

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4049565号
(P4049565)

(45) 発行日 平成20年2月20日 (2008.2.20)

(24) 登録日 平成19年12月7日 (2007.12.7)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 2 0

G O 1 R 33/28 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 3 0

G O 1 R 33/36 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 4 0

G O 1 R 33/3873 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 5 0

H O 1 F 5/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 3 2

請求項の数 5 外国語出願 (全 16 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-304782 (P2001-304782)
 (22) 出願日 平成13年10月1日 (2001.10.1)
 (65) 公開番号 特開2002-219112 (P2002-219112A)
 (43) 公開日 平成14年8月6日 (2002.8.6)
 審査請求日 平成16年10月1日 (2004.10.1)
 (31) 優先権主張番号 09/676945
 (32) 優先日 平成12年10月2日 (2000.10.2)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

前置審査

(73) 特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 GENERAL ELECTRIC CO
 MPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタデイ、リバーロード、1 番
 (74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 低ノイズ型MR I スキャナ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

イメージング・ボリューム (1 0 1) を規定している患者ボアチューブ内に収容した被
 検体 (2 0 0) の磁気共鳴 (MR) 画像を作成すると共に撮影中に発生する音響ノイズを
 実質的に最小とするためのイメージング装置であって、該イメージング装置は、
 静磁場を生成するためのマグネット・アセンブリ (4 、 6 、 7) と、
 前記マグネット・アセンブリ内の真空エンクロージャ (1 1) 内に配置される、MR 画像
 の作成の際に使用する磁場傾斜を生成するための傾斜コイル・アセンブリ (3) と、
 円筒状に成形され、前記傾斜コイル・アセンブリと前記患者ボアチューブの間に収容され
 る、高周波パルスを送信しかつ前記被検体より誘導されるMR信号を受信するための高周
 波 (RF) コイル・アセンブリ (2) と、を備えており、
 前記RFコイル・アセンブリ (2) は、高周波パルスを送信しかつ前記被検体より誘導さ
 れるMR信号を受信する前記円筒の円筒面に沿って鳥かご形構成で配置された複数の導体
 (5 0 2) を備えており、
 前記複数の導体 (5 0 2) の幅は、前記イメージング装置内の音響ノイズの要因となるう
 ず電流の励起を低減するように選択されており、
 前記RFコイル・アセンブリ (2) は、前記真空エンクロージャ (1 1) 内で前記傾斜コ
 イル・アセンブリ (3) の内側に配置されており、
 前記導体 (5 0 2) が振動隔絶材料 (5 0 4) を介して、その内側表面に前記患者ボアチ
 ューブ (1) を収容するシリンダ (5 0 1) に装着され、3 mm ~ 12 mm の外径を有す

10

20

る複数のチューブを備えており、
前記真空エンクロージャ（１１）内の真空は０．１～２００トル（Ｔｏｒｒ）の間であり、
前記傾斜コイル・アセンブリ（３）がさらに、外部電源からの傾斜用リードのための振動
隔絶用フィードスルー・アセンブリ（６００）を備えており、
前記マグネット・アセンブリが、外側表面（７）と、マグネット容器（６）と、前記マグ
ネット容器を前記外側表面に取り付けるための複数の懸架部材（１３）を備えており、前
記懸架部材（１３）の各々が、前記マグネット容器の振動を隔絶し、音響ノイズの発生及
び伝達を低下させる、イメージング装置。

【請求項２】

前記複数の導体（４０２、５０２）はＣｕ製である、請求項１に記載のイメージング装
置。

【請求項３】

前記マグネット・アセンブリ（４、６、７）及び、前記傾斜コイル・アセンブリの各々
は円筒状に成形されている、請求項１に記載のイメージング装置。

【請求項４】

前記患者ポアチューブ（１）のそれぞれの端部を前記マグネット・アセンブリ（４、６
、７）のそれぞれの端部に装着するための一対のエンドキャップ（１２）をさらに備える
請求項１に記載のイメージング装置。

【請求項５】

前記ＲＦコイル・アセンブリ（２）が前記患者ポアチューブ（１）と間隔をとった関係
をもつように装着されている、請求項１に記載のイメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の背景】

本発明は、全般的には、磁気共鳴イメージング（ＭＲＩ）スキャナに関し、さらに詳細に
は、低ノイズ型ＭＲＩスキャナに関する。

【０００２】

ＭＲＩスキャナは、医学的診断など様々な分野で使用されており、典型的には、マグネッ
トの動作に基づいて画像生成するためのコンピュータ、傾斜コイル・アセンブリ、及び高
周波コイルを使用している。このマグネットは原子核（例えば、水素原子の原子核）を高
周波励起に対して反応させている均一な主磁場を発生させる。傾斜コイル・アセンブリは
この主磁場上に一連のパルス状の空間傾斜磁場を付加し、これによりイメージング・ボリ
ューム内の各点に対して、イメージング・パルス・シーケンス中の磁場の一意の組に対応
した空間的個別性を与えている。この高周波コイルは、高周波コイルにより検出されかつ
画像生成のためのコンピュータにより使用される振動する横方向磁化を一時的に生成する
ための励起周波数パルスを発生させている。典型的には、マグネット内には高周波コイル
と傾斜コイル・アセンブリとが存在する。

【０００３】

ＭＲＩスキャナ用のマグネットとしては、超伝導コイル・マグネット、抵抗性コイル・マ
グネット、永久磁石が含まれる。周知の超伝導マグネットとしては、液体ヘリウム冷却式
の超伝導マグネットやクライオクーラ冷却式の超伝導マグネットが含まれる。周知の超伝
導マグネット設計としては、円筒状マグネットや開放マグネットが含まれる。

【０００４】

円筒状マグネットは、典型的には、円筒状に成形されており、軸方向に向いた静磁場を有
する。円筒状マグネットに基づくＭＲＩシステムでは、高周波コイル、傾斜コイル・アセ
ンブリ及びそのマグネットは、形状が概して円環状で円筒状であり、かつ概して共軸に整
列しており、その傾斜コイル・アセンブリは高周波コイルの外周を囲繞すると共にそのマ
グネットは傾斜コイル・アセンブリの外周を囲繞している。

