

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4017460号
(P4017460)

(45) 発行日 平成19年12月5日(2007. 12. 5)

(24) 登録日 平成19年9月28日(2007. 9. 28)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006. 01)

A 6 1 B 5/05 3 3 1

請求項の数 10 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2002-199370 (P2002-199370)
 (22) 出願日 平成14年7月9日(2002. 7. 9)
 (65) 公開番号 特開2003-93366 (P2003-93366A)
 (43) 公開日 平成15年4月2日(2003. 4. 2)
 審査請求日 平成17年7月7日(2005. 7. 7)
 (31) 優先権主張番号 09/902364
 (32) 優先日 平成13年7月9日(2001. 7. 9)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
 エルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ュー・ブルバード・ダブリュー・710
 ・3000
 (74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一
 (72) 発明者 ティモシー・ジョン・ヘイヴンズ
 アメリカ合衆国、サウス・カロライナ州、
 フローレンス、マディソン・アベニュー、
 1208番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 錐形撮像を行う開放型構造の磁気共鳴超伝導プラットフォーム磁石

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

磁気共鳴撮像状態での介入処置に使用するのに適した開放型構造の超伝導プラットフォーム磁石(10)であって、
 磁気材料の成形したヨーク組立体(30)と、
 前記ヨークから隔たった開放した接近可能な空間を持つように患者を位置決めするための患者支持体(54)と、
 前記患者支持体の下方にその軸(49)を持つ、前記ヨークに接する超伝導コイル組立体(12)と、を有し、
 前記ヨークは、前記患者支持体の上方の撮像容積内に均一な磁場を形成するように成形さ 10
 れている部分(44, 50)を含んでおり、
 前記コイル組立体及び磁気部材は、断面が先細になっている撮像容積の磁場(38)を形
 成するように成形され且つ配置されており、前記先細の断面が前記磁気コイルから遠くな
 るにつれて小さくなること、
 を特徴とする開放型構造の超伝導プラットフォーム磁石(10)。

【請求項2】

前記コイル組立体の軸が前記患者支持体に平行である、請求項1記載の超伝導プラットフ
 ォーム磁石。

【請求項3】

前記撮像容積の断面の増大が線形である、請求項1記載の超伝導プラットフォーム磁石。

20

【請求項 4】

前記撮像容積は、円形及び矩形断面から選択された錐形である、請求項 3 記載の超伝導プラットフォーム磁石。

【請求項 5】

前記撮像容積は直円錐台形の容積である、請求項 4 記載の超伝導プラットフォーム磁石。

【請求項 6】

超伝導材料の成形した層が前記ヨークと前記患者支持体との間に配置されている、請求項 1 記載の超伝導プラットフォーム磁石。

【請求項 7】

介入処置のために自由な患者への接近が行えるようにした、患者の磁気共鳴撮像を行うための超伝導プラットフォーム磁石（10）であって、

磁気材料のヨーク組立体（30）と、

前記ヨークに接する超伝導磁石コイル組立体（12）と、

患者への接近を最大にするように前記超伝導コイル組立体の上方に配置された患者支持体（54）と、を有し、

前記ヨーク組立体は、前記患者支持体の上方の領域内に全体的に先細の撮像容積（38）を形成するための成形した面（44，51）を含んでおり、前記先細の撮像容積の断面が前記患者支持体の区域から前記超伝導磁石コイル組立体へ向かって増大していること、を特徴とする超伝導プラットフォーム磁石（10）。

【請求項 8】

前記ヨークの直交する面（44，51）が前記撮像容積内の磁場均一性を改善するように成形されている、請求項 7 記載の超伝導プラットフォーム磁石。

【請求項 9】

前記ヨークは、前記患者支持体に対して傾斜（44）した磁極（28）を含んでいる、請求項 7 記載の超伝導プラットフォーム磁石。

【請求項 10】

前記ヨークの前記磁極は、前記撮像容積内に全体的に先細の磁場を形成するように成形されている、請求項 9 記載の超伝導プラットフォーム磁石。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は磁気共鳴撮像システム（以後、「MRI」と呼ぶ）用の開放型構造の超伝導磁石組立体に関するものであり、より具体的には、円錐形又は角柱形撮像領域を利用し且つ介入（インターベンショナル）外科的処置に適した磁石組立体に関するものである。

