

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5810246号
(P5810246)

(45) 発行日 平成27年11月11日(2015.11.11)

(24) 登録日 平成27年9月18日(2015.9.18)

(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 2 0 Z
	A 6 1 B 5/07

請求項の数 17 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2015-508910 (P2015-508910)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成26年8月7日(2014.8.7)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/070949		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02015/025731	(74) 代理人	100089118
(87) 国際公開日	平成27年2月26日(2015.2.26)		弁理士 酒井 宏明
審査請求日	平成27年2月13日(2015.2.13)	(72) 発明者	千葉 淳
(31) 優先権主張番号	特願2013-172545 (P2013-172545)		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8月22日(2013.8.22)		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)		

早期審査対象出願

審査官 増淵 俊仁

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 位置検出装置及び位置検出システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁界を発生する磁界発生部が内部に設けられた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、

前記磁界発生部から発生した磁界を検出して検出信号を出力する複数の磁界検出部と、
前記複数の磁界検出部からそれぞれ出力され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位置算出部と、
を備え、

前記複数の磁界検出部は、単一の平面上に配置され、且つ、前記カプセル型医療装置の検出を行う閉じた検出対象空間を平面上に投影した領域である第1の領域に対して、所定の比率だけ大きく、且つ、前記第1の領域を含む前記平面上の閉じた領域である第2の領域において、少なくとも前記第2の領域の外周上に配置されていることを特徴とする位置検出装置。

【請求項 2】

前記複数の磁界検出部の内の少なくとも1つは、前記第1の領域の外周と前記第2の領域の外周との間の領域である第3の領域に配置されていることを特徴とする請求項1に記載の位置検出装置。

【請求項 3】

前記複数の磁界検出部は、前記第1の領域と前記第3の領域とに少なくとも1つずつ配置されていることを特徴とする請求項2に記載の位置検出装置。

10

20

【請求項 4】

前記複数の磁界検出部の少なくとも一部は、磁界の検出方向が前記平面と直交する軸と平行になるように配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出装置。

【請求項 5】

前記複数の磁界検出部の少なくとも一部は、磁界の検出方向が前記平面内の互いに直交する 2 つの軸及び前記平面と直交する軸とそれぞれ平行な 3 つの磁界検出部を 1 組として配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出装置。

【請求項 6】

前記複数の磁界検出部の一部は、前記第 1 の領域に、磁界の検出方向が前記平面と直交する軸と平行になるように配置され、

10

前記複数の磁界検出部の他の一部は、前記第 1 の領域の外周と前記第 2 の領域の外周との間の領域である第 3 の領域に、磁界の検出方向が前記平面内の互いに直交する 2 つの軸及び前記平面と直交する軸とそれぞれ平行な 3 つの磁界検出部を 1 組として配置されていることを特徴とする請求項 5 に記載の位置検出装置。

【請求項 7】

前記複数の磁界検出部のうちの各磁界検出部と、当該磁界検出部に対して最も近接する磁界検出部との間隔が均一であることを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出装置。

【請求項 8】

前記複数の磁界検出部のうちの各磁界検出部と、当該磁界検出部に対して最も近接する磁界検出部との間隔は、前記第 2 の領域の中央部よりも周縁部において短いことを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出装置。

20

【請求項 9】

前記第 2 の領域は四角形状をなし、

前記複数の磁界検出部のうちの各磁界検出部と、当該磁界検出部に対して最も近接する磁界検出部との間隔は、前記第 2 の領域の中央部よりも前記四角形状の角部において短いことを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出装置。

【請求項 10】

前記比率は 1 2 0 % 以上であることを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出装置。

【請求項 11】

前記比率は 1 2 0 % 以上 2 0 0 % 以下であることを特徴とする請求項 10 に記載の位置検出装置。

30

【請求項 12】

前記比率は 1 2 0 % 以上 1 4 0 % 以下であることを特徴とする請求項 11 に記載の位置検出装置。

【請求項 13】

請求項 1 に記載の位置検出装置と、

磁界を発生する磁界発生部が内部に設けられたカプセル型医療装置と、
を備えることを特徴とする位置検出システム。

【請求項 14】

前記カプセル型医療装置が導入される被検体を載置させるベッドをさらに備え、

40

前記複数の磁界検出部は、前記平面を前記ベッドの被検体載置面と平行にした状態で、前記ベッドの下方に、該ベッドと一体的に配置されることを特徴とする請求項 13 に記載の位置検出システム。

【請求項 15】

前記カプセル型医療装置は、内部に永久磁石をさらに備え、

前記カプセル型医療装置が導入される被検体の外部に設けられ、前記第 1 の領域を含む空間に磁界を発生させる誘導磁界発生部と、

前記誘導磁界発生部に並進と回転との少なくとも一方をさせ、前記カプセル型医療装置の位置における誘導磁界を変化させることにより、前記被検体内において前記カプセル型医療装置を誘導する誘導磁界制御部と、

50

をさらに備えることを特徴とする請求項 1 3 に記載の位置検出システム。

【請求項 1 6】

前記第 1 の領域は、前記誘導磁界発生部が水平面内において移動可能な範囲よりも小さいことを特徴とする請求項 1 5 に記載の位置検出システム。

【請求項 1 7】

前記磁界発生部は、所定の周波数成分を有する交番磁界を発生することを特徴とする請求項 1 3 に記載の位置検出システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、被検体内に導入された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位置検出システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、被検体内に導入されて被検体内に関する種々の情報を取得する、或いは、被検体内に薬剤等を投与するといったカプセル型医療装置が開発されている。一例として、内視鏡の分野においては、被検体の消化管内（管腔内）に導入可能な大きさに形成されたカプセル型内視鏡が知られている。カプセル型内視鏡は、カプセル形状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ものであり、被検体に嚥下された後、蠕動運動等によって消化管内を移動しながら撮像を行い、被検体の臓器内部の画像（以下、体内画像ともいう）の画像データを順次、無線送信する。無線送信された画像データは、被検体外に設けられた受信装置によって受信され、さらに、ワークステーション等の画像処理装置に取り込まれて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、被検体の体内画像を静止画又は動画により再生表示することができる。

20

【0003】

また、このような体内画像に写った被検体の部分を特定するため、被検体内におけるカプセル型医療装置の位置を検出するシステムが開発されている。例えば特許文献 1 には、磁界を発生するコイル（マーカコイル）をカプセル型医療装置内に設け、マーカコイルから発生した磁界を被検体外に設けられた磁界検出用のコイル（以下、センスコイルという）で検出し、検出した磁界の強度に基づいてカプセル型医療装置の位置を推定する技術が開示されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2 0 0 8 - 1 3 2 0 4 7 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、被検体内におけるカプセル型医療装置の検出精度を向上させるためには、カプセル型医療装置から発生する磁界強度を大きくする、或いは、センスコイルの数を増やすといったことが考えられる。しかしながら、前者の場合、カプセル型医療装置における消費電力が増加し、内蔵するバッテリーの寿命が短くなるため、好ましくない。一方、後者の場合、センスコイルからの出力信号を処理する処理回路の規模が大きくなり、システムの大規模化及び消費電力の増加という問題が生じる。

40

【0006】

また、特許文献 1 においては、各々に複数のセンスコイルが並べられた複数のパネルを被検体の周囲に立体的に組み立てて配置している（特許文献 1 の図 9 参照）。この場合にも、被検体の周囲に 3 次元的に大きなスペースが必要となり、やはりシステム全体が大規模化してしまう。

【0007】

50

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、被検体内に導入されたカプセル型医療装置の位置を精度良く検出することができ、且つ、システム全体の省スペース化を図ることができる位置検出装置及び位置検出システム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】

【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る位置検出装置は、磁界を発生する磁界発生部が内部に設けられた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、前記磁界発生部から発生した磁界を検出して検出信号を出力する複数の磁界検出部と、前記複数の磁界検出部からそれぞれ出力され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位置算出部と、を備え、前記複数の磁界検出部は、
10 単一の平面上に配置され、且つ、前記カプセル型医療装置の検出を行う閉じた検出対象空間を平面上に投影した領域である第1の領域に対して、所定の比率だけ大きく、且つ、前記第1の領域を含む前記平面上の閉じた領域である第2の領域に配置されていることを特徴とする。

【0009】

上記位置検出装置において、前記複数の磁界検出部の内の少なくとも1つは、前記第1の領域の外周と前記第2の領域の外周との間の領域である第3の領域に配置されていることを特徴とする。

