

(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2010-508880

(P2010-508880A)

(43) 公表日 平成22年3月25日(2010.3.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 4 0	4 C 0 9 6
G O 1 R 33/385 (2006.01)	G O 1 N 24/06 5 1 0 Y	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2009-535178 (P2009-535178)
 (86) (22) 出願日 平成19年11月2日 (2007.11.2)
 (85) 翻訳文提出日 平成21年4月24日 (2009.4.24)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2007/054450
 (87) 国際公開番号 W02008/053451
 (87) 国際公開日 平成20年5月8日 (2008.5.8)
 (31) 優先権主張番号 06123450.6
 (32) 優先日 平成18年11月3日 (2006.11.3)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

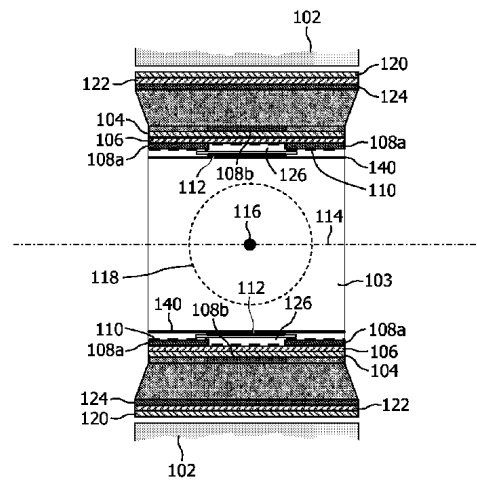
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 MR 1 用の分割勾配コイル

(57) 【要約】

患者の快適さを妥協しない改良された勾配コイルを含むMRシステムが、本願明細書において開示される。MRシステムは、ボア型又はギャップ型システムであり、主磁場を生成するように構成される主磁石102、502と、主磁場の方向に対して(ボア型MRシステムでは)平行、又は(ギャップ型MRシステムでは)垂直である、中心軸線114(ボア型システムの場合)、又は中心平面514(ギャップ型システムの場合)を含む検査領域118、518と、検査領域を横切る磁場勾配を生成する勾配コイルとを有し、勾配コイルは、(ボア型システムでは)中心軸線、又は(ギャップ型システムでは)中心平面からの異なる距離に位置される第1コイル部108a、508a及び第2コイル部108b、508bを有する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ボアを含み、該ボアに沿って主磁場を生成するように配置される主磁石と、前記ボアに含まれ、前記主磁場の方向と平行な中心軸線を有する検査領域と、前記検査領域に渡る磁場勾配を生成する一次勾配コイルとを有する磁気共鳴装置であって、前記一次勾配コイルが、前記中心軸線から異なる距離に位置される第 1 コイル部及び第 2 のコイル部を有する、磁気共鳴装置。

【請求項 2】

ギャップによって分離され、該ギャップ内に主磁場を生成するように配置される複数の極片を含む主磁石と、前記ギャップに含まれ、前記主磁場の方向に対して垂直な中心平面を有する検査領域と、

前記検査領域に渡る勾配磁場を生成する一次勾配コイルとを有する磁気共鳴装置であって、前記一次勾配コイルが、前記中心平面から異なる距離に位置される第 1 コイル部及び第 2 コイル部を含む、磁気共鳴装置。

【請求項 3】

前記中心軸線からの前記第 1 コイル部及び前記第 2 コイル部の距離の違いが、凹部を形成し、高周波コイルが該凹部に位置される、請求項 1 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 4】

前記中心平面からの前記第 1 コイル部及び前記第 2 コイル部の距離の違いが、凹部を形成し、高周波コイルが該凹部に位置される、請求項 2 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 5】

前記中心軸線からの前記第 1 コイル部及び前記第 2 コイル部の距離の違いが、凹部を形成し、電磁放射を検出する検出器装置が、該凹部に位置される、請求項 1 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 6】

前記中心平面からの前記第 1 コイル部及び前記第 2 コイル部の距離の違いが、凹部を形成し、電磁放射を検出する検出器装置が、該凹部に位置される、請求項 2 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 7】

1 又はそれより多くの追加の勾配コイルを含み、前記一次勾配コイルの前記第 1 コイル部及び前記第 2 コイル部が、前記追加の勾配コイルのうちの少なくとも 1 つの両側に配置される、請求項 1 又は請求項 2 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 8】

第 1 コイル部及び / 又は第 2 コイル部が、冷却流体を担持する中空伝導材料からなる、請求項 1 又は請求項 2 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 9】

前記検査領域に隣接するカバーを含み、前記第 1 コイル部又は前記第 2 コイル部が、少なくとも前記検査領域の近くの前記カバーを冷却するように更に配置される、請求項 8 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 10】

前記一次勾配コイルの前記第 1 コイル部及び前記第 2 コイル部が、前記磁気共鳴装置の前記ボアのフレアを最大化するように構成される、請求項 1 の磁気共鳴装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴 (MR) システムに関し、特に MR システムで使用される磁場勾配コイルに関する。

【背景技術】

【0002】

10

20

30

40

50

米国特許US5623208Aは、MRシステムにおいて所望の磁場勾配を生成するためのz軸磁場勾配コイル構造について述べる。コイル構造は、エッチング技術によって絶縁基板の上に形成されるコイルパターンを備えた円筒状ボビン上に巻回される可撓性絶縁基板を有する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

