## (19) **日本国特許庁(JP)**

# (12) 公表特許公報(A)

(11)特許出願公表番号

特表2004-529692 (P2004-529692A)

(43) 公表日 平成16年9月30日(2004.9.30)

(51) Int.C1. <sup>7</sup>	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 5/055	A 6 1 B 5/05 3	332 4CO96
GO1R 33/3815	GO1N 24/06 5	51 O C
A A 4 B AA 100==	- 0 0 - 100 -	

GO1R 33/3875 GO1N 24/06 520J HO1F 6/00 HO1F 7/22  $\mathbf{Z}$ 

#### /스 9/ 중) 安木建长 土建长 圣英安木建长 专

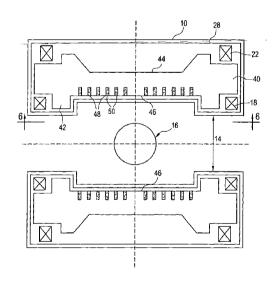
		番鱼部	fix 木請水 - 丁偏番
(21) 出願番号	特願2002-575657 (P2002-575657)	(71) 出願人	390041542
(86) (22) 出願日	平成14年3月25日 (2002.3.25)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(85) 翻訳文提出日	平成15年9月25日 (2003.9.25)		GENERAL ELECTRIC CO
(86) 国際出願番号	PCT/US2002/009272		MPANY
(87) 国際公開番号	W02002/077658		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
(87) 国際公開日	平成14年10月3日 (2002.10.3)		クタデイ、リバーロード、1番
(31) 優先権主張番号	09/681, 371	(74) 代理人	100093908
(32) 優先日	平成13年3月26日 (2001.3.26)		弁理士 松本 研一
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100105588
(31) 優先権主張番号	09/949, 623		弁理士 小倉 博
(32) 優先日	平成13年9月10日 (2001.9.10)	(74) 代理人	100106541
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 伊藤 信和
(81) 指定国	EP (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR,		
GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), JP			
			最終頁に続く

#### (54) 【発明の名称】 埋込み形磁界成形コイルを有する開放型磁石

## (57)【要約】

【課題】本発明は、磁気共鳴画像形成(MRI)装置の 部品として使用される、埋込み形磁界成形コイルを有す る開放型磁石に関する。

【解決手段】開放型磁石に使用される磁極片は、強磁性 体材料で作られ、外面と該外面の方向とほぼ反対の方向 に向いておりかつその中に形成された複数の同心に配列 され半径方向に間隔をおいて配置された環状形状の溝を 有する内面とを有する円柱形状の磁化可能な本体と、溝 内において内面のほぼ後ろ側に配置された、導電体材料 で作られた複数の環状形状のコイルと、溝内にコイルを 保持する機械的締結要素とを含む。



#### 【特許請求の範囲】

#### 【請求項1】

開放型磁石に使用される磁極片であって、

強磁性体材料で作られ、外面と該外面の方向とほぼ反対の方向に向いている内面とを有し、前記内面が互いに向かい合い、かつ該内面の各々がその中に形成された少なくとも1つの連続する溝を有するようになっている磁化可能な本体と、

前記磁化可能な本体の内面の前記溝内において該内面のほぼ後ろ側に配置された、導電体材料で作られた少なくとも1つのコイルと、

前記磁化可能な本体の内面の前記溝内に前記コイルを保持するための手段と、

を含むことを特徴とする磁極片。

## 【請求項2】

前記本体が、ほぼ円柱形状であることを特徴とする、請求項1に記載の磁極片。

#### 【請求項3】

前記少なくとも1つの溝が、ほぼ環状形状であることを特徴とする、請求項1に記載の磁極片。

#### 【請求項4】

前記少なくとも 1 つのコイルが、ほぼ環状形状であることを特徴とする、請求項 1 に記載の磁極片。

#### 【請求項5】

前記コイルが、前記溝内に挿入される前に予め巻かれていることを特徴とする、請求項 1 に記載の磁極片。

#### 【請求項6】

前記本体の内面の前記溝内に前記コイルを保持するための手段が、機械的締結要素であることを特徴とする、請求項1に記載の磁極片。

#### 【請求項7】

前記機械的締結要素が、前記コイルと前記本体との間の締まり嵌めであることを特徴とする、請求項6に記載の磁極片。

#### 【請求項8】

前記機械的締結要素が、エポキシ接着であることを特徴とする、請求項6に記載の磁極片

#### 【請求項9】

その間に空間を形成するように互いに間隔をおいて配置された 1 対のコイル組立体、 を含み、該コイル組立体が、

共通の縦軸線を定め、該縦軸線に沿って互いに間隔をおいて配置された環状形状の主コイルと、

前記縦軸線に沿って同軸に位置合わせされ、互いに反対の方向に前記主コイルから縦方向外側に間隔をおいて配置された環状形状の遮蔽コイルと、

該コイル組立体のうちの1つにおける前記それぞれの主コイルと遮蔽コイルとの間で前記縦軸線の周りに各々が配置された円柱形状の磁化可能な磁極片と、

をそれぞれ含み、該磁極片が、

強磁性体材料で作られ、それぞれの外面と該外面の方向とほぼ反対の方向に向いているそれぞれの内面とを有し、前記内面が互いに向かい合いかつ該内面の各々がその中に形成された複数の同心に配列され間隔をおいて配置された環状形状の溝を有するようになっている、磁化可能な本体と、

