

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公表特許公報(A)

(11)公表番号

特表2025-512134

(P2025-512134A)

(43)公表日 令和7年4月16日(2025.4.16)

(51)国際特許分類 F I テーマコード(参考)
 A 6 1 B 5/055(2006.01) A 6 1 B 5/055 3 3 1 4 C 0 9 6

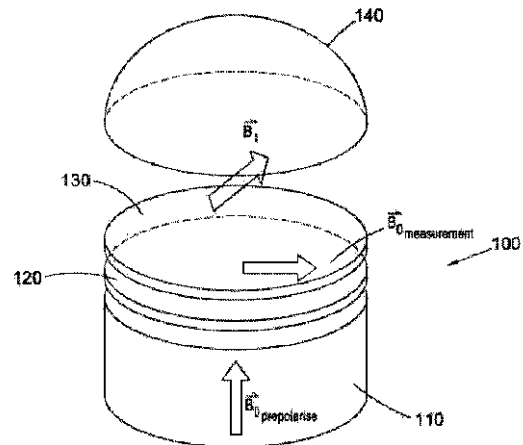
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全41頁)

(21)出願番号	特願2025-504161(P2025-504161)	(71)出願人	524364419 ディーブスピン ゲゼルシャフト ミット ベシュレンクテル ハフツング D E E P S P I N G M B H ドイツ国 1 0 7 8 5 ベルリン クーア フルステンシュトラッセ 5 6
(86)(22)出願日	令和5年4月3日(2023.4.3)	(74)代理人	100147485 弁理士 杉村 憲司
(85)翻訳文提出日	令和6年11月21日(2024.11.21)	(74)代理人	230118913 弁護士 杉村 光嗣
(86)国際出願番号	PCT/US2023/017300	(74)代理人	100213333 弁理士 鹿山 昌代
(87)国際公開番号	WO2023/192668	(72)発明者	ベドロ フレイレ シルヴァ ドイツ国 1 0 7 8 5 ベルリン クーア フルステンシュトラッセ 5 6 ディー 最終頁に続く
(87)国際公開日	令和5年10月5日(2023.10.5)		
(31)優先権主張番号	LU501776		
(32)優先日	令和4年4月1日(2022.4.1)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	ルクセンブルク(LU)		
(81)指定国・地域	AP(BW,CV,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ ,NA,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW), EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES, FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV 最終頁に続く		

(54)【発明の名称】 磁気共鳴装置および方法

(57)【要約】

核磁気共鳴コイル、および磁気共鳴コイルを使用する方法であって、コイルは、第1のモードにおいて、コイルに隣接した空間において静磁場を生成するための電流を、駆動ポートで受信し、伝導し、第2のモードにおいて、当該空間において生成された核磁気共鳴信号を受信し、受信ポートに出力するように構成されている。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

核磁気共鳴コイルであって、第 1 のモードにおいて、前記コイルに隣接した空間において静磁場を生成するための電流を駆動ポートで受信し、伝導し、第 2 のモードにおいて、前記空間において生成された核磁気共鳴信号を受信し、受信ポートに出力するように構成された核磁気共鳴コイルであって、前記コイルは、複数のインダクタを備え、前記複数のインダクタのインダクタは全て、前記静磁場を生成するときを使用されるが、前記複数のインダクタのサブセットのみ、または 1 つのみは、NMR 信号を感知するために使用される、核磁気共鳴コイル。

【請求項 2】

磁気共鳴検査中に患者が隣接して位置することになる患者側と、前記患者側以外の前記コイルの少なくとも一側面に軟強磁性遮蔽とを備える核磁気共鳴コイルであって、前記コイルは、前記コイルの巻線により取り囲まれる強磁性コアを備える、核磁気共鳴コイル。

【請求項 3】

静磁場ドライバと、受信チェーンと、請求項 1 または 2 に記載の核磁気共鳴コイルとを備える核磁気共鳴装置。

【請求項 4】

活性化されたとき、前記装置の関心領域において前記核磁気共鳴コイルにより生成される前記静磁場に直角な静磁場を生成するように構成された静磁場コイルと、前記静磁場コイルを駆動するためのドライバとを更に備える核磁気共鳴装置であって、

前記核磁気共鳴装置は、前記核磁気共鳴コイルにより生成された前記静磁場と、前記静磁場コイルにより生成された前記静磁場とを、断熱的に切り替えるように構成されている、請求項 4 に記載の核磁気共鳴装置。

【請求項 5】

強磁性コアと、前記強磁性コアの周囲に巻き付けられるコイルの巻線とを備える核磁気共鳴コイル。

【請求項 6】

前記強磁性コアは、互いに電氣的に絶縁されている複数の接触強磁性コンポーネントを備える、請求項 6 に記載のコイル。

【請求項 7】

請求項 6 または 7 に記載の第 1 のコイルであって、第 1 の直径と第 1 の縦軸とを有する前記第 1 のコイルを備えるコイルシステムであって、前記システムは、第 2 の直径と第 2 の縦軸とを有する第 2 のコイルを更に備え、前記第 1 および第 2 の縦軸は、実質的に一致し、前記第 2 の直径は、前記第 1 の直径より大きく、前記第 1 および第 2 のコイルは、前記第 2 の直径より大きい前記縦軸からの距離に、前記第 2 のコイルが前記第 1 のコイルにより生成された場に対抗する場を生成するように配置されている、コイルシステム。

【請求項 8】

前記縦軸から離して前記第 2 のコイルにより生成された磁束を導くように配置される磁束ガイドコンポーネントを更に備える、請求項 8 に記載のコイルシステム。

【請求項 9】

前記第 1 および第 2 のコイルを同時に活性化および / または非活性化するように更に構成されている、請求項 9 に記載のコイルシステム。

【請求項 10】

前記第 2 のコイルは、前記第 1 のコイルよりも、遠距離場におけるノイズ源への感度が良い、請求項 9 または 10 に記載のコイルシステム。

【請求項 11】

強磁性材料はフェライトである、請求項 6 に記載の核磁気共鳴コイル。

【請求項 12】

コイルに電流を印加することにより、前記コイルを使用して関心領域において第 1 の静磁場を生成することと、

10

20

30

40

50

前記コイルに流れる前記電流の印加を中止することと、
前記関心領域において第 2 の静磁場を生成することと、
前記関心領域における前記第 2 の静磁場の強度に基づいた周波数で、前記関心領域にラジオ波磁場を適用することと、

前記関心領域において生成された任意の核磁気共鳴信号を受信することと
を含む磁気共鳴方法であって、

前記コイルは、複数のインダクタを備え、前記複数のインダクタのインダクタは全て、前記第 1 の静磁場を生成するときに使用されるが、前記複数のインダクタのサブセットのみ、または 1 つのみは、前記核磁気共鳴信号を受信するために使用される、方法。

【請求項 1 3】

前記核磁気共鳴信号は、前記ラジオ波磁場の適用と同時に取得される、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

強磁性コアにコイルを備える核磁気共鳴コイルシステムであって、前記強磁性コアは、複数のスポークを有し、各々のスポークは、前記コイルの下で、前記コイル下の中心から、前記コイルの直径を超える半径方向距離にある半径方向の端まで延び、前記複数のスポークのいくつかのスポークまたは各スポークは、前記半径方向の端から上向きに更に延び、前記コイルの最大直径の外側に上向きに延びる部分を形成し、

前記スポーク間および/または前記上向きに延びる部分間の間隙は、前記強磁性コアの熱伝導率を超える熱伝導率を有する材料を含む、核磁気共鳴コイルシステム。

【請求項 1 5】

前記コイルは、縦軸と、前記縦軸に積み重ねられた複数の層および/または半径方向に互いに隣接した複数の巻線とを備え、前記コイルは、前記コイルの巻線の熱伝導率および/または前記強磁性コアの熱伝導率を超える熱伝導率を有する材料を更に含む、請求項 1 4 に記載のコイルシステム。

【請求項 1 6】

縦軸を有し、関心領域から放出されるラジオ波信号と、前記関心領域の外側で放出される電磁ノイズとに対する感度が高い第 1 のコイルを備える磁気共鳴システムであって、前記システムは、前記コイルの前記縦軸と実質的に一致する縦軸を有するノイズキャンセルコイルを更に備え、前記ノイズキャンセルコイルは、前記関心領域の外側で放出される電磁ノイズに対する感度が高く、前記システムは、前記関心領域の外側で放出されるノイズを感知し、所定の倍率を使用して前記第 1 のコイルが受信した信号から前記ノイズを取り去るように構成されている、磁気共鳴システム。

【請求項 1 7】

前記関心領域から放出される信号に対する前記ノイズキャンセルコイルの感度を低減するように位置付けられている磁気シールドを更に備える、請求項 1 6 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記遠距離場におけるノイズ源への前記ノイズキャンセルコイルの感度は、前記第 1 のコイルの感度より低い、請求項 1 6 または 1 7 に記載のシステム。

【請求項 1 9】

時間的に変化する磁場を生成するように構成されたコイルと、導電性構造と、前記コイルと前記導電性構造との間に位置する受動コイルとを備える NMR システムであって、前記導電性構造は、前記受動コイルがない場合、前記コイルにより生成される時間的に変化する磁場内に位置し、前記受動コイルは、前記時間的に変化する磁場が前記受動コイルに電流を誘導するように前記時間的に変化する磁場に位置付けられ、前記受動コイルは、可変抵抗を備える、NMR システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本明細書に記載の実施形態は、概して、磁気共鳴装置に関する。より具体的には、本明

10

20

30

40

50

細書に記載の実施形態は、磁気共鳴信号を受信するために使用されるコイルが、分極準静的磁場を提供する役割も果たす、磁気共鳴装置および方法に関する。

【背景技術】

【0002】

既知の磁気共鳴装置は、コイルまたは永久磁石の何れかを使用して静磁場を生成する。静磁場は、関心体積にわたって一様であることが意図されている。関心体積において生成された磁気共鳴信号を検出するためには、単独の、電氣的に独立したコイルが使用される。