【0010】

上記位置検出装置において、前記複数の磁界検出部は、前記第1の領域と前記第3の領域
20 とに少なくとも1つずつ配置されていることを特徴とする。

【0011】

上記位置検出装置において、前記複数の磁界検出部の少なくとも一部は、磁界の検出方向が前記平面と直交する軸と平行になるように配置されていることを特徴とする。

【0012】

上記位置検出装置において、前記複数の磁界検出部の少なくとも一部は、磁界の検出方向が前記平面内の互いに直交する2つの軸及び前記平面と直交する軸とそれぞれ平行な3つの磁界検出部を1組として配置されていることを特徴とする。

【0013】

上記位置検出装置において、前記複数の磁界検出部の一部は、前記第1の領域に、磁界
30 の検出方向が前記平面と直交する軸と平行になるように配置され、前記複数の磁界検出部の他の一部は、前記第1の領域の外周と前記第2の領域の外周との間の領域である第3の領域に、磁界の検出方向が前記平面内の互いに直交する2つの軸及び前記平面と直交する軸とそれぞれ平行な3つの磁界検出部を1組として配置されていることを特徴とする。

【0014】

上記位置検出装置において、前記複数の磁界検出部のうちの各磁界検出部と、当該磁界
検出部に対して最も近接する磁界検出部との間隔が均一であることを特徴とする。

【0015】

上記位置検出装置において、前記複数の磁界検出部のうちの各磁界検出部と、当該磁界
40 検出部に対して最も近接する磁界検出部との間隔は、前記第2の領域の中央部よりも周縁部において短いことを特徴とする。

【0016】

上記位置検出装置において、前記第2の領域は四角形状をなし、前記複数の磁界検出部のうちの各磁界検出部と、当該磁界検出部に対して最も近接する磁界検出部との間隔は、
前記第2の領域の中央部よりも前記四角形状の角部において短いことを特徴とする。

【0017】

上記位置検出装置において、前記比率は120%以上であることを特徴とする。

上記位置検出装置において、前記比率は120%以上200%以下であることを特徴とする。

上記位置検出装置において、前記比率は120%以上140%以下であることを特徴と
50

する。

【 0 0 1 8 】

本発明に係る位置検出システムは、前記位置検出装置と、磁界を発生する磁界発生部が内部に設けられたカプセル型医療装置と、を備えることを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

上記位置検出システムは、前記カプセル型医療装置が導入される被検体を載置させるベッドをさらに備え、前記複数の磁界検出部は、前記平面を前記ベッドの被検体載置面と平行にした状態で、前記ベッドの下方に、該ベッドと一体的に配置されることを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

上記位置検出システムにおいて、前記カプセル型医療装置は、内部に永久磁石をさらに備え、前記カプセル型医療装置が導入される被検体の外部に設けられ、前記第 1 の領域を含む空間に磁界を発生させる誘導磁界発生部と、前記誘導磁界発生部に並進と回転との少なくとも一方をさせ、前記カプセル型医療装置の位置における誘導磁界を変化させることにより、前記被検体内において前記カプセル型医療装置を誘導する誘導磁界制御部と、をさらに備えることを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

上記位置検出システムにおいて、前記第 1 の領域は、前記誘導磁界発生部が水平面内において移動可能な範囲よりも小さいことを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

上記位置検出システムにおいて、前記磁界発生部は、所定の周波数成分を有する交番磁界を発生することを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 3 】

本発明によれば、複数の磁界検出部を、カプセル型医療装置の位置を検出する検出空間を平面上に投影した第 1 の領域に対して、所定の比率だけ大きく、且つ第 1 の領域を含む同じ平面上の閉じた領域である第 2 の領域に配置するので、カプセル型医療装置の位置を精度良く検出することができると共に、システム全体の省スペース化を図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 に係る位置検出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内部構造の一例を示す模式図である。

【 図 3 】 図 3 は、図 1 に示す誘導磁界発生装置の構成例を示す模式図である。

【 図 4 】 図 4 は、実施の形態 1 に係る位置検出装置におけるセンスコイルの配置例（センスコイルが 9 個、検出対象領域が 1 0 0 % の場合）を示す模式図である。

【 図 5 】 図 5 は、実施の形態 1 に係る位置検出装置におけるセンスコイルの配置例（センスコイルが 8 個、検出対象領域が 1 4 0 % の場合）を示す模式図である。

【 図 6 】 図 6 は、実施の形態 1 に係る位置検出装置におけるセンスコイルの配置例（センスコイルが 1 3 個の場合）を示す模式図である。

【 図 7 】 図 7 は、実施の形態 1 に係る位置検出装置におけるセンスコイルの配置例（センスコイルが 2 1 個の場合）を示す模式図である。

【 図 8 】 図 8 は、実施の形態 1 に係る位置検出装置におけるセンスコイルの配置例（センスコイルが 1 6 個の場合）を示す模式図である。

【 図 9 】 図 9 は、実施の形態 1 に係る位置検出装置におけるセンスコイルの配置例（センスコイルが 2 5 個の場合）を示す模式図である。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、図 4 ~ 図 9 に示すセンスコイルの配置において、検出対象領域に対する配置領域の比率を変化させた場合におけるカプセル型内視鏡の検出位置のばらつきのシミュレーション結果を示すグラフである。

10

20

30

40

50

【図 1 1】図 1 1 は、実施の形態 1 の変形例 1 におけるセンスコイルの配置を示す模式図である。

【図 1 2】図 1 2 は、本発明の実施の形態 2 に係る位置検出装置におけるセンスコイルの配置例（センスコイルが 1 2 個の場合）を示す模式図である。

【図 1 3】図 1 3 は、本発明の実施の形態 2 に係る位置検出装置におけるセンスコイルの配置例（センスコイルが 1 5 個の場合）を示す模式図である。

【図 1 4】図 1 4 は、本発明の実施の形態 2 に係る位置検出装置におけるセンスコイルの配置例（センスコイルが 1 8 個の場合）を示す模式図である。

【図 1 5】図 1 5 は、本発明の実施の形態 2 に係る位置検出装置におけるセンスコイルの配置例（センスコイルが 2 1 個の場合）を示す模式図である。

10

【図 1 6】図 1 6 は、本発明の実施の形態 2 に係る位置検出装置におけるセンスコイルの配置例（センスコイルが 2 4 個の場合）を示す模式図である。

【図 1 7】図 1 7 は、図 1 2 ~ 図 1 6 に示すコイルセットを示す斜視図である。

【図 1 8】図 1 8 は、図 1 2 ~ 図 1 6 に示すセンスコイルの配置において、検出対象領域に対する配置領域の比率を変化させた場合におけるカプセル型内視鏡の検出位置のばらつきシミュレーション結果を示すグラフである。

【図 1 9】図 1 9 は、実施の形態 3 に係る位置検出装置におけるセンスコイルの配置例を示す模式図である。

【図 2 0】図 2 0 は、本発明の実施の形態 1 ~ 3 に係る位置検出システムの変形例 3 を示す模式図である。

20

【図 2 1】図 2 1 は、本発明の実施の形態 1 ~ 3 に係る位置検出システムの変形例 4 を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

以下に、本発明の実施の形態に係る位置検出装置及び位置検出システムについて、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、本実施の形態に係る位置検出装置及び位置検出システムが検出対象とする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 PH を測定する PH 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の位置検出に適用することが可能である。

30

【0026】

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。

【0027】

（実施の形態 1）

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る位置検出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 に係る位置検出システム 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の一例として、被検体 2 内を撮像することにより取得した画像データを無線信号に重畳して送信するカプセル型内視鏡 10 と、被検体 2 が載置されるベッド 20 の下方に設けられ、カプセル型内視鏡 10 が発生する交番磁界を検出する磁界検出装置 30 と、カプセル型内視鏡 10 を誘導するための誘導磁界を発生する誘導磁界発生装置 40 と、磁界検出装置 30 により検出された交番磁界に基づいてカプセル型内視鏡 10 の位置を検出すると共に、誘導磁界発生装置 40 を制御することにより被検体 2 内においてカプセル型内視鏡 10 を誘導する制御装置 50 とを備える。

40

【0028】

以下において、ベッド 20 は、上面（被検体 2 の載置面）が水平面（重力方向の直交面

50

）と平行になるように配置されており、ベッド 20 の長手方向を X 方向、ベッド 20 の短手方向を Y 方向、鉛直方向（重力方向）を Z 方向とする。また、上記磁界検出装置 30 及び制御装置 50 により、ベッド 20 上の検出対象空間 R においてカプセル型内視鏡 10 を検出可能な位置検出装置が構成される。なお、検出対象空間 R として、被検体 2 内でカプセル型内視鏡 10 が移動可能な範囲（即ち、観察対象の臓器の範囲）を含む 3 次元的な閉じた領域が予め設定されている。

