(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3779395号
(P3779395)
(45)発行日　平成18年5月24日(2006.5.24)　(24)登録日　平成18年3月10日(2006.3.10)

(51)Int.Cl.　　F I
A61B 5/055 (2006.01)　　A61B 5/05 382
G01R 33/28 (2006.01)　　G01N 24/02 Y

請求項の数 9　(全 10 頁)

(21)出願番号　特願平8-291166
(22)出願日　平成8年10月14日(1996.10.14)
(65)公開番号　特開平9-108200
(43)公開日　平成9年4月28日(1997.4.28)
審査請求日　平成15年10月14日(2003.10.14)
(31)優先権主張番号　9521009.2
(32)優先日　平成7年10月13日(1995.10.13)
(33)優先権主張国　英国(GB)

(73)特許権者　590000248
コーニンクレッカ　フィリップス　エレクトロニクス　エヌ　ヴィ
Ｋｏｎｉｎｋｌｉｊｋｅ　Ｐｈｉｌｉｐｓ　Ｅｌｅｃｔｒｏｎｉｃｓ　Ｎ．Ｖ．
オランダ国　５６２１　ベーアー　アインドーフェン　フルーネヴァウツウェッハ　１
Ｇｒｏｅｎｅｗｏｕｄｓｅｗｅｇ　１，５６２１　ＢＡ　Ｅｉｎｄｈｏｖｅｎ，Ｔｈｅ　Ｎｅｔｈｅｒｌａｎｄｓ
(74)代理人　100079980
弁理士　飯田　伸行

最終頁に続く

(54)【発明の名称】磁気共鳴装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
身体の内部領域に配された対象物の位置を指示するための手段を含み、前記身体の内部領域の検査を行うための磁気共鳴装置において、
前記対象物に取り付けられた閉ループの同調コイル装置と、
前記コイル装置が同調されている周波数で磁気共鳴励起及び検出検査シーケンスを前記領域に受けさせて検出信号を取得するための手段と、
を具備し、
前記シーケンスは、前記領域に少なくとも１つの空間的にコード化するための磁界勾配を印加して、前記検出信号から前記身体にある前記コイルの位置、従って、前記対象物の位置を決定できるようにすることを含み、
前記コイル装置は、管状の可撓性成形体上に支持され、かつこの成形体の軸線が実質的に直線上にあるときに実質的に平行でない複数の平面に存在するターンを組み込んでいることを特徴とする磁気共鳴装置。
【請求項２】
前記コイル装置は、前記成形体の軸線が実質的に直線上にあるときに、前記コイル装置の少なくとも１つの他のターンの平面と直交する平面に実質的に存在する少なくとも１つのターンを含む請求項１に記載の磁気共鳴装置。
【請求項３】
前記コイル装置は２つの別個の同調コイルを含み、これらコイルのターンは実質的に直