【０００５】

開放マグネットは、典型的には、間隔をおいた2つのマグネット・アセンブリを利用しており、このアセンブリ間の間隔により医療スタッフはMRI撮影中に手術その他の医学的処置をするためのアクセスが可能となる。空間が開放されているため、円筒状のマグネット設計で起こることがあるような閉鎖恐怖の感情を患者が克服するのに役立つ。

【0006】

一般に、MRIスキャナの様々な構成要素は、撮影している患者やスキャナのユーザにとって不快と感ずる可能性があるような音響ノイズの発生源や伝搬路になる。例えば、MRIスキャナの傾斜コイル・アセンブリは多くの患者が不快と感ずるような大きな音響ノイズを発生させる。これらの音響ノイズはスキャナの患者ボアの内部だけでなく、スキャナの外部でも生じている。傾斜コイル・アセンブリのノイズを低減させるためには、ノイズ排除用患者イヤホンなどの能動的なノイズ制御技法が用いられてきた。周知の受動的ノイズ制御技法としては、傾斜コイル・アセンブリを真空エンクロージャ内に位置させることが含まれる。

10

【0007】

RFコイル構造体も、振動や音響ノイズのまた別の発生源となる。MRIシステムでは、電氣的に励起した傾斜コイルを利用して時間変化する磁場を主磁場上、すなわちB0磁場上に付加している。これらの時間変化する磁場はRFコイルの導体内にうず電流を誘導する傾向があり、これによりRFコイルの機械的動きが生ずることがある。

【0008】

音響ノイズのさらに別の発生源及び伝搬路は、スキャナ内の機械的構成要素の振動によるものである。機械技術分野では、隔絶マウントにより支持された機械類からの振動がその隔絶マウントを支持している周辺構造に伝達しないように隔絶マウントを設計し使用することは周知である。従来の隔絶マウントとしては、エラストマ・タイプのマウントやパネ・タイプのマウントが含まれる。こうした隔絶マウントは、熟練者によって、マウントと機械類の振動の固有振動数とその機械類の重要な励起周波数未満となるように設計して有効な振動隔絶を提供している。

20

【0009】

MRIスキャナ内の様々な構成要素による音響ノイズを低下させるためのこうした技法や措置は一部では有効となっているが、患者や手技者は未だに、MRIスキャナ内やその周辺のノイズが問題であると感じている。スキャナ内やその周辺の音響ノイズの複数の発生源や伝搬路に対処しているノイズを低下させたMRIスキャナが必要とされている。

30

【0010】

【発明の要約】

被検体の磁気共鳴(MR)画像を作成すると共に撮影中に発生する音響ノイズを実質的に最小にするための低ノイズ型イメージング装置を提供する。本イメージング装置は、マグネット・アセンブリと、傾斜コイル・アセンブリと、RFコイル・アセンブリとを備えており、このマグネット・アセンブリ、傾斜コイル・アセンブリ及びRFコイル・アセンブリのうちの少なくとも1つはイメージング装置内やその周辺での音響ノイズの発生及び伝達を減少させるように構成されている。

40

【0011】

磁気共鳴イメージング(MRI)システム用の高周波(RF)コイル・アセンブリは、その各々が高周波パルスを送信し、被検体内で誘導されるMR信号を受信し、かつイメージング装置内やその周辺での音響ノイズの要因となるうず電流励起を低下させるような幅を有している複数の導体を備えている。さらに、この複数の導体と患者ボアチューブの間には音響吸収材料からなる層を配置することができる。

【0012】

磁気共鳴イメージング(MRI)システムのためのイメージング装置用のマグネット・アセンブリは、外側表面と、この外側表面にマグネットを取り付けるための複数の懸架部材と、を備えている。この懸架部材は音響ノイズの発生及び伝達を低下させるように構成する。

50

【 0 0 1 3 】

本発明の特徴及び利点は、添付の図面と共に以下の本発明の詳細な説明を読めば明らかとなる。

【 0 0 1 4 】

【発明の実施の形態】

図 1、2 及び 3 を参照すると、本発明の実施形態を適用できる例示的なイメージング装置を表している。このイメージング装置は患者または被検体の磁気共鳴 (MR) 画像を作成するのに有用なタイプのものである。図面の全体を通じて、同じ番号は一貫して同じ要素を意味している。図 1、2 及び 3 は、円筒状の超伝導マグネットに基づく MR システムを示している。当業者であれば、同様の構成要素に関する機能及び説明を開放マグネット構成で使用するよう開放マグネット型 MR システムに適用可能であることを理解するであろう。

10

【 0 0 1 5 】

図 2 を参照すると、MR イメージングに関して通常用いられるタイプのマグネット配置の断面図を示している。マグネット・アセンブリは、形状が概して円筒状で円環状であると共に、マグネット常温ボア 4 と呼ぶ内側表面と、パッシブ・マグネット・シム 5 (同様に、図 1 に示す) と、マグネット容器 6 と、クライオスタット・シェル 7 とを、外側表面の周囲で放射状に配置して備えている。マグネット・アセンブリはさらに、懸架部材 1 3 とエンドキャップ・シール 2 0 を備えている (これについては、後でより詳細に説明する)。

20

【 0 0 1 6 】

典型的には、マグネット容器 6 は超伝導マグネット (図示せず) を囲繞しており、この超伝導マグネットは、よく知られるように、その各々が同じ方向に大きな同一電流を流すことができるような放射方向に整列させ長手方向に離間させた幾つかの超伝導主コイルを含んでいる。さらに、この超伝導主コイルは、撮影しようとする被検体を配置するマグネットのボア内の中心に位置させる球状のイメージング・ボリューム範囲で高い均一性をもつ磁場を発生させるように設計されている。超伝導主コイルは、典型的には 0.5 T ~ 8 T の範囲にある、B0 として知られる主静磁場を発生させる。超伝導主コイルはマグネット容器 6 により囲繞されている。マグネット容器 6 は一般に、マグネットの巻き線を周知の方式で封入しかつ冷却するためのヘリウム容器及び熱シールドまたは低温シールドを含んでいる。さらに、マグネット容器 6 により、熱が超伝導マグネットに伝達されるのを防止している。以下において、本明細書で記載する超伝導主コイルや、従来の熱シールド、液体ヘリウムのデュワーその他は、一般にマグネット容器 6 により示しており、分かりやすくするためこれらは図面から省略している。クライオスタット・シェル 7 はマグネット・アセンブリの外側表面を覆っている。クライオスタット・シェル 7 は一般に金属製であり、典型的には鋼鉄またはステンレス鋼製である。

