

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4709594号
(P4709594)

(45) 発行日 平成23年6月22日(2011.6.22)

(24) 登録日 平成23年3月25日(2011.3.25)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 5/06 (2006.01) A 6 1 B 5/06
A 6 1 B 5/07 (2006.01) A 6 1 B 5/07
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 20 (全 48 頁)

| | | | |
|--------------|------------------------------|-----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2005-192628 (P2005-192628) | (73) 特許権者 | 000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 |
| (22) 出願日 | 平成17年6月30日(2005.6.30) | (74) 代理人 | 100076233 弁理士 伊藤 進 |
| (65) 公開番号 | 特開2006-68501 (P2006-68501A) | (72) 発明者 | 河野 宏尚 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 |
| (43) 公開日 | 平成18年3月16日(2006.3.16) | (72) 発明者 | 佐藤 良次 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 |
| 審査請求日 | 平成20年5月8日(2008.5.8) | 審査官 | 湯本 照基 |
| (31) 優先権主張番号 | 特願2004-227214 (P2004-227214) | | |
| (32) 優先日 | 平成16年8月3日(2004.8.3) | | |
| (33) 優先権主張国 | 日本国(JP) | | |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気誘導医療システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体の体腔内に挿入される挿入部を有する医療装置と、
 前記挿入部の位置および姿勢の少なくとも一方を検出する位置・姿勢検出部と、
 略平面上に軸対称に配置され、前記平面に略直交する方向に磁化方向を持つ、少なくとも
 も3個の電磁石を有する磁場発生部と、
 前記磁場発生部が発生する磁場を制御する磁場制御部と、
 前記位置・姿勢検出部で得られた前記挿入部の位置および姿勢情報に応じて前記磁場発
 生部と前記挿入部との相対的な位置・姿勢を変化させる位置・姿勢可変部と、
 前記挿入部に設けた磁場作用部と、
 を具備し、
 前記磁場作用部に前記磁場発生部が発生する磁場を作用させて前記医療装置を誘導し、
 前記磁場発生部は、
2個の前記電磁石からなる第1電磁石ユニットと、
1個の前記電磁石からなる第2電磁石ユニットと、
 を具備し、
前記第1電磁石ユニットを構成する前記2個の電磁石は、互いに逆方向の磁化方向を持
つように前記平面上に所定間隔で配置され、
前記第2電磁石ユニットを構成する前記1個の電磁石は、前記第1電磁石ユニットを構
成する前記2個の電磁石の略中央に配置され

前記磁場制御部は、

前記磁場発生部を前記平面内で回転させる回転機構を具備する

ことを特徴とする磁気誘導医療システム。

【請求項 2】

生体の体腔内に挿入される挿入部を有する医療装置と、

前記挿入部の位置および姿勢の少なくとも一方を検出する位置・姿勢検出部と、

略平面上に軸対称に配置され、前記平面に略直交する方向に磁化方向を持つ、少なくとも 3 個の電磁石を有する磁場発生部と、

前記磁場発生部が発生する磁場を制御する磁場制御部と、

前記位置・姿勢検出部で得られた前記挿入部の位置および姿勢情報に応じて前記磁場発生部と前記挿入部との相対的な位置・姿勢を変化させる位置・姿勢可変部と、

前記挿入部に設けた磁場作用部と、

を具備し、

前記磁場作用部に前記磁場発生部が発生する磁場を作用させて前記医療装置を誘導し、

前記位置・姿勢可変部は、

前記磁場発生部と前記生体とを前記平面内で相対的に平面移動させる平面移動機構を具備する

ことを特徴とする磁気誘導医療システム。

【請求項 3】

前記位置・姿勢可変部が、

前記位置・姿勢検出部で得られた前記挿入部の位置情報を基に、前記磁場発生部の前記対称軸上に前記挿入部がくるように前記平面移動機構を制御する平面内位置制御部を具備することを特徴とする請求項 2 に記載の磁気誘導医療システム。

【請求項 4】

前記位置・姿勢可変部が、

前記磁場発生部と前記生体とを前記平面に垂直方向に相対的に移動する垂直移動機構を具備することを特徴とする請求項 2 に記載の磁気誘導医療システム。

【請求項 5】

生体の体腔内に挿入される挿入部を有する医療装置と、

前記挿入部の位置および姿勢の少なくとも一方を検出する位置・姿勢検出部と、

略平面上に軸対称に配置され、前記平面に略直交する方向に磁化方向を持つ、少なくとも 3 個の電磁石を有する磁場発生部と、

前記磁場発生部が発生する磁場を制御する磁場制御部と、

前記位置・姿勢検出部で得られた前記挿入部の位置および姿勢情報に応じて前記磁場発生部と前記挿入部との相対的な位置・姿勢を変化させる位置・姿勢可変部と、

前記挿入部に設けた磁場作用部と、

を具備し、

前記磁場作用部に前記磁場発生部が発生する磁場を作用させて前記医療装置を誘導し、

前記位置・姿勢可変部は、

前記磁場発生部と前記生体とを前記平面に垂直方向に相対的に移動する垂直移動機構を具備する

ことを特徴とする磁気誘導医療システム。

【請求項 6】

前記位置・姿勢可変部が、

前記位置・姿勢検出部で得られた前記挿入部の位置情報を基に、前記磁場発生部と前記挿入部との前記平面に垂直方向の距離が略一定になるように前記垂直移動機構を制御する垂直位置制御部を具備することを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の磁気誘導医療システム。

【請求項 7】

前記磁場発生部が、

10

20

30

40

50

2 個の前記電磁石からなる第 1 電磁石ユニットと、
1 個の前記電磁石からなる第 2 電磁石ユニットと、
を具備し、
前記第 1 電磁石ユニットを構成する前記 2 個の電磁石が、互いに逆方向の磁化方向を持つように前記平面上に所定間隔で配置され、
前記第 2 電磁石ユニットを構成する前記 1 個の電磁石が、前記第 1 電磁石ユニットを構成する前記 2 個の電磁石の略中央に配置されていることを特徴とする請求項 2 - 6 のいずれか一項に記載の磁気誘導医療システム。

【請求項 8】

前記磁場発生部が、
2 個の前記電磁石からなる第 1 電磁石ユニットと、
2 個の前記電磁石からなる第 3 電磁石ユニットと、
を具備し、
前記第 1 電磁石ユニットを構成する前記 2 個の電磁石が、互いに逆方向の磁化方向を持つように前記平面上に所定間隔で配置され、
前記第 3 電磁石ユニットを構成する前記 2 個の電磁石が、互いに逆方向の磁化方向を持つように前記平面上に所定間隔で配置され、
前記第 1 電磁石ユニットと前記第 3 電磁石ユニットが前記平面上で互いに略直交し、それぞれの中央部分が一致するように配置されていることを特徴とする請求項 2 - 6 のいずれか一項に記載の磁気誘導医療システム。

【請求項 9】

前記磁場発生部がさらに、
2 個の前記電磁石からなる第 3 電磁石ユニットを具備し、
前記第 3 電磁石ユニットを構成する前記 2 個の電磁石が、互いに逆方向の磁化方向を持つように前記平面上に所定間隔で配置され、
前記第 3 電磁石ユニットと前記第 1 電磁石ユニットが前記平面上で互いに略直交し、前記第 3 電磁石ユニットの中央部分が前記第 2 電磁石ユニットと略一致するように配置されていることを特徴とする請求項 7 に記載の磁気誘導医療システム。

【請求項 10】

前記磁場発生部が、
少なくとも 1 個の前記電磁石と前記挿入部を挟むように対向する少なくとも 1 個の前記電磁石を具備することを特徴とする請求項 2 - 6 のいずれか一項に記載の磁気誘導医療装置。

【請求項 11】

前記磁場発生部が、
前記第 2 電磁石ユニットに対して対向する第 4 電磁石ユニットを備え、
前記第 2 電磁石ユニットと前記対向する第 4 電磁石ユニットが同方向に磁化されることを特徴とする請求項 7 または 9 に記載の磁気誘導医療システム。

【請求項 12】

前記磁場制御部が、
前記磁場発生部を前記平面内で回転させる回転機構を具備することを特徴とする請求項 7 に記載の磁気誘導医療システム。

【請求項 13】

生体の体腔内に挿入される挿入部を有する医療装置と、
前記挿入部の位置および姿勢の少なくとも一方を検出する位置・姿勢検出部と、
略平面上に軸対称に配置され、前記平面に略直交する方向に磁化方向を持つ、少なくとも 3 個の電磁石を有する磁場発生部と、
前記磁場発生部が発生する磁場を制御する磁場制御部と、
前記位置・姿勢検出部で得られた前記挿入部の位置および姿勢情報に応じて前記磁場発生部と前記挿入部との相対的な位置・姿勢を変化させる位置・姿勢可変部と、

10

20

30

40

50

前記挿入部に設けた磁場作用部と、
 を具備し、
 前記磁場作用部に前記磁場発生部が発生する磁場を作用させて前記医療装置を誘導し、
 前記磁場発生部は、
 2個の前記電磁石からなる第1電磁石ユニットと、
 1個の前記電磁石からなる第2電磁石ユニットと、
 を具備し、
 前記第1電磁石ユニットを構成する前記2個の電磁石は、互いに逆方向の磁化方向を持つように前記平面上に所定間隔で配置され、
 前記第2電磁石ユニットを構成する前記1個の電磁石は、前記第1電磁石ユニットを構成する前記2個の電磁石の略中央に配置され、
 さらに、
 患者を載置されるベッドと、
 前記ベッドを支持するベッド支持部とを備え、
 前記磁界発生部が、前記ベッド支持部に備えられ、
 前記位置・姿勢可変部が、前記ベッドを前記ベッド支持部の上で平面移動させる平面移動機構であることを特徴とする磁気誘導医療システム。

10

【請求項14】

前記磁場発生部がさらに、
 2個の前記電磁石からなる第3電磁石ユニットを具備し、
 前記第3電磁石ユニットを構成する前記2個の電磁石が、互いに逆方向の磁化方向を持つように前記平面上に所定間隔で配置され、
 前記第3電磁石ユニットと前記第1電磁石ユニットが前記平面上で互いに略直交し、前記第3電磁石ユニットの中央部分が前記第2電磁石ユニットと略一致するように配置されていることを特徴とする請求項13に記載の磁気誘導医療システム。

20

【請求項15】

前記第1,第2電磁石ユニットが、前記複数の電磁石の対称軸上の任意の位置と、前記各電磁石ユニットに流れる電流と、前記各電磁石ユニットが前記任意の位置に発生する磁場とを記憶する発生磁場記憶部を備え、
 前記磁場制御部が、前記複数の電磁石の電流を制御する電磁石電流制御部を備え、
 前記電流制御部が、前記位置・姿勢検出部で得られる前記挿入部の位置情報と、前記発生磁場記憶部に記憶された情報とを基に、前記磁界発生部を制御することを特徴とする請求項13に記載の磁気誘導医療システム。

30

【請求項16】

前記磁場発生部が、繰り返しパターンの磁界を発生することを特徴とする請求項13 - 15のいずれか一項に記載の磁気誘導医療システム。

【請求項17】

前記繰り返しパターンの磁界が、回転磁界または振動磁界であることを特徴とする請求項16に記載の磁気誘導医療システム。

【請求項18】

前記挿入部がカプセル型医療装置であり、前記磁場作用部が前記カプセル型医療装置の径方向に磁化されていることを特徴とする請求項17に記載の磁気誘導医療システム。

40

【請求項19】

前記カプセル型医療装置の外表面に、前記カプセル型医療装置の回転を推進に変換する螺旋構造を備えることを特徴とする請求項18に記載の磁気誘導医療システム。

【請求項20】

前記第1,第2,第3電磁石ユニットが、前記複数の電磁石の対称軸上の任意の位置と、前記各電磁石ユニットに流れる電流と、前記各電磁石ユニットが前記任意の位置に発生する磁場とを記憶する発生磁場記憶部とを備え、
 前記磁場制御部が、前記複数の電磁石の電流を制御する電磁石電流制御部を備え、

50

前記電流制御部が、前記位置・姿勢検出部で得られる前記挿入部の位置情報と、前記発生磁場記憶部に記憶された情報とを基に、前記磁界発生部を制御することを特徴とする請求項14に記載の磁気誘導医療システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内に挿入される医療装置を磁気誘導する磁気誘導医療システムに関する。

【背景技術】

【0002】

体腔内等を磁氣的に推進させる装置として、米国特許3358676号明細書には、平面上に9つの電磁石が配置されたもの、さらにそれを対向させたものを開示している。

また、PCT WO02/49705号明細書には、並列させた2組の電磁石を直交して積層し、1組の電磁石を囲うよう1つの電磁石を設置することで、電磁石上部に三次元磁場を発生する装置を開示している。

【特許文献1】米国特許3358676号明細書

【特許文献2】PCT WO02/49705号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

上記従来例では、平面内に電磁石を配置してその上部に3次元磁場を発生させる構成において、理想的な磁場を発生可能な空間は極一部に限られている。

そのため、磁気誘導医療システムにおいて、体内挿入部を有し、体内挿入部に永久磁石等を設けた医療装置をこの磁場発生装置で誘導する場合には、挿入部の誘導が可能な領域を十分に確保することが困難であったり、磁場を発生させたい位置での発生磁場の精度が低下するといった問題があった。

【0004】

(発明の目的)

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、体内等で挿入部の制御可能範囲を広範囲にしたり、磁場を発生させたい位置での発生磁場の精度を向上することで、広範囲で安定した制御可能範囲を維持できる磁気誘導医療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】

【0005】

本発明の第1の磁気誘導医療システムは、
生体の体腔内に挿入される挿入部を有する医療装置と、
前記挿入部の位置および姿勢の少なくとも一方を検出する位置・姿勢検出部と、
略平面上に軸対称に配置され、前記平面に略直交する方向に磁化方向を持つ、少なくとも3個の電磁石を有する磁場発生部と、

前記磁場発生部が発生する磁場を制御する磁場制御部と、

前記位置・姿勢検出部で得られた前記挿入部の位置および姿勢情報に応じて前記磁場発生部と前記挿入部との相対的な位置・姿勢を変化させる位置・姿勢可変部と、

前記挿入部に設けた磁場作用部と、

を具備し、

前記磁場作用部に前記磁場発生部が発生する磁場を作用させて前記医療装置を誘導し、
前記磁場発生部は、

2個の前記電磁石からなる第1電磁石ユニットと、

1個の前記電磁石からなる第2電磁石ユニットと、

を具備し、

前記第1電磁石ユニットを構成する前記2個の電磁石は、互いに逆方向の磁化方向を持つように前記平面上に所定間隔で配置され、

10

20

30

40

50

前記第 2 電磁石ユニットを構成する前記 1 個の電磁石は、前記第 1 電磁石ユニットを構成する前記 2 個の電磁石の略中央に配置され

前記磁場制御部は、

前記磁場発生部を前記平面内で回転させる回転機構を具備することを特徴とする。

本発明の第 2 の磁気誘導医療システムは、

生体の体腔内に挿入される挿入部を有する医療装置と、

前記挿入部の位置および姿勢の少なくとも一方を検出する位置・姿勢検出部と、

略平面上に軸対称に配置され、前記平面に略直交する方向に磁化方向を持つ、少なくとも 3 個の電磁石を有する磁場発生部と、

前記磁場発生部が発生する磁場を制御する磁場制御部と、

前記位置・姿勢検出部で得られた前記挿入部の位置および姿勢情報に応じて前記磁場発生部と前記挿入部との相対的な位置・姿勢を変化させる位置・姿勢可変部と、

前記挿入部に設けた磁場作用部と、

を具備し、

前記磁場作用部に前記磁場発生部が発生する磁場を作用させて前記医療装置を誘導し、

前記位置・姿勢可変部は、

前記磁場発生部と前記生体とを前記平面内で相対的に平面移動させる平面移動機構を具備する

ことを特徴とする。

本発明の第 3 の磁気誘導医療システムは、

生体の体腔内に挿入される挿入部を有する医療装置と、

前記挿入部の位置および姿勢の少なくとも一方を検出する位置・姿勢検出部と、

略平面上に軸対称に配置され、前記平面に略直交する方向に磁化方向を持つ、少なくとも 3 個の電磁石を有する磁場発生部と、

前記磁場発生部が発生する磁場を制御する磁場制御部と、

前記位置・姿勢検出部で得られた前記挿入部の位置および姿勢情報に応じて前記磁場発生部と前記挿入部との相対的な位置・姿勢を変化させる位置・姿勢可変部と、

前記挿入部に設けた磁場作用部と、

を具備し、

前記磁場作用部に前記磁場発生部が発生する磁場を作用させて前記医療装置を誘導し、

前記位置・姿勢可変部は、

前記磁場発生部と前記生体とを前記平面に垂直方向に相対的に移動する垂直移動機構を具備する

ことを特徴とする。

本発明の第 4 の磁気誘導医療システムは、

生体の体腔内に挿入される挿入部を有する医療装置と、

前記挿入部の位置および姿勢の少なくとも一方を検出する位置・姿勢検出部と、

略平面上に軸対称に配置され、前記平面に略直交する方向に磁化方向を持つ、少なくとも 3 個の電磁石を有する磁場発生部と、

前記磁場発生部が発生する磁場を制御する磁場制御部と、

前記位置・姿勢検出部で得られた前記挿入部の位置および姿勢情報に応じて前記磁場発生部と前記挿入部との相対的な位置・姿勢を変化させる位置・姿勢可変部と、

前記挿入部に設けた磁場作用部と、

を具備し、

前記磁場作用部に前記磁場発生部が発生する磁場を作用させて前記医療装置を誘導し、

前記磁場発生部は、

2 個の前記電磁石からなる第 1 電磁石ユニットと、

1 個の前記電磁石からなる第 2 電磁石ユニットと、

を具備し、

10

20

30

40

50

前記第 1 電磁石ユニットを構成する前記 2 個の電磁石は、互いに逆方向の磁化方向を持つように前記平面上に所定間隔で配置され、

前記第 2 電磁石ユニットを構成する前記 1 個の電磁石は、前記第 1 電磁石ユニットを構成する前記 2 個の電磁石の略中央に配置され、

さらに、

患者を載置されるベッドと、

前記ベッドを支持するベッド支持部とを備え、

前記磁界発生部が、前記ベッド支持部に備えられ、

前記位置・姿勢可変部が、前記ベッドを前記ベッド支持部の上で平面移動させる平面移動機構であることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0006】

本発明によれば、医療装置の挿入部の位置または姿勢を認識し、その位置に最適な磁場を発生できるように磁場発生部と挿入部との相対的な位置・姿勢を変化させたり、磁場発生部に流す電流を調整する等の制御を行うことにより、体内での制御可能範囲を広範囲にしたり、磁場を発生させたい位置での発生磁場の精度を向上することができる。これにより、より広範囲で安定した制御可能範囲が維持でき、制御対象となる挿入部の制御性が向上する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

20

【実施例 1】

【0008】

図 1 ないし図 2 9 は本発明の実施例 1 に係り、図 1 は本発明の実施例 1 の磁気誘導医療システムの構成を示し、図 2 は図 1 の平面移動機構部及び制御部の内部構成を示し、図 3 はカプセル型医療装置の内部構成を示し、図 4 はカプセル型医療装置から無線で送信される電波を受信する受信アンテナ部を示し、図 5 は体外の制御部内の信号処理系の構成を示す。

図 6 は受信アンテナ部の詳細な構成を示し、図 7 は変形例における受信アンテナ部の構成例を示し、図 8 は電流制御部により通電される電流が制御される磁場発生部の構成を示し、図 9 は磁場発生部の具体的な構成を平面図で示し、図 10 は磁場発生部の具体的な構成を斜視図で示す。

30

【0009】

図 11 は磁場発生部の具体的な構成を断面図で示し、図 12 は磁場発生部を構成する各軸方向発生用の電磁石ユニットによる中心軸上に発生される磁場強度を示し、図 13 は各軸の発生磁場強度の本来発生すべき磁場強度に対するずれが、実際に発生する磁場方向と本来発生すべき磁場方向とのずれ角度に及ぼす影響を示し、図 14 は磁氣的に誘導可能な範囲の概略を示し、図 15 はカプセル型医療装置に対して回転磁場を印加して推進させる様子を示す。

図 16 はカプセル型医療装置からの無線電波を受信した位置情報により、磁場発生部を移動してカプセル型医療装置を誘導可能範囲内に保つように制御する様子を示し、図 17 は磁場発生部の直上にカプセル型医療装置を保持した状態を示し、図 18 は発生磁場記憶部に記憶されている電磁石 3 ~ 5 の磁極と磁場発生部との距離に対して単位電流当たりの発生磁場の特性を示し、図 19 は第 1 変形例における平面移動機構部の構成を示し、図 20 は第 2 変形例における平面移動機構部の構成を示し、図 21 は複数の超音波プローブを用いて位置情報を算出する構成等を示す。

40

【0010】

図 22 は超音波プローブを回転させたり、アレイ状超音波プローブを用いて 3 次元位置を算出する様子を示し、図 23 はベッドの内部の磁場発生部の上に超音波プローブを取り付けて位置算出を行う構成を示し、図 24 は取り外し自在にした超音波プローブの取り付

50

け構造を示し、図 2 5 は患者の体表面を覆うように取り付けられた超音波プローブアレイにより位置算出を行う構成を示し、図 2 6 はカプセル型医療装置に超音波を反射する物質を設けた構成を示し、図 2 7 は椅子の内部に磁場発生部を設けた例を示し、図 2 8 は平面移動機構の具体例を示し、図 2 9 は中央の電磁石ユニットに流す電流値を変更した場合における中心軸 O 上の発生磁場の測定結果を示す。

