【図 2 7】図 2 7 は、送信コイルの第 3 の配置例を示す側面図である。

【図 2 8】図 2 8 は、送信コイルの第 4 の配置例を示す側面図である。

【図 2 9】図 2 9 は、送信コイルの第 5 の配置例を示す図である。

【図 3 0】図 3 0 は、送信コイルの第 6 の配置例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 5 】

以下に、本発明の実施の形態に係るカプセル型医療装置、位置検出装置、及びカプセル型医療システムについて、図面を参照しながら説明する。なお、以下の説明においては、カプセル型医療装置の一形態として、被検体内に経口にて導入されて被検体内（管腔内）を撮像するカプセル型内視鏡を例示するが、この実施の形態によって本発明が限定されるものではない。即ち、本発明は、例えば被検体の食道から肛門にかけて管腔内を移動するカプセル型内視鏡や、被検体内に薬剤等を配送するカプセル型医療装置や、被検体内の P H を測定する P H センサを備えるカプセル型医療装置など、カプセル型をなす種々の医療装置に適用することが可能である。

10

【 0 0 2 6 】

また、以下の説明において、各図は本発明の内容を理解でき得る程度に形状、大きさ、及び位置関係を概略的に示してあるに過ぎない。従って、本発明は各図で例示された形状、大きさ、及び位置関係のみに限定されるものではない。なお、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付している。

20

【 0 0 2 7 】

（実施の形態 1 ）

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係るカプセル型医療システムの一構成例を示す模式図である。図 1 に示すように、実施の形態 1 におけるカプセル型医療システム 1 は、被検体 2 の管腔内に導入されるカプセル型医療装置として、被検体内を撮像することにより取得した撮像信号を無線送信するカプセル型内視鏡 1 0 と、該カプセル型内視鏡 1 0 の被検体 2 内における位置を検出する位置検出装置 2 0 とを備える。

【 0 0 2 8 】

図 2 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡 1 0 の内部構造の一例を示す模式図である。図 2 に示すように、カプセル型内視鏡 1 0 は、被検体 2 の管腔内に導入し易い大きさに形成されたカプセル型をなす筐体 1 0 1 と、該筐体 1 0 1 内に収納され、被検体 2 内を撮像して撮像信号を取得する撮像ユニット 1 1 0 と、撮像ユニット 1 1 0 を含むカプセル型内視鏡 1 0 の各部の動作を制御すると共に、撮像ユニット 1 1 0 により取得された撮像信号に対して所定の信号処理を施す制御部 1 2 0 と、信号処理が施された撮像信号を無線送信する送信部 1 3 0 と、カプセル型内視鏡 1 0 の各部に電力を供給する電源部 1 4 0 と、カプセル型内視鏡 1 0 の位置検出用の交番磁界を発生する磁界発生部 1 5 0 とを備える。なお、図 2 においては、筐体 1 0 1 の断面を示している。

30

【 0 0 2 9 】

筐体 1 0 1 は、円筒状をなす胴部 1 0 2 と、該胴部 1 0 2 の両端にそれぞれ設けられたドーム部 1 0 3、1 0 4 とを有する外装ケースからなる。胴部 1 0 2 は、可視光に対して略不透明な有色の部材によって形成されている。また、ドーム部 1 0 3、1 0 4 の少なくとも一方（図 2 においては撮像ユニット 1 1 0 側であるドーム部 1 0 3）は、可視光等の所定の波長帯域の光に対して透明な光学部材によって形成されている。なお、図 2 においては、カプセル型内視鏡 1 0 に撮像ユニット 1 1 0 を 1 つのみ設けているが、撮像ユニット 1 1 0 を 2 つ設けても良く、この場合、他方のドーム部 1 0 4 も透明な光学部材によって形成される。このような筐体 1 0 1 は、撮像ユニット 1 1 0、制御部 1 2 0、送信部 1 3 0、電源部 1 4 0、及び磁界発生部 1 5 0 を液密に内包する。

40

【 0 0 3 0 】

撮像ユニット 1 1 0 は、被検体 2 に関する情報として撮像信号を取得する情報取得手段

50

であり、LED等の発光素子及び該発光素子を駆動する駆動回路（図示せず）を含む照明部111と、集光レンズ等の光学系112と、CMOSイメージセンサ又はCCD等の撮像素子及び該撮像素子を駆動する駆動回路（図示せず）を含む撮像部113とを有する。照明部111は、撮像部113の撮像視野に白色光等の照明光を照射し、ドーム部103を介して撮像視野 ν 内の被検体2を照明する。光学系112は、光軸Laが筐体101の長軸と一致するように配置され、撮像視野 ν 内の被検体2からの反射光を集光し、撮像部113の撮像面に結像する。撮像部113は、撮像面に結像された被検体2の像を表す光信号を光電変換処理することにより、撮像信号を生成する。

【0031】

なお、撮像ユニット110を2つ設ける場合には、2つ配置される光学系の両方の光軸が共に筐体101の長軸と一致するように、撮像ユニット110を筐体101の両端のドーム部103側及びドーム部104側にそれぞれ配置する。また、撮像ユニット110を1つのみ設ける場合、撮像ユニット110が配置されない側の筐体101の端部は、必ずしもドーム状にしなくても良い。この場合、ドーム部104の代わりに、例えば円盤状の部材で胴部102の端部を封止しても良い。

【0032】

制御部120は、所定の周期（撮像フレームレート）で撮像部113を動作させると共に、この撮像フレームレートと同期して、照明部111を発光させる。また、制御部120は、撮像ユニット110が生成した撮像信号に対し、A/D変換や、その他所定の信号処理を施して画像データを生成する。さらに、制御部120は、電源部140から磁界発生部150に電力を間欠的に供給させることにより、磁界発生部150から交番磁界を間欠的に発生させる。交番磁界の発生パターンについては後述する。

【0033】

送信部130は、図示しない送信アンテナを備え、制御部120によって信号処理が施された画像データ及び関連情報を取得して変調処理を施し、送信アンテナを介して外部に順次無線送信する。

【0034】

電源部140は、例えばボタン型をなす電池と磁気スイッチ等のスイッチ部とによって実現される。電源部140は、外部から印加された磁界によって磁気スイッチが切り替わることにより自身のオンオフ状態を切り替え、オン状態の間、カプセル型内視鏡10の各部に電源を供給する。また、電源部140は、オフ状態の間、カプセル型内視鏡10の各部への電力供給を停止する。

【0035】

磁界発生部150は、電流が流れることにより磁界を発生する送信コイル15aと、該送信コイル15aと共に共振回路151を形成するコンデンサ15bとを含み、所定の周波数の交番磁界を発生する。送信コイル15aの配置は、撮像部113の視界を妨げることがなければ、特に限定されない。実施の形態1においては、送信コイル15aの中心軸を筐体101の長軸と平行に配置し、胴部102の内周に沿って送信コイル15aを巻回している。

【0036】

送信コイル15aの形態として、好ましくは、送信コイル15aの有効面積をできるだけ大きく取ると良い。また、送信コイル15aの駆動効率の低下を防ぐため、送信コイル15aの内部空間には電源部（電池）140や送信部（送信アンテナ）130を配置しないことが好ましい。例えば、2つの撮像ユニット110を筐体101の長軸の両端にそれぞれ設ける場合には、これらの撮像ユニット110の間に送信コイル15aを配置すると良い。

【0037】

図3は、磁界発生部150の構成をより詳細に示す図である。図3に示すように、磁界発生部150は、送信コイル15a及びコンデンサ15bからなる共振回路151に加え、信号発生部152及び駆動部153を備える。以下において、共振回路151の共振周

10

20

30

40

50

波数（即ち、交番磁界の周波数）を F_0 とする。

【 0 0 3 8 】

信号発生部 1 5 2 は、印加された電圧に応じた周波数で発振する振動子を含む発振器である。なお、該振動子には、共振周波数 F_0 の整数倍と略等しい周波数で発振させる電圧が印加される。

【 0 0 3 9 】

駆動部 1 5 3 は、信号発生部 1 5 2 から発生した信号に基づいてコイル 1 5 a に電圧を印加して駆動することにより、コイル 1 5 a から交番磁界を発生させる。

【 0 0 4 0 】

再び図 1 を参照すると、位置検出装置 2 0 は、カプセル型内視鏡 1 0 から発生した交番磁界を検出する磁界検出部 2 1 と、該磁界検出部 2 1 が検出した交番磁界に基づいて、被検体 2 内におけるカプセル型内視鏡 1 0 の位置を検出する位置検出装置本体 2 2 とを備える。

10

【 0 0 4 1 】

磁界検出部 2 1 は、各々が交番磁界を受信して検出信号を出力する複数の受信コイル 2 1 a を有する。これらの受信コイル 2 1 a は検査中の被検体 2 の近傍に、所定の配置で並べられる。図 1 において、受信コイル 2 1 a は、被検体 2 が横たわる載置台 3 0 の下方に配置されている。

【 0 0 4 2 】

位置検出装置本体 2 2 は、当該位置検出装置本体 2 2 に対する種々の情報や命令の入力に用いられる入力部 2 3 と、当該位置検出装置本体 2 2 によって処理された種々の情報等を表示する出力部 2 4 と、カプセル型内視鏡 1 0 から無線送信された撮像信号をアンテナ 2 5 a を介して受信する受信部 2 5 と、各受信コイル 2 1 a から出力された検出信号に対して種々の信号処理を施して磁界情報を生成する信号処理部 2 6 と、記憶部 2 7 と、位置検出装置本体 2 2 の各部の動作を制御すると共に、受信部 2 5 から入力された撮像信号や、信号処理部 2 6 から入力された磁界情報に対して所定の演算処理を実行する制御部 2 8 とを備える。

20

【 0 0 4 3 】

入力部 2 3 は、各種ボタン、スイッチ、キーボード等の入力デバイスや、マウス、タッチパネル等のポインティングデバイス等によって実現され、ユーザによる入力操作に応じて、各種情報を制御部 2 8 に入力する。