30

【 0 0 1 7 】

さらに図 2 を参照すると、RF コイル・アセンブリ 2、傾斜コイル・アセンブリ 3 及びマグネット・アセンブリは、その形状が概して円環状で円筒状であり、かつ概して共軸に整列しており、傾斜コイル・アセンブリは高周波コイルの外周を囲繞すると共にマグネットは傾斜コイル・アセンブリの外周を囲繞している。図 1 を参照すると、側面図によりイメージング装置の構成要素の各々の相対的配置を表している。患者または撮影する被検体 2 0 0 (図示せず、図 3 を参照) は、患者ボアチューブ 1 により囲繞される円筒状のイメージング・ボリューム 1 0 1 内に位置決めされる。患者または被検体 2 0 0 は患者寝台上またはクレードル 1 0 4 (図示せず、図 3 を参照) 上で中心軸 1 0 3 に沿ってイメージング装置内に挿入される。中心軸 1 0 3 は、マグネット・アセンブリの軸に沿って B0 磁場の方向と平行に整列させる。ボアチューブ 1 は、FRP (ガラス繊維強化プラスチック) など導電性が低い不導体の材料で製作することが望ましい。この実施形態では、RF コイル・アセンブリ 2 は、従来の鳥かご形 RF コイル配置などにより患者ボアチューブ 1 の外側表面上に取り付けられており、例えば均一な高周波 (RF) 磁場を維持するために患者

40

50

ボアチューブの外側表面に沿って複数の導体や容量性素子を互いに離間して配置している。RFコイル・アセンブリ2を用いることにより、MRIイメージングの分野でよく知られるように、患者または被検体200に対して高周波磁場パルスを印加し、かつ被検体200から戻されるMRI情報を受け取っている。傾斜コイル・アセンブリ3は、その周囲で離間させた共軸の関係で配置させ、周知の方式により時刻依存の傾斜磁場パルスを発生させている。傾斜コイル・アセンブリ3の周囲には放射状に、常温ボア4、マグネット容器6及びクライオスタット・シェル7を含むマグネット・アセンブリが配置され、これにより上述したように、MRI画像の作成に必要な静磁場を生成している。

【0018】

さらに図1を参照すると、常温ボア4により一般にマグネット・アセンブリの円柱状の内側表面を示している。このマグネット常温ボアは、典型的には金属製である。常温ボア4の円柱状の内表面上にはパッシブ・マグネット・シム5がある。このシム5は静磁場に対する微小な調整を行うために、よく知られた方法で使用される。このシムは、典型的には薄肉の鉄製または鋼鉄製のストリップである。

【0019】

さらに図1を参照すると、イメージング装置はさらに、イメージング装置の構成要素を囲繞するような一对のエンドキャップ12を備えている。エンドキャップ12は、患者ボアチューブ1の端部部分をマグネット・アセンブリに固定可能に装着させることにより患者ボアチューブ1を適所に保持している。エンドキャップ・シール20は、エンドキャップ12と患者ボアチューブ1の間の気密シールの役割を果たしており、さらに傾斜コイル・アセンブリ3を囲繞するための真空スペース11を維持している。エンドキャップ・シール20は、典型的には、真空スペース11内で所望の真空を維持するために3/4~1インチの厚さを有する適合したガasket材料より製作される。エンドキャップ・シール20は、マグネットのクライオスタット・シェル7とエンドキャップ12の間で振動を隔絶できるようにその弾性特性が選択される。

【0020】

図3を参照すると、イメージング装置の構成要素はさらに、被検体200をイメージング・ボリューム101内に挿入しかつ位置決めするための、患者寝台やクレードル104などの支持構造を含む。患者クレードル104は、ローラーを用いるなど周知の方式によりブリッジ102に沿って摺動可能である。ブリッジ102は前方ブリッジ支持体105及び後方ブリッジ支持体106により支持されている。各ブリッジ支持体は、床面またはマグネット・アセンブリに固定される。さらに、クレードルの電子回路ユニットは、患者クレードル104の動きを制御するためにブリッジ102またはクレードル104に結合させている。

【0021】

傾斜コイル・アセンブリ3は、一般に、1)傾斜コイルに作用するローレンツ(電磁的)力による振動と、2)傾斜コイル・アセンブリと接触していない導電性部品内のローレンツ力によるノイズ、というMRIイメージング・システム内の2つの音響ノイズ源の要因になっている。傾斜コイル・アセンブリ3は傾斜巻き線を備えており、この巻き線は典型的には、所望の傾斜磁場を発生させる形状に成形したワイヤまたは扁平な導電性ストリップである。傾斜巻き線のワイヤは強い磁場内にあり、

【0022】

【外1】

このため $\vec{I} \times \vec{B}$ に比例するローレンツ力(ここで、 \vec{I} はワイヤの任意の区画内の電流であり、また \vec{B} は静磁場である)を受ける。

【0023】

さらに、ワイヤ内の電流は、典型的には、数百アンペア程度と大きく、また静磁場は典型的には0.5T~8Tの範囲となることがある。したがって、このローレンツ力は極めて

10

20

30

40

50

大きくなり、傾斜アセンブリにかなりの振動を生じさせることがある。また一方こうした振動は空気を変位させて耳に聞こえる音を発生させることがある。さらに、この傾斜アセンブリの振動は、マグネット系の構造体を通して機械的に伝達されることがあり、またこの振動により構造体内の別の部品に振動を起こさせ、引き続き音を発生させることがある。音響ノイズの第2の発生源は、傾斜アセンブリと接触していない導電性部品内のローレンツ力によるものである。こうした力が生じる理由は、例えば、傾斜磁場のパルス状磁場によりMRIシステムの様々な導電性部品内にうず電流が誘導され、さらにこれらのうず電

