

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/025731

発行日 平成29年3月2日 (2017.3.2)

(43) 国際公開日 平成27年2月26日 (2015.2.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B	1/00	4 C 1 6 1
(2006.01)	A 6 1 B	3 2 O B
	A 6 1 B	3 2 O Z

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

出願番号 特願2015-508910 (P2015-508910)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2014/070949
(22) 国際出願日 平成26年8月7日 (2014.8.7)
(11) 特許番号 特許第5810246号 (P5810246)
(45) 特許公報発行日 平成27年11月11日 (2015.11.11)
(31) 優先権主張番号 特願2013-172545 (P2013-172545)
(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)

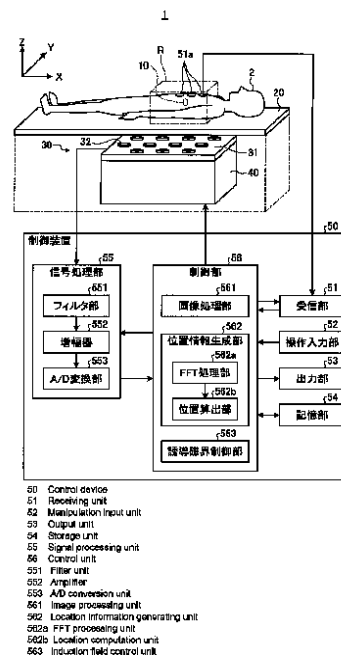
(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都八王子市石川町2951番地
(74) 代理人 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 千葉 淳
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内
Fターム(参考) 4C161 CC06 DD07 GG28 HH55 JJ06
JJ11 JJ17 RR24

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) 【要約】

カプセル型医療装置の3次元的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。位置検出装置は、磁界を発生するコイルが内部に設けられたカプセル型内視鏡10の位置を検出する位置検出装置であって、上記コイル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センスコイル32と、該複数のセンスコイル32からそれぞれ出力された検出信号に基づいて、カプセル型内視鏡10の位置を算出する位置算出部562bとを備え、上記複数のセンスコイル32は、カプセル型内視鏡10の検出を行う閉じた空間をパネル31上に投影した領域である検出対象領域に対して所定の比率だけ大きく、且つ、検出対象領域を含むパネル31上の閉じた領域である配置領域に配置されている。



【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 の領域に配置されていることを特徴とする位置検出装置。

10

【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。

【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。

20

【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、

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。

30

【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。

40

【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 120% 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 120% 以上 200% 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。

50

【請求項 1 2】

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 1 1 に記載の位置検出装置。

【請求項 1 3】

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 1 4】

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請求項 1 3 に記載の位置検出システム。

10

【請求項 1 5】

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請求項 1 3 に記載の位置検出システム。

20

【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】****【0 0 0 1】**

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。

30

【背景技術】**【0 0 0 2】**

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。

40

【0 0 0 3】

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。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-132047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。

10

【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】

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。

20

【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、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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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。

10

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

上記位置検出装置において、前記比率は 1 2 0 % 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 1 2 0 % 以上 2 0 0 % 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 1 2 0 % 以上 1 4 0 % 以下であることを特徴とする。

20

【 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。

30

【 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。

40

【 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 】

50

【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 100 % 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 140 % 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 13 個の場合）を示す模式図である。

10

【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 21 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 16 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 25 個の場合）を示す模式図である。

【図 10】図 10 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。

【図 11】図 11 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。

20

【図 12】図 12 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 12 個の場合）を示す模式図である。

【図 13】図 13 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 15 個の場合）を示す模式図である。

【図 14】図 14 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 18 個の場合）を示す模式図である。

【図 15】図 15 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 21 個の場合）を示す模式図である。

【図 16】図 16 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 24 個の場合）を示す模式図である。

30

【図 17】図 17 は、図 12 ~ 図 16 に示すコイルセットを示す斜視図である。

【図 18】図 18 は、図 12 ~ 図 16 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。

【図 19】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の配置例を示す模式図である。

【図 20】図 20 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 21】図 21 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。

40

【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

50

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。

【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。

10

【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)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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

