

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-14751
(P2006-14751A)

(43) 公開日 平成18年1月19日(2006.1.19)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/05 3 5 5 4 C 0 9 6

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 10 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2004-192442 (P2004-192442) (22) 出願日 平成16年6月30日 (2004. 6. 30)</p>	<p>(71) 出願人 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 (72) 発明者 津田 宗孝 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディ コ内 (72) 発明者 石垣 昌輝 東京都中央区日本橋本町3-5-11 三和工機株式会社内 Fターム(参考) 4C096 AB47 AC01 AD10 CC12</p>
--	--

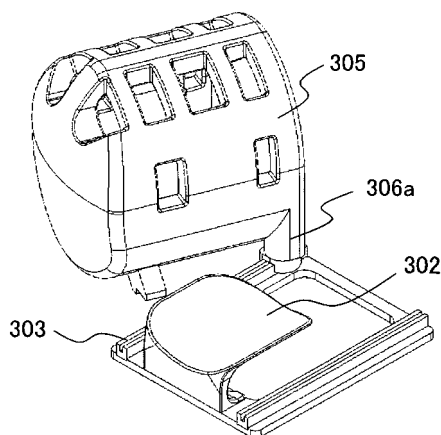
(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】

【課題】 被検者が感じる閉塞感や圧迫感を低減して高周波コイルあるいは高周波受信コイルを好適に配置することが可能なMRI装置を提供する。

【解決手段】 コイルアッセンブリ(305)を前記テーブル上で前記検査部位を囲うように配置するための平行移動を行う左ガイドレール(303)と右ガイドレール(304)と、前記高周波コイルを前記平行移動の方向と異なる方向に回転移動するための回転支持手段(306a, 303b, 306c, 307)を備える。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体を載せるためのテーブルと、前記被検体に電磁波を照射する高周波送信コイルと

、
前記電磁波の照射によって前記被検体の検査部位に発生する核磁気共鳴信号を受信する高周波受信コイルを備え、前記受信した核磁気共鳴信号を利用し磁気共鳴画像を得る磁気共鳴イメージング装置において、前記高周波受信コイルを前記テーブル上で前記検査部位を囲うように配置するための平行移動を行う平行移動手段と、前記高周波コイルを前記平行移動の方向と異なる方向に回転移動するための回転移動手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項2】

被検体を載せるためのテーブルと、前記被検体への電磁波を照射する機能と前記電磁波の照射によって前記被検体の検査部位に発生する核磁気共鳴信号を受信する機能を併せ持つ高周波コイルを備え、前記受信した核磁気共鳴信号を利用し磁気共鳴画像を得る磁気共鳴イメージング装置において、前記高周波コイルを前記テーブル上で前記検査部位を囲うように配置するための平行移動を行う平行移動手段と、前記高周波コイルを前記並行移動の方向と異なる方向に回転移動するための回転移動手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は磁気共鳴イメージング装置(以下、MRI装置という。)に係り、特に、被検者が感じる閉塞感や圧迫感を低減して高周波コイルあるいは高周波受信コイルを好適に配置する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

MRI装置は、均一な静磁場内に置かれた被検者に電磁波を照射したときに、被検者を構成する原子の原子核に生じる核磁気共鳴現象を利用し、被検者からの核磁気共鳴信号(以下、NMR信号という。)を検出し、このNMR信号を使って画像を再構成することにより、被検者の物理的性質をあらわす磁気共鳴画像(以下、MR画像という。)を得るものである。

30

【0003】

MRI装置は、装置を設置した検査室内に、被検者の水素原子核(プロトン)のスピンの向きを整列させるための静磁場を計測空間内に発生するための静磁場発生源と、被検者の位置情報を与えるために、X、Y、Zの3軸方向に位置エンコーディングを行う3チャンネルの傾斜磁場コイルと、プロトンの共鳴周波数をもつ電磁波を放射する高周波送信コイルと、プロトンからのNMR信号を受信する高周波受信コイルと、更に、発生する静磁場および傾斜磁場を補正するためのシムコイルなどを備えている。