【図面の簡単な説明】

【0003】

【図1】一実施形態に従った、NMRシステムを示す図である。

【図2】一実施形態において使用される、コイルの活性化シーケンスを示す図である。

【図3A】場 $B_{0prepolari se}$ の影響下のスピン偏極を示す図である。

【図3B】場 $B_{0measurement}$ の影響下のスピン偏極を示す図である。

【図3C】場 B_1 の適用後のスピン偏極挙動を示す図である。

【図4】兼用コイル用の結合回路を示す図である。

【図5】兼用コイル用の別の結合回路を示す図である。

【図6】一実施形態の兼用コイルの軸対称シミュレーションの断面図である。

【図7】一実施形態の磁性コアにおいて使用される材料の特性を示す図である。

【図8A】一実施形態に従った、軸対称NMRシステムの右半分の断面図を示す略図である。

【図8B】一実施形態に従った、NMRシステムの3次元等角投影図である。

【図8C】図8Aに示すNMRシステムの一部の詳細図である。

【図9A】一実施形態に従った、複数の部分に分けられた兼用コイルを示す図である。

【図9B】一実施形態に従った、兼用コイルのコイル $L_1 \sim L_4$ を接続するための回路を示す図である。

【図10A】カウンターコイルと磁気構造とを有さないNMRシステムの実施形態についての非安全ゾーンの2次元軸対称シミュレーションの断面図である。

【図10B】カウンターコイルと磁気構造とを有するNMRシステムの実施形態についての非安全ゾーンの2次元軸対称シミュレーションの断面図である。

【図11】一実施形態に従った、NMRシステムの受動冷却素子 1010 と磁気構造 1020 とを互いに組み合わせた構成の略図である。

【図12】一実施形態に従った、兼用コイル 1110 の断面を示す略図である。

【図13】一実施形態に従った、7回の測定サイクルにわたるベッド、磁気構造、および兼用コイル 1110 のシミュレーションされた温度プロファイルを示す図である。

【図14】時間 = 3.725 hr における、図13に示すシミュレーションされたNMRシステムの温度分布を示す図である。

【図15】一実施形態に従った、コイル感度空間プロファイルのシミュレーションの結果を示す図である。

【図16】図16Aは、間隙を有さず、アクティブノイズキャンセレーションを使用したNMR信号のSNRの損失のシミュレーションの結果を示す図である。図16Bは、間隙を有して、アクティブノイズキャンセレーションを使用したNMR信号のSNRの損失のシミュレーションの結果を示す図である。

【図17】一実施形態に従った、磁気構造を示す図である。

【図18】図18Aは、一実施形態に従った、受動コイル 1802 を有さない金属エンクロージャ 1702 のケーシング最上部から生じる、渦電流バックフィールドを示す図である。図18Bは、一実施形態に従った、受動コイル 1802 を有する金属エンクロージャ 1702 のケーシング最上部から生じる、渦電流バックフィールドを示す図である。

【図19】一実施形態に従った、磁気構造は存在するが、受動コイルが存在しない場合の、兼用コイルの下の金属エンクロージャのケーシング最上部に伝わる渦電流から生じる渦

10

20

30

40

50

電流バックフィールドを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0004】

一実施形態によれば、核磁気共鳴コイルが提供され、核磁気共鳴コイルは、第1のモードにおいて、コイルに隣接した空間において静磁場を生成するための電流を駆動ポートで受信し、伝導し、第2のモードにおいて、当該空間において生成された核磁気共鳴信号を受信し、受信ポートに出力するように構成されている。第1および第2のモードは、互いに連続している。

【0005】

一実施形態においては、コイルは、複数のインダクタを備え、複数のインダクタのインダクタは全て、静磁場を生成するときを使用されるが、複数のインダクタのインダクタのサブセットのみ、または1つのみは、NMR信号を検知するために使用される。複数のインダクタは、離散的に提供されてもよいし、同じ巻芯を共有してもよい。

10

【0006】

一実施形態においては、コイルの患者に接触する表面に最も近い、および/もしくはコイルの中心線に最も近い、複数のインダクタのインダクタのサブセットのみ、または複数のインダクタの1つのインダクタのみが、NMR信号を検知するために使用される。

【0007】

一実施形態においては、コイルは、DC電流の場合に直列に電氣的に接続され、信号受信時、信号が複数のインダクタのインダクタのサブセットまたは1つのみの一部を形成しない複数のインダクタにより増幅されないように電氣的に接続される複数のインダクタを備える。

20

【0008】

一実施形態においては、コイルは、駆動ポートおよび受信ポートを互いに電氣的に分離させる電気回路を備える。

【0009】

一実施形態においては、コイルは、コイルの表面にうつ伏せまたは仰向けに位置する成人対象の胴または身体他の部分の深さにわたる核磁気共鳴(nuclear magnetic resonance(NMR))信号の取得を可能にする関心体積における静磁場を生成できるような寸法に形成される。

30

【0010】

一実施形態においては、NMR信号は、磁気共鳴画像(magnetic resonance imaging(MRI))信号である。

【0011】

一実施形態においては、電気回路は受動回路である。

【0012】

別の実施形態によれば、核磁気共鳴コイルが提供され、コイルは、コイルの巻線により取り囲まれる強磁性コアを備える。一実施形態においては、核磁気共鳴コイルは、これまでに記載されたような核磁気共鳴コイル、すなわち、前述の第1のモードおよび前述の第2のモードで動作するように構成されている核磁気共鳴コイルである。

40

【0013】

一実施形態においては、コイルが受信したNMR信号電圧は、20倍以下、好ましくは5倍以下で増幅される。言い換えれば、本実施形態においては、受信したNMR信号に適用される増幅は低い。このことは、本明細書に記載の兼用コイル全体が信号受信のために使用される状況においては有利である。

【0014】

兼用コイルのごく一部が信号受信のために使用される別の実施形態においては、コイルが受信したNMR信号電圧は、1000倍以上で増幅される。

【0015】

別の実施形態においては、コイルは非共振である。

50

【 0 0 1 6 】

別の実施形態においては、MRIにおいて標準的な増幅コイルが使用される。

【 0 0 1 7 】

別の実施形態においては、コイルの自己共振周波数は、高感度の入力信号を維持しながら、観察される最も高いラーモア周波数がコイルの自己共振周波数に近づくように選択される。一実施形態においては、コイルの自己共振周波数は、コイルを使用して観察される最も高いラーモア周波数がコイルの自己共振周波数の0.9倍以下、好ましくは0.8倍以下となるように選択される。

【 0 0 1 8 】

別の実施形態によれば、磁気共鳴検査中に患者が隣接して位置することになる患者側と、患者側以外のコイルの少なくとも一側面に軟強磁性遮蔽とを備える核磁気共鳴コイルが提供される。一実施形態においては、核磁気共鳴コイルは、これまでに記載されたようなコイルである。

10

【 0 0 1 9 】

別の実施形態によれば、静磁場ドライバと、受信チェーンと、先行する請求項の何れかに記載するような核磁気共鳴コイルとを備える核磁気共鳴装置が提供される。

【 0 0 2 0 】

一実施形態においては、核磁気共鳴装置は、通電されたとき、静磁場コイルを駆動するための装置およびドライバの関心領域において核磁気共鳴コイルにより生成される静磁場に対して実質的に直角な静磁場を生成するように構成された静磁場コイルを更に備える。本実施形態においては、核磁気共鳴装置は、核磁気共鳴コイルにより生成された静磁場と、静磁場コイルにより生成された静磁場とを、断熱的に切り替えるように構成されている。

20

【 0 0 2 1 】

本実施形態においては、関心領域は、核磁気共鳴コイルの患者側、かつ患者に面している核磁気共鳴コイルの前面から20cmの距離に位置している。

【 0 0 2 2 】

代替的な実施形態においては、核磁気共鳴コイルにより生成された静磁場に対して実質的に直角な静磁場は、コイルにより生成されないが、代わりに、選択的に通電される必要がない永久磁石により生成される。本実施形態においては、予分極場は、核磁気共鳴コイルにより生成された静磁場と、永久磁石より生成された静磁場との合計であることが理解されよう。一実施形態においては、この合計は、合計された場が、永久磁石により生成された静磁場に対して、なお実質的に直角である程度に、核磁気共鳴コイルにより生成された静磁場により支配されうる。例えば、核磁気共鳴コイルにより生成された静磁場は、コイルの関心体積における所定の位置において200mTである一方、永久磁石により生成された静磁場は、1mTの強度を有しうる。別の実施形態においては、核磁気共鳴コイルにより生成された静磁場および永久磁石により生成された静磁場は、両方の場の合計が、永久磁石により生成された静磁場に対して、もはや実質的に直角ではないような相対的強弱度を有する。例えば、場の相対的強弱度は、場の合計が、永久磁石により生成された静磁場の方向に対して45~135度傾いているようなものであってよい。本例においては、場の合計は、核磁気共鳴コイルにより単独で生成された場よりもかなり大きいため、高度な予分極が実現する。本例においてさえ、磁化は、核磁気共鳴信号の獲得中に永久磁石により生成された静磁場の方向の周囲で先行することが理解されよう。核磁気共鳴コイルの形状は、測定静磁場を作り出すための永久磁石の選択に影響を受けないが、核磁気共鳴コイルは、その一方で、この信号に対する感度が高い。

30

40

【 0 0 2 3 】

別の実施形態によれば、強磁性コアと、強磁性コアの周囲に巻き付けられるコイルの巻線とを備える核磁気共鳴コイルが提供される。

【 0 0 2 4 】

一実施形態においては、強磁性コアは、互いに電氣的に絶縁されている複数の接触強磁

50

性コンポーネントを備える。

【0025】

一実施形態においては、コンポーネントは、コイルの縦軸を含むラジアル平面において延びる絶縁体により、互いに電氣的に絶縁されている。

【0026】

一実施形態においては、コイルシステムは、第1の直径と第1の縦軸とを有する、上述したような第1のコイルを備える。システムは、第2の直径と第2の縦軸とを有する第2のコイルを更に備え、第1および第2の縦軸は、実質的に一致し、第2の直径は、第1の直径より大きく、第1および第2のコイルは、第2の直径より大きい縦軸からの距離で、第2のコイルが第1のコイルにより生成された場に対抗する場を生成するように配置されている。

10

【0027】

一実施形態においては、コイルシステムは、縦軸から離して第2のコイルにより生成された磁束を導くように配置される磁束ガイドコンポーネントを更に備える。

【0028】

一実施形態においては、磁束ガイドコンポーネントは、以下の1つもしくは複数、または全てを備える：

第2のコイルの下に配置され、第2のコイルと近接する、または、半径方向内向きおよび半径方向外向きの何れかもしくは両方に第2のコイルを超えて突出するフットプリントを有する磁束ガイドプレート；