前記磁化可能な本体の内面の前記溝内において該内面のほぼ後ろ側に配置された、導電体材料で作られた複数の環状形状のコイルと、

前記磁化可能な本体の内面の前記溝内に前記コイルを保持するための手段と、

#### を含む、

ことを特徴とする開放型磁石。

#### 【請求項10】

30

40

10

20

50

(3)

前記コイルが、前記溝内に挿入される前に予め巻かれていることを特徴とする、請求項 9 に記載の磁石。

#### 【請求項11】

前記本体の内面の前記溝内に前記コイルを保持するための手段が、機械的締結要素であることを特徴とする、請求項10に記載の磁石。

#### 【請求項12】

前記機械的締結要素が、前記コイルと前記本体との間の締まり嵌めであることを特徴とする、請求項10に記載の磁石。

#### 【請求項13】

【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### [0001]

本発明は、一般的に磁気共鳴画像形成(MRI)装置の部品として使用される開放型磁石に関し、より具体的には、埋込み形磁界成形コイルを有する開放型磁石に関する。

#### 【背景技術】

#### [0002]

本発明の出願人に譲渡されたLaskaris他の米国特許第5,999,075号に開示されているように、MRI装置の開放型磁石は一般的に、実質的に互いの鏡像になっている2つの間隔をおいて配置されたコイル組立体を備える。コイル組立体の間の空間は画像形成容積を含み、磁気共鳴画像形成の際にその容積内に患者を位置決めすることができ、外科又はその他の医療処置のために医療関係者がアクセスすることができる。各コイル組立体は一般的に、縦軸線をもつ環状形状の主コイルと、該縦軸線に沿って同軸に位置合わせされかつ該主コイルから縦方向外側に間隔をおいて配置された環状形状の遮蔽コイルと、主コイルと遮蔽コイルとの間で該縦軸線の周りに配置された円柱形状の磁化可能な磁極片とを有する。

#### [00003]

コイル組立体の磁化可能な磁極片は、主コイルによって生成される磁界の強さを増強する。更に、磁極片の内面を選択的に構成することによって、開放型磁石は、磁界の均質性を改善するように磁気的にシム調整される。現行の方式は、磁極片の内面上に、コイル組立体間の空間内に異なる高さ又は距離で突出している幾つかの環状の段部を形成して、磁極片の磁化分布を制御し、それによってコイル組立体間の空間内にMRI画像形成のための均質な磁界容積を作り出すように磁界を成形するようになっている。しかしながら、このような磁界成形用の環状段部は、コイル組立体間の空間の一部を占有し、従ってMRI装置の画像形成容積を減少させ、磁石の極低温構造設計を複雑にする。更に、段部を付けた磁極片のより多くの負荷エリアが磁気的に飽和状態になるので、段部形成技術による磁界成形能力には限界があり、主磁界が増加すると減少する。

#### [0004]

本発明の概念の1つは、磁極片を極低温ヘリウム容器内に配置し、該磁極片の温度変化による磁界変動を排除するものであるが、この概念は、磁極片間の更に大きな空隙を必要とする。

#### 【特許文献1】

米国特許第5,999,075号

#### 【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

#### [00005]

従って、より高い磁界及び/又はより大きな空隙の開放型MRI磁石を生成するためのより大きな磁界成形能力を提供することになる技術革新に対する必要性が存在する。

#### [0006]

40

20

30

20

30

40

50

本発明は、前述の必要性を満たすために設計された埋込み形磁界成形コイルを有する開放型磁石を供給する。外側に突出する従来技術の環状段部に代えて埋込み形磁界成形コイルを使用することにより、開放型磁石の 2 つのコイル組立体間の使用可能な空間が広くなり、より高い磁界が可能になり、また磁極片の製造及び磁石の極低温維持構造の製造が簡素化される。

【課題を解決するための手段】

[0007]

本発明の1つの実施形態においては、開放型磁石内で使用される磁極片が提供され、該磁極片は、強磁性体材料で作られ、外面と該外面の方向とほぼ反対の方向に向いておりかつその中に形成された連続する溝を有する内面とを有する磁化可能な本体と、磁化可能な本体の内面の溝内において該内面のほぼ後ろ側に配置された、超伝導線のような導電体材料で作られたコイルと、磁化可能な本体の内面の溝内にコイルを保持するための手段とを含む。より具体的には、1つの溝は、本体の内面に形成された、複数の同心に配列され半径方向に間隔をおいて配置された環状形状の溝であり、コイルは、本体の内面の溝内に配置された、導電体材料で作られた複数の環状形状のコイルである。コイルのアンペアターンと電流の方向は、画像形成容積において均質な磁界を生成する必要性によって決定される