図 1 に示す磁気誘導医療システム 7 1 は、ベッド 3 1 の上部に横たわる 2 点鎖線で示す患者 2 3 内を内視鏡検査するカプセル型医療装置 7 2 と、ベッド 3 1 内側の筐体内に配置された受信アンテナ部 7 3 及びカプセル型医療装置 7 2 を誘導する磁場を発生する磁場発生部 2 と、受信アンテナ部 7 3 及び磁場発生部 2 を平面内で移動する（位置・姿勢可変手段としての）平面移動機構部 7 4 と、ベッド 3 1 の外部に配置され、磁場発生部 2 の発生磁場の制御やユーザインタフェースとなる指示操作部 1 0 が設けられた制御部 7 6 とを有する。

10

【 0 0 1 1 】

図 1 に示すようにベッド 3 1 の上面内における幅方向に X 軸、長手方向に Y 軸、ベッド 3 1 の上面に垂直な上方に Z 軸を設定した 3 次元直交座標系の場合、平面移動機構部 7 4 を構成する平面移動機構 7 7 を構成する X 軸方向に移動する X 軸方向移動ステージ 7 7 A 上に受信アンテナ部 7 3 及び磁場発生部 2 が載置され、この X 軸方向移動ステージ 7 7 A は、さらに Y 軸方向に移動する Y 軸方向移動ステージ 7 7 B 上に載置されている。

そして、受信アンテナ部 7 3 及び磁場発生部 2 は、この平面移動機構 7 7 により X 軸方向及び Y 軸方向に移動自在に保持されている。なお、受信アンテナ部 7 3 及び磁場発生部 2 は、共通の筐体内に収納しても良い。

20

平面移動機構部 7 4 は、X 軸方向移動ステージ 7 7 A 及び Y 軸方向移動ステージ 7 7 B と、これらの平面内の位置制御を行う平面内位置制御部 7 8 とを備えている。

【 0 0 1 2 】

後述するように本実施例では、磁場発生部 2 単体による磁場で制御可能な磁場発生範囲は、極一部に限られているが、磁場発生部 2 を平面移動機構 7 7 で移動することで、より広い誘導可能範囲を実現できるようにしている。

また、磁場発生部 2 を構成する各電磁石ユニット 3、4、5 に流す電流を制御することで、患者 2 3 内に挿入される誘導制御対象となるカプセル型医療装置 7 2 近辺で最適な磁場を発生させることができると共に、より広い誘導可能範囲を実現できる。

30

上記平面内位置制御部 7 8 は、信号ケーブル 7 9 を介して外部の制御部 7 6 と接続されている。

図 2 は、平面移動機構部 7 4 及びこの制御部 7 6 の内部構成を示す。

図 2 に示すようにカプセル型医療装置 7 2 は、体腔内を撮像した画像情報を変調して、無線で体外に送信する。

【 0 0 1 3 】

なお、カプセル型医療装置 7 2 は、図 3 に示すように、体腔内に挿入される挿入部となるカプセル形状の収納容器 8 1 における一方の端部側は透明部材で半球形状に形成され、その内側の中央付近に配置した対物レンズ 8 2 の結像位置には、CCD などの撮像素子 8 4 が配置されている。また、この対物レンズ 8 2 の周囲には、照明手段となる発光素子（LED と略記）8 3 が複数、配置されている。

40

LED 8 3 及び撮像素子 8 4 は、制御部 8 5 によりその駆動が制御される。また、この制御部 8 5 は、撮像素子 8 4 により撮像された信号に対する信号処理を行い、例えば圧縮処理した後、さらに変調してアンテナ 8 6 を介して無線で送信する。また、この収納容器 8 1 内には、制御部 8 5 等に電源を供給する電池 8 7 と、例えば収納容器 8 1 における長手方向の中央位置付近には、上記磁場発生部 2 により発生される磁場に作用する磁場作用手段（磁場作用部）となるマグネット 8 8 が配置されている。

【 0 0 1 4 】

また、収納容器 8 1 の外部には、円柱状外表面から螺旋状に突出する螺旋状構造体 8 9 が設けてあり、螺旋状構造体 8 9 部分を体腔内壁に接触させた状態で回転させることによ

50

ってカプセル型医療装置72を効率良く推進させることができるようにしている。

このカプセル型医療装置72のアンテナ86から送信される無線の信号、つまり電波は図2に示す受信アンテナ部73により受信される。この受信アンテナ部73は、図4に示すように複数のアンテナ73a、73b、...、73nにより構成されている。

複数のアンテナ73a、73b、...、73nにより受信された信号は、図2に示すように信号処理部91に入力され、図2或いは図5に示すように復調されて画像表示部92で、送信された画像が表示されると共に、画像記録部93で画像が記録される。

【0015】

また、信号処理部91は、受信アンテナ部73で受信した受信信号、或いはアンテナ部73で受信した信号強度であるアンテナ強度信号を位置検出部(位置・姿勢検出部)94に送る。

10

位置検出部94では、アンテナ強度信号からカプセル型医療装置72の3次元位置及びその姿勢の検出を行う。この場合、図4に示した受信アンテナ部73を、より具体的に示すと、(図1に示すように磁場発生部2の上部に設けられ、)図6に示すように例えば2次元的に配置された複数のアンテナ73a、73b、...、73nにより構成されている。

この場合、磁場発生部2の中心軸O上に、1つの基準となるアンテナ73eを配置し、その周囲に複数のアンテナ73a~7d、73f~73iを配置している。

これら複数のアンテナ73a~73iにより、カプセル型医療装置72のアンテナ86から送信される信号を受信してその電界強度(アンテナ強度信号)からカプセル型医療装置72の位置検出を行う。

20

【0016】

つまり、各アンテナ73j(j=a~i)の位置を基準として受信信号の電界強度が距離の2乗に比例するとすると、カプセル型医療装置72の3次元位置を三角法を応用して算出することができる。また、カプセル型医療装置72の方向、例えばマグネット88の方向の検出も行う。なお、カプセル型医療装置72からの画像信号検出用のアンテナと位置(及び姿勢)検出用のアンテナを別体のアンテナにより構成しても良い。

本実施例では、電磁場を利用してカプセル型医療装置72の位置を検出する構成とすることにより、誘導用の磁場と干渉することなく、精度の高い位置算出を行えるようにしている。また、画像データを送信するために電磁場を利用しているため、両方の機能を兼用でき、効率的な利用ができる。

30

【0017】

上記位置検出部94により検出されたカプセル型医療装置72の位置情報及び姿勢情報(方向情報)は、図2に示すように平面移動機構部74と磁場制御部95とに送られる。

平面移動機構部74の平面内位置制御部78は、位置情報により平面移動機構77の2次元位置を制御する。つまり、位置検出部94により検出された位置情報におけるX座標とY座標の位置に磁場発生部2の中心位置が一致するように制御する。また、カプセル型医療装置72の姿勢情報により、回転磁場を印加する場合の回転磁場の発生方向を制御する。このように、位置検出部94と平面位置制御部78により、カプセル型医療装置72と磁場発生部2の位置関係(相対位置)を求めることができる相対位置検出機構が構成されている。この相対位置検出機構で求められた相対位置を基に平面内位置制御部78が磁場発生部2の位置を制御している。

40

また、磁場制御部95は、磁場発生部2が任意方向の磁場を発生できるように、磁場発生部2、電磁石4a、4bからなる第1電磁石ユニットと、電磁石3a、3bからなる第2電磁石ユニットと、電磁石5からなる第3電磁石ユニット5とからなり、各電磁石に流す電流値(磁場の大きさ)を制御する電磁石電流制御部(電流制御部と略記)96と、発生磁場の方向及び大きさを記憶する発生磁場記憶部97とを有する。

【0018】

なお、受信アンテナ部73は、磁場発生部2と共に、2次元的に移動される。つまり、通常は、基準となるアンテナ73eの位置で、最も受信強度が大きくなるように平面移動機構77により移動設定される。

50

そして、最も受信強度が大きいアンテナ 73 e の真上にカプセル型医療装置 72 が存在すると近似できるようになる。これにより、常にアンテナ 73 e の上部にカプセル型医療装置 72 が存在するため、画像伝送の効率、安定性が良く、位置検出の精度が向上する他、アンテナの数を減らしたり、磁場発生部の位置制御のアルゴリズムが容易になるといった効果がある。

なお、図 1 等においては、磁場発生部 2 の上部に受信アンテナ部 73 を配置して、磁場発生部 2 と共に移動させる構成にしているが、変形例として、図 7 に示すようにベッド 31 の上面内側などに受信アンテナ部 73 を取り付けても良い。

また、図 2 に示すように磁場制御部 95 は、指示操作部 10 と接続されている。

図 1 及びその拡大図に示すように、指示操作部 10 は、方向制御用ジョイスティック 98 と、前進・後退用ジョイスティック 99 とを具備する。

【0019】

また、指示操作部 10 には磁場設定用のキーボード 100 が設けてあり、磁場制御部 95 を介しては指示操作に応じた発生磁場の方向及び大きさ等を設定できるようにしている。

図 8 は、磁場発生部 2 と共に、この磁場発生部 2 に磁場発生用電流を供給する電流制御部 96 の構成を示す。

図 8 に示すように電流制御部 96 は、電源装置 6, 7, 8 と接続され、これら電源装置 6, 7, 8 から電流が供給される磁場発生部 2 を構成する上下方向磁場発生用電磁石 3 a、3 b、水平方向磁場発生用電磁石 4 a、4 b、垂直方向磁場発生用電磁石 5 による発生磁場を制御する。なお、電流制御部 96 が、電源装置 6, 7, 8 を内蔵した構成にしても良い。

【0020】

また、ユーザは、電流制御部 96 に接続された指示操作部 10 を操作して発生磁場を制御することができる。

本実施例における磁場発生部 2 は、図 9 及び図 10 に示すように Y 方向（上下方向）磁場発生用電磁石 3 a、3 b、X 方向（水平方向）磁場発生用電磁石 4 a、4 b、Z 方向（垂直方向）磁場発生用電磁石 5 が同一平面上に対称的に配置された構成になっている。

また、対となる電磁石 3 a と 3 b とは、特性の揃ったものが用いられ、対となる電磁石 4 a と 4 b も、特性が揃ったものが望ましい。また、電磁石 3 a（3 b）と 4 a（4 b）も、特性が揃ったものが望ましい。

換言すると、本実施例の磁場発生部 2 を製造する場合、対の電磁石 3 a、3 b、4 a、4 b としては、同じ電磁石を対称的に配置すれば良く、低コストで実現できる効果を有することになる。

【0021】

例えば図 10 に示すように X, Y, Z の直交座標系を設定したとして説明すると、平板状のベース 11 における中央位置に Z 方向（垂直方向）磁場発生用電磁石 5 を配置し、この Z 方向磁場発生用電磁石 5 を Z 軸と垂直な方向から挟むようにして例えば X 方向（上下方向）に X 方向磁場発生用電磁石 3 a、3 b が対称に配置され、また、X 方向磁場発生用電磁石 3 a、3 b に垂直な方向、つまり Y 方向（水平方向）に Y 方向磁場発生用電磁石 4 a、4 b が対称に配置されている。また、本実施例では、3 組の電磁石 3 a、3 b、4 a、4 b、5 は、同じ高さとなるように設置している。

図 11 は、例えば Y 方向磁場発生用電磁石 4 a、4 b の断面構造を示し、かつその磁場発生原理図を示す。

図 11 のように、同一特性の電磁石 4 a、4 b は中心線 O の両側に線対称に配置されている。この場合、強磁性体で形成された四角柱状の鉄心部 12 に巻かれたコイル 13 は、電磁石 4 a、4 b で互いに逆巻に同じ巻数で形成され、直列接続されている。これにより、電源装置 6 から両コイル 13 に直流が供給されると、電磁石 4 a と 4 b は、逆方向に磁化され、かつその磁場強度は等しくなる。

【0022】

10

20

30

40

50

図 1 1 では、例えば電磁石 4 a は中心線 O と平行な Z 方向に N, S と磁化され、他方の電磁石 4 b は、S, N と磁化される。従って、中心線 O 上における電磁石 4 a、4 b の両磁極の一方の高さ位置より上側の位置では、中心軸 O に対して垂直で、かつ両電磁石 4 a、4 b を配置した方向、つまり、水平方向 (X 方向) に磁場 H_x が発生する。

中心軸 O 上におけるこの磁場 H_x の大きさは、図 1 1 の矢印の長さで示すように、上端の両磁極に対する距離 (高さ) が大きくなると小さくなる傾向を示します。しかし、両電磁石 4 a、4 b は同じ特性のものを、中心軸 O に対して線対称的に配置してあるので、中心軸 O 上における磁場 H_x の大きさは、距離の増大に応じて小さくなるように変化しますが、その方向は変化しない。

従って、図 1 0 に示すように電磁石 3 a、3 b、4 a、4 b、5 を配置した場合には、この図 1 0 に示すように、中心軸 O となる Z 軸上には、電磁石 3 a、3 b により Y 方向の磁場 H_y が発生し、電磁石 4 a、4 b により X 方向の磁場 H_x が発生し、電磁石 5 により Z 方向の磁場 H_z が発生することになる。

【 0 0 2 3 】

また、図 8 に示す指示操作部 1 0 (のキーボード 1 0 0) を操作して、電源装置 6、7、8 により電磁石 3 a、3 b、4 a、4 b、5 に供給する直流の電流値及びその極性を可変することにより、Z 軸上における電磁石 3 a、3 b、4 a、4 b、5 (これらの高さが等しいとすると電磁石 5) より上の位置に発生する磁場の向き及び大きさを任意に設定することができる。つまり、電磁石 5 の上部の位置に任意の方向、任意の大きさの 3 次元磁場を発生させることができる。

このように本実施例においては、3 組の電磁石 3 a、3 b、4 a、4 b、5 を平面内に設置することで、これらの電磁石 3 a、3 b、4 a、4 b、5 における中心軸上でこれらの上部側の空間に 3 次元磁場を発生させることができる。

つまり、3 次元磁場を印加しようとする場所或いは空間に対して、この磁場発生部 2 を、平面移動機構部 7 4 を制御してその空間の任意の方向からアプローチしてその近傍に配置することにより、その空間に 3 次元磁場を発生させることができる。

【 0 0 2 4 】

なお、電流制御部 9 6 は、中心軸 O 上の各位置 (高さ) で例えば 1 A 当たりの各方向 (X, Y, Z 方向) に発生する磁場強度をキャリブレーションデータとして保有している。

また、ユーザは、指示操作部 1 0 を操作することにより、制御装置 9 を介して電源装置 6、7、8 から電磁石 3 a、3 b、4 a、4 b 及び 5 に流す電流を直流電流、振動電流、(位相差を持たせた振動電流による) 回転電流等と制御することにより、静磁場、振動磁場、回転磁場等を発生させることができるようにしている。

このように本実施例によれば、磁場を印加しようとする場所、空間に容易にアプローチして、高精度に任意の 3 次元磁場を印加 (発生) することができる効果を有する。特に、一般に位置の移動速度が小さい医療装置に対して、回転磁場、振動磁場といった各軸方向の磁場の変化量が大きな磁場を発生させる場合においても、発生する磁場の向きによって磁場発生部の位置・姿勢を全く変える必要がなく、医療装置そのものの移動も小さいために、位置・姿勢可変部の駆動速度を小さくすることができる。そのため、医療装置の制御が安定すると共に、位置・姿勢可変部の小型化、省エネルギー化、構造の単純化が可能となり、非常に効率的な磁気誘導医療システムを構築できる効果がある。

【 0 0 2 5 】

さらに、電磁石が辺面的に配置され、磁場発生部が電磁石が配置された平面内でのみ移動するため、磁場が発生する空間に生体が近付いた場合にも磁場発生部や移動機構と生体とが干渉する心配がない。そのため、移動機構の制御が容易となり、制御性、安定性が向上する効果がある。また、重量の重い磁場発生部をベッドの下に設置することもでき、装置全体の重心を下げることもできるため、機構的な安定性も向上する。

また、電磁石 3 a、3 b、4 a、4 b、5 を一方向に集めることで、中心軸 O の近辺においてそれらの各磁極面から離れるにつれ、各方向の発生磁場成分 (H_x , H_y , H_z) が全て減少する傾向にある。そのため、発生した磁場方向が、電磁石 5 の中心軸 O 近辺に

10

20

30

40

50

おいては、大きく変化しない（強度の変化はあっても、方向が変化しない磁場の生成が可能となる）。

図 9 及び図 10 に示した電磁石 3 a、3 b、4 a、4 b、5 による磁場発生部 2 により発生した磁場を測定した。図 12 及び図 13 はその測定結果を示す。

図 12 は中心軸 O 上における電磁石 3 a、3 b、4 a、4 b 及び 5 のよる発生磁場を磁極面（より具体的には電磁石 5 の上部側磁極面）からの距離に対して測定した結果を示している。なお、図中においては電磁石 3 a、3 b を電磁石 3 と、電磁石 4 a、4 b を電磁石 4 と略記している。なお、電磁石 3 a、3 b と、電磁石 4 a、4 b とは同じ特性のものであり、配置方向が異なるのみであるので、同じグラフとなる。

【 0 0 2 6 】

この特性から磁極面に近い距離付近では電磁石 3 a、3 b 及び 4 a、4 b と、電磁石 5 とでは磁場強度の大きさは異なるが、距離がある程度大きくなると、ほぼ同じ強度の特性となる。

また、図 13 は、図 12 の特性を示すもの（同じ特性となる 2 組の電磁石 3 a、3 b 及び 4 a、4 b と電磁石 5）において、一方の磁場強度が、指示された指示値からずれた場合、そのずれが本来の磁場の方向からのずれに及ぼす影響を示すものである。つまり、発生磁場の強度のずれが、磁場の方向のずれとしてどの程度影響するかを角度（角度差）で示すものである。

図 13 に示す結果から、指示された磁場強度とはかなり異なる大きさでも、発生すべき磁場方向からのずれの角度は比較的小さく保つことができることがわかる。

【 0 0 2 7 】

例えば、指示された発生すべき目標磁場からの角度のずれを 10 [d e g .] まで許容されるとする場合には、各方向に発生する磁場強度の差が 40 % 程度までは許容されることになる。よってこの磁場発生部 2 を用いて、簡単な電流制御により発生磁場を大まかに制御する状態で使用しても、広範囲で許容される条件下の 3 次元磁場を発生することができる。

本実施例では、上述のように位置検出部 9 4 が検出した位置情報により、磁場発生部 2 の位置を移動し、患者 2 3 の体腔内のカプセル型医療装置 7 2 の略直下の位置に磁場発生部 2 が常時存在するように制御する。換言すると、図 1 4 に示すように、磁場発生部 2 の直上の位置付近の誘導可能範囲 R 内にカプセル型医療装置 7 2 が位置するように制御する。

【 0 0 2 8 】

このように、体腔内に挿入される挿入部を備えたカプセル型医療装置 7 2 をそのカプセル型医療装置 7 2 に近い位置近辺で最適な磁場を発生させることができるようにしている。

またこの状態において、磁場発生部 2 によりカプセル型医療装置 7 2 に対して回転磁場を印加することにより、カプセル型医療装置 7 2 を効率良く体腔内を前方側に推進させたり、必要に応じて後退させたりすることができるようにしている。

図 1 4 は、磁場発生部 2 による磁場により、磁氣的に誘導可能となる誘導可能範囲 R の概略を示す。磁場発生部 2 における第 3 電磁石ユニット 5 による発生磁場の方向 O に沿った略円柱形状或いは楕円球形状の部分が誘導可能範囲 R となる。

【 0 0 2 9 】

このように、この誘導可能範囲 R は、磁場発生部 2 の上方側の領域における一部の領域範囲に限定されるため、この誘導可能範囲 R 内にカプセル型医療装置 7 2 が位置するように、位置検出部 9 4 の位置情報で磁場発生部 2 の位置を制御するようにしている。

本実施例では、磁場発生部 2 における第 3 電磁石ユニット 5 の直上付近の誘導可能範囲 R 内にカプセル型医療装置 7 2 が位置するように制御し、この状態において、磁場発生部 2 により、カプセル型医療装置 7 2 に対して回転磁場を印加する。

図 1 5 に示すようにカプセル型医療装置 7 2 に対して回転磁場を印加することにより、螺旋状構造体 8 9 によって回転運動を推進力に変換する。そして、回転磁場の発生面の向

10

20

30

40

50

きにより、カプセル型医療装置 7 2 の推進する方向、つまり前方側或いは後方側への推進を制御する。

【 0 0 3 0 】

また、より高精度に発生する磁場の方向、大きさを制御する必要がある場合の一例として次の様な制御が考えられる。

前述したように目的の磁場の方向に対して実際に発生している磁場の方向の差（磁場方向のずれ）はわずかであるが、回転磁場を発生させた場合にはカプセル型医療装置 7 2 の回転運動の回転むらとして前述の磁場方向のずれが観測できることが考えられる。

回転磁場を印加してカプセル型医療装置 7 2 を回転させながら移動させた場合には、体外の信号処理部 9 1 では、連続して取得される画像から、カプセル型医療装置 7 2 の回転角速度を画像のパターンマッチングなどにより算出する。ここで、発生しようとしていた回転磁場の回転角速度と画像の回転角速度を比較し、発生しようとしていた磁場の方向と実際に発生した磁場の方向のずれを算出する。

【 0 0 3 1 】

得られたずれ量をフィードバックして磁場発生部 2 の電磁石 3 , 4 , 5 に流す電流を制御する。このように取得される画像からカプセル型医療装置 7 2 の回転角速度を算出することにより、カプセル型医療装置 7 2 に発生磁場を検出する磁気センサを設けることを不要にしている。そして、より高精度に磁場を発生させることができ、なめらかにカプセル型医療装置 7 2 を制御することができる。

図 1 6 は、図 1 4 に示したように、カプセル型医療装置 7 2 が誘導可能範囲 R 内となるように、平面移動機構 7 7 により磁場発生部 2 を 2 次元平面内で移動する様子を示す。