【0029】

図 2 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡 10 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 10 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 101 と、該筐体 101 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 11 と、撮像ユニット 11 を含むカプセル型内視鏡 10 の各部の動作を制御すると共に、撮像ユニット 11 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 12 と、信号処理が施された撮像信号を無線送信する送信部 13 と、当該カプセル型内視鏡 10 の位置検出用の交番磁界を発生する磁界発生部 14 と、カプセル型内視鏡 10 の各部に電力を供給する電源部 15 と、永久磁石 16 とを備える。

【0030】

筐体 101 は、被検体 2 の臓器内部に導入可能な大きさに形成された外装ケースであり、円筒状をなす筒状筐体 102 の両側開口端を、ドーム形状をなすドーム状筐体 103、104 によって塞ぐことによって実現される。筒状筐体 102 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、ドーム状筐体 103、104 の少なくとも一方（図 2 においては撮像ユニット 11 側であるドーム状筐体 103）は、可視光等の所定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、一方のドーム状筐体 103 側にのみ撮像ユニット 11 を 1 つ設けているが、撮像ユニット 11 を 2 つ設けても良く、この場合、ドーム状筐体 104 も透明な光学部材によって形成される。このような筐体 101 は、撮像ユニット 11 と、制御部 12 と、送信部 13 と、磁界発生部 14 と、電源部 15 と、永久磁石 16 とを液密に内包する。

【0031】

撮像ユニット 11 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、ドーム状筐体 103 を介して撮像視野 v 内の被検体 2 を照明する。光学系 112 は、光軸 L_a が筐体 101 の長軸と一致するように配置され、撮像視野 v 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。

【0032】

なお、撮像ユニット 11 を 2 つ設ける場合には、2 つ配置される光学系 112 の光軸 L_a が共に筐体 101 の長軸と一致するように、撮像ユニット 11 を筐体 101 の両端のドーム状筐体 103 側及びドーム状筐体 104 側にそれぞれ配置する。

【0033】

制御部 12 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、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 12 は、撮像ユニット 11 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 12 は、電源部 15 から磁界発生部 14 に電力を供給させることにより、磁界発生部 14 から交番磁界を発生させる。

【0034】

送信部 13 は、図示しない送信アンテナを備え、制御部 12 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

磁界発生部 1 4 は、共振回路の一部をなし、電流が流れることにより磁界を発生する送信コイル 1 4 1 と、該送信コイル 1 4 1 と共に共振回路を形成するコンデンサ 1 4 2 とを含み、電源部 1 5 からの電力供給を受けて所定の周波数の交番磁界を発生する。

【 0 0 3 6 】

電源部 1 5 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 1 5 は、外部から印加された磁界によって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 1 0 の各部に電源を供給する。また、電源部 1 5 は、オフ状態の間、カプセル型内視鏡 1 0 の各部への電力供給を停止する。

【 0 0 3 7 】

永久磁石 1 6 は、誘導磁界発生装置 4 0 が発生した磁界によるカプセル型内視鏡 1 0 の磁気誘導を可能にするためのものであり、磁化方向が長軸 L_a に対して傾きを持つように、カプセル形状をなす筐体 1 0 1 の内部に固定配置される。なお、図 2 においては、永久磁石 1 6 の磁化方向を矢印で示している。実施の形態 1 においては、永久磁石 1 6 を、磁化方向が長軸 L_a に対して直交するように配置している。永久磁石 1 6 は、外部から印加された磁界に追従して動作し、この結果、誘導磁界発生装置 4 0 によるカプセル型内視鏡 1 0 の磁気誘導が実現する。

【 0 0 3 8 】

再び図 1 を参照すると、磁界検出装置 3 0 は、平面状のパネル 3 1 と、該パネル 3 1 の主面上に配置され、各々がカプセル型内視鏡 1 0 から発生した交番磁界を受信して検出信号を出力する複数のセンスコイル 3 2 とを有する。各センスコイル 3 2 は、例えば、開口径が 3 0 ~ 4 0 mm 程度、高さが 5 mm 程度のサイズを有するコイルバネ状の筒型コイルからなる磁界検出部である。

【 0 0 3 9 】

このような磁界検出装置 3 0 は、検査中の被検体 2 の近傍に配置される。実施の形態 1 において、磁界検出装置 3 0 は、ベッド 2 0 の下方に、パネル 3 1 の主面が水平（被検体 2 の載置面と平行）になるように配置される。なお、パネル 3 1 上におけるセンスコイル 3 2 の配置については後述する。実施の形態 1 においては、この磁界検出装置 3 0 と後述する制御装置 5 0 とによって位置検出装置が構成される。

【 0 0 4 0 】

図 3 は、誘導磁界発生装置 4 0 の構成例を示す模式図である。図 3 に示すように、誘導磁界発生装置 4 0 は、被検体 2 内に導入されたカプセル型内視鏡 1 0 の位置、鉛直方向に対する長軸 L_a の傾斜角、及び方位角を、被検体 2 に対して相対的に変化させるための誘導磁界を生成する。より詳細には、誘導磁界発生装置 4 0 は、磁界を発生する誘導磁界発生部としての体外永久磁石 4 1 と、該体外永久磁石 4 1 の位置及び姿勢を変化させる磁石駆動部 4 2 とを備える。磁石駆動部 4 2 は、平面位置変更部 4 2 1、鉛直位置変更部 4 2 2、仰角変更部 4 2 3、及び旋回角変更部 4 2 4 とを有する。

【 0 0 4 1 】

体外永久磁石 4 1 は、好ましくは、直方体形状を有する棒磁石によって実現され、自身の磁化方向と平行な 4 つの面の内の 1 つの面（以下、カプセル対向面 PL ともいう）を水平面に投影した領域内にカプセル型内視鏡 1 0 を拘束する。以下、カプセル対向面 PL が水平となり、磁化方向が X 軸と平行になった状態を、基準配置という。

【 0 0 4 2 】

平面位置変更部 4 2 1 は、体外永久磁石 4 1 を XY 面内において並進させる。即ち、体外永久磁石 4 1 において磁化された 2 つの磁極の相対位置が確保された状態のままで水平面内に移動を行う。

【 0 0 4 3 】

鉛直位置変更部 4 2 2 は、体外永久磁石 4 1 を Z 方向に沿って並進させる。即ち、体外永久磁石 4 1 において磁化された 2 つの磁極の相対位置が確保された状態のままで鉛直方向に沿って移動を行う。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

仰角変更部 4 2 3 は、体外永久磁石 4 1 の磁化方向を含む鉛直面内において、体外永久磁石 4 1 を回転させることにより、水平面に対する磁化方向の角度を変化させる。言い換えると、仰角変更部 4 2 3 は、カプセル対向面 P L と平行且つ磁化方向と直交し、体外永久磁石 4 1 の中心を通る軸（以下、回転軸 Y_C という）に対して体外永久磁石 4 1 を回転させる。以下、体外永久磁石 4 1 と水平面とのなす角度を仰角という。

【 0 0 4 5 】

旋回角変更部 4 2 4 は、体外永久磁石 4 1 の中心を通る鉛直方向の軸に対して体外永久磁石 4 1 を回転させる。以下、体外永久磁石 4 1 の鉛直方向の軸に対する回転運動を旋回運動という。また、基準配置に対して体外永久磁石 4 1 が旋回した角度を旋回角という。

10

【 0 0 4 6 】

旋回角変更部 4 2 4 により体外永久磁石 4 1 を旋回させ、基準配置に対する回転軸 Y_C の角度を変化させた状態で、仰角変更部 4 2 3 により体外永久磁石 4 1 を回転軸 Y_C に対して回転させることで、体外永久磁石 4 1 が発生する磁界に拘束されたカプセル型内視鏡 1 0 の傾斜角及び方位角を変化させることができる。

【 0 0 4 7 】

これらの磁石駆動部 4 2 の各部の動作は、後述する誘導磁界制御部 5 6 3 によって制御される。また、体外永久磁石 4 1 の水平面内における可動範囲 R_{MG} は、図 1 に示す検出対象空間 R 内のユーザ所望の位置にカプセル型内視鏡 1 0 を移動させることができるよう、予め設定されている。なお、可動範囲 R_{MG} は、検出対象空間 R を水平面に投影した検出対象領域と同じか、それよりも広い範囲となる。