【0004】

MRI装置ではNMR信号の強度を向上させて画質向上を図るために、高周波コイルあるいは高周波受信コイルは被検者になるべく近づけて配置するのが良いとされている。そして、通常MRI装置では、被検体が計測空間外の撮影準備位置において被検体へ装着した後に、被検体を撮影空間へ移動することが行われている。特許文献1では特に、被検者の頭部を画像化するための頭部用の受信コイルについて、受信コイルを進退動させるためのスライド部材を受信コイルの下面に取り付けた機構が開示されている。

40

【特許文献1】特開平5-49613号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明者は、上記従来技術を検討した結果、以下の問題点を見出した。

すなわち、特許文献1記載の従来技術において、受信コイルを計測空間外の撮影準備位

50

置において被検者の頭部を覆うように配置し、頭部を覆った状態で被検者を撮影空間内に移動させると、被検者は頭部を覆われている時間が長いために閉塞感や圧迫感を感じた。閉塞感や圧迫感を感じた被検者は緊張して唾を飲み込んだり、微妙な振えが生じる場合があり、これによって検査部位が動くと、画像にアーチファクトが生じる問題があった。

【0006】

また、特許文献1記載の従来技術では被検者を撮影空間内に配置した状態で頭部用の受信コイルを外部から移動して頭部に近接させて配置することも可能であるが、近年の頭部用の受信コイルは性能向上の観点から被検者の頭頂方向も覆う構造となっているので、頭頂方向からは頭部用の受信コイルが障害となって、頭部用の受信コイルを配置する時に、被検者の状態を観察したり頭部の姿勢を確認することがしにくいという問題があった。

10

【0007】

本発明の目的は、被検者が感じる閉塞感や圧迫感を低減して高周波コイルあるいは高周波受信コイルを好適に配置することが可能なMRI装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明によれば、被検体を載せるためのテーブルと、前記被検体に電磁波を照射する高周波送信コイルと、前記電磁波の照射によって前記被検体の検査部位に発生する核磁気共鳴信号を受信する高周波受信コイルを備え、前記受信した核磁気共鳴信号を利用し磁気共鳴画像を得る磁気共鳴イメージング装置において、前記高周波受信コイルを前記テーブル上で前記検査部位を囲うように配置するための平行移動を行う平行移動手段と、前記高周波コイルを前記平行移動の方向と異なる方向に回転移動するための回転移動手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置が提供される。

20

【0009】

また本発明によれば、被検体を載せるためのテーブルと、前記被検体への電磁波を照射する機能と前記電磁波の照射によって前記被検体の検査部位に発生する核磁気共鳴信号を受信する機能を併せ持つ高周波コイルを備え、前記受信した核磁気共鳴信号を利用し磁気共鳴画像を得る磁気共鳴イメージング装置において、前記高周波コイルを前記テーブル上で前記検査部位を囲うように配置するための平行移動を行う平行移動手段と、前記高周波コイルを前記並行移動の方向と異なる方向に回転移動するための回転移動手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置が提供される。

30

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、被検者が感じる閉塞感や圧迫感を低減して高周波コイルあるいは高周波受信コイルを好適に配置することが可能なMRI装置が提供される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。なお、発明の実施形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【0012】

図1は本発明が適用された開放的な磁石101を用いたオープンMRI装置の全体概要を示す図である。このMRI装置の静磁場を発生する磁石101は被検者102が配置される撮影空間を間に挟んで上起磁力発生部103と下起磁力発生部104からなる。上起磁力発生部103と下起磁力発生部104は支柱105で支えられている。図1では、支柱105は斜め後方に一本を示しているが、斜め後方の左右に一对の場合もある。このような磁石構造により、前記撮影空間の前後左右は大きく開放された構造になっている。本実施例では、上起磁力発生部103と下起磁力発生部104はそれぞれ超伝導コイル(図では示していない)が組込まれたクライオスタットで構成され、支柱105は上下のクライオスタットを接続する連結管の役割も果たし、撮影空間では1.0テスラの強度の磁場が発生される。上起磁力発生部103と下起磁力発生部104は永久磁石とポールピースで構成し、支柱105は磁気回路を構成するように強磁性体