交する平面にそれぞれ実質的に存在する請求項２に記載の磁気共鳴装置。
【請求項４】
前記コイル装置は、軸線が前記対象物の軸線を含む第１の平面に実質的に存在する少なくとも１つのターンと、軸線が前記対象物の軸線を含む他の平面に実質的に存在する少なくとも１つの他のターンとを含む請求項１に記載の磁気共鳴装置。
【請求項５】
前記ターンは鞍形の形式である請求項１に記載の磁気共鳴装置。
【請求項６】
前記コイル装置は、前記対象物上の直径方向に対向する、軸線方向に整列された位置に、鞍形形式の複数対のターンを、異なる複数対が直交する軸線上に整列された状態で含む請求項５に記載の磁気共鳴装置。
【請求項７】
前記コイル装置はさらに、前記対象物の上に巻かれた、この対象物と同軸のらせん状のコイルを含む請求項６に記載の磁気共鳴装置。
【請求項８】
前記コイル装置は、前記対象物の周りに巻き付けられた１つ又はそれ以上の薄い可撓性の基板の上に支持された１つ又はそれ以上の導電性トラックを含む請求項１乃至請求項７のいずれか１つに記載の磁気共鳴装置。
【請求項９】
前記コイル装置は、前記対象物が真っ直ぐであるときに、この対象物の軸線に対して実質的に５４°の角度の第１の平面に実質的に存在する少なくとも１つのターンと、前記第１の平面に直交する第２の平面に実質的に存在する少なくとも１つのターンと、前記対象物の軸線に対して直角をなす第３の平面に実質的に存在する少なくとも１つのターンとを含む請求項８に記載の磁気共鳴装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
この発明は磁気共鳴装置に関する。
詳しく言うと、この発明は、身体（物体）の内部領域、例えば医療上の又は医学的な目的で生きている人間の患者の身体の内部領域を診断又は検査するための磁気共鳴装置に関する。
【０００２】
【従来の技術】
医用の目的で、例えばイメージ（画像）及び分光データを得るために、生きている人間の患者の身体を診断又は検査するための磁気的方法及び装置を使用する際には、検査を受ける身体は均一な静磁界中に置かれ、検査されている身体の領域における磁気整列平衡軸を定める。次に、静磁界の方向とは直角な方向に、無線周波数（ＲＦ）磁界（高周波磁界）が検査されている領域に印加され、この領域における物質、代表的には水素陽子、の磁気共鳴を励起させ、その結果として生じる無線周波信号が検出され、解析される。この一連の動作中、検出された無線周波信号を空間的にコード化するために、また、フロー・エンコーディングのような他の目的のために、通常、１つ又はそれ以上の勾配が静磁界に付与され、検査されるべき身体の領域に優先的に磁気共鳴の励起を生じさる。
【０００３】
身体に予め置かれた対象物（オブジェクト）の位置を得られた画像中に指示することがしばしば必要となる。人間の患者の場合には、この対象物は、例えば、患者に手術を遂行するためのカテーテル又は手術用具であろう。
【０００４】
身体内の対象物の位置を突き止めることができるようにするため、身体の外部の電源から電流が供給できるコイルを対象物に取り付け、このコイルに電流を供給することによって画像を作成するために印加された磁界を局部的に乱し、それによってこの磁気的装置によ