30

【 0 0 4 4 】

出力部 2 4 は、液晶や有機 E L 等の各種ディスプレイを含み、入力部 2 3 から入力された各種情報や、被検体 2 の体内画像や、体内画像の撮像時におけるカプセル型内視鏡 1 0 の位置情報等を画面表示する。

【 0 0 4 5 】

被検体 2 の体表には、カプセル型内視鏡 1 0 から無線送信された撮像信号を受信する複数のアンテナ 2 5 a が貼り付けられている。受信部 2 5 は、これらのアンテナ 2 5 a のうち、撮像信号に対して最も受信強度の高いアンテナ 2 5 a を選択し、選択したアンテナ 2 5 a を介して受信した撮像信号に対して復調処理等を行うことにより、被検体 2 の体内画像に対応する画像データを取得する。

40

【 0 0 4 6 】

信号処理部 2 6 は、磁界検出部 2 1 から出力された検出信号の波形を整形するフィルタ部 2 6 1 と、増幅器 2 6 2 と、検出信号に A / D 変換処理を施して検出データを生成する A / D 変換部 2 6 3 とを有する。

【 0 0 4 7 】

記憶部 2 7 は、フラッシュメモリ又はハードディスク等の書き換え可能に情報を保存する記憶媒体及び読取装置を用いて実現される。記憶部 2 7 は、制御部 2 8 が位置検出装置本体 2 2 の各部を制御するための各種プログラムや各種パラメータ、カプセル型内視鏡 1 0 によって撮像された被検体 2 の体内画像の画像データ、被検体 2 内におけるカプセル型

50

内視鏡 10 の位置情報等を記憶する。

【0048】

制御部 28 は、例えば CPU (Central Processing Unit) 等を用いて構成され、記憶部 27 からプログラムを読み出し、位置検出装置本体 22 を構成する各部に対する指示やデータの転送等を行って位置検出装置本体 22 の動作を統括的に制御する。また、制御部 28 は、受信部 25 から入力された画像データに対してホワイトバランス処理、デモザイキング、ガンマ変換等、平滑化 (ノイズ除去等) 等の所定の画像処理を施す画像処理部 281 と、カプセル型内視鏡 10 の位置を表す情報 (位置情報) を取得する位置情報生成部 282 とを有する。

【0049】

位置情報生成部 282 は、A/D 変換部 263 から出力された検出データに高速フーリエ変換処理 (以下、FFT 処理という) を施すことにより、交番磁界の振幅及び位相等の磁界情報を抽出する FFT 処理部 282a と、FFT 処理部 282a によって抽出された磁界情報に基づいてカプセル型内視鏡 10 の位置を算出する位置算出部 282b とを有する。

【0050】

これらの各部のうち、信号処理部 26 及び位置情報生成部 282 が、磁界検出部 21 が出力した検出信号に基づいてカプセル型内視鏡 10 の位置を算出するための処理を実行する処理手段を構成する。

【0051】

次に、カプセル型医療システム 1 の動作について説明する。図 4 は、カプセル型医療システム 1 の動作を示すフローチャートである。

まず、ステップ S1 において、カプセル型内視鏡 10 の電源部 140 をオンして被検体 2 内に導入する。

【0052】

続くステップ S2 において、カプセル型内視鏡 10 は、電源部 140 から磁界発生部 150 に電力を間欠的に供給し、磁界発生部 150 から交番磁界を間欠的に発生させる。図 5 は、送信コイル 15a の駆動周期に応じた電流レベルを示す図である。図 5 に示すように、実施の形態 1 においては、送信コイル 15a に対し、電流値 I_c の電流を周期 T_0 ($=\tau_1 + \tau_2$) 且つ所定のデューティ比 (τ_1 / T_0) で流す。以下、周期 T_0 を送信コイル 15a の駆動周期、即ち、交番磁界の発生周期とする。また、期間 τ_1 は、交番磁界の発生期間 (送信コイル 15a の駆動期間) であり、期間 τ_2 は、交番磁界のオフ期間 (送信コイル 15a の駆動停止期間) である。

【0053】

ここで、カプセル型内視鏡 10 の位置検出精度は、カプセル型内視鏡 10 から発生する交番磁界を磁界検出部 21 が検出する精度、即ち、検出信号の S/N 比に依存する。例えば、検出信号の S/N 比が 6 dB 向上すると、カプセル型内視鏡 10 の位置検出精度が 2 倍に向上する。そして、検出信号の S/N 比は、カプセル型内視鏡 10 の送信コイル 15a が発生する交番磁界のノイズと、この交番磁界を検出した位置検出装置 20 側の検出回路 (磁界検出部 21 及び信号処理部 26) におけるノイズとのうち、大きい方のノイズに依存する。

【0054】

また、送信コイル 15a が発生する交番磁界の強度は、ビオ = サバルの法則により、送信コイル 15a に流れる電流に比例する。一方、磁界発生部 150 における消費電力は、一般に、送信コイル 15a に流す電流に比例するため、磁界発生部 150 が発生する交番磁界の強度とも比例関係にある。従って、磁界発生部 150 が発生する交番磁界の強度を抑制すると、それに伴って、交番磁界のノイズ強度も小さくなることが予想される。この場合、検出信号の S/N 比に対し、交番磁界そのもののノイズよりも、位置検出装置 20 側におけるノイズの影響の方が大きくなる。

【0055】

10

20

30

40

50

そこで、実施の形態 1 においては、送信コイル 15 a に流す電流の強度を弱くするのではなく、電源部 140 から磁界発生部 150 に対して電力を間欠的に供給し、電流がゼロになる期間（駆動オフの期間）を設けることにより、磁界発生部 150 における消費電力を抑制している。一方、後述するように、位置検出装置 20 においては、駆動オフの期間に対応する検出信号を、カプセル型内視鏡 10 の位置算出に用いないこととする。

【0056】

送信コイル 15 a の駆動をオフにする期間を設けるためには、例えば、電源部 140 から磁界発生部 150 への電力供給を、固定周期且つ固定デューティ比でオン／オフを繰り返せば良い。この場合、駆動オンの期間においては、デューティ比の分だけ送信コイル 15 a に流す電流値を大きくしても良い。また、駆動周期 T_0 及びデューティ比は、一定でなくても良い。なお、磁界検出部 21 において送信コイル 15 a の駆動オフの期間を検出できるようにするため、送信コイル 15 a の駆動周期 T_0 を、位置検出装置 20 が 1 回の位置検出のために磁界を検出する期間（以下、検出期間という） T_1 よりも短くすると良い。

10

【0057】

このように送信コイル 15 a に流す電流を制御した場合、磁界検出部 21 が出力する検出信号の S / N 比は次のとおりとなる。図 6 は、送信コイル 15 a を常時駆動する場合における電流レベルを示す図であり、比較のために示す。

【0058】

送信コイル 15 a の両端における電圧を V_c とすると、図 6 に示すように送信コイル 15 a に電流を流し続けた場合、磁界発生部 150 における消費電力 W_{c0} は、次式（1）によって与えられる。

20

$$W_{c0} = V_c \times I_c \quad \dots (1)$$

【0059】

一方、デューティ比を D ($0 < D < 1$) とすると、図 5 に示すように送信コイル 15 a に流す電流のオン／オフ（電流値 $I_0 / 0$ ）を繰り返した場合、磁界発生部 150 における消費電力 W_{c1} は、次式（2）によって与えられる。

$$W_{c1} = V_c \times I_c \times D \quad \dots (2)$$

即ち、消費電力は、デューティ比 D の分だけ抑制される。

【0060】

30

上述したように、カプセル型内視鏡 10 の位置検出精度は、検出信号の S / N 比に依存する。そこで、図 5 及び図 6 の各パターンで交番磁界を発生させた場合について、磁界検出部 21 における S / N 比を以下のように算出する。

【0061】

まず、送信コイル 15 a に電流を常時流す場合、信号レベルを S_{c0} 、ノイズレベルを N_{c0} とすると、S / N 比は $20 \times \log(S_{c0} / N_{c0})$ となる（ $\log$ は常用対数）。

【0062】

一方、送信コイル 15 a に流す電流のオン／オフを切り替える場合、信号レベルを S_{c1} 、ノイズレベルを N_{c1} とすると、電流がオフの期間における信号は位置算出に使用しないこととするため、信号レベル S_{c1} は、上記信号レベル S_{c0} に対してデューティ比 D の分だけ小さくなる。即ち、 $S_{c1} = S_{c0} \times D$ となる。また、ノイズレベル N_{c1} の支配要因は、位置検出装置 20 側の検出回路にあるので、時間当たりのノイズレベル N_{c1} は上記ノイズレベル N_{c0} と変わらないが、帯域がデューティ比 D の分だけ狭まるのと同じ効果となるため、 $N_{c2} = N_{c0} \times \sqrt{D}$ となる。従って、この場合、S / N 比は、次式（3）によって与えられる。

40

【数 1】

$$\begin{aligned}\frac{S_{C1}}{N_{C1}} &= 20 \times \log \frac{S_{C0} \times D}{N_{C0} \times \sqrt{D}} \\ &= 20 \times \left(\log \frac{S_{C0}}{N_{C0}} + \log \sqrt{D} \right) \quad \dots(3)\end{aligned}$$

【0063】

即ち、送信コイル 15 a を間欠的に駆動する場合、消費電力はデューティ比 D の分だけ小さくなるが、S / N 比は、デューティ比 D の平方根の分しか小さくならない。例えば、デューティ比を 50 % にすると、S / N 比の低下は、 $20 \times \log \sqrt{D} = -3 \text{ dB}$ (7 %) に留められる。即ち、この場合、送信コイル 15 a を駆動し続ける場合と比較して、消費電力当たりの位置検出精度が高くなり、駆動効率を向上させることができる。