つまり、カプセル型医療装置 7 2 から無線で送信される信号を受信アンテナ部 7 3 のアンテナ 7 3 j (j = a ~ i) で受信し、各アンテナ 7 3 j で受信した電界強度（アンテナ強度と略記）により、カプセル型医療装置 7 2 の位置検出を行い、その位置情報により、カプセル型医療装置 7 2 が誘導可能範囲 R 内に入るように平面移動機構 7 7 により、磁場発生部 2 を移動する。

【 0 0 3 2 】

図 1 6 の場合には、カプセル型医療装置 7 2 が誘導可能範囲 R から右側に少しずれた位置であると検出されるため、その位置情報により、磁場発生部 2 は右側に移動するように制御される。

そして、例えば図 1 7 に示すように第 3 の電磁石 5 の直上となる位置にカプセル型医療装置 7 2 が保たれるようになる。

なお、平面移動機構 7 7 の上部に磁場発生部 2 を取り付けて、この平面移動機構 7 7 により平面内で並進移動する並進機構 1 5 の構造を図 2 8 に示す。

図 2 8 に示すようにこの並進機構 1 5 は、ベース 1 1 を 2 次元的に任意の位置に移動設定できるようにしており、図 2 8 の例ではモータ 1 6 を回転駆動することにより、ボールネジ 1 7 等を回転してベース 1 1 を X 方向に移動でき、モータ 1 8 を回転駆動することにより、ボールネジ 1 9 等を回転してベース 1 1 を Y 方向に移動できる。つまり、モータ 1 6、1 8 を回転駆動することによりベース 1 1 に取り付けた磁場発生部 2 を 2 次元的に任意の位置に設定できるようにしている。

【 0 0 3 3 】

なお、高さ方向の移動手段を併設することにより、磁場発生部 2 を 3 次元的に任意の位置に設定できることになる。

図 1 7 に示すような状態において、磁場発生部 2 或いは受信アンテナ部 7 3 の上面からカプセル型医療装置 7 2 までの距離 D の情報と、図 2 に示した発生磁場記憶部 9 7 のメモリ部に記憶されている図 1 8 に示す各電磁石の単位電流当たりの発生磁場のデータとからカプセル型医療装置 7 2 の現在の位置において、カプセル型医療装置 7 2 を任意の方向に移動させようとした場合に最適な磁場の大きさ及び方向を発生させるに必要な情報が得られる。

つまり、現在のカプセル型医療装置 7 2 の位置からカプセル型医療装置 7 2 と電磁石 3

～ 5 の磁極との距離を求めることができ、その距離での単位電流当たりの発生磁場のデータ（図 18）より、任意方向の磁場を発生させる時の電磁石 3～5 に流す電流値が算出できる。

【 0 0 3 4 】

発生させる磁場の向き及び大きさから Z 方向の磁場成分を計算し、単位電流当たりの発生磁場データを参照して電磁石 5 に流す電流を決定する。同様に、X 方向、Y 方向についても電磁石 3, 4 に流す電流を決定する。

図 29 は、中央の電磁石 5 に流す電流値を変更した場合における中心軸 O 上の発生磁場の測定結果を示す。

この図 29 から分かるように、距離 D の値が大きい時、中央の電磁石 5 に流す電流値を、垂直方向の磁場成分と水平方向の磁場成分との比率に対して増やすことで、磁極面から遠い距離で発生磁場の向きのずれが減少する。逆に距離 D の値が小さい時、中央の電磁石 5 に流す電流値を、垂直方向の磁場成分と水平方向の磁場成分との比率に対して減らすことで、より近い距離側において発生磁場の向きのずれが減少する。

【 0 0 3 5 】

また、周辺の電磁石 3 a、3 b 及び 4 a、4 b 側に流す電流値を変更して、発生磁場を制御するようにしても良い。

このように、距離 D（Z 座標値）のみによって各電磁石の電流を決定することができると共に、中心軸 O 上の磁場データのみを記憶すれば良いので、メモリ部に記憶されるデータ量が少なくなる。よって、システム、制御アルゴリズムが単純化でき、構築が容易になると共に、制御性が安定する効果がある。

さらに、回転磁場、振動磁場等の繰り返しパターンの磁場を発生させる場合には、距離 D に応じて各電磁石の電流パターンの最大値（振幅）のみを変更すれば良いので、システム、制御アルゴリズムがさらに単純化できる効果がある。

また、この場合、上述したように第 3 電磁石ユニット 5 の直上となる位置にカプセル型医療装置 7 2 が保持され、この場合における磁場発生部 2 とカプセル型医療装置 7 2 との距離 D は、略最小に近い距離となる。従って、磁場発生部 2 により発生される磁場における近距離側の磁場を有効に使用でき、また磁場が整った領域内でカプセル型医療装置 7 2 を誘導することができるようになる。

【 0 0 3 6 】

さらに、磁場発生部 2 近傍にカプセル型医療装置 7 2 が存在し、十分な磁場強度が確保できる場合は、発生磁場強度の上限を設けても良い。これにより、必要以上の電流を電磁石に流す必要がないため省エネルギー化ができる。

このように本実施例では、カプセル型医療装置 7 2 からの無線による信号を複数のアンテナを備えた受信アンテナ部 7 3 により受信して、その際のアンテナ強度信号により、カプセル型医療装置 7 2 の位置を算出するようにしている。

そして、その位置の情報を利用して、磁場発生部 2 の各電磁石に流す電流を制御することで誘導可能範囲 R を確保すると共に、磁場発生部 2 を移動して、磁場発生部 2 による磁場によりカプセル型医療装置 7 2 を磁氣的に誘導可能な誘導可能範囲 R 内に設定するように制御する。その状態でカプセル型医療装置 7 2 に対して回転磁場を印加することにより、カプセル型医療装置 7 2 が体腔内における広範囲の位置を移動する場合においても、カプセル型医療装置 7 2 と磁場発生部 2 との相対位置を制御して、常時誘導し易い位置にカプセル型医療装置 7 2 を保つ。これによりカプセル型医療装置 7 2 を円滑に磁氣的に推進させることができる。

【 0 0 3 7 】

なお、図 1 に示した方向制御用ジョイスティック 9 8 と、前進・後退用ジョイスティック 9 9 によりカプセル型医療装置 7 2 に回転磁場を印加する場合、カプセル型医療装置 7 2 は回転するため、位置検出部 9 4 は位置情報を検出すると共に、カプセル型医療装置 7 2 の姿勢を検出して、その検出信号により信号処理部 9 1 は、カプセル型医療装置 7 2 から受け取った画像をその回転と逆方向に回転する処理を行って静止画にする。

10

20

30

40

50

そして、この静止画を画像表示部 9 2 で表示する。

このように画像表示部 9 2 では、カプセル型医療装置 7 2 が回転した場合においても、回転を停止させて表示する。そして、ユーザは、画像表示部 9 2 に表示されるカプセル型医療装置 7 2 の回転による画像回転を感じさせない画像を見て、上下、左右の任意方向に方向転換の指示を、方向制御用ジョイスティック 9 8 の操作により行うことができる。

【 0 0 3 8 】

また、画像上の前方又は後方への推進指示は、前進・後退用ジョイスティック 9 9 の操作により行うことができる。

なお、前進・後退用ジョイスティック 9 9 により推進指示を行う場合、例えばカプセル型医療装置 7 2 の外周面に設けられた螺旋状構造体 8 9 が右ネジ状に設けてある場合、上方向に前進・後退用ジョイスティック 9 9 を傾けると、画面前方に対して右回転方向の回転磁場が発生するようになり、カプセル型医療装置 7 2 が画面前方に移動する。

また、下方向に前進・後退用ジョイスティック 9 9 を傾けると、画面前方に対して左回転方向の回転磁場が発生し、カプセル型医療装置 7 2 が画面後方に移動する。

このように本実施例によれば、カプセル型医療装置 7 2 が体腔内における広範囲の位置を移動する場合においても、カプセル型医療装置 7 2 と磁場発生部 2 との相対位置を制御して、常時磁気誘導し易い位置に保持してカプセル型医療装置 7 2 を円滑に磁氣的に推進させることができる。

【 0 0 3 9 】

なお、本実施例では、平面移動機構部 7 4 が、図 1 に示すように磁場発生部 2 を X 方向及び Y 方向に移動させる平面移動機構 7 7 を有する構成としたが、これに代えて、平面移動機構部 7 4 が、図 1 9 (A)、図 1 9 (B) に示す第 1 変形例に示すように X 方向にベッド 3 1 を移動させるベッド水平移動機構 1 7 4 と、磁場発生部 2 を Y 方向にのみ移動させる Y 方向移動機構 1 7 5 としても良い。

図 1 9 (B) に示すように、ベッド 3 1 は、ベッド支持台 1 0 4 の上面に配置されたベッド水平移動機構 1 7 4 により、X 方向に移動される。

また、図 1 9 (A) に示すように、ベッド支持台 1 0 4 の内部に Y 方向移動機構 1 7 5 が配置され、この Y 方向移動機構 1 7 5 の上面に配置された磁場発生部 2 は、この Y 方向移動機構 1 7 5 より Y 方向にのみ移動される。

このような構成にした場合には、以下の効果を有する。

【 0 0 4 0 】

ベッド 3 1 の幅に対して磁場発生部 2 の幅が大きくなる場合は、縦長のベッド 3 1 に対して、磁場発生部 2 が縦方向にしか動かないため、装置の横幅を小さくできる。また、重量が重く、配線が多い磁場発生部 2 の駆動軸の数が減るため、駆動部分がシンプルになり、装置全体を小型化、軽量化、及び効率化が可能となる。

図 2 0 は第 2 変形例における平面移動機構部 7 4 B の構成を示す。上述したように図 1 及び図 2 等に示した平面移動機構部 7 4 では、カプセル型医療装置 7 2 の位置情報により、磁場発生部 2 を移動する構成にしていたが、本第 2 変形例では、位置情報によりベッド 3 1 側を移動する構成にしている。

つまり、ベッド支持台 1 0 4 の上面に配置された平面移動機構 7 7 により、患者 2 3 が載置されるベッド 3 1 の本体部分を支持する構成にしている。この場合、磁場発生部 2 はベッド 3 1 の底面下側に配置されている。この場合、重量が重く、配線などが多い磁場発生部を固定できるため、駆動部分の構造がシンプルとなり、装置全体の小型化、軽量化、効率化が可能になる。特に、ベッドの幅に対して磁場発生部の幅と移動範囲の和が大きくなる場合は、装置の横幅を小さくできる。

【 0 0 4 1 】

上述の実施例等では、位置検出手段として、カプセル型医療装置 7 2 から無線で送信される信号を利用して位置検出を行っていたが、以下に説明するように超音波を利用して位置情報を得るようにしても良い。

図 2 1 (A) 及び図 2 1 (B) に示すようにベッド 3 1 上の患者 2 3 における例えばそ

10

20

30

40

50

の体表面の側部付近には、複数の超音波プローブ101a、101b、...が配置され、複数の超音波プローブ101a、101b、...の超音波を送受信する先端面は、患者23の側部体表面に接触する。

複数の超音波プローブ101a、101b、...は、調整装置102により患者23の体表面に接触する位置及び角度を調整できるようにしている。また、この調整装置102には、センサ103が設けてあり、複数の超音波プローブ101a、101b、...の患者23への接触する位置及び角度の情報を検知する。センサ103は、プローブ101a、101bの患者23への接触する位置及び角度を検出するためにエンコーダ、リニアエンコーダなどで構成されている。

【0042】

そして、センサ103は、その検知した情報を図2の平面移動機構部74と磁場制御部95に出力すると共に、調整装置102により複数の超音波プローブ101a、101b、...により患者23の接触する位置及び角度をフィードバック制御する。

また、複数の超音波プローブ101a、101b、...により得られた超音波画像は、図21(C)に示すようになるが、超音波画像より、カプセル型医療装置72の抽出を行い、複数の超音波画像よりベッド31の座標系におけるカプセル型医療装置72の位置を算出する。

複数の超音波画像から得られたカプセル型医療装置72の位置の算出情報も図2の平面移動機構部74と磁場制御部95に出力され、磁場発生部2の位置制御と発生磁場の制御に利用される。

なお、複数の超音波プローブ101a、101b、...を採用する代わりに、図22のような超音波プローブ105、106を採用しても良い。

【0043】

図22(A)は超音波プローブ105を回転させ、3次元超音波情報を取得できるようにしている。そして、この超音波プローブ105により得られる3次元超音波情報からカプセル型医療装置72の位置を算出する。そして、その位置の算出情報を利用するようにしても良い。

図22(B)ではアレイ状の超音波プローブ106を使用し、3次元超音波情報を取得するようにしている。そして、3次元超音波情報からカプセル型医療装置72の位置を算出し、その位置の算出情報を利用する。

また、図23に示すような構成にしても良い。図23に示す平面移動機構部74Cは、図21(B)において、超音波プローブ107を磁場発生部2の上部に設けた受信アンテナ部73の上面に取り付けている。そして、平面移動機構77により、移動自在にしている。

【0044】

この場合、ベッド31の底面における超音波プローブ107が移動される移動範囲は切り欠かれて、超音波プローブ107の上部が患者23の背面に接触する状態を維持できるようにしている。

そして、この超音波プローブ107により得られる超音波画像からカプセル型医療装置72の位置を算出し、その位置の算出情報を利用する。

図24は、図21(B)に示した患者23の側面よりやや背面寄りの位置に接触する超音波プローブ101a、101b、...の他に、さらに患者23の上部側に立設された取り付け台109の上端の回動部材110に超音波プローブ111a、111bを回転自在に設け、超音波プローブ111a、111bを患者23の側面よりやや上面(前面)寄りの位置に接触して固定できるようにしている。

【0045】

また、回動部材110を回動することにより、超音波プローブ111a、111bが患者23に接触する状態と離脱した状態に開閉自在にしている。

なお、超音波各プローブ101a等の超音波周波数を異なった周波数に設定しても良い
なお、複数の各超音波プローブ101a等を順に駆動し、超音波画像情報の取得を行う

10

20

30

40

50

構成にしても良い。

この他に図 2 5 に示すように、例えば円筒面に沿って配置した超音波プローブアレイ 1 1 3 を患者 2 3 の腹部を覆うようにして設置する。

そして、この超音波プローブアレイ 1 1 3 に対する信号処理する超音波観測装置 1 1 4 を介して超音波画像表示装置 1 1 5 に、超音波プローブアレイ 1 1 3 により得られる超音波画像を順次出力する。そして、超音波画像から、カプセル型医療装置 7 2 の位置を算出し、その位置の算出情報を利用するようにしても良い。

【 0 0 4 6 】

なお、超音波プローブ 1 0 1 a 等を用いて超音波画像から位置情報を検出する場合には、図 2 6 に示すようにカプセル型医療装置 7 2 の例えば収納容器 8 1 に超音波を反射する物質 1 1 7 を設けるようにしても良い。

このようにすると、超音波画像からカプセル型医療装置 7 2 の位置を算出し易くできる。

なお、ベッド 3 1 内に磁場発生部 2 を配置した構成を説明したが、図 2 7 に示すように椅子 3 6 内に磁場発生部 2 を配置しても良い。

【実施例 2】

【 0 0 4 7 】

次に図 3 0 を参照して、本発明の実施例 2 を説明する。図 3 0 は本発明の実施例 2 の磁気誘導医療システム 1 2 1 を示す。

本実施例では、患者 2 3 の体外の誘導用の磁場発生部 5 1 は、患者 2 3 内に挿入される内視鏡 1 2 3 に設けたマグネット 1 3 7 に静磁場を印加し、内視鏡 1 2 3 内のマグネット 1 3 7 の向きを変化させる。従って、術者等のユーザは、磁場発生部 5 1 により発生する静磁場を制御し、所望の方向にマグネット 1 3 7 の向きを変えることにより、内視鏡 1 2 3 の方向制御を行うことができるようにするものである。

この磁気誘導医療システム 1 2 1 は、ベッド 1 2 2 に載置される患者 2 3 の体内に挿入される内視鏡 1 2 3 と、ベッド 1 2 2 の一方の側面側に配置されたロボットアーム 1 2 4 と、このロボットアーム 1 2 4 に取り付けられた磁場発生部 5 1 と、ベッド 1 2 2 の他方の側面側に配置されたセンサ保持台 1 2 5 に設けられた磁気センサ 1 2 6 とを有する。

【 0 0 4 8 】

また磁気誘導医療システム 1 2 1 は、内視鏡 1 2 3 のユニバーサルケーブル 1 2 7 が接続されると共に、ロボットアーム 1 2 4 及びセンサ保持台 1 2 5 とそれぞれケーブルにより接続された制御部 1 2 8 とを有する。

【 0 0 4 9 】

実施例 1 では、3 組の電磁石を用いて磁場発生部 2 を構成していたが、本実施例では、図 3 1 (A) 及び図 3 1 (B) に示すように 2 組の電磁石により例えば 2 次元磁場を発生する 2 次元磁場発生部 5 1 を形成している。なお、図 3 1 (A) は平面図を示し、図 3 1 (B) は断面図を示す。

また、必要に応じて中心電磁石 5 の中心軸 O 上の回りでモータ 5 2 によりこれら取り付けられたベース 1 1 を回転することにより、3 次元磁場を発生できる 3 次元磁場発生部の機能を持つようにしている。

上記回転駆動するモータ 5 2 としては、磁気シールドを施した電磁モータ、磁気の影響を受けないモータ（超音波モータ等）などが望ましい。

回転駆動する場合としない場合に関わらず、実施例 1 と同様に電磁石が平面的に配置され、磁場発生部が電磁石が配置された平面内でのみ移動するため、磁場が発生する空間に生体が近付いた場合にも磁場発生部や移動機構と生体が干渉する心配がない。そのため、移動機構の制御が容易になり、制御性、安定性が向上する効果がある。また、重量の重い磁場発生部をベッドの下に設置することもでき、装置全体の重心を下げることもできるため、機構的な安定性も向上する。

【 0 0 5 0 】

また、回転させることにより、回転磁場を発生させることができる。

また、電磁石の数を減らせるため、小型化することができる。

内視鏡 1 2 3 は、体腔内に挿入し易いように細長の挿入部 1 3 1 と、この挿入部 1 3 1 の後端に設けられた操作部 1 3 2 と、この操作部 1 3 2 から延出されたユニバーサルケーブル 1 2 7 とを有し、このユニバーサルケーブル 1 2 7 の後端のコネクタは、制御部 1 2 8 に設けられたビデオプロセッサ 1 3 3 に接続される。

図 3 2 (A) に示すように内視鏡 1 2 3 は、挿入部 1 3 1 の先端部 1 3 4 には、照明光を出射して、体内の患部などの被写体を照明する照明窓 1 3 5 と、照明された被写体を撮像するための観察窓 1 3 6 とが設けてある。

【 0 0 5 1 】

また、本実施例では、先端部 1 3 4 の外周面には、先端部 1 3 4 の軸方向に磁化（着磁）したマグネット 1 3 7 が取り付けられており、磁場発生部 5 1 により発生した磁場で、マグネット 1 3 7 に磁気力を作用させて先端部 1 3 4 の向きを変更することができるようにしている。

また、先端部 1 3 4 付近の外周面には交流磁場発生用のコイル 1 3 8 が設けてあり、このコイル 1 3 8 に交流電流を流して交流磁場を発生させ、図 3 0 に示す磁気センサ 1 2 6 によりこの交流磁場を検出して、コイル 1 3 8 の位置及び方向を検出できる磁気式位置検出機構が構成されるようにしている。

なお、磁気センサ 1 2 6 は、複数個の磁気センサ素子等により構成され、コイル 1 3 8 の位置及びそのコイル 1 3 8 の軸方向、つまり内視鏡 1 2 3 の先端部 1 3 4 の軸方向の方位（姿勢）を検出できるようにしている。磁気センサ 1 2 6 は、コイル 1 3 8 が発生する交流磁場の他に、2次元磁場発生部 5 1 の発生する磁場も検出する。これら 2 つの磁場信号は、周波数が異なるためフィルタ処理等で分離することが可能である。

【 0 0 5 2 】

この磁気センサ 1 2 6 が検出した 2次元磁場発生部 5 1 が発生した磁場に基づく信号は、制御部 1 2 8 内における磁界制御部に入力され、磁界制御部は、先端部 1 3 4 の位置に実際に発生している磁場を検知し、その情報を利用して磁場発生部 5 1 の電磁石に流す電流を制御することにより、常に先端部 1 3 4 近辺においてその先端部 1 3 4 を磁氣的に誘導するのに最適な磁界を発生できるようにしている。これにより、正確な磁場を発生できる。

また、磁気センサ 1 2 6 が検出したコイル 1 3 8 が発生する交流磁場信号により先端部 1 3 4 の移動速度を検出するのに利用したり、加速度を検出する加速度検出に利用しても良い。これらの情報を制御部 1 2 8 に送ることで、より高度な制御を実現できる。

図 3 2 (A) では、円環状で先端部 1 3 4 に着脱自在のマグネット 1 3 7 を設けている。この場合には、既存の内視鏡に装着して、従来の内視鏡を流用することができる。また細径化することもできる。

【 0 0 5 3 】

この変形例として図 3 2 (B) に示すように先端部 1 3 4 の内部にマグネット 1 3 9 を配置し、このマグネット 1 3 9 を先端部 1 3 4 の中心軸の回りで回転自在に収納しても良い。