[00008]

【発明を実施するための最良の形態】

[0009]

さて、図面、特に図1及び図2を参照すると、全体を符号10で示した従来技術の開放型磁石が図示されている。従来技術の開放型磁石10は、実質的に互いの鏡像になってれたの間に画像形成容積16を含む空間14を形成する1対の間隔をおいて配置されたたコイル18と、該縦軸線20に沿って同軸に位置合わせされかつ主コイル18とは一般的に、縦軸線20をもつ環状形状の点で配置された環状形状の遮蔽コイル22と、主コイル18と遮蔽有テル22との間で縦軸線20の周りに配置された円柱形状の磁化可能な磁極片24ととはステルス鋼のような磁化不能な材料で作られている。主コイル18及び遮蔽コイル22とは急に、超伝導性であり、従ってその臨界温度より低い温度に冷却されて、その極低温冷力のに、超伝導性を達成し維持する。冷却を達成するため、開放型磁石10は更に、次のによって超伝導性を達成し維持する。冷却を達成するため、開放型磁石10は更に、なりウムのような液体の極低温冷却剤容器28の外側に該極低温冷却剤容器28の外間でもでの配置されており、鉄のような強磁性体材料で作られる

[0010]

開放型磁石10は、超伝導型磁石に限定されるものではなく、抵抗型磁石、又は抵抗型及び超伝導型を組み合わせた磁石とすることができる。同様に主コイル18及び遮蔽コイル

2 2 も超伝導型コイルに限定されず、抵抗型コイル、又は抵抗型及び超伝導型を組み合わせたコイルとすることができる。

[0011]

図2、図3及び図4を参照すると、間隔をおいて配置されたコイル組立体12の磁化可能な磁極片24が、主コイル18によって生成された磁界の強さを増強している。磁極片24は、強磁性体材料で作られ、互いに向かい合った内面32をもつほぼ円柱形の構成のような所望の構成にされた磁化可能な本体30を有する。磁極片24の内面32は、該内面上に形成された幾つかの環状段部34、36、38を有し、該環状段部が、開放型磁石10の磁界を成形する。上述したように、従来技術の磁石10の磁極片24において生じていた問題は、該磁極片がコイル組立体12の間の空間14内に突出しており、そのため従来技術の開放型磁石10の空間14の使用可能な容積を減少させることである。更に、段部形成技術による磁界成形能力は、主磁界が増加するにつれて減少し、そのため高磁界の開放型MRI磁石において満足できる均質な画像形成磁界を生成することができない。

[0012]

図 4 , 5 を参照すると、従来技術の磁極片 2 4 に関する上記問題点を克服した、開放型磁 石10に使用される本発明の磁極片40が示されている。従来技術の磁極片24と同様に 、本発明の磁極片40は、それぞれの外面44と、該外面44の方向とほぼ反対の方向を 向いているそれぞれの内面46とを有し、該内面46が互いに向かい合うようになってい る、円柱形状の磁化可能な本体42を有する。しかしながら、従来技術の磁極片24と異 なり、本発明の磁極片40は、その内面46に凹設された複数の同心に配列され半径方向 に間隔をおいて配置された環状形状の溝48と、それぞれの溝48内に挿入されて開放型 磁 石 1 0 の 磁 界 を 成 形 す る 、 超 伝 導 型 か 又 は 抵 抗 型 か の い ず れ か の 複 数 の 環 状 形 状 の コ イ ル 5 0 とを有する。コイル 5 0 は、それらを溝 4 8 内に挿入する前に予め巻かれ、次いで 締まり嵌め 5 4 又はエポキシによる本体 4 2 との接着 5 6 によるような機械的締結要素 5 2によって溝48内に保持されることができる。これらコイル50を流れる電流は、磁極 片40の磁化を再分布させ、空間14の画像形成容積16における均質な磁界を作り出す ようになる。本発明の利点には、コイル組立体12間の空間14におけるより大きい空き 容積を形成すること、及び磁極片40の製造及び磁石の極低温維持構造の製造を簡素化す ることが含まれる。更に、製作公差による不均質性をシム調整するために、軸方向修正用 のコイルを容易に磁界成形コイルと共に巻くことができる。

[0013]

本発明の一部の好ましい特徴的形状のみを図示し説明したが、当業者は多くの改良及び変更を思い付くであろう。従って、同時に提出する特許請求の範囲は、全てのそのような改良及び変更を本発明の技術思想の範囲内に含まれるものと保護することを意図していることを理解されたい。