明部 1 1 1 は、撮像部 1 1 3 の撮像視野に白色光等の照明光を照射し、ドーム状筐体 1 0 3 を介して撮像視野 v 内の被検体 2 を照明する。光学系 1 1 2 は、光軸 L_a が筐体 1 0 1 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 1 1 3 の撮像面に結像する。撮像部 1 1 3 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。

【 0 0 3 2 】

なお、撮像ユニット 1 1 を 2 つ設ける場合には、2 つ配置される光学系 1 1 2 の光軸 L_a が共に筐体 1 0 1 の長軸と一致するように、撮像ユニット 1 1 を筐体 1 0 1 の両端のドーム状筐体 1 0 3 側及びドーム状筐体 1 0 4 側にそれぞれ配置する。

【 0 0 3 3 】

制御部 1 2 は、所定の周期（撮像フレームレート）で撮像部 1 1 3 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 1 1 1 を発光させる。また、制御部 1 2 は、撮像ユニット 1 1 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 1 2 は、電源部 1 5 から磁界発生部 1 4 に電力を供給させることにより、磁界発生部 1 4 から交番磁界を発生させる。

【 0 0 3 4 】

送信部 1 3 は、図示しない送信アンテナを備え、制御部 1 2 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。

【 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パ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

10

20

30

40

50

磁界発生装置 40 は、被検体 2 内に導入されたカプセル型内視鏡 10 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 40 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 41 と、該体外永久磁石 41 の位置及び姿勢を変化させる磁石駆動部 42 とを備える。磁石駆動部 42 は、平面位置変更部 421、鉛直位置変更部 422、仰角変更部 423、及び旋回角変更部 424 とを有する。

【0041】

体外永久磁石 41 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 10 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。

10

【0042】

平面位置変更部 421 は、体外永久磁石 41 を XY 面内において並進させる。即ち、体外永久磁石 41 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。

【0043】

鉛直位置変更部 422 は、体外永久磁石 41 を Z 方向に沿って並進させる。即ち、体外永久磁石 41 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。

【0044】

仰角変更部 423 は、体外永久磁石 41 の磁化方向を含む鉛直面内において、体外永久磁石 41 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 423 は、カプセル対向面 PL と平行且つ磁化方向と直交し、体外永久磁石 41 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 41 を回転させる。以下、体外永久磁石 41 と水平面とのなす角度を仰角という。

20

【0045】

旋回角変更部 424 は、体外永久磁石 41 の中心を通る鉛直方向の軸に対して体外永久磁石 41 を回転させる。以下、体外永久磁石 41 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 41 が旋回した角度を旋回角という。

【0046】

旋回角変更部 424 により体外永久磁石 41 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 423 により体外永久磁石 41 を回転軸 Y_c に対して回転させることで、体外永久磁石 41 が発生する磁界に拘束されたカプセル型内視鏡 10 の傾斜角及び方位角を変化させることができる。

30

【0047】

これらの磁石駆動部 42 の各部の動作は、後述する誘導磁界制御部 563 によって制御される。また、体外永久磁石 41 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 10 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。

40

【0048】

図 1 に示すように、制御装置 50 は、カプセル型内視鏡 10 から送信された無線信号を、受信アンテナ 51a を介して受信する受信部 51 と、当該制御装置 50 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 52 と、当該制御装置 50 によって処理された種々の情報等を表示装置等へ出力して表示させる出力部 53 と、各センスコイル 32 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 55 と、記憶部 54 と、これらの各部の動作を制御する制御部 56 とを備える。

【0049】

カプセル型内視鏡 10 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 10 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 51a が貼り付けられる。受信

50

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。

【 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。

【 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。

【 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。

【 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。

【 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。

【 0 0 5 8 】

10

20

30

40

50

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。

【 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 ($S \geq 100\%$) 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。

【 0 0 6 2 】

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。

【 0 0 6 3 】

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)。

【 0 0 6 4 】

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。

【 0 0 6 5 】

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。

【 0 0 6 6 】

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

10

20

30

40

50

2と、該センスコイル32に対して最も近接するセンスコイル32との間隔（より厳密には、センスコイル32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32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32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32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32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32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32が配置される点で相違している。