勾配コイルの動作の効率を上昇させる一態様は、ボビンの直径を減らすことであるが、これは、患者の快適さも低下させるであろう。それゆえ患者がMRシステム内にいる間、患者の快適さを妥協しない、より効率的な勾配コイルを含むMRシステムを有することが望ましい。

10

【0004】

したがって、より効率的な勾配コイルを含むが、患者の快適さを妥協しないMRシステムが、ここで開示される。

【課題を解決するための手段】

【0005】

一実施例において、MRシステムは、ボアを含み、ボアに沿って主磁場を生成する主磁石と、ボアに含まれ、主磁場の方向と平行な中心軸線を有する検査領域と、検査領域を横切る磁場勾配を生成する一次勾配コイルとを有するボア型MRシステムであって、一次勾配コイルは、中心軸線から異なる距離に位置される第1のコイル部及び第2のコイル部を備える。

20

【0006】

他の実施例において、MRシステムは、ギャップによって分離される複数の極面を含み、ギャップにおいて主磁場を生成する主磁石と、ギャップに含まれ、主磁場の方向に対して垂直な中心平面を有する検査領域と、検査領域を横切る勾配磁場を生成する一次勾配コイルとを含むギャップ型MRシステムであって、一次勾配コイルは、中心平面から異なる距離に位置される第1コイル部及び第2コイル部を備える。

【0007】

通常MRシステムにおいて、3本の勾配軸（通常、x、y及びzと称す）は、勾配座標系の原点と呼ばれ得る1点で交差する。大抵MRシステム設計において、勾配座標系の原点は、MRシステムの原点と一致するように構成され、MRシステムの中心軸線の原点も形成する。ボア型システムの中心軸線は勾配座標系の原点を通過し、主磁場の方向と平行である軸として規定され得、一方、ギャップ型MRシステムでは、中心軸線は勾配座標系の原点を通過する線であるが、主磁場の方向に対して垂直である。ギャップ型MRシステムの中心平面は、ギャップ型システムの中心軸線を含み、主磁場の方向に対して垂直である平面として規定される。

30

【0008】

MRシステムのいくつかの設計において、勾配コイルは、勾配座標系の原点に近い勾配コイルの部分に低電流密度を有し、中心軸線に沿って原点からより遠く離れた勾配コイルの部分に高電流密度を有する。より高い電流密度を有する領域は、より勾配コイルの格納された場エネルギーに寄与し、結果として勾配コイルの効率の低下となる。中心軸線からの勾配コイルの距離は、格納された場エネルギーに対して強い影響を有し、距離が短い場合、結果として格納された場エネルギーの低下となり、それゆえ動作の効率の向上となる。それゆえ、内部に（すなわち、ボア型システムの中心軸線に向かって、又はギャップ型システムの中心平面に向かって）勾配コイルの一部を移動させることによって、勾配コイルの一部の格納された場エネルギーを減少させ、これによりこの効率を向上させる上昇させることが可能である。

40

【0009】

代替として、勾配コイルの効率における妥協を最小にして、（ボア型システムでは）ボアのサイズ、又は（ギャップ型システムでは）極面の間のギャップのサイズを増加させる

50

ことが可能である。これは、本願明細書において開示される（ボア型システムでは）中心軸線、又は（ギャップ型システムでは）中心平面に向かって勾配コイルの一部を動かしながら、（ボア型システムでは）ボアの直径を増加させる、又は（ギャップ型システムでは）極面を離れた遠くに移動することによって達成され得る。好ましくは、中心軸線又は中心平面のより近くに移動される勾配コイルの一部は、検査領域の外側に位置されるであろう。このように、より効率的な勾配コイルが、患者の快適さを妥協せず実現され得る。

【0010】

これらの及び他の態様は、添付の図面に関して、以下の実施例に基づく例により、以下詳細に述べられるであろう。

【0011】

様々な図において使用される対応する参照符号は、図の対応する要素を表す。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1a】図1aは、遮蔽コイルを含む、本願明細書において開示される設計による勾配コイルの第1実施例を示す。

【図1b】図1bは、遮蔽コイルなしの、本願明細書において開示される設計による勾配コイルの第2実施例を示す。

【図2】図2は、ボア型MRシステムの開口部のフレアが大きくされた、本願明細書において開示される設計による勾配コイルの第3実施例を示す。

【図3】図3は、高周波（RF）コイルの一部が、内部に、すなわち中心軸線に向かって移動される勾配コイルの一部と重なる、本願明細書において開示される設計による勾配コイルの第4実施態様を示す。