り作成されたイメージ中に対象物の位置の指示を生じさせるという提案がなされている。
【０００５】
別の提案においては、対象物に取り付けられたコイルが身体に局部的に無線周波磁界を印加するために使用され、この無線周波磁界の印加により対象物の近傍の身体に局部的に磁気共鳴を励起させ、その結果生じるスピンが磁界勾配の印加によって空間的にコード化され、検出される。
【０００６】
【発明が解決しようとする課題】
これらの方法は両方とも、身体の内部から外部への電気的な接続が必要であるという欠点があり、たとえカテーテルに対するケーブルが用意されているカテーテルの場合でさえ、このケーブルは他の目的のために必要であるから、重大な欠点となる。
【０００７】
代わりの方法においては、無線周波数の励起周波数に同調された平らな閉ループコイル装置が対象物に取り付けられる。これは、検査中の身体の他の領域において発生された無線周波数信号と比較して、このコイル装置の領域において発生された無線周波数信号を強め、従って、対象物の領域に発生された無線周波数信号を強める。しかしながら、この方法は、対象物が患者の自然に存在する通路、例えば血管、に沿って移動するようになっているチューブ（管）状の可撓性のものである場合には、満足なものではない。コイル装置の配置方向が対象物の移動に伴い変化し、その結果、コイルと無線周波磁界との結合、従って、発生された無線周波数信号の強調の度合いが、対象物の移動と共に変わるからである。
【０００８】
この発明の目的は、上記問題を軽減できる磁気共鳴装置を提供するものである。
【００１０】
【課題を解決するための手段】
この発明によれば、身体の内部領域に配された対象物の位置を指示するための手段を含み、上記身体の内部領域の診断又は検査を行うための磁気共鳴装置において、上記対象物に取り付けられた閉ループの同調コイル装置と、上記コイル装置が同調されている周波数で磁気共鳴励起及び検出検査シーケンスを上記領域に受けさせて検出信号を取得するための手段とを具備し、上記シーケンスは、上記領域に少なくとも１つの空間的にコード化するための磁界勾配を印加して、上記検出信号から上記身体にある上記コイルの位置、従って、上記対象物の位置を決定できるようにすることを含み、上記コイル装置は、管状の可撓性成形体上に支持され、かつこの成形体の軸線が実質的に直線上にあるときに実質的に平行でない複数の平面に存在するターンを組み込んでいることを特徴とする磁気共鳴装置が提供される。
【００１１】
この発明において、コイル装置は、上記成形体の軸線が実質的に直線上にあるときに、上記コイル装置の少なくとも１つの他のターンの平面と直交する平面に実質的に存在する少なくとも１つのターンを含むことが好ましい。上記コイル装置は、上記対象物の周りに巻き付けられた薄い可撓性の基板の上に形成された１つ又はそれ以上の導電性トラックを含むことが好ましい。
【００１２】
【発明の実施の形態】
以下、この発明による磁気共鳴装置について例示としての添付図面を参照して詳細に説明する。
図１を参照すると、磁気共鳴医用イメージング装置であるこの磁気共鳴装置は管状の電磁石１を含み、この電磁石１は、この装置の使用時にイメージを作成すべきである患者が配される円筒状の容積（空間）３に強力で均等な主軸方向の静磁界を発生する。
【００１３】
容積３における磁界の強さ、従って、イメージが作成されている患者の身体における磁界

の強さは、主磁界制御手段５によって制御される。この主磁界制御手段５は電磁石の付勢コイル（図示せず）に対する付勢電流の供給を制御する。

【００１４】

磁気共鳴装置はさらに、勾配コイル装置７を含む。この勾配コイル装置７によって３つの直交方向の任意の１つ又はそれ以上の方向における容積３中の静磁界に勾配を付与することができる。勾配コイル装置７はコンピュータ１１の制御下にある勾配磁界制御手段９によって付勢される。

【００１５】

磁気共鳴装置はさらに、無線周波コイルシステム１３を含む。この無線周波コイルシステム１３は、磁気共鳴装置の動作時に、コンピュータ１１の制御下にある無線周波数送信機１５によって付勢されて無線周波磁界をイメージが作成されている身体に供給する送信コイル装置を含む。

【００１６】

無線周波コイルシステム１３はまた、イメージが作成されている患者の身体に励起された磁気共鳴から生じる無線周波数信号を検出するように構成された無線周波数受信コイル装置を含む。検出された信号は受信機１９を経由してイメージャ（イメージ作成装置）２１に送られる。このイメージャ２１はコンピュータ１１の制御下で信号を処理し、患者の身体のイメージを表す信号を生じさせる。これら信号は表示装置２３に送られ、イメージの可視表示を行う。

【００１７】

この磁気共鳴装置の動作時に、電磁石１によって提供される強力な磁界はイメージが作成されている身体に磁気整列の平衡軸を定める。

【００１８】

選択された領域のイメージ、例えば身体の横断面のスライスのイメージを得るために、始めに無線周波磁界パルスがコイルシステム１３によって身体に印加され、選択された領域に磁気共鳴を励起させる。この目的のため、コイルシステム１３は静磁界の方向とは直交する方向に磁界を発生し、選択された領域における原子核のスピンを、静磁界の方向からこの静磁界の方向と直交する平面へ、即ち、図１に示すようにｘ、ｙ及びｚ方向を有する場合に、ｘ－ｙ平面へ、傾けるようにする。選択された領域に対する励起を制限するために、無線周波磁界パルスが、コイル装置７によって付与される磁界勾配との関連において、供給される。この無線周波磁界の周波数は付与される勾配の大きさ及び方向との関連において選択され、身体の選択された陽子、例えば水素の陽子、のラーモア周波数が、選択された領域においてのみ、無線周波磁界周波数に等しくなるようにする。