【0024】

【外2】

流が静磁場と相互作用して上述した $\vec{I} \times \vec{B}$ のローレンツ力を発生させるためである。

【0025】

RFコイル・アセンブリもまた、MRIイメージング・システム内の音響ノイズの発生源である。RFコイル・アセンブリ2は、典型的には、鳥かご形構成で装着された大容積のRFコイルであり、導体のエッチングしたパターンを使用して製作される。さらに、これらの導体は、典型的には、幅が数インチとなることがある。大容積RFコイルは、典型的には、患者ボアの長さの約半分であって、患者ボアチューブ1の円周全体に巻かれており、さらに、患者ボアチューブ1にしっかりと装着されている。しかし、この大容積RFコイルは、傾斜アセンブリ3からのパルス状の傾斜磁場の影響を受ける。これらのパルス状磁場により大容積RFコイルの導体内にうず電流が誘導されると共に、このうず電流は静磁場と協

【0026】

【外3】

同して、患者ボアチューブ1に振動を生じさせるような $\vec{I} \times \vec{B}$ のロー

【0027】

レンツ力を発生させる。次いで、これらの振動は患者やシステムのオペレータに聞こえるような音響ノイズを発生させる。

【0028】

被検体のMR画像を作成するためのイメージング装置の実施の一形態では、そのイメージング装置は、傾斜コイル・アセンブリと、RFコイル・アセンブリと、マグネット・アセンブリとを備えており、これらのアセンブリの各々は、撮影中におけるイメージング装置内やその周辺での音響ノイズの発生及び伝達を減少させるように選択的に構成されている。傾斜アセンブリ、RFコイル・アセンブリ、マグネット・アセンブリ、並びにMRIシステムのその他の構成要素の各々は音響ノイズの発生源や伝搬路の一因となる。これらのアセンブリの各々で音響ノイズを低下させるための実施形態を提示することにする。具体的な用途においては、これらのアセンブリや構成要素に関する各実施形態の特徴を組み合わせることでイメージング装置の音響ノイズを低下させることができることを理解されたい。別法として、これらのアセンブリの各々は、音響ノイズの発生及び伝達を単独で減少させるように選択的に構成することができる。本明細書で使用する場合、「のように構成する (configured to)」などの表現は、言及した機能を実行させるための構造及び機能を有する構成要素を示している。

【0029】

傾斜コイル・アセンブリ3は、傾斜コイルに作用するローレンツ力による振動と、傾斜コイル・アセンブリ3に接触していない導電性部品による振動とを低下させるように構成することが望ましい。典型的には、傾斜コイル・アセンブリは、内側と外側に2つの巻き線を有しており、この巻き線はエポキシ充填により互いに保持し合っている。振動及びその結果としてのノイズを低下させるため、このエポキシ充填は周知の方式により硬化させ傾斜アセンブリの重量を増加させる。傾斜コイル・アセンブリ3の第1の実施形態では、傾

10

20

30

40

50

斜コイル・アセンブリ 3 はさらに、振動を一層隔絶させるような方式によりマグネット・アセンブリ内に装着させる。図 1 を参照すると、傾斜アセンブリ 3 の各端部はブラケット 8 に装着し、また対応するブラケット 9 はマグネットの対応する端部に装着させている。ブラケット 8 とブラケット 9 の間には、その各々が 3 ~ 10 mm の範囲の厚さを有することが望ましい、適合した隔絶スタック 10 を配置している。適合した隔絶スタック 10 により、傾斜アセンブリからマグネットや MRI システムのその他の部品への振動伝達が減少するような方法で傾斜アセンブリを装着させ、傾斜アセンブリとマグネットの間で振動を隔絶させている。傾斜コイル・アセンブリ 3 の別の実施形態では、傾斜コイル・アセンブリ 3 はさらに、患者ポアチューブ 1、マグネット常温ポア 4 及びエンドキャップ 12 により区画されている真空 11 内に封入される。音響ノイズの低下を効果的にするには、この真空は 200 トル (Torr) 未満とすることが望ましい。

10

【 0030 】

高周波 (RF) コイル・アセンブリ 2 は、大容積 RF コイルの振動、並びに続いて起こるノイズを軽減させることにより、撮影中に発生する音響ノイズを低下させるように構成することが望ましい。図 4 及び 5 は、ノイズ低減型 RF コイル・アセンブリの様々な実施形態が RF コイル・アセンブリ 2 の導体内でのうず電流に起因する振動並びに続いて起こるノイズを軽減させることを表したものである。図 4 を参照すると、大容積 RF コイル 400 は、鳥かご形構成でシリンダ 401 (図 1、2 及び 3 の患者ポアチューブ 1 の外側表面) の周りに巻き付けた 16 本の導体 402 を備えている。RF コイルを共振させるためにコンデンサ 403 が設けられている。この実施形態では、導体 402 は幅狭に製作し、うず電流を励起できる有効面積を縮小させて生じる力も低下させることが望ましい。導体 402 の数及び幅は所望のマグネット性能及び磁場均一性に従って選択することが望ましい。本明細書で使用する場合、「幅 (width) 」とは一般に、1 つの計測値または寸法のことを指す。典型的には、従来の大容積 RF コイル導体は概ね 50 mm の幅である。図 4 に示す実施形態では、導体 402 の幅は 50 mm 未満となるように選択し、うず電流を励起できる有効面積を縮小させて、これにより音響ノイズを低下させながら、所望の RF 性能をそのまま維持することができる。この幅は、所望の RF 性能とうず電流低下が達成できるように選択されることを理解されたい。代替的实施形態の 1 つでは、音響吸収材料の層を導体 402 とシリンダ 401 の間に配置して導体 402 とシリンダ 401 の間の振動を最小にしている。

20

30

【 0031 】

別の代替的实施形態では、うず電流パターンを遮断するように導体内に切り込みを作り、これによりうず電流並びに関連するローレンツ力を低下させるようにすることでノイズ低下が達成される。