【図4】図4は、勾配コイルの一部が、検査領域一方の側のみ内部に移動される、本願明細書において開示される設計による勾配コイルの第5実施例を示す。

【図5】図5は、ギャップ型MRシステムで実施される、本願明細書において開示される設計による勾配コイルの第6実施例を示す。

【図6】図6は、本願明細書において開示される設計による勾配コイルを含む磁気共鳴システムを示す。

【発明を実施するための形態】

【0013】

図1aは、円筒状磁石のx軸、y軸及びz軸それぞれに沿って磁場勾配を生成するための3つの勾配コイル、特にx軸勾配コイル104、y軸勾配コイル106及びz軸勾配コイル108a、108bからなる勾配コイルシステムを収容する円筒状磁石102（ボア型磁石とも称される）を示す。勾配システムも、x、y及びz軸の勾配コイルに対してそれぞれ1つの3つの遮蔽コイルから成る。これらの遮蔽コイルは、x軸遮蔽コイル120、y軸遮蔽コイル122及びz軸遮蔽コイル124として図1aに示される。円筒状磁石102は、検査のための被検体、例えば人間の患者（図6の605）を受けよう構成される検査領域118を含むトンネルのような空間又はボア103を含む。線114は、中心軸線と呼ばれる、円筒状磁石の主縦軸を示す。本実施例において、中心軸線は、磁石及び勾配システムのz軸と一致する。中心軸線114上の点116は、ボア103の幾何中心を示し、中心軸線の原点又はゼロ座標として指定される。点116は、検査領域118の幾何中心も表す。z軸勾配コイルは、2つの異なる部分、すなわち中心軸線114から異なる距離で配置される第1部分108a及び第2部分108bから成るとして示される。中心軸線からの第1部分108a及び第2部分108bの距離の違いにより、凹部126が、勾配コイルに形成される。原点116周辺に配置されるRFコイル112は、RFスクリーン110を使用して、勾配コイルから電氣的に遮蔽される。RFスクリーン110は、通常、勾配コイルシステムに取り付けられる。患者カバー140は、MRシステムのボアの周辺の表面を形成して、MRシステムの最も内側の表面を形成する。

【0014】

図1bは、図1aと類似した構成であるが、x軸勾配コイル104、y軸勾配コイル1

10

20

30

40

50

06及びz軸勾配コイル108a、108bが遮蔽されていない勾配コイルである、すなわちこれらに対応する遮蔽コイルをもたない。

【0015】

図1a及び図1bの図示される実施例において、z軸勾配コイルの第2部分108bは、中心軸線114から最も遠くに離れているとして示される。他の勾配コイル、すなわちy軸勾配コイル106及びx軸勾配コイル104は、中心軸線114のより近くに配置される。x軸及びy軸勾配コイルの位置は、交換され得る。

【0016】

引き続き図1a及び図1bを参照すると、z軸勾配コイルの第1部分108aは、第2部分108bと比較して放射方向の中心軸線114のより近くに配置される。示される特定の実施例において、勾配コイルの横断面の直径の変化が急に（すなわちステップ又は一連のステップの形で）起こるが、勾配コイルが円錐形成部において巻かれる場合、例えば断面直径のより漸進的な変化があり得る。実際には、中心軸線からの第1部分108a及び第2部分108bの距離の違いは、1cm、1.5cm又は2cmの範囲内にあり得る。本発明は、距離の違いが他の値でも同様に機能するであろう。

10

【0017】

z軸勾配コイルの第1部分108aが中心軸線114から第2部分108bと同じ半径方向距離に位置されるMRシステムと比較して、本願明細書において提案される設計は、z軸勾配コイルの改良された性能を示す。この改良は、x軸、y軸及びz軸勾配コイルの厚さ及びz軸勾配コイルからRFスクリーン110までの距離に依存する。特定の場合において、本願明細書において開示される設計を採用することによって達成される勾配コイル効率の性能の改善は、25乃至35%のオーダーであり得る。代替として、z軸勾配コイル108a、108bの性能を同じ水準に維持するため、これは、z軸勾配コイルに対して低電力駆動回路（図示略）を使用することが十分であり得、この場合、システムコストの低下が可能である。代替として、z軸勾配コイル108a、108bの性能を同じレベルに維持するため、この直径は、z軸勾配コイルの全長に渡って一様に増加され得、この結果、約1.5cm又は2cmのボア直径の対応する増大となり得、今度は、患者の快適さの向上という結果となる。

20

【0018】

したがって、本願明細書において提案される設計は、中心軸線114からのコイルパターンの半径方向の距離を変えることによって、勾配コイルの質、特にこの効率を大幅に妥協することなく、勾配コイルの中心に更なる空間が形成されることを可能にする。このように形成される更なる空間は、MRシステムにおいて付加的な特徴を取り入れるために使用され得る。例えば、陽電子放射断層撮影（PET）及びMRスキャナの組み合わせの場合、円形のPET検出器アレイは、ボアの直径に悪影響を与えることなく勾配コイルの凹部126に配置され得る。代替として、リング型X線検出器は、コンピュータ断層撮影（CT）及びMRスキャナの組み合わせを与えるため、凹部126に配置され得る。他の形態の放射を検出する他の検出器装置も、凹部に配置され得る。他の実施例として、勾配コイルの場の質を補償する、例えばより均一な勾配場を得るために使用され得る、更なるシミングコイル又は場補償コイルが、第2部分108b、すなわち中心軸線114のより近くに隣接した、内部の勾配コイルに配置され得る。

30

40

【0019】

z軸勾配コイル108a、108bのみが、中心軸線114から異なる距離に位置される2つの部分に分割されて示されるが、x軸及び/又はy軸勾配コイル104、106も類似の態様で修正され得ることに留意されたい。更に他の実施例では、勾配コイルのうちの1より多くが、同時に同様に修正され得る。