【００１９】

励起から生じる無線周波数信号は既知の態様で１つ又はそれ以上の勾配磁界をさらに印加することによって空間的にコード化され、無線周波コイルシステム１３によって検出され、処理されてイメージを生じさせる。

【００２０】

通常は、複数の励起及び信号検出のシーケンスが、十分なデータを集めて満足するイメージを生じさせるために、必要である。

【００２１】

図２を参照すると、対象物２５、例えばカテーテル又は手術用具、を患者の身体の自然に存在する通路を通じて、例えば血管を通じて患者に挿入することが望まれるときに、この対象物２５は、通路の長さ方向に沿って生じうる任意の曲がり（湾曲）や捩じれに沿って移動することができるように、管状の可撓性の形式に作られる。

【００２２】

磁気共鳴イメージング装置の使用によって対象物２５の動きを追跡できるようにするため、この対象物２５は、この装置の動作時に使用される無線周波励起周波数に同調された閉ループコイル装置２７を具備している。

【００２３】

患者の身体の中の対象物２５の位置を突き止めるために、既知の形式の励起及び検出のシーケンスが使用される。この位置励起及び検出シーケンスは、また、適当な方向に、例えばｘ、ｙ及びｚ方向に、空間的にコード化する磁界勾配を含む。

【００２４】

位置励起及び検出シーケンスによって生じた検出信号は強められた成分、即ち、検出信号に存在する身体の物質に起因する成分よりも大きい成分、を含み、この成分の周波数は身体にある対象物２５の位置を指示する。

【００２５】

この発明によれば、対象物２５が患者の身体中を移動するに伴って、対象物２５、従って、コイル装置２７が配置方向を変えるときにコイル装置２７からの信号の損失を避けるために、コイル装置２７は、対象物の軸線が直線上にあるときに実質的に平行でない平面に存在するターン（巻線）を含む。このため、コイル装置２７は対象物２５の周囲を取り巻く可撓性のプリント回路の形式であることが好ましい。

【００２６】

図３Ａ、図３Ｂ及び図４を参照すると、この発明の特定の一実施例では、コイル装置２７は、電気絶縁性物質の薄い可撓性基板３７の一側に支持された導電性トラック３５の異なるセクションによって構成されている２つのコイルを有する。トラック３５はプリント回路技術を使用して形成されることが好ましい。図３Ａ及び図３Ｂは直交する方向から見たトラック３５のそれぞれ側面図であり、基板３７は対象物２５の周囲に巻かれており、対象物２５の軸線は直線上にある。図４は基板３７を平らに広げた状態を示す。トラック３５は基板３７上の２つの長方形の金属化された導電領域３９Ａ及び３９Ｂの間に延在しており、基板３７が対象物２５に巻かれるときに、これら導電領域３９Ａ及び３９Ｂはそれら間に誘電体物質の層４１が挿入され、コイル装置２７に対する所望の値の同調コンデンサを形成する。

【００２７】

トラック３５は、長方形の領域３９Ａからスタートして、基板３７が対象物２５に巻かれている状態で対象物２５の軸線と平行である（図３参照）第１のセクション４３、対象物２５の周りにらせん状のシングルターン（１ターン）を形成する第２のセクション４５、及びセクション４５によって形成されたターンの上にあり、対象物２５の周りに第２のらせん状のターンを形成する第３のセクション４７を順番に有する。従って、セクション４５及び４７は共に、図４に示されるように、直交する平面に２つのシングルターン４９及び５１を事実上形成する。トラック３５の第５及び第６のセクション５７及び５９によって第２の対の直交するターン５３及び５５が同様に提供される。基板３７が対象物２５に巻かれたときに対象物２５の軸線と平行であるトラック３５の第４のセクション６１は、ターン４９、５１をターン５３、５５から軸線方向に離間するように働く。トラック３５の第７の最後のセクション６３は長方形の領域３９Ｂにセクション５９の端部を接続するように働く。