20

第1のコイルと第2のコイルとの間の、好ましく、第2のコイルに隣接し、第2のコイルの半径方向内向きに配置された磁束ガイドプレート；

半径方向外向きの方向に、かつ第1のコイルから関心領域への方向に、第2のコイルの最大直径のポイントまたは第2のコイルの最大直径を超えたポイントから、展開された位置で延びるように構成された磁束ガイドプレート。

【0029】

一実施形態においては、半径方向外向きの方向に、かつ第1のコイルから関心領域への方向に延びるように構成されている磁束ガイドプレートは、磁束ガイドプレートが、第2のコイルの最大直径のポイントまたは第2のコイルの最大直径を超えたポイントから、半径方向外向きの方向にこれ以上延びない、しまい込まれる位置 (*stowed away position*) に移されるように更に構成されている。

30

【0030】

一実施形態においては、半径方向外向きの方向に、かつ第1のコイルから関心領域への方向に延びるように構成されている磁束ガイドプレートは、平面状であり、第2のコイルの最大直径のポイントまたは第2のコイルの最大直径を超えたポイントにヒンジで連結されて接続されている。

【0031】

一実施形態においては、コイルシステムは、第1および第2のコイルを同時に活性化および/または非活性化するように更に構成されている。

【0032】

一実施形態においては、第2のコイルは、第1のコイルよりも、遠距離場におけるノイズ源への感度が良い。

40

【0033】

一実施形態においては、強磁性材料はフェライトである。

【0034】

一実施形態においては、好適な強磁性材料としては、 10^{-1} / m を超える抵抗率、および/または、 > 100 の相対透磁率、および/または、 > 10 の $Q = m \mu' / m \mu''$ 、または、より好ましくは、 > 100 の $Q = m \mu' / m \mu''$ を有するものが挙げられる。これらの特性の可能な組み合わせの何れかを有する強磁性材料が、実施形態における使用に適している。

50

【 0 0 3 5 】

別の実施形態によれば、コイルに電流を印加することにより、コイルを使用して関心領域において第 1 の静磁場を生成することと、コイルに流れる電流の印加を中止することと、関心領域において第 2 の静磁場を生成することと、関心領域における第 2 の静磁場の強度に基づいた周波数で、関心領域にラジオ波磁場を適用することと、関心領域において生成された任意の核磁気共鳴信号を受信することとを含む磁気共鳴方法が提供される。

【 0 0 3 6 】

一実施形態においては、コイルへの電流の印加を中止することと、第 2 の静磁場を生成することとは、方法を実施する磁気共鳴装置の関心領域において、コイルを流れる電流により生成された静磁場と、第 2 の静磁場との間の断熱切替が実行されるように実施される。一実施形態においては、この切替は、コイルに流れる電流のランプダウンと、第 2 の静磁場を生成するコイルにおける電流のランプアップとの間の少なくとも部分的重複により実現されることが理解されよう。

10

【 0 0 3 7 】

一実施形態においては、核磁気共鳴信号は、ラジオ波磁場の適用と同時に取得される。

【 0 0 3 8 】

一実施形態によれば、強磁性コアにコイルを備える核磁気共鳴コイルシステムが提供され、強磁性コアは、複数のスポークを有し、各々のスポークは、コイルの下で、コイル下の中心から、コイルの直径を超える半径方向距離にある半径方向の端まで延び、複数のスポークのいくつかのスポークまたは各スポークは、半径方向の端から上向きに更に延び、コイルの最大直径の外側に上向きに延びる部分を形成する。スポーク間および/または上向きに延びる部分間の間隙は、強磁性コアの熱伝導率を超える熱伝導率を有する材料を含む。

20

【 0 0 3 9 】

一実施形態においては、強磁性コアの熱伝導率を超える熱伝導率を有する材料は、コイルの上、および/またはコイルの中心に更に提供される。

【 0 0 4 0 】

一実施形態においては、コイルは、縦軸と、縦軸に積み重ねられた複数の層および/または半径方向に互いに隣接した複数の巻線とを備え、コイルは、コイルの巻線の熱伝導率および/または強磁性コアの熱伝導率を超える熱伝導率を有する材料を更に含む。

30

【 0 0 4 1 】

一実施形態によれば、縦軸を有し、関心領域から放出されるラジオ波信号と、関心領域の外側で放出される電磁ノイズとに対する感度が高い第 1 のコイルを備える磁気共鳴システムが提供され、システムは、コイルの縦軸と実質的に一致する縦軸を有するノイズキャンセルコイルを更に備え、ノイズキャンセルコイルは、関心領域の外側で放出される電磁ノイズに対する感度が高く、システムは、関心領域の外側で放出されるノイズを感知し、所定の倍率を使用して第 1 のコイルが受信した信号からノイズを取り去るように構成されている。

【 0 0 4 2 】

一実施形態においては、強磁性シールドは、関心領域から放出される信号に対するノイズキャンセルコイルの感度を低減するように位置付けられている。

40

【 0 0 4 3 】

一実施形態においては、兼用コイルなど、NMR 信号を感知するために使用されるコイルのバックグラウンドノイズへの感度に対する、ノイズキャンセルコイルのバックグラウンドノイズへの感度の比率は、1 より大きいことが望ましい。

【 0 0 4 4 】

一実施形態においては、兼用コイルなど、NMR 信号を感知するために使用されるコイルの NMR 信号への感度に対する、ノイズキャンセルコイルの NMR 信号への感度の比率は、1 より低いのが望ましいが、望ましくは、1 よりずっと低い。

【 0 0 4 5 】

50

一実施形態においては、遠距離場におけるノイズ源へのノイズキャンセルコイルの感度は、第1のコイルの感度より高い。

【0046】

一実施形態においては、システムは、第2のノイズキャンセルコイルを備える。第2のノイズキャンセルコイルは、ノイズキャンセルコイルが第1のコイルにより検出されたノイズの除去を可能にするには感度が不十分である空間領域において、ノイズの感知を可能にする感度プロファイルを有する。第2のノイズキャンセルコイルにより感知されたノイズは、第2の所定の倍率を使用して第1のコイルが受信した信号から取り去られる。

【0047】

一実施形態においては、所定の倍率および/または第2の所定の倍率は、第1のコイルおよびノイズキャンセルコイルの相対感度の実験的決定を使用して決定される倍率である。別の実施形態においては、所定の倍率および/または第2の所定の倍率は、第1のコイルおよびノイズキャンセルコイルの相対感度を決定するシミュレーションを使用して決定される倍率である。

10

【0048】

一実施形態によれば、時間的に変化する磁場を生成するように構成されたコイルと、導電性構造と、コイルと導電性構造との間に位置する受動コイルとを備えるNMRシステムが提供され、導電性構造は、受動コイルがない場合、コイルにより生成される時間的に変化する磁場内に位置し、受動コイルは、時間的に変化する磁場が受動コイルに電流を誘導するように、時間的に変化する磁場に位置付けられ、受動コイルは、可変抵抗を備える。

20

【0049】

一実施形態においては、可変抵抗は、コイルに渦電流の形成を可能にする抵抗を示し、その後、渦電流を消散させる、より高い抵抗を示すように構成されている。

【0050】

一実施形態においては、可変抵抗は、コイルに渦電流の形成を可能にする初期抵抗を示し、その後、渦電流を消散させる、より高い抵抗を示すように構成されている。一実施形態においては、可変抵抗は、その初期抵抗から、より高い抵抗へと、徐々に増加する。

【0051】

一実施形態によれば、コイルを使用して時間的に変化する磁場を生成することを含む、NMRシステムを操作する方法が提供され、受動コイルは、コイルと導電性構造との間に位置し、導電性構造は、受動コイルがない場合にコイルにより生成される時間的に変化する磁場内に位置し、受動コイルは、時間的に変化する磁場が受動コイルに電流を誘導するように、時間的に変化する磁場に位置付けられ、方法は、受動コイルの抵抗を変化させ、渦電流が生じた後、コイル内を流れる渦電流を抑制または停止させることを含む。

30

【0052】

一実施形態においては、可変抵抗は、コイルに渦電流の形成を可能にする初期抵抗を示し、その後、渦電流が受動コイル内を流れるのを防ぐ開回路を示すように構成されている。好ましくは、受動コイルに保存されたエネルギーの消散を可能にする電圧制限回路も提供される。

【0053】

一実施形態においては、上述したコイルまたはシステムの何れかを操作する方法が提供される。

40

【0054】

別の実施形態によれば、核磁気共鳴コイルまたは核磁気共鳴コイルを動作させる方法が提供され、核磁気共鳴コイルは、交互に、静磁場を生成し、核磁気共鳴信号を受信するように構成され、コイルは、導体と、導体に冷却液を流すように構成された冷却構成とを備える。

【0055】

一実施形態においては、導体は、流体管内に設けられ、コイルは、流体管内に液体が流れるように配置される。

50

【 0 0 5 6 】

一実施形態においては、コイルは、管に液体を注入するポンプを備える。

【 0 0 5 7 】

一実施形態においては、導体はチューブであり、液体は、チューブの内腔内を流れる。

【 0 0 5 8 】

一実施形態においては、導体の少なくとも一部は、液体を含む流体密封容器内に設置される。

【 0 0 5 9 】

一実施形態においては、導体は、巻線を形成し、巻線は、液体が隣接した巻線間を循環できるように、互いに間隔を空けている。

10

【 0 0 6 0 】

既知の磁気共鳴装置においては、多数のコイルが、関心体積において生成される場の強度を最大化する、または、それぞれ関心体積において生成される磁気共鳴信号へのそれらの感度を最大化するように競争するということが分かった。以下においては、関心体積において予分極静磁場を生成するため、かつ関心体積において生成される磁気共鳴信号を感知するための単一のコイルを使用することにより、関心体積への磁気アクセスまたは電磁アクセスに対する、この競争を緩和する磁気共鳴装置が開示される。

【 0 0 6 1 】

図 1 は、一実施形態に従った NMR システム 1 0 0 を示す。NMR システム 1 0 0 は、静磁場 $B_{0\text{prepolaris}}$ を作り出すための兼用コイル 1 1 0 を備える。この場合は、図 1 において垂直方向に延びるように示されるが、これは必須ではない。以下で更に説明されるように、兼用コイル 1 1 0 は、通電および非通電され、場 $B_{0\text{prepolaris}}$ は、それに応じて活性化および非活性化されうる。