【0020】

更に本願明細書において開示される勾配コイルの2つの部分は、他の勾配コイルの1又はそれより多くの対向する側に配置され得る。例えば図1a及び図1bに図示された実施例において、x軸及びy軸勾配コイル104、106の内側（すなわち、中心軸線114

50

の半径方向のより近くに)配置されるz軸勾配コイルの第1部分108aと、x軸及びy軸勾配コイル104, 106の外側(すなわち、中心軸線114から半径方向のより遠くに)位置されるz軸勾配コイルの第2部分108bとを有するz軸勾配コイルが示される。代替の実施例では、z軸勾配コイル108a、108bの第1及び第2部分は、他の勾配コイル、例えばx軸勾配コイル104又はy軸勾配コイル106のうち的一方のみの両側に配置され得る。代替として、z軸勾配コイル108a、108bの第1及び第2の部分の両方を、両方の他の勾配コイルの同じ側に置くこともあり得る。例えばz軸勾配コイル108a、108bの第1及び第2の部分の両方は、2つの部分108a、108bの間に断面直径の違いを依然として維持しながら、x軸及びy軸の勾配コイル104、106と比較して中心軸線114の半径方向のより近くに配置され得る。

10

【0021】

図2は、遮蔽されていない勾配コイルシステムのために実施される、本願明細書において開示されるz軸勾配コイルの実施例を示し、z軸勾配コイルの第1コイル部分108cは、ここでz軸勾配コイルの第2コイル部分108dと比較して、中心軸線114に向かって半径方向に内側に移動される。

【0022】

z軸勾配コイルの第1コイル部分108cは、RFコイル112の端を越えて延在するz軸勾配コイルの一部のみが、中心軸線114のより近くに配置されるように選択される。更に、この特定の実施例において、第1部分108cは、ボア又はトンネルのような空間103の端まで必ずしも延在するわけではなく、第1部分108cは、ボア103の端には特定の量、例えば10cm又は20cmだけ届かない。このような設計の利点は、ボア103の端の「フレア」が維持され得るか、又は更に増大して、更に患者の快適さを向上させる。ボア103のフレアは、ボア103の端において、原点116をボア103の周辺につなぐ線により規定され得る。これは、線202及び204の対によって、図2に示される。線202は、z軸勾配コイルの第1部分108cがボア103の端までずっと延在される場合のボア103のフレアを示し、一方、線204は、上記のようにz軸勾配コイルの第1部分108cがある程度手前まででボア103の端に至らない場合のフレアを示す。

20

【0023】

図3は、本願明細書において開示される勾配コイル設計のあり得る実施例を示し、中心軸線114に向かって半径方向に移動されるz軸勾配コイルの一部は、RFコイル112の端を越えて延在する。具体的には、z軸勾配コイルの第1部分108eは、内部へ半径方向に移動され、RFコイル112の端を越えて延在するとして示され、一方z軸勾配コイルの第2部分108fは、この元の位置に示される。

30

【0024】

図1a、1b及び2に示される特定の実施例において、z軸勾配コイルは、RFコイル112の端に入らないz軸勾配コイルのこれらの領域においてのみ、中心軸線114のより近くに移動され、すなわちz軸勾配コイルの第1部分108a、108cとRFコイル112との間に示される重なりがないことに注意され得る。しかしながら、図3に示されるように、RFコイル(例えばバードケージ型RFコイルのリング、又は平面ループコイルの端を有するリング)を有するz軸勾配コイルの第1部分108eのこのような重なりを有することは、実際にあり得る。言い換えると、RFスクリーン110が勾配コイルに取り付けられると、RFスクリーン110及びRFコイル112の重なりは、実際に許容され、RFコイル112から特定の吸収率(SAR)を低下させることさえ助け得る。しかしながら、このような重なりは、RFコイル112の性能に負の影響を及ぼし、それゆえRFコイル112とz軸勾配コイルの第1部分108eとの間の重なりを多く持たないことが好ましくあり得る。

40

【0025】

図1a、1b及び2を参照すると、通常のRFコイル、例えばしばしば通常のMRシステムにおいてバードケージで設計される「ボディコイル」は、約50cmの長さを有し、

50

原点 1 1 6 のこの幾何中心に配置され、それゆえ z 軸勾配コイルは、(図 1 a、1 b 及び 2 における) 原点 1 1 6 から両側に約 2 5 c m 離れた領域のみのより小さい範囲に置かれる。x 軸及び y 軸勾配コイル 1 0 4、1 0 6 は、これらの実施例のそれらの元の直径のままである。

