

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4472410号
(P4472410)

(45) 発行日 平成22年6月2日 (2010.6.2)

(24) 登録日 平成22年3月12日 (2010.3.12)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/07 (2006.01)

A 6 1 B 5/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

A 6 1 B 5/07

A 6 1 B 5/06

請求項の数 19 (全 31 頁)

| | | | |
|-----------|-------------------------------|-----------|--------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2004-123565 (P2004-123565) | (73) 特許権者 | 000000376 |
| (22) 出願日 | 平成16年4月19日 (2004.4.19) | | オリンパス株式会社 |
| (65) 公開番号 | 特開2005-304638 (P2005-304638A) | | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 |
| (43) 公開日 | 平成17年11月4日 (2005.11.4) | (74) 代理人 | 100076233 |
| 審査請求日 | 平成19年4月16日 (2007.4.16) | | 弁理士 伊藤 進 |
| | | (72) 発明者 | 青木 勲 |
| | | | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ |
| | | | リンパス株式会社内 |
| | | (72) 発明者 | 内山 昭夫 |
| | | | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ |
| | | | リンパス株式会社内 |
| | | (72) 発明者 | 荒井 賢一 |
| | | | 宮城県塩竈市南町6番14号 |
| | | (72) 発明者 | 石山 和志 |
| | | | 宮城県仙台市青葉区上杉三丁目7番5号 |
| | | | 最終頁に続く |

(54) 【発明の名称】 カプセル型医療装置位置・姿勢検出システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内に挿入されるカプセル型医療装置本体と、
前記カプセル型医療装置本体に設けられたマグネットと、
前記カプセル型医療装置本体に設けられた共振回路を構成するカプセル内コイルと、
前記生体の周りに配置され、前記カプセル内コイルに対して誘導磁界を発生させるための交流磁界を発生する励磁用コイルと、
前記生体の周りに配置され、前記交流磁界により前記カプセル内コイルが発生した誘導磁界の磁界強度を検出する少なくとも一つの検出用コイルと、
前記生体の周りに配置され、前記マグネットに作用する回転磁界を発生し、前記カプセル型医療装置本体を誘導する回転磁界発生装置と、
を有し、前記回転磁界発生装置により発生する回転磁界の周波数と、前記共振回路の共振周波数とが異なることを特徴とするカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 2】

前記励磁用コイル及び前記検出用コイルは、前記回転磁界発生装置に配置されることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 3】

前記励磁用コイルと少なくとも一つの前記検出用コイルが構成された位置・姿勢検出基板をさらに設け、前記位置・姿勢検出基板が前記生体を取り囲むように配置されると共に、前記位置・姿勢検出基板が存在せず生体が挿通可能な穴部を有することを特徴とする請

求項 2 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 4】

前記回転磁界発生装置が立方体であり、複数の前記位置・姿勢検出基板が前記回転磁界発生装置の立方体の面とは異なる方向を向いていることを特徴とする請求項 3 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 5】

複数の前記位置・姿勢検出基板を立方体状に配置すると共に、前記生体が挿通可能な穴部を有することを特徴とする請求項 3 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 6】

前記立方体の少なくとも 1 面が開閉又は着脱自在であることを特徴とする請求項 5 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 7】

前記立方体の 4 面に前記位置・姿勢検出基板が配置され、前記立方体の残り 2 面を前記生体が挿通可能としたことを特徴とする請求項 5 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 8】

前記励磁用コイルと少なくとも一つの前記検出用コイルが構成された位置・姿勢検出基板をさらに設け、複数の前記位置・姿勢検出基板が前記生体を挟んで相対して配置され、移動自在であることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 9】

前記励磁用コイルと少なくとも一つの前記検出用コイルが構成された位置・姿勢検出基板をさらに設け、前記位置・姿勢検出基板が前記生体に対面して配置され、移動自在としたことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 10】

前記検出用コイルが検出する磁界が最大となるよう前記位置・姿勢検出基板の移動を制御する制御装置を設けたことを特徴とする請求項 8 又は 9 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 11】

生体内に挿入されるカプセル型医療装置本体と、
前記カプセル型医療装置本体に設けられたマグネットと、
前記カプセル型医療装置本体に設けられ共振回路を構成するカプセル内コイルと、
前記生体の周りに配置され、前記共振回路を発振させるための発振器と、
前記生体の周りに配置され、前記発振器により前記カプセル内コイルが発生した誘導磁界の磁界強度を検出する少なくとも一つの前記検出用コイルと、
前記生体の周りに配置され、前記マグネットに作用する回転磁界を発生し、前記カプセル型医療装置本体を誘導する回転磁界発生装置と、

を有し、前記回転磁界発生装置により発生する回転磁界の周波数と、前記共振回路の共振周波数とが異なることを特徴とするカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 12】

前記検出用コイルは、前記回転磁界発生装置の内側に配置されることを特徴とする請求項 11 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 13】

少なくとも一つの前記検出用コイルが構成された位置・姿勢検出基板をさらに設け、前記位置・姿勢検出基板が前記生体を囲むように配置されるとともに、前記位置・姿勢検出基板が存在せず生体が挿通可能な穴部を有することを特徴とする請求項 12 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 14】

前記回転磁界発生装置が立方体であり、複数の前記位置・姿勢検出基板が前記回転磁界

10

20

30

40

50

発生装置の立方体の面とは異なる方向を向いていることを特徴とする請求項 13 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 15】

複数の前記位置・姿勢検出基板を立方体状に配置し、前記生体が挿通可能な穴部を有することを特徴とする請求項 13 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 16】

前記立方体の少なくとも 1 面が開閉又は着脱自在であることを特徴とする請求項 15 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 17】

前記立方体の 4 面に前記位置・姿勢検出基板が配置され、前記立方体の残りの 2 面で前記生体が挿通可能であることを特徴とする請求項 15 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 18】

少なくとも一つの前記検出用コイルが構成された位置・姿勢検出基板をさらに設け、前記位置・姿勢検出基板が前記生体に対面して配置され、移動自在であることを特徴とする請求項 11 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【請求項 19】

前記検出用コイルが検出する磁界が最大となるよう前記位置・姿勢検出基板の移動を制御する制御装置を設けたことを特徴とする請求項 18 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内に挿入されるカプセル型医療装置本体の向き及び位置を検出するカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムに関する。

【背景技術】

【0002】

回転磁界により被検体内を推進させる従来例として、例えば、特開 2001-179700 号公報がある。上記特開 2001-179700 号公報には、回転磁界を発生する磁界発生部と、この回転磁界を受けて回転して推力を得るロボット本体と、ロボット本体の位置を検出する位置検出部と、この位置検出部が検出したロボット本体の位置に基づき、ロボット本体を目的地へ到達させる方向へ向けるべく磁界発生部による回転磁界の向きを変更する磁界変更手段とを備えた移動可能なマイクロマシンの移動制御システムが開示されている。

【0003】

上記マイクロマシンの移動制御システムに用いられている位置検出部は、マイクロマシンに内蔵された磁石による磁界を磁気センサにより検知して上記マイクロマシンの位置を割り出している。

【特許文献 1】特開 2001-179700 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上記特開 2001-179700 号公報に記載のマイクロマシンの移動制御システムに用いられている位置検出部は、上記マイクロマシンに回転磁場を与える回転磁界と、上記磁石による磁界とが干渉し（影響し合い）、上記マイクロマシンの向き及び位置を正確に検出することが困難である。

【0005】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、カプセル型医療装置本体を磁気誘導する回転磁界に影響することなく、正確にカプセル型医療装置本体の向き及び位置を検出できるカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一態様によるカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムは、生体内に挿入されるカプセル型医療装置本体と、前記カプセル型医療装置本体に設けられたマグネットと、前記カプセル型医療装置本体に設けられた共振回路を構成するカプセル内コイルと、前記生体の周りに配置され、前記カプセル内コイルに対して誘導磁界を発生させるための交流磁界を発生する励磁用コイルと、前記生体の周りに配置され、前記交流磁界により前記カプセル内コイルが発生した誘導磁界の磁界強度を検出する少なくとも一つの検出用コイルと、前記生体の周りに配置され、前記マグネットに作用する回転磁界を発生し、前記カプセル型医療装置本体を誘導する回転磁界発生装置と、を有し、前記回転磁界発生装置により発生する回転磁界の周波数と、前記共振回路の共振周波数とが異なる。

10

また、本発明の他の態様によるカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムは、生体内に挿入されるカプセル型医療装置本体と、前記カプセル型医療装置本体に設けられたマグネットと、前記カプセル型医療装置本体に設けられたマグネットと、前記カプセル型医療装置本体に設けられ共振回路を構成するカプセル内コイルと、前記生体の周りに配置され、前記共振回路を発振させるための発振器と、前記生体の周りに配置され、前記発振器により前記カプセル内コイルが発生した誘導磁界の磁界強度を検出する少なくとも一つの検出用コイルと、前記生体の周りに配置され、前記マグネットに作用する回転磁界を発生し、前記カプセル型医療装置本体を誘導する回転磁界発生装置と、を有し、前記回転磁界発生装置により発生する回転磁界の周波数と、前記共振回路の共振周波数とが異なる。

20

【発明の効果】

【0007】

本発明のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムは、カプセル型医療装置本体を磁気誘導する回転磁界に影響することなく、正確にカプセル型医療装置本体の向き及び位置を検出できるという効果を有する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0009】

30

図1ないし図22は本発明の第1実施例に係り、図1は第1実施例のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムの全体構成図、図2は図1のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムの回路ブロック図、図3はカプセル本体の側面説明図、図4は印加した回転磁界及びこの回転磁界によるカプセル本体の動作を示す概念図、図5は図4の回転磁界に対して印加した振動磁界（偶力発生用磁界）及びこの振動磁界（偶力発生用磁界）によるカプセル本体の動作を示す概念図、図6はカプセル本体に対する位置・姿勢検出装置による位置・姿勢検出の説明図、図7は回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置を示す説明図、図8は図7の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の拡大斜視図、図9は図8の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の切断図、図10は図8の位置・姿勢検出装置の第1の変形例を示す回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の斜視図、図11は図10の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の切断図、図12は図8の位置・姿勢検出装置の第2の変形例を示す回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の斜視図、図13は2つに分割可能に構成された回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置を示す概略図、図14は開閉可能に構成された回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置を示す概略図、図15は位置・姿勢検出基板に配置される検出用コイル及び励磁用コイルの配置パターン例を示す説明図であり、図15(A)は位置・姿勢検出基板に配置される検出用コイル及び励磁用コイルの配置パターン例を示す位置・姿勢検出基板の斜視図、図15(B)は図15(A)の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の上面図、図16は位置・姿勢検出基板に配置される検出用コイル及び励磁用コイルの他の配置パターン例を示す説明図であり、図16(A)は位置・姿勢検出基板に配置される検出用コイル及び励磁用コイルの他の

40

50

第 1 の配置パターン例を示す位置・姿勢検出基板の斜視図、図 16 (B) は位置・姿勢検出基板に配置される検出用コイル及び励磁用コイルの他の第 2 の配置パターン例を示す位置・姿勢検出基板の斜視図、図 16 (C) は位置・姿勢検出基板に配置される検出用コイル及び励磁用コイルの他の第 3 の配置パターン例を示す位置・姿勢検出基板の斜視図、図 17 は図 10 の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の概略説明図であり、図 17 (A) は図 10 の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の外観を示す概略斜視図、図 17 (B) は図 17 (A) の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の内部構成を示す概略断面図、図 18 は図 12 の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の概略説明図であり、図 18 は図 12 の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の外観を示す概略斜視図、図 19 は図 18 の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の内部構成を示す概略断面図であり、図 19 (A) は図 18 の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の内部構成を示す A 矢視方向の概略断面図、図 19 (B) は図 18 の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の内部構成を示す B 矢視方向の概略断面図、図 20 は図 8 の位置・姿勢検出装置の第 3 の変形例を示す回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の概略説明図であり、図 20 (A) は図 8 の位置・姿勢検出装置の第 3 の変形例を示す回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置を示す概略斜視図、図 20 (B) は図 20 (A) の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の内部構成を示す A 矢視方向の概略断面図、図 21 は図 8 の位置・姿勢検出装置の第 4 の変形例を示す概略斜視図、図 22 は図 8 の位置・姿勢検出装置の第 5 の変形例を示す概略説明図であり、図 22 (A) は図 8 の位置・姿勢検出装置の第 5 の変形例を示す概略斜視図、図 22 (B) は図 22 (A) の位置・姿勢検出装置の内部構成を示す概略断面図である。