【図面の簡単な説明】

[0014]

【図1】磁石の画像形成容積を示す、開放型MRI磁石の概略図。

【図2】その磁極片の内面上に形成された磁界成形用の環状段部を有する従来技術の開放型磁石の概略断面図。

【図3】図2の線3・3に沿った従来技術の磁極片の1つの平面図。

【 図 4 】 へ リ ウ ム 容 器 内 に 配 置 さ れ た 磁 極 片 上 の 磁 界 成 形 用 の 段 部 を 有 す る 開 放 型 磁 石 の 概 略 断 面 図 。

【図5】図5の線6-6に沿った、本発明の磁極片の1つの平面図。

【符号の説明】

[ 0 0 1 5 ]

1 0 開放型磁石

1 4 空間

16 画像形成容積

18 主コイル

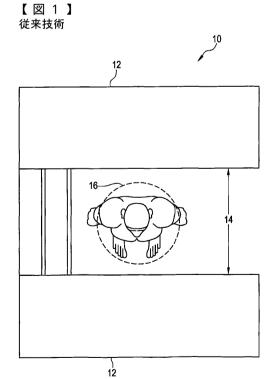
30

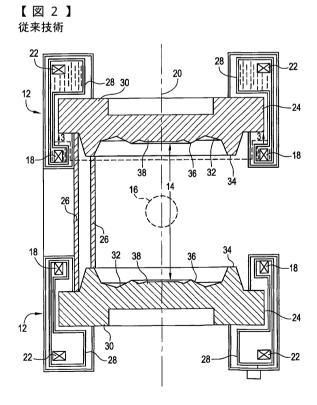
20

40

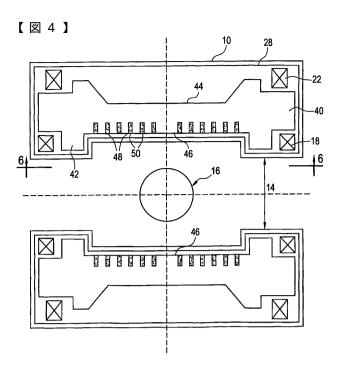
50

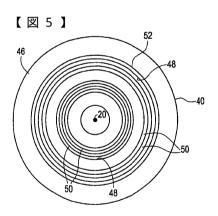
- 2 0 縦軸線
- 2 2 遮蔽コイル
- 28 極低温冷却剤容器
- 4 0 磁極片
- 42 磁極片の本体
- 44 磁極片の外面
- 46 磁極片の内面
- 48 内面の溝
- 50 コイル





【 図 3 】 従来技術





### 【国際公開パンフレット】

#### (12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

# (19) World Intellectual Property Organization International Bureau



# 

(43) International Publication Date 3 October 2002 (03.10,2002)

PCT

(10) International Publication Number WO 02/077658 A1

(51) International Patent Classification7: G01R 33/3875

(21) International Application Number: PCT/US02/09272

(25) Filing Language:

(26) Publication Language:

(30) Priority Data: 09/681,371 09/949,623

26 March 2001 (26.03.2001) US 10 September 2001 (10.09.2001) US

(71) Applicant: GENERAL ELECTRIC COMPANY Published:
[US/US]; 1 River Road, Schenectady, NY 12345 (US). — with international search report

LASKARIS, Evangelos, Trifon; 15 Crimson Oak Court, Niskayuna, NY 12309 (US). AMM, Bruce, Campbell; 7 Vineyard Circle, Clifton Park, NY 12065 (US).

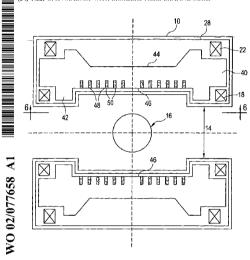
(22) International Filing Date: 25 March 2002 (25.03.2002) (74) Agents: CHASKIN, Jay, L. et al.; General Electric Company, 3135 Easton Tumpike WC3, Fairfield, CT 06431 (US).

English (81) Designated State (national): JP.

(84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, CII, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).

(72) Inventors: HUANG, Xianrui; 7 Park 200, Apartment 2N, For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guid-Clilion Park, NY 12065 (US). PALMO, Michael, Anace Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: OPEN MAGNET WITH RECESSED FIELD SHAPING COILS



(57) Abstract: A pole piece for use in an open magnet includes a magnetizable body of generally cylindrical shape and made of a ferromagnetic material with a plurality of concentrically-arranged, annular-shaped, nadily spaced-apart grooves formed in the inner surface of the pole piece. A plurality of annular-shaped, electrically conductive coils are disposed within the grooves. The pole piece with recessed shielding coils is situated within a cryogenic vessel to maintain the pole pieces at a uniform cryogenic temperature. The result is an open magnet structure which provides a highly uniform, high field, open field of view for MRI with a well-contained stray field.