【 0 0 2 6 】

図 3 を再び参照すると、円筒状磁石 1 0 2 の長さが減少される場合、中心軸線 1 1 4 に沿うボア 1 0 3 の長さも、対応して減少するであろう。これは、結果として、z 軸勾配コイルの第 1 部分 1 0 8 e の 2 つの部分が (すなわち第 2 部分 1 0 8 f の 2 つの側において) とともに近づき、これによって、これらの間の凹部又はギャップ 3 0 2 を減らす。凹部 3 0 2 が R F コイル 1 1 2 の長さより短くなる場合、z 軸勾配コイルのより長い部分が、より小さい半径という結果になり得る。言い換えると、z 軸勾配コイルの第 1 部分 1 0 8 e は、中心軸線 1 1 4 に沿って、z 軸勾配コイルの第 2 部分 1 0 8 f より長くなり、これは z 軸勾配コイルの性能を向上させるであろう。しかしながら、凹部 3 0 2 がより小さくなることにより、z 軸勾配コイルの第 1 部分 1 0 8 e の一部は、R F 本体コイル 1 1 2 の端部、例えばバードケージ R F コイルの端部リングにより近い部分と重なるであろう。凹部 3 0 2 のサイズを小さくすることが、検査領域 1 1 8 の B_1 均一性のわずかに低下させる結果となり、これは、最終的な画像に折り返し又はエイリアシングアーチファクトを生じさせる可能性を高くし得る点に注意され得る。

10

【 0 0 2 7 】

図 4 は、本願明細書において開示される勾配コイルの実施例を示し、ここで z 軸勾配コイルの第 1 部分 1 0 8 g は、中心軸線 1 1 4 に沿って原点 1 1 6 に対して非対称である。z 軸勾配コイルの第 2 部分 1 0 8 h は、中心軸線 1 1 4 と異なる半径方向距離であるが、ボア 1 0 3 の一端から勾配コイルの第 1 部分 1 0 8 g が開始する点まで延在する。

20

【 0 0 2 8 】

R F コイル 1 1 2 (例えば頭部コイル) が画像化の前にボア 1 0 3 にスライドされる場合、勾配コイル設計のこの特定の実施例は、いくつかの他の実施例と比較してより大きな R F コイル 1 1 2 を受け入れることが可能であるという利点を有する。また、ボアの 2 つの端のフレアは異なることがあり得、これはいくつかの例において有利であり得る。例えば、被検体 (例えば図 6 に示される人間の患者 6 0 5) が勾配コイルの第 2 部分 1 0 8 h を含む端からボア 1 0 3 にスライドされる場合、ボア 1 0 3 のこの特定の端のより大きなフレアは、患者の不快感を和らげるのを助け得る。

30

【 0 0 2 9 】

図 5 は、ギャップ型又はオープン磁石システムで実施される、本願明細書において開示される勾配コイル設計の実施例を示す。オープン磁石の 2 つの極片 5 0 2 は、ギャップ 5 0 3 によって分離される。勾配コイルは、物理的に 2 つの半分に分割されるが、1 つのコイルを形成するように電氣的に接続されて極片に取り付けられ、各半分が異なる極片に取り付けられる。このパターンは、3 つの勾配コイル全てに対して繰り返される。示される特定の実施例において、y 軸勾配コイル 5 0 6 は、一方の側の x 軸勾配コイル 5 0 4 と、他方の側の z 軸勾配コイルの第 1 部分 5 0 8 a との間に挟まれて示される。z 軸勾配コイルの第 2 部分 5 0 8 b は、前記 y 軸勾配コイル 5 0 6 に対向する x 軸勾配コイル 5 0 4 の側の極片 5 0 2 に取り付けられる。z 軸勾配コイル 5 0 8 s の円錐又は側面部分は、z 軸遮蔽コイルである。同様に、x 軸勾配コイル 5 0 4 s の側面部分及び y 軸勾配 5 0 6 s の側面部分は、それぞれ x 軸及び y 軸遮蔽コイルを形成する。線 5 2 2 は、磁気極片の主軸を示し、該軸に沿って主磁場が加えられる、一般に M R システムの z 軸と呼ばれる軸を表す。この特定の実施例の主磁場 B_0 の方向は、矢印 5 2 4 によって示される。線 5 1 4 は、主磁場 B_0 の方向に対して垂直である平面、すなわち磁気極片の主軸 5 2 2 が法線を形成する平面を示す。この平面は、中心平面 5 1 4 と称する。点 5 1 6 は、ギャップ 5 0 3 の幾何中心を示し、中心平面の原点又はゼロ座標と称される。点 5 1 6 は、ギャップ 5 0 3 に含まれる検査領域 5 1 8 の幾何中心も表す。検査領域 5 1 8 は、中心平面 5 1 4 と平行な平面の検査のための被検体 (図 6 の 6 0 5) を受けるように構成される。z 軸勾配コ

40

50

イルは、中心平面 5 1 4 から異なる距離に配置される第 1 部分 5 0 8 a 及び第 2 部分 5 0 8 b から成るとして示される。RF コイル 5 1 2 は、中心平面 5 1 4 の原点 5 1 6 周辺に配置され、RF スクリーン 5 1 0 を使用して、勾配コイルから電氣的に遮蔽される。患者カバー 5 2 0 は、RF 及び勾配コイルと直接接触することから被検体を保護する。

【 0 0 3 0 】

図 5 に示されるように、オープン又はギャップ型 MR システムは、一般に所望の磁場勾配を生成するため、2 つの対向する極片に取り付けられる 2 つの半分の勾配コイルを有する。極片の間の距離は、被検体、例えば人間又は動物の患者を収容するために利用可能な空間を決定する。従って、患者の快適さを最大にするため、勾配コイルの 2 つの半分の間の大きな分離をもたらす、極片間の大きなギャップが所望される。半分の勾配コイルの間の大きな距離は、格納された場エネルギーを増加させ、一方勾配コイルの効率を低下させる。勾配コイルの効率の低さは、勾配アンプからより多くの電力を必要とし、より高い運用コストとなる。それゆえ、勾配コイルの 2 つの半分の間の距離を最小化することが望ましい。

