

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載

【部門区分】第 1 部門第 2 区分

【発行日】平成 17 年 6 月 23 日 (2005.6.23)

【公開番号】特開 2002-219112 (P2002-219112A)

【公開日】平成 14 年 8 月 6 日 (2002.8.6)

【出願番号】特願 2001-304782 (P2001-304782)

【国際特許分類第 7 版】

A 6 1 B 5/055

G 0 1 R 33/28

G 0 1 R 33/36

G 0 1 R 33/3873

H 0 1 F 5/00

H 0 1 F 7/20

【F I】

A 6 1 B 5/05 3 2 0

H 0 1 F 5/00 C

H 0 1 F 7/20 C

A 6 1 B 5/05 3 3 0

A 6 1 B 5/05 3 4 0

A 6 1 B 5/05 3 5 0

A 6 1 B 5/05 3 3 2

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

【手続補正書】

【提出日】平成 16 年 10 月 1 日 (2004.10.1)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【書類名】明細書

【発明の名称】低ノイズ型 MRI スキャナ

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 イメージング・ボリウム ( 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、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、前記マグネット・アセンブリ、前記傾斜コイル・アセンブリ及び前記 RF コイル・アセンブリのうちの少なくとも 1 つは音響ノイズの発生及び伝達を低下させるように選択的に構成されている、イメージング装置。

【請求項 2】 前記傾斜コイル・アセンブリ ( 3 ) を前記マグネット・アセンブリ ( 4、6、7 ) 内に装着させると共に振動伝達による音響ノイズを低下させるための少なくとも 1 つの隔絶装着装置 ( 1 0 ) 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 3】 前記イメージング・ボリューム内で前記被検体（200）を導入しかつ支持するための被検体支持構造（102、104、105、106）であって、前記患者ボアチューブ（1）の内側表面と該被検体支持構造の少なくとも一方は音響吸収材料の層を含むように製作されている被検体支持構造（102、104、105、106）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 4】 前記 RF コイル・アセンブリ（2）が、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に選択したそれぞれの幅を有している、高周波パルスを送信しかつ前記被検体（200）内で誘導された MR 信号を受信するための複数の導体（402、502）を備えている、請求項 1 に記載のイメージング装置。

【請求項 5】 イメージング・ボリューム（101）を規定している患者ボアチューブ（1）内に收容した被検体（200）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、不導体材料からなる内側表面（4）と音響吸収材料（17）からなる外側表面（7）を有する、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（11）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）であって、該傾斜コイル・アセンブリと前記マグネット・アセンブリの間の振動伝達を低下させるために少なくとも 1 つの隔絶装着装置（10）により前記マグネット・アセンブリ内に装着されている、傾斜コイル・アセンブリ（3）と、前記患者ボアチューブ（1）の外側表面の周りに配置されると共に前記傾斜コイル・アセンブリ（3）内に收容される、高周波パルスを送信しかつ前記被検体（200）より誘導される MR 信号を受信するための RF コイル・アセンブリ（2）であって、該 RF コイル・アセンブリのそれぞれの端部は該 RF コイル・アセンブリと前記マグネット・アセンブリの間の音響ノイズの発生及び伝達を低下させるために前記マグネット・アセンブリのそれぞれの端部に装着されている、RF コイル・アセンブリ（2）と、音響ノイズの発生及び伝達を低下するように構成させた、前記イメージング・ボリューム（101）内で前記被検体（200）を導入しかつ支持するための支持構造（102、104、105、106）と、を備えるイメージング装置。

【請求項 6】 前記患者ボアチューブ（1）の内側表面と前記被検体支持構造の少なくとも一方は音響吸収材料の層を含むように製作されている、請求項 5 に記載のイメージング装置。

【請求項 7】 前記マグネット・アセンブリがさらに、前記静磁場を調整するように前記マグネット・アセンブリの内側表面（4）上に固定されており、不導体材料と緩衝材料のそれぞれの層から製作されているパッシブ・マグネット・シム（5）を備えている、請求項 5 に記載のイメージング装置。

【請求項 8】 静磁場を発生させるための概して円環状で円筒状の主マグネットと、前記マグネットの内側表面（4）内に位置しており MR 画像を作成する際に使用する磁場傾斜を発生させるための傾斜コイル・アセンブリ（3）と、前記傾斜コイル・アセンブリ内に配置されており高周波パルスを送信しかつイメージング装置内の画像化しようとする被検体（200）より誘導される MR 信号を受信するための RF コイル・アセンブリ（2）と、を備えている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・アセンブリであって、外側表面（7）と、音響ノイズの発生及び伝達を低下させるように構成した、前記マグネットを前記外側表面に取り付けるための複数の懸架部材（13）と、を備えるマグネット・アセンブリ。