【0070】

図10は、図4～図9に示すセンスコイル32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10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し、比率 S が120%以上になると、センスコイル32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。

【0071】

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10の検出対象領域 R_{DEC} に対して100%以上の大きさを有する配置領域 R_{POS} に複数のセンスコイル32を配置するので、これらのセンスコイル32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10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。

【0072】

（変形例1）

図11は、実施の形態1の変形例1におけるセンスコイル32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32を四角形状に配置したが、センスコイル32を配置する領域の形状は特に限定されない。例えば、図11に示すように、センスコイル32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100%以上となるように規定すれば良い。

【0073】

（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10を誘導するための誘導磁界を、体外永久磁石41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10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。

【0074】

(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。

【0075】

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、12 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、15 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、18 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、21 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、24 個のセンスコイル 3 2) の配置例を示す。

10

【0076】

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 組のコイルセット 3 3 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

20

【0077】

コイルセット 3 3 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 1 2 参照)。検出対象領域 R_{DEC} 内にはコイルセット 3 3 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 3 3 を配置すると良い(図 1 3 参照)。

30

【0078】

また、好ましくは、複数のコイルセット 3 3 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 3 3 の向きは、3 つのセンスコイル 3 2 の中心軸 3 2 a 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 3 3 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 3 3 と、該コイルセット 3 3 に対して最も近接するコイルセット 3 3 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 3 3 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。

40

【0080】

図 1 8 は、図 1 2 ~ 図 1 6 に示すセンスコイル 3 2 (コイルセット 3 3) 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 8 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 3 2 が 12 個の場合(検出対象

50

領域 R_{DEC} 内にセンスコイル 3 2 が配置されていない場合：図 1 2 参照）には、比率 S を 1 0 0 % ~ 1 6 0 % にすると好ましい。また、センスコイル 3 2 が 1 5 個から 2 4 個の場合（検出対象領域 R_{DEC} にもセンスコイル 3 2 が配置されている場合：図 1 3 ~ 図 1 6 参照）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。即ち、比率 S を 1 2 0 % ~ 1 4 0 % とすれば、センスコイル 3 2 の配置個数によらず、カプセル型内視鏡 1 0 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。

【 0 0 8 1 】

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 3 3 を、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、被検体 2 内におけるカプセル型内視鏡 1 0 を高精度に検出することが可能となる。

【 0 0 8 2 】

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 3 3 を円形状に配置しても良い。

【 0 0 8 3 】

（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 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 3 2 の配置例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 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 33 を配置するので、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、効率良く、且つ精度良くカプセル型内視鏡 10 の検出を検出することが可能となる。

【0089】

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 33 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 33 を配置し、その他の隅に、中心軸 32a が Z 軸と平行なセンスコイル 32 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 10 の検出精度を従来よりも向上させることができる。

【0090】

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 32 及びコイルセット 33 を円形状に配置しても良い。

【0091】

(変形例 3)

図 20 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 20 を固定し、磁界駆動部 42 により体外永久磁石 41 を移動させることにより、体外永久磁石 41 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 41 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 41 の双方を互いに反対方向に移動させることにより、両者の相対的な位置の変化を実現させても良い。

【0092】

例えば、図 20 に示すように、ベッド 20 を X 方向に沿って並進させる並進駆動部 43 を設け、制御部 56 の制御の下でベッド 20 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 10 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 20 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 10 を相対的にプラス X 方向に移動させることができる。

【0093】

なお、この場合、磁界検出装置 30 は、ベッド 20 の下又はベッド 20 の内部に固定し、ベッド 20 と一体的に移動させると良い。

【0094】

(変形例 4)

図 21 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 20 に載置し、磁界検出装置 30 を該ベッド 20 の下方に、パネル 31 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 10 に内蔵された磁界発生部 14 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 30 の配置は特に限定されない。例えば、図 21 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 31 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。