10

【 0 0 3 1 】

更に、図 5 に示されるように、z 軸勾配コイルの第 1 部分 5 0 8 a は、第 2 部分 5 0 8 b と比較してより大きな直径を有し、それゆえ、格納された場エネルギーに対して更に寄与する。上で説明されたように、格納された場エネルギーを減らす 1 つの態様は、勾配コイルの上半分と下半分との間の距離を短くすることである。したがって、より大きな直径を有する z 軸勾配コイル部（この場合、第 1 部分 5 0 8 a）は、より小さい z 位置（すなわち中心平面 5 1 4 の近く）に配置され得る。通常、この空間は、オープン MR システムで使用されず、それゆえ、z 軸勾配コイルの第 1 部分 5 0 8 a を収容するため、非常に効率的に使用され得る。中心平面 5 1 4 までの第 1 コイル部分 5 0 8 a の距離が短くされると、画像化をするために必要とされる勾配場は、検査領域においてより効率的に生成され得る。更に、第 1 コイル部 5 0 8 a と z 軸遮蔽コイル 5 0 8 s との間の距離が増加すると、遮蔽コイル 5 0 8 s において、より少ない巻線が必要とされ、これは動作中に z 軸勾配コイルを更に効率的にする。

20

【 0 0 3 2 】

z 軸勾配コイルの構成の中空導体を使用し、これを通して冷却流体を循環させることによって、直接冷却された z 軸勾配コイルが得られる。冷却流体は、水又は液体窒素又は他の液冷剤であり得る。代替として、冷却流体は、気体の形態の空気又は他の冷却剤であり得る。代替として、冷却流体は、複数の流体又は複数の気体又は両方の組合せであり得る。「直接冷却された」z 軸勾配コイルとは、z 軸勾配コイルによって生成される熱が中空コイル自体を循環する冷却流体によって取り除かれることを意味する。対照的に、循環冷却流体を有しない他の勾配コイル（例えば x 軸及び y 軸勾配コイル）によって生成される熱は、最初にこれを直接冷却される z 軸勾配コイルに伝えることにより取り除かれなければならない。様々な図に示されるような z 軸勾配コイルの場合、他の勾配コイルが 2 枚の層の z 軸勾配コイル 5 0 8 a、5 0 8 b の間に挟まれていると、他の勾配コイルの効率的な冷却も同様に達成され得る。更に、z 軸勾配コイルの第 2 部分 5 0 8 b に対して患者カバー 5 2 0 が近くにあるため、患者カバーは、同様に冷たいままであり、これによって、患者の快適さを更に向上させる。

30

40

【 0 0 3 3 】

2 つの等しい半分に分割される勾配コイルが示されるが、同様に非対称の設計を有することもあり得る点に注意され得る。例えば一方の側の勾配コイル巻線と比較して、勾配コイル巻線の大部分が、検査領域の他方の側に取り付けられることが考えられる。検査領域の一方の側のみに取り付けられる勾配コイルの、開示された勾配コイルの設計を実施することもあり得る。z 軸勾配コイル 1 0 8 a、1 0 8 b 又は 5 0 8 a、5 0 8 b に対して、2 つの部分の代わりに、勾配コイルが更なる部分に分割され得るとも考えられる。遮蔽勾配又は非遮蔽勾配コイル、ディスク型勾配コイル等の設計を実施することがあり得る。勾配コイルの提案された設計は、勾配コイル、すなわち x、y 又は z 軸勾配コイルのいずれ

50

か、又はこれらのいずれかの組み合わせに適用され得る。

【0034】

図6は、本願明細書において開示される勾配コイル設計を利用するMRシステムのあり得る実施例を示す。MRシステムは、セットのメインコイル601、勾配励振器606に接続される複数の勾配コイル602、及びRFコイル励振器607に接続されるRFコイル603を備える。ボディコイルの形態で磁石に組み込まれ得る、及び/又は別個のコイルであり得るRFコイル603の機能は、1又はそれより多くの送信/受信(T/R)スイッチ613により、更に制御され得る。複数の勾配コイル602及びRFコイル603は、電源ユニット612によって給電される。移送システム604、例えば患者テーブルは、MR画像化システム内に被検体605、例えば患者を配置するために使用される。制御ユニット608は、RFコイル603及び勾配コイル602を制御する。制御ユニット608は、更に再構成ユニット609の動作を制御する。制御ユニット608は、ディスプレイユニット610、例えばモニタ画面又はプロジェクタと、データ記憶装置615と、ユーザ入力インタフェースユニット611、例えばキーボード、マウス、トラックボール等とを制御する。