10

20

【 0 0 1 0 】

図 1 及び図 2 に示すように、本発明の第 1 実施例のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム 1 は、図示しない患者の体腔内に挿入され、体腔内を撮像するカプセル型内視鏡として機能するカプセル型医療装置本体 3 (以下、カプセル本体と略記) と、患者の周囲、つまり体外に配置され、カプセル本体 3 に回転磁界を印加してこのカプセル本体 3 の向き及び位置を体外から誘導する誘導装置として第 1 の磁界発生装置である回転磁界発生装置 4 と、この回転磁界発生装置 4 に回転磁界を発生させる駆動電流の供給制御を行う磁界制御装置 (或いは電源制御装置) 5 と、患者の体外に配置され、カプセル本体 3 と無線通信を行う処理を行うと共に、磁界制御装置 5 を制御して、カプセル本体 3 に印加される回転磁界の方向や大きさ等を制御する処理を行う処理装置 6 と、この処理装置 6 に接続され、カプセル本体 3 により撮像した画像等を表示する表示装置 7 と、処理装置 6 に接続され、術者などの操作者が操作することにより、操作に対応した指示信号を指示入力する操作入力装置 8 としての、例えば磁界方向の指示信号を発生する方向入力装置 8 a、操作に対応した回転周波数の回転磁界の指示信号を発生する速度入力装置 8 b、操作に対応して偏芯した回転磁界の発生など、設定された機能に対応した指示信号を発生する機能ボタン 8 c とを有する。

30

【 0 0 1 1 】

更に、カプセル型医療装置位置・姿勢検出システム 1 は、カプセル本体 3 内に内蔵された後述の共振回路 40 に誘導起電力を発生させるための交流磁界を発生すると共に、この交流磁界によって誘導起電力を発生した共振回路 40 により発生した磁界を検出してカプセル本体 3 の長手方向の向き (方向) を検出すると共に位置も検出する磁界検出部としての位置・姿勢検出装置 9 を設けている。この位置・姿勢検出装置 9 の詳細構成は、後述する。

40

【 0 0 1 2 】

先ず、カプセル本体 3 について説明する。

図 3 に示すように、カプセル本体 3 はカプセル形状の外装容器 11 の外周面に回転により推力発生する推力発生構造部となる螺旋状突起 (或いはスクリュウ部) 12 が設けてある。また、この外装容器 11 で密閉された内部には対物光学系 13 及びその結像位置に配置された撮像素子 14 と、撮像を行うために照明する照明素子 15 (図 2 参照) 等の他に

50

、マグネット１６が収納されている。

【００１３】

前記対物光学系１３は、円筒状のカプセル本体３の中心軸Ｃ上にその光軸が一致するようにして、例えば外装容器１１における半球状に透明に形成された先端カバー１１ａの内側に配置されており、先端カバー１１ａの中央部分が観察窓１７となる。なお、図３では示していないが、照明素子１５は対物光学系１３の周囲に配置されている。

従って、この場合には、対物光学系１３の視野方向は対物光学系１３の光軸方向、つまりカプセル本体３の円筒状の中心軸Ｃに沿った方向となる。

また、カプセル本体３は、例えば外装容器１１の後端付近内部に、共振回路４０を構成しているカプセル内コイル４２が所定の向き、具体的にはカプセル内コイル４２がソレノイド状に巻回され、その向きがカプセル本体３の長手方向の向きに設定された状態で収納されている。

10

【００１４】

更に、カプセル本体３内の長手方向の中央付近に配置されたマグネット１６は、中心軸Ｃと直交する方向にＮ極及びＳ極が配置されている。この場合、マグネット１６の中心は、このカプセル本体３の重心位置に一致するように配置され、外部から磁界を印加した場合にマグネット１６に作用する磁氣的な力の中心がカプセル本体３の重心位置となり、磁氣的にカプセル本体３を円滑に推進させ易い構成にしている。また、マグネット１６は、撮像素子１４の特定の配置方向に一致するように配置されている。つまり、撮像素子１４により撮像された画像が表示される場合の上方向が、マグネット１６のＳ極からＮ極に向かう方向に設定されている。

20

【００１５】

回転磁界発生装置４により回転磁界をカプセル本体３に印加することにより、マグネット１６を磁氣的に回転させ、このマグネット１６を内部に固定したカプセル本体３をマグネット１６と共に回転させ、その際カプセル本体３の外周面に設けた螺旋状突起１２は体腔内壁に接触して回転され、カプセル本体３を推進させることができるようにしている。

また、このように、外部磁界によりマグネット１６を内蔵したカプセル本体３を制御するようにした場合には、外部磁界の方向からカプセル本体３により撮像された画像の上方向がどの方向であるかを知ることができるようにしている。

30

【００１６】

カプセル本体３内には、上述した対物光学系１３、撮像素子１４、マグネット１６の他に図２に示すように、撮像素子１４で撮像された信号に対する信号処理を行う信号処理回路２０と、この信号処理回路２０により生成されたデジタル映像信号を一時記憶するメモリ２１と、このメモリ２１から読み出した映像信号を高周波信号で変調して無線送信する信号に変換したり、処理装置６から送信される制御信号を復調等する無線回路２２と、信号処理回路２０等カプセル本体３を制御するカプセル制御回路２３と、信号処理回路２０等カプセル本体３内部の電気系に動作の電源を供給する電池２４とが収納されている。

【００１７】

更に、カプセル本体３内には、前記カプセル内コイル４２と電氣的に接続するコンデンサ４１が設けられており、前記カプセル内コイル４２と共に共振回路４０を構成している。この共振回路４０は、前記位置・姿勢検出装置９により交流磁界が発生された場合、この交流磁界により誘導起電力を発生し電流が流れるようになっている。

40

【００１８】

尚、コイル４２は、固有の自己共振周波数を有しており、この自己共振周波数に近い交流磁界を前記位置・姿勢検出装置９より発生させた場合、コンデンサ４１がなくとも有効な誘導起電力を発生することができ、コンデンサ４１を必要としない。このようにすることにより、コンデンサ４１を省略でき、小型化できると共に、構成を簡単にすることができる。

【００１９】

50

また、このカプセル本体 3 と無線通信を行う処理装置 6 は、前記無線回路 2 2 と無線通信を行う無線回路 2 5 と、無線回路 2 5 と接続され、カプセル本体 3 から送られた画像データに対する画像表示等のデータ処理等を行うデータ処理回路 2 6 と、データ処理回路 2 6 や電源制御装置 5 等を制御する制御回路 2 7 と、前記電源制御装置 5 を介して回転磁界発生装置 4 により発生される回転磁界の状態の情報と方向入力装置 8 a 等による設定の情報を記憶する記憶回路 2 8 とを有する。

【 0 0 2 0 】

データ処理回路 2 6 には表示装置 7 が接続され、撮像素子 1 4 で撮像され、無線回路 2 2、2 5 を経てデータ処理回路 2 6 により処理された画像等が表示される。また、このデータ処理回路 2 6 はカプセル本体 3 が回転されながら画像を撮像するので、表示装置 7 に表示される際の画像の向きを一定の方向に補正する処理を行い、術者が見やすい画像を表示できるように画像処理を行う（特願 2 0 0 2 - 1 0 5 4 9 3 号に記載）。

10

制御回路 2 7 には、操作入力装置 8 を構成する方向入力装置 8 a、速度入力装置 8 b から操作に対応した指示信号が入力され、制御回路 2 7 は指示信号に対応した制御動作を行う。

【 0 0 2 1 】

また、制御回路 2 7 は記憶回路 2 8 と接続され、記憶回路 2 8 に磁界制御装置 5 を介して回転磁界発生装置 4 により発生する回転磁界の向き（回転磁界の磁界回転平面の法線方向）及び磁界の向きの情報を常時記憶するようにしている。その後、回転磁界の向きや磁界の向きを変化させる操作が行われた場合にも、回転磁界の向きや磁界の向きを連続的に変化させ、円滑に変化させることができるようにしている。なお、記憶回路 2 8 を、制御回路 2 7 内部に設けるようにしても良い。

20

【 0 0 2 2 】

また、制御回路 2 7 と接続された磁界制御装置 5 は、交流電流を発生すると共に、その周波数や位相を制御する 3 個の交流電流発生 & 制御回路からなる交流電流発生 & 制御部 3 1 と、各交流電流をそれぞれ増幅する 3 個のドライバからなるドライバ部 3 2 とを有し、3 個のドライバの出力電流は回転磁界発生装置 4 を構成する 3 個の電磁石 3 3 a、3 3 b、3 3 c にそれぞれ供給される。

この場合、電磁石 3 3 a、3 3 b、3 3 c は直交する 3 軸方向の磁界を発生するように配置されている。例えば、電磁石 3 3 a、3 3 b、3 3 c がそれぞれ 2 つのコイルを有する 1 組の対向コイルであり、それぞれの磁界発生方向が直交している 3 軸対向コイル等が考えられる。対向コイルの例としては、患者を間に挟むように配置された 2 つのヘルムホルツコイル等が考えられる。

30

尚、本実施例において、後述するように回転磁界発生装置 4 は、カプセル本体 3 を誘導するための回転磁界を発生するコイルとして回転磁界発生用ヘルムホルツコイル 4 A を備えている（図 7 参照）。

【 0 0 2 3 】

カプセル型医療装置位置・姿勢検出システム 1 は、操作入力装置 8 を構成する方向入力装置 8 a を操作することにより、磁界方向の指示信号を発生したり、速度入力装置 8 b を操作することにより操作に対応した回転周波数の回転磁界の指示信号を発生したり、機能ボタン 8 c を操作することにより設定した（交流の或いは周期的な）振動磁界を発生することにより、カプセル本体 3 のマグネット 1 6 に対して、カプセル本体 3 の長手方向の中心軸 C の中心点の周りでその中心軸 C 自体を回転させるような偶力を発生させることができるようにしている。この場合、中心軸 C 自体を完全に回転させる前に振動磁界（偶力として作用）の向きを逆方向に変更するように交流ないしは周期的に印加するため、カプセル本体 3 は傾動或いは振動させられるようになる。なお、方向入力装置 8 a では図示しないジョイスティックを進行させたいと望む方向に傾動することにより、その方向にカプセル本体 3 を移動させるように回転磁界を発生させている。

40

【 0 0 2 4 】

図 4 は例えば回転磁界の印加時の様子を示しており、カプセル本体 3 に対して、回転磁

50

界を印加することによりカプセル本体 3 に内蔵されたマグネット 16 を回転させることができ、この回転によりカプセル本体 3 を前進或いは後退させることができる。

図 4 に示すようにカプセル本体 3 の長手方向の中心軸 C の方向（図 4 では y ）に垂直な回転磁界平面でその回転磁界の極の向きが変化する回転磁界を印加し、カプセル本体 3 内にその長手方向に垂直な方向に固定されたマグネット 16 と共にカプセル本体 3 をその長手方向の周りで回転させ、その回転方向に応じて図 3 に示した螺旋状突起 12 により体腔内壁と係合させて前進或いは後退させることができるようにしている。

【 0 0 2 5 】

また、図 5 は例えば回転磁界に振動磁界（偶力発生用磁界）の印加時の様子を示しており、カプセル本体 3 に対して、長手方向の中心軸 C の方向（図 5 では y z ）の周りでマグネット 16 を揺動（振動）させるように働く振動磁界（偶力発生用磁界）を印加している。

10

これらにより、カプセル本体 3 はその長手方向の中心軸 C の周りで回転されると共に、その回転の中心軸 C の方向が傾くように偏心される。つまり、回転する独楽の回転トルクが小さくなり、重力の作用で心棒が揺れるような動作（以下、この動作をジグリング動作と呼ぶ）を行うような状態にできるようにしている。

【 0 0 2 6 】

このようにして、カプセル本体 3 をそのカプセル本体 3 の直径と略同じ程度の管腔内でその管腔の長手方向に沿って進行或いは後退させるような場合には、カプセル本体 3 をその長手方向の周りで回転させる回転磁界を印加することにより、スムーズに移動させることができる。

20

【 0 0 2 7 】

これに対して、管腔の曲がっているような部分で、カプセル本体 3 が曲がり部分に当たり、単に長手方向の周りで回転させた場合には屈曲している方向にスムーズに移動させにくい場合がある。

そのような場合には、上述のようにカプセル本体 3 の長手方向の中心軸 C に沿ってその中心の周りで、かつ中心軸 C を回転させるような力が作用するように振動磁界を印加することにより、カプセル本体 3 をジグリング動作をさせ、ジグリング動作の際の長手方向が管腔の屈曲方向の状態になった場合にその方向にスムーズにカプセル本体 3 を移動させることができるようにしている。

30

【 0 0 2 8 】

なお、ジョイスティックを傾動させることにより、現在の進行方向から所望とする任意の方向に回転磁界の向きを制御できるように、カプセル本体 3 の状態或いは回転磁界の状態を常時把握している。本実施例では、回転磁界の状態（具体的には、回転磁界の向き及び磁界の向き）を記憶回路 28 に常時記憶するようにしている。

【 0 0 2 9 】

具体的には、図 2 における操作入力装置 8 における操作の指示信号は制御回路 27 に入力され、制御回路 27 は指示信号に対応した回転磁界を発生させる制御信号を磁界制御装置 5 に出力すると共に、その回転磁界の向き及び磁界の向きの情報を記憶回路 28 に記憶する。