10

【0064】

また、送信コイル 15 a の駆動オンの期間にデューティ比 D の分だけ送信コイル 15 a に流す電流を増加させる場合、消費電力 W_{C2} は次式 (4) によって与えられる。

$$W_{C2} = V_C \times (I_C / D) \times D = V_C \times I_C \dots (4)$$

【0065】

この場合、電流値がゼロとなる期間における信号は位置算出に使用しないため、次式 (5) に示すように、信号レベル S_{C2} は、送信コイル 15 a を駆動し続ける場合に対してデューティ比 D の分だけ低下する。

20

$$S_{C2} = (S_{C0} / D) \times D = S_{C0} \dots (5)$$

【0066】

一方、送信コイル 15 a に流す電流のオン / オフを切り替えるため、ノイズレベル N_{C2} は、 $N_{C0} \times \sqrt{D}$ となる。

従って、この場合の S / N 比は、次式 (6) によって与えられる。

【数 2】

$$\begin{aligned}\frac{S_{C2}}{N_{C2}} &= 20 \times \log \frac{S_{C0}}{N_{C0} \times \sqrt{D}} \\ &= 20 \times \left(\log \frac{S_{C0}}{N_{C0}} - \log \sqrt{D} \right) \quad \dots(6)\end{aligned}$$

30

式 (6) において、 $0 < D < 1$ であるため、 $-\log \sqrt{D} > 0$ となる。即ち、送信コイル 15 a を間欠的に駆動し、且つ、デューティ比 D の分だけ送信コイル 15 a に流す電流を増加させる場合、送信コイル 15 a を駆動し続ける場合に対して消費電力は維持したまま、S / N 比を向上させることができる。

【0067】

40

続くステップ S 3 において、カプセル型内視鏡 10 から発生した交番磁界を磁界検出部 21 の各受信コイル 21 a において検出し、各受信コイル 21 a から出力された検出信号を間欠的に信号処理部 26 に取り込む。

【0068】

図 7 ~ 図 9 は、磁界検出部 21 から出力された検出信号を信号処理部 26 に取り込む取り込みタイミングを説明するための図である。ここで、カプセル型内視鏡 10 から発生する交番磁界に応じて磁界検出部 21 から出力される検出信号に対し、信号処理部 26 が同期に検出信号を取り込むと、A / D 変換部 26 3 や FFT 処理部 28 2 a は、各々が処理対象とする検出信号の区間を検知することができなくなってしまう。

【0069】

50

そこで、実施の形態 1 においては、例えば図 7 に示すように、信号処理部 26 において、所定の周期 $T_1 + T_2$ で所定期間 T_1 の信号取り込み動作を実行することとし、交番磁界の発生期間 τ_1 内に少なくとも 2 回の取り込み期間 T_1 が含まれるように、交番磁界の発生期間 τ_1 、取り込み期間 T_1 、及び取り込み間隔 T_2 を設定する。即ち、 $\tau_1 = 2 \times T_1 + T_2$ となるようにする。このように設定することにより、交番磁界が発生する前（磁界検出部 21 から検出信号が出力される前）に、信号処理部 26 が信号の取り込みを開始したとしても（例えば、タイミング t_1 ）、その次の取り込みタイミング（例えば、タイミング t_2 ）は必ず交番磁界の発生期間 τ_1 に含まれることになるので、確実な信号取り込みを行うことができる。

【0070】

10

或いは、図 8 に示すように、交番磁界の発生開始をトリガとして、信号処理部 26 が検出信号の取り込みを開始しても良い。即ち、磁界検出部 21 における磁界の検出強度が一定期間、所定値以下である状態が続いた後、所定値を超えた際に、信号処理部 26 は検出信号の取り込みを開始する。その後、検出強度が所定値を下回るか、又は所定値を下回った期間が所定期間以上となった場合に、信号処理部 26 は、検出信号の取り込みを停止する。或いは、検出信号の取り込みを開始してから予め設定された所定期間の経過後に取り込みを停止しても良い。この場合の所定期間は、予め設定された交番磁界の発生期間 τ_0 よりも短い期間とすれば良い。

【0071】

なお、この場合、交番磁界の発生開始から信号処理部 26 による検出信号の取り込み開始までに、タイムラグ T_{lag} が生じる。そこで、磁界検出部 21 から出力される検出信号の全てを一時的に記憶するメモリを別途設け、信号処理部 26 が検出信号の取り込みを開始した後、タイムラグ T_{lag} に対応する検出信号をメモリから遡って取得するようにしても良い。

20

【0072】

また、カプセル型内視鏡 10 側において、位置検出用の交番磁界に先立ち、特定のパターンで変化する交番磁界をトリガ信号として発生させても良い。例えば、図 9 に示すように、2 つのピークを有するトリガ信号を発生させる場合、磁界検出部 21 が当該 2 つのピークを検出した際に、信号処理部 26 は検出信号の取り込みを開始する。なお、トリガ信号のパターンは、位置検出用の交番磁界と同じ周波数の短期間のパターンであっても良いし、位置検出用の交番磁界とは異なる周波数で所定期間続くパターンであっても良い。また、トリガとなる信号の振幅を期間 T_1 での信号の振幅よりも小さくしてもよい。その後、検出強度が所定値を下回るか、又は所定値を下回った期間が所定期間以上となった場合に、信号処理部 26 は、検出信号の取り込みを停止する。或いは、検出信号の取り込みを開始してから予め設定された所定期間の経過後に取り込みを停止しても良い。この場合においても、所定期間は予め設定された交番磁界の発生期間よりも短い期間とすれば良い。

30

【0073】

なお、信号処理部 26 は、交番磁界の発生期間以外の期間（即ち、検出強度が所定値を下回る期間）における検出信号も取り込み、当該期間における検出信号の信号値をゼロに置換しても良い。この方法によっても、信号処理部 26 及び後段の位置情報生成部 282 において、交番磁界の発生期間における検出信号のみに基づく処理を実行することができる。

40

【0074】

続くステップ S4 において、信号処理部 26 は、磁界検出部 21 から取り込んだ検出信号に対して所定の信号処理、即ち、フィルタ部 261 による波形整形、増幅器 262 による増幅、及び A/D 変換部 263 による A/D 変換を施すことにより、デジタル変換された検出データを生成する。

【0075】

続くステップ S5 において、位置情報生成部 282 は、信号処理部 26 から出力された検出データを用いて、カプセル型内視鏡 10 の位置情報を生成する。より詳細には、まず

50

、FFT処理部282aが検出データに対してFFT処理を施すことにより、交番磁界の強度及び位相を表す磁界情報を生成する。続いて、位置算出部282bは、該磁界情報に基づき、複数の受信コイル21aからカプセル型内視鏡10までの距離をそれぞれ推定し、これらの距離からカプセル型内視鏡10の位置を算出する。なお、FFT処理部282aが抽出した磁界情報に対し、さらにノイズカット等の処理を施した上で、該磁界情報を位置算出部282bに入力しても良い。

【0076】

ここで、図10は、FFT処理部282aにおいて、FFT処理に先立って行われるFFT窓フィルタ処理を説明するための図である。実施の形態1においては、カプセル型内視鏡10から交番磁界を間欠的に発生させるため、交番磁界が連続である場合と比較して、検出データにおける周波数分布が広がってしまう。従って、交番磁界を正しく検出するためには、受信帯域幅も相応に広げる必要があるが、逆にノイズの増加にもつながってしまう。

10

【0077】

このような場合、一般的には、包絡線を復元するため、交番磁界の発生周期 T_0 のうち、周波数 F_0 の交番磁界が発生する期間 τ_1 に対応する帯域 $(-1/\tau_1) \sim (+1/\tau_1)$ 、即ち、 $2/\tau_1$ を最小限の必要帯域として通過させるフィルタが使用される。なお、帯域を完全にカットできるフィルタは存在しないので、実際には、ロールオフフィルタが使用される。

【0078】

20

しかしながら、カプセル型内視鏡10の位置検出のためには、包絡線の情報ではなく、搬送波成分の振幅を正確に検出することが要求されるため、むしろ、包絡線成分を排除した方が信号処理の効率を上げることができる。そこで、実施の形態1においては、FFT窓フィルタとして、周波数 F_0 を中心とし、帯域幅 $2/\tau_1$ よりも狭い帯域を通過させるフィルタを用いる。

【0079】

図11(a)は、FFT窓フィルタの一例である窓関数(ハミングウィンドウ)の特性を示すグラフであり、図11(b)は、FFT窓フィルタ処理後の信号に対するFFT処理により抽出された周波数スペクトルを示すグラフである。なお、図11(b)の横軸においては、中心周波数 F_0 の座標を基準($=0$)としている。

30

【0080】

搬送波成分の振幅を検出する際には、基本的に、交番磁界の周波数 F_0 の信号を取得すれば良いので、サンプリング周波数を周波数 F_0 に対して設定する。具体例として、サンプリング定理に倣って、サンプリング周波数を $2F_0$ とすると、サンプル長は $N/2F_0$ (N は整数)となる。そして、検出データの取り込み開始の後、 $N=1.0$ の時点で取り込みをやめるようにすれば、周波数 F_0 の成分を効率よく取得することができる。即ち、サンプル長 $N/2F_0$ を駆動期間 τ_1 相当に設定すれば良い。なお、図11(a)に示すハミングウィンドウを用いた場合、図11(b)に示す周波数スペクトルでは、振幅-3dBにおける帯域幅は $1.3/\tau_1$ となる。

【0081】

40

なお、FFT窓は、本来は、非周期信号を無理やり切り取ったFFT解析を行うことによって生じる波形の不連続性に起因するスペクトルリークと呼ばれる誤検出を防ぐために用いられる。しかしながら、FFT窓は、入力信号の始まりと終わりをゼロにし、その間をなだらかにつなぐ時間波形にもなるため、図11(a)に示すハミングウィンドウの他にも、間欠的な波形のうち、検出データにおける立ち上がり及び立ち下りの矩形部分の周波数情報を意図的に削除できるものであれば使用可能である。