図 3 2 (B) のマグネット 1 3 9 は、径方向に N , S と磁化したものを採用している。

なお、図 3 0 に示すビデオプロセッサ 1 3 3 は、照明光を供給する図示しない光源装置を内蔵している。また、ビデオプロセッサ 1 3 3 は、観察窓 1 3 6 の対物光学系の結像位置に配置された固体撮像素子により撮像された撮像信号に対する信号処理を行う信号処理装置も内蔵している。そして、この信号処理装置により生成された映像信号は、表示部 2 3 8 に送られ、表示部 2 3 8 の表示面に内視鏡 1 2 3 の固体撮像素子により撮像された画像が表示される。

【 0 0 5 4 】

ベッド 3 1 の側部に配置されたロボットアーム 1 2 4 は、本体部 1 4 1 に垂直方向移動機構 1 4 2 が設けてあり、矢印で示すようにその上端側を垂直方向に移動自在にしている。

。

10

20

30

40

50

また、この本体部 1 4 1 の上端 1 4 1 a は、本体部 1 4 1 の軸方向の回りで回転自在であり、この部分から水平方向に延出された第 1 のアーム 1 4 3 の端部には平面移動機構 1 4 4 を構成する回動部材が回動自在に保持されている。

この回動部材から水平方向に延出された第 2 のアーム 1 4 5 の端部には、回動機構 1 4 6 を構成する回動部材が回動自在に保持されている。この回動部材には、磁場発生部 5 1 が取り付けられている。

また、制御部 1 2 8 の上面には、指示操作部 1 4 7 が設けてあり、この指示操作部 1 4 7 を操作して、ロボットアーム 1 2 4 の動作などを制御したり、磁場発生部 5 1 により発生する静磁場の方向、大きさを変更できるようにしている。別の表現をすれば、磁気式位置検出機構等で検出した内視鏡 1 2 3 の先端部 1 3 4 の位置と、制御部 1 2 8 が垂直方向移動機構 1 4 2、平面移動機構 1 4 4 に送信する制御情報により、内視鏡 1 2 3 の先端部 1 3 4 の位置と磁場発生部 5 1 の位置関係（相対位置）が求められる。そして、この磁気式位置検出機構と制御部 1 2 8 により、内視鏡 1 2 3 の先端部 1 3 4 と磁場発生部 5 1 の相対位置を求める相対位置検出機構が構成されている。そして、相対位置検出機構の求めた相対位置の情報を基に制御部 1 2 8 は、磁場発生部 5 1 の位置を垂直移動機構 1 4 2 及び平面移動機構 1 4 4 を介して制御している。

【 0 0 5 5 】

図 3 3 は、磁場発生部 5 1 の位置を制御して、内視鏡 1 2 3 の先端部 1 3 4 が磁場発生部 5 1 による誘導可能範囲 R 内に維持する誘導方法の様子を示す。

図 3 3 に示すように磁場発生部 5 1 による誘導可能範囲 R 内から内視鏡 1 2 3 の先端部 1 3 4 がずれている場合には、その先端部 1 3 4 の位置を磁気センサ 1 2 6 の出力により算出し、その位置情報により制御部 1 2 8 を介して、垂直方向移動機構 1 4 2、平面移動機構 1 4 4 を制御して、磁場発生部 5 1 の誘導可能範囲 R 内に内視鏡 1 2 3 の先端部 1 3 4 が存在するようにする。

図 3 3 に示す場合では、白抜きの太い矢印で示す方向に磁場発生部 5 1 を移動することにより、誘導可能範囲 R 内に内視鏡 1 2 3 の先端部 1 3 4 が存在するようになる。

また、磁場発生部の垂直方向成分の移動の代わりに、図 3 4 に示す磁場発生部 2 G のように第 3 電磁石 5 を移動して誘導可能範囲 R を垂直方向に移動する構成にしても良い。

【 0 0 5 6 】

この場合の磁場発生部 2 G の構成を図 3 5 に示す。

【 0 0 5 7 】

図 3 5 は、中央に配置された第 3 の電磁石 5 をその中心軸 O 方向に位置調整（移動調整）する構造にした磁場発生部 2 G を示す。例えば、ベース 1 1 における中央の電磁石 5 の下となる底面部 1 1 a は、孔に嵌合して上下方向に移動自在である。

この底面部 1 1 a は、外周側底面部に連結された保持部 6 1 のネジ孔に螺入されたネジ 6 2 の先端により保持されている。また、このネジ 6 2 の下端には、モータ 6 3 が設けてあり、位置情報によりモータ 6 3 を正転或いは逆転することにより、底面部 1 1 a を昇降して中央の電磁石 5 の高さ位置を可変調整して、発生磁場を調整できるようにしている。

図 3 6 は、中央に配置された第 3 の電磁石 5 の高さを変化した場合における発生磁場を測定した結果を示す。このように第 3 の電磁石 5 の高さを変化させることにより、周辺の電磁石 3 a、3 b による発生磁場に応じて適切な値に調整することができる。

【 0 0 5 8 】

つまり、磁極面からの距離に対する発生磁場の特性は、中央の電磁石 5 と周辺の電磁石 3 a、3 b とで、少し異なるので、磁極面からの距離に対する発生磁場の値等に応じて中央の電磁石 5 の高さを調整することにより、目的とする距離において所望とする方向及び強度の磁場を発生させることが容易にできる。この時、実施例 1 で距離 D によって各電磁石の電流を制御した場合と同等の効果が得られる。

なお、実施例 1 においても、電磁石 3 a、3 b 及び 4 a、4 b に対して、電磁石 5 の高さを変化させることにより、同等の効果が得られる。また、本実施例において、実施例 1 同様に距離 D によって各電磁石の電流を制御しても良い。

10

20

30

40

50

このように本実施例によれば、内視鏡 1 2 3 に設けたマグネット 1 3 7 或いは 1 3 9 に静磁場を印加することにより、マグネット 1 3 7 或いは 1 3 9 に磁氣的力を作用させることにより内視鏡 1 2 3 の向きを所望の方向に変更することができる。

従って、ユーザは、内視鏡 1 2 3 の先端部 1 3 4 を、静磁場の方向などを制御することにより所望の向きに変更でき、体腔内への挿入を円滑に行うことや、観察方向を所望の方向に変更することができる。

【実施例 3】

【0059】

次に図 3 7 を参照して、本発明の実施例 3 を説明する。図 3 7 は本発明の実施例 3 の磁気誘導医療システム 1 6 1 を示す。本実施例も、実施例 2 のように体外に配置される誘導用の磁場発生部 5 1 B により、磁場をカプセル型医療装置 1 6 2 内のマグネット 1 6 4 (或いは 1 6 6 図 3 8 参照) に印加して、カプセル型医療装置 1 6 2 内のマグネット 1 6 4 (或いは 1 6 6) に作用する磁氣的力によりカプセル型医療装置 1 6 2 の方向制御を行うものである。

この磁気誘導医療システム 1 6 1 は、体内に挿入され、体内を撮像するカプセル型医療装置 1 6 2 と、このカプセル型医療装置 1 6 2 から無線で送信される画像情報を受信する体外装置 1 6 3 とからなる。

カプセル型医療装置 1 6 2 は、図 3 8 (A) に示すようにマグネット 1 6 4 と送信アンテナ 1 6 5 とを内蔵している。なお、この他に図 3 で示したカプセル型医療装置 7 2 のように、照明手段及び撮像手段等を内蔵している。図 3 8 (A) では、マグネット 1 6 4 の磁化方向は、カプセル型医療装置 1 6 2 の軸方向となっているが、図 3 8 (B) に示すように、カプセル型医療装置 1 6 2 の中心軸の回りで回転可能な状態で径方向に磁化したマグネット 1 6 6 としても良い。

【0060】

体外装置 1 6 3 は、上下方向に立設された略四角柱形状の本体 1 6 7 内に図示しない制御部が設けてあり、この四角柱の前面に平面移動機構 1 6 9 が設けてあり、この平面移動機構 1 6 9 により磁場発生部 5 1 B 及びその前面に取り付けられた受信アンテナ部 1 5 0 を上下方向に移動自在に保持している。この場合には上下方向に沿って移動、つまり 1 軸方向に移動する。但し、磁場発生部 5 1 B 及び受信アンテナ部 1 5 0 の平面の状態を保持して、上下方向にスライド移動自在としている。この受信アンテナ部 1 5 0 は、実施例 1 の受信アンテナ部 7 3 と同様の機能を有するもので、カプセル型医療装置 1 6 2 の位置を検出する機能も実施例 1 と同様に有している。受信アンテナ部 1 5 0 は、磁場発生部 5 1 B に保持されている。そのため受信アンテナ部 1 5 0 を用いて得られたカプセル型医療装置 1 6 2 の位置は、カプセル型医療装置 1 6 2 と磁場発生部 5 1 B の位置・姿勢関係 (相対位置・姿勢) を検出しており、それにより磁場発生部 5 1 B の位置・姿勢を制御している。

図 3 9 は、本実施例に採用されている磁場発生部 5 1 B の構成を示す。

図 3 9 に示す磁場発生部 5 1 B は、2 次元の磁場を発生する装置である。この 2 次元の磁場発生部 5 1 B では、同じ特性の電磁石、例えば電磁石 5 を 4 個が上下 (縦) 及び水平 (横) 方向に 2 個ずつ隣接するように配置して、この図 3 9 の矢印で示すように 2 次元磁場を発生するようにしている。

【0061】

この磁場発生部 5 1 B は、図 3 1 の磁場発生部 5 1 に比べて、2 組がより対称性が高い構成になっているので、中心軸においては、より均一な方向の磁場を生成することができる。

本実施例においても、磁気を利用して、体腔内に挿入され、内視鏡検査等の医療行為を行うためのカプセル型医療装置 1 6 2 の方向を円滑に誘導することができる。

次に磁場発生部の変形例を説明する。本変形例は、実施例 1 における磁場発生部 2 を変形或いは改良した構成に関するものである。まず、空間を効率的に利用することにより発生磁場を強化する場合について説明する。

10

20

30

40

50

図40は第1変形例の磁場発生部2Bを示す。この磁場発生部2Bは、図9に示す磁場発生部2において、電磁石3a、3bと4a、4bの形状を台形形状にした電磁石3c、3dと4c、4dを採用している。

【0062】

また、中央の電磁石5は、透磁率が高い強磁性体で形成された断面が正形状の柱状の強磁性体による強磁性体部12aにコイル13を巻回して形成されている。なお、この強磁性体部12aの4隅の角部を取り、Rを形成している。

この場合、このRの半径をコイル13を形成する巻き線の最小曲げ半径にすると高密度に巻き付けることができる。

また、この中央の電磁石5の周囲には、このコイル13の略平面状の外面に近接するように等脚台形状の電磁石3c、3dと4c、4dを配置している。つまり、電磁石3c、3dと4c、4dは、短辺側が内側となるように対称的に配置される。そして、電磁石3c、3dと4c、4dにおける各斜面部が隣接する(電磁石3c、3dと4c、4dにおける)各斜面部とほぼ平行に近接するように配置される。

【0063】

このため、電磁石3c、3dと4c、4dを構成する強磁性体部(鉄心部)12bは、それぞれ強磁性体で形成された等脚台形の柱状体により構成され、各強磁性体部12bにコイル13が巻回されて各電磁石が形成されている。

このように電磁石3c、3d、4c、4d、5が平面的に密集して、その密集部分には電磁石が占有していない空隙が殆ど無いような配置の構成とすることにより、効率良く高磁場を発生することができる。

次にさらに強磁性体を付加して発生磁場を強化する場合を説明する。図41(A)は、例えば実施例1の電磁石5の断面を示しているが、図41(B)に示すようにこの電磁石5の一端(磁場を発生させたい側の反対側)に強磁性体41aを設置する。或いは、設置する強磁性体41aを電磁石5の外形と略一致する形状にする。

例えば図41(C)に示すように電磁石5の底面側の外形と略一致する形状の強磁性体41bとする。

【0064】

図42は、図41(A)のように強磁性体を設けない場合(実施例1に相当する)の発生磁場と強磁性体41bを設けた場合の発生磁場とを示す。この図42から分かるように強磁性体41bを設けた場合には、設けない場合よりも略2倍程度、発生磁場を大きくすることができる。

なお、図41(B)や図41(C)の他に、図43に示す磁場発生部2Cのように複数の電磁石5、4a、4b等を、それらの電磁石全体の略外形形状の強磁性体41cの板の上に配置するようにしても良い。図43では、示していないが、電磁石3a、3bの下側にも強磁性体41cの板が配置されている。図43は、実施例1に適用した場合で示しているので、図40の第1変形例に適用した場合には、電磁石4a、4bは4c、4dになる。

なお、強磁性体41aは、強磁性体による鉄心部12と別体でも良いが、一体で形成した方が漏れ磁束を減少し易くなる。これにより、さらに発生磁場を大きくすることができる。

【0065】

次に発生する磁場を均一化する場合に有効な構成を説明する。

中央の電磁石5の強磁性体による鉄心部の断面積を周辺に配置する電磁石3a、3b(或いは3c、3d)、4a、4b(或いは4c、4d)の強磁性体の断面積より大きくする。これは、実施例1等においてすでに採用している。

この他に、中央の電磁石5における磁場を発生すべき側に、その電磁石の鉄心部断面よりも断面積が大きな強磁性体41dを設置する。この場合の磁場発生部2Dを図44に示す。なお、この磁場発生部2Dは、図43の磁場発生部2Cの場合に適用した状態で示している。

10

20

30

40

50

図44に示すような中央の電磁石5の上部に強磁性体41dを設けた場合における、有効性を示す測定結果(但し、下部側の強磁性体41cを取り付けていない状態)を図45に示す。図45に示すように、強磁性体41dを設けない場合に比べて強磁性体41dを設けた場合には、磁極の近傍における磁場強度の大きな変化を抑制し、さらにこの近傍より離れた距離側での磁場強度を増大させることができる。

【0066】

この他に中央の電磁石5の強磁性体によるコアの中心部分を窪んだ形状にする。この場合の中央の電磁石5を図46に示す。この電磁石5では高さ方向の中央部分の断面積が最も狭くなる窪み部45が形成され、この部分よりも高さ方向の端部側になるにつれて断面積が大きくなるようにしている。

10

さらにこの他に、中央の電磁石5の強磁性体を磁場を発生させる側に向けて広がる形とする。この場合の中央の電磁石5を図47に示す。この電磁石5では、紙面の上部側に磁場を発生する状態で示しており、従って鉄心部12の上端の断面積が最も大きくなる最大面積部46が形成されている。

また、図44に示す構成とすることにより、発生する磁場を均一化する場合に有効であるが、図48のような磁場発生部2Eにしても良い。

【0067】

この磁場発生部2Eにおいては、周辺電磁石(ここでは4a、4bを示しているが3a、3bも同様)における磁場を発生する側の磁極面に強磁性体41eを配置したことを特徴としている。

20

この強磁性体41eを設けた場合と設けない場合の影響を測定した結果を図45において示している。

この図45から分かるように、強磁性体41eを設けた場合には、磁極面の近傍付近での磁場強度を向上できると共に、磁極面から十分に離れた距離の場所でも均一化した磁場を発生することができる。

【実施例4】

【0068】

次に図49を参照して、本発明の実施例4を説明する。本実施例は、実施例2をベースにするもので、本実施例として特徴的な部分のみ説明する。図49は本発明の実施例4の磁気誘導医療システム151を示す。本実施例は、体外に配置される誘導用で対向配置された磁場発生部2F、2Fにより、静磁場をカテーテル153内のマグネット158(或いは160、図54参照)に印加して、カテーテル153内のマグネット158(或いは160)に作用する磁氣的力によりカテーテル153の方向制御を行うものである。

30

この磁気誘導医療システム151は、ベッド152に載置された患者23の体内に挿入されるカテーテル153と、このベッド152の側面に対向して配置された磁場発生部2F、2Fと、これら磁場発生部2F、2Fを平行移動するようにベッド152に設けられた平面移動機構154と、患者23の体内を透視するX線装置等の透視装置155と、図示しない制御部とを有する。

【0069】

この透視装置155により、患者23を透視してカテーテル153の先端部の位置を検出し、その位置情報によりカテーテル153の先端部の向きを所望とする方向に制御するために利用する。つまり、透視装置155は、カテーテル153の先端部の位置・姿勢を検出する透視型位置検出機構として機能する。そして、透視型位置検出機構の出力と、磁場発生部2Fの位置を変更する平面移動機構154を制御する制御部(実施例2では128)の有する制御情報により、カテーテル153の先端部と磁場発生部2Fの位置・姿勢関係(相対位置・姿勢)を求める。つまり、透視装置155と制御部で相対位置・姿勢検出機構が構成されている。そして、この相対位置・姿勢情報を基に、磁場発生部2Fの位置・姿勢は、制御部で制御される。

40

図50は、磁場発生部2F、2Fの構成を示す。

図50に示すように磁場発生部2Fを対向配置し、その中央部分に所望とする3次元磁

50

場を発生させるようにしても良い。この場合には、中央部分の両側に磁場発生部 2 F を対向配置するスペースが必要になるが、このスペースがある場合には非常に有効となる。

なお、図 5 0 に示すように 2 つの磁場発生部 2 F, 2 F を対向配置する代わりに、その一方を第 3 電磁石 5 のみとしても良い。図 5 1 はこの場合の磁場発生部を示す。

図 5 2 は図 5 1 の場合における発生磁場の特性を示す。

【 0 0 7 0 】

実線により第 1、第 2 と第 3 電磁石ユニットの場合の位置に対する磁束密度を示す。これに対して一方に第 3 電磁石ユニット 5 を対向させた場合のものを点線で示している。この点線で示す特性から分かるように、磁場発生部から遠い位置での磁場を強化することができ、よりなだらかな（空間に対し磁場の強度の変化及び磁場の角度の変化の少ない）磁場を発生できる。

10

第 3 電磁石ユニット 5 は、図 5 2 の通り第 3 電磁石ユニット 5 から離れた位置で、その他の電磁石と比較して磁場が小さくなる。そのためこの領域での磁場の減少を対向させた電磁石で補うことで、よりなだらかな磁場が形成され誘導可能領域が広がる。

【 0 0 7 1 】

なお、図 5 3 は対向する電磁石の磁化方向を示す。図 5 3 (A) は断面図により、磁化方向を示し、図 5 3 (B) では模式的に上下に対向させた状態での磁化方向を示している。図 5 3 は、図 5 0 の場合に対して示しているが、図 5 1 の場合も含めて示している。

また、図 5 4 はカテーテル 1 5 3 の先端側の構成を示す。カテーテル 1 5 3 の先端部 1 5 7 内には、軸方向に磁化されたマグネット 1 5 8 と、磁気センサ 1 5 9 とが配置されている。

20

この磁気センサ 1 5 9 によって、より高精度な磁場制御を行うことができる。カテーテル先端の方向は、体内の管路によってある程度拘束されるため、必ずしも発生している磁場とカテーテル 1 5 3 の方向と一致しない。そこで、磁気センサ 1 5 9 の出力値と、透視装置 1 5 5 で得られた位置・姿勢から、カテーテル先端で実際に発生する磁場を正確に算出できる。これによって、実際に発生したい磁場の方向と、実際に発生している磁場の差分をフィードバックすることで、高精度で安定した磁場を発生させることができる。

【 0 0 7 2 】

なお、この磁気センサ 1 5 9 は、誘導用の磁場発生部 2 F により発生された発生磁場、つまり静磁場の強度と方向を検出し、その検出信号がカテーテル 1 5 3 の後端から延出した図示しない信号線を制御部に接続することにより、制御部内の位置検出部に入力され、算出された位置及び方向が図示しない表示部により表示されることで透視装置 1 5 5 の代用が可能になる。

30

そして、ユーザは表示部に表示された情報を参照して、指示操作部を操作することにより、カテーテル 1 5 3 の先端部の向きを制御することができる。

なお、図 5 4 (B) に示すように径方向に磁化したマグネット 1 6 0 をカテーテル 1 5 3 B の軸方向に回転自在に収納した構造にしても良い。

【 実施例 5 】

【 0 0 7 3 】

次に図 5 5 から図 6 4 を参照して本発明の実施例 5 を説明する。本実施例は、実施例 1 , 実施例 2 の変形例となる。よって、本実施例にて特徴となる部分について記載する。図 5 5 は本実施例の磁気誘導医療システム 1 8 0 の構成を示す。

40

実施例 1 では、主に磁場発生部 2 側を位置・姿勢可変部で移動してその位置、姿勢を変化させる構成にしていたが、本実施例の磁気誘導医療システム 1 8 0 では、磁場発生部 2 を固定し、ベッド 3 1 の位置・姿勢を位置・姿勢可変部 7 4 D で可変して磁気誘導する構成にしている。この位置・姿勢可変部 7 4 D は、制御部 1 9 1 を構成する位置・姿勢制御部 1 9 2 により制御される。また、磁場発生部 2 は、磁場制御部 9 5 により制御される。

位置・姿勢可変部 7 4 D は、具体的に示すと、図 5 6 (A) 及び図 5 6 (B) に示すように患者 2 3 が載置されるベッド 3 1 を、水平面内で移動するベッド水平方向移動機構 1 7 6 により形成されている。

50

【 0 0 7 4 】

図 5 6 (A)、図 5 6 (B) に示すようにベッド支持台 1 0 4 の上面に設けたベッド水平方向移動機構 1 7 6 は、患者 2 3 が載置される対象物載置部としてのベッド 3 1 を、Y 方向及び X 方向に移動する。そして、ベッド 3 1 の下に磁場発生部 2 が固定される。本実施例では対象物載置部をベッド 3 1 で構成しているが、椅子状、浴槽状、便器状のものであっても良い。

また、本実施例では、図 5 5 に示すようにマーカコイル 1 7 2 a を内蔵したカプセル型医療装置 7 2 B が採用され、このマーカコイル 1 7 2 a の位置・姿勢をドライブコイル 1 8 1 とセンスコイル 1 8 2 で検出する構成にしている。