PCT/US02/09272

# OPEN MAGNET WITH RECESSED FIELD SHAPING COILS

#### BACKGROUND OF THE INVENTION

[0001] The present invention generally relates to open magnets used in magnetic resonance imaging (MRI) systems and, more particularly, to such an open magnet with recessed field shaping coils.

[0002] As described in U.S. Pat. No. 5,999,075 to Laskaris et al. assigned to the assignee of the present invention, an open magnet of a MRI system typically includes two spaced-apart coil assemblies which are substantially mirror images of one another. The space between the coil assemblies contains an imaging volume and allows for positioning of a patient in that volume and access by medical personnel for surgery or other medical procedures during magnetic resonance imaging. Each coil assembly typically has an annular-shaped main coil with a longitudinal axis, an annular-shaped shielding coil coaxially aligned along the longitudinal axis and spaced longitudinally outward and apart from the main coil, and a cylindrical-shaped magnetizable pole piece disposed about the longitudinal axis between the main and shielding coils.

[0003] The magnetizable pole pieces of the coil assemblies enhance the strength of the magnetic field produced by the main coils. Further, by selectively configuring the inner surfaces of the pole pieces, the open magnet is magnetically shimmed so as to improve homogeneity of the magnetic field. The current practice is to form several annular steps on the inner surfaces of the pole pieces which protrude to different heights or distances into the space between the coil assemblies in order to control the magnetization distributions of the pole pieces and thus shape the magnetic field to create the homogeneous field volume in the space between the coil assemblies for MRI imaging. However, such magnetic field shaping annular steps occupy some of the space between the coil assemblies thus reducing the imaging volume of the MRI system and complicating the magnet cryogenic structure design. Moreover, the

PCT/US02/09272

field shaping capacity of the step technique is limited and reduced as the main field increases since more load areas of the stepped pole pieces become magnetically saturated.

[0004] Accordingly, it is desirable to provide an open magnet which provides a highly uniform, high field, open field of view for MRI with a well-contained stray field

#### BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

[0005] An actively shielded open magnet useful for MRI applications comprises magnetized pole pieces, superconducting main and bucking coils, and recessed field shaping coils to provide a highly homogeneous, high field, open field of view for MR imaging with a wellcontained stray field.

[0006] The magnetized pole pieces comprise a ferromagnetic material and have superconducting field-shaping coils situated in annular grooves formed in the pole face. The magnetized pole pieces with annular recessed field-shaping coils are placed inside a cryogenic helium vessel of the magnet. The uniform cryogenic temperature inside the cryogenic vessel avoids the field fluctuation that would otherwise result from temperature changes of the pole pieces. A pair of superconducting main coils generates the high magnet field in the imaging volume. Unlike many of the open MRI magnets with warm iron poles, the cold magnetized pole pieces do not form a return path for the magnetic flux. Instead, the stray field is contained by the superconducting bucking coils.

[0007] The recessed field shaping coils advantageously result in more usable space between the two coil assemblies of the open magnet, enable higher field and simplify the manufacturing of the pole pieces and the magnet cryostat structure.

#### BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0008] FIG. 1 is a schematic view of an open MRI magnet showing an imaging volume of the magnet.

PCT/US02/09272

[0009] FIG. 2 is a schematic cross-sectional view of a prior art open magnet having field shaping annular steps formed on the inner surfaces of the pole pieces thereof.

[0010] FIG. 3 is a plan view of one of the prior art pole pieces as seen along line 3--3 of FIG. 2.

[0011] FIG. 4 is a schematic cross-sectional view of pole pieces in accordance with a preferred embodiment of the present invention for use in the open magnet of FIG. 2 with the pole pieces having field shaping coils inserted in annular grooves recessed in the inner surfaces of the pole pieces.

[0012] FIG. 5 is a plan view of one of the pole pieces as seen along line 6-6 of FIG. 4.

#### DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

[0013] Referring now to the drawings and particularly to FIGS. 1 and 2, there is illustrated a prior art open magnet, generally designated 10. The prior art open magnet 10 includes a pair of spaced-apart coil assemblies 12 which are substantially mirror images of one another and form a space 14 therebetween that contains an imaging volume 16. Each coil assembly 12 typically has an annular-shaped main coil 18 with a longitudinal axis 20, an annular-shaped shielding, or bucking, coil 22 coaxially aligned along the longitudinal axis 20 and spaced longitudinally outward and apart from the main coil 18, and a cylindrical-shaped magnetizable pole piece 24 disposed about the longitudinal axis 20 between the main and shielding coils 18, 22. A support member 26 interconnects the two coil assemblies 12 and is made of a nonmagnetizable material, such as stainless steel. The main and shielding coils 18, 22 are typically superconductive and thus cooled to a temperature below their critical temperature to achieve and sustain superconductivity by cryogenic cooling thereof. For achieving the cooling, the open magnet 10 also includes cryogenic vessels 28 containing a liquid cryogen, such as liquid helium, and surrounding the main and

PCT/US02/09272

shielding coils 18, 22. The pole pieces 24 are disposed outside of and spaced apart from the cryogenic vessels 28 and are made of a ferromagnetic material, such as iron.