【0082】

このようなFFT窓フィルタ処理を行うことにより、FFT処理によって必要な信号のみを無駄なく取り出すことができる。なお、このように帯域制限を行うフィルタ処理は、FFT処理の前段に限らず、信号処理部26において行っても良い。或いは、複数のプロ

50

ックにおける合成処理によって行っても良い。また、図 10 においては、駆動期間 τ_1 が駆動停止期間 τ_2 よりも短い場合について説明したが、反対に、駆動停止期間 τ_2 の方を短くしても良い。この場合、上記説明において、 τ_1 と τ_2 とを読み替えれば良い。

【0083】

続くステップ S6 において、制御部 28 は、位置情報生成部 282 により生成されたカプセル型内視鏡 10 の位置情報を記憶部 27 に記憶させる。その後、カプセル型医療システム 1 の動作は終了する。

【0084】

以上説明したように、実施の形態 1 によれば、カプセル型内視鏡 10 において、送信コイル 15a から交番磁界を間欠的に発生させるので、位置検出装置 20 におけるカプセル型内視鏡 10 の位置検出精度を低下させることなく、電源部（電池）140 の電力消費を抑えることができる。従って、カプセル型内視鏡 10 の動作時間を延ばすことが可能となる。また、送信コイル 15a を駆動させるための磁界を外部から印加する必要もなくなるので、カプセル型医療システム 1 の大型化を防ぐことができる。

【0085】

また、実施の形態 1 によれば、位置検出装置 20 は、カプセル型内視鏡 10 から間欠的に発生する交番磁界に基づく検出信号のうち、交番磁界の発生時期に対応する期間の検出信号のみに基づいてカプセル型内視鏡 10 の位置算出を行うので、信号処理部 26 及び位置情報生成部 282 における処理量をトータルで低減し、処理の効率を向上させると共に、消費電力を抑制することが可能となる。

【0086】

（変形例 1）

次に、実施の形態 1 の変形例 1 について説明する。

カプセル型内視鏡 10 において、送信コイル 15a の駆動周期 T_0 を撮像部 113 及び送信部 130 の動作と同期させても良い。より詳細には、図 12 に示すように、駆動周期 T_0 を撮像部 113 による撮像周期及び送信部 130 による画像データの送信周期と等しくし、撮像及び画像データの送信を行っている間は、送信コイル 15a を駆動させないこととする。この場合、カプセル型内視鏡 10 における最大消費電力を抑制することができ、一般的な電池のように瞬間最大消費電流に制限があるデバイスにより電力を供給する場合であっても、カプセル型内視鏡 10 の各部に効率的に電力を供給することが可能となる。

【0087】

（実施の形態 2）

次に、本発明の実施の形態 2 について説明する。

上記実施の形態 1 においては、カプセル型内視鏡 10 から交番磁界を間欠的に発生し、位置検出装置 20 において、交番磁界の検出信号のうち、交番磁界がオンの期間における検出信号を用いてカプセル型内視鏡 10 の位置算出処理を行った。ところが、カプセル型内視鏡 10 と位置検出装置 20 とは互いに別体であり、共通のクロックで制御することができない。このため、送信コイル 15a の駆動タイミング（交番磁界の発生タイミング）と位置算出処理の完了タイミングとの遅延時間が、そのときどきで変化してしまう場合がある。例えば、図 13 に示すように、交番磁界の発生周期 T_0 と交番磁界の検出周期 T_{DTC} とが異なる場合、位置算出の開始タイミングと磁界発生期間の終点との差が累積し、遅延時間 T_{DL} が変化してしまう。なお、実施の形態 2 においては、交番磁界の 1 回の検出周期 T_{DTC} の開始後、交番磁界の発生がオンとなってから（既に発生している場合には検出周期 T_{DTC} の開始時から）、オフとなるまでの期間 ΔT の中間時刻 t_{MID} における磁界情報に基づいて位置算出を行うこととし、中間時刻 t_{MID} とその後で開始された位置算出処理が終了する時刻との差を遅延時間 T_{DL} としている。

【0088】

しかしながら、位置検出装置 20 において算出したカプセル型内視鏡 10 の位置情報をフィードバックしてカプセル型内視鏡 10 の位置制御に用いる場合、このような遅延時間

T_{DL} は一定で、且つ短い方が好ましい。また、カプセル型内視鏡10においては、撮像時刻に対する交番磁界の発生時刻の遅延も生じているため、やはり、位置検出装置20側における遅延時間 T_{DL} にばらつきが生じたり、遅延時間 T_{DL} が長くなったりすると、体内画像の撮像時におけるカプセル型内視鏡10の位置を正確に把握することができなくなってしまう。

【0089】

そこで、実施の形態2においては、磁界検出部21が出力した検出信号の信号値をもとに、交番磁界の発生タイミングと同期して検出信号の取り込みを行うことにより、遅延時間 T_{DL} の一定化及び短縮化を図っている。

【0090】

図14は、実施の形態2に係る位置検出装置が備える信号処理部の構成を示すブロック図である。実施の形態2に係る位置検出装置は、図1に示す位置検出装置本体22の信号処理部26の代わりに、図14に示す信号処理部26-2を備える。なお、実施の形態2に係るカプセル型医療システム全体の構成、及びカプセル型内視鏡10の構成は、実施の形態1と同様である。

【0091】

信号処理部26-2は、フィルタ部261、増幅器262、及びA/D変換部263に加え、デジタル変換された検出データを一時的に記憶するメモリ264、及び検出データに基づいて交番磁界の間欠タイミングを検出する間欠タイミング検出部265を備える。実施の形態2において、FFT処理部282aは、間欠タイミング検出部265の検出結果に基づき、交番磁界の発生タイミングと同期して、検出データから交番磁界の振幅及び位相等の磁界情報を抽出する。また、位置情報生成部282(図1参照)は、信号処理部26-2から出力されたデータ(磁界情報)に基づき、カプセル型内視鏡10の位置を算出する。

【0092】

次に、間欠タイミング検出部265の動作について詳しく説明する。

(1) 交番磁界の立ち上がりと同期して信号処理を行う場合

間欠タイミング検出部265は、磁界検出部21のうちの1つ以上の受信コイル21aから出力される検出信号の信号値が所定の閾値以上となった場合に、交番磁界の発生を検知する。

【0093】

続いて、間欠タイミング検出部265は、図15に示すように、交番磁界の検出信号の立ち上がりタイミングと同期して、所定の検出期間 T_{DTC} の間に取得された検出データをメモリ264に記憶させる。FFT処理部282aは、検出期間 T_{DTC} の経過後、この間にメモリ264に蓄積された検出データに対してFFT処理を施すことにより交番磁界の磁界情報を抽出し、位置算出部282bは、抽出された磁界情報に基づいてカプセル型内視鏡10の位置を算出する。

【0094】

この場合、FFT処理を含む位置算出開始タイミングと交番磁界の発生期間の終点との差が一定になるため、遅延時間 T_{DL} も安定する。なお、遅延時間 T_{DL} の長さそのものは、検出期間 T_{DTC} の長さに依存する。

【0095】

(2) 交番磁界の立ち下がりと同期して信号処理を行う場合

この場合、A/D変換部263からの出力データは、メモリ264に順次記憶される。

間欠タイミング検出部265は、磁界検出部21の全ての受信コイル21aから出力される検出信号の信号値が、所定期間、所定の閾値未満(又は、略ゼロ)となった場合に、交番磁界の発生停止を検知する。この際の判断基準となる期間は、交番磁界の発生周期の1/4以上となるように予め設定しておく。それにより、交番磁界における位相がゼロとなった際の誤検出を回避する。

【0096】

続いて、間欠タイミング検出部 265 は、図 16 に示すように、交番磁界の検出信号の立ち下がりタイミングと同期して、所定の検出期間 T_{DTC} 分の検出データをメモリ 264 から遡って読み出す。FFT 処理部 282a は、この間にメモリ 264 から読み出された検出データに対して FFT 処理を施すことにより交番磁界の磁界情報を抽出し、位置算出部 282b は、抽出された磁界情報に基づいてカプセル型内視鏡 10 の位置を算出する。

【0097】

この場合、FFT 処理を含む位置算出開始タイミングと交番磁界の発生期間の終点との差が一定（同時）になるため、遅延時間 T_{DL} も安定する。また、交番磁界の検出信号の立ち下がりと同時に位置算出を開始することができるので、遅延時間 T_{DL} は最短となる。

【0098】

なお、上記（1）及び（2）の場合において、交番磁界の検出信号の立ち上がり及び立ち下がり来判断する際の閾値は、磁界検出部 21 の出力信号におけるノイズレベルから決定すると良い。或いは、位置検出対象であるカプセル型内視鏡 10 が検出空間（磁界検出部 21 により磁界を検出可能な領域）に配置されていないときの磁界検出部 21 からの出力信号の最大値から決定しても良い。

【0099】

以上説明したように、実施の形態 2 によれば、交番磁界の検出信号の立ち上がり又は立ち下がりと同期して位置算出を行うので、磁界発生から位置算出処理の終了までの遅延時間 T_{DL} を一定にすることができる。また、検出信号の立ち下がりと同期して処理を行う場合には、遅延時間 T_{DL} を最短にすることができる。

【0100】

（変形例 2 - 1）

次に、カプセル型内視鏡 10 において、送信コイル 15a を間欠駆動する際のデューティ比を変化させる場合、即ち、図 17 に示すように、交番磁界の発生期間 T_a 、 T_b 、 T_c が互いに異なる場合について説明する。この場合、間欠タイミング検出部 265 は、検出信号の立ち下がりタイミングと同期して、所定の検出期間 T_{DTC} 分の検出データをメモリ 264 から読み出す。FFT 処理部 282a は、この間にメモリ 264 から読み出された検出データに対して FFT 処理を施すことにより磁界情報を抽出し、位置算出部 282b は、抽出された磁界情報に基づいてカプセル型内視鏡 10 の位置を算出する。