20

【 0 0 4 8 】

図 1 に示すように、制御装置 5 0 は、カプセル型内視鏡 1 0 から送信された無線信号を、受信アンテナ 5 1 a を介して受信する受信部 5 1 と、当該制御装置 5 0 に対する種々の情報や命令の入力に用いられる操作入力部 5 2 と、当該制御装置 5 0 によって処理された種々の情報等を表示装置等に出力して表示させる出力部 5 3 と、各センスコイル 3 2 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 5 5 と、記憶部 5 4 と、これらの各部の動作を制御する制御部 5 6 とを備える。

【 0 0 4 9 】

カプセル型内視鏡 1 0 による検査を行う際、被検体 2 の体表には、カプセル型内視鏡 1 0 から送信された無線信号を受信する複数の受信アンテナ 5 1 a が貼り付けられる。受信部 5 1 は、これらの受信アンテナ 5 1 a のうち、無線信号に対して最も受信強度の高い受信アンテナ 5 1 a を選択し、選択した受信アンテナ 5 1 a を介して受信した無線信号に対して復調処理等を施すことにより、体内画像の画像データ及び関連情報を取得する。

30

【 0 0 5 0 】

操作入力部 5 2 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や、ジョイスティック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 5 6 に入力する。操作入力部 5 2 により入力される情報として、例えば、カプセル型内視鏡 1 0 をユーザ所望の位置及び姿勢に誘導するための情報（以下、誘導指示情報という）が挙げられる。

40

【 0 0 5 1 】

出力部 5 3 は、液晶や有機 E L 等の各種ディスプレイを含み、操作入力部 5 2 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 5 2 】

記憶部 5 4 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書込読取装置を用いて実現される。記憶部 5 4 は、制御部 5 6 が制御装置 5 0 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体内画像の画像データ、被検体 2 内におけるカプセル型内視鏡 1 0 の位置情報等を記憶する。

50

【 0 0 5 3 】

信号処理部 5 5 は、磁界検出装置 3 0 から出力された検出信号の波形を整形するフィルタ部 5 5 1 と、増幅器 5 5 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 5 5 3 とを有する。なお、磁界検出装置 3 0 が磁界を検出可能な空間には、カプセル型内視鏡 1 0 から発生した交番磁界と、誘導磁界発生装置 4 0 が形成する誘導磁界とが存在するが、両磁界は周波数が全く異なるため、磁界同士の干渉が問題になることはない。

【 0 0 5 4 】

制御部 5 6 は、例えば C P U (Central Processing Unit) 等を用いて構成され、記憶部 5 4 からプログラムを読み出し、制御装置 5 0 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制御装置 5 0 の動作を統括的に制御する。また、制御部 5 6 は、画像処理部 5 6 1 と、位置情報生成部 5 6 2 と、誘導磁界制御部 5 6 3 とを備える。

10

【 0 0 5 5 】

画像処理部 5 6 1 は、受信部 5 1 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、平滑化 (ノイズ除去等) 等の所定の画像処理を施すことにより、表示用の画像データを生成する。

【 0 0 5 6 】

位置情報生成部 5 6 2 は、信号処理部 5 5 から出力された磁界の検出データに基づいて、カプセル型内視鏡 1 0 の位置を表す情報 (位置情報) を取得する。より詳細には、位置情報生成部 5 6 2 は、A / D 変換部 5 5 3 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、F F T 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 F F T 処理部 5 6 2 a と、F F T 処理部 5 6 2 a 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 1 0 の位置を算出する位置算出部 5 6 2 b とを有する。

20

【 0 0 5 7 】

誘導磁界制御部 5 6 3 は、位置情報生成部 5 6 2 により取得された位置情報、及び操作入力部 5 2 から入力された誘導指示情報に従って、カプセル型内視鏡 1 0 がユーザ所望の位置においてユーザ所望の姿勢をなすように、磁石駆動部 4 2 の各部の動作を制御する。即ち、体外永久磁石 4 1 の位置、仰角、及び旋回角を変化させることにより、カプセル型内視鏡 1 0 の位置を含む空間における磁気勾配を変化させてカプセル型内視鏡 1 0 を誘導する。

30

【 0 0 5 8 】

次に、センスコイル 3 2 の配置について説明する。図 4 及び図 5 は、実施の形態 1 に係る位置検出装置における複数のセンスコイル 3 2 の配置例を示す模式図である。

【 0 0 5 9 】

実施の形態 1 においては、位置検出システムを省スペース化するために、複数のセンスコイル 3 2 を単一平面であるパネル 3 1 上に配置している。ここで、カプセル型内視鏡 1 0 の位置検出精度は、各センスコイル 3 2 が検出した磁界の S N 比と各センスコイル 3 2 の配置条件とによって決定される。そこで、以下に、センスコイル 3 2 の配置スペースを抑えつつ、誤差の少ないカプセル型内視鏡 1 0 の位置検出が可能なセンスコイル 3 2 の配置を説明する。

40

【 0 0 6 0 】

複数のセンスコイル 3 2 は、図 1 に示す検出対象空間 R をパネル 3 1 上に投影した領域である検出対象領域 R_{DEC} (第 1 の領域) に対して所定の比率だけ大きく、且つ、検出対象領域 R_{DEC} を含むパネル 3 1 上の閉じた領域である配置領域 (第 2 の領域) R_{POS} に配置される。以下においては、検出対象領域 R_{DEC} に対する配置領域 R_{POS} の比率を、1 辺の長さの比率 S ($S = 100\%$) によって表す。また、本出願においては、配置領域 R_{POS} の外周上にセンスコイル 3 2 の中心が配置されていれば、当該センスコイルは配置領域 R_{POS} に配置されているものとする。

【 0 0 6 1 】

例えば、図 4 に示すように、検出対象領域 R_{DEC} のサイズを $300\text{ mm} \times 300\text{ mm}$ に設

50

定した場合において、センスコイル 3 2 の配置領域 R_{POS} の 1 辺の長さを検出対象領域 R_{DEC} に一致させると、比率 S は 100% となる。図 4 においては、この配置領域 R_{POS} の外周上に 8 個のセンスコイル 3 2 を配置すると共に、検出対象領域 R_{DEC} 内の中央に 1 つのセンスコイル 3 2 を配置している。

【0062】

また、図 5 に示すように、検出対象領域 R_{DEC} のサイズを $300\text{ mm} \times 300\text{ mm}$ に設定した場合において、センスコイル 3 2 の配置領域 R_{POS} のサイズを $420\text{ mm} \times 420\text{ mm}$ に設定すると、比率 S は 140% となる。図 5 においては、この配置領域 R_{POS} の外周上のみに 8 個のセンスコイル 3 2 を配置している。

【0063】

好ましくは、複数のセンスコイル 3 2 の少なくとも一部は、配置領域 R_{POS} の外周と検出対象領域 R_{DEC} の外周との間の領域である中間領域（第 3 の領域） R_{MD} に配置すると良い（図 4 及び図 5 参照）。この中間領域 R_{MD} は、換言すれば、配置領域 R_{POS} の内周側の領域であり、かつ、検出対象領域 R_{DEC} の外周側の領域と言うこともできる。検出対象領域 R_{DEC} 内にはセンスコイル 3 2 を配置しても、配置しなくても構わないが、好ましくは、検出対象領域 R_{DEC} 内と中間領域 R_{MD} 内とに少なくとも 1 つずつセンスコイル 3 2 を配置すると良い（図 4 参照）。

【0064】

また、好ましくは、複数のセンスコイル 3 2 を、配置領域 R_{POS} の中心を通る軸に対して線対称、又は配置領域 R_{POS} の中心に対して回転対称に配置すると良い。

【0065】

また、複数のセンスコイル 3 2 は、中心軸 3 2 a が互いに平行になるように配置される。言い換えると、複数のセンスコイル 3 2 の開口の向きが揃うように配置される。より好ましくは、これらのセンスコイル 3 2 を、中心軸 3 2 a が鉛直方向（Z 方向）と平行になるように（開口面が XY 面と略平行になるように）配置すると良い。言い換えると、複数のセンスコイル 3 2 は、磁界の検出方向がパネル 3 1 の主面と直交するように配置される。

【0066】

図 6 ~ 図 9 は、実施の形態 1 に係る位置検出装置におけるセンスコイル 3 2 の別の配置例を示す模式図である。図 6 は、13 個のセンスコイル 3 2 を、配置領域 R_{POS} 全体において配置密度が均一になるように配置した例である。言い換えると、あるセンスコイル 3 2 と、該センスコイル 3 2 に対して最も近接するセンスコイル 3 2 との間隔（より厳密には、センスコイル 3 2 の中心同士の間隔。以下、近接コイル間隔という）は、配置領域 R_{POS} において均一になっている。