40

従って、記憶回路 28 には、回転磁界発生装置 4 により発生される回転磁界及びその回転磁界を形成する周期的に変化する磁界の向きの情報が常時記憶されるようになっている。

【 0 0 3 0 】

なお、記憶回路 28 は制御回路 27 からの回転磁界の向き及び磁界の向きの制御信号に対応する情報を記憶する場合に限定されるものでなく、制御回路 27 から磁界制御装置 5 に出力された制御信号により、磁界制御装置 5 における交流電流発生 & 制御部 31 及びドライバ部 32 を経て回転磁界発生装置 4 に実際に出力される回転磁界の向き及び磁界の向きを決定する情報を磁界制御装置 5 側から制御回路 27 に送り、記憶回路 28 に記憶するようにしても良い。

50

【 0 0 3 1 】

また、本実施例では回転磁界の印加開始時及び印加停止時や回転磁界の向き（換言するとカプセルの進行方向の向き）等を変更する場合には、カプセル本体 3 に急激な力が作用することなく円滑に作用するように回転磁界を連続的に変化させるように制御するようにしている。

【 0 0 3 2 】

また、本実施例ではカプセル本体 3 の回転により、撮像素子 1 4 で撮像された画像も回転することになるので、これをそのまま表示装置 7 に表示すると、表示される画像も回転した画像となってしまい、方向入力装置 8 b による所望の向きへの指示操作の操作性が低下するため表示画像の回転を静止させることが望まれる。

そこで、本実施例では、特願 2 0 0 2 - 1 0 5 4 9 3 号で説明しているように回転画像を回転が静止した画像に補正する処理をデータ処理回路 2 6 及び制御回路 2 7 で行うようにしている。

なお、磁界の向き情報を元に、画像を回転させ、カプセル本体 3 の回転をキャンセルさせて表示させるようにしても良い（また、画像の相関処理等を行って、所定の向きの静止画を表示するようにしてもよい）。

【 0 0 3 3 】

また、図 6 に示すように前記位置・姿勢検出装置 9 は、前記カプセル本体 3 の共振回路 4 0 に誘導起電力を発生させるための交流磁界を発生する第 2 の磁界発生手段としての励磁用コイルアレイ 5 1 と、カプセル本体 3 の共振回路 4 0 により発生した磁界を検出してカプセル本体 3 の長手方向の向き（方向）を検出すると共にカプセル本体 3 の位置も検出する磁界検出手段としての検出用コイルアレイ 5 2 とを有している。

前記励磁用コイルアレイ 5 1 と前記検出用コイルアレイ 5 2 とは 1 組として構成され、本実施例では直交する 3 軸方向の磁界を発生するように 3 組配置されている。

【 0 0 3 4 】

また、前記位置・姿勢検出装置 9 は、前記検出用コイルアレイ 5 2 により検出された信号を測定する信号測定器 5 3 と、この信号測定器 5 3 により測定されたデータに基づき、カプセル本体 3 の長手方向の向き（方向）を算出すると共に位置も算出する演算処理部 5 4 と、この演算処理部 5 4 の制御により、前記共振回路 4 0 を相互誘導させるのに必要な交流磁界を発生させるために前記励磁用コイルアレイ 5 1 を所定の発振周波数、例えば 1 k H z ~ 1 M H z で発振させる発振器 5 5 とを有している。

【 0 0 3 5 】

ここで、前記検出用コイルアレイ 5 2 により検出される測定磁界 B_{total} （ベクトル）は、励磁用コイルアレイ 5 1 により発生する印加磁界を B_{ext} （ベクトル）とし、共振回路 4 0 により発生する磁界を B_{reso} （ベクトル）として、

【 式 1 】

【 0 0 3 6 】

$$\vec{B}_{total} = \vec{B}_{ext} + \vec{B}_{reso} \quad \cdots (式1)$$

である。

【 0 0 3 7 】

尚、共振回路 4 0 により発生する磁界 B_{ext} （ベクトル）は、共振回路 4 0 の位置，方向の関数として、3 次元座標上（不図示）で以下のように記述できる。

【 式 2 】

【 0 0 3 8 】

$$\vec{B}_{reso}(x_0, y_0, z_0, \theta, \phi, M) = \frac{1}{4\pi\mu} \left(-\frac{\vec{M}}{r^3} + \frac{3(\vec{M} \cdot \vec{r}) \cdot \vec{r}}{r^5} \right) \cdots (式2)$$

但し、

x_0 : カプセル本体 3 の x 座標, y_0 : カプセル本体 3 の y 座標,
 z_0 : カプセル本体 3 の z 座標,
 θ : カプセル本体 3 の z 軸の周りの角度、 ϕ : カプセル本体 3 の y 軸の周りの角度,
 r : 共振回路 40 から検出用コイルアレイ 52 までの距離,
 M : 共振回路 40 が生成する等価的な磁気モーメントの強さ

即ち、演算処理部 54 は、検出用コイルアレイ 52 により検出される測定磁界 B_{total} から励磁用コイルアレイ 51 により発生する印加磁界 B_{ext} を減算して共振回路 40 により発生する磁界 B_{reso} を求め、この値からカプセル本体 3 の位置 (x, y, z)、カプセル本体 3 の向き (θ, ϕ) 及び等価的な磁気モーメント M を算出するようになっている。

【0039】

10

尚、回転磁界発生用ヘルムホルツコイル 4A が生成する回転磁界による磁気誘導の周波数は、物理的にカプセル本体 3 を動かすため、10 Hz 程度までである。一方、共振回路 40 の共振による相互誘導の周波数は、生体の吸収等を考慮し上述したように例えば 1 kHz ~ 1 MHz 程度である。このため、これら回転磁界による磁気誘導と共振回路 40 の共振による相互誘導とは、相互に影響することはない。

【0040】

また、前記励磁用コイルアレイ 51 及び前記検出用コイルアレイ 52 は、例えば図 7 ないし図 9 に示すように前記回転磁界発生装置 4 内に組み込まれて構成されている。

図 7 ないし図 9 に示すように前記励磁用コイルアレイ 51 及び前記検出用コイルアレイ 52 は、例えば、患者の体が入れるように頭部及び足部の部分を除いた 4 面に対して、一様に励磁用コイル 62 及び複数の検出用コイル 61 が配置されて対向するように構成されている。

20

【0041】

前記励磁用コイルアレイ 51 及び前記検出用コイルアレイ 52 は、例えば、手前側の一面を励磁側とすれば、対向する反対側の一面は検出側となるように兼用可能であり、上述したように 1 組として構成され、直交する 3 軸方向の磁界を発生するように 3 組配置されている。尚、頭部及び足部の部分に対する 1 組としては、励磁用コイルアレイ 51 及び検出用コイルアレイ 52 を配置することができないので、方向 (向き) が 90 度異なる励磁用コイル 62 及び検出用コイル 61 を他の 4 面に振り分けて形成している。

また、励磁用コイルとしては、前記回転磁界発生装置 4 と同様な立方体形状に構成してそれぞれの磁界発生方向が直交して交流磁界を均一に形成するように 3 組の励磁用コイル 62 (ヘルムホルツ構成が望ましい。) を設けている。

30

【0042】

これにより、位置・姿勢検出装置 9 は、交流磁界を均一に形成できるので、よりきめ細かく共振回路 40 に誘導起電力を発生させ、より高精度に前記検出用コイルアレイ 52 により共振回路 40 の磁界を検出できる。

尚、前記検出用コイル 61 及び前記励磁用コイル 62 は、位置・姿勢検出基板上に配置されているが (図 15 及び図 16 参照)、見易くするために位置・姿勢検出基板を省略している。

【0043】

40

尚、前記励磁用コイルアレイ 51 及び前記検出用コイルアレイ 52 は、図 10 及び図 11 に示すように直交する 3 軸方向の磁界を発生するように 2 組を所定の角度で山型形状に配置して形成しても良い。尚、図 10 ないし図 11 においても、前記励磁用コイル 62, 前記検出用コイル 61 及び前記励磁用コイル 62 は、位置・姿勢検出基板上に配置されているが (図 15 及び図 16 参照)、見易くするために位置・姿勢検出基板を省略している。これら励磁用コイル 62, 検出用コイル 61 及び励磁用コイル 62 を配置した位置・姿勢検出基板 60 は、例えば、図 17 (A), (B) に示すようにフレームである前記回転磁界発生装置 4 に取り付けられている。

【0044】

また、励磁用コイル 62 が、図 12 に示すように、患者の頭部及び足部の部分を除いた

50

4面に設けられてもよい。この励磁用コイル62は、ヘルムホルツ構成であることが望ましい。尚、図12においても、前記励磁用コイル62、前記検出用コイル61及び前記励磁用コイル63は、位置・姿勢検出基板上に配置されているが(図15及び図16参照)、見易くするために位置・姿勢検出基板を省略している。

【0045】

尚、図12に示す位置・姿勢検出装置は、他の例が患者の頭部及び足部の部分を含んだ3軸に位置・姿勢検出基板を設けた場合に比べ、患者の頭部及び足部の部分を除いた2軸に位置・姿勢検出基板を設けて構成しているので、検出感度が落ちるがその分構成が簡単で実現し易い。

【0046】

これら励磁用コイル62、検出用コイル61及び励磁用コイル63を配置した位置・姿勢検出基板60は、例えば、図18及び図19(A)、(B)に示すようにフレームである前記回転磁界発生装置4に取り付けられている。

このように構成されている位置・姿勢検出装置9は、前記演算処理部54により算出したカプセル本体3の向き(方向)及び位置情報を前記処理装置6の制御回路27に入力するようになっている。

【0047】

制御回路27は、操作入力装置8が操作された場合、記憶回路28に記憶された情報と、位置・姿勢検出装置9により検出された情報とにより、回転磁界を発生したり、発生する回転磁界の向き等を制御する動作を行うようになっている。

尚、前記回転磁界発生装置4及びこの回転磁界発生装置4に組み込まれている位置・姿勢検出装置9は、患者が体を挿入し易いように図13に示すように2つに分割可能に構成しても良いし、又は図14に示すように開閉可能に構成しても良い。また、上記構造は、前記回転磁界発生装置4及び位置・姿勢検出装置9に個別に構成しても良い。

【0048】

また、前記位置・姿勢検出装置9は、前記励磁用コイル62、前記検出用コイル61が位置・姿勢検出基板60の同一面内において図15又は図16に示すように配置して構成している。図15(A)、(B)に示すように位置・姿勢検出基板60は、同一面内において、前記励磁用コイル62に対して前記検出用コイル61が等間隔で一様に水平配置され、また、頭部及び足部の部分に対する検出用コイル61が等間隔で一様に垂直配置されて構成されている。

【0049】

一方、図16(A)に示すように位置・姿勢検出基板60は、同一面内において、前記励磁用コイル62と前記検出用コイル61とが並列配置されて構成されている。また、図16(B)に示すように位置・姿勢検出基板60は、同一面内において、前記励磁用コイル62の中に前記検出用コイル61が配置されて構成されている。また、図16(C)に示すように位置・姿勢検出基板60は、更に、図16(B)の構成に加え、前記励磁用コイル62の周囲に一様に前記検出用コイル61を配置するように構成されている。

【0050】

上記図15及び図16で説明したように前記位置・姿勢検出基板60は、同一面内において、色々なバリエーションがある。これにより、前記位置・姿勢検出装置9は、前記カプセル本体3の共振回路40に誘導起電力を発生させるための交流磁界を効率良く発生でき、且つカプセル本体3の共振回路40により発生した磁界を効率良く検出できる。

尚、前記位置・姿勢検出装置9は、前記位置・姿勢検出基板60を2枚対向させたときに、励磁用コイル62がヘルムホルツ構成を取ることが望ましい。

【0051】

このような構成による本実施例の作用を説明する。

カプセル本体3により体腔内を検査する場合、患者はこのカプセル本体3を飲み込む。体腔内に挿入されたカプセル本体3は食道等を通過する際に、照明素子15で照明し、撮像素子14で撮像した画像を無線回路22を経て体外の処理装置6に無線で送る。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 2 】

処理装置 6 は無線回路 2 5 で受信し、復調された画像データをデータ処理回路 2 6 内部などに設けた（ハードディスク等の）画像記憶デバイスに蓄積すると共に、表示用の処理を行い、表示装置 7 に出力してカプセル本体 3 により順次撮像された画像を表示する。

【 0 0 5 3 】

ここで、処理装置 6 の制御回路 2 7 は、位置・姿勢検出装置 9 により検出されたカプセル本体 3 の向き（方向）及び位置情報に基づき、回転磁界を発生したり、発生する回転磁界の向き等を制御する動作を行う。