【 0032 】

図 5 を参照すると、音響ノイズの発生及び伝達を減少させるように構成されている RF コイルの別の実施形態を表している。RF コイル・アセンブリ 500 は、望ましくは 3 mm ~ 12 mm の範囲の外径を有する Cu 製チューブから製作された 16 本の導体 502 を備えている。導体 502 はシリンダ 501 の周りに鳥かご形構成で配置されており、かつ RF コイルを共振させるためにコンデンサ 503 と結合させている。導体 502 はさらに、導体と患者ポアチューブの間の振動隔絶材料 504 と一緒に FRP 製シリンダ 501 (その内側表面は図 1、2 及び 3 の患者ポアチューブ 1 を収容している) の外側表面に装着することが望ましい。振動隔絶材料 504 は、導体 502 とシリンダ 501 の間の任意のギャップを実質的に減らすような厚さをもつ適合した材料により製作することが望ましい。導体 502 及び振動隔絶材料 504 をシリンダ 501 上の適所に固定可能に保持するためにはストラップ 505 を使用する。

40

【 0033 】

ノイズ低減型 RF コイル・アセンブリの別の実施形態では、その大容積 RF コイルは患者ポアチューブと機械的連絡が全くないように製作する。さらに図 1 を参照すると、一般に、患者ポアチューブ 1 はその外側表面において RF コイル・アセンブリと結合させている

50

。この実施形態では、RFコイル・アセンブリ2は患者ボアチューブ1との接触を避けるように装着することが望ましく、むしろ傾斜アセンブリ3の内面上に装着させる。この実施形態では、RFコイル・アセンブリがここでは真空スペース11内に全体が封入されているため、RFコイル・アセンブリからの音響ノイズは機械的手段や空気により直接患者ボアチューブに伝達されることがないことが理解できよう。

【0034】

イメージング装置の別の実施形態では、そのマグネット・アセンブリはイメージング装置内やその周辺での音響ノイズの発生及び伝達を低下させるように構成することが望ましい。マグネット・アセンブリ内の音響ノイズの発生源の1つは、パッシブ・シム5に起因している。典型的には、このシムは鋼鉄製の薄肉のシートである。これら鋼鉄製のシートは、傾斜アセンブリからのパルス状磁場によりその内部にうず電流が誘導され、またこのうず電流は、静磁場と協同してマグ

10

【0035】

【外4】

ネット常温ボア4に振動を生じさせるような上述の $\vec{I} \times \vec{B}$ のローレン

【0036】

ツ力を発生させる。これらの振動は、空気（真空でない場合）やクライオスタットを通る患者ボアチューブまでの機械的伝搬路を介してマグネットの外部に伝達されることがある。マグネットのクライオスタットや患者ボアチューブの外部での引き続き起こる振動により、患者やMRIシステムのオペレータに聞こえるようなかなりの音響ノイズが発生する。

20

【0037】

図1を参照すると、ノイズを低下させるためのマグネット・アセンブリの第1の実施形態では、パッシブ・シム5は、エポキシなどの不導性ポリマーと混合した細分された磁性材料により製作し、次いでシート状に成形することが望ましい。この実施形態では、シム5は100メッシュの鋼鉄粉末（Ancorsteel 300SC）とポリエチレン（Dowlex 2045、密度 $PE = 0.92 \text{ g/cm}^3$ ）の混合物により製作し、0.25 ~ 1.3 mmの範囲の厚さまでプレスしてストリップの形に切断する。これらのシートは磁氣的シム調整が可能なような磁気特性を有しているが、この導電性が低いか不導体の材料はうず電流を助長することがなく、このためパルス状傾斜磁場を受けてもシム5は振動しない。第2の実施形態では、パッシブ・シム5は、振動に関してマグネット常温ボアから隔絶されていることが望ましい。実施の一形態では、シムとマグネット・ボアとの間に振動隔絶材料からなる層を配置させる。この実施形態では、シムからマグネット常温ボアへの振動エネルギーの伝達はいずれもさらに低下させることが望ましい。

30

【0038】

マグネット・アセンブリの常温ボアもまた音響ノイズの発生源である。マグネット常温ボアは、典型的には、導電性材料で構成されており、したがって、さらにパルス状傾斜磁場が発生させたうず電流を助長することがある。結果的に生じる常温ボアの振動によって、患者やMRIシステムのオペレータに空気や機械的振動により伝達される音響ノイズが生成されることがある。

40

【0039】

音響ノイズを低下させるためのマグネット・アセンブリの別の実施形態では、そのマグネット常温ボア4は音響ノイズの発生及び伝達を低下させるように構成されている。実施の一形態では、マグネット常温ボア4は、例えば、FRP（ガラス繊維強化プラスチック）などの非導電性材料により製作することが望ましい。別の実施形態では、マグネット常温ボアを囲繞する真空により空気によるマグネット常温ボアからの音の伝達を防止している。マグネット常温ボアとマグネット構造体の残りの部分との間のシールは、真空シールだけではなく振動の隔絶も実行するように製作することができる。そのシールが、振動に関してマグネット構造体の残りの部分から常温ボアを隔絶することができる場合、常温ボア

50

内で傾斜磁場パルスにより誘導される振動がクライオスタット・シェル7の外部に機械的に伝達されることはない。したがって、マグネット常温ボアを真空により隔絶すると共にマグネット常温ボアを機械的隔絶により隔絶することにより、常温ボアの振動が患者やMRIシステムのオペレータに聞こえるような音響ノイズを発生させるのを防止する（または、その能力を低下させる）ことができることが望ましい。さらに別の実施形態では、FRPには、常温ボアの表面を通した大気からの気体や水の侵入を低下させるために、極めて薄肉の（厚さがマイクロメートル程度またはマイクロメートル以下であるような）金属層をコーティングする（金属被覆する）ことが望ましい。この金属層が十分に薄肉に（厚さがマイクロメートル程度またはマイクロメートル以下となるように）製作されていると、金属層内でうず電流は実質的に最小化され、さらに結果的にうず電流に誘導される振動も最小化される。

10

【0040】

さらに図2を参照すると、マグネット・アセンブリの別の実施形態は、音響ノイズの伝達を低下させるように構成した懸架部材13を備えている。マグネット容器6は、薄肉の懸架部材13によりクライオスタット・シェル7に接続させる。これらの部材は、典型的には、クライオスタット・シェル7から超伝導マグネットを含んでいるマグネット容器6への熱の流れが最小になるように設計する。この実施形態では、懸架部材13は、望ましくは振動に関してマグネット容器6がクライオスタット・シェル7から隔絶されるように製作する。この実施形態では、懸架部材13は、懸架ストラップ14の途中に装着したブロック塊15を備えている。ブロック塊15は非導電性材料により製作する。ストラップ14は、よく知られるように、炭素ファイバ材料により製作することができる。懸架部材13に沿った高周波の伝達は、懸架部材の途中に塊15を取り付けることにより減少させることが望ましく、これにより、懸架部材に沿って伝搬するエネルギーを反射させる傾向がある振動のインピーダンス不整合が形成される。