【0067】

図 7 は、21 個のセンスコイル 3 2 を、配置領域 R_{POS} の中央部よりも周縁部において配置密度が高くなるように配置した例である。言い換えると、近接コイル間隔は、配置領域 R_{POS} の中央部よりも周縁部において短い。或いは、配置領域 R_{POS} の中央部から周縁部に向かって配置密度が高く（近接コイル間隔が短く）なるようにしても良い。

【0068】

図 8 は、16 個のセンスコイル 3 2 を、配置領域 R_{POS} 全体において配置密度が均一になるようにマトリックス状に配置した例である。即ち、近接コイル間隔を均一とした例である。なお、センスコイル 3 2 は、配置領域 R_{POS} の中央に必ずしも配置しなくても良い。

【0069】

図 9 は、25 個のセンスコイル 3 2 を、配置領域 R_{POS} 全体において配置密度が均一、且つ図 8 の場合よりも高密度になるようにマトリックス状に配置した例である。即ち、近接コイル間隔を均一、且つ、図 8 の場合よりも短くした例である。図 8 及び図 9 の例においては、配置密度の他、図 8 の例では配置領域 R_{POS} の中心位置にセンスコイル 3 2 が配置されず、図 9 の例では配置領域 R_{POS} の中心位置にセンスコイル 3 2 が配置される点で

10

20

30

40

50

相違している。

【 0 0 7 0 】

図 1 0 は、図 4 ~ 図 9 に示すセンスコイル 3 2 の配置において、検出対象領域 R_{DEC} に対する配置領域 R_{POS} の比率 S を変化させた場合におけるカプセル型内視鏡 1 0 の 3 次元的な検出位置のばらつきのシミュレーション結果を示すグラフである。図 1 0 に示すように、検出位置のばらつきは、比率 S が 1 0 0 % 以上になると急激に低下し、比率 S が 1 2 0 % 以上になると、センスコイル 3 2 の配置個数によらず、ばらつきが効果的に低減する。実用的には、比率 S を 1 2 0 % ~ 2 0 0 % とすると好ましく、さらには、比率 S を 1 2 0 % ~ 1 4 0 % とすれば、検出位置のばらつきを最も良く抑えることができ、より好ましい。

10

【 0 0 7 1 】

以上説明したように、本発明の実施の形態 1 によれば、カプセル型内視鏡 1 0 の検出対象領域 R_{DEC} に対して 1 0 0 % 以上の大きさを有する配置領域 R_{POS} に複数のセンスコイル 3 2 を配置するので、これらのセンスコイル 3 2 を同一平面状に並べた場合であっても、カプセル型内視鏡 1 0 の 3 次元的な位置を精度良く検出することが可能となる。従って、位置検出装置及び位置検出システム全体を従来よりも省スペース化することが可能となる。

【 0 0 7 2 】

(変形例 1)

図 1 1 は、実施の形態 1 の変形例 1 におけるセンスコイル 3 2 の配置を示す模式図である。実施の形態 1 においては、センスコイル 3 2 を四角形状に配置したが、センスコイル 3 2 を配置する領域の形状は特に限定されない。例えば、図 1 1 に示すように、センスコイル 3 2 を同心円状に配置しても良い。この場合、検出対象領域 R_{DEC} に対する配置領域 R_{POS} のサイズは、半径又は直径が 1 0 0 % 以上となるように規定すれば良い。

20

【 0 0 7 3 】

(変形例 2)

上記実施の形態 1 においては、カプセル型内視鏡 1 0 を誘導するための誘導磁界を、体外永久磁石 4 1 によって発生させたが、その代わりに、電磁的に誘導磁界を発生させても良い。この場合、カプセル型内視鏡 1 0 が発生する位置検出用の磁界との干渉が生じないように、誘導磁界の周波数を設定すると良い。

30

【 0 0 7 4 】

(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。

図 1 2 ~ 図 1 6 は、実施の形態 2 に係る位置検出装置におけるセンスコイル 3 2 の配置を示す模式図である。なお、センスコイル 3 2 の配置を除き、実施の形態 2 に係る位置検出装置及び位置検出システムの各部の構成及び動作は、実施の形態 1 と同様である。

【 0 0 7 5 】

実施の形態 2 においては、センスコイル 3 2 を、中心軸 3 2 a がパネル 3 1 の X 軸、Y 軸、及び Z 軸とそれぞれ平行となる向きに配置された 3 つのセンスコイル 3 2 の組をコイルセット 3 3 とし、複数のコイルセット 3 3 を、検出対象領域 R_{DEC} に対して 1 辺の長さが所定の比率だけ大きな配置領域 R_{POS} に配置している。図 1 2 は、4 個のコイルセット 3 3 (即ち、1 2 個のセンスコイル 3 2) の配置例を示す。図 1 3 は、5 個のコイルセット 3 3 (即ち、1 5 個のセンスコイル 3 2) の配置例を示す。図 1 4 は、6 個のコイルセット 3 3 (即ち、1 8 個のセンスコイル 3 2) の配置例を示す。図 1 5 は、7 個のコイルセット 3 3 (即ち、2 1 個のセンスコイル 3 2) の配置例を示す。図 1 6 は、8 個のコイルセット 3 3 (即ち、2 4 個のセンスコイル 3 2) の配置例を示す。

40

【 0 0 7 6 】

図 1 7 は、コイルセット 3 3 を示す斜視図である。図 1 7 に示すように、1 組のコイルセット 3 3 は、中心軸が X 軸と平行なセンスコイル 3 2 X と、中心軸が Y 軸と平行なセンスコイル 3 2 Y と、中心軸が Z 軸と平行なセンスコイル 3 2 Z とを含む。即ち、1 組のコ

50

イルセット 33 は、磁界の検出方向が X 軸、Y 軸、及び Z 軸とそれぞれ平行な 3 つのセンスコイルを含む。このようなコイルセット 33 を構成することで、コイルセット 33 の位置におけるセンスコイル 32 の配置密度を高くする（即ち、近接コイル間隔を短くする）ことができると共に、当該位置における磁界の変化を 3 次元的に検出することが可能となる。

【0077】

コイルセット 33 の少なくとも一部は、実施の形態 1 と同様、配置領域 R_{POS} の外周と検出対象領域 R_{DEC} との間の領域である中間領域 R_{MD} に配置すると良い（図 12 参照）。検出対象領域 R_{DEC} 内にはコイルセット 33 を配置しても、配置しなくても構わないが、好ましくは、検出対象領域 R_{DEC} 内と中間領域 R_{MD} 内とに少なくとも 1 つずつコイルセット 33 を配置すると良い（図 13 参照）。

10

【0078】

また、好ましくは、複数のコイルセット 33 を、配置領域 R_{POS} の中心を通る軸に対して線対称、又は配置領域 R_{POS} の中心に対して回転対称に配置すると良い。なお、各位置におけるコイルセット 33 の向きは、3 つのセンスコイル 32 の中心軸 32a がそれぞれ X 軸、Y 軸、Z 軸と平行であれば、特に限定されない。

【0079】

また、複数のコイルセット 33 の配置密度は、配置領域 R_{POS} 全体において均一であっても良いし、配置領域 R_{POS} の中央部よりも周縁部において高くなるようにしても良い。言い換えると、あるコイルセット 33 と、該コイルセット 33 に対して最も近接するコイルセット 33 との間隔（以下、近接コイルセット間隔という）は、配置領域 R_{POS} において均一であっても良いし、配置領域 R_{POS} の中央部よりも周縁部において短くなるようにしても良い。好ましくは、配置領域 R_{POS} の中央部から周縁部に向かってコイルセット 33 の配置密度が高く（近接コイルセット間隔が短く）なるようにしても良い。

20

【0080】

図 18 は、図 12 ~ 図 16 に示すセンスコイル 32（コイルセット 33）の配置において、検出対象領域 R_{DEC} に対する配置領域 R_{POS} の比率 S を変化させた場合におけるカプセル型内視鏡 10 の 3 次元的な検出位置のばらつきのシミュレーション結果を示すグラフである。図 18 に示すように、検出位置のばらつきは、比率 S が 100% 以上になると急激に低下する。特に、比率 S が 120% 以上になると、センスコイルの配置個数によらず、ばらつきが効果的に低減する。実用的には、センスコイル 32 が 12 個の場合（検出対象領域 R_{DEC} 内にセンスコイル 32 が配置されていない場合：図 12 参照）には、比率 S を 100% ~ 160% にすると好ましい。また、センスコイル 32 が 15 個から 24 個の場合（検出対象領域 R_{DEC} にもセンスコイル 32 が配置されている場合：図 13 ~ 図 16 参照）には、比率 S を 120% ~ 200% とすると好ましく、さらには、比率 S を 120% ~ 140% とすれば、検出位置のばらつきを最も良く抑えることができ、より好ましい。即ち、比率 S を 120% ~ 140% とすれば、センスコイル 32 の配置個数によらず、カプセル型内視鏡 10 の検出位置のばらつきを効果的に抑制することができる。