【0095】

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】

【0096】

- 1 位置検出システム
- 2 被検体

10

20

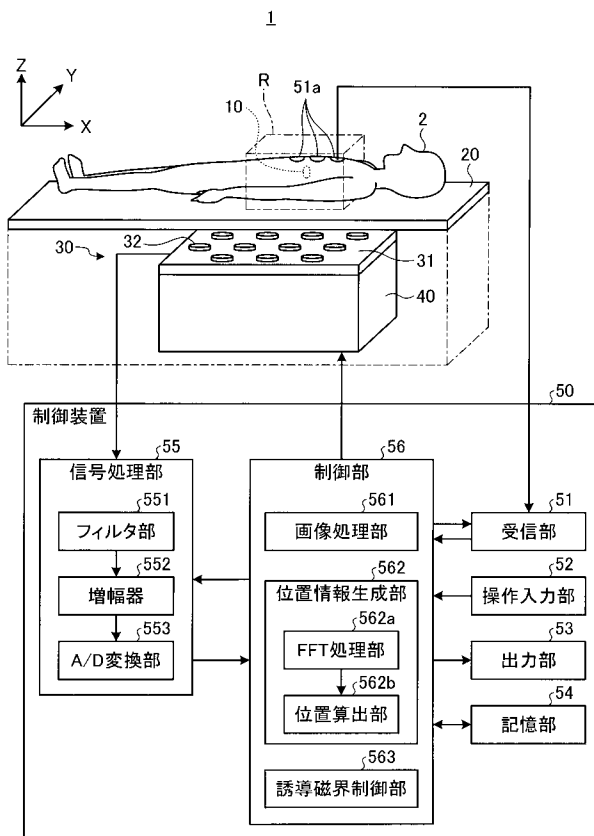
30

40

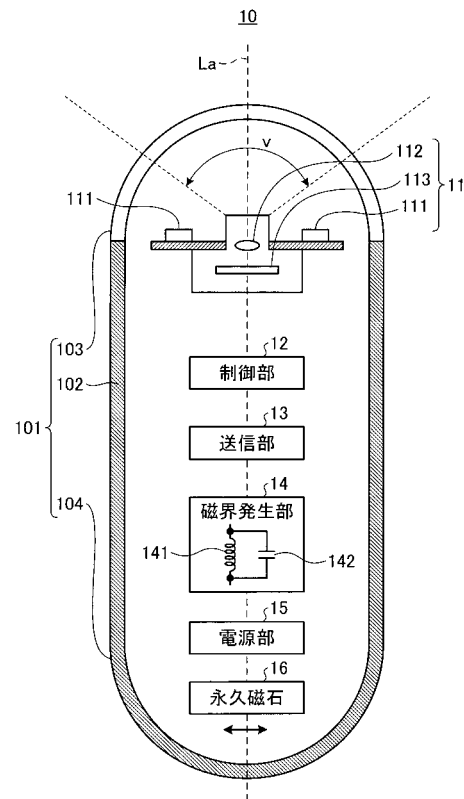
50

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	10
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	
5 1 a	受信アンテナ	20
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	
1 1 2	光学系	30
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	
5 5 3	A / D 変換部	40
5 6 1	画像処理部	
5 6 2	位置情報生成部	
5 6 2 a	F F T 処理部	
5 6 2 b	位置算出部	
5 6 3	誘導磁界制御部	