【0002】**【発明の背景】**

周知のように、超伝導磁石は極低温の環境内、例えば、クライオスタット内、或いは液体ヘリウム又は他の極低温材を収容する圧力容器内に配置することによって、超伝導状態にすることができる。極低温により、磁石コイルを超伝導状態にすることが保証されて、最初に電源をある期間（例えば、僅か10分間）磁石コイルに接続して該コイルに電流を流れさせると、超伝導温度で電気抵抗が無いことにより、電力を切断した後でも電流はコイルを通して流れ続けて、強力な磁場を維持するようになる。超伝導磁石はMRIの分野で広範な用途が見出されている。

【0003】

殆どのMRI装置の使用中に生じる問題は、それらの装置が、患者の出入りのための中央ボア開口を持つ円筒形構造内に密閉されたソレノイド磁石を利用していることである。しかしながら、このような構成では、患者は実際的に暖かい中央ボア内に囲まれ、患者によっては閉所恐怖症を引き起こす可能性がある。更に、介入による診断又は外科的処置のためにMRIを利用して、外科医が処置を行っている際に画像を観察できるようにすることが要望されていた。従って、患者を本質的に完全に囲まないような開放型構造のMRI磁

10

20

30

40

50

石が望ましいことは長期間にわたって認識されていた。残念なことに、患者の周りに開放空間を与える開放型構造のMRI磁石には、様々な付加的な独特の技術的問題及び課題がある。1つの問題は、所要の磁場を形成する超伝導構造として、従来の円筒形MRI磁石構造よりも占有する空間が遥かに少なくて済み、しかも所要の強力な均一な磁場の撮像領域又は撮像容積（ボリューム）を形成することのできる適当な超伝導構造を提供することである。

【0004】

既存の開放型構造の設計では、支持部材を間に挟んで二重ドーナツ形部材及び二重鉄磁極片を含んでおり、患者はドーナツ形部材相互間に位置決めされる。しかしながら、このような設計では、患者の出入りは行えるが、所要の支持体及びドーナツ形磁気部材のために外科医の出入りは制限されている。その結果、このような設計では患者に対する接近が制限され、医学的な介入及び外科的処置を希望通りに行えない。

10

【0005】

実際のMRI撮像を行うために通常は磁気部材相互間の真ん中に適当な均一で強力な撮像領域を形成する必要性によって、超伝導磁石内の様々な機械的及び磁気的部分組立体について制約が課せられる。典型的なMRI撮像領域は、直径15～20インチ（1インチは、2.54cm）の球、又は直径10～15インチで長さ10～20インチの円筒の形の撮像容積である。磁気的な成形用の位置決め可能なシム部材を備えた撮像容積の周りの対称な又は鏡像関係の磁気部材を使用することにより、生じる磁場の調節又は微調整を可能にし、これによって所要の磁気的均一性を持つ球形又は円筒形容積の撮像容積が形成される。

20

【0006】

介入処置の場合、球形又は円筒形撮像領域又は容積は必要ではないと云うことが判明した。外科的処置又は針の挿入が開始される患者の身体表面上の点における撮像又は観察領域は小さいので、球形又は円筒形容積でない小さい撮像容積を容易に利用することができる。このような処置にとって、外科的処置が開始される点から身体内に進入するにつれて撮像容積を増大させることが望ましいこともあり、その撮像容積は一般に円錐形の撮像容積である。更に、MRI装置のコストを最小にしながら、構成し易い融通性のある設計を提供することが非常に望ましく、また時によっては必要である。