【００２８】

図３及び図４には２対のターン４９、５１及び５３、５５のみを示したが、所望ならばさらに離間された対のターンが容易に提供できると言うことは理解されよう。同様に、１ターンより多いターンが、所望ならば、各直交する平面に容易に提供できる。その上、簡単にするために、図３及び図４には合計で４ターンのみを示したが、コイル装置は代表的には２０ターンから３０ターンのターンを含み、同調の目的のための十分なインダクタンスを提供する。

【００２９】

簡単にするために、トラック３５のセクション４５、４７、５７及び５９は、平らに広げられたときに、直線であるように図示されており、それ故、基板３７が対象物２５に巻かれたときに、これらセクションはらせん状のターンを形成し、その結果ターン４９、５１、５３及び５５は実際には平面状ではないと言うことをさらに指摘しておく。この問題を克服するために（ターン４９、５１、５３及び５５を平面状にするために）、セクション

４５、４７、５７、５９は、平らに広げられたときに、適当な正弦曲線の形を持つように作られてもよい。

【００３０】

図５及び図６を参照すると、この発明の第２の特定の実施例では、コイル装置２７は、２つの別個の閉ループに巻かれたコイルを含む。各コイルは、電気絶縁性物質の薄い可撓性基板６８（参照番号のみ図示）の一側に支持された別個の幅の狭い金属化された導電性トラック６５又は６７により構成されている。

【００３１】

図５は基板６８を平らに広げてトラック６５及び６７を図示しており（即ち、図４に対応する図面であり）、図６は基板６８を対象物２５の周囲に巻いた状態でトラック６５及び６７を図示している（即ち、図３に対応する図面である）。図５及び図６に示すように、トラック６５は金属化された導電領域６９Ａ及び６９Ｂの間に延在し、これら導電領域６９Ａ及び６９Ｂは誘電体物質の層７１と共に一方のコイルに対する同調コンデンサを形成する。同様に、トラック６７は金属化された導電領域７３Ａ及び７３Ｂの間に延在し、これら導電領域７３Ａ及び７３Ｂは誘電体物質の層７５と共に他方のコイルに対する同調コンデンサを形成する。

【００３２】

トラック６５は、電極となる導電領域６９Ａからスタートして、基板６８が対象物２５に巻かれている状態で対象物２５の軸線と平行である第１のセクション７７、対象物２５の周りに平面状のシングルターン（１ターン）８１を形成する第２のセクション７９を順番に有する。ターン８１と平行な第２の平面状のシングルターン８３がトラック６５の第４のセクション８５によって形成される。基板６８が対象物２５に巻かれたときに対象物２５の軸線と平行であるトラックの第３のセクション８７は、ターン８３をターン８１から軸線方向に離間するように働き、トラックの第５の最後のセクション８９は電極とな導電領域６９Ｂに第４のセクション８５の端部を接続する。

【００３３】

同様に、トラック６７は電極領域７３Ａと７３Ｂとの間に５つのセクション９１、９３、９５、９７及び９９を含む。電極７３Ａ及び第１のセクション９１は対象物２５の円周（基板６８の厚さを無視する）の半分に等しい距離ｄだけ、トラック６５の電極領域６９Ａ及び第１のセクション７７から離間されており、その結果、電極７３Ａは電極６９Ａと直径方向に対向しており、セクション９１はセクション７７と直径方向に対向している。従って、セクション９３は、ターン８１の平面と直交し、かつターン８１の上にある平面に、平面状のシングルターン１０１を形成し、セクション９７は、ターン８３の平面と直交し、かつターン８３の上にある平面に、平面状のシングルターン１０３を形成する。