【0101】

ただし、この場合、デューティ比の変化に応じて、遅延時間 T_{DL} が変化してしまう。そこで、図 18 に示すように、間欠タイミング検出部 265 は、交番磁界の検出信号の立ち上がり及び立ち下がりの両方を検出して、デューティ比を算出し、各デューティ比に応じて位置算出結果の出力タイミングを遅延させることにより、遅延時間 T_{DL} を一定にする。具体的には、FFT 処理部 282a から位置算出部 282b への磁界情報の出力タイミングを遅延させても良いし、位置算出部 282b からの位置算出結果の出力タイミングを遅延させても良い。

【0102】

（変形例 2 - 2）

カプセル型内視鏡 10 においては、送信コイル 15a の間欠駆動タイミングを、撮像部 113 の撮像タイミングと同期させても良い。即ち、被検体 2 内の撮像と位置検出用の交番磁界の発生とを同時に行う。この場合、撮像部 113 による画像データの生成タイミングと、送信コイル 15a から発生した交番磁界に基づく位置情報の算出タイミングとの遅延時間を短縮することができる。

【0103】

（実施の形態 3）

次に、本発明の実施の形態 3 について説明する。

カプセル型内視鏡 10（図 2 参照）においては、照明部 111 の発光素子（LED）を駆動すると、電源電圧が一時的に低下し、送信コイル 15a から発生する交番磁界の出力が低下してしまう場合がある。ところが、位置検出装置 20 においては、所定期間内に検

10

20

30

40

50

出された交番磁界の信号強度を平均化して用いるため、通常の実出力と一時的に減少した出力との間において平均化を行うと、カプセル型内視鏡 10 の位置検出精度が低下するおそれがある。そこで、実施の形態 3 においては、カプセル型内視鏡 10 において電源電圧の低下が生じて、当該カプセル型内視鏡 10 の位置検出精度に影響を与えることがないように、電源部 140 から磁界発生部 150 への電圧の入力を制御部 120 が制御する。

【0104】

(制御例 1)

図 19 は、本制御例 1 において用いられるカプセル型内視鏡の構成を示す模式図である。図 19 に示すカプセル型内視鏡 10 A は、図 2 に示すカプセル型内視鏡 10 に対し、電源部 140 の電圧値を検出する電圧検出部 160 をさらに備える。電圧検出部 160 が検出した電源部 140 の電圧値（以下、電源電圧ともいう）は、制御部 120 に入力される。

10

【0105】

図 20 に示すように、LED の発光（ON）により電源電圧（VCC）が低下し、この電源電圧が所定の閾値 T_h 未満になった際に、制御部 120 は、磁界発生部 150 への電力供給をオフ（OFF）にする。また、電源電圧が閾値以上に回復した際に、制御部 120 は、磁界発生部 150 への電力供給をオン（ON）にする。

【0106】

それにより、位置検出装置 20 においては、交番磁界の発生期間内の安定した検出信号のみに基づいてカプセル型内視鏡 10 A の位置算出を行うことができる。従って、カプセル型内視鏡 10 A の位置を正確に検出することが可能となる。

20

【0107】

(制御例 2)

制御部 120 は、図 21 に示すように、LED の発光タイミングと同期させて、磁界発生部 150 への電力供給のオン/オフを切り替える。即ち、LED の発光により電源電圧が低下し始めるタイミングで、磁界発生部 150 への電力供給をオフにし、LED の発光が終了して電源電圧が回復したタイミングで、磁界発生部 150 への電力供給をオンにする。

【0108】

この場合も、位置検出装置 20 においては、交番磁界の発生期間内の安定した検出信号のみに基づいてカプセル型内視鏡 10 A の位置算出を行うことができ、カプセル型内視鏡 10 A の位置を正確に検出することが可能となる。

30

【0109】

(制御例 3)

図 22 に示すように、LED の発光タイミングと電源電圧が低下するタイミングとは、互いに一致しているとは限らない。そこで、制御部 120 は、磁界発生部 150 への電力供給のオン/オフの切り替えを、LED の発光タイミングと同期させると共に、電力供給オフの期間を、LED の発光期間よりも長めに設定する。電力供給オフの期間は、LED の発光開始後の所定期間としても良いし、LED の発光期間及びその前後の所定期間を含めても良い。

40

【0110】

このように、交番磁界の出力オフの期間を LED の発光期間よりも長めに取ることで、位置検出装置 20 においては、より安定した検出信号のみに基づいて位置算出処理を実行することができる。

【0111】

(制御例 4)

制御部 120 は、図 23 に示すように、LED の発光の立ち上がりを検出し、この立ち上がりタイミングに合わせて、磁界発生部 150 への電力供給をオフにする。その後、LED の発光時間よりも長い所定時間が経過してから磁界発生部 150 への電力供給をオンにする。

50

【 0 1 1 2 】

このように、ＬＥＤが実際に発光した期間はすべて、交番磁界の出力をオフにすることにより、位置検出装置２０においては、より安定した検出信号のみに基づき、効率よく位置算出処理を実行することができる。

【 0 1 1 3 】

(制御例５)

位置検出装置２０側において、ＦＦＴ処理部２８２ａは窓関数を使用することによりＦＦＴ処理結果を最適化している。即ち、磁界発生部１５０が発生した交番磁界の検出信号の全てを用いて位置算出を行っているわけではない。そこで、図２４に示すように、カプセル型内視鏡１０Ａにおいて、交番磁界の検出信号を位置算出に使用しないタイミングで

10

ＬＥＤを発光させても良い。言い換えると、ＬＥＤの発光タイミングの前後の所定時間では、交番磁界の検出を行わないことにする。

【 0 1 1 4 】

そのためには、例えば、交番磁界の信号レベルをカプセル型内視鏡１０Ａにおいて直接検知し、該信号レベルが所定レベル以下になったとき、又は信号レベルが所定レベル以下になった時間が所定の長さ続いたときにＬＥＤを発光させても良い。或いは、カプセル型内視鏡１０Ａに外部から同期信号を別途送信し、該同期信号と同期してＬＥＤを発光させても良い。これらの場合、位置検出装置２０においては、磁界出力が安定している期間内の検出信号のみを用いて位置算出を行うことができるので、正確な位置情報を取得することが可能となる。

20

【 0 1 1 5 】

なお、上記制御例１～５においては、磁界発生部１５０への電力供給をＬＥＤの発光タイミングと同期させたが、撮像部１１３における撮像タイミングや、送信部１３０からの無線信号の送信タイミングと同期させても良い。この場合、撮像素子の駆動や無線信号の送信に起因する電源電圧の低下による磁界出力の減少が位置算出処理に及ぼす影響を低減することができる。

【 0 1 1 6 】

(変形例３)

実施の形態１～３において説明したカプセル型内視鏡１０、１０Ａにおける送信コイル１５ａの配置は、撮像部１１３の視界を妨げることなく、且つ送信コイル１５ａの有効面積を大きく取ることができれば、特に限定されない。図２５は、送信コイル１５ａの第１の配置例を示す側面図である。図２５に示すように、送信コイル１５ａの中心軸の方向を筐体１０１の長軸に合わせ、胴部１０２の外周に沿って送信コイル１５ａを巻回しても良い。この場合、一点鎖線で示す送信コイル１５ａの有効面積Ｓを、送信コイル１５ａを胴部１０２の内周に巻回する場合よりも大きくすることができ、コイルの効率を高くすることができる。

30

【 0 1 1 7 】

図２６は、送信コイル１５ａの第２の配置例を示す側面図である。図２６に示すように、送信コイル１５ａの中心軸が筐体１０１の長軸に対して斜めになるように、胴部１０２の外周に送信コイル１５ａを巻回させても良い。この場合、送信コイル１５ａの有効面積

40

【 0 1 1 8 】

図２７は、送信コイル１５ａの第３の配置例を示す側面図である。図２８は、送信コイル１５ａの第４の配置例を示す側面図である。送信コイル１５ａの中心軸が筐体１０１の長軸に対して斜めになるように送信コイル１５ａを巻回する場合、送信コイル１５ａが胴部１０２の両端のドーム部１０３、１０４にかかっても良い。この際、当該カプセル型内視鏡１０、１０Ａの両端に撮像部１１３がそれぞれ設けられている場合、図２７に示すように、撮像部１１３の撮像視野νを妨げないように、ドーム部１０３、１０４の中心部近傍を避けて送信コイル１５ａを巻回すると良い。一方、カプセル型内視鏡の一方の端部（例えばドーム部１０３側）のみに撮像部１１３が設けられている場合、図２８に示すよう

50

に、撮像部が配置されていないドーム部 104 側においては、ドーム部 104 の中心部を送信コイル 15a で覆ってもかまわない。

【0119】

図 29(a) は、送信コイル 15a の第 5 の配置例を示す側面図であり、図 29(b) は、同斜視図である。ここで、送信コイル 15a は、必ずしも同一平面上において巻回する必要はない。例えば、図 29 に示すように、送信コイル 15a を、胴部 102 の一端において外周に沿って半周だけ巻回させ、胴部 102 の中心軸方向に沿って他端まで延ばし、該他端において胴部 102 の上記一端側とは異なる側の外周に沿って半周だけ巻回させた後、胴部 102 の中心軸方向に沿って胴部 102 の一端まで延ばすといった巻回方法も可能である。この場合、送信コイル 15a の有効面積 S をさらに大きくすることができる。

10

【0120】

図 30(a) は、送信コイル 15a の第 6 の配置例を示す側面図であり、図 30(b) は、同斜視図である。この配置例においては、第 5 の配置例と異なり、胴部 102 の両端において、送信コイル 15a を同じ側に半周だけ巻回させている。この場合も、送信コイル 15a の有効面積 S を広く取ることが可能となる。

【0121】

以上説明した実施の形態及び変形例は、本発明を実施するための例にすぎず、本発明はこれらに限定されるものではない。また、本発明は、各実施の形態や変形例に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることによって、種々の発明を生成することができる。本発明は、仕様等に応じて種々変形することが可能であり、更に本発明の範囲内において、他の様々な実施の形態が可能であることは、上記記載から自明である。