【 0 0 5 4 】

先ず、制御回路 2 7 は、位置・姿勢検出装置 9 を制御駆動してカプセル本体 3 の向き（方向）及び位置を測定する。尚、本実施例では、励磁用コイルアレイ 5 1 として励磁用コイル 6 2、検出用コイルアレイ 5 2 として検出用コイル 6 1 を用いているとする。

位置・姿勢検出装置 9 は、発振器 5 5 により励磁用コイルアレイ 5 1（励磁用コイル 6 2）を所定の発振周波数、例えば 1 k H z ~ 1 M H z で発振させ、交流磁界を発生させる。

【 0 0 5 5 】

カプセル本体 3 の共振回路 4 0 は、交流磁界により相互誘導して誘導起電力を発生し、カプセル内コイル 4 2 に電流を流し磁界を発生する。この共振回路 4 0 による磁界は、検出用コイルアレイ 5 2（検出用コイル 6 1）により検出される。この検出用コイルアレイ 5 2（検出用コイル 6 1）により検出された測定値は、信号測定器 5 3 により取り込まれて演算処理部 5 4 へ入力される。

【 0 0 5 6 】

演算処理部 5 4 は、入力された測定値に基づき、上述した式 1 及び式 2 から共振回路 4 0 の向き（方向）及び位置を算出し、算出した結果をカプセル本体 3 の向き（方向）及び位置データとして制御回路 2 7 に出力する。

制御回路 2 7 は、位置・姿勢検出装置 9 から入力されたカプセル本体 3 の向き（方向）及び位置データに基づき、回転磁界の向きを設定（セット）しその向きに回転磁界発生装置 4 を制御駆動して回転磁界を発生させる。

制御回路 2 7 は、術者の操作による操作入力装置 8、例えば、方向入力装置 8 a のジョイスティックの入力に従い、カプセル本体 3 を所望の向き（方向）及び位置に制御するよう回転磁界発生装置 4 を制御駆動する。

【 0 0 5 7 】

即ち、制御回路 2 7 は、操作入力装置 8（ジョイスティック）の入力を検出し、入力が有ると判断した場合、この操作入力装置 8 の操作に応じて、カプセル本体 3 を所望の向き（方向）及び位置に制御するよう回転磁界発生装置 4 により生成する次の回転磁界の生成条件を算出し、回転磁界を生成（付加）する。尚、制御回路 2 7 は、操作入力装置 8（ジョイスティック）の入力がない場合、この入力が有るまで設定された回転磁界の状態を維持する。

【 0 0 5 8 】

カプセル本体 3 は、生成された回転磁界に従い、向き（方向）及び位置を変える。ここで、カプセル本体 3 は、管腔の状態、例えば、体液や襞の存在や臓器内の広さ等の状態により、操作入力装置 8 の操作に対して動き過ぎたり動きにくかったりして向きの変えやすさの度合いが変化し、算出したカプセル本体 3 の向きとはならない誤差が生じる。

【 0 0 5 9 】

ここで、カプセル本体 3 の共振回路 4 0 の相互誘導は、励磁用コイルアレイ 5 1（励磁用コイル 6 2）を設けた位置・姿勢検出基板 6 0 の中心軸と、検出用コイルアレイ 5 2（検出用コイル 6 1）を設けた位置・姿勢検出基板 6 0 の中心軸とが、カプセル内コイル 4 2 の軸と一致する場合を最大として位置の変化量、角度の変化量が大きくなるにつれてカプセル内コイル 4 2 によって発生する磁界が小さくなり正確な位置検出が難しくなる。

【 0 0 6 0 】

しかも、カプセル内コイル 4 2 によって発生する磁界の強度は、距離の 3 乗に比例して小さくなるので検出精度を上げるためには、空間を必要最小限小さくする必要があり、人体で検出を行う場合、対象部位だけを囲むように配置せざるを得ない。

【 0 0 6 1 】

立方体の場合、6 面のうち少なくとも 2 面の励磁用コイルアレイ 5 1 (励磁用コイル 6 2) , 検出用コイルアレイ 5 2 (検出用コイル 6 1) は、人体と干渉するため 3 軸配置を維持しつつ立方体のサイズが大きくならないようにコイルの配置を工夫する必要がある。

本実施例では、上述したように励磁用コイルアレイ 5 1 (励磁用コイル 6 2) 及び検出用コイルアレイ 5 2 (検出用コイル 6 1) が例えば、回転磁界発生装置 4 (回転磁界発生用ヘルムホルツコイル 4 A) に対し、患者の体が入れるように頭部及び足部の部分を除いた 4 面に対して、一様に複数の励磁用コイル 6 2 及び検出用コイル 6 1 が配置されて対向するように構成されている。

【 0 0 6 2 】

更に、本実施例では、励磁用コイル 6 2 又は励磁用コイル 6 2 , 6 3 により発生した交流磁界の共振周波数が、例えば 1 k H z ~ 1 M H z で発振させているので、回転磁界発生装置 4 (回転磁界発生用ヘルムホルツコイル 4 A) により発生する回転磁界の駆動周波数とは異なり、干渉する (影響し合う) ことがない。

【 0 0 6 3 】

このため、本実施例では、カプセル本体 3 を磁気誘導する回転磁界に影響することなく、正確にカプセル本体 3 の向き及び位置を検出できるようにしている。

そこで、制御回路 2 7 は、再びカプセル本体 3 の向き (方向) 及び位置を測定し、上記誤差を修正するよう以下の制御を行う。

【 0 0 6 4 】

即ち、制御回路 2 7 は、再び位置・姿勢検出装置 9 を制御駆動してカプセル本体 3 の向き (方向) 及び位置データを測定する。

制御回路 2 7 は、位置・姿勢検出装置 9 から得られたカプセル本体 3 の向き (方向) データと、回転磁界発生装置 4 により生成した回転磁界の向き (回転磁界の磁界回転平面の法線方向) データとを比較し、この比較した結果が予め設定した設定値 より大きいかなかを判断する。

【 0 0 6 5 】

制御回路 2 7 は、位置・姿勢検出装置 9 から得られたカプセル本体 3 の向き (方向) データと、回転磁界発生装置 4 により生成した回転磁界の向きデータとを比較した結果が設定値 より大きい場合、回転磁界の向きを、測定されたカプセル本体 3 の向きデータとして設定し、以降、操作入力装置 8 (ジョイスティック) の入力を検出して上記動作を繰り返す。

この結果、カプセル型医療装置位置・姿勢検出システム 1 は、カプセル本体 3 を磁気誘導する回転磁界に影響することなく、正確にカプセル本体 3 の向き及び位置を検出できる。

【 0 0 6 6 】

尚、前記位置・姿勢検出装置は、図 2 0 に示すように構成しても良い。

図 2 0 (A) , (B) に示すように位置・姿勢検出装置 9 B は、足部の部分に対する位置・姿勢検出基板 6 0 を斜め形状に開閉自在に設け、また、頭部の部分に対する位置・姿勢検出基板 6 0 を頭部が挿通可能な穴部を形成して構成されている。

これにより、位置・姿勢検出装置 9 B は、頭部及び足部の近傍まで効率良く、カプセル本体 3 の向き (方向) 及び位置を検出できる。

【 0 0 6 7 】

また、前記位置・姿勢検出装置は、図 2 1 に示すように正 8 面体形状に構成しても良い。図 2 1 に示すように位置・姿勢検出装置 9 C は、正 8 面体形状に形成したフレームに対して位置・姿勢検出基板 6 0 が取り付けられている。これにより、位置・姿勢検出装置 9

10

20

30

40

50

Cは、頭部及び足部の近傍まで効率良く、カプセル本体3の向き（方向）及び位置を検出できる。

【0068】

また、前記位置・姿勢検出装置は、図22に示すように球面形状に構成しても良い。

図22(A)、(B)に示すように位置・姿勢検出装置9Dは、球面形状に形成したフレームに対して位置・姿勢検出基板60が取り付けられている。これにより、位置・姿勢検出装置9Dは、位置・姿勢検出基板60を球面状に配置することで、カプセル本体3の向き（方向）及び位置に関わらず、カプセル内コイル42の軸と略一致する軸を有することができ、より検出精度が向上する。

【0069】

尚、位置・姿勢検出装置9C、9Dは、カプセル本体3を磁気誘導するための回転磁界発生装置4と組み合わせる場合には、この回転磁界発生装置4を外側に配置するように組み合わせる。この場合、組み合わせる回転磁界発生装置4は、図示しないが立方体形状の回転磁界発生用ヘルムホルツコイル4Aを外側に配置する。

【0070】

また、位置・姿勢検出装置9C、9Dは、患者が体を挿入し易いように開閉可能に構成されており、取っ手71が設けられている。また、位置・姿勢検出装置9Cは、球面形状に形成されている位置・姿勢検出装置9Dに比べて位置・姿勢検出基板60を球面状に配置することがないので、製作性が向上する。

【実施例2】

【0071】

図23ないし図25は本発明の第2実施例に係り、図23は第2実施例のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムを構成している回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置を示す説明図であり、図23(A)は第2実施例のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムを構成している回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置を示す概略斜視図、図23(B)は図23(A)の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の内部構成を示す概略断面図、図24は図23の位置・姿勢検出装置の変形例を示す回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の概略斜視図、図25は図24の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の内部構成を示すA矢視方向の概略断面図である。

【0072】

上記第1実施例は患者が寝ている状態においてシステムが動作するように構成しているが、第2実施例は患者が座っている状態においてシステムが動作するように構成する。それ以外の構成は、上記第1実施例と同様な構成であるので、説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【0073】

即ち、図23(A)、(B)に示すように第2実施例のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムは、位置・姿勢検出装置9Eを椅子型に構成されている。

更に、具体的に説明すると、位置・姿勢検出装置9Eは、立方体形状に形成したフレームである回転磁界発生装置4に対して患者が座れるように位置・姿勢検出基板60が取り付けられている。前記位置・姿勢検出基板60は、患者の臀部及び背凭れ部に配置されると共に、これら臀部及び背凭れ部に対向した患者の前面部に配置されている。更に、患者の両脇に対向するように位置・姿勢検出基板60が配置されている。

これにより、位置・姿勢検出装置9Eは、患者が寝ている必要がない場合、患者が座っている状態でシステムを動作することができる。

【0074】

尚、図24及び図25に示すように位置・姿勢検出装置9Fを椅子72に設けて構成しても良い。更に、具体的に説明すると、位置・姿勢検出装置9Fは、立方体形状に形成したフレームである回転磁界発生装置4が椅子72に取り付けられており、前記位置・姿勢検出基板60が患者の臀部及び背凭れ部に配置されると共に、これら臀部及び背凭れ部に対向した患者の前面部に配置されている。

これにより、位置・姿勢検出装置 9 F は、上記第 2 実施例よりも患者が楽に座れ、この状態でシステムを動作することができる。

それ以外の構成及び作用は、上記第 1 実施例と同様なので、説明を省略する。

【実施例 3】

【0075】

図 26 ないし図 34 は本発明の第 3 実施例に係り、図 26 は第 3 実施例のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムを構成している回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置を示す説明図、図 27 は図 26 の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の要部拡大図、図 28 は第 3 実施例のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムを示す全体構成図、図 29 は第 3 実施例のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムの制御動作を示すフローチャート、図 30 は図 26 の位置・姿勢検出装置の変形例を示す概略斜視図、図 31 は図 30 の位置・姿勢検出装置の概略説明図、図 32 は図 31 の変形例を示し、位置・姿勢検出基板を平板状に構成したカプセル本体に対する位置・姿勢検出装置による位置・姿勢検出の説明図、図 33 はコンデンサの代わりに発振器を設けて共振回路を構成したカプセル本体に対する位置・姿勢検出装置による位置・姿勢検出の説明図、図 34 は励磁用コイルと検出用コイルとカプセル内コイルとの位置関係を示す概略説明図であり、図 34 (A) は励磁用コイルと検出用コイルとを結ぶ軸と、カプセル内コイルとが同軸になるときの位置関係を示す概略説明図、図 34 (B) は励磁用コイルと検出用コイルとを結ぶ軸がカプセル内コイルの長手中心軸において直交するときの位置関係を示す概略説明図、図 34 (C) は励磁用コイルと検出用コイルとを結ぶ軸から、カプセル内コイルがはずれた位置になるときの位置関係を示す概略説明図である。

【0076】

上記第 1, 第 2 実施例は前記位置・姿勢検出基板 60 が固定配置されて構成されているが、第 3 実施例は前記位置・姿勢検出基板 60 が検査中において、最適な位置に移動可能なように構成する。それ以外の構成は、上記第 1 実施例と同様な構成であるので、説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【0077】

即ち、図 26 ないし図 28 に示すように第 3 実施例のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム 1 G は、球面形状に形成したフレームである回転磁界発生装置 4 G の内部において、前記位置・姿勢検出基板 60 を内蔵した 2 つの可動ユニット 80 a, 80 b が所定の位置に移動可能なように、位置・姿勢検出装置 9 G を構成している。尚、位置・姿勢検出基板 60 には、前述した複数の検出用コイル 61 と励磁用コイル 62 とが配置されている。