20

【0041】

マグネット・アセンブリの別の実施形態は、クライオスタット・シェル7に起因する音響ノイズを低下させたクライオスタット・シェル7の実施形態を含む。このクライオスタット・シェルは一般に金属製、典型的には鋼鉄またはステンレス鋼製である。クライオスタット・シェルの振動は、パルス状傾斜磁場からの直接の電磁的励起であるか、装置内の別のどこかに生じた振動が機械的に伝達された結果であるかに関わらず、患者やMRIシステムのオペレータに聞こえるような音響ノイズを生じさせることがある。

30

【0042】

別の実施形態では、クライオスタット・シェル7は、FRPなどの非導電性材料より製作することが望ましい。さらに別の実施形態では、このFRPには、クライオスタット・シェルを通した大気からの気体や水の侵入を低下させるために、極めて薄肉の（厚さがマイクロメートル程度またはマイクロメートル以下であるような）金属層をコーティングする（金属被覆する）ことが望ましい。この金属層が十分に薄肉に（厚さがマイクロメートル程度またはマイクロメートル以下となるように）製作されていると、金属層内でうず電流は実質的に最小化され、さらに結果的にうず電流に誘導される振動も最小化される。

40

【0043】

さらに図2を参照すると、別の実施形態では、クライオスタット・シェル7は音響材料からなる層17により覆い、起こり得る振動を阻止かつ吸収し、これにより室内や患者ボア1への音響ノイズの放出を防止する。この層17は、音響吸収用に設計されたSoundcoat Companyによる「Soundfoam」などの連続気泡フォームなどの材料であり、この実施形態では、概ね6mm～13mmの厚さである。さらに、この層17とクライオスタット・シェルの間には、ストリップ状にしてクライオスタット・シェルに適用することが望ましい拘束層減衰（CLD）の層を配置する。CLDは一般に、音響減衰材料を貼った薄肉のプレートより構成される。このCLD材料は、その減衰材料が薄肉のプレートと減衰させようとする構造体（クライオスタット・シェル7）との間に挟み込まれるようにしてその構造体に適用する。この構造体を通じて振動が伝達されると構造

50

体が屈曲し、構造体と薄肉のプレートの間に生じたずれにより挟み込まれた音響減衰材料内での減衰が起こる。この材料は、音響レベルを増加させる傾向となることが多い機械的共振の影響を除去するのに効果的となり得る。さらに別の実施形態では、CLD材料100は常温ボア4の内側表面に適用する。さらに別の実施形態では、CLD材料100は傾斜アセンブリ3の内側表面または外側表面、あるいはこの両方に適用される。

【0044】

マグネット・アセンブリのさらに別の実施形態では、振動及びこれに起こる音響ノイズを防止するような取り付け配置が不可欠である。例えば、クライオスタット・シェルの振動は、患者ボアチューブに対して、クライオスタット・シェル7からエンドキャップ12を経て患者ボアチューブ1までの機械的経路を介しても伝達されることがある。マグネット・アセンブリを装着するための実施の一形態では、エンドキャップ12とクライオスタット・シェル7の間のシール20により、確実に傾斜アセンブリの周囲を真空に維持して、さらに振動隔絶の役割も果たさせることによって、その機械的経路を遮断することが望ましい。この実施形態では、クライオスタットからの振動の患者ボアチューブへの伝達が防止されることになる。シール20はクライオスタット・シェル7とエンドキャップ12の間に隔絶が提供されるように選択する。実施の一形態は、Durometer 40 Buna-Nゴムやその他同様の材料などのOリング(O-ring)材料により製作されたシール20を含んでいる。

10

【0045】

さらに図2を参照すると、別の実施形態では、患者ボアチューブ1はその内側表面上に配置させた、「Sound foam」などの音響吸収材料層を含んでいる。患者ボアチューブは、典型的には、FRP(ガラス繊維強化プラスチック)など剛性であり、導電性が低いか不導体の材料により製作される。患者ボアチューブ1は、機械的接触や空気を介して患者チューブに伝えられた振動を増幅させる傾向があるような機械的共振を有することがある。別の実施形態では、不導体の拘束層減衰(CLD)100を患者ボアチューブ1の外側表面や内側表面にストリップの形で適用することにより患者チューブ共振に対して減衰を導入することができる。

20

【0046】

図6を参照すると、傾斜コイルに電源供給する導線による音響ノイズの発生を低下させるための別の実施形態を表している。傾斜コイルに電源供給する導線には、典型的には200A以上の大きな電流が流れており、したがって大きなローレンツ力を受けることがある。図1を参照すると、導線やワイヤ(図示せず)はエンドキャップ12のうちの1つを通り、傾斜フィードスルー・アセンブリ600を介して導かれている。これらの導線は外部電源から傾斜アセンブリまで導くことが必要であり、したがって真空エンクロージャを貫通する必要がある。傾斜用リードに大きなローレンツ力が生じてワイヤを振動させることは望ましくない。傾斜用リードのフィードスルー・アセンブリがエンドキャップ12にしっかりと装着されていると、傾斜用リードにかかる力によりエンドキャップが振動することがある。比較的面積が大きいエンドキャップの振動により大きな体積の空気が動かされ大きな強度の音を発生させることがあるため、この現象は望ましくない。

30

【0047】

さらに図6を参照すると、傾斜フィードスルー・アセンブリ600は、エンドキャップ12への振動伝達の問題を緩和するように製作される。この実施形態では、外部電源からの電力がエンドキャップ壁601を通して伝えられるようにするため、エンドキャップ壁601上にクリアランス・ホール602を設けている。ネジ溝付きロッド603は、クリアランス・ホール602及びゴム製ディスク604を貫通しており、またネジ溝付きロッド603は、ラグ607を貫通するように装着されたワイヤ608に流す電流のための導体の役割を果たしている。したがって、ワイヤ608、ラグ607及びネジ溝付きロッド603は電源供給のための伝達経路の役割を果たす。さらに、フィードスルー・アセンブリ600を表面エンドキャップ壁601に確保するためのワッシャー605及びナット606を設けており、このナット606もまた伝達経路の一部を担っている。エンドキャップ