40

50

で構成することも可能である。この場合の撮影空間では0.2テスラから0.4テスラの強度の磁場が発生される。

【0013】

磁石101の内側には傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル106が取り付けられている。この傾斜磁場コイル106は磁石の開放的な構造を妨げることがないように平板構造になっており、上下一対のコイルにて互いに直交する3軸方向に傾斜磁場を発生するx, y, zコイル(図では区別されない)がエポキシ樹脂内に積層されている。例えば、上zコイルと下zコイルに電流が印加されると、上コイルは磁石101の発生する磁束と同じ向きの磁束を発生するように磁場を発生し、下コイルはそれとは180度逆向きの磁束を発生する。この結果、被検者102が配置される撮影空間の垂直軸(z軸)の上から下に向けて磁束密度が徐々に少なくなる傾斜磁場が作られる。同様にxコイルやyコイルも磁石の発生する磁束密度をそれぞれx軸、y軸に沿って徐々に変化させることができるように上下コイルが構成されている。この傾斜磁場コイル106のx, y, zにそれぞれ独立して電流が供給されるように傾斜磁場パワーアンプ107が接続されている。この傾斜磁場コイル106と傾斜磁場パワーアンプ107によって、被検者102の検査部位が特定したり、その後のNMR信号に位置情報をラベリングしたりする働きをする。

10

【0014】

傾斜磁場コイル106の更に内側には高周波送信コイル108が取り付けられている。この高周波送信コイル108も磁石の開放的な構造を妨げることがないように平板構造のコイルが用いられている。上下一対のコイルに高周波パワーアンプ109により、特定の原子核の共鳴周波数と一致する高周波電流を流すことで、被検者102の配置された撮影空間にほぼ均一な高周波磁界が発生する。本実施例の場合では、42メガヘルツ(1テスラの磁場強度下での水素原子核の共鳴周波数)の高周波電流を流すことで被検者102の検査部位の組織に含まれる水素原子核が共鳴励起される。

20

【0015】

磁石101の一方の開口面には撮影空間に被検者102を搬入・搬出するための患者テーブル110が備えられている。患者テーブル110の上には前後左右に移動する天板111が載っており、その上に配設された被検者102の検査部位(図では頭部)が撮影空間のほぼ中心に搬入される。

【0016】

最も内側、即ち被検者102の検査部位の直近にはNMR信号を検出する高周波受信コイル112が置かれている。この高周波受信コイル112は水素原子核の核スピンの磁氣的振舞を電気信号として検出する機能を有する。電気信号として検出されたNMR信号は高周波増幅ユニット113に入力される。高周波増幅ユニット113は入力された微弱なNMR信号を増幅・検波し、コンピュータ処理に適したデジタル信号に変換して出力する。

30

【0017】

以上の傾斜磁場パワーアンプ107、高周波パワーアンプ109、高周波増幅ユニット113の動作を定められた時間間隔で制御するコンピュータ114が組み合わされている。このコンピュータ114の入出力信号がシステムバス115として各ユニットに接続されている。一方でコンピュータ114はデジタル信号に変換されたNMR信号を診断に供するためのスペクトルや画像に変換処理してコンピュータ114内のメモリー装置(図には示していない)に保存したり、ディスプレイ装置116に表示したりする処理を実行する。更に、コンピュータ114は上記検査シーケンスの制御やNMR信号の処理以外にも、MRI装置の動作状態を常時あるいは一定の間隔において、監視や記録する処理も掌っている。

40

【0018】

以上が本実施例のオープンMRI装置の主な構成である。その他に、図には示していないが、磁石運転の制御ユニットや微弱なNMR信号検出のための電磁波シールドなども備えられている。

【実施例1】

【0019】

50

図2は本実施例におけるMRI装置の磁石101の下起磁力発生部104と患者テーブル110上の天板111を撮影空間上部から見た平面図である。図に示すように、上起磁力発生部103と下起磁力発生部104を連結する支柱105は磁石に対して図2で右上の1方向にのみ配置されているので被検者102の前後左右の空間は広く開放されている。