【0078】

前記回転磁界発生装置 4 G は、半球づつに分離可能である。

前記可動ユニット 80 a, 80 b は、前記回転磁界発生装置 4 G の半球部分に 1 個ずつ配置される。前記可動ユニット 80 a, 80 b は、一方がカプセル本体 3 の共振回路 40 を相互誘導するための交流磁界を発生させると、他方がカプセル本体 3 の共振回路 40 が発生した磁界を検出するようになっている。

【0079】

尚、図 26 では、前記回転磁界発生装置 4 G の上側半球部分に配置されている方を励磁用可動ユニット 80 a とし、前期回転磁界発生装置 4 G の下側半球部分に配置されている方を検出用可動ユニット 80 b としている。

これら可動ユニット 80 a, 80 b は、180 度方向転換可能な駆動タイヤ 81 がモータ 82 に接続されて所定の位置に移動可能に構成されている。尚、前記可動ユニット 80 a, 80 b には、前記駆動タイヤ 81 の回転に応じて従動する従動タイヤ 83 が例えば、4 つ回動可能に設けられている。

【0080】

前記モータ 82 はモータ駆動回路 84 により制御駆動されるようになっており、前記モータ駆動回路 84 はフレキシブル基板 85 を介して駆動制御装置 86 及び上記第 1 実施例

で説明した信号測定器 5 3 に接続されている。前記駆動制御装置 8 6 は、前記可動ユニット 8 0 a , 8 0 b が所定の位置に移動するように前記モータ駆動回路 8 4 を制御する。

【 0 0 8 1 】

前記駆動制御装置 8 6 は、前記処理装置 6 の制御回路 2 7 G に接続されている。この制御回路 2 7 G は、上記第 1 実施例で説明した制御に加え、前記可動ユニット 8 0 a , 8 0 b が所定の位置に移動するように前記駆動制御装置 8 6 を制御している。

更に、具体的に説明すると、例えば検出する磁界は、カプセル内コイル 4 2 が励磁用コイル 6 2 , 検出用コイル 6 1 と等距離の場合、以下に示す 3 つのパターンがある。

【 0 0 8 2 】

図 3 4 (A) に示すように検出する磁界は、励磁用コイル 6 2 と検出用コイル 6 1 とを結ぶ軸と、カプセル内コイル 4 2 とが同軸になるときに最大となる。

また、図 3 4 (B) に示すように検出する磁界は、励磁用コイル 6 2 と検出用コイル 6 1 とを結ぶ軸がカプセル内コイル 4 2 の長手中心軸において直交するとき、励磁用コイル 6 2 からの磁束がカプセル内コイル 4 2 に入らない。このため、カプセル内コイル 4 2 (共振回路 4 0) に誘導磁界が発生せず、検出用コイル 6 1 にてカプセル内コイル 4 2 の磁界を検出するのが困難となる。

【 0 0 8 3 】

また、図 3 4 (C) に示すように検出する磁界は、励磁用コイル 6 2 と検出用コイル 6 1 とを結ぶ軸から、カプセル内コイル 4 2 がはずれた位置になるときに、カプセル内コイル 4 2 に励磁用コイル 6 2 からの磁束が入り、カプセル内コイル 4 2 に対して誘導磁界を発生させる位置であれば、検出用コイル 6 1 にて磁界の検出が可能となる。しかしながら、この場合、検出用コイル 6 1 が検出する磁界の強さは、そのときに発生する誘導磁界の向きと検出用コイル 6 1 の向きとの関係及びカプセル内コイル 4 2 と検出用コイル 6 1 との距離により変化する。

【 0 0 8 4 】

このため、制御回路 2 7 G は、前記信号測定器 5 3 からの測定データによって前記演算処理部 5 4 により算出された過去のカプセル本体 3 の向き (方向) 及び位置情報に基づき、前記位置・姿勢検出基板 6 0 が検出する前記カプセル本体 3 の前記共振回路 4 0 が生成する磁界が小さくならない適した位置に前記駆動制御装置 8 6 を制御する。

【 0 0 8 5 】

このような構成による第 3 実施例の作用を説明する。

カプセル本体 3 により体腔内を検査する場合、患者はこのカプセル本体 3 を飲み込む。体腔内に挿入されたカプセル本体 3 は食道等を通過する際に、照明素子 1 5 で照明し、撮像素子 1 4 で撮像した画像を無線回路 2 2 を経て体外の処理装置 6 に無線で送る。

処理装置 6 は無線回路 2 5 で受信し、復調された画像データをデータ処理回路 2 6 内部などに設けた (ハードディスク等の) 画像記憶デバイスに蓄積すると共に、表示用の処理を行い、表示装置 7 に出力してカプセル本体 3 により順次撮像された画像を表示する。

【 0 0 8 6 】

ここで、本実施例では、図 2 9 に示すフローチャートに従って制御回路 2 7 G が位置・姿勢検出装置 9 G により検出されたカプセル本体 3 の向き (方向) 及び位置情報に基づき、回転磁界を発生したり、発生する回転磁界の向き等を制御する動作を行うと共に、前記可動ユニット 8 0 a , 8 0 b が適した位置に移動するように制御する動作を行う。

【 0 0 8 7 】

まず、制御回路 2 7 G は、カプセル本体 3 の位置検出を行う。

制御回路 2 7 G は、位置・姿勢検出装置 9 G を制御駆動してカプセル本体 3 の位置及び向き (方向) を測定する (ステップ S 1 1) 。

位置・姿勢検出装置 9 G は、励磁用可動ユニット 8 0 a に内蔵した前記位置・姿勢検出基板 6 0 (の励磁用コイルアレイ 5 1) を所定の発振周波数、例えば 1 k H z ~ 1 M H z で発振器 5 5 により発振させ、交流磁界を発生させる。

【 0 0 8 8 】

カプセル本体 3 の共振回路 40 は、交流磁界により相互誘導して誘導起電力を発生し、磁界を発生する。この共振回路 40 による磁界は、検出用可動ユニット 80b に内蔵した前記位置・姿勢検出基板 60 (の検出用コイルアレイ 52) により検出される。この検出用可動ユニット 80b により検出された測定値は、前記信号測定器 53 により取り込まれて演算処理部 54 へ入力される。

【0089】

演算処理部 54 は、入力された測定値に基づき、上述した式 1 及び式 2 から共振回路 40 の向き (方向) 及び位置を算出し、測定値と算出した結果をカプセル本体 3 の向き (方向) と位置データと磁界の強さとして制御回路 27G に出力する。

【0090】

制御回路 27G は、位置・姿勢検出装置 9G から入力されたカプセル本体 3 の向き (方向) と位置データと磁界の強さに基づき、可動ユニット 80a , 80b の位置データと、求めたカプセル本体 3 の向き (方向) と位置データと磁界の強さから、共振回路 40 が生成する磁界が小さくならない適した位置へ可動ユニット 80a , 80b を移動させ、再測定する (ステップ S12) 。

制御回路 27G は、前の測定値と再測定値とを比較し (ステップ S13) 、前の測定値の方が大きかった場合、再測定値の方が大きくなるまで S11 から S13 を繰り返す。

【0091】

可動ユニット 80a , 80b は、前記駆動制御装置 86 からの駆動信号に基づいてモータ駆動回路 84 がモータ 82 を駆動することで、駆動タイヤ 81 及び従動タイヤ 83 が回動し、所定の位置に移動する。

一方、再測定値の方が前の測定値より大きい場合、制御回路 27G は、位置検出完了 (ステップ S14) し、次の回転磁界による磁気誘導の制御を行う。

【0092】

ここで、カプセル本体 3 は、管腔の状態、例えば、体液や壁の存在や臓器内の広さ等の状態により、操作入力装置 8 の操作に対して動き過ぎたり動きにくかったりして向き易さの度合いが変化し、算出したカプセル本体 3 の向きとはならない誤差が生じる。

そこで、制御回路 27G は、一定 (時間) 間隔で再測定してカプセル本体 3 の位置検出 (S11 ~ S14) を繰り返すよう制御を行っている。

【0093】

次に、制御回路 27G は、回転磁界によるカプセル本体 3 の磁気誘導を行う。

制御回路 27G は、位置・姿勢検出装置 9G からカプセル本体 3 の向き (方向) 及び位置データを出力させ (ステップ S15) 、演算処理部 54 で求めたカプセル本体 3 の向き (方向) 及び位置データから付加する回転磁界 (カプセル本体 3 を磁気誘導するための) の向きを設定 (セット) する (ステップ S16) 。

【0094】

制御回路 27G は、術者の操作による操作入力装置 8、例えば、方向入力装置 8a のジョイスティックの入力に従い、カプセル本体 3 を所望の向き (方向) 及び位置に制御するよう回転磁界発生装置 4 を制御駆動する。即ち、制御回路 27G は、操作入力装置 8 (ジョイスティック) の入力を検出し (ステップ S17) 、入力が有るか否かを判断し (ステップ S18) 、操作入力装置 8 の入力が有る場合、この操作入力装置 8 の入力量を計算 (算出) して設定値に達するまで上記回転磁界発生装置 4 が生成する回転磁界を付加する (ステップ S19) 。尚、制御回路 27G は、操作入力装置 8 の入力がない場合、この入力が有るまで設定された回転磁界の状態を維持する。

【0095】

制御回路 27G は、付加した回転磁界が設定値に達したか否かを判断し (ステップ S20) 、回転磁界が設定値に達するまで回転磁界を付加し続け、回転磁界が設定値に達した場合、誘導完了 (ステップ S21) し、回転磁界による磁気誘導の制御 (S16 ~ S21) を繰り返す。

【0096】

この結果、カプセル型医療装置位置・姿勢検出システム 1 G は、上記第 1 実施例と同様な効果を得ることに加え、位置・姿勢検出基板 6 0 の位置を最適な位置に移動させることができ、常にカプセル本体 3 の向き（方向）及び位置を正確に測定することができる。

尚、図 2 9 のフローチャートは、位置・姿勢検出基板 6 0 を移動可能に構成した場合について説明しているが、可動ユニットを移動させる部分を除けば、位置・姿勢検出基板 6 0 が固定配置された場合においても適用可能である。

【 0 0 9 7 】

以上のように第 3 実施例を説明してきたが、本実施例では次のような変形例が考えられる。

カプセル型医療装置位置・姿勢検出システムは、図 3 0 及び図 3 1 に示すように可動ユニット 8 0 a , 8 0 b の代わりに多自由度可動式アーム 9 0 を用いて位置・姿勢検出装置を構成しても良い。

【 0 0 9 8 】

図 3 0 及び図 3 1 に示すように位置・姿勢検出装置 9 H は、多自由度可動式アーム 9 0 を設けて構成されている。

前記多自由度可動式アーム 9 0 は、先端側が二股に分岐されており、これらの先端部に前記位置・姿勢検出基板 6 0 をそれぞれ設けている。これら位置・姿勢検出基板 6 0 は、どちらか一方が励磁側であれば、他の一方が検出側となる。あるいは、位置・姿勢検出基板 6 0 は、周期的に切り換えるようにしても良いし、あるいは、同一基板上の一部のコイルを励磁用、他を検出用として同時に使用しても良い。

【 0 0 9 9 】

前記多自由度可動式アーム 9 0 は、関節部に図示しないモータを内蔵している。これらモータは、上記第 3 実施例で説明した可動ユニット 8 0 a , 8 0 b と同様に制御回路 2 7 G によって駆動制御装置 8 6 により制御駆動されるようになっている。

それ以外の構成及び作用は、同様なので説明を省略する。

【 0 1 0 0 】

これにより、本変形例の位置・姿勢検出装置 9 H は、患者が潜り込む必要がないので、非常に楽であり、また、装置を小型化できる。

尚、多自由度可動アーム 9 0 に取り付け位置・姿勢検出基板 6 0 は、図 3 2 に示すように 1 つでも構わない。この場合、前記位置・姿勢検出基板 6 0 は、基板中心に前記励磁用コイル 6 2 を配置し、この励磁用コイル 6 2 の周囲に前記検出用コイル 6 1 を配置して構成されている。尚、図 3 2 中、磁力線は、基板中心の励磁用コイル 6 2 から出て、周囲の検出用コイル 6 1 に戻るようになっている。

【 0 1 0 1 】

前記位置・姿勢検出基板 6 0 は、前記励磁用コイル 6 2 が前記カプセル内コイル 4 2 に対して誘導磁界を発生させるための交流磁界を発生し、この交流磁界により発生した前記カプセル内コイル 4 2 の誘導磁界を前記検出用コイル 6 1 が検出するようになっている。

【 0 1 0 2 】

従って、前記多自由度可動式アーム 9 0 は、前記カプセル内コイル 4 2 に対して誘導磁界を発生させるための交流磁界を発生する磁界発生手段と、前記カプセル内コイル 4 2 が発生した誘導磁界の磁界強度を検出する磁界検出手段と 2 つの役割を前記位置・姿勢検出基板 6 0 の 1 枚のみで構成できるので、2 枚設けて構成するよりも制御が簡単であり、また更なる小型化が可能となる。