20

【 0 0 6 2 】

システム 1 0 0 は、2つのコイル 1 2 0 および 1 3 0 を更に備える。コイル 1 2 0 も静磁場 $B_{0\text{measurement}}$ を生成する。図 1 から分かるように、この場合は、場 $B_{0\text{prepolaris}}$ に実質的に直角に延びる。兼用コイル 1 1 0 のケースのように、コイル 1 2 0 は、通電および非通電され、場 $B_{0\text{measurement}}$ は、それに応じて活性化および非活性化されうる。

【 0 0 6 3 】

コイル 1 3 0 は、場 $B_{0\text{measurement}}$ により生成された歳差運動周波数において、 B_1 ラジオ周波数 (RF) 磁場を作り出す。 B_1 場は、 $B_{0\text{prepolaris}}$ および場 $B_{0\text{measurement}}$ に対して、実質的に直角に延びる。既知の NMR の RF コイルのケースと同様に、 B_1 場は、活性化および非活性化されうる。

30

【 0 0 6 4 】

兼用コイル 1 1 0 ならびに2つのコイル 1 2 0 および 1 3 0 は、磁場 $B_{0\text{prepolaris}}$ 、 $B_{0\text{measurement}}$ 、および B_1 が、NMR 測定の対象となる、患者などの、対象により占有される空間 1 4 0 において生成されるように構成されている。

【 0 0 6 5 】

一実施形態においては、 $B_{0\text{prepolaris}}$ は、空間 1 4 0 内で約 5 0 m T ~ 約 3 0 0 m T に変化してよい。一実施形態においては、 $B_{0\text{measurement}}$ は、空間 1 4 0 内で約 1 m T であってよい。一実施形態においては、 $B_{0\text{measurement}}$ は、空間 1 4 0 内で約 2 m T であってよい。

40

【 0 0 6 6 】

システム 1 0 0 の特定の構成を図 1 に示すが、図 1 に示す磁石およびコイルの空間的配置は必須ではない。例示の実施形態においては、生成された磁場は、互いに対して実質的に相互に直角である。別の実施形態においては、2つの場の方向は、平行である。兼用コイル 1 1 0 ならびにコイル 1 2 0 および 1 3 0 は、図 1 では間隙により互いに間隔を空けるように示されているが、これらの間隙は、例示を目的として示されているだけであり、示されているいくつかまたは全ての間隙は、図示されたシステム 1 0 0 の物理的実装においては省略されてもよいし、兼用コイル 1 1 0 ならびにコイル 1 2 0 および 1 3 0 のいく

50

つかまたは全てが、代わりに、単一ユニットで提供されてもよいことは、同様に理解されるであろう。一例においては、コイル 1 2 0 および 1 3 0 は、単一のプリント基板 (printed circuit board (PCB)) の一部を形成してよい。

【0067】

図 2 は、兼用コイル 1 1 0 ならびにコイル 1 2 0 および 1 3 0 の活性化シーケンス 2 0 0 を示す。図 3 A ~ 図 3 C は、適用された場の様々な状態から得られる分極ベクトルの状態の変化を示す。初めのステップ 2 1 0 において、 $B_{0\text{prepolarise}}$ 場が図 3 A に示すように生成されるように、兼用コイル 1 1 0 が通電される。場 $B_{0\text{prepolarise}}$ を適用する期間は、所望の撮像パラメータを提供するために選択されうる。例えば、 T_1 コントラストの生成を回避すべき場合、場 $B_{0\text{prepolarise}}$ は、調査されるサンプルにおいて予期される、最長の T_1 を超える期間、適用されてよい。様々なスピン種間の T_1 コントラストが生成される場合、 $B_{0\text{prepolarise}}$ は、1 つのスピン種の T_1 緩和時間よりは短い、他のスピン種の T_1 緩和時間よりは長い期間、適用される。よく知られているように、スピン種に適用される静磁場は、図 3 A に示す矢印により示されるように磁化を生成させる。ステップ 2 2 0 において、兼用コイル 1 1 0 は非活性化され、コイル 1 2 0 が活性化される。上述のように、兼用コイル 1 1 0 およびコイル 1 2 0 により作り出されたそれぞれの静磁場 $B_{0\text{prepolarise}}$ および $B_{0\text{measurement}}$ は、互いに実質的に直角に延びる。兼用コイル 1 1 0 の非活性化およびコイル 1 2 0 の活性化は、短い時間枠、特に、時間 t_{T_1} で生じる。ここで、 T_1 は、 $B_{0\text{prepolarise}}$ または $B_{0\text{measurement}}$ のどちらかと関連する最短の縦緩和時間であり (T_1 は場の強度の関数であるため)、場 $B_{0\text{prepolarise}}$ により生成された分極が、 $B_{0\text{measurement}}$ と並んだ水平面に移る。場 $B_{0\text{prepolarise}}$ との整合から場 $B_{0\text{measurement}}$ との整合への磁化の切替は、図 3 B に示され、歳差運動なしで生じ、正味の磁化を生み出す構成要素は、互いに同相のままである。これは、断熱パルス / 移動 / 切替として知られる。

【0068】

兼用コイル 1 1 0 はステップ 2 2 0 の終わりに非通電されるため、ステップ 2 3 0 においては、受信モードに切り替えられうる。一実施形態においては、一旦、兼用コイル 1 1 0 が受信モードになると、 $RF B_1$ 場が、ステップ 2 4 0 において適用されうる。これにより、図 3 C に示すような、場 $B_{0\text{measurement}}$ の方向の周りの磁化歳差運動により、場 $B_{0\text{measurement}}$ の方向に対して実質的に直角な平面に磁化ベクトルが傾けられる。兼用コイル 1 1 0 が図 3 A に示す方向に場を作り出したため、兼用コイル 1 1 0 は、図 3 C に示す歳差運動磁化ベクトルに対する感度が高い。そのため、兼用コイル 1 1 0 は、このようにして生成された磁気共鳴信号を検出するのに使用されうる。 $B_{0\text{prepolarise}}$ 場を生成するために電磁石を使用することにより、予分極場の強度、方向、および期間は、兼用コイルに印加される電流を変更することにより変化しうる。これにより、勾配と組み合わせた様々な T_1 加重 MR 信号の測定が可能になり、磁気共鳴信号を生じさせる組織の縦緩和時間 T_1 に対応する強度変化を有する画像が提供される。一実施形態においては、予分極場は、組織において予期された T_1 を超える時間、適用され、取得される信号が最大化される。逆に、別の実施形態においては、予分極場は、より短期間、適用されてもよい。これにより、信号強度という代償を払うことになるが、縦緩和に必要な時間が減少し、それに続く予分極および関連する撮像ステップを、予分極場が T_1 より長く活性化された場合よりも早く実施することができる。

【0069】

別の実施形態においては、予分極場を生成する際に使用される様々な電流振幅に対して、画像が取得される。結果として生じる、画像間の予分極場の強度のばらつきにより、 T_1 の関数として、画像コントラストも画像間で変化する。

【0070】

所与の場の強度 B_0 および所与の温度 T におけるスピン $1/2$ の核の n^- および n^+ スピン状態のそれぞれの占有数の差は、以下のように表すことができる：

【数 1】

10

20

30

40

50

$$\frac{n^-}{n^+} = e^{\frac{-\Delta E}{kT}} = e^{\frac{-\gamma \hbar B_0}{kT}}$$

式中、 ΔE は、2つの核のスピンの状態間のエネルギー差であり、 γ は、スピンの磁気回転比であり、 \hbar は、換算プランク定数である。よって、一定温度において、スピン占有数の差は、静磁場強度 B_0 の増加に伴って増加することが理解されるであろう。スピン占有数の差の増加は、より大きな正味の磁化が磁気共鳴信号の生成に使用可能であることを意味する。

【0071】

10

兼用コイル110のコイルは、コイル120よりもかなり高い電流を流すことができる。結果として、予分極 $B_{0\text{prepolarise}}$ 場は、測定場 $B_{0\text{measurement}}$ より場の強度が高い。その結果、スピンの場 $B_{0\text{prepolarise}}$ において定常状態である間のスピン占有数の状態の差は、スピンの場 $B_{0\text{measurement}}$ において定常状態である間のスピン占有数の状態の差よりも大きい。言い換えれば、 $B_{0\text{prepolarise}}$ に従うサンプルは、 $B_{0\text{measurement}}$ に従うサンプルよりも正味の磁化が大きい。

【0072】

ステップ220に関連して上で述べられたような、 $B_{0\text{prepolarise}}$ から $B_{0\text{measurement}}$ に静磁場を切り替えるときに不可避免的に生じるスピン占有数の状態の差の変化は、瞬間的のものではなく、代わりに、縦緩和時間 T_1 により特徴づけられる。その結果として、 $B_{0\text{prepolarise}}$ 場の強度における正味の磁化において実現される利点は、ステップ220に関連して上で述べられたように、静磁場が $B_{0\text{measurement}}$ に切り替えられた後、しばらくの間、維持されることが理解されるであろう。この利点により、定常状態において $B_{0\text{measurement}}$ にさらされるスピンから通常取得できるものより高い信号強度を、スピンを $B_{0\text{measurement}}$ にさらすことにより取得することができる。その結果として、NMR測定は、スピンの T_1 緩和時間により制御されている $B_{0\text{prepolarise}}$ から $B_{0\text{measurement}}$ への切替に続くしばらくの間、 $B_{0\text{measurement}}$ により決定された共振周波数で、 B_1 場を使用して実施されうる。1 mT以下の $B_{0\text{measurement}}$ の小さなノルムにより、 $B_{0\text{measurement}}$ 磁場は低い絶対不均一性および大きな相対不均一性を有することができる。その結果、本明細書において開示された、投影された場の構成における信号のディフェーシングを通じた損失は、回避できる。これにより、 T_1 よりずっと短い時間内に、 $B_{0\text{measurement}}$ に比例するように選択される歳差運動/信号読み出しの周波数に関して、断熱切替が成される限り、長手方向磁化のノルムを、任意に小さくなりうる、 $B_{0\text{prepolarise}}$ であり、 $B_{0\text{measurement}}$ ではないノルムに比例させることが可能になる。断熱切替は、できるだけ早急に完了するのが望ましいが、末梢神経への刺激の規制を破ることはない。一実施形態においては、 $B_{0\text{prepolarise}}$ から $B_{0\text{measurement}}$ への断熱切替は、NMR信号が取得されるスピン種の全ての最短の縦緩和時間 T_1 未満の時間枠内で終了する。2つの場の間の断熱切替は、 $B_{0\text{measurement}}$ の段階的増加に伴う場 $B_{0\text{prepolarise}}$ の段階的低減を伴ってよい。一実施形態においては、NMR信号は、 $B_{0\text{measurement}}$ が完全にランプダウンし、 $B_{0\text{measurement}}$ が完全にランプアップした時点から、NMR信号が取得されるスピン種全ての最短の縦緩和時間 T_1 より短い期間に取得される。別の実施形態においては、NMR信号は、NMR信号が取得されるスピン種全ての最短の縦緩和時間 T_1 が過ぎた後、NMR信号が取得されるスピン種の別の種のスピンの、より長い、または最長の縦緩和時間 T_1 の終わりまで、追加的に取得される。その後、場 $B_{0\text{prepolarise}}$ を再活性化することにより更なる測定サイクルを開始し、再び、検査されるスピンを予分極化することができる。