[0014] The open magnet 10 is not limited to a superconductive magnet but rather can be a resistive magnet or a combination resistive and superconductive magnet. Likewise, the main and shielding coils 18, 22 are not limited to superconductive coils but rather can be resistive or a combination of resistive and superconductive coils.

[0015] Referring to FIGS. 2 and 3, the magnetizable pole pieces 24 of the spaced coil assemblies 12 enhance the strength of the magnetic field produced by the main coils 18. The pole pieces 24 comprise magnetizable bodies 30 made of ferromagnetic material and of desired configurations, such as generally cylindrical configurations, with inner surfaces 32 facing toward one another. The inner surfaces 32 of the pole pieces 24 have several annular steps 34, 36, 38 formed thereon which shape the magnetic field of the open magnet 10. As mentioned above, a problem with pole pieces 24 is that they protrude into the space 14 between the coil assemblies 12 and thus reduce the usable volume of the space 14. In addition, the field shaping capacity of the steps technique decreases as the main magnet fields increase, thus tending to produce an unsatisfactory (i.e., non-homogeneous) imaging field for high field open MRI magnets. Another problem is the field fluctuation in the imaging volume due to temperature changes. As room temperature changes, the magnetization of the pole pieces changes, resulting in field fluctuation in the imaging volume and image quality issues.

[0016] Referring to FIGS. 4 and 5, there is illustrated the pole pieces 40 according to a preferred embodiment of the present invention for use in open magnet 10. Like the prior art pole pieces 24, the pole pieces 40 of FIG's. 4 and 5 have generally cylindrical-shaped magnetizable bodies 42 with respective outer surfaces 44 and inner surfaces 46 facing in a direction generally opposite that of the outer surfaces 44 such that the inner surfaces 46 face toward one another. However, unlike the pole pieces 24, pole pieces 40 of FIG's. 4 and 5 have at least one annular-shaped groove 48 recessed in inner surfaces 46, and an annular-shaped coil 50, either superconductive

PCT/US02/09272

or resistive, inserted in groove 48. Alternatively, a plurality of annular-shaped, concentrically-arranged, radially-spaced grooves 48 are recessed in inner surfaces 46. and a plurality of annular-shaped coils 50, either superconductive or resistive, are inserted into the respective grooves 48, so as to shape the magnetic field of the open magnet 10. Coils 50 can be pre-wound prior to their insertion into the grooves 48 and then retained in the grooves 48 by means generally indicated at 52, such as by mechanical fastening elements, an interference fit, or an epoxy bond with the magnetizable bodies 42. Current passed through coils 50 redistribute the magnetization of the pole pieces 40 so as to create a homogeneous field in the image volume 16 of the space 14. Pole pieces 24 are placed inside the cryogenic helium vessels 28, thus forming an integrated magnet assembly with the superconducting main coils 18 and bucking coils 22. Such assembly provides a complete electromagnetic design to satisfy all MRI requirements, including a highly uniform high-field volume for imaging and the containment of the stray field for siting. The advantages of the present invention include a larger unoccupied volume in the space 14 between the coil assemblies 12 and simpler manufacturing of the pole pieces 40 and the magnet cryostat structure. Moreover, temperature induced field fluctuation is avoided by placing pole pieces 40 inside helium vessel 28 in order to operate at a constant liquid helium temperature. Since the pole pieces 40, and the main and bucking coils 18, 22 are structurally connected to form an integrated cold magnet assembly, it is easier to position precisely all the electro-magnetic components, advantageously resulting in a highly uniform field in the image volume 16. Furthermore, axial corrections coils (not shown) can be easily co-wound with the field shaping coils to shim inhomogeneity due to manufacturing tolerances.

[0017] While only certain preferred features of the invention have been illustrated and described, many modifications and changes will occur to those skilled in the art. It is, therefore, to be understood that the appended claims are intended to cover all such modifications and changes as fall within the true spirit of the invention.

PCT/US02/09272

#### WHAT IS CLAIMED IS:

[c1] 1. A pole piece for use in an open magnet, comprising:

a magnetizable body comprising a ferromagnetic material and having an outer surface and an inner surface facing in a direction generally opposite that of said outer surface, such that said inner surfaces face toward one another, each of said inner surfaces having at least one continuous groove formed therein;

at least one coil made of electrically conductive material disposed within said at least one groove in said inner surface of said magnetizable body substantially behind said inner surface;

means for retaining said at least one coil within said at least one groove in said inner surface of said magnetizable body; and

a cryogenic vessel containing a cryogenic liquid, said magnetizable body and said at least one coil.