【 0 1 0 3 】

尚、カプセル本体 3 は、図 3 3 に示すように前記励磁用コイルアレイ 5 1 の交流磁界により誘導磁界を発生する他に、自発的に誘導磁界を発生するように構成しても良い。

この場合、カプセル本体 3 は、コンデンサ 4 1 の代わりに発振器 5 5 B をカプセル内コイル 4 2 に接続して構成した共振回路 4 0 B を備えている。尚、前記発振器 5 5 B は、前記共振回路 4 0 B を相互誘導させるのに必要な交流磁界を発生させるために発振周波数、例えば 1 k H z ~ 1 M H z で発振するようになっている。

【 0 1 0 4 】

一方、位置・姿勢検出装置 9 B は、前記検出用コイルアレイ 5 2 (検出用コイル 6 1) がカプセル本体 3 B の共振回路 4 0 B により自発的に発生した磁界を検出するようになっており、この検出用コイルアレイ 5 2 (検出用コイル 6 1) により検出された信号を測定する信号測定器 5 3 と、この信号測定器 5 3 により測定されたデータに基づき、カプセル本体 3 B の長手方向の向き (方向) を算出すると共に位置も算出する演算処理部 5 4 とを有している。

【 0 1 0 5 】

ここで、前記検出用コイルアレイ 5 2 (検出用コイル 6 1) により検出される測定磁界 B'_{total} (ベクトル) は、共振回路 4 0 B により発生する磁界を B'_{reso} (ベクトル) として、

【 式 3 】

【 0 1 0 6 】

$$\vec{B'}_{total} = \vec{B'}_{reso} \quad \dots (式 3)$$

である。

【 0 1 0 7 】

尚、共振回路 4 0 B により発生する磁界 B'_{reso} (ベクトル) は、上記第 1 実施例で説明した式 2 とほぼ同一であるので省略する。

これにより、演算処理部 5 4 は、検出用コイルアレイ 5 2 (検出用コイル 6 1) により検出される測定磁界 B'_{total} を共振回路 4 0 B により発生する磁界 B'_{reso} とし、カプセル本体 3 B の位置 (x, y, z) 及びカプセル本体 3 B の向き (θ, ϕ) 及び等価的磁気モーメント M を算出することができるようになっている。

【 0 1 0 8 】

従って、位置・姿勢検出装置 9 B は、カプセル本体 3 B が共振回路 4 0 B により自発的に磁界を発生できるので、この共振回路 4 0 B に対して誘導起電力を発生させるための交流磁界を発生する励磁手段を必要とせず、更なる小型化が可能である。

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

【 0 1 0 9 】

[付記]

(付記項 1)

生体内に挿入されるカプセル型医療装置本体と、
前記カプセル型医療装置本体に設け、共振回路を構成するカプセル内コイルと、
前記生体の周りに配置し、前記カプセル内コイルによって発生する磁界の変化を検出する磁界検出部と、

を具備したことを特徴とするカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【 0 1 1 0 】

(付記項 2)

前記磁界検出部は、前記カプセル内コイルに対して誘導磁界を発生させるための交流磁界を発生する磁界発生手段と、この磁界発生手段により前記カプセル内コイルが発生した誘導磁界の磁界強度を検出する磁界検出手段と、を有することを特徴とする付記項 1 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【 0 1 1 1 】

(付記項 3)

前記カプセル型医療装置本体が前記共振回路を発振させるための発振器を有し、この発振器により前記共振回路が発振して前記カプセル内コイルが磁界を発生し、このカプセル内コイルにより発生した磁界の磁界強度を前記磁界検出部に設けた磁界検出手段が検出す

10

20

30

40

50

ることを特徴とする付記項 1 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【0112】

(付記項 4)

前記磁界検出部を取り付けるフレームは、前記カプセル型医療装置本体の向き及び位置を体外から回転磁界によって誘導する誘導装置であり、この誘導装置により発生する回転磁界の駆動周波数と、前記共振回路の共振周波数とが異なることを特徴とする付記項 1 から 3 のいずれかに記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【0113】

(付記項 5)

前記生体が挿通する開口部を形成し、前記磁界検出部を球面状に配置したことを特徴とする付記項 1 ないし 4 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

10

(付記項 6)

前記生体が挿通する開口部を形成し、前記磁界検出部を正多面体状に配置したことを特徴とする付記項 1 ないし 4 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【0114】

(付記項 7)

前記生体が挿通する開口部を形成し、前記磁界検出部を立方体状に 3 軸配置したことを特徴とする付記項 1 ないし 4 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

(付記項 8)

前記磁界検出部は、前記生体を挟んで相対して配置され、移動自在であるように構成したことを特徴とする付記項 1 ないし付記項 6 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

20

【0115】

(付記項 9)

単一の前記磁界検出部は、前記生体に対面して配置され、移動自在であるように構成したことを特徴とする付記項 1 ないし付記項 6 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

(付記項 10)

前記立方体状の少なくとも 1 面が開閉又は着脱自在であることを特徴とする付記項 7 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

30

【0116】

(付記項 11)

移動及び回転自在な多自由度可動式アームを有し、

前記磁界検出部が検出する磁界が最大となるよう前記多自由度可動式アームの動作を制御する制御装置と、

を設けたことを特徴とする付記項 8 と付記項 9 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【0117】

(付記項 12)

前記生体が挿通する開口部を形成し、

球面状に移動自在な可動ユニットと、

前記磁界検出部が検出する磁界が最大となるよう前記可動ユニットの動作を制御する制御装置と、

40

を設けたことを特徴とする付記項 8 と付記項 9 に記載のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システム。

【図面の簡単な説明】

【0118】

【図 1】第 1 実施例のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムの全体構成図である。

【図 2】図 1 のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムの回路ブロック図である。

【図 3】カプセル本体の側面説明図である。

50

【図 4】印加した回転磁界及びこの回転磁界によるカプセル本体の動作を示す概念図である。

【図 5】図 4 の回転磁界に対して印加した振動磁界（偶力発生用磁界）及びこの振動磁界（偶力発生用磁界）によるカプセル本体の動作を示す概念図である。

【図 6】カプセル本体に対する位置・姿勢検出装置による位置・姿勢検出の説明図である。

【図 7】回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置を示す説明図である。

【図 8】図 7 の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の拡大斜視図である。

【図 9】図 8 の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置切断図である。

【図 10】図 8 の位置・姿勢検出装置の変形例を示す斜視図である。

10

【図 11】図 10 の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置切断図である。

【図 12】図 8 の位置・姿勢検出装置の第 2 の変形例を示す回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の斜視図である。

【図 13】2 つに分割可能に構成された回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置を示す概略図である。

【図 14】開閉可能に構成された回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置を示す概略図である。

【図 15】位置・姿勢検出基板に配置される検出用コイル及び励磁用コイルの配置パターン例を示す説明図である。

【図 16】位置・姿勢検出基板に配置される検出用コイル及び励磁用コイルの他の配置パターン例を示す説明図である。

20

【図 17】図 10 の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の概略説明図である。

【図 18】図 12 の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の外観を示す概略斜視図である。

【図 19】図 18 の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の内部構成を示す概略断面図である。

【図 20】図 8 の位置・姿勢検出装置の第 3 の変形例を示す回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の概略説明図である。

【図 21】図 8 の位置・姿勢検出装置の第 4 の変形例を示す回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の概略斜視図である。

30

【図 22】図 8 の位置・姿勢検出装置の第 5 の変形例を示す回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の概略説明図である。

【図 23】第 2 実施例のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムを構成している回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置を示す説明図である。

【図 24】図 23 の位置・姿勢検出装置の変形例を示す回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の概略斜視図である。

【図 25】図 24 の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の内部構成を示す A 矢視方向の概略断面図である。

【図 26】第 3 実施例のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムを構成している回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置を示す説明図である。

40

【図 27】図 26 の回転磁界発生装置及び位置・姿勢検出装置の要部拡大図である。

【図 28】第 3 実施例のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムを示す全体構成図である。

【図 29】第 3 実施例のカプセル型医療装置位置・姿勢検出システムの制御動作を示すフローチャートである。

【図 30】図 26 の位置・姿勢検出装置の変形例を示す概略斜視図である。

【図 31】図 30 の位置・姿勢検出装置の概略説明図である。

【図 32】図 31 の変形例を示し、位置・姿勢検出基板を平板状に構成したカプセル本体に対する位置・姿勢検出装置による位置・姿勢検出の説明図である。

【図 33】コンデンサの代わりに発振器を設けて共振回路を構成したカプセル本体に対す

50

る位置・姿勢検出装置による位置・姿勢検出の説明図である。

【図34】励磁用コイルと検出用コイルとカプセル内コイルとの位置関係を示す概略説明図である。

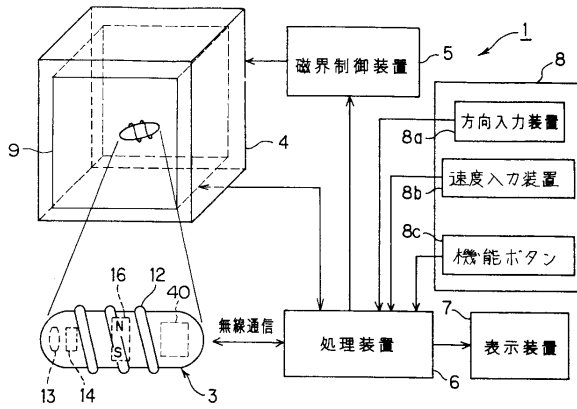
【符号の説明】

【0119】

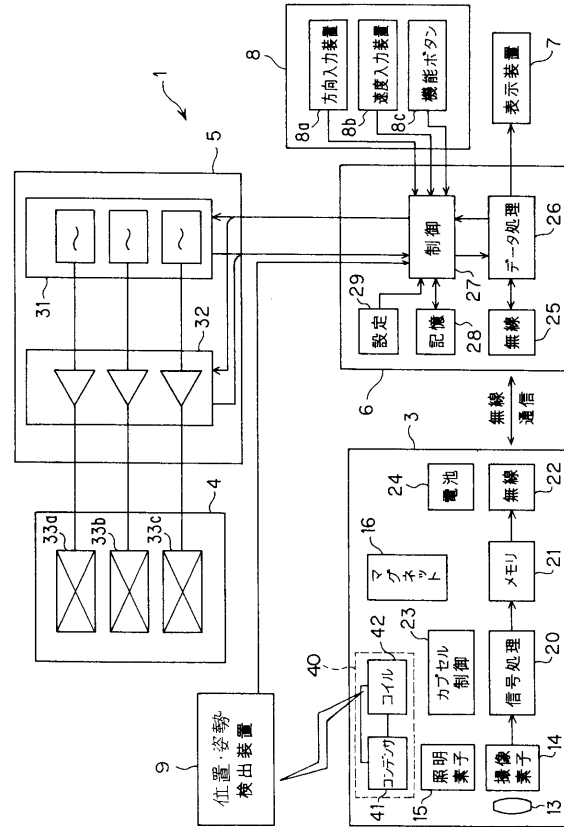
- 1 カプセル型医療装置位置・姿勢検出システム
- 3 カプセル本体
- 4 回転磁界発生装置
- 5 磁界制御装置
- 6 処理装置 10
- 7 表示装置
- 8 操作入力部
- 8 a 方向入力装置
- 8 b 速度入力装置
- 8 c 機能ボタン
- 9 位置・姿勢検出装置
- 12 螺旋状突起
- 16 マグネット
- 20 信号処理回路
- 26 データ処理回路 20
- 27 制御回路
- 31 交流電流発生 & 制御部
- 32 ドライバ部
- 33 a ~ 33 c 電磁石
- 40 共振回路
- 41 コンデンサ
- 42 カプセル内コイル
- 51 励磁用コイルアレイ
- 52 検出用コイルアレイ
- 53 信号測定器 30
- 54 演算処理部
- 55 発振器
- 61 検出用コイル
- 62 , 63 励磁用コイル