40

50

壁 6 0 1 の各側に隣接するように、例えば、柔らかなゴム製の締めスペーサなどの電気絶縁材料により製作される一対の隔絶デバイス 6 0 4 がある。このゴム製の隔絶材料により、内外方向や傾斜に対して、フィードスルー・アセンブリの移動範囲を小さくすることができ、これにより振動並びに続いて起こる音響ノイズを低下できることが望ましい。さらに、隔絶デバイス 6 0 4 は真空を保持するための気密シールを形成する役割も果たしている。

【 0 0 4 8 】

図 3 を参照すると、音響ノイズの別の発生源及び伝搬路は、様々な R F コイルからの信号と、典型的にはスキャナの外部に配置させるシステムの電子回路とのインタフェースをとるために使用するクレードル電子回路ユニット 3 0 0 に起因することがある。典型的には、クレードル電子回路ユニット 3 0 0 は、パルス状イメージング傾斜を受けた際にうず電流を発生させることがある金属部分をもつ電子モジュールを含んでおり、これらのうず電流により振動やこれに続き音響を発生させることがある。典型的な電子モジュールの幾つかでは、典型的には、約 5 0 m m 以上の寸法をもった金属筐体に収容された前置増幅器その他の電子回路である可能性もある。これらの電子回路が患者寝台 1 0 4 に装着されているか、さもなくば撮影中にイメージング・ボリューム内に導入されるような、何らかの電子回路移動用キャリッジにしっかりとボルト止めされている場合には、電子回路の振動によりクレードルまたは寝台が振動することがある。クレードルは比較的表面積が大きい場合があるため、その振動により音響が発生する効率が高いことがある。したがって、振動に関して電子回路を隔絶し、電子回路からの音が患者やシステムのオペレータに全く到達しないようにすることが望ましい。

【 0 0 4 9 】

別の実施形態では、ユニット 3 0 0 内の電子モジュールは、ユニット 3 0 0 内でその電子モジュールをゴム製パッドなど振動吸収性材料または振動隔絶材料上に置くことにより隔絶させることが望ましい。こうしたゴムは電子回路の振動のキャリッジへの到達を防ぐ傾向がある。さらに、独立気泡音響フォームやガラス繊維詰綿 (b a t t i n g) などの吸音材を、制御ユニット 3 0 0 の周りに巻き付けることができる。

【 0 0 5 0 】

本発明を好ましい実施形態を参照しながら説明してきたが、当業者であれば、本発明がこれらの実施形態に限定されないことを理解するであろう。当業者であれば、上述の実施形態に対して、本発明の範囲に属するような修正を行うことができることを理解するであろう。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の好ましい実施形態を適用できるイメージング装置の側面断面概略図である。