【0007】

30

【発明の概要】

従って、医師が患者に出来る限り完全に接近でき且つ球形又は角柱形撮像容積を含んでいる開放型構造のMRI超伝導磁石を提供することが望ましい。

【0008】

本発明の一形態によれば、介入処置を行うのに適した開放型構造のプラットフォーム超伝導磁石が、成形した磁気ヨーク及び関連した磁石コイルを含む。これらのヨーク及びコイルは、コイルの上方の開放空間内に撮像領域を形成するように成形され、該撮像領域はコイルから遠ざかるにつれて断面が減少するように先細になっている。この先細の撮像領域は直円錐台又は角柱の形である。患者支持体が磁石コイル及び磁石コイル軸の上方に位置決めされる。磁場は単調な勾配を持つことができる。

40

【0009】

【好ましい実施形態の詳しい説明】

先ず図1及び図2について説明すると、超伝導磁石10はヘリウム容器14内に複数の超伝導コイル（例えば、12）を含み、当該分野で周知のように磁極（28）相互間に軸18と直角な方向の磁場を形成する。

【0010】

図2は、超伝導磁石10の撮像軸X、Y及びZを示す。Xは垂直軸22であり、Yは水平軸24であり、Zはヨーク組立体30の対向する磁極（28）相互間の空間48内に延在する直交軸18である。患者支持体54（図4に示す）が、対向する磁極（28）相互間の空間48内をY軸及びZ軸に平行に延在して、患者を便宜さ又は超伝導磁石10の寸法

50

に応じていずれかの軸に沿って横たえることが出来るようにする。図 1 に最もよく示されているように、ヨーク組立体 30 は、平面状の磁極 28 及び磁極面 34 を含む。しかしながら、付加的な鉄を Y 及び Z 方向に追加して、以下に説明するように変化する厚さになるように成形することができ、及び / 又は撮像容積 16 の形状を制御し且つまた撮像容積 38 内の磁場の均一性も制御するように、磁極 28 の対向する磁極面 34 を成形することが出来る。その上、磁石コイル（例えば、12）は、最小のコストで最大の均一性を達成するためにコイルを流れる電流の電流密度又はパターンを変えて制御するように非円筒形コイルの形に巻装することができる。

【0011】

介入処置及び外科的処置を行うための別の適当な望ましい撮像容積 38 は大体円錐形又は円錐台形の撮像容積である。これを図 3 に示している。図 3 について説明すると、撮像容積は直円錐台の形状である。この撮像領域（容積）は目に見えないことは勿論であるが、説明のために実体の容積として図示している（他の図の撮像領域も同様である）。ここで、撮像領域は Y 方向すなわち Y 軸方向において底部 42 側よりは頂部 40 が小さくされており、すなわち、所望の先細の撮像容積が得られるようになっており、また対向する磁極面 44 は傾斜した磁極面であることに注意されたい。更に、帰路用の磁気ヨーク 30 は、傾斜した磁極面 44 から遠い方の又は反対側の磁極 28 の側部に丸い突出部 46 を含んでいる。丸い突出部 46 及び傾斜した磁極面 44 は、図 1 に示されている超伝導磁石 10 のヨーク組立体 30 の角柱形撮像容積 16 と共に使用してもよい。これらの簡単な融通性のある設計上の変形は、X 方向 22 における撮像容積の先細の形状、すなわち、断面が開口 48 に隣接する端部から、該開口とは反対側の磁石コイル 12 の方へ向かって増大する形状を成形するのに有用である。

【0012】

次に図 4 について説明すると、ヨーク開口 48 の底面 52 に位置決めされた磁気部材 50 と同様に、傾斜した磁極面 144 が成形又は輪郭形成されることに留意されたい。この輪郭（凹凸又は曲線）形成は、Y 軸（24）及び Z 軸（18）方向（図 2 参照）のうちのいずれか一方又は両方向において行い得る。磁気部材 50 は NbTi（ニオブ・チタン）のような超伝導材料で製作することができ、また、輪郭又はプロフィール 51 は磁石コイル 12 の巻装ワイヤ 53 によって近似させ又は形成することができる。移動可能な患者支持体 54 が撮像容積 16 の直ぐ下に配置され、この実施形態では、撮像容積 16 は角柱形の容積である。全体的に 49（図 5 参照）で表された磁石コイル 12 の軸は、患者支持体 54 の下側にあって患者支持体に平行である。患者支持体 54 は、撮像しようとする領域及び / 又は実行しようとする外科的処置が撮像容積 16 内に適切に位置決めされるように患者 56（破線で示す）を位置決めするために、X 軸（22）、Y 軸（24）及び Z 軸（18）方向に移動可能である。ここで、先細の撮像容積は、外科的処置が開始又は針の挿入が開始する点である上側領域で小さく、すなわち、細くなっていて、このような処置が患者 56 の体内へ進むにつれて断面が増大することに留意されたい。