20

30

40

【0073】

代替的な実施形態においては、場の切替は、断熱ではない。代わりに、場 $B_{0\text{prepolarise}}$ は、 $B_{0\text{measurement}}$ のフル強度で生成されたスピン分布の再分布を可能にしない時間枠において、非ゼロ値まで減少する。一旦、場 $B_{0\text{prepolarise}}$ が十分に小さく、例え

50

ば、そのフル強度の10%になると、 $B_{0\text{measurement}}$ が急速に活性化される一方で、 $B_{0\text{prepolarise}}$ は、同様に急速に非活性化される。このようにして、 $B_{0\text{prepolarise}}$ によって生成された磁化の大きさが維持されるだけでなく、磁化は、 B_1 励起パルスを適用する必要なく、 $B_{0\text{measurement}}$ についての歳差運動も開始する。

【0074】

図4は、一実施形態の兼用コイル110を、予分極場 $B_{0\text{prepolarise}}$ を生成し、交互に、兼用コイル110を受信モードに切り替えるための予分極ドライバ570に接続するために使用されうる一例のネットワーク500を示す。図から分かるように、ネットワーク500は、能動コンポーネントを備えず、代わりに、受動ネットワークである。

【0075】

予分極ドライバへの接続510は、兼用コイル110の各端子と、予分極ドライバへのそれぞれのポートとの間で接続される、2組の交差結合ダイオード520を備える。予分極ドライバ用のポートにつながる端子を横切るコンデンサ540も提供される。コンデンサ540は、システム100が生成または受信するように設計される磁気共鳴信号の周波数を下回るカットオフ周波数でローパスフィルタを形成し、ドライバ570により生成されるより高い周波数信号が、コイル110に伝わるのを防ぐ。一実施形態においては、このローパスは、高周波がドライバ570から来ると予期されず、ポートの入力インピーダンスがコイル110の共振挙動の変化を回避するのに十分なほど高い場合、省略されてよい。このように、ダイオード520を介して予分極ドライバに接続可能なポートから兼用コイル110に、直流が提供されうる一方で、磁気共鳴信号も、予分極ドライバへの漏出が妨げられる。交差結合ダイオード520は、さらに、受信した磁気共鳴信号など、より低い振幅信号を遮断し、コイルが受信モードにあるとき、非常に高いインピーダンスの経路/フィルタを作り出し、ドライバ570により生成されるノイズを除去または少なくとも低減しながら、ダイオードの閾値電圧より高い振幅の信号(すなわち、 $B_{0\text{prepolarise}}$ を作り出す信号)が通るのを許可する。

【0076】

受信サイド550では、2つのコンデンサ560が、接続/ネットワーク510を介して兼用コイルに印加される直流および大きなDC電圧が、受信チェーン590に印加されるのを防ぐ。更なる実施形態においては、更なる交差結合ダイオードが提供され、受信ポートに接続されている2つのコンデンサ560の各々の端子を接地させてよい。

【0077】

図5は、一実施形態の兼用コイル110を、予分極場 $B_{0\text{prepolarise}}$ を生成し、交互に、兼用コイル110を受信モードに切り替え、兼用コイル110が受信したNMR信号を低ノイズ増幅器720に送信するのを許可するための予分極ドライバ710に接続するために使用されうる別の例のネットワーク700を示す。図5に示す回路も、受動コンポーネントのみを備える。図5に示すように、回路はダイオード730を備える。予分極ドライバ710の端子に接続されるシングルダイオードが示されているが、代替的な実施形態においては、代わりに、図4に示す方法で、端子ごとに1組の交差結合ダイオードが提供されてもよい。2つの更なるダイオード740の各々は、寄生容量を備える。兼用コイル110に提示される総容量は、コイル110のインダクタンスと共に、その共振周波数を決定する。本実施形態においては、コイル110の共振周波数は、観察されるNMR周波数を超えるが、観察されるNMR周波数において、またはその近くでは生じないようにするのが望ましい。コンデンサC2は、ダイオード740の寄生容量と直列接続しているため、兼用コイル110に提示される全体容量が低くなる。これにより、コイル110の共振周波数が高くなる。

【0078】

ダイオード730および740は、兼用コイル110が受信したNMR信号に高インピーダンスを提示し、予分極コイルドライバ710への信号漏れを示す。代替的な実施形態においては、ダイオード730は、予分極ドライバ710を兼用コイル110と接続するネットワークの所望のカットオフ周波数に応じて、インダクタに置き換えられうる。代替

10

20

30

40

50

的な実施形態においては、ダイオードは、動作周波数に同調される並列 LC タンク回路に置き換えられる。

【 0 0 7 9 】

上記から理解されるように、受信チェーンからの予分極ドライバの受動的絶縁およびその逆は、2つの分岐の動作周波数差、および使用される（本来、ダイオードスイッチを入れたり切ったりする）様々な信号振幅により可能になる。

【 0 0 8 0 】

受信モード下でのコイル 1 1 0 の使用は、受動スイッチ（すなわち、受信段階を保護する、DC 阻止コンデンサおよびダイオード）を過ぎると、周波数に応じて、所望の任意の通常の受信電子機器と適合されうる。これは、コイルのノードが交差結合ダイオードおよび DC 阻止コンデンサのみと接触する一実施形態においては、コイルが、NMR / MRI における任意の他の受信コイルとして実質的に機能するため、調整され、整合され、1つもしくは複数の周波数で共振しうる、または、単に、例えば、増幅器に直接接続されうるためである。

【 0 0 8 1 】

別の実施形態においては、ダイオード 7 3 0 および 7 4 0 は、コイル 1 1 0 からドライバ 7 1 0 への接続を妨害することができる単純な能動スイッチに置き換えられてよい。

【 0 0 8 2 】

[兼用コイルの磁性コア]

図 6 は、一実施形態の兼用コイル 1 1 0 の軸対称シミュレーションの断面を示す。本実施形態の兼用コイル 1 1 0 は、図 6 の縦座標と一致する軸に対して回転対称である。その結果、兼用コイル 1 1 0 の断面の右端の半分のみが図 6 に示されていることが理解されよう。兼用コイル 1 1 0 は、ソレノイドコイルを形成する巻線 6 1 0 を備える。さらに、ソレノイドの中心に磁性コア 6 2 0 が提供される。本実施形態においては、磁性コアは円筒形である。兼用コイル 1 1 0 により生成された静磁場 $B_{0\text{prepolarise}}$ のシミュレーションの結果も図 6 に示される。このシミュレーションにおいては、磁性コア 6 2 0 はフェライト化合物から成る。高い B 値（約 0.5 T）は、フェライト材料の大まかな輪郭を示す。コイルの巻線における電流密度は、挿入画像で示され、個々のコイルの巻線の断面が強調されている。一実施形態においては、個々の銅の巻線は、それら自体、リッツ断面 / リッツ線から成る。

【 0 0 8 3 】

この磁性コア 6 2 0 は、使用中、患者により占有される領域 6 3 0 において、特に、兼用コイル 1 1 0 の上面の上、約 20 cm までの関心の場合 6 4 0 において、ソレノイド 6 1 0 により生成された磁束を集中させるためのフラックスコンセントレータとして機能する。磁性コア 6 2 0 は、準静的磁場 $B_{0\text{prepolarise}}$ と、兼用コイル 1 1 0 の使用中、関心領域 6 3 0 において生成された高周波磁場との両方に対して高い透磁率を有する。関心領域 6 3 0 において生成された磁気共鳴信号の周波数は、磁場 $B_{0\text{prepolarise}}$ の強度に依存することが理解されよう。場 $B_{0\text{prepolarise}}$ の強度は、次に、コイル 1 2 0 の形状およびコイル 1 2 0 に印加される電流に依存する。一構成においては、磁気共鳴信号の周波数は、様々な中心周波数も推測されうるが、200 kHz ほどであってよい。一実施形態においては、約 40 kHz の中心周波数が使用されてよい。

【 0 0 8 4 】

10

20

30

40

$m\mu'/m\mu''$ により生み出された損失が、コイル抵抗 R 、 $\omega L/R$ により導入されたものよりもけた違いに小さい場合（すなわち、磁性コアがない場合）、磁気共鳴信号の周波数範囲に対する兼用コイルの Q 値全体が増加する。その結果、磁性コア620の材料の選択が重要になる。一実施形態においては、磁性コア620は、フェライトなどの軟強磁性材料、例えば、Ferroxcube 3c95から成る。図7は、この材料の、それぞれ、実数透磁率および虚数透磁率、 μ' および μ'' を示す。実数透磁率 μ' は、材料をそのコアとして使用するコイルで実現可能なインダクタンスに寄与し、虚数透磁率 μ'' は、材料の磁気損失に寄与する。そのため、材料は、0 Hzから、コイルを使用して受信することになるNMR信号の最大周波数までの周波数範囲にわたり、虚数透磁率 μ'' を低く保ちながら、実数透磁率 μ' を最大化するように選択される。さらに、材料の飽和場は、 $B_{0\text{prepolarise}}$ が関心体積/標的体積における所定のポイントで生成されたとき、コイルコアで/材料において生成された場よりも高くなることが望ましい。フェライトの伝導率は、十分に低いため、渦電流が流れない、または振幅が小さい渦電流のみが流れうる。その結果、本実施形態においては、受信中に被る誘導損失の量が限定される。一実施形態においては、フェライト内の渦電流の流れは、フェライトを、互いに電氣的に絶縁されている複数の小さな部分に分割することにより、更に低減される。