30

【0081】

以上説明したように、実施の形態 2 によれば、3 次元的な磁界の変化を検出可能な複数のコイルセット 33 を、検出対象領域 R_{DEC} に対して 100% 以上の大きさを有する配置領域 R_{POS} に配置するので、複数のセンスコイル 32 を 1 平面上に並べた場合であっても、被検体 2 内におけるカプセル型内視鏡 10 を高精度に検出することが可能となる。

40

【0082】

なお、実施の形態 2 においても、変形例 1 と同様に、複数のコイルセット 33 を円形状に配置しても良い。

【0083】

（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。

図 19 は、実施の形態 3 に係る位置検出装置におけるセンスコイル 32 の配置例を示す

50

模式図である。なお、センスコイル 3 2 の配置を除き、実施の形態 3 に係る位置検出装置及び位置検出システムの各部の構成及び動作は、実施の形態 1 と同様である。

【 0 0 8 4 】

実施の形態 3 においては、検出対象領域 R_{DEC} に対して 1 辺の長さが所定の比率だけ大きな配置領域 R_{POS} に対し、中心軸 3 2 a が Z 軸と平行なセンスコイル 3 2 と、中心軸 3 2 a が X 軸、Y 軸、及び Z 軸とそれぞれ平行な 3 つのセンスコイル 3 2 (センスコイル 3 2 X、3 2 Y、3 2 Z) からなるコイルセット 3 3 とを配置する。

【 0 0 8 5 】

好ましくは、検出対象領域 R_{DEC} 内に、中心軸 3 2 a が Z 軸と平行になるようにセンスコイル 3 2 を配置し、配置領域 R_{POS} の外周と検出対象領域 R_{DEC} との間の領域である中間領域 R_{MD} に、コイルセット 3 3 を配置すると良い。特に、配置領域 R_{POS} の四隅には、コイルセット 3 3 を配置することが好ましい。それにより、配置領域 R_{POS} の角部におけるセンスコイル 3 2 の配置密度を高く (近接コイル間隔を短く) することができ、また、当該位置における磁界の変化を 3 次元的に検出できるようになる。

【 0 0 8 6 】

ここで、センスコイル 3 2 の外径が大きい場合、体外永久磁石 4 1 の可動範囲 R_{MG} (図 3 参照) の上方にコイルセット 3 3 を配置すると、体外永久磁石 4 1 が Z 軸方向の上方に移動した際に、コイルセット 3 3 のうち中心軸が X 軸及び Y 軸とそれぞれ平行なセンスコイル 3 2 が体外永久磁石 4 1 の動作と干渉してしまうことがある。このような場合、体外永久磁石 4 1 と検出対象空間 R との距離を大きくせざるを得なくなってしまう。

【 0 0 8 7 】

そこで、可動範囲 R_{MG} の上方の領域に含まれる検出対象領域 R_{DEC} には、中心軸 3 2 a が Z 軸と平行なセンスコイル 3 2 のみを配置することで、センスコイル 3 2 と体外永久磁石 4 1 との干渉を避けることができる。それにより、検出対象空間 R に永久磁石 4 1 を近づけることができるので、体外永久磁石 4 1 のサイズを小さくしても、検出対象空間 R に十分な強度の磁界を形成できるようになる。なお、体外永久磁石 4 1 の Z 軸方向における動作に対してセンスコイル 3 2 が干渉するおそれのない場合には、可動範囲 R_{MG} の上方にコイルセット 3 3 を配置しても良い。

【 0 0 8 8 】

このような実施の形態 3 によれば、カプセル型内視鏡 1 0 の可動範囲である検出対象領域 R_{DEC} に、各々が磁界の変化を 1 次元的に検出可能なセンスコイル 3 2 を配置し、検出対象領域 R_{DEC} から離れた配置領域 R_{POS} に、磁界の変化を 3 次元的に検出可能なコイルセット 3 3 を配置するので、複数のセンスコイル 3 2 を 1 平面上に並べた場合であっても、効率良く、且つ精度良くカプセル型内視鏡 1 0 の検出を検出することが可能となる。

【 0 0 8 9 】

なお、配置領域 R_{POS} の四隅の全てに、必ずしもコイルセット 3 3 を配置する必要はなく、例えば、少なくとも 1 つの隅にコイルセット 3 3 を配置し、その他の隅に、中心軸 3 2 a が Z 軸と平行なセンスコイル 3 2 を 1 つずつ配置しても良い。この場合においても、被検体 2 内に導入されたカプセル型内視鏡 1 0 の検出精度を従来よりも向上させることができる。

【 0 0 9 0 】

また、実施の形態 3 においても、変形例 1 と同様に、複数のセンスコイル 3 2 及びコイルセット 3 3 を円形状に配置しても良い。

【 0 0 9 1 】

(変形例 3)

図 2 0 は、本発明の実施の形態 1 ~ 3 に係る位置検出システムの変形例 3 を示す模式図である。図 1 に示す位置検出システムにおいては、ベッド 2 0 を固定し、磁界駆動部 4 2 により体外永久磁石 4 1 を移動させることにより、体外永久磁石 4 1 と被検体 2 との相対的な位置を変化させた。しかしながら、体外永久磁石 4 1 の位置を固定して被検体 2 側を移動させる、或いは、被検体 2 及び体外永久磁石 4 1 の双方を互いに反対方向に移動させ

10

20

30

40

50

ることにより、両者の相対的な位置の変化を実現させても良い。

【 0 0 9 2 】

例えば、図 2 0 に示すように、ベッド 2 0 を X 方向に沿って並進させる並進駆動部 4 3 を設け、制御部 5 6 の制御の下でベッド 2 0 が移動可能な構成とする。この場合、例えば、被検体 2 に対してカプセル型内視鏡 1 0 をプラス X 方向に移動させる際には、被検体 2 を載置したベッド 2 0 をマイナス X 方向に移動させる。それにより、被検体 2 に対してカプセル型内視鏡 1 0 を相対的にプラス X 方向に移動させることができる。

【 0 0 9 3 】

なお、この場合、磁界検出装置 3 0 は、ベッド 2 0 の下又はベッド 2 0 の内部に固定し、ベッド 2 0 と一体的に移動させると良い。

10

【 0 0 9 4 】

(変形例 4)

図 2 1 は、本発明の実施の形態 1 ~ 3 に係る位置検出システムの変形例 4 を示す模式図である。上述した実施の形態 1 ~ 3 においては、被検体 2 をベッド 2 0 に載置し、磁界検出装置 3 0 を該ベッド 2 0 の下方に、パネル 3 1 の主面が水平面と平行になるように配置した。しかしながら、被検体 2 内に導入されたカプセル型内視鏡 1 0 に内蔵された磁界発生部 1 4 から発生する交番磁界を検出可能な位置であれば、磁界検出装置 3 0 の配置は特に限定されない。例えば、図 2 1 に示すように、被検体 2 を直立、又は座らせた状態で検査する場合、パネル 3 1 を被検体 2 の近傍に、主面が鉛直方向と平行になるように配置しても良い。

20

【 0 0 9 5 】

以上説明した実施の形態 1 ~ 3 及び変形例 1 ~ 4 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 1 ~ 3 や変形例 1 ~ 4 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。

【 符号の説明 】

【 0 0 9 6 】

- 1 位置検出システム
- 2 被検体
- 1 0 カプセル型内視鏡
- 1 1 撮像ユニット
- 1 2 制御部
- 1 3 送信部
- 1 4 磁界発生部
- 1 5 電源部
- 1 6 永久磁石
- 2 0 ベッド
- 3 0 磁界検出装置
- 3 1 パネル
- 3 2、3 2 X、3 2 Y、3 2 Z センスコイル
- 3 2 a 中心軸
- 3 3 コイルセット
- 4 0 誘導磁界発生装置
- 4 1 体外永久磁石
- 4 2 磁石駆動部
- 4 3 並進駆動部
- 5 0 制御装置
- 5 1 受信部