【0013】

次に図 5 について説明すると、コイル巻線 60 は輪郭形成した面 64 で示すように厚さが増大するように巻装することができ、また患者支持体 54 及び患者 56 の下方に位置決めされる。更に、鉄のような磁気材料を、部材 62 として使用して成形することができる。コイル巻線 60 はまた、超伝導部材 62 の下方に隔たって位置決めした椀形の磁気ヨーク組立体 66 を通り抜ける。ヨーク組立体 66 は、輪郭形成した面 64 から遠い方の面に輪郭形成した面 68 を含む。磁気部材 62 及び 66 の成形及び巻線 60 の配置は、超伝導磁石 10 の撮像側及び背面側のそれぞれの電流密度又はパターン、或いはその両方を制御すると共に、磁路を構成して、撮像容積内の磁場の均一性を最適化するように選択される。

【0014】

先細の仮定の容積 16 及び 38 は、真に直円錐又は角柱である必要はない。斜円錐又は角柱、あるいは変形した円錐又は角柱も多くの介入処置に適している。撮像容積は「全体的

10

20

30

40

50

に適用」し得る、すなわち、断面が全体的に、磁極片（２８）相互間で開口４８からヨーク３０の方へ内向き方向に増大するもの（図１及び図３参照）である。更に、撮像容積１６及び３８内の高度に一樣な磁場均一性は、単調な磁場勾配、すなわち５ＭＴ／Ｍ（５ミリテスラ／メータ）の勾配が許容可能であるような或る特定の介入処置にとっては、必要でないことがある。「単調な磁場勾配」とは、磁場が着実に変化する勾配、すなわち、何ら減少する区域のない増大する勾配である。この増大は、例えば、線形関数である。

【００１５】

超伝導磁石１０は、磁石が患者５６の下プラットフォームを構成しているので「プラットフォーム磁石」と呼ばれることがあり、先細の撮像容積１６及び３８が患者支持体５４の上方に延在する。これにより、二重磁極面開放型構造ＭＲＩ設計で必要とされ且つそれらの間に延在するスペーサ及び支持体によって妨げられることのない実質的に開放した空間が得られる。

10

【００１６】

プラットフォーム超伝導磁石内の全体的に先細の撮像容積を、球形又は円筒形の撮像容積の代わりに生成し利用することにより、最適化した先細の撮像容積の均一性を最小のコストで提供するために、磁石の磁気部材の配置、成形及び輪郭形成、並びに電流密度又はパターンの成形において、かなりの設計上の融通性が得られる。

【００１７】

本発明を特定の好ましい実施形態について詳述したが、構成の細部、部品の配列及び組合せ、並びに使用する材料の種類について種々の変更を、本発明の真の精神および趣旨の範囲内でなし得ることを理解されたい。