10

【0085】

磁性コア620の使用は、分極化に使用される磁場の強い場増幅を支持する。上記から理解されるように、結果としての $B_{0\text{prepolarise}}$ の増加が、利用可能な磁気共鳴信号を直線的に増加させた。磁性コア620の存在は、さらに、コイル110の受信感度も増加させる。これにより、次に、信号のノイズが目に見えて増加することなく、信号受信が改善される。一実施形態においては、この技術は、設計もしくは後処理において説明される勾配磁場におけるコアの効果を有する、または、修正手順（例えば、勾配場に対するシム（shim）状手順）で相殺される効果を有する、MRIに必要な他の周辺機器（例えば、傾斜磁場コイル）と共に使用される。

20

【0086】

コアを使用することにより、コイルにより生成された磁場（または磁気共鳴信号へのその感度）は、所望の関心体積へ向けられうる。逆に、コアの使用は、磁気共鳴測定に関心事ではない、または、干渉の潜在源でさえありうる、コイルの外側の領域に、場が生成されるのを防ぐことができる。コアは、そのため、コイルの磁場/感度を形作るのに使用されてもよく、磁気シールドとして使用されてもよいし、磁気シールドとして機能するように拡張されてもよい。このようにして、予分極場は、患者/コイルの指定された測定体積にのみ向けられるため、検査室の残りの、潜在的に有害な、または少なくとも望ましくないフリッジ場を減少させることができる。

30

【0087】

コイル110および磁性コア620の特定の形状が図6に示されるが、これらの形状は必須ではなく、他のコイルおよびコア形状が、代わりに選択されてもよいことが理解されよう。より一般的には、ただし理論に縛られることは望まないが、磁性コア620は、受信コイルの最大寸法（すなわち、図6の例のコイル直径）未満である関心の場640からの距離に、優位に位置する。このようにして、RF感度の増幅は、等しい形状だが、強磁性コアが除かれたコイルと比較したとき、関心の場において実現されうる。他の実施形態においては、磁性コアの形状は、非円筒形であってよい。例えば、一実施形態においては、コアは、円錐台形状を有し、その錐台の2つの円形の面の小さい方の面が関心体積に面してよい。他の実施形態においては、コア形状は、対称ではない、または回転対称ではない。一実施形態においては、コアの形状は、一様ではなく、コアおよび/またはコイルの形状の数値設計最適化プロセスの結果として得られたものであり、関心体積におけるコイルおよびコアの組み合わせにより実現する単位sqrtワットあたりの磁場強度を最大化してよい。

40

50

【 0 0 8 8 】

図 6 に示す磁性コア 6 2 0 に加えて、一実施形態においては、兼用コイル 1 1 0 は、シールド 6 5 0 を更に備える。図 6 に示す実施形態においては、シールドは、関心領域 6 3 0、すなわち、患者が核磁気共鳴検査のために位置付けられる領域に面していない全ての面において、ソレノイド 6 1 0 および磁性コア 6 2 0 を取り囲むように提供される。このようにして、フリンジ磁場の漏出は抑制されうる。シールド 6 5 0 は、軟強磁性材料から成りうる。図 6 では、3 面においてソレノイド 6 1 0 を取り囲む、連続構造のシールドを示したが、この構造は必須ではないことが理解されよう。代わりに、シールド 6 5 0 は、より少ない面に、例えば、関心領域 6 3 0 の反対のソレノイド 6 1 0 の面のみに、またはソレノイド 6 1 0 を取り囲む 1 つもしくは複数の面のみに提供されうる。別の実施形態においては、シールド 6 5 0 は、互いに結合されている多数のパーツ、または、シールド 6 5 0 の個々のコンポーネントを互いに直接固定して接合してはいないが、固定素子により互いに固定された関係で保持されている多数のパーツから成りうる。同時に、受信コイルの下および側面での磁性コアの使用は、信号の方向選択性も生み出し、所定の関心体積に場を投影し、そこで、コイルのほぼ上の / 関心体積内の双極子から来る力線のみが、コイルの中心で磁束変化を生み出すことにより、コイルに電圧が誘導される。このことは、コイルの相互場 (r e c i p r o c a l f i e l d) を通じて理解されうる。ある場所にごくわずかしかな場を作り出せないコイルは、その場所の双極子が、同一の双極子振幅の場合、コイルに相当な電圧を誘導できないことも意味する。

10

【 0 0 8 9 】

別の実施形態においては、側面および下に、図 6 に示すシールド 6 5 0 を取り囲む、更なる、より薄いシールドが提供される。この更なるシールドは、関心体積の外側の漂遊磁場を更に減少させ、システムの安全性を向上させる。一実施形態においては、この更なるシールドは、コイル 1 1 0 の患者に面している面よりも垂直に高く延び、関心体積の側面の漂遊磁場も遮蔽される。一実施形態においては、更なるシールドは、コイル 1 1 0 および / またはシールド 6 5 0 から取り外し可能である。

20

【 0 0 9 0 】

ポータブルな N M R システムにおいては、周辺環境にわたる制御性が低いため、磁気遮蔽は特に重要である。多くの管轄区域は、動作中の N M R システムの周辺に非安全ゾーンを課す。このゾーンは、典型的に、フリンジ場が 5 ガウス (0 . 5 m T) まで減衰した等高線により定義される。法律はさておき、5 ガウスより大きい磁場の強度は、ペースメーカーなどの、手術による移植に悪影響を与えるが、これは、当然、望ましくない。

30

【 0 0 9 1 】

永続的な超電導磁石または永久磁石とは対照的に、電磁石を使用する N M R システムの実施形態は、非活性化状態においてフリンジ場を有さないため、有利である。これにより、運搬が容易になる。

【 0 0 9 2 】

図 8 A は、一実施形態に従った、軸対称 N M R システムの断面図の半分を示す略図である。N M R システム 7 0 0 は、磁性コア 7 7 0 を有する兼用コイル 7 1 0 と、カウンターコイル 7 2 0 と、アクティブノイズキャンセレーション (A N C) コイル 7 3 0 と、磁気構造 7 6 0 とを備える。図示する実施形態においては、N M R システム 7 0 0 は、撮像体積 7 5 0 内に、検査を受ける患者が横になれるベッド 7 4 0 を更に備える。図 8 B は、図 8 A に示すものに類似する、一実施形態に従った N M R システムの 3 次元等角投影図を示すが、患者のベッドの長さの一部に沿って延びるフラップ 7 6 0 b を備え、患者の頭部が兼用コイル 7 1 0 の中心場に位置付けられている。図 8 C は、図 8 A に示す N M R システムの一部の詳細図を示す。図 8 A に示すように、磁性コア 7 7 0 の中心部は、おおよそコアの厚さの下半分が中空である。この領域に高透磁率材料を充当しても、兼用コイルの操作に、ほとんどまたは全く利点はなく、望ましくない重量が加わることになる。一実施形態においては、この空間は、磁性コア 7 7 0 の材料の熱伝導率を超える熱伝導率を有する材料で満たされる。

40

50

【 0 0 9 3 】

[兼用コイル 7 1 0]

上で既に詳述したように、兼用コイル 7 1 0 は、予分極のために DC 条件下で操作され、NMR 信号を受信するために AC 条件下で操作される。しかしながら、予分極のための、かつ NMR 信号を受信するためのコイルに対する最適パラメータは変わりうるため、図 9 A に示すように、一実施形態においては、兼用コイル 7 1 0 は、複数の部分 (L 1、L 2、L 3、L 4、および L 5) に分けられる。

【 0 0 9 4 】

図 9 B は、別の兼用コイル 7 1 0 の部分 L 1 ~ L 4 を、それぞれ、電源および前置増幅器に接続するための回路を示す。図 9 B の兼用コイルは、L 5 を備えない。しかしながら、図 9 A に示す兼用コイルのインダクタ L 5 は、図 9 B のインダクタ L 1 ~ L 3 の場合と同様に接続されている。図 9 A および図 9 B の回路は、ノイズ低減回路を介して電源 (不図示) に接続されている。ノイズ低減回路は、例えば、米国特許第 4 9 0 6 9 3 1 号 (全体が参照により本明細書に組み込まれる) の図 8 および付随する説明により、スキルのある読み手には既知である。

【 0 0 9 5 】

いくつかの実施形態においては、兼用コイル 7 1 0 を備える各コイル (L 1、L 2、L 3、L 4) は、比較可能なパラメータ (例えば、半径、巻数、材料など) を有する。本発明はそれに制限されないこと、および、代替的に、コイルのいくつかまたは全てが、様々な半径、回転対称の軸に沿った様々な厚さ、様々な巻数、様々な材料など、様々なパラメータを有してよいことが理解されるであろう。加えて、個々の巻線の高さ / ワイヤの太さは、コイル内で異なりうる。さらに、4 つまたは 5 つのサブコイルを有する兼用コイルが実施形態に示されるが、本発明はそれに制限されないこと、および、代わりに、兼用コイルを形成するのに、異なる数のサブコイルが使用されてよいことが強調される。

【 0 0 9 6 】

[DC 操作]

図 9 B の回路に示されるように、各コイル (L 1、L 2、L 3、L 4) は、DC 電流がコイルの各々を流れることができるように、それぞれのダイオード (D 1、D 2、D 3) を介して、直列に接続されている。コイル (L 1、L 2、L 3、L 4) は、そのため、静的な予分極場を生成するように機能することができる。コイル (L 1、L 2、L 3、L 4) 間の相互誘導結合は、コイル設計次第であるが、典型的に強力である。DC 操作のため、コンデンサ C 1 ~ C 8 は、高インピーダンスを有する、または開回路を表すとさえ見なされうる。

【 0 0 9 7 】

[AC 操作]

AC 操作の場合、インダクタが受信した非常に小さな信号に対するダイオードのインピーダンスは、実質的に非導電であると見なされうるほどの大きさである。当業者には明らかなように、AC 操作の場合、図 9 B に示す回路は、各インダクタ (例えば、L 4) が、その両側の 2 つのコンデンサ (導体 L 4 の場合、C 4 および C 5) により直列に接続され、結果として得られる 4 つの直列 CLC 回路が互いに並行して接続されている回路に変更される。この並列接続により、AC 受信中の兼用コイル 7 1 0 の実効インダクタンスを、DC 操作中のその実効インダクタンスよりもずっと低くすることができる。これにより、コイルの自己共振周波数が増加するが、ダイオードが開いているときでさえ、受信セクションの感度は減少しない。

【 0 0 9 8 】

NMR 信号を受信するため、コイルの 1 つ (例えば、L 4) の一部または全てが使用される。コンデンサ (不図示) は、動作周波数においてコイルを共振させるため、このコイルと並行して接続される。この調整には、動作周波数より大きい、兼用コイル 7 1 0 の自己共振が必要となる。スキルのある読み手であれば、この要求を満たす能力を有する。