ドライブコイル 1 8 1 はドライブ信号発生部 1 8 3 で駆動され、センスコイル 1 8 2 による検出信号は位置・姿勢検出部 1 8 4 に入力される。

この位置・姿勢検出部 1 8 4 により検出された検出信号は、制御部 1 9 1 の位置・姿勢制御部 1 9 2 と磁場制御部 9 5 に出力され、それぞれの制御に用いられる。

【 0 0 7 5 】

また、マーカコイル 1 7 2 a の位置・姿勢を精度良く検出できるようにキャリブレーションデータを利用する。このため、本実施例では、キャリブレーションデータを記憶するキャリブレーションデータ記憶部 1 8 5 も設けられ、キャリブレーションデータは位置・姿勢検出部 1 8 4 による位置・姿勢の検出の際に利用される。

図 5 7 は、カプセル型医療装置 7 2 B を示す。このカプセル型医療装置 7 2 B は、カプセル形状の収納容器 8 1 内に、マグネット 8 8 B が、その磁化方向が収納容器 8 1 の軸方向と一致するように配置されている。そして磁場の方向にカプセル型医療装置 7 2 B の向きを制御することができるようにしている。

また、上記のように、収納容器 8 1 内には、カプセル型医療装置 7 2 B の位置検出のためのマーカコイル 1 7 2 a が設置されている。このマーカコイル 1 7 2 a は、コンデンサ 1 7 2 b とにより、所定の周波数で共振する共振回路 1 7 2 が構成されている。なお、収納容器 8 1 内には、その他に図 3 で示した撮像素子 8 4 等が収納されている（図示略）。

図 5 8 は、磁場発生部 2 と、カプセル型医療装置 7 2 B の位置検出のための駆動及び検出手段としてのドライブコイル 1 8 1 及びセンスコイル 1 8 2 の配置例を示す。

【 0 0 7 6 】

ベッド 3 1 の下には磁場発生部 2 が配置される。この磁場発生部 2 は、平面上に設置された 5 個の電磁石からなり、例えば図 9 に示した構成を用いることができる。

また、ベッド 3 1 の下で、この磁場発生部 2 の上面に交流磁場を発生するドライブコイル 1 8 1 が固定される。

ドライブコイル 1 8 1 をこのように配置にすることにより、常にマーカコイル 1 7 2 a とドライブコイル 1 8 1 の相対位置関係を、ドライブコイル 1 8 1 の発生する磁場が強い領域にマーカコイル 1 7 2 a が存在するという検出精度の高い安定した条件に保つことができる。これは、磁場発生部 2 の電磁石とカプセル型医療装置 7 2 B との相対的な位置があまり変化しない制御を行うためである。

【 0 0 7 7 】

また、図 5 8 に示すように磁場発生部 2 の上面、より具体的にはドライブコイル 1 8 1 の上面に複数のセンスコイル 1 8 2 が固定される。センスコイル 1 8 2 をこのように配置することにより、磁場発生部 2 の電磁石がカプセル型医療装置 7 2 B に追従して移動する制御を行うため、常にマーカコイル 1 7 2 a とセンスコイル 1 8 2 との相対位置を検出精度の高い安定した条件でコントロールできる。

【 0 0 7 8 】

また、磁場発生部 2 は強磁性体が構成に含まれるために、ドライブコイル 1 8 1、センスコイル 1 8 2 のコイル特性に影響を与えるが、本構成にすることにより磁場発生部 2 の位置が変化しても、磁場発生部 2 とセンスコイル 1 8 2 及びドライブコイル 1 8 1 の位置関係が変化しないため、センスコイル 1 8 2、ドライブコイル 1 8 1 の特性が変化せず、検出精度が向上する。

10

20

30

40

50

また、磁場発生部 2 の電磁石とカプセル型医療装置 7 2 B との相対的な位置があまり変化しない制御を行うため、マーカコイル 1 7 2 a とドライブコイル 1 8 1、センスコイル 1 8 2 との相対的な位置もあまり変化しない。そのため、センスコイル 1 8 2 を基準とした時の位置・姿勢検出部 1 8 4 のカプセル型医療装置 7 2 B の位置又は姿勢を検出する検出領域が狭くても制御上問題がない。これにより、センスコイル 1 8 2 の数が減らせると共に、位置・姿勢を求める計算の量を減らせ、位置・姿勢を求めるアルゴリズムを容易にすることができる。

特に、ドライブコイル 1 8 1 も磁場発生部 2 に固定されている場合は、位置検出の磁場に最も影響を与える磁場発生部 2 が、位置検出用の両コイル（ドライブコイル 1 8 1、センスコイル 1 8 2）と一体のため、平面移動機構（位置・姿勢可変部）の変化によるキャリブレーションデータの変化が小さい。そのためより安定した位置検出が可能（マーカコイルの出力に対し、ドライブコイルの出力変化が小さくなるため）になる。

さらに、キャリブレーションデータは、ドライブコイル 1 8 1、センスコイル 1 8 2 と室内にある強磁性体との相対位置の変化によっても影響を受ける。本実施例のように、ドライブコイル 1 8 1、センスコイル 1 8 2 が磁場発生部 2 と一緒に床に固定されている場合は、平面移動機構（位置・姿勢可変部）の変化に対してドライブコイル 1 8 1、センスコイル 1 8 2、磁場発生部 2、室内の強磁性体との相対位置が変化しない。これにより、平面移動機構（位置・姿勢可変部）の変化に対して、室内にある強磁性体の影響が変化しないため、平面移動機構（位置・姿勢可変部）の変化によるキャリブレーションデータの変化が小さい。そのため、安定した位置検出が可能になる。

【 0 0 7 9 】

ドライブコイル 1 8 1 は、図 5 5、図 5 9 に示すように交流の信号であるドライブ信号を発生するドライブ信号発生部 1 8 3 と接続され、ドライブコイル 1 8 1 は、ドライブ信号が供給されることにより、図 5 9 に示すように交番磁場を発生する。そして、この交番磁場をカプセル型医療装置 7 2 B に印加する。カプセル型医療装置 7 2 B 内部のマーカコイル 1 7 2 a は、交番磁場を受け、誘導電流が発生する。さらに、マーカコイル 1 7 2 a は、誘導電流による交番磁場（誘導磁場）を発生する。

【 0 0 8 0 】

複数のセンスコイル 1 8 2 は、ドライブコイル 1 8 1 で発生した交番磁場とマーカコイル 1 7 2 a が発生した交番磁場の両方を受けて検出データを出力する。ここで、ドライブコイル 1 8 1 で発生した交番磁場による情報は、後述するキャリブレーションデータを用いた処理を行うことによりキャンセルすることが可能である。その結果として、マーカコイル 1 7 2 a が発生した交番磁場による情報のみを複数のセンスコイル 1 8 2 の検出データにより得ることができる。

また、複数のセンスコイル 1 8 2 は、図 5 9 に示すように位置・姿勢検出部 1 8 4 に接続され、複数のセンスコイル 1 8 2 により検出された検出データは、位置・姿勢検出部 1 8 4 に出力される。この位置・姿勢検出部 1 8 4 は、入力される検出データにより、カプセル型医療装置 7 2 B の位置及び姿勢を検出（算出）する。

図 5 9 は、本実施例におけるカプセル型医療装置 7 2 B の位置及び姿勢を検出する位置・姿勢検出機構 1 7 1 の構成とその検出原理を示す。

この位置・姿勢検出機構 1 7 1 は、生体としての患者 2 3 内に挿入されるカプセル型医療装置 7 2 B 内に設けたマーカコイル 1 7 2 a と、患者 2 3 の体外に配置されたドライブコイル 1 8 1 及び複数のセンスコイル 1 8 2（または磁気センサでも良い）と、ドライブコイル 1 8 1 に交番磁場を発生させるためのドライブ信号発生部 1 8 3 と、センスコイル 1 8 2 の出力信号からカプセル型医療装置 7 2 B の位置または姿勢を算出する位置・姿勢検出部 1 8 4 と、キャリブレーションデータを記憶するキャリブレーションデータ記憶部 1 8 5 とを有する。

【 0 0 8 1 】

ここで、キャリブレーションとは、マーカコイル 1 7 2 a が内蔵されたカプセル型医療装置 7 2 B が患者 2 3 内に導入（挿入）される前などのように、マーカコイル 1 7 2 a が

検出領域に配置されていない状態で、ドライブコイル 181 のみを駆動して交番磁場を生成させた時に、その磁場強度を測定することである。また、その時に測定した磁場強度のデータをキャリブレーションデータという。

ドライブコイル 181 は、ドライブ信号発生部 183 からのドライブ信号の供給によって交番磁場を発生する。この交番磁場によりマーカコイル 172a に誘導電流が流れ、新たに交番磁場を生成する。センスコイル 182 は、複数配置されており、配置された各位置でドライブコイル 181 とセンスコイル 182 が生成した磁場強度を検出する。

位置・姿勢検出部 184 は、各センスコイル 182 の出力と、患者 23 にカプセル型医療装置 72B が導入される前に測定したドライブコイル 181 のみで生成した磁場強度のデータ（キャリブレーションデータ）との差に基づいて、マーカコイル 172a の磁場をダイポール近似する等して、マーカコイル 172a の位置又は姿勢を検出する。

【0082】

図 59 に示した構成及びその位置・姿勢検出原理を採用することにより、以下の効果を有することになる。

磁場による位置検出のため、生体による減衰の影響が少なく、高精度の位置検出が可能となる。また、交番磁界で位置検出を行うため、磁場発生部 2 で他の周波数の交番磁場を発生させても、周波数帯域を制限するフィルタをセンスコイル 182 に設けることで位置検出に影響を与えない。

なお、ドライブコイル 181 が発生する磁場はパルス磁場でも良い。発生したパルス磁場によってマーカコイル 172a に電流が誘導され、共振回路 172 によって減衰しながら交番磁場を発生する。この時の磁場をセンスコイル 182 で検出する。この場合には、マーカコイル 172a の磁場のみをセンスコイル 182 で検出できるため、キャリブレーションが不要となり、システム構成が簡略化できる。

図 60 は図 58 に示した磁場発生部 2 とドライブコイル 181 及びセンスコイル 182 の配置位置の変形例を示す。

【0083】

図 60 (A) では、ドライブコイル 181 をベッド 31 側に固定した構成にしている。このようにすることにより、ドライブコイル 181 のサイズを大きくできる。ドライブコイル 181 のサイズが大きくなるほど、広範囲に効率的な磁場が生成できる。

また、磁場発生部 2 とドライブコイル 181 が一緒に動かないため、ドライブコイル 181 を大きくしても、ベッド 31 のサイズ（横幅・長さ）に影響を与えないので、装置の小型化が可能になる。

図 60 (B) では、図 58 の構成において、センスコイル 182 をベッド 31 内及びベッド 31 の両側に固定した構成に変更している。この変形例では、センスコイル 182 の数をより多くしている。

センスコイル 182 をベッド 31 側に配置することにより、磁場発生部 2 とセンスコイル 182 とが分離されているため、検出範囲を広げるために広範囲にセンスコイル 182 を配置しても、ベッド 31 のサイズ、可動範囲（横幅、長さ）に影響を与えないので、装置の小型化が可能となる。

【0084】

また、センスコイル 182 は強磁性体である磁場発生部 2 の近傍では、そのコイル検出特性が変化する。図 60 (B) のようにベッド 31 側に設置することで、センスコイル 182 の磁場発生部 2 からの距離を大きくでき、位置・姿勢可変部の変化によるセンスコイル 182 の特性の変化を抑えられ、より高精度な位置検出が可能となる。

また、図 60 (C) では、例えば図 60 (A) の構成において、さらにセンスコイル 182 をベッド 31 の両側に固定した構成にしている。また、この図 60 (C) に示す構成では、ドライブコイル 181 もベッド 31 の両側にも設けた構成にしている。この場合にも、図 60 (A) 及び図 60 (B) の場合と同様の効果を有する。

また、ベッド 31 の上に垂直方向にドライブコイル 181 を設置しても、平面移動機構の変化によってセンスコイル 182 が動かないため、3 次元的な磁場を容易に生成でき、

10

20

30

40

50

安定した位置・姿勢検出が実現可能となる。

【 0 0 8 5 】

次に図 5 5 の磁気誘導医療システム 1 8 0 による磁気誘導方法の動作を説明する。

磁気誘導をスタートした時、図 6 1 に示すように最初のステップ S 1 において、患者 2 3 の体腔内に挿入される挿入部としてのカプセル形状の収納容器 8 1 を有するカプセル型医療装置 7 2 B (図 6 1 中ではカプセルと略記) と、磁場発生部 2 との磁気誘導開始時の相対位置を決定する処理を行う。具体的には、ベッド 3 1 上の患者 2 3 にカプセル型医療装置 7 2 B を導入する前に、装置近傍にマーカコイル 1 7 2 a を有するカプセル型医療装置 7 2 B が無い状態でキャリブレーションを行う。

キャリブレーションは、位置・姿勢可変部 7 4 D により、ベッド 3 1 の位置を変えながら、各位置 (代表位置) でのドライブコイル 1 8 1 の出力をセンスコイル 1 8 2 で検出する。

センスコイル 1 8 2 の出力は、ベッド 3 1 の位置に関連付けてキャリブレーションデータ記憶部 1 8 5 に記憶される。

【 0 0 8 6 】

位置・姿勢検出部 1 8 4 のキャリブレーション後に、図 6 1 のステップ S 2 に示すようにベッド 3 1 上の患者 2 3 の体内にカプセル型医療装置 7 2 B を導入する。次に、ステップ S 3 に示すようにベッド 3 1 の位置を移動し、(例えば格子状に移動して)、各位置において位置検出を行う。さらにステップ S 4 に示すようにベッド 3 1 の複数の位置での位置検出の結果より、現在のカプセル型医療装置 7 2 B の位置を予測する。そして、ステップ S 5 に示すようにカプセル型医療装置 7 2 B と磁場発生部 2 の中心軸が一致するように位置・姿勢制御部 1 9 2 は、位置・姿勢可変部 7 4 D を介してベッド 3 1 を移動する。

このようにして、位置・姿勢検出部 1 8 4 による位置・姿勢検出情報を基に、制御部 1 9 1 及び磁場制御部 9 5 は、ベッド 3 1、発生磁場の制御を行い、カプセル型医療装置 7 2 B の磁気誘導を安定して行う。具体的には、ベッド 3 1 の現在の位置より、その位置の近傍のキャリブレーションデータから、現在の位置でのキャリブレーション値を近似・推定により求める。

図 6 2 は、このようにして生成されたキャリブレーション値を示す。

【 0 0 8 7 】

センスコイル 1 8 2 の出力と、求められたキャリブレーション値の差より、位置・姿勢検出部 1 8 4 はカプセル型医療装置 7 2 B の位置・姿勢を算出する。

算出された位置に磁場発生部 2 の中心軸がくる様にベッド 3 1 を移動する。

求められたカプセル型医療装置 7 2 B の位置と磁場発生部 2 の高さ方向の距離情報より、磁場制御部 9 5 が、カプセル型医療装置 7 2 B の位置で所望の磁場が発生する様、実施例 1 と同様に各電磁石に流す電流のバランスを制御する。

このように制御する本実施例は、以下の効果を有する。

ドライブコイル 1 8 1、センスコイル 1 8 2 が磁場発生部 2 に固定されているため、カプセル型医療装置 7 2 B が磁場発生部 2 上に無い場合、高精度な位置検出が困難となる。そこで、ベッド 3 1 を移動し、検出に最適な位置を走査することで、高精度の位置検出が可能な場所を検出し、磁場発生部 2 を設定できるため、誘導開始時から安定した制御が可能となる。

【 0 0 8 8 】

また、磁場発生部 2 から磁場を発生させる前に、磁場発生部 2 とカプセル型医療装置 7 2 B の位置・姿勢を、ある一定の範囲の相対位置・姿勢に合わせることで、誘導開始時より誘導に適した磁場を発生でき、安定した制御が可能となる。

次にカプセル型医療装置 7 2 B の位置・姿勢情報の磁場制御部 9 5 へのフィードバック方法の変形例を図 6 3 により説明する。なお、図 6 3 中では、カプセル型医療装置を単にカプセルと略記する。

上記制御方法と同様に、磁場発生部 2 の中心軸がカプセル型医療装置 7 2 B と一致する様にベッド 3 1 の位置を移動する。その後、再び位置・姿勢検出を行う。ここで、求めら

10

20

30

40

50

れたカプセル型医療装置 7 2 B の姿勢（方向）が、実際に発生している磁場の方向となる。

磁場制御部 9 5 は、本来発生しているはずの磁場方向と、実際に発生している磁場方向の偏差より、所望の磁場が発生するように、各電磁石に流す電流を補正制御する。

【 0 0 8 9 】

また、誘導開始までの手順の変形例を以下に説明する。

ベッド 3 1 上の患者 2 3 にカプセル型医療装置 7 2 B を導入する時に、予め患者 2 3 の初期位置・初期体位を決めておき、決められた所定の位置・体位の患者 2 3 にカプセル型医療装置 7 2 B を導入する。この時、ベッド 3 1 に目印を設けておき、それを基準に患者 2 3 の初期位置、初期体位を決定する。目印としては、ベッド 3 1 に基準となるライン等を設けたり、レーザー等を用いても良い。また、ベッド 3 1 を移動する事で、患者 2 3 の初期位置、初期体位を決定しても良い。

この場合、カプセル型医療装置 7 2 B を導入した位置近傍に磁場発生部 2 の中心軸がくる様に、ベッド 3 1 を移動する。さらに磁場発生部 2 の移動後に位置検出を行い、カプセル型医療装置 7 2 B と中心軸が一致するように、微調整を行っても良い。

このようにすると、位置を検出の最適位置を検索するために、ベッド 3 1 を移動する必要がないため、短時間で初期位置に移動することができる効果がある。また、微調整を行うことで、ベッド 3 1 の位置に最適な初期位置に設定可能となる効果がある。

【 0 0 9 0 】

なお、ベッド 3 1 上の患者 2 3 にカプセル型医療装置 7 2 B を導入するかわりに、ベッド 3 1 上の予め決められた位置にカプセル型医療装置 7 2 B を設置しても良い。この場合、カプセル型医療装置 7 2 B の設置位置を磁場発生部 2 の中心軸を一致させれば良い。また、予め決められた位置に設置されたカプセル型医療装置 7 2 B の位置と、磁場発生部 2 の中心軸の一致後に、位置検出を開始し、カプセル型医療装置 7 2 B の位置と中心軸が一致するようにベッド 3 1 を動かす。この状態で、患者 2 3 の体内にカプセル型医療装置 7 2 B を導入し、誘導を開始する。このようにすると、以下の効果がある。

カプセル型医療装置 7 2 B の初期位置の初期位置がベッド 3 1 に対して決められているため、容易にベッド 3 1 の位置を最適な初期位置に設定可能となる。

位置検出のドライブコイル 1 8 1、センスコイル 1 8 2 が、ベッド 3 1 に固定されている場合は、カプセル型医療装置 7 2 B を導入したところで位置検出を行い、検出された位置に磁場発生部 2 の中心軸が一致するようにベッドを移動しても良い。

【 0 0 9 1 】

このようにすると、位置検出が広範囲で可能なため、カプセル型医療装置 7 2 B の位置を検索するためにベッド 3 1 を移動する必要がないため、短時間で初期位置に移動することができる効果がある。

なお、本実施例では、磁場発生部 2 を固定し、ベッド 3 1 側を移動させた場合で説明したが、実施例 1 等のように磁場発生部 2 を移動させる場合にも適用することができる。

【 0 0 9 2 】

上記方法は、電波方式や、超音波方式などのその他の位置検出においても、同様の効果を有する。

図 6 4 (A) は変形例の磁場発生部 2 H を示す。この磁場発生部 2 H は各電磁石を構成する強磁性体部に特徴がある。

図 6 4 (B) に示すように例えば電磁石 5 のコア部及び補助磁極部の強磁性体（導体）1 9 5 部分が絶縁体 1 9 6 で細かく仕切って構成されている。他の電磁石 4 a、4 b 及び図 6 4 に示していない電磁石 3 のコア部及び補助磁極部の強磁性体（導体）1 9 5 も同様の構成である。

このような構成にすることにより以下の効果がある。

【 0 0 9 3 】

電磁石のコア材や補助磁極部には、鉄系、ニッケル系等の導電性のある強磁性体が使用される。この時、位置検出（位置・姿勢検出部 1 8 4）で使用する交番磁場において渦電

10

20

30

40

50

流が発生し、交番磁場の空間分布に影響を与える。これにより、位置検出精度が低下する。そこで、コア部、補助磁極部の強磁性体 195 を絶縁体 196 で細かく仕切ることによって、発生する磁場の強度を変えずに渦電流を抑え、位置・姿勢検出の安定性、精度を向上させることができる。これにより、フィードバックする位置・姿勢の安定性、精度が向上すると、挿入部付近で発生する磁場の精度も向上し、より安定した制御が可能となる。

なお、上述した各実施例等を部分的に組み合わせて構成される実施例等も本発明に属する。

【0094】

[付記]