20

【0122】

(付記 1)

被検体内に導入されて使用され、位置検出用の磁界を発生するカプセル型医療装置と、前記磁界に基づいて前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出装置とを備えるカプセル型医療システムにおいて用いられるカプセル型医療装置であって、

電池と、

前記電池から電力の供給を受けて磁界を発生する磁界発生手段と、

前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を制御する制御手段と、

30

前記被検体内を照明する照明手段及び該照明手段により照明された前記被検体内を撮像する撮像手段とを有し、前記電池から電力の供給を受けて前記被検体内に関する情報を取得する情報取得手段と、

を備え、

前記制御手段は、前記照明手段の動作に応じて、前記電池から前記磁界発生手段に間欠的に電力供給がなされるように制御を行う、

ことを特徴とするカプセル型医療装置。

【0123】

(付記 2)

被検体内に導入されて使用され、位置検出用の磁界を発生するカプセル型医療装置と、前記磁界に基づいて前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出装置とを備えるカプセル型医療システムにおいて用いられるカプセル型医療装置であって、

40

電池と、

前記電池から電力の供給を受けて磁界を発生する磁界発生手段と、

前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を制御する制御手段と、

前記被検体内を撮像して画像データを生成する撮像手段を有し、前記電池から電力の供給を受けて前記被検体内に関する情報を取得する情報取得手段と、

前記撮像手段によって生成された画像データを無線送信する送信手段と、
を備え、

前記制御手段は、前記撮像手段と前記送信手段との少なくとも一方の動作に応じて、前

50

記電池から前記磁界発生手段に間欠的に電力供給がなされるように制御を行う、
ことを特徴とするカプセル型医療装置。

【 0 1 2 4 】

(付記 3)

被検体内に導入されて使用され、位置検出用の磁界を発生するカプセル型医療装置であって、

電池と、

前記電池から電力の供給を受けて磁界を発生する磁界発生手段と、

前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を制御する制御手段と、

前記電池から電力の供給を受けて前記被検体内に関する情報を取得する情報取得手段と

10

を備えるカプセル型医療装置と、

前記磁界に基づいて前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出装置であって、

前記磁界発生手段が発生した磁界を検出して、検出信号を出力する磁界検出手段と、

前記磁界検出手段が出力した前記検出信号に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置を算出するための処理を実行する処理手段と、

を有する位置検出装置と、

を備え、

前記制御手段は、前記情報取得手段の動作と同期して、前記電池から前記磁界発生手段に間欠的に電力供給がなされるように制御を行う、

20

ことを特徴とするカプセル型医療システム。

【 0 1 2 5 】

(付記 4)

前記処理手段は、前記磁界検出手段により所定値以上の強度の磁界が検出された場合に、前記処理を実行する、ことを特徴とする付記 3 に記載のカプセル型医療システム。

【 0 1 2 6 】

(付記 5)

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、

電池と、

前記電池から電力の供給を受けて磁界を発生する磁界発生手段と、

30

前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を制御する制御手段と、

を有するカプセル型医療装置と、

前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出装置であって、

前記磁界発生手段が発生した磁界を検出して、検出信号を出力する磁界検出手段と、

前記磁界検出手段が出力した前記検出信号に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置を算出するための処理を実行する処理手段と、

を有する位置検出装置と、

を備え、

前記制御手段は、前記電池から前記磁界発生手段に間欠的に電力供給がなされるように制御を行い、

40

前記処理手段は、前記磁界検出手段が所定の強度を超える磁界を検出した際に、前記処理を開始し、前記磁界検出手段が出力した検出信号のうち、強度が所定値以上である検出信号を用いて前記処理を実行する、

ことを特徴とするカプセル型医療システム。

【 0 1 2 7 】

(付記 6)

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、

前記カプセル型医療装置は、

電池と、

前記電池から電力の供給を受けて磁界を発生する磁界発生手段と、

50

前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を制御する制御手段と、
前記被検体内に関する情報を取得する情報取得手段と、
を有するカプセル型医療装置と、
前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出装置であって、
前記磁界発生手段が発生した磁界を検出して、検出信号を出力する磁界検出手段と、
前記磁界検出手段が出力した前記検出信号に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置
を算出するための処理を実行する処理手段と、
を有する位置検出装置と、
を備え、

前記制御手段は、前記情報取得手段が動作していない間に、前記電池から前記磁界発生
手段に電力を間欠的に供給させる、
ことを特徴とするカプセル型医療システム。 10

【0128】

(付記7)

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、
前記カプセル型医療装置は、
電池と、
前記電池から電力の供給を受けて磁界を発生する磁界発生手段と、
前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を制御する制御手段と、
前記被検体内に関する情報を取得する情報取得手段と、 20
を有するカプセル型医療装置と、
前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出装置であって、
前記磁界発生手段が発生した磁界を検出して、検出信号を出力する磁界検出手段と、
前記磁界検出手段が出力した前記検出信号に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置
を算出するための処理を実行する処理手段と、
を有する位置検出装置と、
を備え、

前記制御手段は、前記情報取得手段が動作している間に、前記電池から前記磁界発生手
段に電力を間欠的に供給させる、
ことを特徴とするカプセル型医療システム。 30

【0129】

(付記8)

前記情報取得手段は、前記被検体内を撮像して画像データを生成する撮像手段を含み、
前記カプセル型医療装置は、前記撮像手段が生成した画像データを無線送信する送信手
段をさらに有することを特徴とする付記6又は7に記載のカプセル型医療システム。

【0130】

(付記9)

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、
前記カプセル型医療装置は、
電池と、 40
前記電池から電力の供給を受けて交番磁界を発生する磁界発生手段と、
前記電池から前記磁界発生手段への電力供給を制御する制御手段と、
を有するカプセル型医療装置と、
前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出装置であって、
前記磁界発生手段が発生した交番磁界を検出して、検出信号を出力する磁界検出手段と
、
前記磁界検出手段が出力した前記検出信号に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置
を算出するための処理を実行する処理手段と、
を有する位置検出装置と、
を備え、 50

前記制御手段は、前記電池から前記磁界発生手段に間欠的に電力供給がなされるように制御を行い、

前記処理手段は、前記検出信号に対し、前記交番磁界の中心周波数を含む所定の帯域幅を有する周波数帯域の信号を通過させるフィルタ手段を含む、
ことを特徴とするカプセル型医療システム。

【 0 1 3 1 】

(付記 1 0)

前記処理手段は、前記検出信号に対して高速フーリエ変換処理を施す F F T 処理手段を含み、

前記フィルタ手段は前記 F F T 処理手段の前段に設けられた窓関数フィルタであり、

前記交番磁界の 1 周期あたりの発生期間を τ_1 とするとき、前記窓関数フィルタにおける窓関数の周波数帯域は $2 / \tau_1$ よりも狭いことを特徴とする付記 9 に記載のカプセル型医療システム。

【 0 1 3 2 】

(付記 1 1)

被検体内に導入されて使用され、内蔵する電池から電力供給を受けて磁界を発生するカプセル型医療装置の位置を検出する位置検出装置であって、

前記カプセル型医療装置は前記磁界を間欠的に発生し、

前記カプセル型医療装置から発生した磁界を検出して、検出信号を出力する磁界検出手段と、

前記磁界検出手段が出力した前記検出信号に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置を算出するための処理を実行する処理手段と、
を備え、

前記処理手段は、間欠的に発生する前記磁界に応じた前記検出信号の立ち上がりタイミングと立ち下がりタイミングとの少なくとも一方を検出して、前記処理を開始する、
ことを特徴とする位置検出装置。

【 0 1 3 3 】

(付記 1 2)

前記処理手段は、前記検出信号の立ち上がりタイミングを検出した後に続く所定期間内に前記磁界検出手段から出力された検出信号を用いて前記処理を実行する、ことを特徴とする付記 1 1 に記載の位置検出装置。

【 0 1 3 4 】

(付記 1 3)

前記磁界検出手段から出力された検出信号を記憶する記憶手段をさらに備え、

前記処理手段は、前記検出信号の立ち下がりタイミングを検出した後、該立ち下がりタイミングから所定期間分だけ前の期間の検出信号を前記記憶手段から遡って取得し、取得した検出信号を用いて前記処理を実行する、
ことを特徴とする付記 6 に記載の位置検出装置。