【 0 0 9 9 】

10

20

30

40

50

コイル（すなわち、L 4）が受信した NMR 信号は、続いて、DC 阻止コンデンサを通して、前置増幅器に送られる。任意選択的に、前置増幅器はノイズと整合したものであり、NMR 信号は、フィルタリングネットワークおよび/またはブランキングスイッチを通して更に送られる。一実施形態においては、スイッチド減衰または離調回路は、コンデンサ（C 1、C 2、C 3、C 4）の共通のノードと、コンデンサ（C 5、C 6、C 7、C 8）の共通のノードとの間に接続され、励起パルス中にコイル（L 1、L 2、L 3、L 4）に誘導される電流のリングダウンを短縮する。

【0100】

コイルの1つ（例えば、L 3）の一部または全ても、励起ために使用されうる。コイルの同じ部分が、（図示された例の L 4 において）励起および感知のために使用される場合、T/R スイッチは、DC 阻止コンデンサを経て、コイル（すなわち、L 4）の同じポートに接続され、コントローラは、ダイオードに適用された逆バイアスを制御し、励起パルス中の伝導が最小限に抑えられるように使用される。別の実施形態においては、コイルの、受信のために使用される部分とは異なる部分が、励起のために使用され、受信モードにおいてコイルから送信チェーンを分離する回路と、送信モードにおいてコイルから前置増幅器を分離する回路とが提供される。代替的な実施形態においては、受信チェーンに流出した送信信号を能動的に取り消す回路が、送信チェーンおよび前置増幅器を分離するのに使用される。

【0101】

[カウンターコイル 720]

いくつかの実施形態においては、NMR システムは、カウンターコイル 720 を備え、兼用コイル 710 により生成されたフリンジ場を補うことにより、兼用コイル 710 の磁気フットプリントを低減させる。図 8 A に示す実施形態においては、カウンターコイル 720 は、兼用コイル 710 の周囲に同心円状に巻き付けられている。

【0102】

好ましくは、カウンターコイル 720 の磁気双極子モーメントは、たとえ反対のサインだとしても、兼用コイル 710 のものと同じまたは類似であるように構成されている。これは、半径および巻線の数の制御を通じて実現されうる。いくつかの使用事例においては、しかしながら、この半径の上限は、物理的制約条件（例えば、利用可能空間）により制限されている。カウンターコイル 720 は、続いて、等しい電流および逆の電流がコイル 710、720 に印加されたとき、兼用コイル 710 により生成されたフリンジ磁場を、少なくとも部分的に、取り消すことができる。

【0103】

いくつかの実装においては、兼用コイル 710 の磁場プロファイルは、時間と共に変化する。好ましくは、カウンターコイル 720 により生成された磁場は、フリンジ場を効果的に補うために、同じ時間的に変化するプロファイルを示す。一実施形態においては、兼用コイル 710 およびカウンターコイル 720 は、各コイルに供給される電流振幅がいつでも同一であるように、直列に接続される。そのような実装においては、入力電力は、コイル 710、720 の相対抵抗に応じて、コイル 710、720 間で分けられる。磁化が大きくなると信号品質が改善されるため、カウンターコイル 720 の抵抗は、兼用コイル 710 により引かれる電力が最大化されうるように、好ましくは、最小限に抑えられる。一実施形態においては、カウンターコイル 720 の巻線に使用されるワイヤは、兼用コイル 710 のものより断面が大きいいため、カウンターコイルの抵抗を減少させる。代替的な実施形態においては、カウンターコイル 720 は、兼用コイル 710 よりも巻線を少なくし、その抵抗を減少させる。別の実施形態においては、カウンターコイル 720 は、兼用コイル 710 よりも巻線が少なく、兼用コイル 710 よりもワイヤの断面が大きい。

【0104】

一実施形態においては、カウンターコイル 720 および兼用コイル 710 は、それらの双極子ベクトルが一致するように、互いに同心である。コイル 710、720 は、平面視で、同じ形状であってもよいし、異なった形状であってもよい。例えば、コイル 710、

10

20

30

40

50

720は、円形、多角形などであってよい。

【0105】

測定のための予分極場を減少させないように、関心領域750は、カウンターコイル720により生成された磁場から遮蔽されることが更に望ましい。NMRシステムの実施形態は、関心領域750から離して磁束を導く方法で、カウンターコイル720の磁場プロファイルを成形するように構成されている磁気構造760を備える。磁気構造760は、以下で更に詳述される。

【0106】

[磁気構造760]

磁気構造760は、兼用コイル710の磁性コア770に磁氣的に結合する様々なコンポーネントを備える。当然のことながら、磁気構造760は、その体積内に磁束を集中させ、それにより、NMR装置の別の部分における磁束線の経路、視野、または自由空間に影響を与える。上述のように、カウンターコイル720は、兼用コイル710により生成された静磁場のフリンジにおいて、兼用コイル710により生成された静磁場と実質的に等しい、かつ反対の静磁場を生成し、それにより、兼用コイル710により生成された静磁場のフリンジを取り消す、または少なくとも減少させるように構成されている。低抵抗の磁束経路を提供することにより、特に、関心領域750に対して見たときにカウンターコイル720の下に示すプレート760aおよびカウンターコイル720の外側に示すフラップ760bを通して、カウンターコイル720により生成された磁束線は、関心領域750(ROI)/撮像体積に対して見たとき、カウンターコイル720の方へ、かつカウンターコイル720の外側へ焦点が合わせられる。このようにして、カウンターコイル720は、兼用コイル710により生成されたフリンジ場を減少させる/フリンジ場に対抗する場を生成することができる。一方、ROIにおいてカウンターコイル720により生成される場のマイナスの影響/壊滅的な影響は、許容レベルまで減少する。

【0107】

一実施形態においては、磁気構造760は、その下で静磁場の生成を低減する助けとなる上部ケーシング760c、1つまたは複数のケーシング側面760d、および/またはANCコイル730の内部に提供される環状の内側磁気構造760eを更に備える。他のコンポーネント760a~760eの何れかがない場合のコンポーネント760a~760eの何れかの個々の使用も、明確に熟考されている。また、コンポーネント760aおよび760bが、コンポーネント760c~760eなしでも上述したように互いに組み合わせて使用されることも、明確に熟考されている。一実施形態においては、コンポーネント760cは、磁性コア770を磁気構造760の他のコンポーネントに接続させる。

【0108】

図8Cは、一実施形態の磁気構造760への更なる有益な修正を示す。図8Cに示すように、カウンターコイル720の内側に、更なる環状のコア760fが提供される。この更なる環状のコア760fは、ROIにおいてカウンターコイル720により生成された場の強度を更に減少させる役割を果たす。

【0109】

図10Aおよび図10Bは、カウンターコイル720を有する(図10B)、およびカウンターコイル720を有さない(図10A)、NMRシステムの実施形態についての、(5Gまたは0.5mTの等高線により定義されるような)非安全ゾーンの2次元軸対称シミュレーションの断面図を示す。図10Aにおいて、磁気構造760は、兼用コイルを伴う磁性コア770のみから成る。一方、図10Bにおいて、磁気構造760は、コンポーネント760a~760eとカウンターコイル720とを更に備える。

【0110】

図10Aと図10Bとを比較すると分かるように、非安全ゾーンのおおよその半径は、約90cmから70cmに減少する。両方のシミュレーションにおいて、総電力消費量は4000kWに固定され、カウンターコイルは300W未満であった。カウンターコイル720と磁気構造760とを備えるNMRシステムの実施形態は、そのため、電力消費へ

10

20

30

40

50

のわずかな費用で、フリッジ場のフットプリントを大幅に減少させることができる。

【 0 1 1 1 】

図 8 B に戻って参照すると、磁気構造のフラップ部 7 6 0 b が、患者のベッド 7 4 0 の各長いへりの少なくとも一部に沿って延びることが分かる。各フラップ部 7 6 0 b は、ベッドの長いへり全体に沿って、またはその一部に沿って延びうる。好適な実施形態においては、患者のベッド 7 4 0 の全長に沿って延びていないフラップ部 7 6 0 b は、兼用コイル 7 1 0 の垂直中心線の両側で同じ長さで延びる。

【 0 1 1 2 】

いくつかの実施形態においては、各フラップ部 7 6 0 b は、(図 8 B に示すように) 使用するための拡張位置と、運搬のためにしまい込まれる位置との間で折りたたみ可能で、患者に患者のベッドへのアクセスを提供する。図 8 A から推定できるように、システムの幅は、約 1 . 2 m から、しまい込まれる位置の約 1 m まで減少する。これにより、出入口、廊下、エレベータなどを通るシステムの操作性が改善するが、このことは、ポータブルな NMR システムでは重要なことである。拡張位置では、フラップ部 7 6 0 b は、患者のベッド 7 4 0 から上向きかつ外側に延びる。

10

【 0 1 1 3 】

いくつかの実施形態においては、各フラップ部 7 6 0 b の重量は、操作者が 1 人でフラップ 7 6 0 b を拡張位置としまい込まれる位置との間で動かすことができるように、1 0 k g 未満、より好ましくは 5 k g 未満である。

【 0 1 1 4 】

折り畳み式のフラップ部 7 6 0 b を有する磁気構造 7 6 0 を備える NMR システムの実施形態は、そのフラップ部 7 6 0 b と、磁気構造 7 6 0 の残りの部分との間に間隙を要求し、折り畳みの動きを可能にしてよい。1 c m 未満の間隙幅を有する実施形態においては、間隙が有する性能への影響は、許容範囲である。いくつかの実施形態においては、磁気構造 7 6 0 の他の部分間に間隙があってよい。いくつかの実施形態においては、これらの間隙の幅は 1 c m 未満であり、間隙が有する性能への影響は許容範囲となる。

20

【 0 1 1 5 】

特定の実施形態においては、磁気構造 7 6 0 はフェライト化合物から成る。ただし、高透磁率の他の材料も可能である。磁気構造のパーツ、例えば、兼用コイル 7 1 0 を伴う磁性コア 7 7 0、および磁気構造 7 6 0 は、同じまたは異なる磁性材料から成る。例えば、一実施形態においては、磁性コア 7 7 0 の異なるパーツ 7 6 0 a ~ 7 6 0 e が、異なるフェライト材料から成ってよい。より一般的には、磁性コア 7 7 0 のパーツ 7 6 0 a ~ 7 6 0 e は、同じまたは異なる高透磁率材料の任意の組み合わせを含んでよい。このように、材料の選択、特に、材料の透磁率は、材料が使用されるコンポーネントの技術的要件に合致されうる。材料の選択では、そのため、透磁率の要件がそれほど厳しくないコンポーネントには、費用対効果の良い材料を使用することができる。