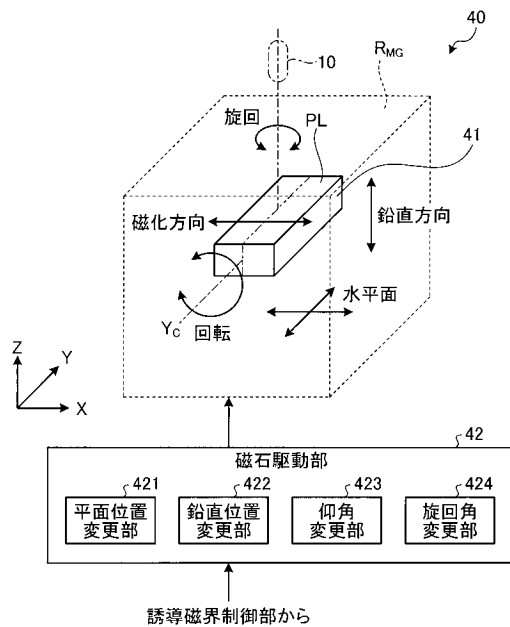
【図 1】



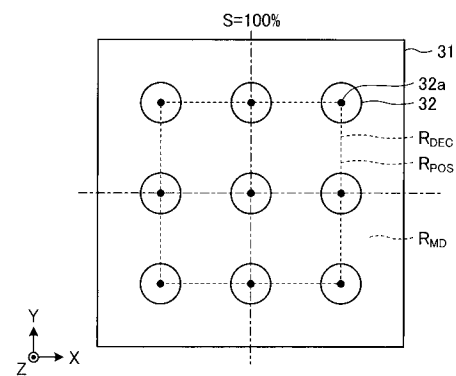
【図 2】



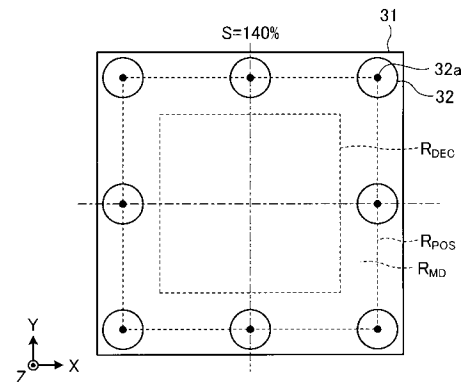
【図 3】



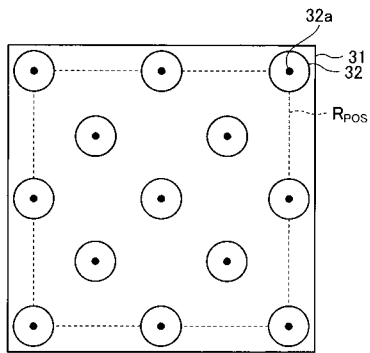
【図 4】



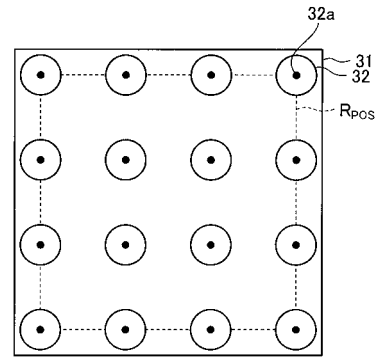
【図 5】



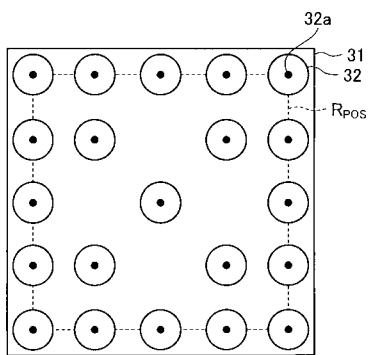
【図 6】



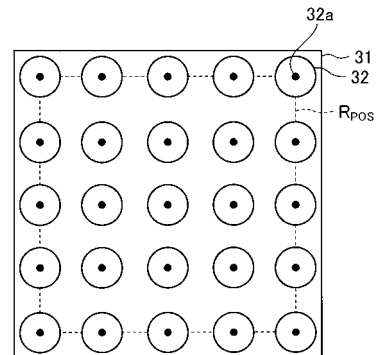
【図 8】



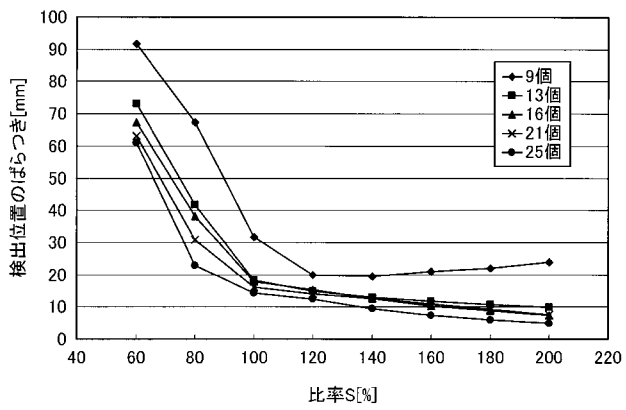
【図 7】



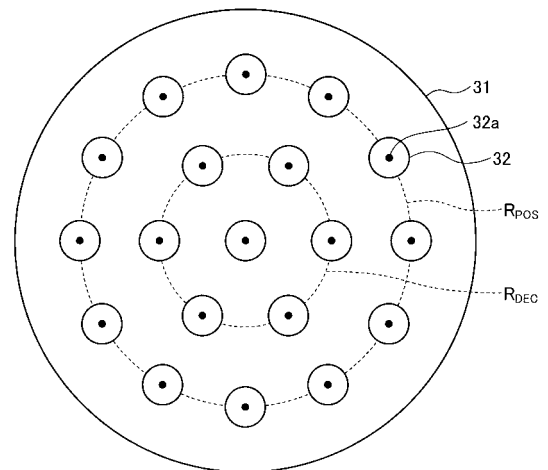
【図 9】



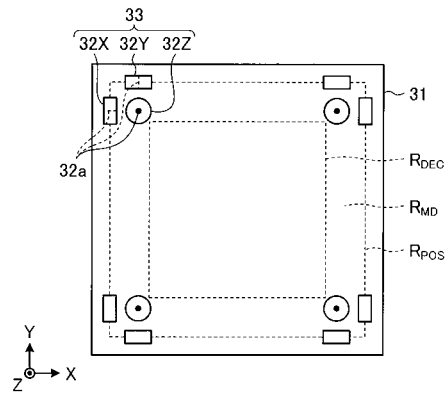
【図 10】



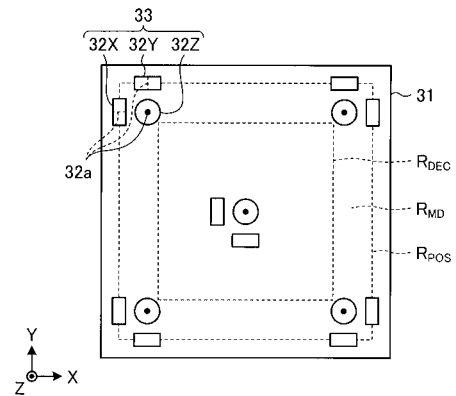
【図 11】



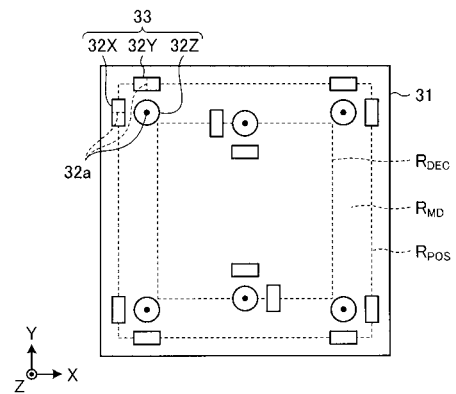
【図 1 2】



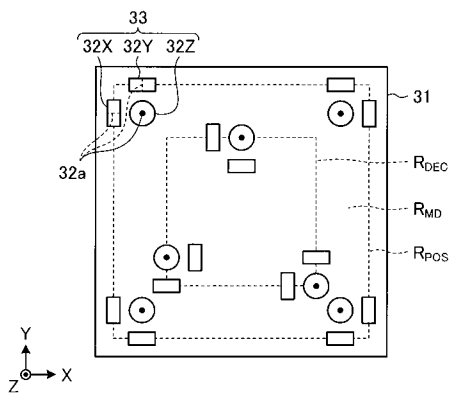
【図 1 3】



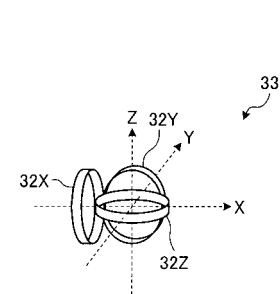
【図 1 4】



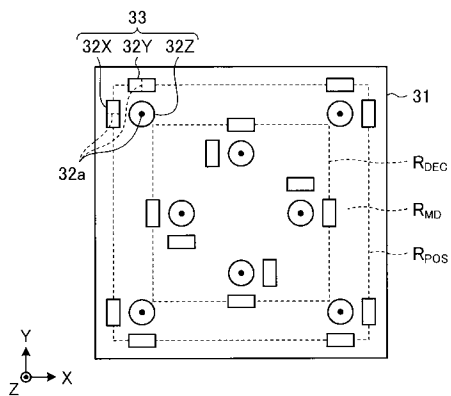
【図 1 5】



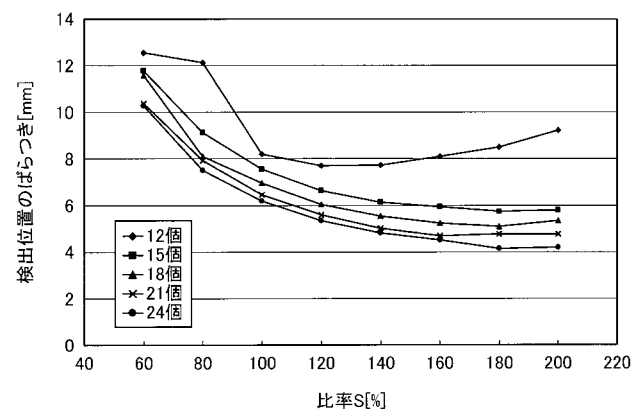
【図 1 7】



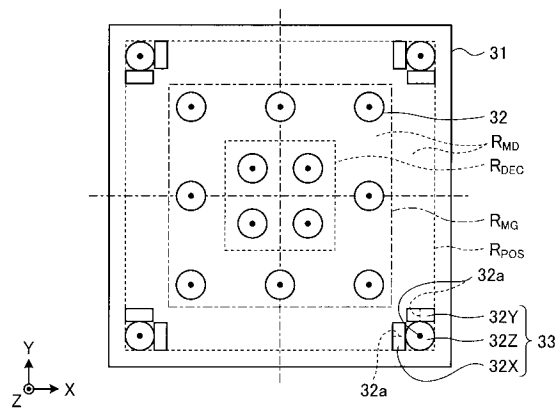
【図 1 6】



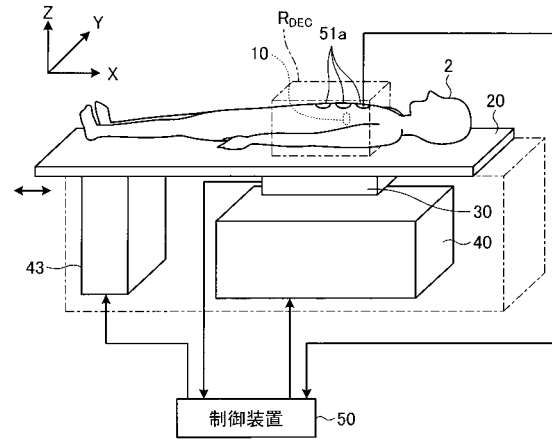
【図 1 8】



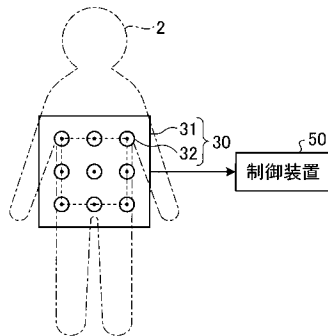
【図 19】



【図 20】



【図 21】



【手続補正書】

【提出日】平成27年7月16日(2015.7.16)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】請求項 1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2014/070949									
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC											
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2014 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)											