代理人 弁理士 伊藤 進

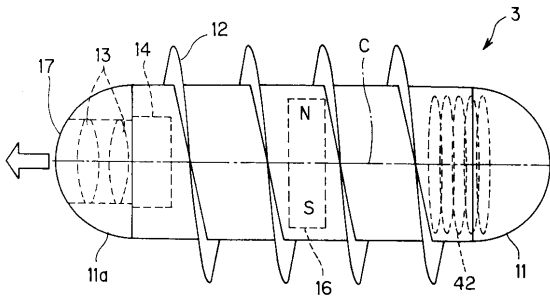
【図 1】



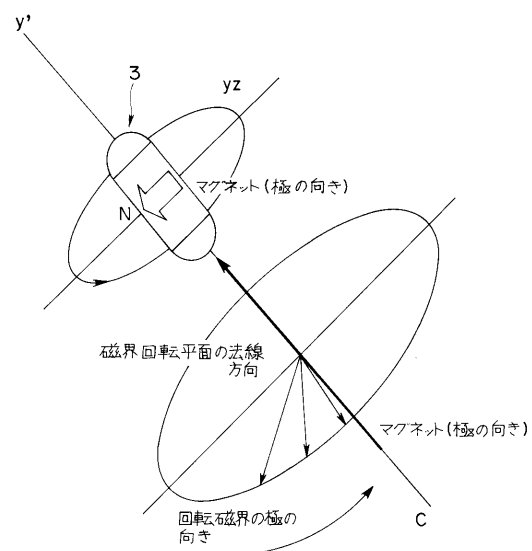
【図 2】



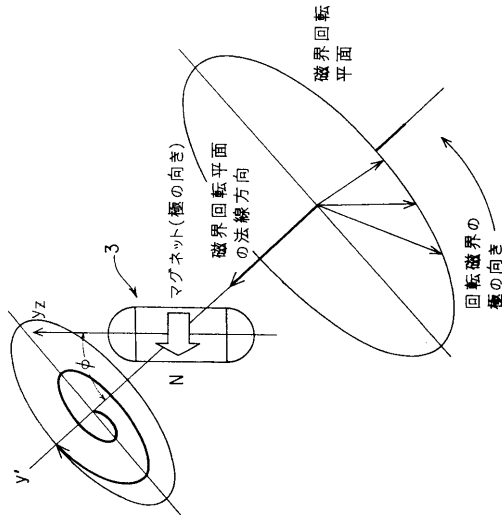
【図 3】



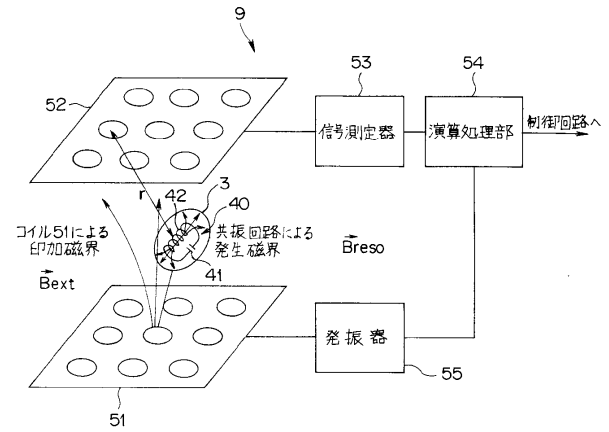
【図 4】



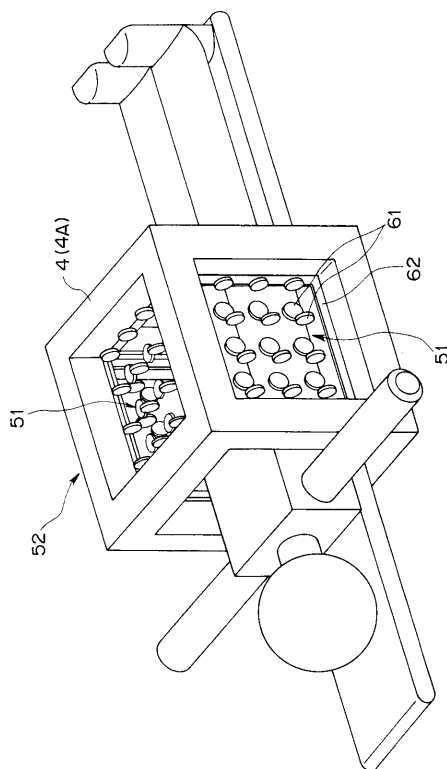
【図 5】



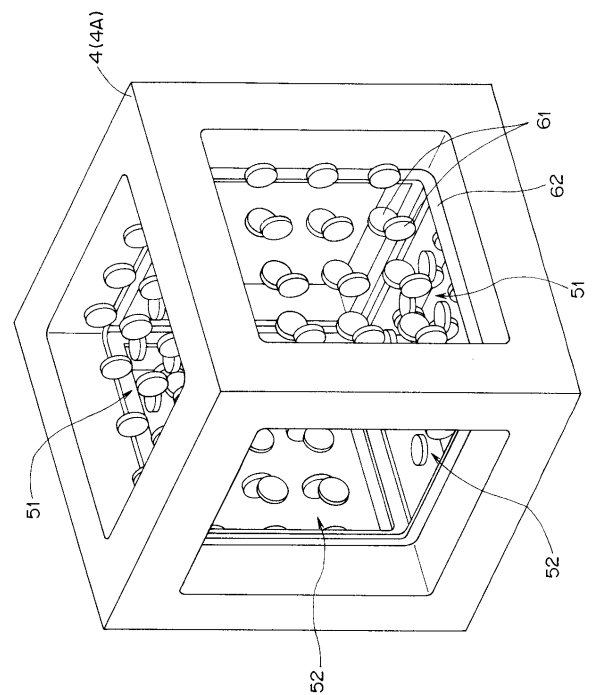
【図 6】



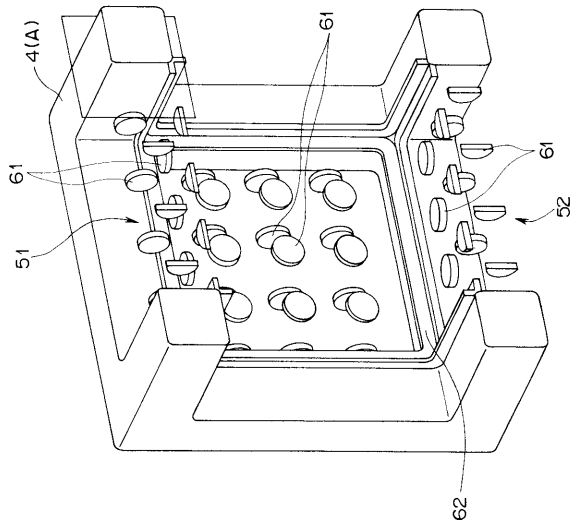
【図 7】



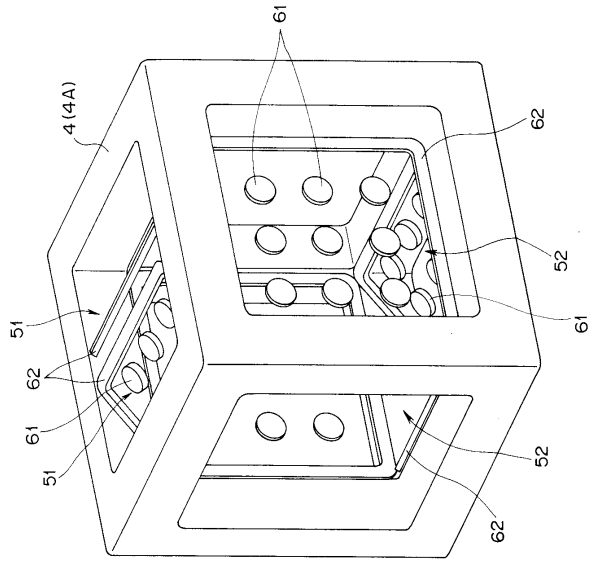
【図 8】



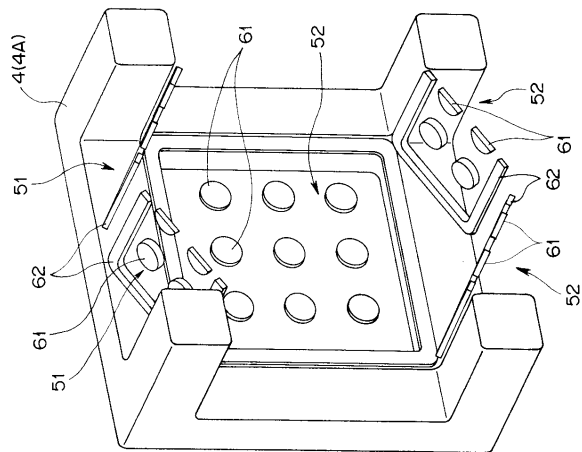
【図 9】



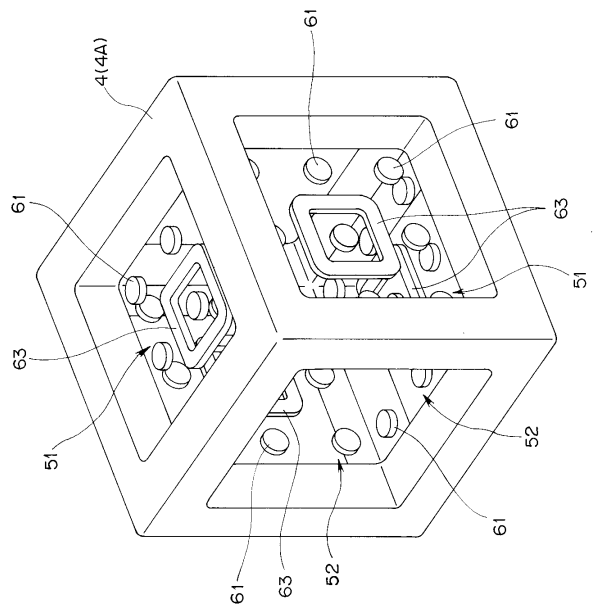
【図 10】



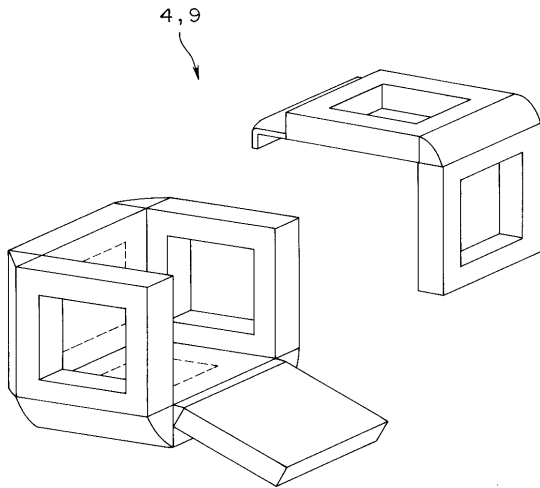
【図 11】



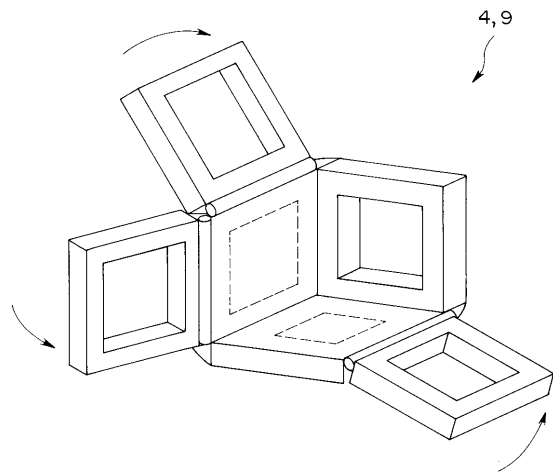
【図 12】



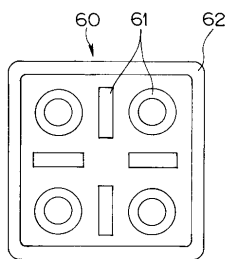
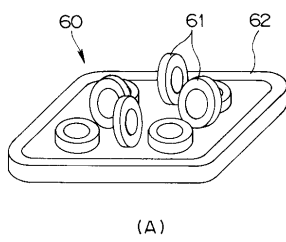
【図 13】



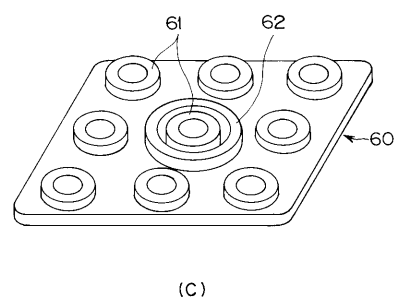
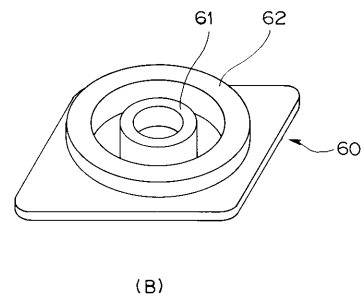
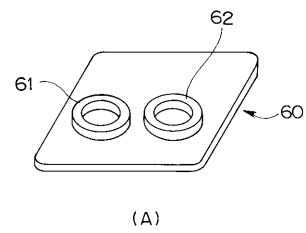
【図 14】