【 符号の説明 】

【 0 1 3 5 】

1 カプセル型医療システム

2 被検体

1 0、1 0 A カプセル型内視鏡

1 0 1 筐体

1 0 2 胴部

1 0 3、1 0 4 ドーム部

1 1 0 撮像ユニット

1 1 1 照明部

1 1 2 光学系

1 1 3 撮像部

10

20

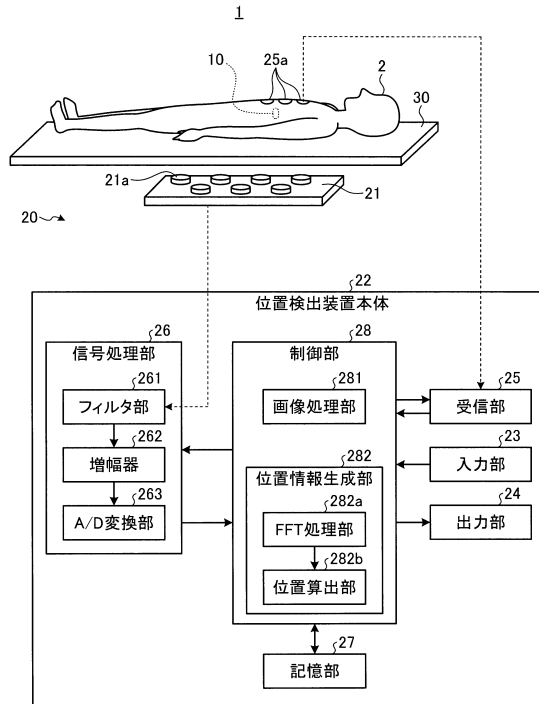
30

40

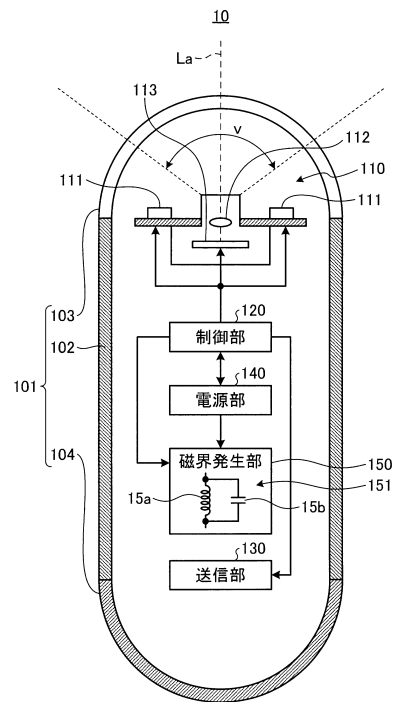
50

1 2 0	制御部	
1 3 0	送信部	
1 4 0	電源部	
1 5 0	磁界発生部	
1 5 a	送信コイル	
1 5 b	コンデンサ	
1 5 1	共振回路	
1 5 2	信号発生部	
1 5 3	駆動部	
1 6 0	電圧検出部	10
2 0	位置検出装置	
2 1	磁界検出部	
2 1 a	受信コイル	
2 2	位置検出装置本体	
2 3	入力部	
2 4	出力部	
2 5	受信部	
2 5 a	アンテナ	
2 6、2 6 - 2	信号処理部	
2 6 1	フィルタ部	20
2 6 2	増幅器	
2 6 3	A / D変換部	
2 6 4	メモリ	
2 6 5	間欠タイミング検出部	
2 7	記憶部	
2 8	制御部	
2 8 1	画像処理部	
2 8 2	位置情報生成部	
2 8 2 a	F F T処理部	
2 8 2 b	位置算出部	30
3 0	載置台	