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>JP 2008-272150 A (Olympus Medical Systems Corp.), 13 November 2008 (13.11.2008), paragraphs [0034] to [0037]; fig. 1 & US 2010/0134096 A1 & EP 2163182A1 & WO 2008/136281 A1 & CN 101668472 A</td> <td>1-17</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 2006-68501 A (Olympus Corp.), 16 March 2006 (16.03.2006), paragraph [0015]; fig. 6 & US 2007/0270628 A1 & WO 2006/014011 A1 & KR 10-2007-0041555 A & CN 101035484 A</td> <td>1-17</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	JP 2008-272150 A (Olympus Medical Systems Corp.), 13 November 2008 (13.11.2008), paragraphs [0034] to [0037]; fig. 1 & US 2010/0134096 A1 & EP 2163182A1 & WO 2008/136281 A1 & CN 101668472 A	1-17	A	JP 2006-68501 A (Olympus Corp.), 16 March 2006 (16.03.2006), paragraph [0015]; fig. 6 & US 2007/0270628 A1 & WO 2006/014011 A1 & KR 10-2007-0041555 A & CN 101035484 A	1-17
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.									
A	JP 2008-272150 A (Olympus Medical Systems Corp.), 13 November 2008 (13.11.2008), paragraphs [0034] to [0037]; fig. 1 & US 2010/0134096 A1 & EP 2163182A1 & WO 2008/136281 A1 & CN 101668472 A	1-17									
A	JP 2006-68501 A (Olympus Corp.), 16 March 2006 (16.03.2006), paragraph [0015]; fig. 6 & US 2007/0270628 A1 & WO 2006/014011 A1 & KR 10-2007-0041555 A & CN 101035484 A	1-17									
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See parent family annex.											
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family											
Date of the actual completion of the international search 29 October, 2014 (29.10.14)		Date of mailing of the international search report 11 November, 2014 (11.11.14)									