【００３４】

図５及び図６に示すトラック６５は２つのターン８１及び８３のみを提供するけれど、ターン８１と同一平面のさらに他のターン及びターン８３と同一平面のさらに他のターンが容易に提供できると言うことは理解されよう。同様に、１ターン又はそれ以上のターンが、対象物２５に沿って軸線方向に離間された１つ又はそれ以上の他の平面に、容易に提供できる。同様に、これらのことはトラック６７及びこのトラックによって提供されるターンに対しても、勿論、等しく適用できる。図３及び図４に関連して上記した、ターンの合計数及び真に平面状のターンを提供するのに必要なトラック３５のセクションの形状に関する事柄も、勿論、図５及び図６の実施例に等しく適用できる。

【００３５】

図７を参照すると、この発明の第３の特定の実施例では、コイル装置２７は一対又はそれ以上の対のターン１０５及び１０７を含む。これらターン１０５及び１０７の軸線は、ｚｙ平面及びｚｘ平面にそれぞれ存在する。ここで、ｘｙ及びｚは一組の互いに直交する軸線であり、ｚ軸線は、対象物２５が真っ直ぐであるときに、この対象物２５の軸線の方向にある。

【００３６】

上述した第１及び第２の実施例の場合と同様に、図７のコイル装置２７は電気絶縁性物質の薄い可撓性基板１１１上に支持された導電性トラック１０９により適切に構成されている。図７は、基板１１１を対象物２５の周囲に巻き付けた状態でのトラック１０９の側面図を示す。

【００３７】

この発明のさらに他の実施例では、コイル装置２７は鞍（サドル）形のターンを含む。鞍形のターンを含む図８に示された１つの実施例においては、第１の対の軸線方向に整列された鞍形コイル１１３が対象物２５の上に互いに直径方向に対向して配置され、この第１対の鞍形コイル１１３の横に第２の対の軸線方向に整列された直径方向に対向する鞍形コイル１１５が対象物２５の上に互いに直径方向に対向して配置されている。第１の対の各鞍形コイル１１３は１ターン又はそれ以上のターンを有し、第２の対の鞍形コイル１１５の軸線（両鞍形コイルを結ぶ線）は第１の対の鞍形コイル１１３の軸線（両鞍形コイルを結ぶ線）と直交している。コイル１１７及び１１９のようなさらに他の直交する対の鞍形コイルを対象物２５に沿って離間した位置に配置してもよい。このような鞍形構造のコイルは、前述した実施例の場合のように、対象物２５の周囲に巻き付けられた電気絶縁性物質の１つ又はそれ以上の薄い可撓性の基板の上に形成された導電性トラックによって好都合に構成できる。このような一構成においては、直径方向に対向する各対の鞍形コイルの２つのコイルをそれぞれ構成するトラックが２つの可撓性基板に別々に支持される。そのような基板１２１の１つを図９に示す。２つの基板１２１は対象物２５の対向する半体の周りに巻き付けられ、これらコイルを直径方向に対向する対に組み立てる。しかしながら、トラックの交差（クロスオーバー）の要件のために、これら基板の両側にトラックが必要である。

【００３８】

図８に例示するように、３軸のシステムを提供するために、鞍形コイル装置は対象物２５の周りに軸線方向に巻き付けられたらせん状のコイル１２３を含むことが好ましい。らせん状のコイル１２３は、図８に示すように、軸線方向に離間された対の鞍形コイル１１３、１１５と対の鞍形コイル１１７、１１９間のギャップに巻いてもよいし、或いは、図１０に示すように、離間されていない対の鞍形コイル１２５、１２７、１２９、１３１及び１３３（各対のコイル間がほぼ等間隔で離間されているだけで、図８の場合のように直交する２対の鞍形コイル１１３、１１５と次の直交する２対の鞍形コイル１１７、１１９間の距離が大きく離間されていない）の上に巻いてもよい。らせん状のコイル１２３は、鞍形コイル１１３、１１５、１１７、１１９又は１２５、１２７、１２９、１３１、１３３を支持する基板とは別個の可撓性基板（図示せず）上に支持されることが好ましい。