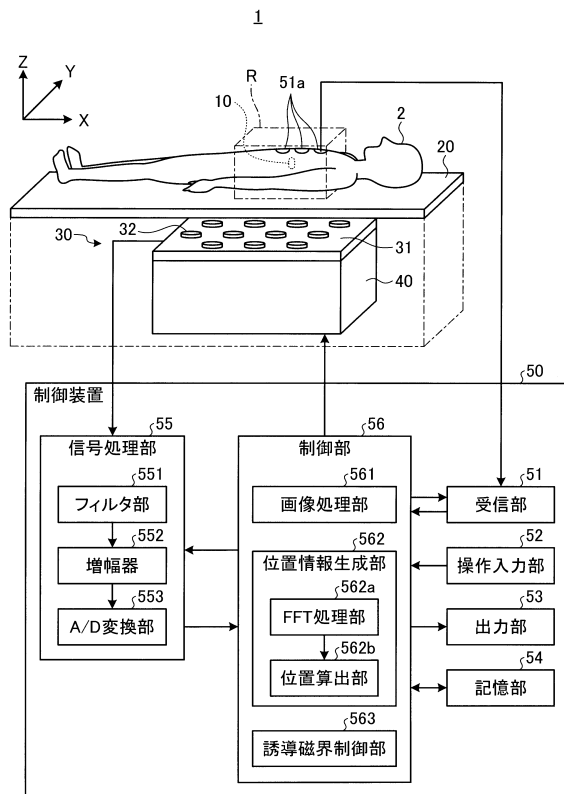
30

40

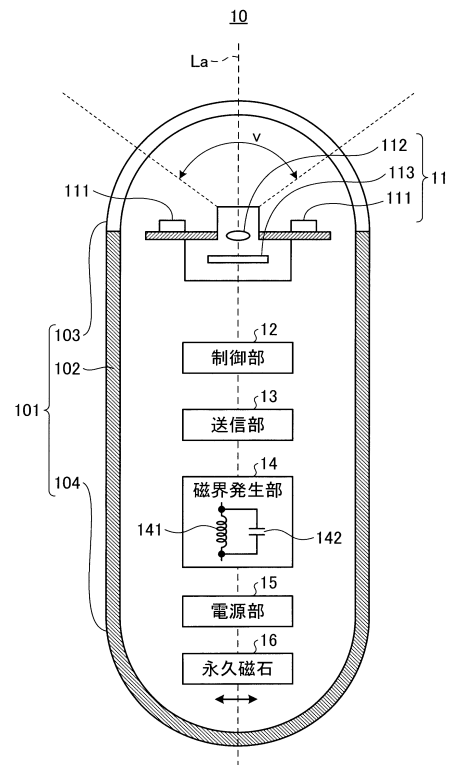
50

5 1 a	受信アンテナ	
5 2	操作入力部	
5 3	出力部	
5 4	記憶部	
5 5	信号処理部	
5 6	制御部	
1 0 1	筐体	
1 0 2	筒状筐体	
1 0 3、1 0 4	ドーム状筐体	
1 1 1	照明部	10
1 1 2	光学系	
1 1 3	撮像部	
1 4 1	送信コイル	
1 4 2	コンデンサ	
4 2 1	平面位置変更部	
4 2 2	鉛直位置変更部	
4 2 3	仰角変更部	
4 2 4	旋回角変更部	
5 5 1	フィルタ部	
5 5 2	増幅器	20
5 5 3	A / D 変換部	
5 6 1	画像処理部	
5 6 2	位置情報生成部	
5 6 2 a	FFT 処理部	
5 6 2 b	位置算出部	
5 6 3	誘導磁界制御部	