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer									
Facsimile No.		Telephone No.									

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/070949

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2010/058756 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 27 May 2010 (27.05.2010), paragraphs [0054], [0056]; fig. 1 & JP 4643763 B2 & US 2011/0012594 A1 & EP 2347697 A1 & CN 102196760 A	1-17
A	WO 2010/106856 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 23 September 2010 (23.09.2010), paragraphs [0058], [0062]; fig. 1 & JP 4791599 B2 & US 2011/0181273 A1 & EP 2409633 A1 & CN 102427757 A	1-17

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 7 0 9 4 9	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01) i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1 9 2 2 - 1 9 9 6 年 日本国公開実用新案公報 1 9 7 1 - 2 0 1 4 年 日本国実用新案登録公報 1 9 9 6 - 2 0 1 4 年 日本国登録実用新案公報 1 9 9 4 - 2 0 1 4 年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2008-272150 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2008.11.13, 【0034】-【0037】, 図 1 & US 2010/0134096 A1 & EP 2163182 A1 & WO 2008/136281 A1 & CN 101668472 A	1-17	
A	JP 2006-68501 A（オリンパス株式会社）2006.03.16, 【0015】, 図 6 & US 2007/0270628 A1 & WO 2006/014011 A1 & KR 10-2007-0041555 A & CN 101035484 A	1-17	
☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 2 9 . 1 0 . 2 0 1 4		国際調査報告の発送日 1 1 . 1 1 . 2 0 1 4	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 増渕 俊仁 電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2	2 Q 4 7 4 7