20

【図面の簡単な説明】

【図１】ＭＲＩ磁石の簡略破断斜視図であり、拡大した角柱形撮像容積を、誇張して例示し易い位置に示す。

【図２】撮像容積のＸ、Ｙ及びＺ座標軸を示す略図である。

【図３】円錐形撮像容積と、図１又は図３の実施形態に使用するのに適した成形した磁極とを示す略図である。

【図４】本発明の他の形態を示す略図であり、理解し易くするために撮像容積を実線で示し、またＭＲＩ磁石内での撮像容積の位置を最もよく示している。

【図５】本発明の他の形態を示す略図である。

30

【符号の説明】

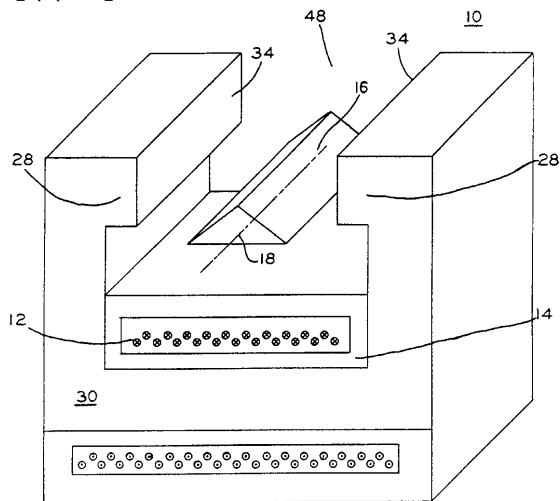
- １０ 超伝導磁石
- １２ 超伝導コイル
- １４ ヘリウム容器
- １６ 先細の撮像容積
- １８ 直交軸
- ２２ 垂直軸
- ２４ 水平軸
- ２８ 磁極
- ３０ ヨーク組立体
- ３４ 磁極面
- ３８ 撮像容積
- ４０ 頂部
- ４２ 底部
- ４４ 傾斜した磁極面
- ４６ 丸い突出部
- ４８ 開口
- ４９ 磁石コイルの軸
- ５０ 磁気部材
- ５１ 輪郭形成した面

40

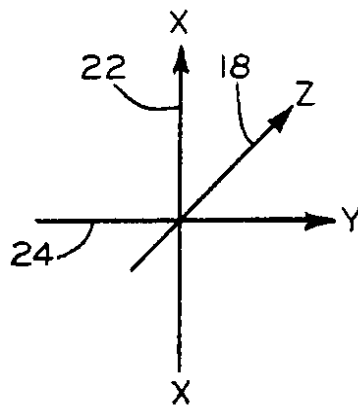
50

- 5 2 底面
- 5 3 巻装したワイヤ
- 5 4 患者支持体
- 5 6 患者
- 6 0 コイル巻線
- 6 2 超伝導部材
- 6 4 輪郭形成した面
- 6 6 椀形の磁気ヨーク組立体
- 6 8 輪郭形成した面
- 7 0 磁路

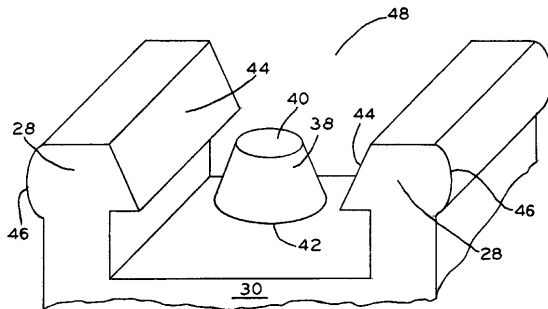
【図 1】



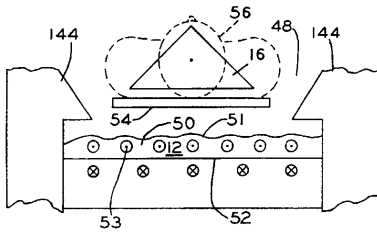
【図 2】



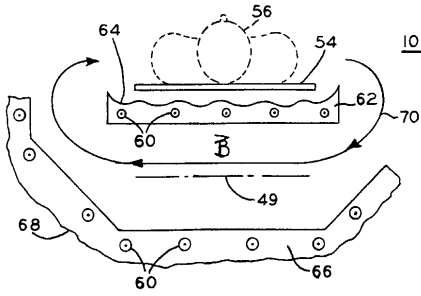
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

審査官 右▲高▼ 孝幸

- (56)参考文献 特開平4 - 132537 (J P , A)
特開平4 - 132538 (J P , A)
特開平10 - 108848 (J P , A)
特開平10 - 225447 (J P , A)
特表2000 - 505597 (J P , A)
米国特許第5914600 (U S , A)
米国特許第5935065 (U S , A)
米国特許第5999838 (U S , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 5/055