【0020】

被検者102は天板111の上部で仰向けの状態になり、撮影空間の中心まで搬入される。この搬入過程では被検者102の左右や後方が開放的なので、被検者102は圧迫感や緊張感を感じることが少ない。高周波受信コイル112は、被検者102の検査部位である頭部が撮影空間の中心に到達してから、磁石101の左右や後方に位置した看護師(あるいはMRI装置の検査技師)201によって検査部位に装着される。

10

【0021】

次に図3は、本実施例におけるMRI装置において組み合わされる頭部用の高周波受信コイル112の外観を示す図である。天板111上に固定されるベース301の一端には被検者の頭を固定する頭受け台302が取り付けられている。この頭受け台302は柵板のように片持ちになっており、被検者102の額の位置をベルトにて固定しやすいようになっている。これにより、検査中に不用意に検査部位が動くことによる画像分解能の劣化を防ぐことができることや、適度の力によって被検者の頭部が支持されることにより被検者の安心感を向上させることができる効果がある。

【0022】

ベース301の両端には左ガイドレール303と右ガイドレール304が取り付けられており、この二つのガイドレール上をコイルアッセンブリ305が移動する。コイルアッセンブリ305の下にはガイドレールと組み合わされる前脚306と後脚307が取り付けられている。前脚306のうち少なくとも一箇所は垂直方向を軸中心として回転できるようになっている。

20

【0023】

コイルアッセンブリ305には検査部位に適切に近接する形状の複数からなるコイル(図では示していない)が組み込まれ、その内側で歳差運動する核スピンの磁場を高感度かつ高均一でNMR信号に変換するよう先の42メガヘルツの共振特性が持たされている。また、コイルアッセンブリ305にはコイルが存在しない部分に複数の窓308が開けられていて、可能な限りコイルアッセンブリ305内の換気が促進されることと被検者に対する圧迫感を低減することに寄与している。

30

【0024】

このような機構でコイルアッセンブリ305を構成することにより、上述のように、被検者を撮影領域の中心に配置してから高周波受信コイルを検査部位に装着することができる。この装着手順を図4から図9に示す。

(1) 図4

天板111が磁石101の外に位置した撮影準備位置において、検査部位である頭部(図では示していない)を頭受け台302に容易に置けるように、コイルアッセンブリ305は左ガイドレール303の端でかつ前脚の一方306aを中心に90度から150度の任意の角度に回転移動した状態にされる。この状態で被検者102は天板111に横たわるとともに、頭受け台302に頭を載せる。次いで、撮影空間の中心まで移動する。

40

(2) 図5

撮影空間の中心にて、検査部位の位置やその姿勢が正しいかを確認し、あるいは被検者の気分を尋ねたり、検査内容や検査時間など検査の概略を伝えるなどのコミュニケーションを介して被検者の心理状態を確認する。その後、看護師あるいはMRI検査技師がコイルアッセンブリ305を前脚の一方306aの軸中心に上方から見て時計周りに回転させる。

(3) 図6

コイルアッセンブリ305を前脚の一方306aを中心軸として回転移動を続け、前脚の他方306bを右ガイドレール304に到達させる。

(4) 図7

前脚の他方306bを右ガイドレール304の端に勘合させる。

50

(5) 図 8

左右のガイドレール303, 304に沿って、コイルアッセンブリ305をスライド移動させる。検査部位とコイルアッセンブリ305の位置関係が最適な状態になるまで移動させる。

(6) 図 9

検査部位の中心とコイルアッセンブリ305の中央とを合わせることで、最適な状態で検出コイルが被検者の検査部位を囲うように装着される。

【0025】

次に、本実施例における前脚の一方306a及び前脚の他方306bが、左ガイドレール303及び右ガイドレール304に接続されている様子を表す断面図を、図10a及び図10bを用いて説明する。先ず図10aは前脚の一方306aの断面図であり、前脚の一方306aは左ガイドレール303に、治具307を介して接続されている。治具307には左ガイドレール303側に突起部307aと307bと307cが設けられていて、左ガイドレール303には治具307側に突起部303a及び303bが設けられていて、治具307の突起部307aと307bの間及び突起部307bと307cの間には左ガイドレールの2つの突起部303a及び303bが挟まっている。