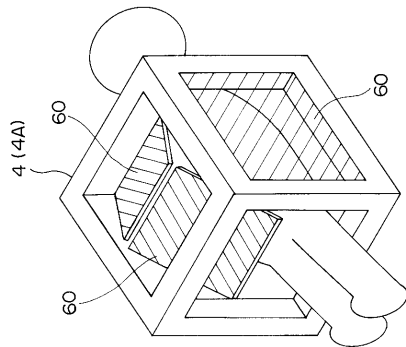
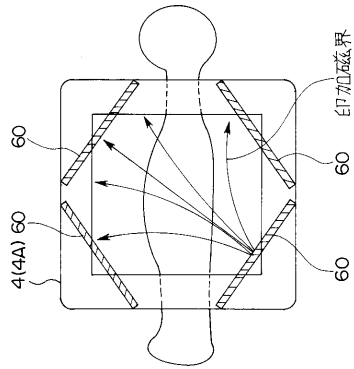
【図 15】



【図 16】



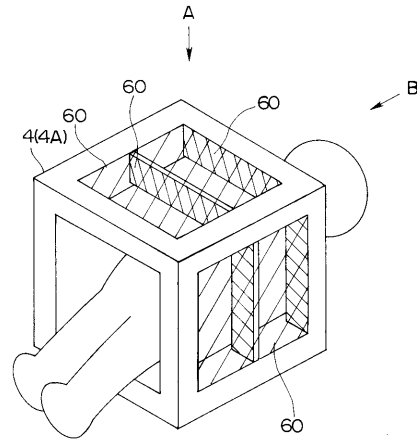
【図 17】



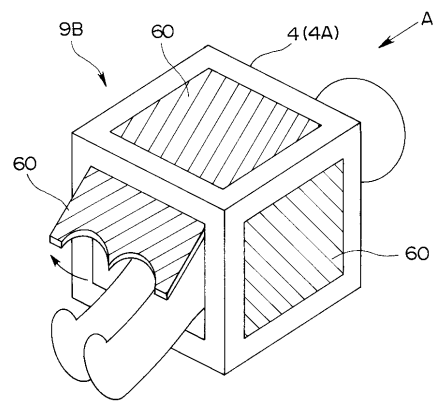
(B)

(A)

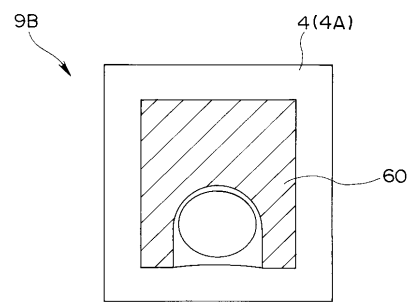
【図 18】



【図 20】

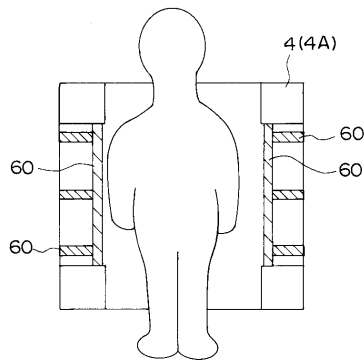


(A)

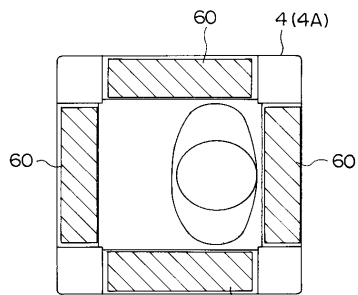


(B)

【図 19】

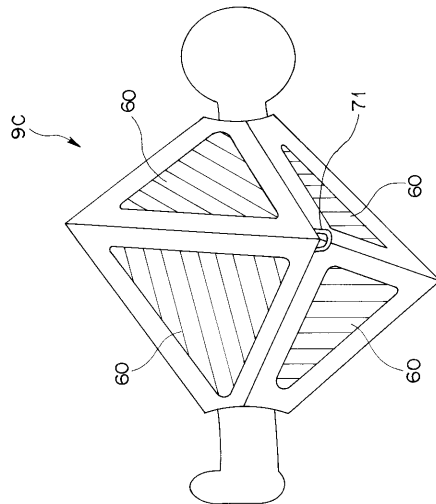


(A)

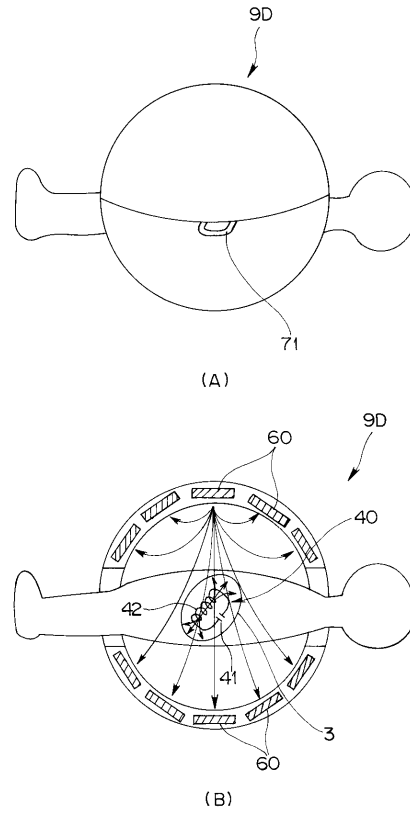


(B)

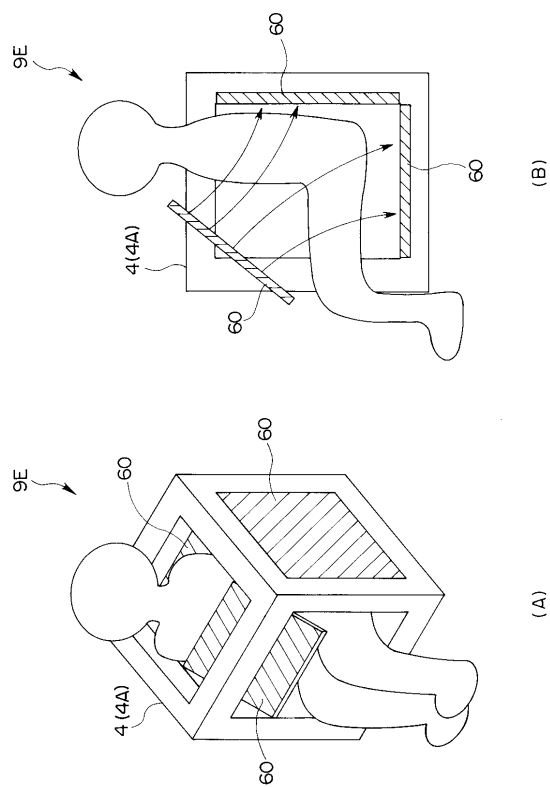
【図 2 1】



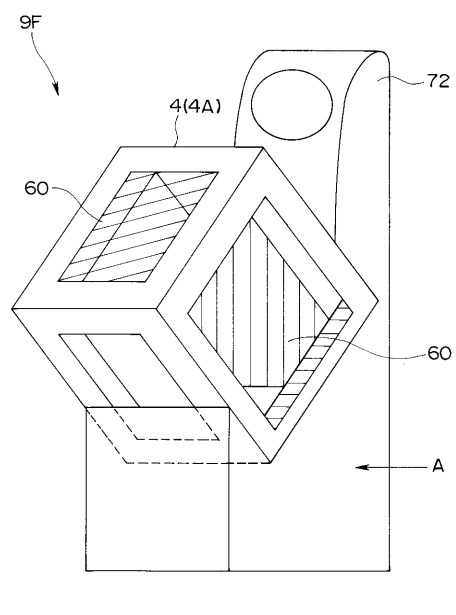
【図 2 2】



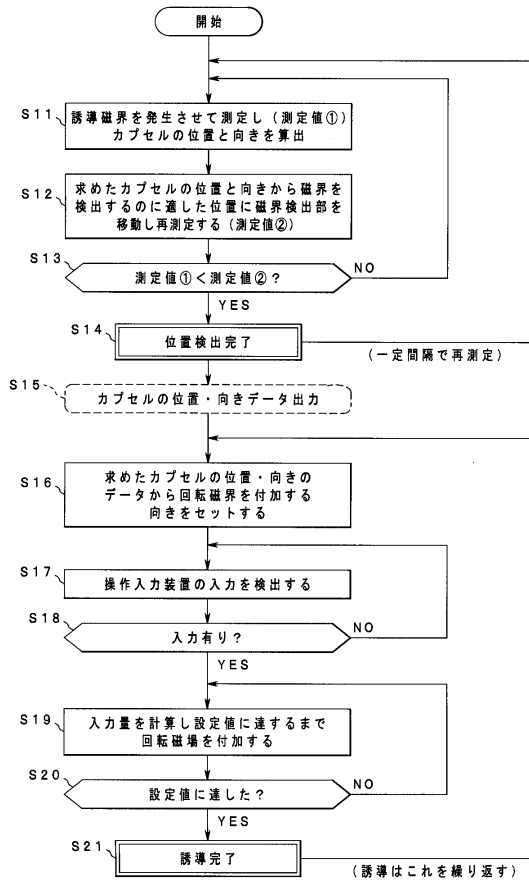
【図 2 3】



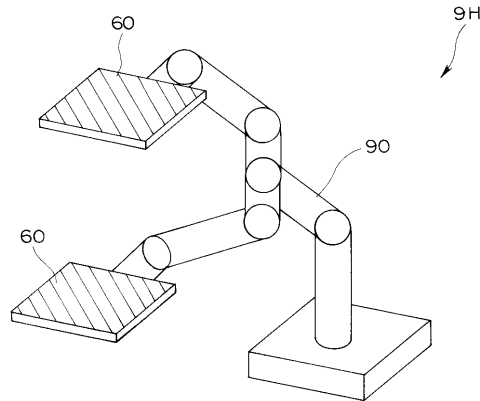
【図 2 4】



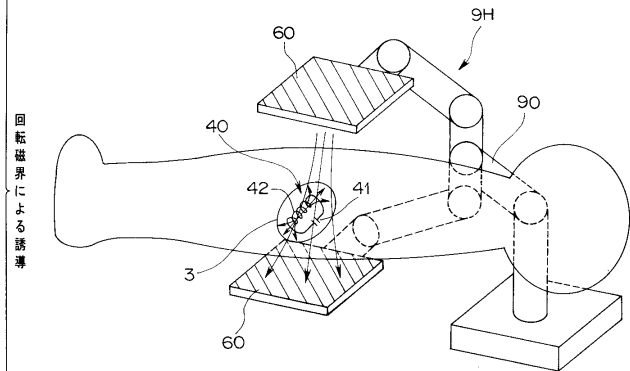
【図 29】



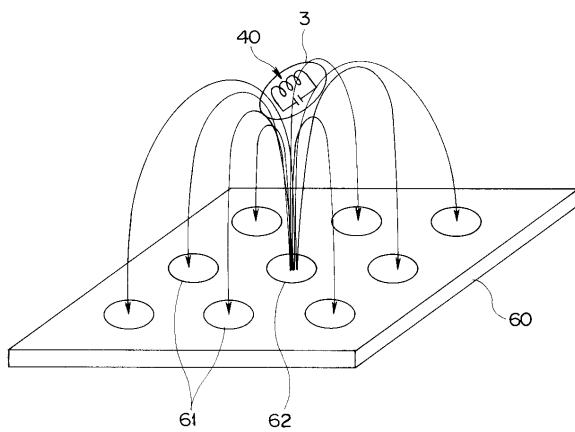
【図 30】



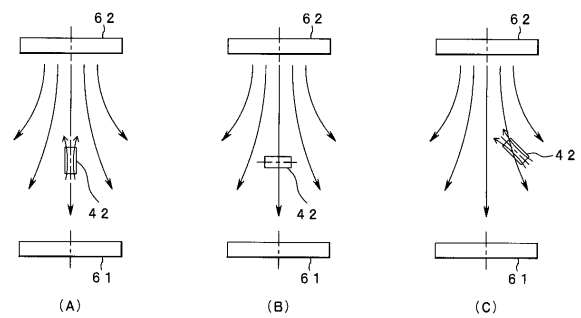
【図 31】



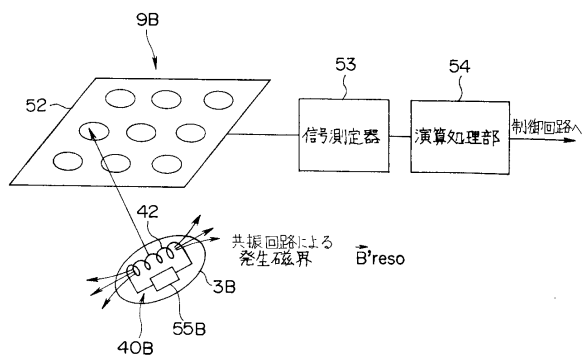
【図 32】



【図 34】



【図 33】



フロントページの続き

(72)発明者 藪上 信

宮城県仙台市宮城野区五輪 1 - 4 - 2 1 - 5 0 5

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 2 9 9 6 1 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

A 6 1 B 5 / 0 6

A 6 1 B 5 / 0 7