【００３９】

一定の感度を提供するように意図されているコイル装置２７のさらに他の実施例（図示せず）においては、それぞれがおおむね平面状のコイルを提供する３つの巻線の層がある。１つのコイルは、対象物２５が真っ直ぐであるときに、この対象物２５の軸線に対して５４°の第１の平面に実質的に存在し、第２のコイルはこの第１の平面に直交する平面に実質的に存在し、そして第３のコイルは、対象物２５が真っ直ぐであるときに、この対象物２５の軸線に対して直角をなす平面に実質的に存在する。対象物２５の軸線に対して５４°の角度を選択したのは、この角度が、１つの立方体の対角線がこの立方体の接線となす角度であるためである。

【００４０】

一般に、コイル装置２７の効率は、このコイル装置２７における巻線の数、それ故、巻線の層の数が増加するに伴って、増大するということは理解できよう。しかしながら、巻線の層の数が増加するに伴ってコイル装置２７の厚さが増大するという事実が問題を提起する可能性がある。

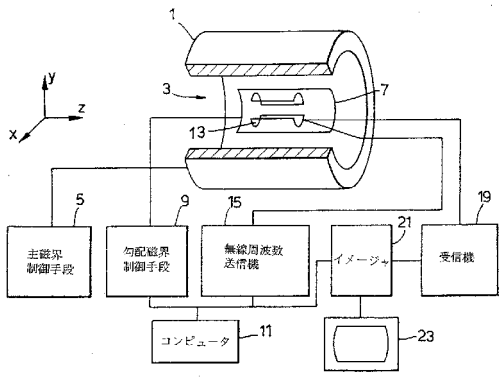
【図面の簡単な説明】

【図１】代表的な磁気共鳴イメージング装置の一例を示す概略ブロック図である。

【図２】カテーテル又は類似の対象物の一例を示す概略図である。

【図３】Ａ及びＢは図２の対象物に取り付けたコイル装置の一例の詳細構造を示すそれぞれ側面図である。
【図４】図２の対象物に取り付けたコイル装置を広げて示す平面図である。
【図５】コイル装置の第１の変形例を示す図４と類似の平面図である。
【図６】コイル装置の第１の変形例を示す図３Ａと類似の側面図である。
【図７】コイル装置の第２の変形例を示す側面図である。
【図８】コイル装置の第３の変形例を示す側面図である。
【図９】コイル装置の第３の変形例を示す平面図である。
【図１０】コイル装置の第３の変形例を示す側面図である。
【符号の説明】
１：電磁石
３：円筒状容積
５：主磁界制御手段
７：勾配コイル装置
９：勾配磁界制御手段
１１：コンピュータ
１３：無線周波コイルシステム
１５：無線周波数送信機
１９：受信機
２１：イメージャ
２３：表示装置
２５：対象物
２７：コイル装置