【0026】

治具307の突起部のうち真ん中の307bは、先端の幅が大きくなっていて、左ガイドレールの2つの突起部303a及び303bは互いの内側に先端が折り曲がるような構造になっていて、真ん中の307bの先端は互いに内側に折り曲がった突起部303a及び303bの内側に挟まるようになっている。このような構造とすることにより、治具307が左ガイドレール303から外れないようにすることができる。

【0027】

一方、治具307の前脚の一方306a側は回転柱307dが1本以上立てられていて、前脚の一方306aには回転柱307dと同じ大きさの穴306cが設けられていて、コイルアッセンブリ305を左ガイドレール303上に固定する際には、穴306c内に支持柱307dを嵌めることによって、コイルアッセンブリ305が外れないようにすることができる。

【0028】

次に図10bは前脚の他方306bの断面図であり、前脚の他方306bは突起部306dを持ち、右ガイドレール304は溝304を持ち、突起部306dは溝304に挟まるようにして滑らせることによって、前脚の他方306bが右ガイドレール304上を移動することができるようになっている。この前脚の他方306bの移動と同時に、前脚の一方306a側も治具307が左ガイドレール303上を滑るように移動することができる構造となっていて、前脚の一方306aと前脚の他方306bは並行して移動され、コイルアッセンブリ305全体が移動され、被検者102の頭部を覆うように固定されるようになっている。

【0029】

本実施例によれば被検者の検査部位が撮影空間に到着した後から高周波受信コイル112を装着するので、被検者は磁石外から撮影中心に移動させられる行程で、視野を遮られていなく、その間、時には看護師やMRI装置の検査技師、あるいは小児の検査の場合はその保護者などと視線を合わせたままで、会話を交わしたりすることができるので、検査前に感ずる閉塞感や圧迫感を低減することができる。そのため、閉塞感や圧迫感を感じた被検者が緊張して唾を飲み込んだり、微妙な振えが生じたりして検査部位が動くことがなく、画像にアーチファクトが生じる問題が低減される。また本実施例によれば、検出コイルを装着している時間を可能な限り短縮することができるので、コイル内での呼気による蒸れを極力低下させることができる。

【0030】

また、看護師やMRI装置の検査技師は被検者の状態を監視しながら患者テーブルを移動できる安全上の有効性もある。更に、実際の撮影空間において、検査部位が正しい姿勢で配設されているかを磁石の後方や左右から確認でき、修正が必要な場合は容易に修正ができるメリットもある。

【0031】

更には、最初の計画した検査結果で新たな検査が必要になったときなどには効率的に対

10

20

30

40

50

処することができる。例えば、検査部位を更に拡大しなければならない時などには、その都度、被検者を磁石の外に搬出するのではなく、磁石内で新たな検査部位の位置修正を行って、新たな検査部位に対して、最適な検出性能が得られるように検出コイルの中央を新たな検査位置に合わせることにのみによって、撮影の準備が完了するので、撮影の準備にかかる時間および工数を低減することができる。

【0032】

本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々に変形して実施できる。例えば、上記実施例では頭部用の高周波受信コイルについて例示したが、頭部以外の検査部位を撮像するための高周波受信コイルについても本発明は適用できる。また、被検者で発生したNMR信号を受信する高周波受信コイルのみならず、被検者にプロトンの共鳴周波数をもつ電磁波を放射する高周波送信コイルの機能と高周波受信コイルの機能を併せ持つ高周波コイル(特許文献2に例示)にも本発明は適用可能であることは言うまでもない。