- [c2] 2. The pole piece of claim 1 in which said body is generally cylindrically shaped.
- [c3] 3. The pole piece of claim 1 in which said at least one groove is generally annular-shaped.
- [e4] 4. The pole piece of claim 1 in which said at least one coil is generally annular-shaped.
- [c5] 5. The pole piece of claim 1 in which said at least one coil is pre-wound prior to insertion into said at least one groove.
- [c6] 6. The pole piece of claim 1 wherein said means for retaining said at least one coil in said at least one groove comprises a mechanical fastening element.

PCT/US02/09272

[c7] 7. The pole piece of claim 1 wherein said means for retaining said at least one coil in said at least one groove comprises an interference fit between said coil and said body.

[c8] 8. The pole piece of claim 1 wherein said means for retaining said at least one coil in said at least one groove comprises an epoxy bond.

[c9] 9. An open magnet, comprising:

a pair of coil assemblies spaced apart from one another so as to define a space therebetween;

said coil assemblies respectively including:

annular-shaped main coils defining a common longitudinal axis and spaced apart from one another along said longitudinal axis;

annular-shaped bucking coils coaxially aligned along said longitudinal axis and longitudinally spaced apart outwardly in opposite directions relative to one another from said main coils; and

cylindrical-shaped magnetizable pole pieces each disposed about said longitudinal axis between said respective main and bucking coils of one of said coil assemblies;

said pole pieces respectively including:

magnetizable bodies comprising ferromagnetic material and having respective outer surfaces and inner surfaces facing in a direction generally opposite that of each other, such that said inner surfaces face toward one another, each of said inner surfaces having a plurality of concentrically-arranged, spaced-apart, annular-shaped grooves formed therein;

a plurality of annular-shaped coils comprising electrically conductive material disposed within said grooves in said inner surfaces of said magnetizable bodies substantially behind said inner surfaces; and

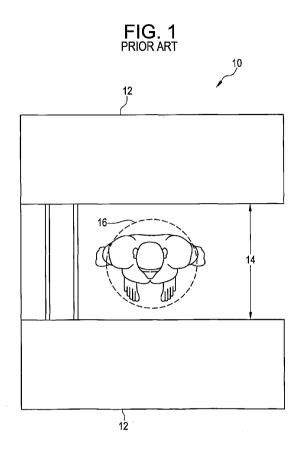
PCT/US02/09272

means for retaining said coils within said grooves in said inner surfaces of said magnetizable bodies;

- a cryogenic vessel integrated with each of said coil assemblies, each said cryogenic vessel containing a liquid cryogen, and each said coil assembly being contained with the respective cryogenic vessel.
- [c10] 10. The magnet of claim 9 in which said coils are pre-wound prior to insertion into said grooves.
- [c11] 11. The magnet of claim 10 in which said means for retaining said coils in said grooves in said inner surfaces of said bodies comprises mechanical fastening elements.
- [c12] 12. The magnet of claim 10 in which said means for retaining said coils in said grooves comprises an interference fit between said coils and said bodies.
- [e13] 13. The magnet of claim 10 in which said means for retaining said coils in said grooves comprises epoxy bonds.