【請求項 9】 さらに、前記懸架部材（13）の各々が、マグネット・アセンブリの振動を隔絶するように懸架ストラップ（14）に取り付けたブロック塊（15）を備えている、請求項 8 に記載のマグネット・アセンブリ。

【請求項 10】 静磁場を発生させるための概して円環状で円筒状の主マグネットと、前記マグネットの内側表面（4）内に位置しており MR 画像を作成する際に使用する磁場傾斜を発生させるための傾斜コイル・アセンブリ（3）と、を備える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 RF コイル・アセンブリであって、該

R F コイル・アセンブリは高周波パルスを送信しかつ前記イメージング装置のイメージング・ボリューム内で画像化しようとする被検体より誘導されるMR信号を受信するために前記傾斜コイル・アセンブリ内に配置されていると共に、高周波パルスを送信し、前記被検体から誘導されるMR信号を受信し、かつ前記イメージング装置内及びその周りで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に選択した幅を有している複数の導体(502)と、前記複数の導体と、前記被検体を前記イメージング・ボリューム(101)内に受け入れるための患者ボアチューブ(1)との間に配置した振動隔絶材料(504)からなる層と、を備えているR F コイル・アセンブリ。

【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圍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圍繞している。

【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。

【0007】R F 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R F 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R F 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バネ・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。

【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。

【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。

【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。

【００１３】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。

【００１４】

【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。

【００１５】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１３とエンドキャップ・シール２０を備えている（これについては、後でより詳細に説明する）。

【００１６】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。

【0017】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200（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101内に位置決めされる。患者または被検体200は患者寝台上またはクレードル104（図示せず、図3を参照）上で中心軸103に沿ってイメージング装置内に挿入される。中心軸103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）など導電性が低い非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、MR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 0.5 T ~ 8 T 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3～10mm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、患者ボアチューブ1、マグネット常温ボア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。

【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の患者ボアチューブ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50mmの幅である。図4に示す実施形態では、導体402の幅は50mm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。

【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3mm～12mm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、導体と患者ボ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の患者ボアチューブ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。

【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コイルは患者ボ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、患者ボアチューブ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。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

【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。

【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（Anchor steel 300SC）とポリエチレン（Dowlex 2045、密度 PE = 0.92 g/cm<sup>3</sup>）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のような磁気特性を有しているが、この導電性が低い或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。

【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。

【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（ガラス繊維強化フ



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。

【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。

【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。

【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。

【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。

【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、導電性が低い非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、非導体の拘束層減衰 (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。

【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 200 A 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。

【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。エンドキャップ壁 601 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604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604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。

【0048】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RF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300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300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50mm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104に装着されているか、さもなくば撮影中にイメージング・ボリウ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。

【0049】別の実施形態では、ユニット300内の電子モジュールは、ユニット300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(battling)などの吸音材を、制御ユニット300の周りに巻き付けることができる。

【0050】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30-30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MRI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RF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RF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 RF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
- 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
- 1 0 隔絶スタック
- 1 1 真空スペース
- 1 2 エンドキャップ
- 1 3 懸架部材
- 1 4 懸架ストラップ
- 1 5 ブロック塊
- 1 6 拘束層減衰材料
- 1 7 音響材料層
- 2 0 エンドキャップ・シール
- 1 0 0 C L D 材料
- 1 0 1 イメージング・ボリューム、患者ボア
- 1 0 2 ブリッジ
- 1 0 3 中心軸
- 1 0 4 患者寝台、クレードル
- 1 0 5 前方ブリッジ支持体
- 1 0 6 後方ブリッジ支持体
- 2 0 0 患者、被検体
- 3 0 0 クレードル電子回路ユニット
- 4 0 0 R F コイル
- 4 0 1 シリンダ
- 4 0 2 導体
- 5 0 0 R F コイル・アセンブリ
- 5 0 1 シリンダ
- 5 0 2 導体
- 5 0 3 コンデンサ
- 5 0 4 振動隔絶材料
- 5 0 5 ストラップ
- 6 0 0 傾斜フィードスルー・アセンブリ
- 6 0 1 エンドキャップ壁
- 6 0 2 クリアランス・ホール
- 6 0 3 ネジ溝付きロッド
- 6 0 4 ゴム製ディスク
- 6 0 5 ワッシャー
- 6 0 6 ナット
- 6 0 7 ラゲ
- 6 0 8 ワイヤ