10

【図面の簡単な説明】

【0033】

【図1】本発明が適用されたオープンMRI装置の全体概要を示す図。

【図2】本実施例におけるMRI装置を撮影空間上部から見た平面図。

【図3】本実施例におけるMRI装置において組み合わされる頭部用の高周波受信コイルの外観を示す図。

【図4】コイルアッセンプリの装着手順を示す図。

20

【図5】コイルアッセンプリの装着手順を示す図。

【図6】コイルアッセンプリの装着手順を示す図。

【図7】コイルアッセンプリの装着手順を示す図。

【図8】コイルアッセンプリの装着手順を示す図。

【図9】コイルアッセンプリの装着手順を示す図。

【図10】前脚の一方及び前脚の他方が左ガイドレール及び右ガイドレールに接続されている様子を表す断面図。

【符号の説明】

【0034】

302 頭受け台

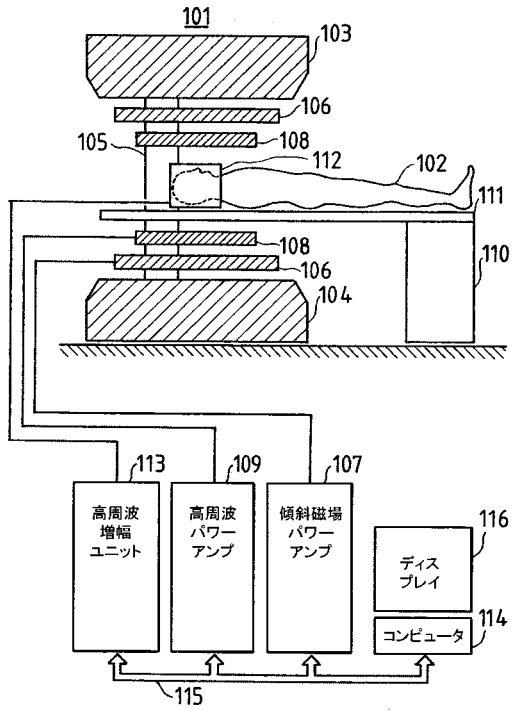
303 左ガイドレール

306a 前脚の一方