1. 前記磁場発生部に、前記第1, 第2電磁石ユニットに対してそれぞれ対向する複数の電磁石を設け、

前記第1電磁石ユニットが各電磁石と逆方向に磁化され、

前記第2電磁石ユニットが対向する電磁石と同方向に磁化されることを特徴とする請求項2に記載の磁気誘導医療システム。

付記1の効果：対向する電磁石の間で、各電磁石の発生する磁場を強化することができる。

2. 前記磁場発生部に、前記第1, 第3電磁石ユニットに対してそれぞれ対向する複数の電磁石を設け、

前記第1, 第2, 第3電磁石ユニットが前記対向する各電磁石と逆方向に磁化されることを特徴とする請求項3に記載の磁気誘導医療システム。

付記2の効果：対向する電磁石の間で、各電磁石の発生する磁場を強化することができる。

【0095】

3. 前記第1, 第2, 第3電磁石ユニットに対してそれぞれ対向する複数の電磁石を設け、

前記第1, 第3電磁石ユニットが対向する各電磁石と逆方向に磁化され、

前記第2電磁石ユニットが対向する電磁石と同方向に磁化されることを特徴とする請求項4に記載の磁気誘導医療システム。

付記3の効果：対向する電磁石の間で、各電磁石の発生する磁場を強化することができる。

4. 前記磁場制御部が、前記位置・姿勢検出部で得られた前記挿入部の位置情報を基に、前記第2電磁石ユニットとその他の電磁石ユニットとの前記平面に垂直方向の相対位置を変化させる相対位置制御部を具備することを特徴とする請求項2に記載の磁気誘導医療システム。

付記4の効果：第2電磁石ユニットとその他電磁石ユニットの相対位置を変化させることで、誘導可能範囲を移動することができ、その結果、全体としての誘導可能範囲が広がる。

【0096】

5. 前記磁場制御部が、前記位置・姿勢検出部で得られた前記挿入部の位置に応じて、前記第1, 第3電磁石ユニットと前記第2電磁石ユニットの前記平面に垂直方向の相対位置を変化させる相対位置制御部を備えることを特徴とする請求項4に記載の磁気誘導医療システム。

付記5の効果：第1, 3電磁石ユニットと第2電磁石ユニットの相対位置を変化させることで誘導可能範囲を移動することができ、その結果全体としての誘導可能範囲が広がる。

6. 前記磁場制御部が、前記複数の電磁石の各電磁石に流す電流と、その時の前記対称軸上の各位置における発生磁場とを関連付けて記憶する発生磁場記憶部を具備し、

前記磁場制御部が、前記位置・姿勢検出部で得られた前記挿入部の位置情報と前記発生磁場記憶部が記憶する前記各電磁石の電流と前記対称軸上の発生磁場に応じて前記磁場発生部を制御することを特徴とする請求項1に記載の磁気誘導医療システム。

付記 6 の効果：各電磁石の磁場発生分布を記憶しておくことで、挿入部の位置情報が得られた時に挿入部近辺において最適な磁場を発生するための電磁石に流す電流を算出できる。

【 0 0 9 7 】

7 . 前記電磁石電流制御部が、前記挿入部を回転させるために前記磁場発生部から回転磁場を発生させ、前記体外装置で得られた連続する取得画像から、前記挿入部の回転速度を算出し回転速度情報に応じて前記複数の電磁石に流す電流を制御することを特徴とする請求項 1 3 に記載の磁気誘導医療システム。

付記 7 の効果：挿入部に発生する回転速度を取得画像から算出することで、実際に発生する磁場方向を検出することができる。そのため挿入部に磁気センサを必要としない。

10

8 . 前記挿入部が、磁場測定部を具備し、

前記磁場制御部が、前記磁場測定部で得られた磁場と前記位置・姿勢検出部で得られた前記挿入部の位置と姿勢に応じて、前記磁場発生部の発生磁場を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の磁気誘導医療システム。

【 0 0 9 8 】

9 . 前記医療装置が内視鏡であることを特徴とする前記磁気誘導医療システム。

1 0 . 前記医療装置がカテーテルであることを特徴とする前記磁気誘導医療システム。

1 1 . 前記位置・姿勢検出部が、前記挿入部に設けられた電波を発生する電波発生部と、前記電波を前記生体外で受信する少なくとも 1 つの受信部を具備し、

前記電波発生部から発生された電波を前記受信部で受信したときの電波強度によって位置および姿勢の少なくとも一方を検出することを特徴とする請求項 1 に記載の磁気誘導医療システム。

20

付記 1 1 の効果：受信部の電磁波強度によって位置検出が可能なため、磁場発生部が発生する磁場と干渉することなく位置検出が可能。またカプセル型医療装置においては、挿入部での取得データを無線で送信する必要があるため、機能を兼ねることができ効率的である。

【 0 0 9 9 】

1 2 . 前記位置・姿勢可変部の動作により磁場発生部と相対的に位置が変化するフレームを具備し、前記受信部を前記フレームに固定したことを特徴とする付記 1 1 の磁気誘導医療システム。

30

付記 1 2 の効果：筐体に受信部を設けることで、挿入部の筐体に対する位置を検出することができる。これによって筐体に対する座標系で磁場発生部が移動することができる。

1 3 . 前記受信部を前記磁場発生部に固定したことを特徴とする付記 1 1 の磁気誘導医療システム。

付記 1 3 の効果：磁場発生部に受信部を固定することで、挿入部の磁場発生部に対する位置を検出することができる。これによって磁場発生部の移動量を算出することができる。また、受信部が常に挿入部に近い位置に移動するため、受信部を利用して行うデータ通信においても最適な環境で通信を行える。

【 0 1 0 0 】

1 4 . 前記位置・姿勢検出部が、前記挿入部に設けられてマーカコイルと、

40

前記生体外に設けられ、前記マーカコイルが発生する磁場の強度を検出する複数の磁気センサと、

前記複数の磁気センサの検出磁場から前記挿入部の位置および姿勢の少なくとも一方を算出する位置・姿勢算出部と、

を具備したことを特徴とする請求項 1 に記載の磁気誘導医療システム。

1 5 . 前記位置・姿勢検出部が、前記挿入部に設けられた移動量を検出する速度センサまたは加速度センサを備え、

前記速度センサまたは加速度センサの出力によって位置・姿勢を検出することを特徴とする請求項 1 に記載の磁気誘導医療システム。

付記 1 5 の効果：加速センサ、速度センサの積分値より位置を検出することができる。

50

磁場発生部が発生する磁場に干渉することなく、位置を検出することができる。

【 0 1 0 1 】

16．前記位置・姿勢検出部が透視装置を備え、

前記透視装置に写し出される前記挿入部の画像によって位置・姿勢を検出することを特徴とする請求項1に記載の磁気誘導医療システム。

付記16の効果：透視画像を分析することにより、挿入部の位置を検出することができる。磁場発生部が発生する磁場に干渉することなく、位置を検出することができる。

17．前記磁気誘導医療システムに超音波観測装置を設け、

前記位置・姿勢検出部が前記超音波観測装置で得られた前記挿入部の画像によって位置・姿勢を検出することを特徴とする請求項1に記載の磁気誘導医療システム。

付記17の効果：挿入部は生体と比較して超音波に対して高反射を起こすため、超音波画像を分析することにより、挿入部の位置を検出することができる。磁場発生部が発生する磁場に干渉することなく、位置を検出することができる。

18．前記少なくとも3個の電磁石のいずれかのコアが強磁性体で構成され、前記コアの中央部分が窪み部を有することを特徴とする付記1の磁気誘導医療システム。

【 0 1 0 2 】

19．前記少なくとも3個の電磁石のいずれかのコアが強磁性体で構成され、前記コアの磁化方向に垂直な面での断面積が、前記生体に近い端面で最大となることを特徴とする付記1の磁気誘導医療システム。

20．前記少なくとも3個の電磁石のいずれかの電磁石において、一方の磁極側に強磁性体が設けることを特徴とする付記1の磁気誘導医療システム。

21．前記第1電磁石ユニットを台形形状の電磁石とすることを特徴とする請求項2に記載の磁気誘導医療システム。

22．前記第3電磁石ユニットを台形形状の電磁石とすることを特徴とする請求項2に記載の磁気誘導医療システム。

23．前記電磁石を強磁性体の上に設置することを特徴とする付記1の磁気誘導医療システム。

【 0 1 0 3 】

24．前記位置・姿勢検出部がさらに、生体外に設けられ、マーカコイルに誘導磁場を発生させるために変動磁場を発生するドライブコイルを具備したことを特徴とする付記14に記載の磁気誘導医療システム。

25．前記位置・姿勢検出部がさらに、前記ドライブコイルの変動磁場のみが前記複数の磁気センサに作用した場合の複数の磁気センサでの出力であるキャリブレーションデータを記憶するキャリブレーションデータ記憶部を具備し、

前記ドライブコイルの変動磁場と前記ドライブコイルの変動磁場によって前記マーカコイルが発生する誘導磁場とが前記複数の磁気センサに作用した時の前記複数の磁気センサでの出力と、キャリブレーションデータ記憶部に記憶されたキャリブレーションデータより挿入部の位置・姿勢を算出することを特徴とする付記24に記載の磁気誘導医療システム。

【 0 1 0 4 】

26．前記キャリブレーションデータ記憶部が、前記位置・姿勢可変部の複数の位置および姿勢と、それぞれの位置および姿勢に対応したキャリブレーションデータとを関連付けて記憶し、

前記位置・姿勢算出部が、前記キャリブレーションデータ記憶部に記憶されたキャリブレーションデータを基に、前記位置・姿勢可変部の位置および姿勢に応じたキャリブレーションデータを求め、

前記磁気センサの出力と、前記位置・姿勢算出部が求めたキャリブレーションデータとから前記挿入部の位置および姿勢の少なくとも一方を算出することを特徴とする付記25に記載の磁気誘導医療システム。

27．前記磁気センサが、前記磁場発生部に固定されたことを特徴とする付記14に記載

10

20

30

40

50

の磁気誘導医療システム。

【 0 1 0 5 】

28．前記位置・姿勢可変部の動作により、前記磁場発生部と相対的に位置が変化するフレームを具備し、前記磁気センサが前記フレームに固定されたことを特徴とする付記27に記載の磁気誘導医療システム。

【 0 1 0 6 】

29．前記ドライブコイルが、前記磁場発生部に固定されたことを特徴とする付記24に記載の磁気誘導医療システム。

30．前記位置・姿勢可変部の動作により、前記磁場発生部と相対的に位置が変化するフレームを具備し、前記ドライブコイルが前記フレームに固定されたことを特徴とする付記24に記載の磁気誘導医療システム。

31．前記磁場発生部の前記各電磁石が、導体をコアとした電磁石であり、前記コアが、絶縁体によって分割されたことを特徴とする請求項1に記載の磁気誘導医療システム。

32．前記磁場制御部が、発生すべき磁場方向と、前記位置・姿勢検出部で得られた前記挿入部の姿勢との偏差を基に、前記磁場発生部を制御することを特徴とする請求項1に記載の磁気誘導医療システム。

【 0 1 0 7 】

33．前記磁場発生部が、回転磁場もしくは振動磁場を発生することを特徴とする請求項1に記載の磁気誘導医療システム。

34．生体の体腔内に挿入され、磁場発生部から発生する磁界によって誘導可能な空間内で誘導される挿入部を有する医療装置の磁気誘導方法において、

前記挿入部と前記磁場発生部との磁気誘導開始時の相対位置を決定するステップと、
前記磁場発生部から磁場を発生し、前記挿入部の誘導を開始するステップと、
を具備したことを特徴とする医療装置の磁気誘導方法。

【 0 1 0 8 】

35．前記挿入部と前記磁場発生部の磁気誘導開始時の相対位置を決定するステップが、前記生体の体腔内に前記挿入部を導入するステップを有することを特徴とする付記34に記載の医療装置の磁気誘導方法。

36．前記挿入部と前記磁場発生部の磁気誘導開始時の相対位置を決定するステップが、前記誘導可能な空間内の所定の位置近傍に前記挿入部を導入するステップを有することを特徴とする付記34に記載の医療装置の磁気誘導方法。

37．前記誘導可能な空間内の所定の位置近傍に前記挿入部を導入するステップが、前記生体を前記医療装置の所定の位置および体位で導入するステップと、前記挿入部を前記生体の体腔内に導入するステップと、を有することを特徴とする付記36に記載の医療装置の磁気誘導方法。

【 0 1 0 9 】

38．前記挿入部と前記磁場発生部の磁気誘導開始時の相対位置を決定するステップが、前記誘導可能な空間内の所定の位置に導入された前記挿入部と前記磁場発生部とを予め決められた相対位置に変化するステップを有することを特徴とする付記36に記載の医療装置の磁気誘導方法。

【 0 1 1 0 】

39．前記挿入部と前記磁場発生部の磁気誘導開始時の相対位置を決定するステップが、前記誘導可能な空間内に前記挿入部を導入するステップと、前記挿入部の位置および姿勢の少なくとも一方を検出するステップと、検出された位置および姿勢に基づいて、前記挿入部と前記磁場発生部とを予め決められた相対位置に変化するステップと、からなることを特徴とする付記34に記載の医療装置の磁気誘導方法。

40．前記挿入部と前記磁場発生部の磁気誘導開始時の相対位置を決定するステップが、前記誘導可能な空間内に前記挿入部を導入するステップと、前記挿入部と前記磁場発生部の相対位置および姿勢を複数の位置および姿勢に変更し、

10

20

30

40

50

各位置および姿勢で前記挿入部の位置および姿勢の少なくとも一方を検出するステップと、

前記検出結果より、前記挿入部の位置および姿勢を決定するステップと、

前記決定した前記挿入部の位置および姿勢を基に、前記挿入部と前記磁場発生部とを予め決められた相対位置に変化するステップと、

からなることを特徴とする付記 3 4 に記載の医療装置の誘導方法。

【 0 1 1 1 】

4 1 . 前記挿入部の磁場による誘導を開始するステップが、前記挿入部を前記生体の体腔内に導入するステップを有することを特徴とする付記 3 4 に記載の医療装置の誘導方法。

4 2 . 挿入部を誘導可能な空間内に導入するステップと、

磁場発生部が発生する磁場を用いて前記挿入部を生体の体腔内で誘導するステップと、を有する医療装置の磁気誘導方法において、

前記磁場発生部が発生する磁場を用いて前記挿入部を生体の体腔内で誘導するステップが、

位置・姿勢検出部が前記挿入部の位置および姿勢の少なくとも一方を検出するステップと、

前記挿入部の位置および姿勢を基に、前記生体と前記磁場発生部との相対位置および姿勢の少なくとも一方を変化させるステップと、

を有することを特徴とする医療装置の磁気誘導方法。

【 0 1 1 2 】

4 3 . 前記挿入部を前記誘導可能な空間内に導入するステップの前に、

前記挿入部が前記誘導可能な空間内に無い状態での前記位置・姿勢検出部の状態（キャリアレーションデータ）を記憶するキャリアレーションを行うステップを設け、

前記挿入部の位置および姿勢の少なくとも一方を検出するステップが、

前記キャリアレーションデータを参照して位置および姿勢の検出を行うステップであることを特徴とする付記 4 2 に記載の医療装置の磁気誘導方法。

【 0 1 1 3 】

4 4 . 前記医療装置により前記キャリアレーションを行うステップは、

前記位置・姿勢検出部と前記磁場発生部との相対位置および姿勢の少なくとも一方を変化させるステップと、

前記相対位置および姿勢とこの時の前記キャリアレーションデータを関連付けて記憶するステップと、

を繰り返すステップであり、

前記キャリアレーションデータを参照して位置および姿勢の検出を行うステップは、

現在の前記位置・姿勢検出部と前記磁場発生部との相対位置および姿勢におけるキャリアレーションデータを、現在の位置・姿勢検出部と前記磁場発生部との相対位置と前記キャリアレーションで得られた前記キャリアレーションデータより算出するステップと、

前記算出されたキャリアレーションデータを参照して位置および姿勢の検出を行うステップと、

からなることを特徴とする付記 4 3 に記載の医療装置の磁気誘導方法。

【産業上の利用可能性】

【 0 1 1 4 】

体内に挿入されるカプセル型医療装置等の生体挿入医療装置には、磁場に作用するマグネットなどを内蔵し、体外に配置される磁場発生部により磁氣的に誘導する際、生体挿入医療装置の位置を検出して、磁場発生部の位置を移動等する制御を行うことにより、生体挿入医療装置が体内で広範囲に移動した場合にも、磁場発生部により誘導できる磁場を発生することができるようになる。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 1 5 】

【図 1】本発明の実施例 1 の磁気誘導医療システムの全体構成図。

- 【図 2】図 1 の平面移動機構部及び制御部の内部構成を示すブロック図。
- 【図 3】カプセル型医療装置の内部構成を示す図。
- 【図 4】カプセル型医療装置から無線で送信される電磁場を受信する受信アンテナ部を示す図。
- 【図 5】体外の制御部内の信号処理系の構成を示すブロック図。
- 【図 6】受信アンテナ部の詳細な構成を示す図。
- 【図 7】変形例における受信アンテナ部の構成例を示す図。
- 【図 8】電流制御部により通電される電流が制御される磁場発生部の構成を示す図。
- 【図 9】磁場発生部の具体的な構成を示す平面図。
- 【図 10】磁場発生部の具体的な構成を示す斜視図。 10
- 【図 11】磁場発生部の具体的な構成を示す断面図。
- 【図 12】磁場発生部を構成する各軸方向発生用の電磁石による中心軸上に発生される磁場強度を示す特性図。
- 【図 13】各軸の発生磁場強度の本来発生すべき磁場強度に対するずれが、実際に発生する磁場方向と本来発生すべき磁場方向とのずれ角度に及ぼす影響を示す特性図。
- 【図 14】磁氣的に誘導可能な範囲の概略図。
- 【図 15】カプセル型医療装置に対して回転磁場を印加して推進させる様子を示す説明図。
- 【図 16】カプセル型医療装置からの無線電波を受信した位置情報により、磁場発生部を移動してカプセル型医療装置を誘導可能範囲内に保つように制御する様子を示す説明図。 20
- 【図 17】磁場発生部の直上にカプセル型医療装置を保持した状態を示す図。
- 【図 18】発生磁場記憶部に記憶されている電磁石 3 ~ 5 の磁極と磁場発生部との距離に対して単位電流当たりの発生磁場の特性を示す図。
- 【図 19】第 1 変形例における平面移動機構部の構成を示す図。
- 【図 20】第 2 変形例における平面移動機構部の構成を示す斜視図。
- 【図 21】複数の超音波プローブを用いて位置情報を算出する構成等を示す図。
- 【図 22】超音波プローブを回転させたり、アレイ状超音波プローブを用いて 3 次元位置を算出する様子を示す図。
- 【図 23】ベッドの内部の磁場発生部の上に超音波プローブを取り付けて位置算出を行う構成を示す図。 30
- 【図 24】取り外し自在にした超音波プローブの取り付け構造を示す図。
- 【図 25】患者の体表面を覆うように取り付けられた超音波プローブアレイにより位置算出を行う構成を示す図。
- 【図 26】カプセル型医療装置に超音波を反射する物質を設けた構成を示す図。
- 【図 27】椅子の内部に磁場発生部を設けた例を示す図。
- 【図 28】平面移動機構の具体例を示す斜視図。
- 【図 29】中央の電磁石に流す電流を変化した場合における発生磁場の測定結果を示す図。
- 【図 30】本発明の実施例 2 の磁気誘導医療システムの全体構成図。
- 【図 31】磁場発生部の構成を示す図。 40
- 【図 32】内視鏡の先端側の構成を示す図。
- 【図 33】内視鏡の先端部を誘導可能範囲内に誘導する動作の説明図。
- 【図 34】中央の電磁石の移動により誘導可能範囲内に誘導する動作の説明図。
- 【図 35】中央の電磁石を移動する構造の磁場発生部を示す断面図。
- 【図 36】中央の電磁石の高さを変化した場合における発生磁場の測定結果を示す図。
- 【図 37】本発明の実施例 3 の磁気誘導医療システムの概略の構成図。
- 【図 38】マグネット等を内蔵したカプセル型医療装置を示す図。
- 【図 39】磁場発生部の構成を示す平面図。
- 【図 40】実施例 3 の変形例の磁場発生部の構成を示す平面図。
- 【図 41】磁場発生部を構成する電磁石の底面側に強磁性体を設けたものを示す概略断面 50