10

【0035】

メインコイル601は、例えば磁場の強さ1.0T、1.5T又は3Tの中で安定した且つ一様な静磁場を生成する。開示された方法は、同様に他の磁場の強さに適用可能である。メインコイル601は、これらが、被検体605が導入され得る通常トンネル形の検査空間(システムのボアとも呼ばれる)を囲むように配置される。他の共通の構成は、被検体605が移送システム604を使用することにより導入され得る、これらの間の空隙と面して対向する極面を有する。MR画像化を可能にするため、静磁場に重畳される時間的可変磁場勾配が、勾配励振器606によって供給される電流に応答して、複数の勾配コイル602によって生成される。複数の勾配コイル602は、それぞれ、MRシステムのx、y及びz軸の磁場勾配を生成することができるx、y及びz軸勾配コイルから成る。x、y及びz軸勾配コイルの1又はそれより多くは、本願明細書において開示される勾配コイル設計を採用し得る。電子勾配増幅回路に適合される電源ユニット612は、複数の勾配コイル602に電流を供給し、結果として、勾配パルス(勾配パルス波形とも呼ばれる)が生成される。制御ユニット608は、適切な勾配波形を生成するため、勾配コイルを通じて流れる電流の特性、特にこれらの強さ、持続期間及び方向を制御する。RFコイル603は、被検体605のRF励振パルスを生成し、RF励振パルスに反応して被検体605により生成されるMR信号を受信する。RFコイル励振器607は、RF励振パルスを送信するためにRFコイル603に電流を供給し、RFコイル603によって受信されるMR信号を増幅する。RFコイル603又はRFコイルのセットの送受信機能は、T/Rスイッチ613を介して、制御ユニット608によって制御される。T/Rスイッチ613は、送信モードと受信モードとの間でRFコイル603を切り替える電子回路を備え、RFコイル603及び他の関連した電子回路をブレイクスルー又は他の過負荷等から保護する。送信されたRF励振パルスの特性、特にこれらの強さ及び持続期間は、制御ユニット608によって制御される。

20

30

【0036】

送受信コイルが本実施例において1つのユニットとして示されるが、それぞれ送信及び受信のための分離したコイルを有することもあり得る点に留意するべきである。更に、送信若しくは受信、又はこれらの両方のため、複数のRFコイル603を有することがあり得る。RFコイル603は、ボディコイルの形態で磁石に組み込まれ得るか、又は分離した表面コイルであり得る。これらは、異なる形状、例えばバードケージ構成又は簡素なループ構成等を有し得る。制御ユニット608は、好ましくは、プロセッサ、例えばマイクロプロセッサを含むコンピュータの形態である。

40

【0037】

制御ユニット608は、RFパルス励振、及びエコー、自由誘導減衰等から成るMR信号の受信のアプリケーションをT/Rスイッチ613を介して制御する。キーボード、マ

50

ウス、タッチスクリーン、トラックボール等のユーザ入力インタフェース装置 611 は、オペレータが MR システムと相互に作用することを可能にする。RF コイル 603 で受信される MR 信号は、撮像される被検体 605 の関心領域の局所スピン密度に関する実際の情報を含む。受信信号は、再構成ユニット 609 によって再構成され、MR 画像又は MR スペクトルとしてディスプレイユニット 610 に表示される。代替として、更なる処理のために待つ間、再構成ユニット 609 からの信号を記憶装置 615 に記憶することがあり得る。再構成ユニット 609 は、RF コイル 603 から受信される MR 信号を引き出すようにプログラムされるデジタル画像処理ユニットとして、有利に構成される。

【0038】

上述の実施例が本発明を制限するのではなく、説明することに留意されること、及び当業者が請求の範囲から逸脱することなく、多くの他の実施例を設計可能であろうことに留意されるべきである。請求項において、括弧の間に配置されるいかなる参照番号も、請求項を制限するものとして解釈されるべきではない。「含む」という語は、請求項にリストされる以外の要素又はステップの存在を除外しない。要素に対する単数形の表記は、このような要素の複数の存在を除外しない。いくつかの手段を列挙するシステムの請求項において、これらの手段のいくつかは、コンピュータ可読ソフトウェア又はハードウェアの同一のアイテムによって実施され得る。ある手段が相互に異なる従属請求項において繰り返されるといふ単なる事実は、これらの手段の組合せが有効に使用され得ないことを示さない。