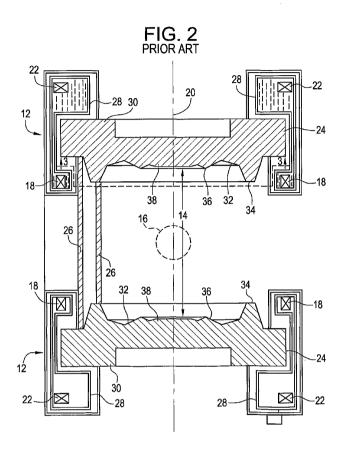
PCT/US02/09272

1/4



PCT/US02/09272

2/4



PCT/US02/09272

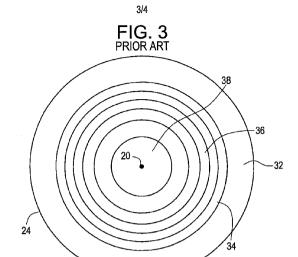


FIG. 5

46

48

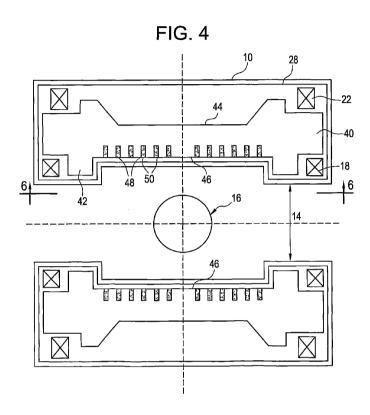
40

50

48

PCT/US02/09272

4/4



# 【国際調査報告】

	INTERNATIONAL SEARCH REP	ORT	Internacional App	olication No
			PCT/US 02	/09272
A. CLASSI IPC 7	IFICATION OF SUBJECT MATTER G01R33/3875			-
According t	o International Patent Classification (IPC) or to both national classific	ation and IPC		
	SEARCHED			
IPC 7	ocumentation searched (dassification system followed by classification gold):  801R  100 searched other than minimum documentation to the extent that			
Documenta	non sectioned office (main information documentation) to the extent grafts	such documents are inch	aced in the texas s	earched
Electronic d	ista base consulted during the international search (name of data ba	se and, where practical	, search lerms usec	1)
EPO-In	ternal, WPI Data, PAJ			
C. DOCUM	ENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT			
Category *	Citation of document, with Indication, where appropriate, of the rel	levant passages		Relevant to dalm No.
Υ	US 6 172 588 B1 (LASKARIS EVANGEI ET AL) 9 January 2001 (2001-01- column 4, line 39 -column 8, line column 9, line 60 -column 10, lin figure 2	1-13		
Υ	EP 0 927 889 A (GEN ELECTRIC) 7 July 1999 (1999-07-07) column 4, line 11 -column 4, line figure 10	1–13		
Υ	US 6 002 255 A (FULYER YULY M) 14 December 1999 (1999-12-14) column 9, line 1 -column 9, line column 13, line 4 -column 13, lin figure 4A			1-13
		,		
	-	-/		!
X Furti	ner documents are listed in the continuation of box C.	X Patent family	members are listed	in annex.
*A* docume	lered to be of particular relevance	Invention	d the principle or the	sory underlying the
"L" docume which citation "O" docume other i	late in Which may throw double on priority, claim(s) or is claded to establish the publication date of another or other special reason (as specified) intreferring to an oral disclosure, use, exhibition or neans	"Y" document of partice connot be conside document is comb ments, such comb in the art.	re step when the do lar relevance; the c red to involve an In ined with one or mo ination being obvior	cument is taken alone daimed invention wontive step when the the other such doou- us to a person skilled
		"&" document member		
	actual completion of the international search  4 June 2002	Date of mailing of 26/06/2	the international sea	arch report
Name and r	nellting address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlean 2	Authorized officer		
	NL = 2280 HV Rijswijk Tet. (+31-70) 340-2040, Tx. S1 651 epo ni, Fax: (+31-70) 340-3016	Lersch,	W	

	INTERNATIONAL SEARCH REPORT	PCT/US 02/09272
C.(Continu	ation) DCCLIMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT	<u> </u>
Category °	Cliation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 4 723 116 A (MUELLER WOLFGANG ET AL) 2 February 1988 (1988-02-02) column 6, line 49 -column 7, line 30; figure 4	1,2,4,5, 8-10,13
A	US 5 402 094 A (ENGE HARALD A) 28 March 1995 (1995-03-28) column 2, line 9 -column 4, line 18; figures 1-4	1-8
ХХ,Р	WO 01 31361 A (SHAIKH ABDULBASAD ;KRUIP MARCEL JAN MARIE (GB); OXFORD MAGNET TECH) 3 May 2001 (2001-05-03) page 3, line 21 -page 5, line 16; figures 2,3	1-4,6,7
	10 (scatifination of second sheet) (July 1962)	

			ATIONAL SEAR( tion on patent family me		****		Application No
						PCT/US	02/09272
	ocument arch report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
US 617	2588	B1	09-01-2001	DE GB JP US	1001984 2354076 2001052918 6396376	5 A 3 A	30-11-2000 14-03-2001 23-02-2001 28-05-2002
EP 092	7889	A	07-07-1999	US EP JP	601139 092788 200020190	9 A2	04-01-2000 07-07-1999 25-07-2000
US 600	2255	Α	14-12-1999	МО	992738	9 A1	03-06-1999
US 472	3116	А	02-02-1988	DE DE EP	3616078 376599 024575	5 D1	19-11-1987 13-12-1990 19-11-1987
US 540	2094	Α	28-03-1995	NONE			
WO 013	1361	A	03-05-2001	GB WO	2355791 013136		02-05-2001 03-05-2001

Form POT/ISA/210 (patent family annex) (July 1992)

### フロントページの続き

- (72)発明者 ファン,シャンルイアメリカ合衆国、12065、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、アパートメント・2エヌ、パーク・200、7番
- (72)発明者 パルモ,マイケル・アンソニー,ジュニア アメリカ合衆国、12020、ニューヨーク州、ボールストン・スパ、ディビジョン・ストリート 4番
- (72)発明者 ラスカリス,エバンゲロス・トリフォン アメリカ合衆国、12309、ニューヨーク州、ニスカユナ、クリムゾン・オーク・コート、15 番
- (72)発明者 アン,ブルース・キャンベルアメリカ合衆国、12065、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、ヴイニャード・サークル、 7番
- F ターム(参考) 4C096 AA20 AB32 AB47 AD08 CA02 CA07 CA16 CA18 CA22 CA35 CA36 CA65