【図 2】図 1 の線 3 0 - 3 0 で切り取って見た図 1 のイメージング装置の断面概略図である。

【図 3】本発明の好ましい実施形態を適用できる M R I スキャナの側面断面概略図である。

【図 4】図 1 及び 3 のイメージング装置で有用なタイプの R F コイル・アセンブリの概略図である。

【図 5】図 1 及び 3 のイメージング装置で有用なタイプの R F コイル・アセンブリの概略図である。

【図 6】図 1 及び 3 のイメージング装置で有用なタイプの傾斜電流フィードスルー配置の概略図である。

【符号の説明】

- 1 患者ボアチューブ
- 2 R F コイル・アセンブリ
- 3 傾斜コイル・アセンブリ
- 4 マグネット常温ボア

10

20

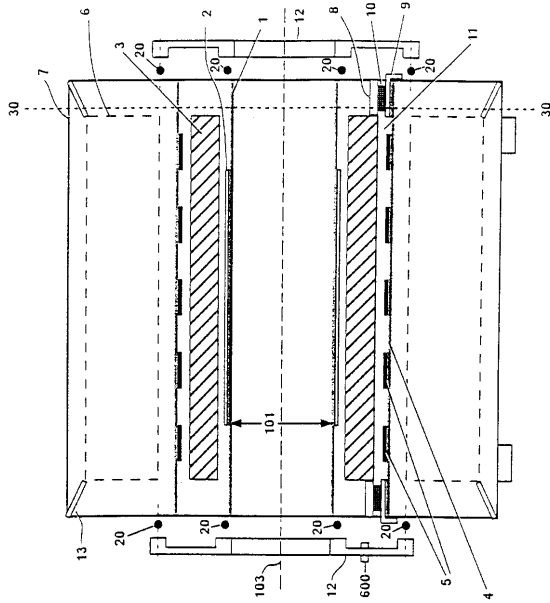
30

40

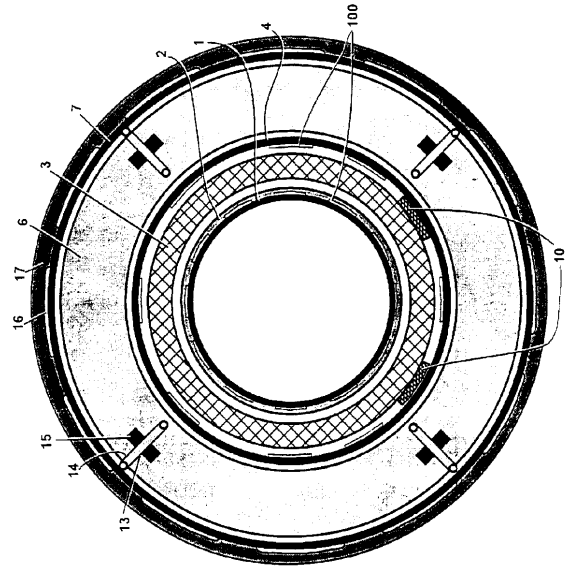
50

5	パッシブ・マグネット・シム	
6	マグネット容器	
7	クライオスタット・シェル	
8	ブラケット	
9	ブラケット	
10	隔絶スタック	
11	真空スペース	
12	エンドキャップ	
13	懸架部材	
14	<u>懸架ストラップ</u>	10
15	ブロック塊	
16	拘束層減衰材料	
17	音響材料層	
20	エンドキャップ・シール	
100	C L D 材料	
101	イメージング・ボリューム、患者ボア	
102	ブリッジ	
103	中心軸	
104	患者寝台、クレードル	
105	前方ブリッジ支持体	20
106	後方ブリッジ支持体	
200	患者、被検体	
300	クレードル電子回路ユニット	
400	R F コイル	
401	シリンダ	
402	導体	
500	R F コイル・アセンブリ	
501	シリンダ	
502	導体	
503	コンデンサ	30
504	振動隔絶材料	
505	ストラップ	
600	傾斜フィードスルー・アセンブリ	
601	エンドキャップ壁	
602	クリアランス・ホール	
603	ネジ溝付きロッド	
604	ゴム製ディスク	
605	ワッシャー	
606	ナット	
607	ラグ	40
608	ワイヤ	

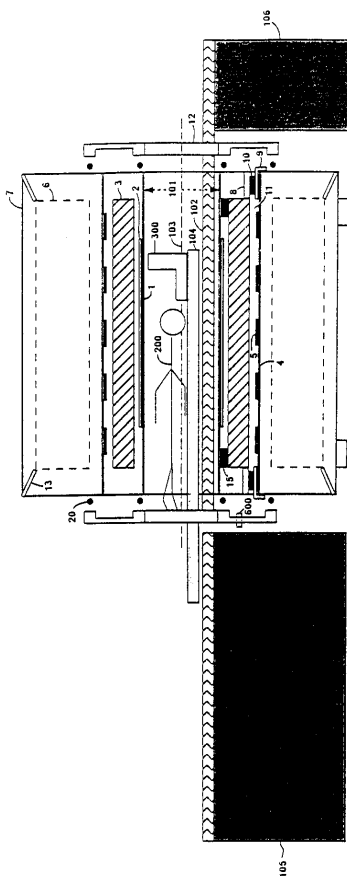
【 図 1 】



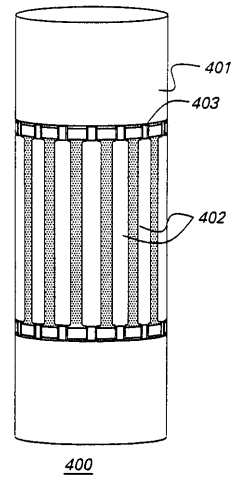
【 図 2 】



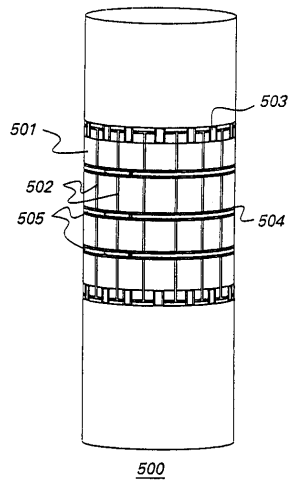
【 図 3 】



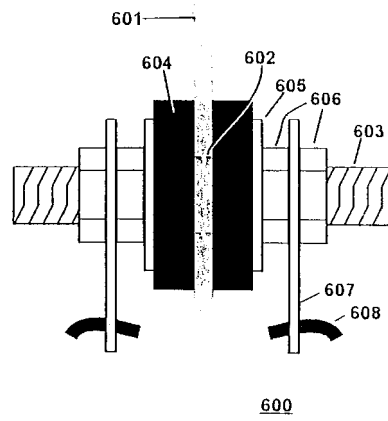
【 図 4 】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I
H 0 1 F 7/20 (2006.01)	G 0 1 N 24/02 Y
	G 0 1 N 24/04 5 3 0 Y
	G 0 1 N 24/06 5 2 0 E
	H 0 1 F 5/00 C
	H 0 1 F 7/20 C

- (72)発明者 ウィリアム・アラン・エデルスタイン
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタディ、オーク・ツリー・レーン、16番
- (72)発明者 リチャード・フィリップ・マロッジ
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、フォックスウッド・ドライブ、623番
- (72)発明者 ロバート・アービン・ヘディーン
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、アイバーネス・レーン、10番
- (72)発明者 セイド・アムル・エル・ハマンシー
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、モホーク・トレイルズ、217番
- (72)発明者 マーク・ロイド・ミラー
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタディ、ベイカー・アベニュー・イースト、2120番
- (72)発明者 ボール・シャッドフォース・トムソン
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スティープンタウン、ティンレー・ロード、62番
- (72)発明者 ロバート・アドルフ・アッカーマン
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタディ、コンソール・ロード、4125番
- (72)発明者 ブルース・キャンベル・アム
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、ビニヤード・サークル、7番
- (72)発明者 ジョン・ピーター・フラ
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ボールストン・レイク、ジョッキー・ストリート、4110番
- (72)発明者 マイク・ジェームズ・ラジアン
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーターフォード、リンダ・レーン、29040番
- (72)発明者 デビッド・エドワード・ディーン
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ハートランド、ヒッコリー・コート、288番
- (72)発明者 スコット・トマス・マンセル
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーターフォード、フォックス・ノウル・ドライブ、603番
- (72)発明者 ドウェイン・アンソニー・バーギル
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワーケシャー、ブランドブルック・ロード、ダブリュー303・エス1752番
- (72)発明者 ロバート・マイケル・バブレク
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワーケシャー、キシュドン・ヒル・ドライブ、3002番

審査官 田中 洋介

- (56)参考文献 特開平10-256027(JP,A)
特開平06-189932(JP,A)
特開平08-280651(JP,A)
特開平10-118043(JP,A)
特公昭46-034274(JP,B1)
独国特許出願公開第19838390(DE,A1)
米国特許第05235283(US,A)

米国特許第06107799(US,A)

米国特許第05345177(US,A)

米国特許第05698980(US,A)

米国特許第05617026(US,A)

米国特許第05179338(US,A)

欧州特許出願公開第00350640(EP,A2)

欧州特許出願公開第00981057(EP,A2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

G01N 24/00-24/14

G01R 33/20-33/64