図。

【図 4 2】図 4 1 における強磁性体を設けた場合と設けない場合における発生磁場を測定した結果を示す図。

【図 4 3】電磁石全体の底面側に強磁性体を設けた磁場発生部を示す概略断面図。

【図 4 4】中央の電磁石の磁場発生側の上面に強磁性体を設けた磁場発生部を示す概略断面図。

【図 4 5】中央の電磁石の上面に強磁性体を設けた場合と設けない場合における発生磁場を測定した結果を示す図。

【図 4 6】電磁石のコアの長手方向の中央付近に窪み部を設けた中央の電磁石を示す概略断面図。

【図 4 7】磁場発生側の上部側のコア断面積を大きくした中央の電磁石を示す概略断面図。

【図 4 8】周辺側の電磁石における磁場発生側の上面に強磁性体を設けた磁場発生部を示す概略断面図。

【図 4 9】本発明の実施例 4 の磁気誘導医療システムの構成図。

【図 5 0】1 対の磁場発生部を対向配置した構成を示す図。

【図 5 1】図 5 0 において、一方を中央の電磁石のみを対向配置した構成の磁場発生部を示す図。

【図 5 2】図 5 1 の場合における発生磁場の概略の特性を示す図。

【図 5 3】電磁石の磁化方向を示す図。

【図 5 4】カテーテルの先端部の構成を示す図。

【図 5 5】本発明の実施例 5 の磁気誘導医療システムの構成図。

【図 5 6】ベッド周辺部の構成を示す図。

【図 5 7】マーカコイルを内蔵したカプセル型医療装置を示す図。

【図 5 8】磁場発生部及びドライブコイル等の配置構成例を示す図。

【図 5 9】カプセル型医療装置の位置・姿勢検出機構の構成を示す説明図。

【図 6 0】図 5 8 の変形例を示す図。

【図 6 1】本実施例による磁気誘導方法の動作を示すフローチャート図。

【図 6 2】キャリブレーションデータを用いてベッドの位置制御を行う説明図。

【図 6 3】磁場制御部により磁場発生部をフィードバック制御する変形例の動作説明図。

【図 6 4】変形例の磁場発生部等の構成を示す図。

【符号の説明】

【0 1 1 6】

1 ... 磁気誘導医療システム

2 ... 磁場発生部

3 a、3 b ... 電磁石

4 a、4 b ... 電磁石

5 ... 電磁石

6、7、8 ... 電源装置

1 0 ... 指示操作部

2 3 ... 患者

3 1 ... ベッド

7 1 ... 磁気誘導医療システム

7 2 ... カプセル型医療装置

7 3 ... 受信アンテナ部

7 4 ... 平面移動機構部

7 6 ... 制御部

7 7 ... 平面移動機構

8 4 ... 撮像素子

8 8 ... マグネット

10

20

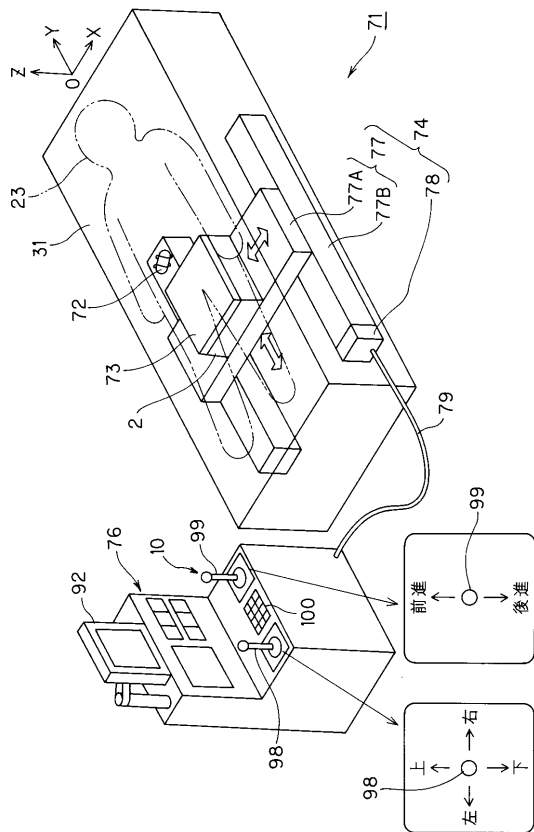
30

40

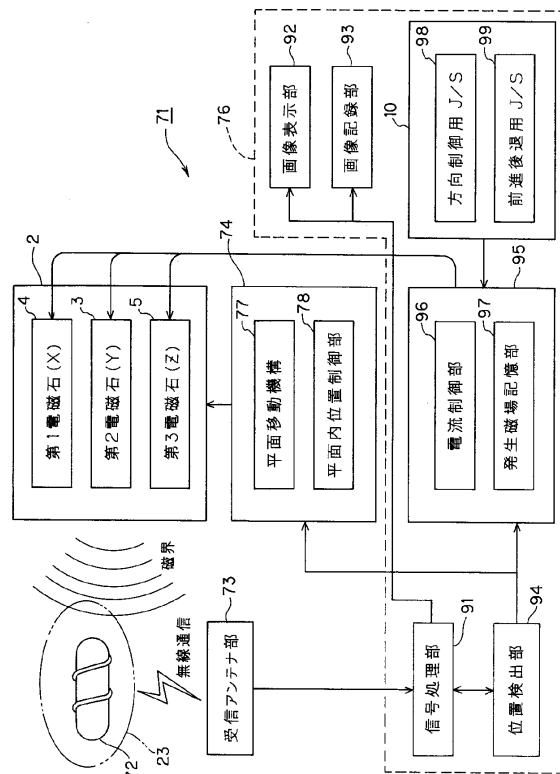
50

- 8 9 ... 螺旋状構造体
- 9 1 ... 信号処理部
- 9 2 ... 画像表示部
- 9 4 ... 位置検出部
- 9 6 ... 電流制御部

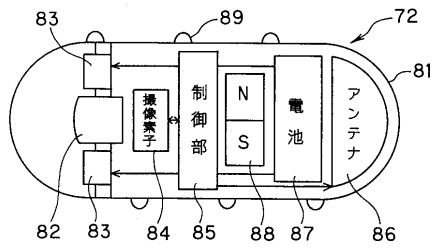
【 図 1 】



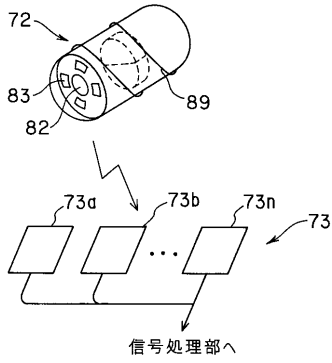
【 図 2 】



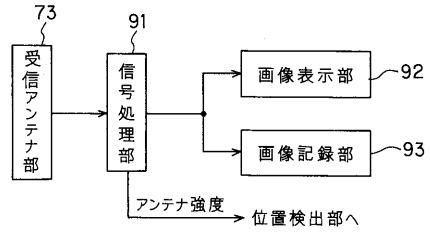
【図3】



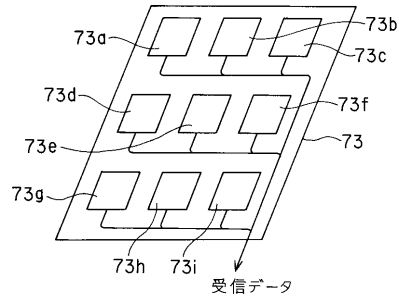
【図4】



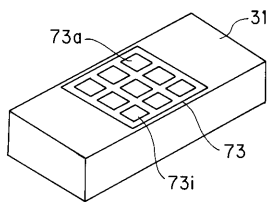
【図5】



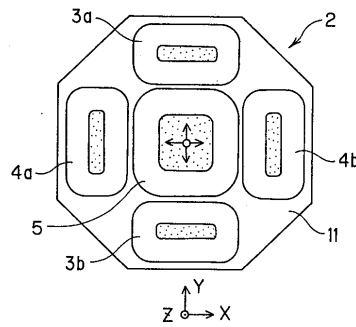
【図6】



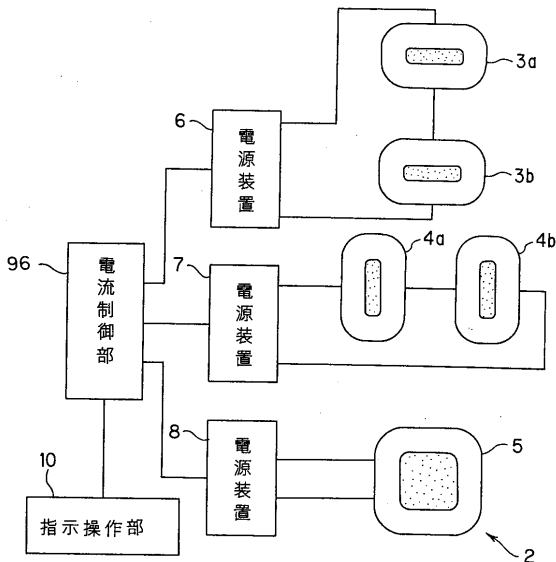
【図7】



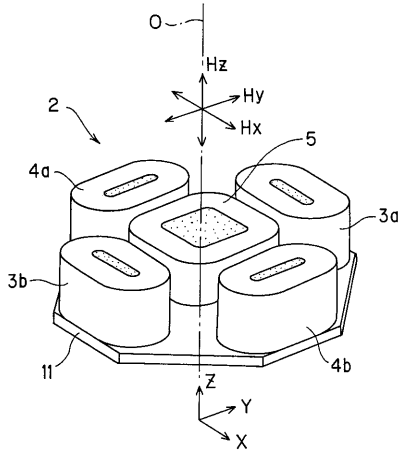
【図9】



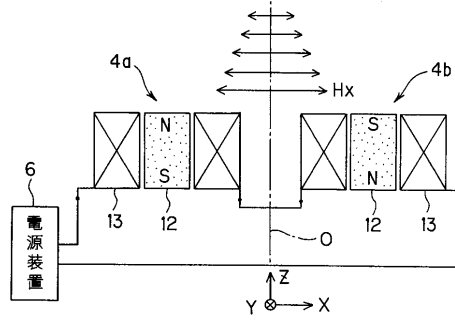
【図8】



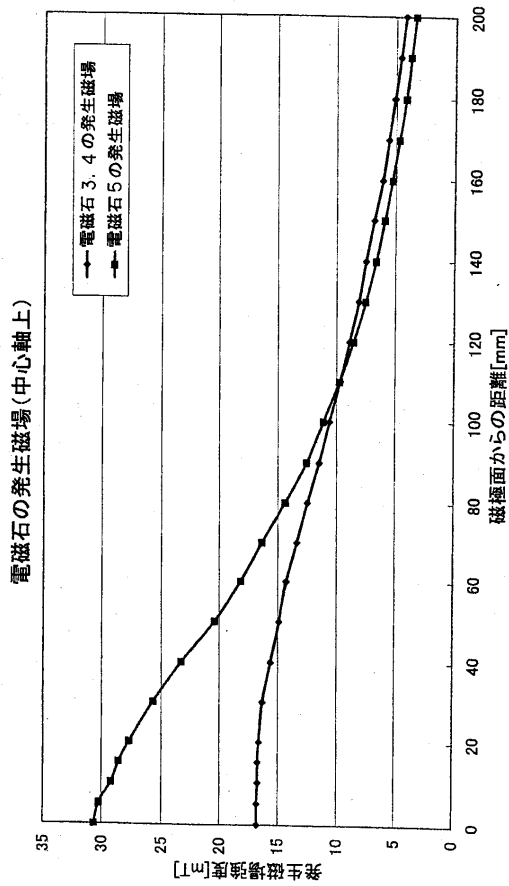
【図10】



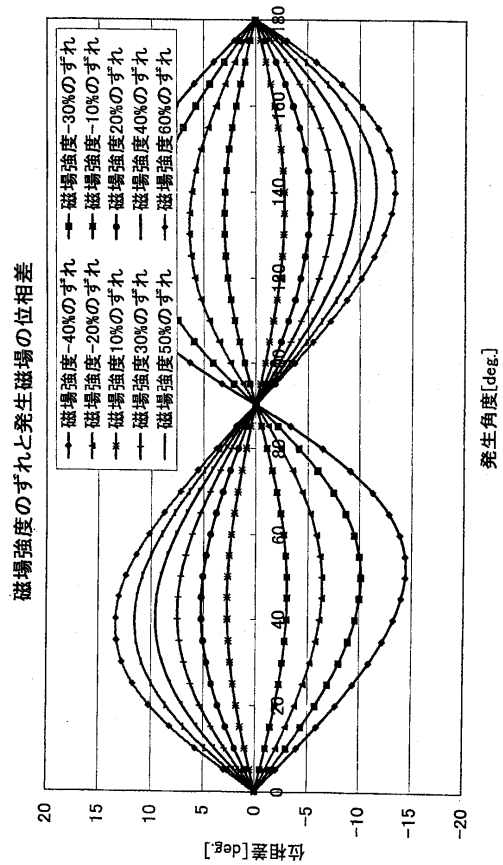
【図11】



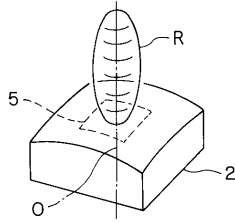
【図12】



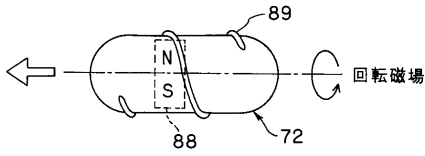
【図13】



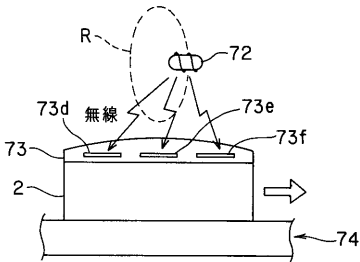
【図14】



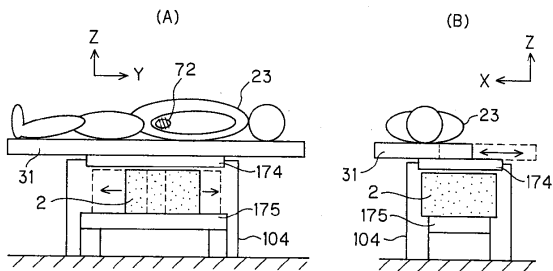
【図15】



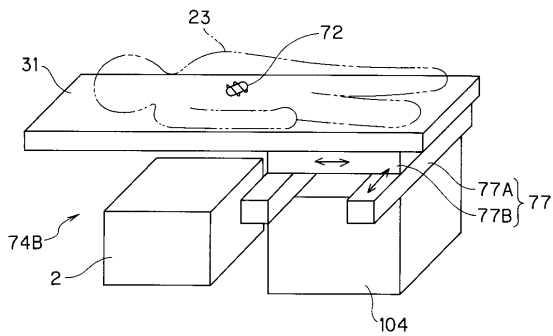
【図16】



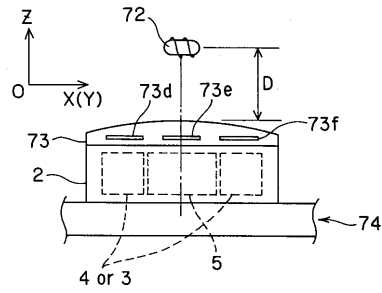
【図19】



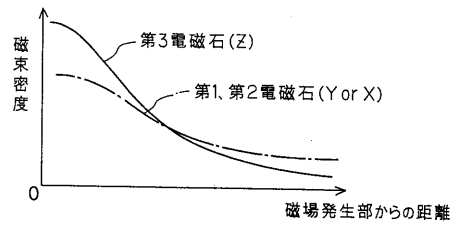
【図20】



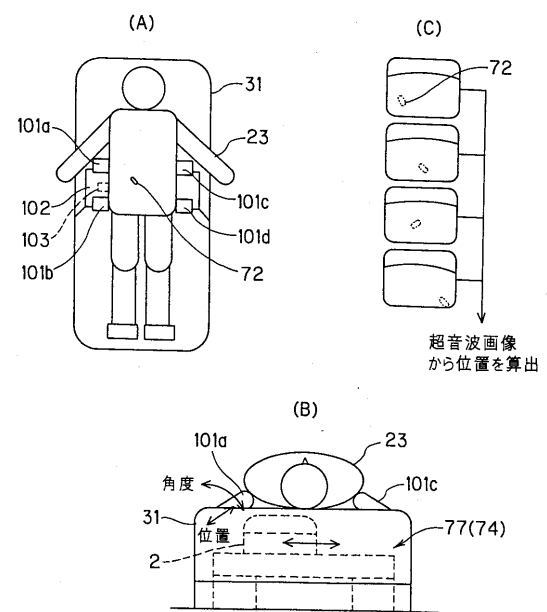
【図17】



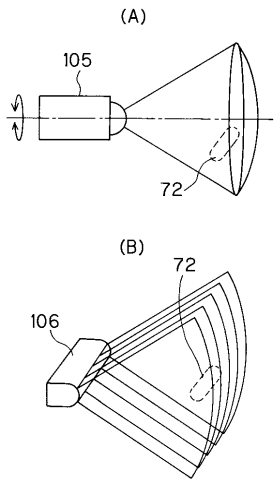
【図18】