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 7 0 9 4 9

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2010/058756 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.05.27, 【0054】, 【0056】, 図1 & JP 4643763 B2 & US 2011/0012594 A1 & EP 2347697 A1 & CN 102196760 A	1-17
A	WO 2010/106856 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.09.23, 【0058】, 【0062】, 図1 & JP 4791599 B2 & US 2011/0181273 A1 & EP 2409633 A1 & CN 102427757 A	1-17

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JP,KE,KG,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	位置检测装置和位置检测系统		
公开(公告)号	JPWO2015025731A1	公开(公告)日	2017-03-02
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		
[标]发明人	千葉淳		
发明人	千葉 淳		
IPC分类号	A61B1/00		
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		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/GG28 4C161/HH55 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/RR24		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2013172545 2013-08-22 JP		
其他公开文献	JP5810246B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种位置检测装置和位置检测系统，该位置检测装置和位置检测系统能够准确地检测胶囊型医疗装置的三维位置，并且能够节省整个系统的空间。位置检测装置检测胶囊型内窥镜10的位置，在胶囊型内窥镜10的内部配置有用于产生磁场的线圈。位置检测装置包括：多个感测线圈32，每个感测线圈32被配置为检测由线圈产生的磁场并输出检测信号；以及位置计算单元562b，其被配置为基于该检测信号来计算胶囊型内窥镜10的位置。各感测线圈32输出检测线圈32。感测线圈32布置在作为面板31上的封闭区域的布置区域中。布置区域包括通过在面板上投影用于检测胶囊型内窥镜10的闭合空间而形成的检测目标区域。在图31中，比检测对象区域大预定比例。