10

【図 1 a】

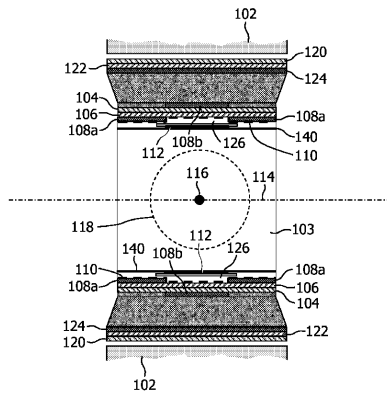


FIG. 1a

【図 1 b】

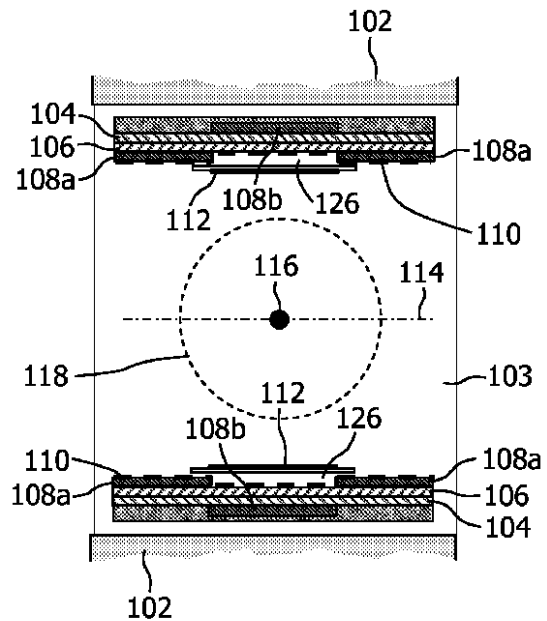


FIG. 1b

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2007/054450

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01R33/385		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G01R		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, X	EP 1 843 165 A (GEN ELECTRIC [US]) 10 October 2007 (2007-10-10) paragraphs [0023] - [0042]; figures 2,3	1,7-9
X	WO 2006/057395 A (HITACHI MEDICAL CORP [JP]; TAKESHIMA HIROTAKA [JP]) 1 June 2006 (2006-06-01) paragraphs [0012] - [0029]; figures 2,4-8.	1-7,10
Y	& EP 1 820 445 A (HITACHI MEDICAL CORP [JP]) 22 August 2007 (2007-08-22)	8,9
X	WO 03/062846 A (PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY [DE]; KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]) 31 July 2003 (2003-07-31) page 2, line 17 - page 2, line 33 page 5, line 10 - page 6, line 6; figure 2 ----- -/--	1,3,5,10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : 'A' document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance 'E' earlier document but published on or after the international filing date 'L' document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) 'O' document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means 'P' document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed '* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention '*X' document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone '*Y' document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. '*&' document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 3 March 2008		Date of mailing of the international search report 12/03/2008
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2340, Tx. 31 651 epo nl, Fax (+31-70) 340-3016		Authorized officer Lersch, Wilhelm

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2007/054450

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2005 160842 A (HITACHI MEDICAL CORP) 23 June 2005 (2005-06-23) the whole document	2,4,6
X	WO 2005/043185 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; HAM CORNELIS L G [NL]) 12 May 2005 (2005-05-12) page 4, line 18 - page 6, line 10 page 7, line 23 - page 8, line 20; figures 2,4,5	1,7-9
X	CHRONIK B A ET AL: "A 2000mT/m Multilayer Gradient Coil for Mouse Imaging" INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE. SCIENTIFIC MEETING AND EXHIBITION. PROCEEDINGS, INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE,, US, 1999, page 469, XPO02442399 ISSN: 1524-6965 conference abstract	1,7
X	US 5 414 360 A (WESTPHAL MICHAEL [DE] ET AL) 9 May 1995 (1995-05-09) column 12, line 6 - column 13, line 21; figures 8,9	1,7,10
X	US 5 646 532 A (KNUETTEL BERTOLD [DE] ET AL) 8 July 1997 (1997-07-08) column 8, line 45 - column 9, line 42; figures 10,11	1,10
X	US 5 512 828 A (PAUSCH GUENTHER [DE] ET AL) 30 April 1996 (1996-04-30) column 4, line 65 - column 5, line 63; figures 5-18	1,10
Y	US 2005/035764 A1 (MANTONE ANTHONY [US] ET AL) 17 February 2005 (2005-02-17) paragraphs [0017] - [0021], [0027]; figure 3	8,9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/182007/054450

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1843165	A	10-10-2007	US 2007236218 A1 11-10-2007
WO 2006057395	A	01-06-2006	EP 1820445 A1 22-08-2007
EP 1820445	A	22-08-2007	WO 2006057395 A1 01-06-2006
WO 03062846	A	31-07-2003	CN 1623102 A 01-06-2005 DE 10202986 A1 31-07-2003 EP 1472554 A2 03-11-2004 JP 2005515051 T 26-05-2005 US 2005083057 A1 21-04-2005
JP 2005160842	A	23-06-2005	NONE
WO 2005043185	A	12-05-2005	CN 1875288 A 06-12-2006 JP 2007509688 T 19-04-2007 US 2007063705 A1 22-03-2007
US 5414360	A	09-05-1995	DE 4230145 A1 17-03-1994 EP 0586983 A1 16-03-1994
US 5646532	A	08-07-1997	FR 2710253 A1 31-03-1995 GB 2282227 A 29-03-1995 JP 7213506 A 15-08-1995
US 5512828	A	30-04-1996	DE 4422782 A1 04-01-1996 JP 3499973 B2 23-02-2004 JP 8038457 A 13-02-1996
US 2005035764	A1	17-02-2005	GB 2406173 A 23-03-2005 JP 2005058770 A 10-03-2005 NL 1026751 C2 20-04-2007 NL 1026751 A1 15-02-2005

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ハム コルネリス レオナルドゥス ヒェラルドゥス
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 4 4 フィリ
ップス インテレクチュアル プロパティアー アンド スタンダーズ

(72)発明者 ペ - レン ヒェラルドゥス ネリウス
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 4 4 フィリ
ップス インテレクチュアル プロパティアー アンド スタンダーズ

Fターム(参考) 4C096 AB33 AB47 AD09 CB07