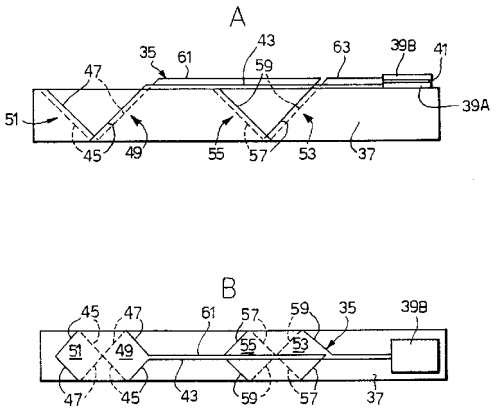
【図１】



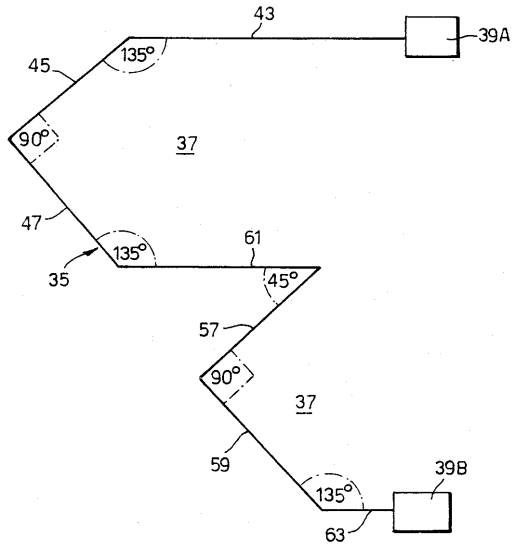
【図２】



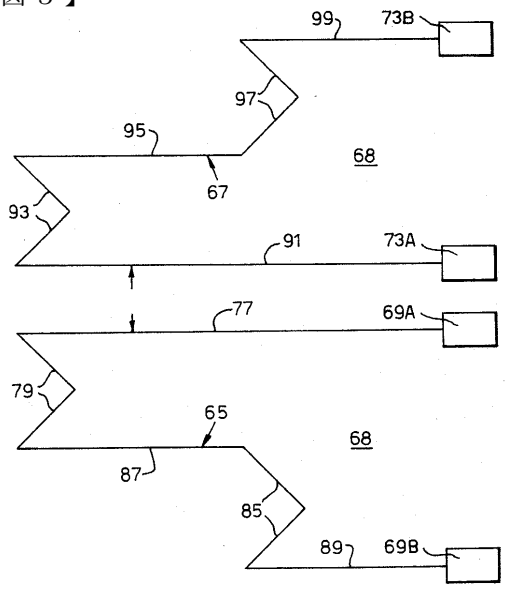
【図３】



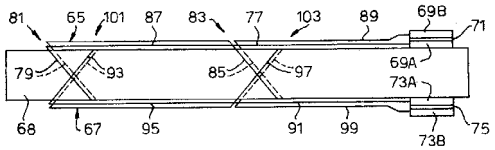
【図４】



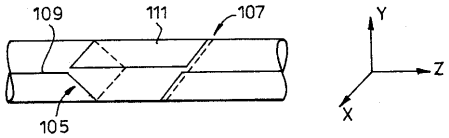
【図５】



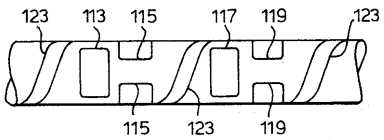
【図６】



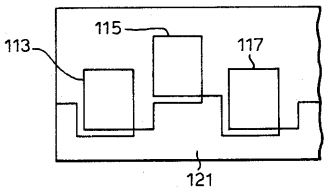
【図７】



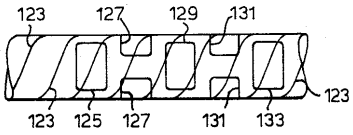
【図８】



【図９】



【図１０】



フロントページの続き

(72)発明者 マイケル バール
イギリス，ティダブリュ１ ４キューアール，テゥイクナム ポーリット ガーデンズ ４６
(72)発明者 アイアン ロバート ヤング
イギリス，ウイルトシア，エスエヌ８ ４イーアール ，ニアー．マールボロウ，ウエスト オウバートン，チャーチ ヒル コテージ（番地なし）

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開平０７－２５５６９１（ＪＰ，Ａ）
特開平０５－２７７０８８（ＪＰ，Ａ）
特開平０３－２３１６３８（ＪＰ，Ａ）
米国特許第５８１９７３７（ＵＳ，Ａ）
欧州特許第７６８５３９（ＥＰ，Ｂ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B 5/055