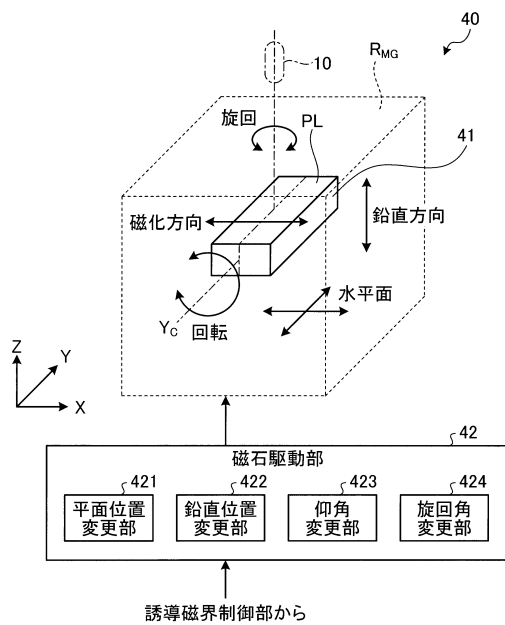
【図 1】



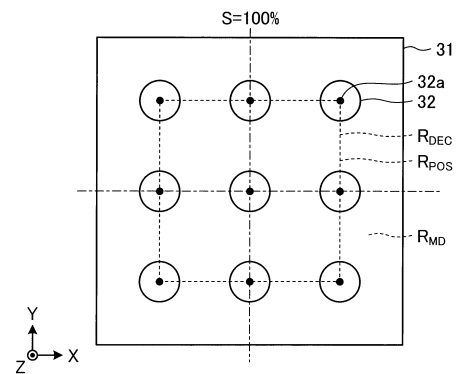
【図 2】



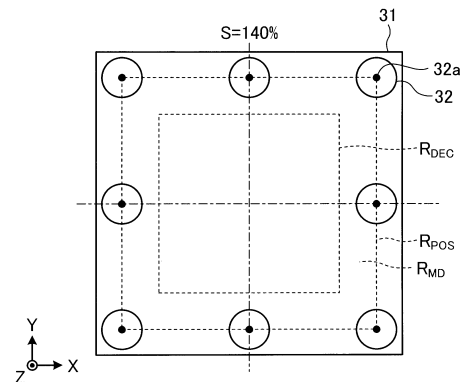
【図 3】



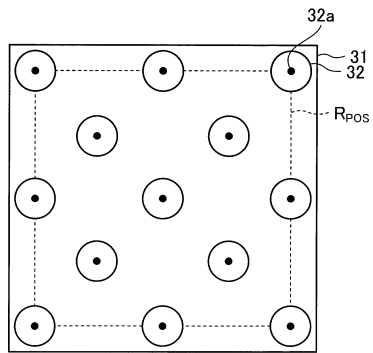
【図 4】



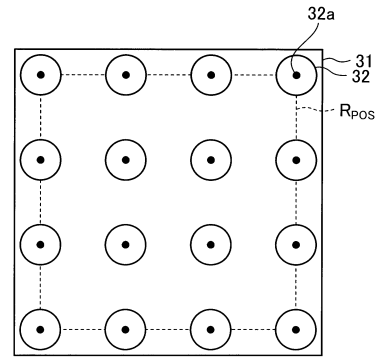
【図 5】



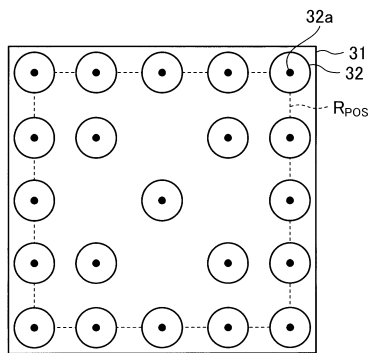
【図 6】



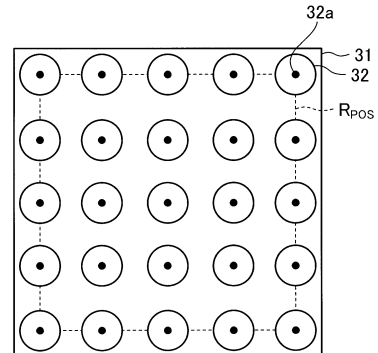
【図 8】



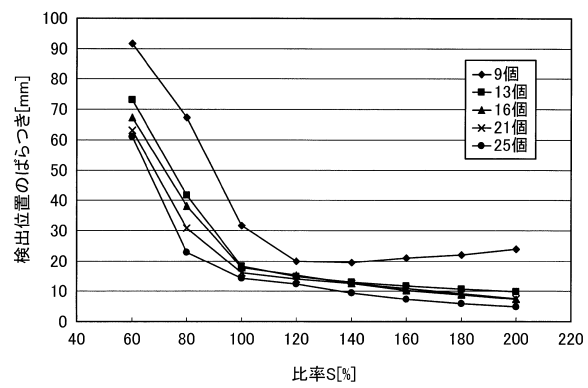
【図 7】



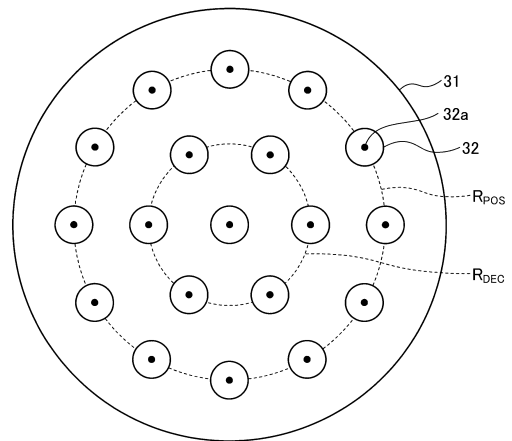
【図 9】



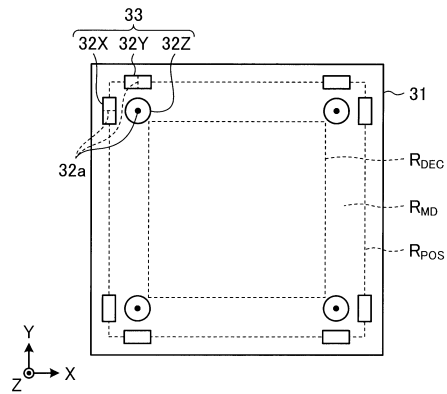
【図 10】



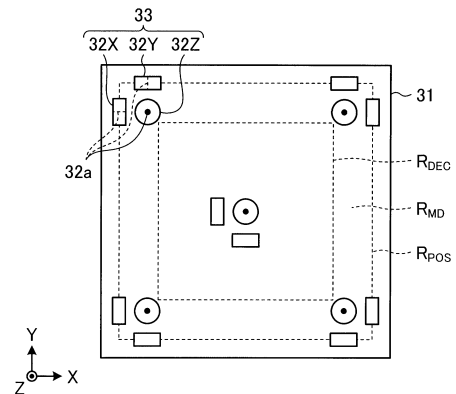
【図 11】



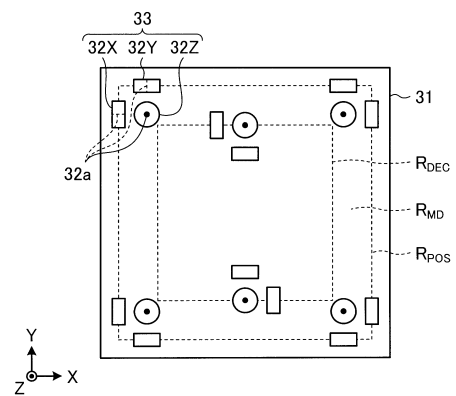
【図 1 2】



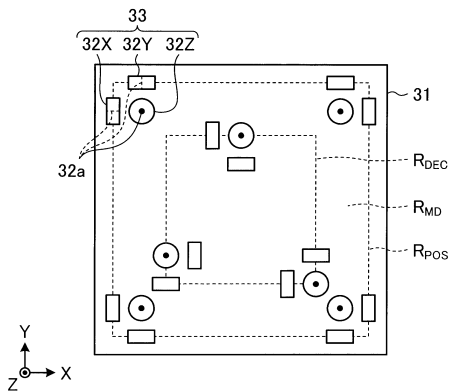
【図 1 3】



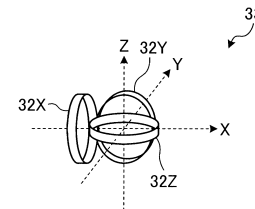
【図 1 4】



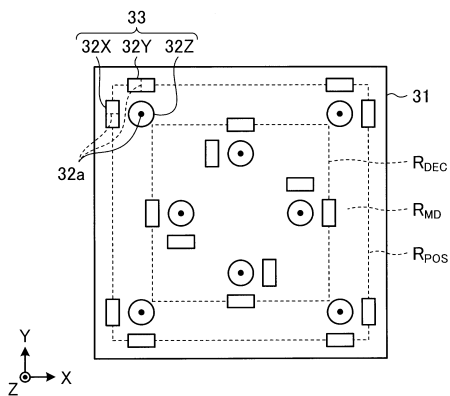
【図 1 5】



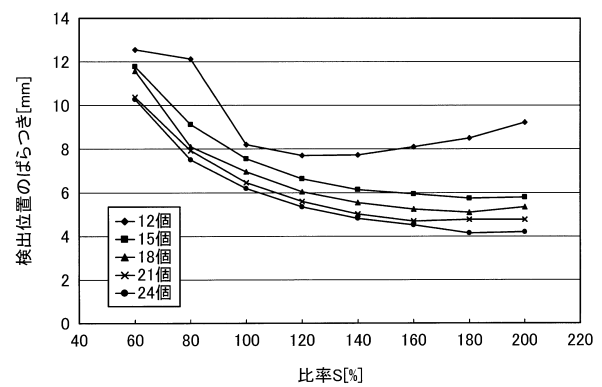
【図 1 7】



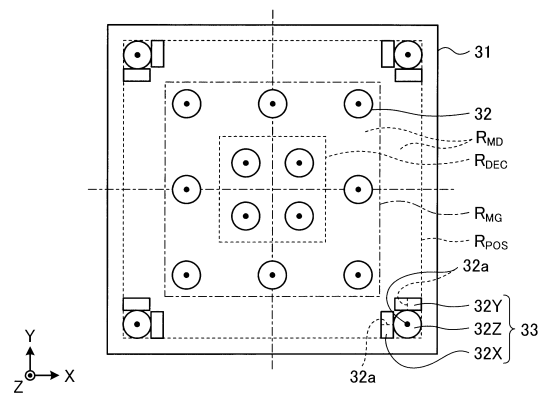
【図 1 6】



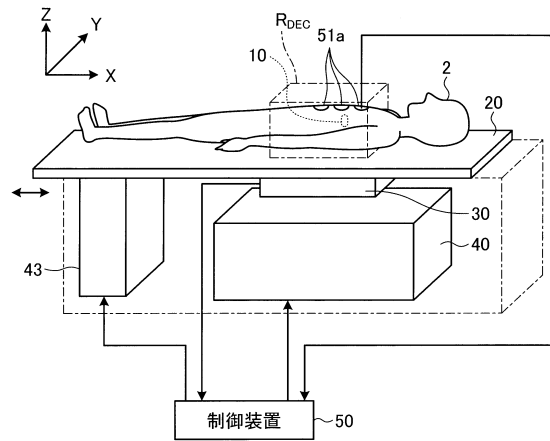
【図 1 8】



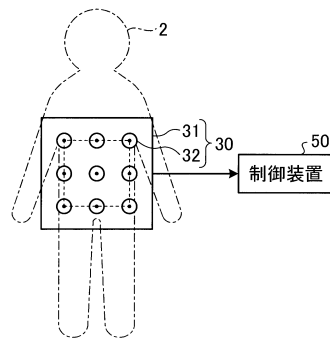
【図 19】



【図 20】



【図 21】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2008-272150(JP,A)
特開2006-068501(JP,A)
国際公開第2010/058756(WO,A1)
国際公開第2010/106856(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	位置检测装置和位置检测系统		
公开(公告)号	JP5810246B2	公开(公告)日	2015-11-11
申请号	JP2015508910	申请日	2014-08-07
[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		
发明人	千葉 淳		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B5/062 A61B1/041 A61B5/073 A61B5/145 A61B5/4839 A61B5/6861 A61B5/704		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.320.Z A61B5/07		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2013172545 2013-08-22 JP		
其他公开文献	JPWO2015025731A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种位置检测装置和位置检测系统，其能够精确地检测胶囊医疗装置的三维位置并节省整个系统的空间。位置检测装置，位置，用于产生磁场，用于检测其中提供的胶囊型内窥镜10的位置检测装置的线圈，并通过检测从线圈更多产生的磁场输出检测信号并且，位置计算单元562b用于基于分别从多个感测线圈32输出的检测信号计算胶囊内窥镜10的位置。多个感测线圈32按照以下顺序排列：通过以预定的比例包括检测对象区域中的面板31上增加的封闭空间相对于所述检测对象区域来检测胶囊型内窥镜10在面板31上的投影区域，并且，在所述封闭区域并安排在某个放置区域。

(21) 出願番号	特願2015-508910 (P2015-508910)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成26年8月7日 (2014.8.7)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/070949		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(87) 国際公開番号	W02015/025731	(74) 代理人	100089118
(87) 国際公開日	平成27年2月26日 (2015.2.26)		弁理士 酒井 宏明
審査請求日	平成27年2月13日 (2015.2.13)	(72) 発明者	千葉 淳
(31) 優先権主張番号	特願2013-172545 (P2013-172545)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(32) 優先日	平成25年8月22日 (2013.8.22)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		
早期審査対象出願		審査官	増淵 俊仁