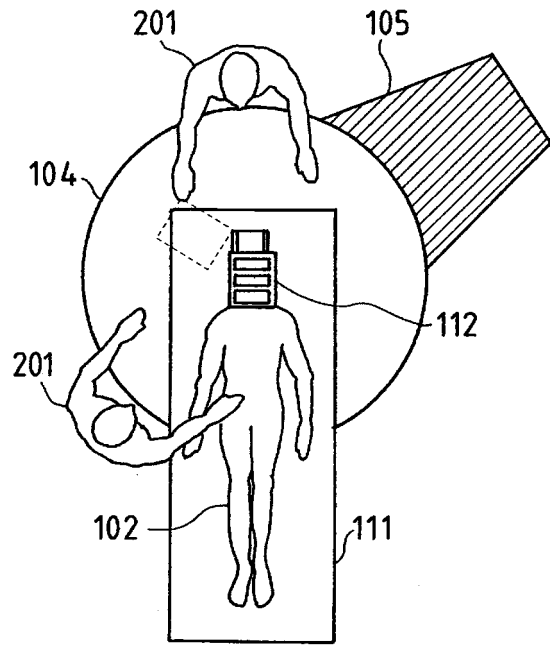
305 コイルアッセンプリ

30

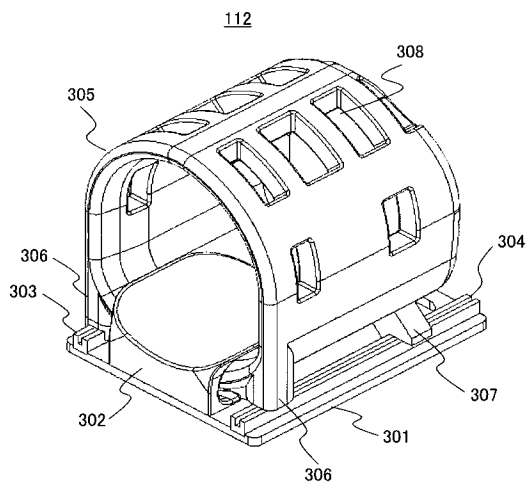
【 図 1 】



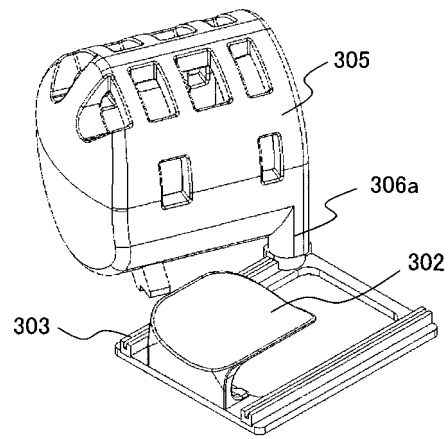
【 図 2 】



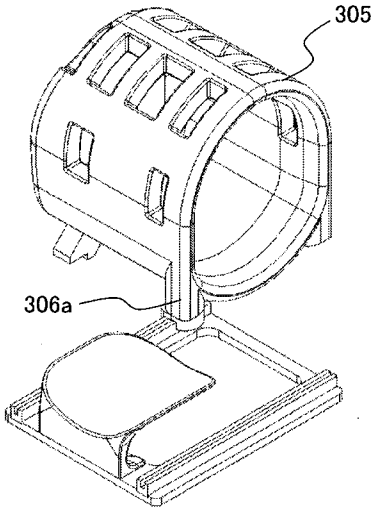
【 図 3 】



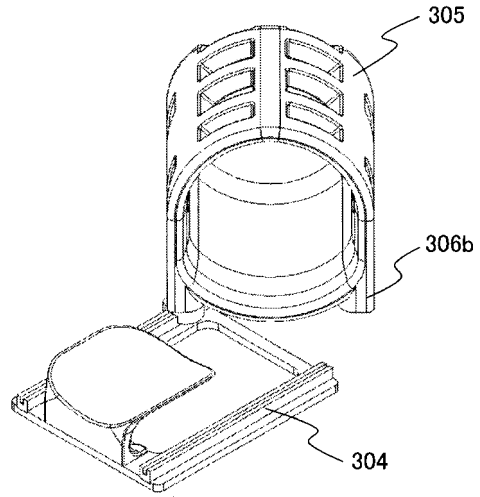
【 図 4 】



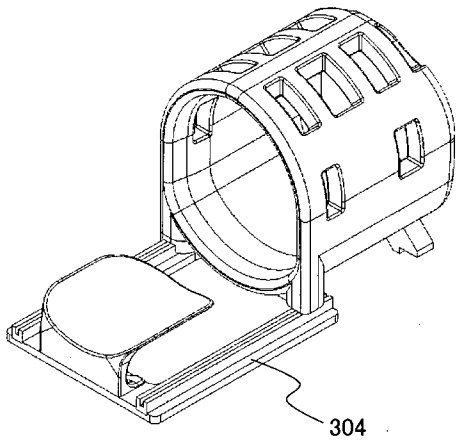
【 図 5 】



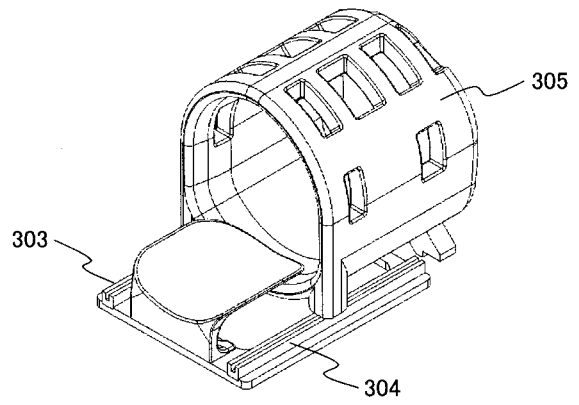
【 図 6 】



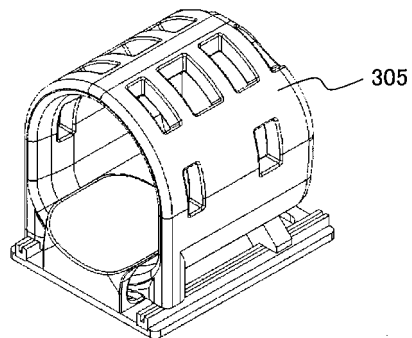
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 1 0 】