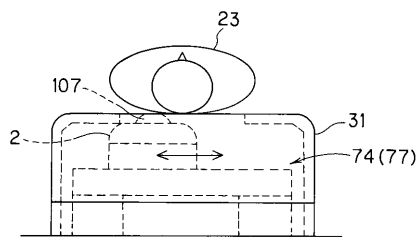
【図21】



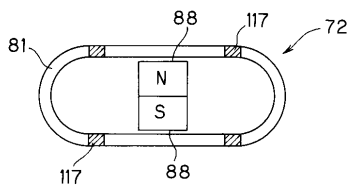
【図 2 2】



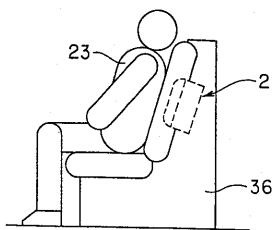
【図 2 3】



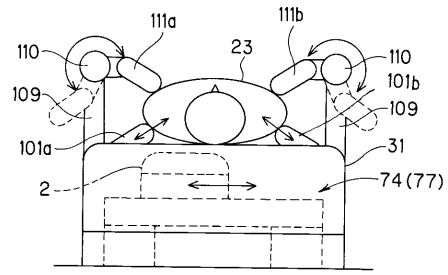
【図 2 6】



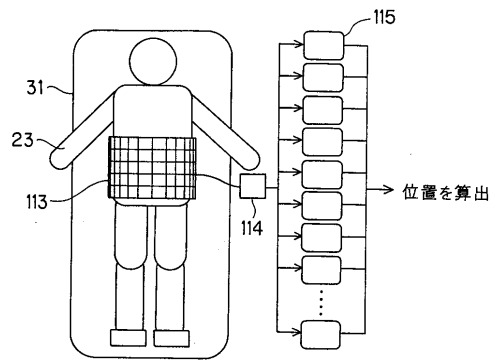
【図 2 7】



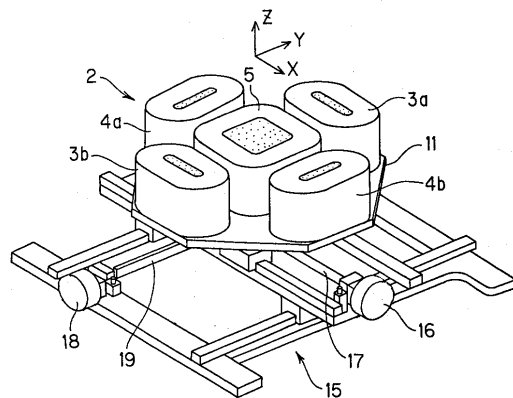
【図 2 4】



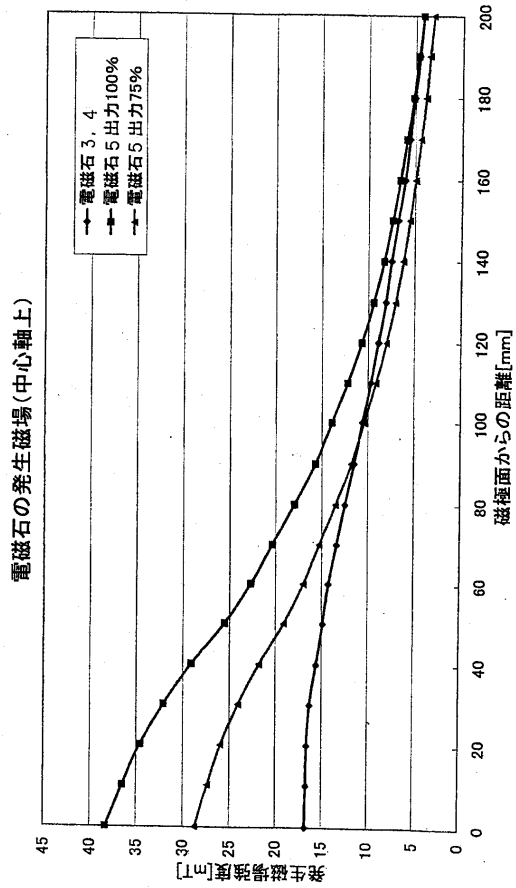
【図 2 5】



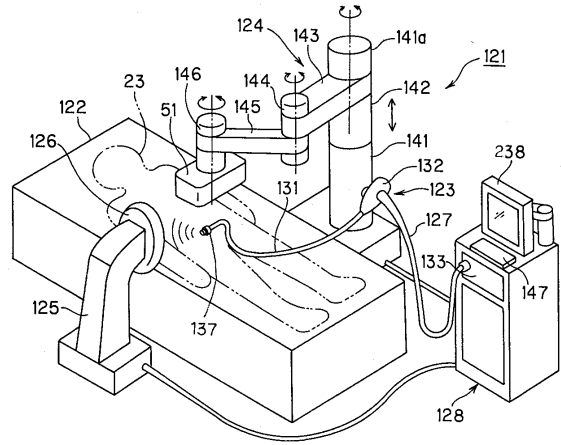
【図 2 8】



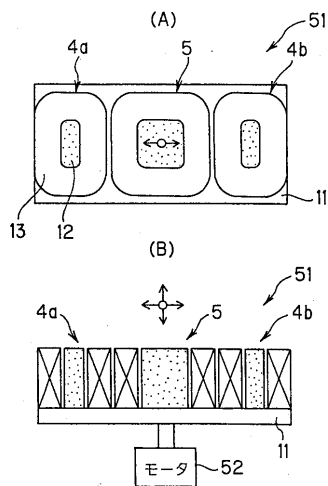
【図29】



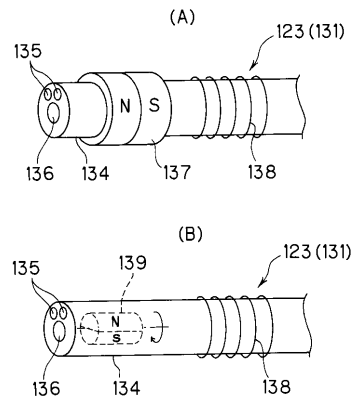
【図30】



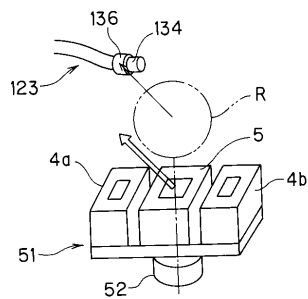
【図31】



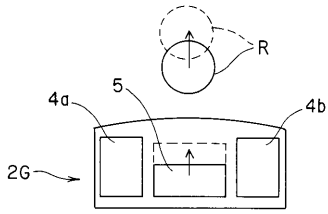
【図32】



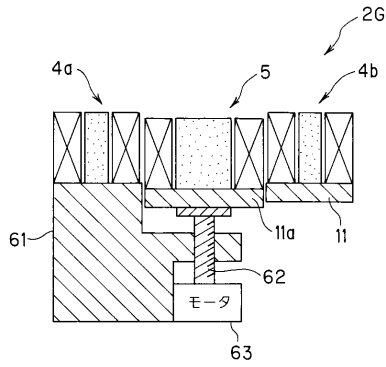
【図33】



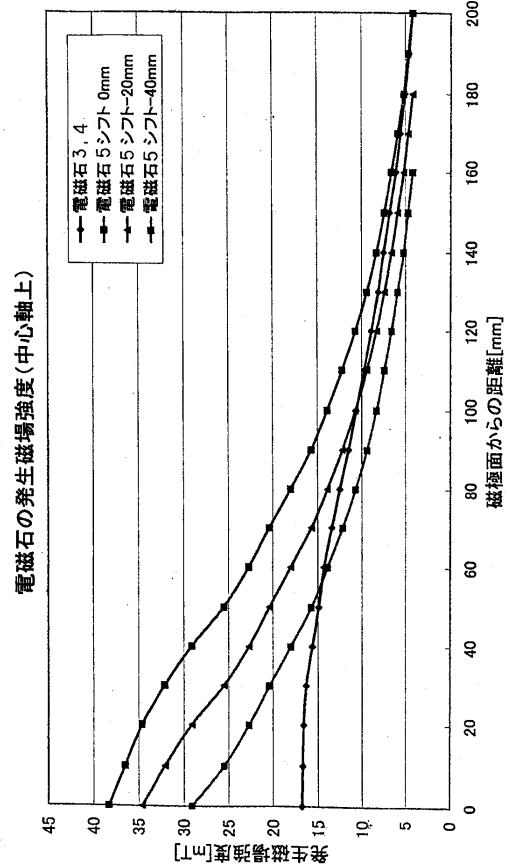
【図34】



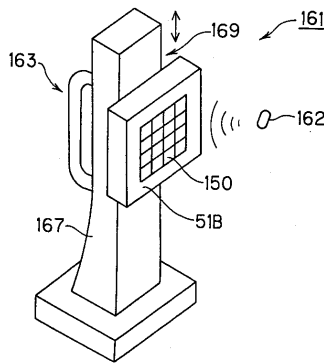
【図35】



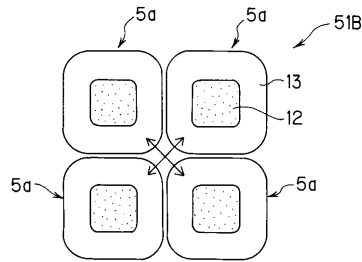
【図36】



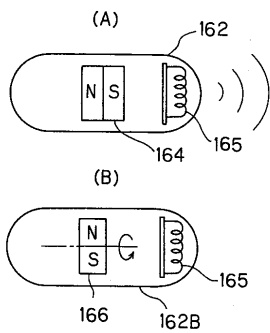
【図37】



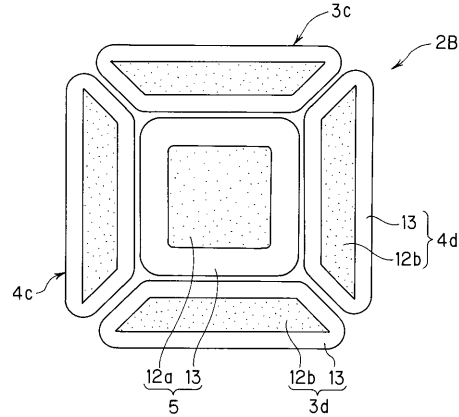
【図39】



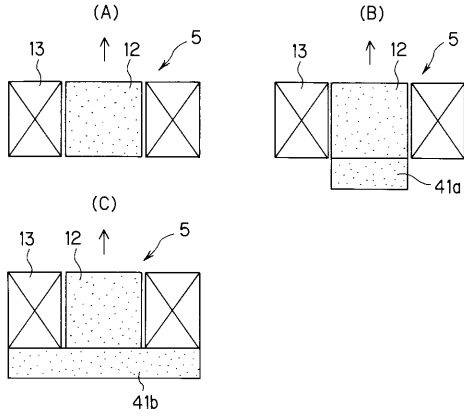
【図38】



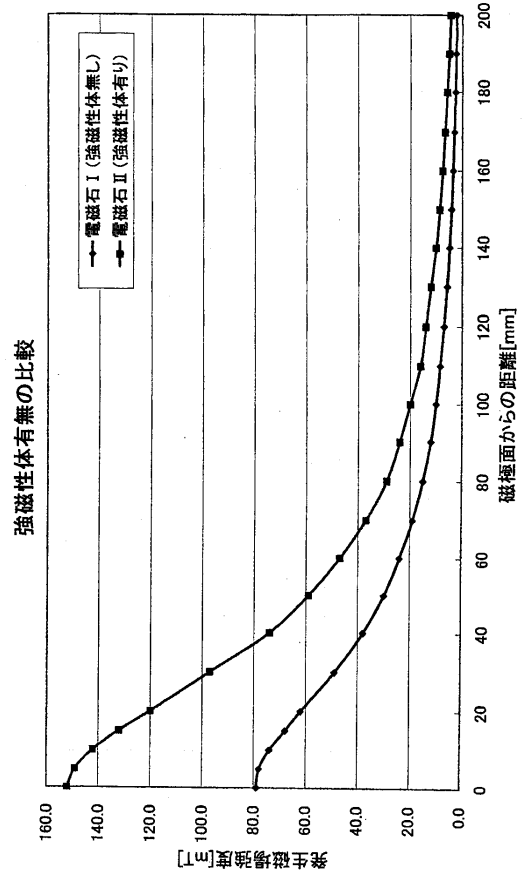
【図40】



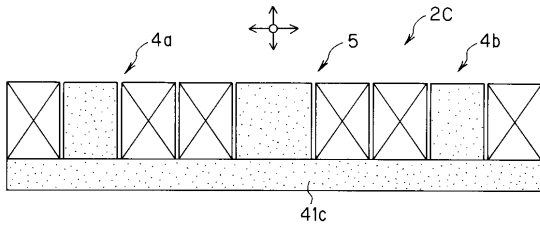
【図41】



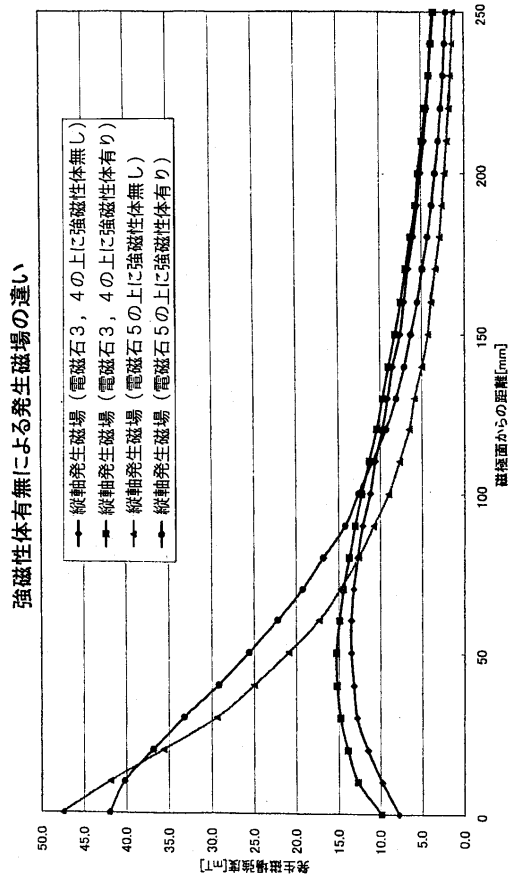
【図42】



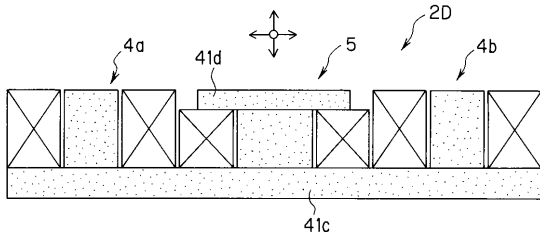
【図43】



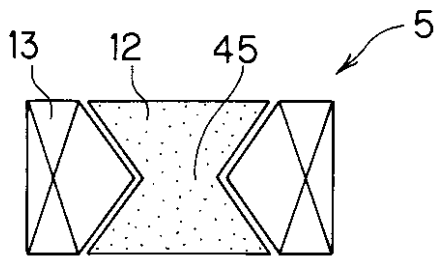
【図45】



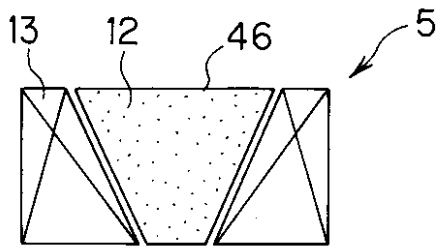
【図44】



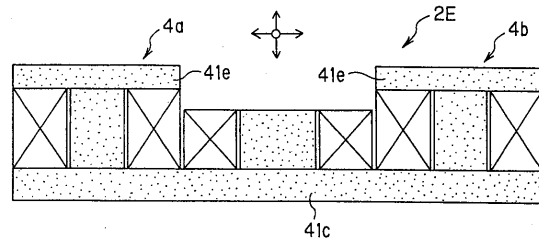
【 図 4 6 】



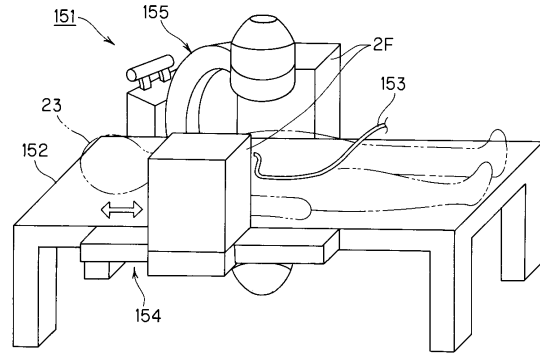
【 図 4 7 】



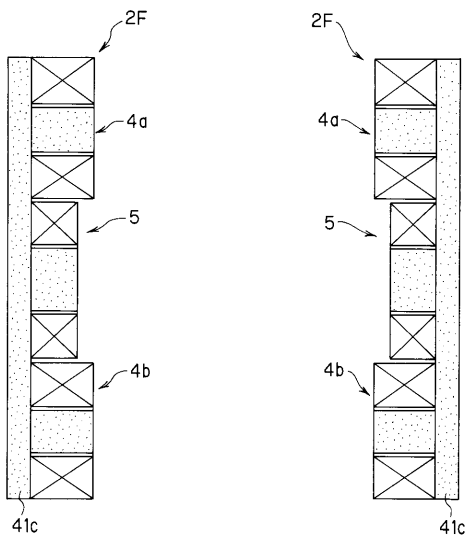
【 図 4 8 】



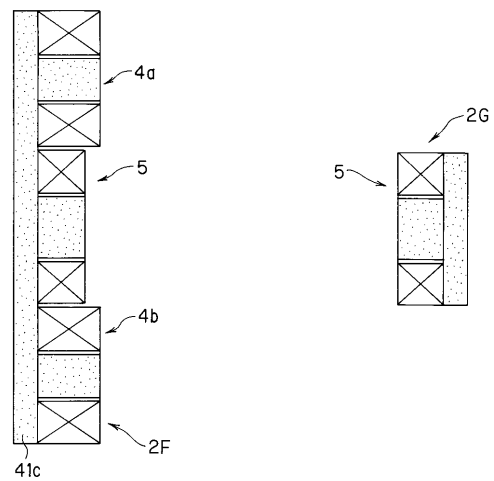
【 図 4 9 】



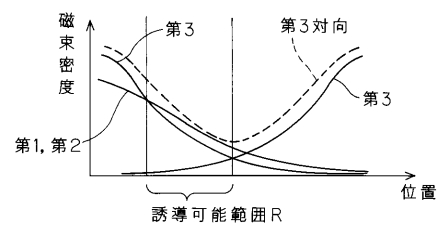
【 図 5 0 】



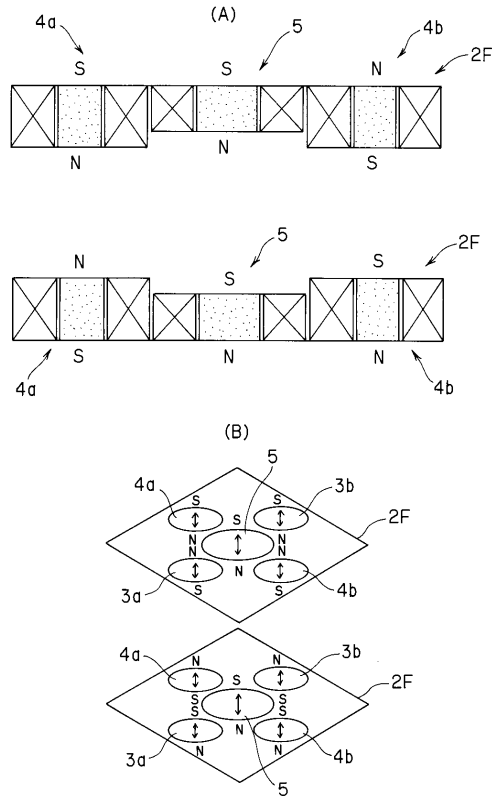
【 図 5 1 】



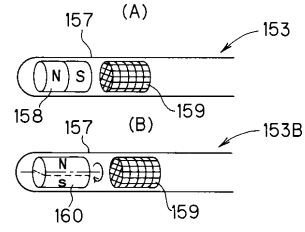
【 図 5 2 】



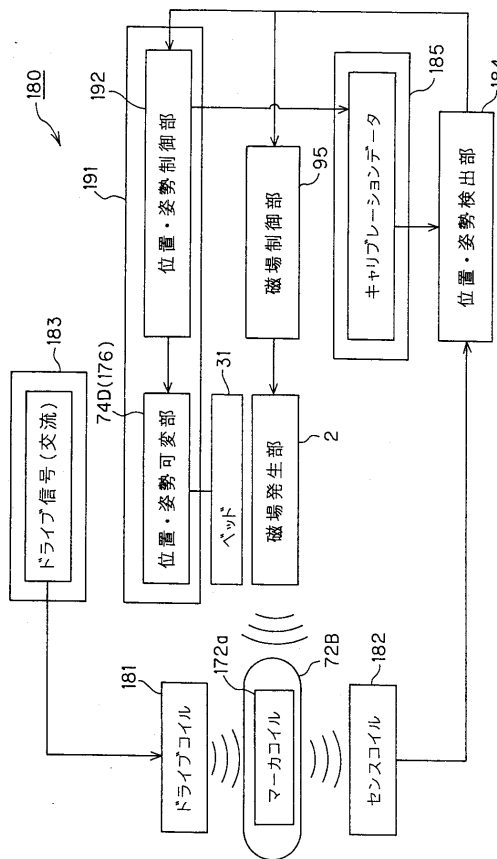
【図53】



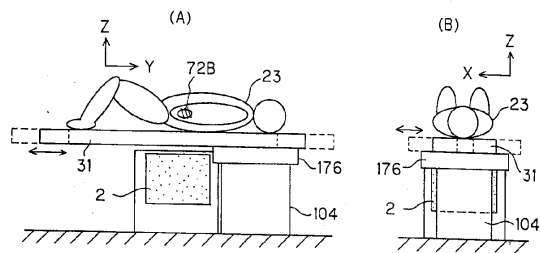
【図54】



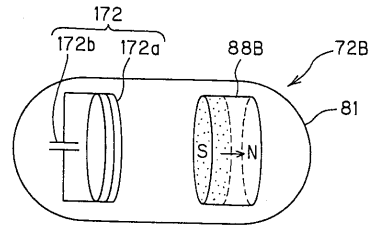
【図55】



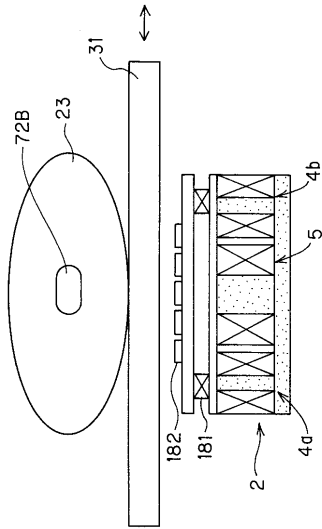
【図56】



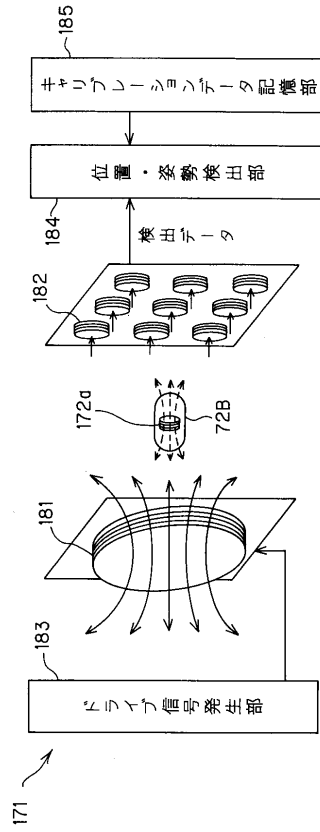
【図57】



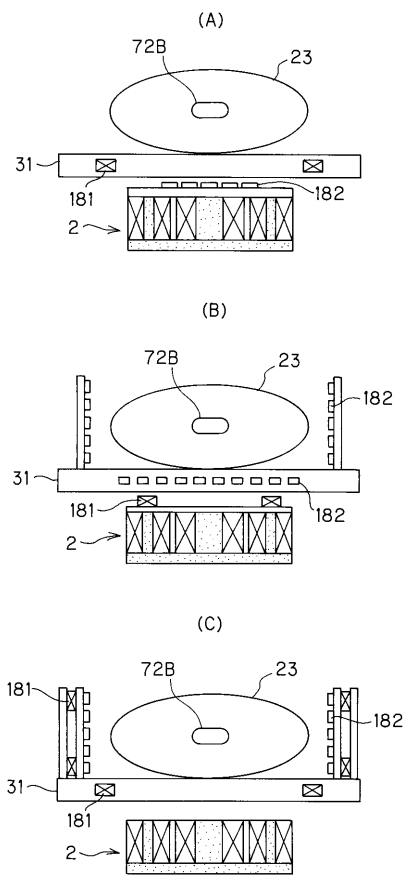
【図58】



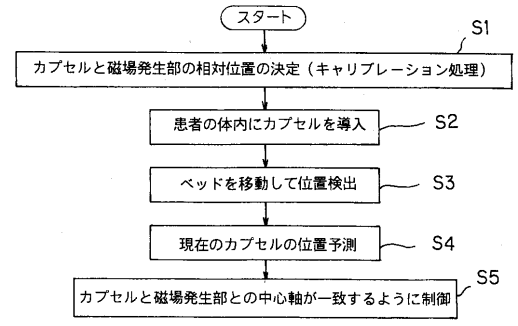
【図59】



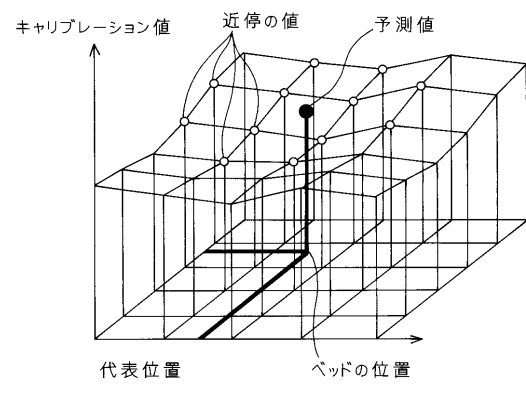
【図60】



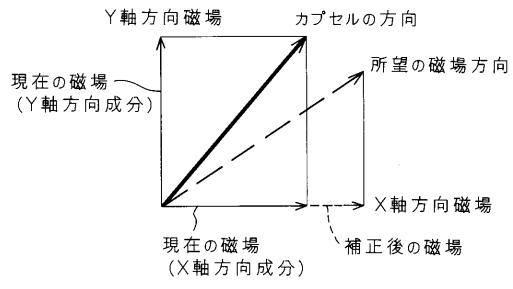
【図61】



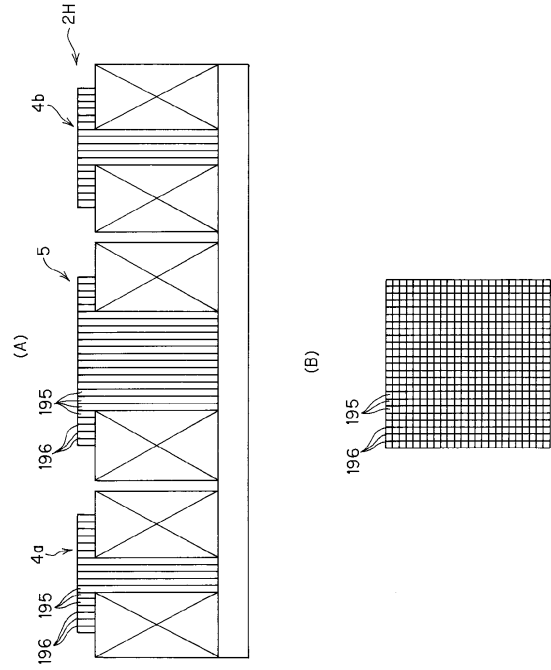
【図62】



【図 6 3】



【図 6 4】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2003-260026(JP,A)
特開2001-179700(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

| | |
|---------|---------|
| A 6 1 B | 5 / 0 6 |
| A 6 1 B | 5 / 0 7 |
| A 6 1 B | 8 / 1 2 |