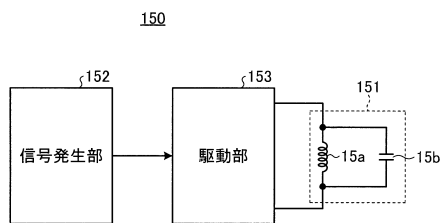
【図 1】



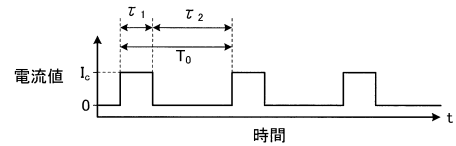
【図 2】



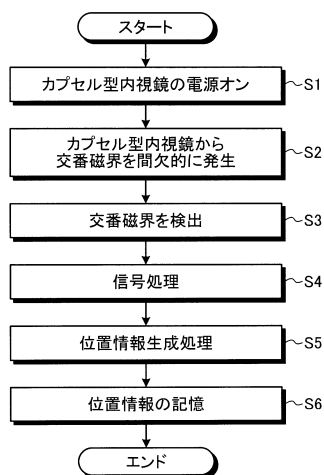
【図 3】



【図 5】



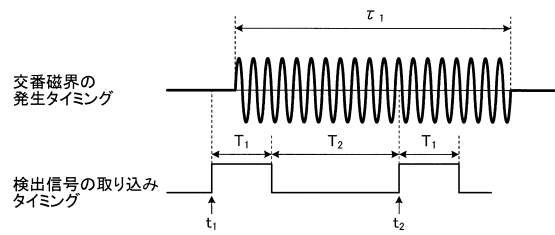
【図 4】



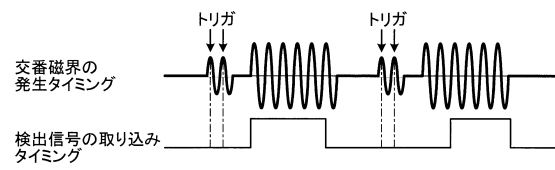
【図 6】



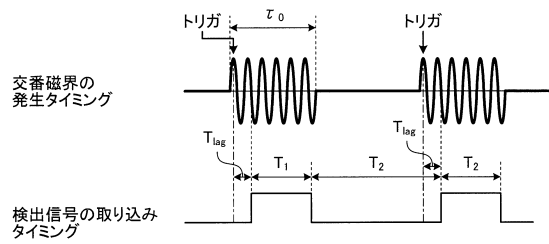
【図 7】



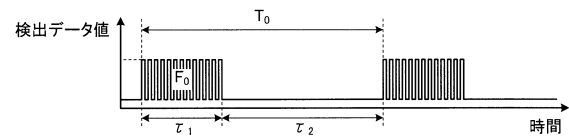
【図 9】



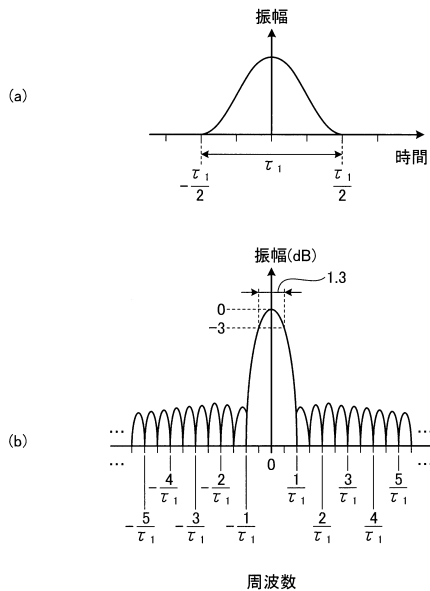
【図 8】



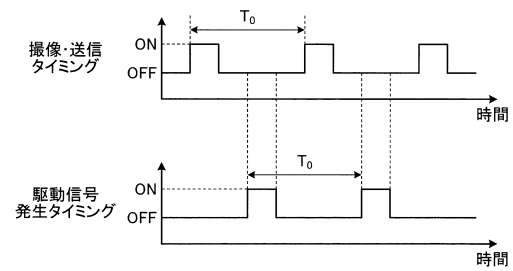
【図 10】



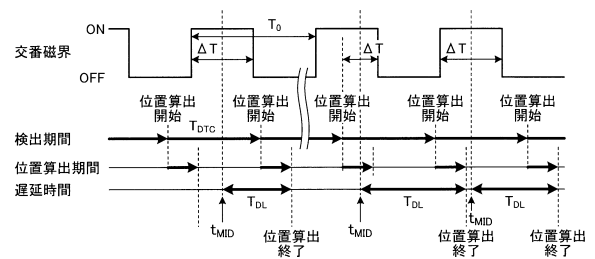
【図 11】



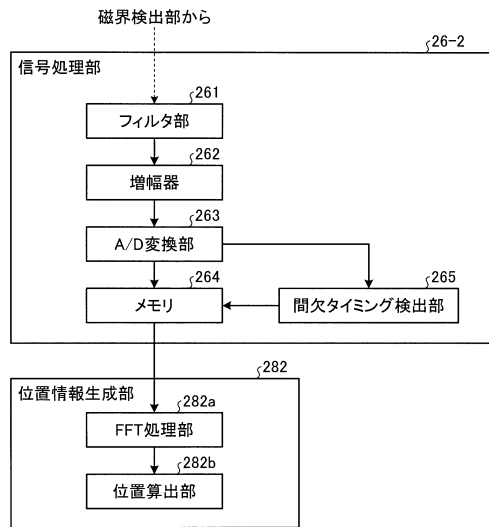
【図 12】



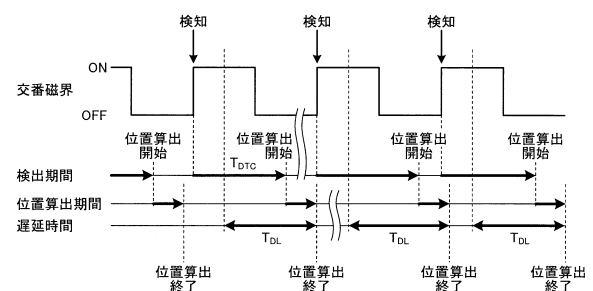
【図 13】



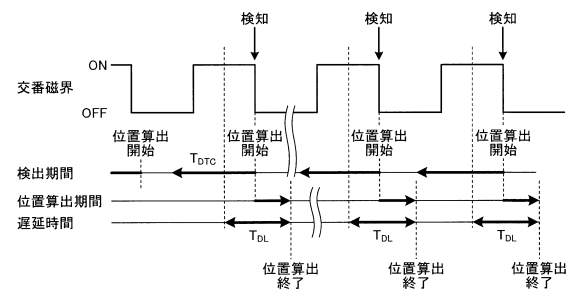
【図 14】



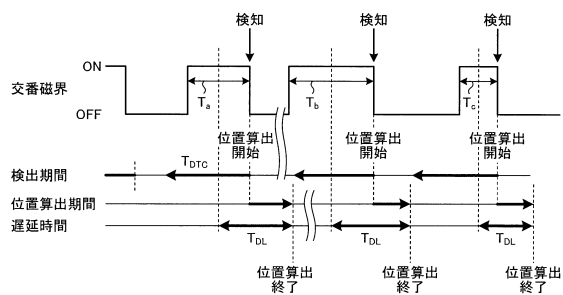
【図 15】



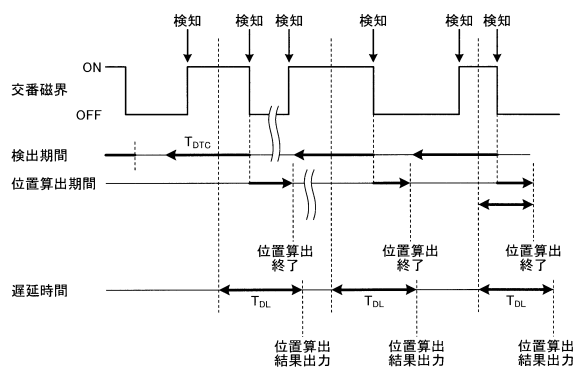
【図 16】



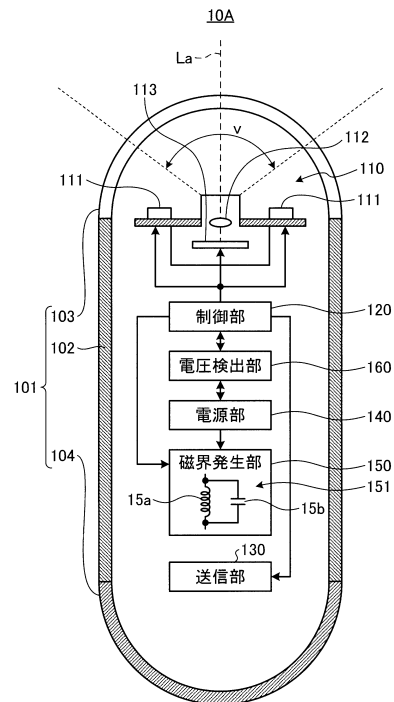
【図 17】



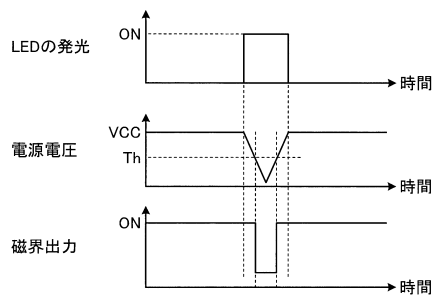
【図 18】



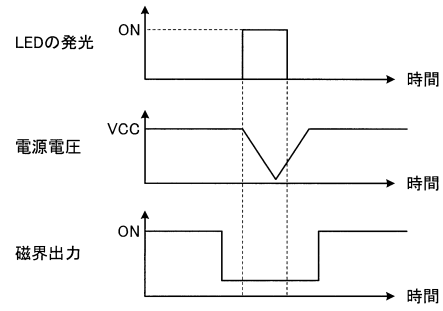
【図 19】



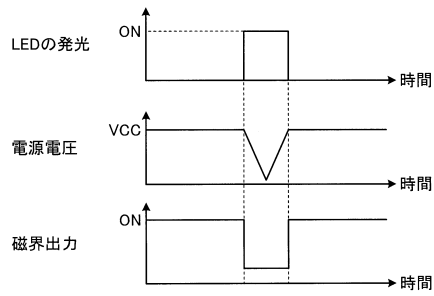
【図 2 0】



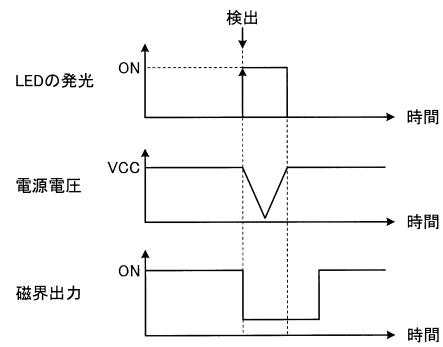
【図 2 2】



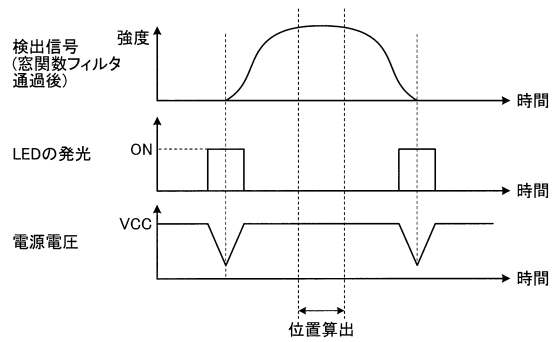
【図 2 1】



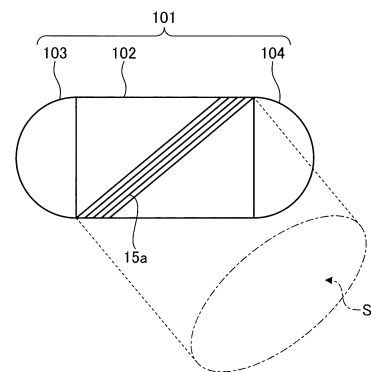
【図 2 3】



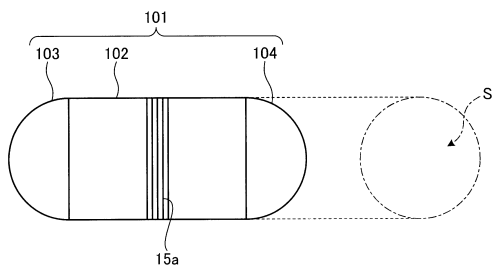
【図 2 4】



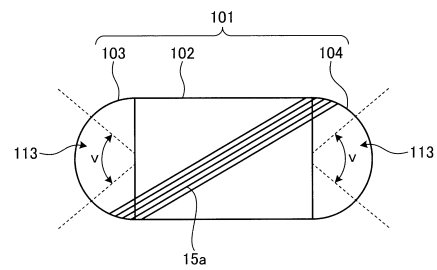
【図 2 6】



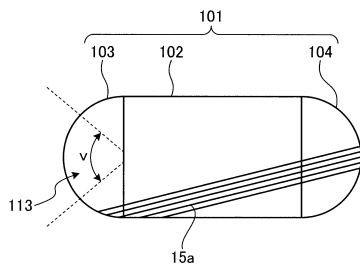
【図 2 5】



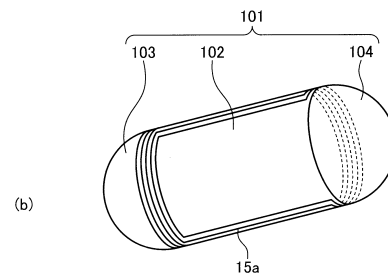
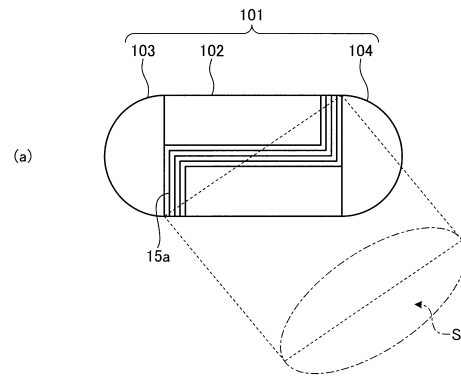
【図 2 7】



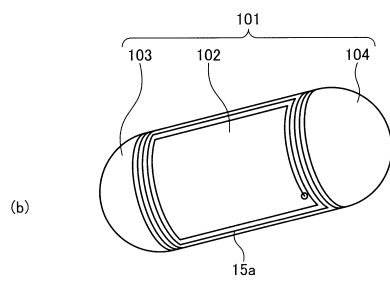
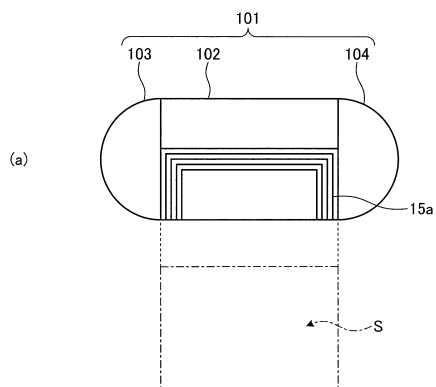
【図 28】



【図 29】



【図 30】



フロントページの続き

- (72)発明者 木村 敦志
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 飯田 隆広
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 佐藤 良次
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特表2005-535376(JP,A)
特開2006-026391(JP,A)
特開2006-280940(JP,A)
特開2008-011913(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
A61B 5/07

专利名称(译)	胶囊型医疗系统		
公开(公告)号	JP5792403B2	公开(公告)日	2015-10-14
申请号	JP2014561216	申请日	2014-06-25
[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	千葉淳 井開拓人 瀧澤寛伸 木村敦志 飯田隆広 佐藤良次		
发明人	千葉 淳 井開 拓人 瀧澤 寛伸 木村 敦志 飯田 隆広 佐藤 良次		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/00032 A61B1/00036 A61B1/045 A61B5/062 A61B2560/0204		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.B A61B5/07		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2013135546 2013-06-27 JP 2013135547 2013-06-27 JP		
其他公开文献	JPWO2014208630A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种胶囊型医疗系统等，其能够在抑制胶囊型医疗装置所具有的电池的电力消耗的同时稳定且准确地检测胶囊型医疗装置的位置。胶囊内窥镜10包括：电源单元140，包括电池;磁场产生单元150，其通过接收来自电源单元140的电力供应来产生磁场，以及从电源单元140到磁场产生单元150的电力供应。并且成像单元110接收来自电源单元140的电力供应以获取关于对象内部的信息，并且控制单元120与成像单元110的操作同步地控制电源单元140间歇地向磁场发生器150供应电力。

(21) 出願番号	特願2014-561216 (P2014-561216)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成26年6月25日 (2014. 6. 25)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/066808		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(87) 国際公開番号	W02014/208630	(74) 代理人	100089118
(87) 国際公開日	平成26年12月31日 (2014. 12. 31)		弁理士 酒井 宏明
審査請求日	平成26年12月22日 (2014. 12. 22)	(72) 発明者	千葉 淳
(31) 優先権主張番号	特願2013-135546 (P2013-135546)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
(32) 優先日	平成25年6月27日 (2013. 6. 27)		リンバ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)	(72) 発明者	井開 拓人
(31) 優先権主張番号	特願2013-135547 (P2013-135547)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
(32) 優先日	平成25年6月27日 (2013. 6. 27)		リンバ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)	(72) 発明者	瀧澤 寛伸
早期審査対象出願			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
			リンバスメディカルシステムズ株式会社内