30

【 0 1 1 6 】

いくつかの実施形態においては、磁気構造 7 6 0 は、使用のために共に結合されるパーツの集合である。これにより、製造コストが減少し、組み立て易さが向上する。各パーツは、同様に、1 つまたは複数のサブパーツから成りうる。一実施形態においては、兼用コイル 7 1 0 を伴うコア 7 7 0 は、例えば、互いに電氣的に絶縁されている複数のコンポーネントから成る。一実施形態においては、個々のコンポーネント間の絶縁層は、兼用コイル 7 1 0 の縦軸を含む、半径方向に延びる平面において延びる。任意選択的に、磁気構造 7 6 0 および / またはコア 7 7 0 のパーツ (またはサブパーツ) は、電気抵抗層で被覆され、隣接したコンポーネント間の伝導を制限し、それにより、可能な渦電流ループのサイズが限定される。

40

【 0 1 1 7 】

[コイル冷却および温度管理]

場 $B_{0prepolari se}$ の強度は、兼用コイル 1 1 0 が予分極場 $B_{0prepolari se}$ を生成するのに使用されたとき、兼用コイル 1 1 0 において使用される電流の振幅と共に増加する。場

50

B₀ prepolariseの強度が高いと、スピン状態の占有率の利用可能な差が大きくなり、その結果として、利用可能な磁気共鳴信号が大きくなると仮定すると、兼用コイル110において可能な限り高い電流を使用し、B₀ prepolarise場を生成することが望ましいという結果になる。高電流の使用は、抵抗加熱による兼用コイル110の温度上昇につながる。複数の実施形態においては、兼用コイル110は、能動冷却から恩恵を受け、兼用コイル110に印加されうる直流を更に増加させることができる。他のコイル、例えば、カウンターコイル720、ANCコイル730、および、いくつかの実施形態において提示された撮像パルスのために使用されるPCBも、温度管理から利益を得る。

【0118】

特に、撮像測定にわたり、抵抗加熱が管理されないままでは、性能に悪影響を与えるポイントまでコイルの温度が上昇しうる。システムの磁気構造760またはベッド740など、他のコンポーネントも、加熱により悪影響を受ける、および/または、加熱を悪化させさえする可能性がある。

10

【0119】

いくつかの実施形態においては、磁気構造760およびコア770の透磁率および電力損失は、温度に依存する。フェライト化合物ベースの磁気構造760またはコア770を有する実施形態においては、磁気構造760およびコア770が熱流出バリアとして機能する程度に、比較的低い熱伝導率のフェライト化合物により熱流出が制限される。当然、ベッド740の上の患者が感じる温度が、安全かつ快適なレベルに維持されることが何よりも重要である。そのため、受動冷却素子および/または能動冷却素子のどちらも使用する温度管理システムが望ましい。

20

【0120】

いくつかの実施形態においては、NMRシステムは、能動的な電気および/または機械素子として、1つまたは複数の熱交換器を備え、コイルおよびベッドから離して熱を除去する。そのような能動素子は、抽出器により生成されたEMIノイズまたは渦電流バックフィールドが、磁気構造760により、少なくとも部分的に遮蔽されるように位置してよい。一実施形態においては、熱抽出器は、磁気構造760により囲まれている、または部分的に囲まれている。一実施形態においては、熱抽出器は、ベッドの真下、電子機器ボックスの内側、任意選択的に、アルミニウム板上に位置する。

【0121】

好ましくは、能動素子は、NMR出力信号への影響が最小限に抑えられるほど、コイルおよびベッドから十分に遠く離れて設置される。とは言え、NMR装置の寸法が、これを不可能にする可能性もある。そのような状況において、磁気コンポーネント760cおよび760dにより形成された筐体など、磁気遮蔽のための筐体内に能動素子を設置するのが有利となる。この筐体については、以下、更に詳述される。高熱伝導率を有する1つまたは複数の受動冷却素子は、続いて、熱をそれらの能動素子へと向けるように配置される。受動冷却素子の例が、以下に提供されるが、熱伝導率は高いが、電気伝導率および透磁率は無視できるほどである材料が使用されうる。

30

【0122】

図11は、一実施形態に従った、NMRシステムの受動冷却素子1010と磁気構造1020とを互いに組み合わせた構成の略図である。磁気構造1020は、星形の磁性コア1024から延びる、複数の半径方向延長部分1022と、部分1022の半径方向遠位端によって決まる、それぞれ上向きに延びるテール部分1026とを備える。受動冷却素子1010は、部分1022と部分1026との間の空間を占めるように配置されている。互いに組み合わせた構成により、ベッドから離れた(すなわち、下向きの)効果的な熱伝達が促進される。能動冷却素子は図10Aおよび10Bに示されないが、受動冷却素子は、コイル(例えば、兼用コイル)から能動素子へ、かつベッドから離れて延びることが理解されよう。8つの延長部分1022を有する構成を図11に示すが、異なる数の延長部分および関連したテール部分1026も同様に可能であり、想定されることが理解されるであろう。

40

50

【 0 1 2 3 】

磁気構造 1 0 2 0 の、その周辺における離散的な特性により、部分 1 0 2 6 の真上の領域に磁束が集中するが、それでも、この特性の局所的な磁束の集中により、性能に悪影響を及ぼす R O I または撮像体積 7 5 0 における予分極場の不均一性は生じないことが分かった。受信のための兼用コイル 7 1 0 の性能も、同様に影響を受けない。

【 0 1 2 4 】

また、図 1 1 に示す互いに組み合わせた構成は、磁気構造および兼用コイルの全体が取り囲まれる手法より、体積、重量、および費用の観点で、熱伝導材料の使用を効果的にする。

【 0 1 2 5 】

図 1 2 は、一実施形態に従った、兼用コイル 1 1 1 0 の断面を示す略図である。既に述べたように、兼用コイル 1 1 1 0 は、複数の別々のコイル 1 1 2 0 を備える。図示するように、これらのコイルは、それぞれの受動冷却層 1 1 3 0 により、互いに間隔を空けている。これらの層は、コイルのセクションから熱を引き抜くのに役立ち、それがなければ、コイル自体を通る熱伝導が必要となる。これらの層の厚さは、必要な熱流出と、NMR システムにおいて兼用コイル 1 1 1 0 に割り当てられる体積とに従って選択される。図 1 1 に示す実施形態と組み合わせで使用されるとき、層 1 1 3 0 は、熱伝導性の高い方法で、図 1 1 の熱伝導構造に接続される。

【 0 1 2 6 】

いくつかの実施形態においては、図 1 1 の受動冷却素子 1 0 1 0 および / または図 1 2 の層 1 1 3 0 は、窒化アルミニウム、窒化ホウ素、アルミナ、またはそれらの組み合わせなど、熱伝導セラミックから成る。

【 0 1 2 7 】

図 1 3 は、3 8 6 0 W の分極コイル、1 4 0 W のカウンターコイル、および図 1 1 に示す互いに組み合わせた構成を有して動作し、図 1 2 に示す受動冷却層 1 1 3 0 を更に備える NMR システムについての、7 回の測定サイクルにわたる、ベッド、磁気構造、および兼用コイル 1 1 1 0 のシミュレーションされた温度プロファイルを示す。NMR システムが測定間にダウンタイムを有して動作すると想定されるため、シミュレーションは、システムの負荷サイクルも考慮した。図示するように、3 回の測定サイクル後、システムが平衡に達し、温度は、それに続く各測定サイクルで同じ最大値に達する。室温は、2 4 ° C と想定される。ベッドを覆う絶縁体の表面の温度が安全性限界内である 3 8 ° C の最大値に達する一方で、コイル 1 1 1 0 および磁気構造の内側の温度は、許容できる範囲内に留まる。図 1 4 は、時間 = 3 . 7 2 5 h r での、図 1 3 に示すシミュレーションされた NMR システムの温度分布を示し、これは、最後にシミュレーションされた測定サイクルの最大温度と一致する。兼用コイル 1 1 1 0 の内側にホットスポットが生じているように見られるが、温度は低下しており、システムから熱を取り除くという図 1 1 および図 1 2 における構成の有効性が示されている。

【 0 1 2 8 】

兼用コイルを能動的に冷却する他の方法も考えられる。一実施形態においては、兼用コイル 1 1 0 の巻線を形成する導体が、管の内部に、好ましくは同軸で、位置する。冷却液がその管を通して送り出され、余分な熱を除去する。別の実施形態においては、コイルの巻線は、銅管など、導電性の管から成り、その内腔を通して、冷却液が送り出されうる / 流れうる。更に別の実施形態においては、兼用コイル 1 1 0 は、冷却液が循環する流体密封容器に沈められてよい。兼用コイル 1 1 0 の巻線は、互いに間隔を空け、巻線間への冷却液の浸透を可能にしてよい。一実施形態においては、蒸発する任意のクーラントが、兼用コイル 1 1 0 およびクーラントを保持する容器に再供給される前に、取り込まれ、冷却 / 凝縮され、液体の状態に戻される。

【 0 1 2 9 】

[アクティブノイズキャンセレーション (A N C) コイル 7 3 0]

いくつかの実施形態においては、NMR システムは、1 つまたは複数の A N C コイル 7

10

20

30

40

50

30を備える。図8Aに示す実施形態においては、システムは、1つのANCコイル730を備える。ANCコイル730は、関心領域750への感度は最小である一方、ノイズの遠く離れた源（すなわち、遠距離場における源）への感度は最大となるように構成されている。図8Aに示すANCコイル730が兼用コイル710を取り囲んでいるため、ANCコイル730は、兼用コイル710がノイズを拾いやすい、兼用コイル710の周囲の任意の方向から放出される不要な外部ノイズを検出することができることが理解されるであろう。ANCコイル730で測定されるバックグラウンドノイズは、続いて、実際のNMR信号をより正確的に判断するため、感度倍率を考慮して、測定されたNMR信号から取り去られうる。

【0130】

10

この文脈でのノイズには、ANCコイル730および兼用コイル710の検出部分により検出可能な、任意のコヒーレント電磁干渉（electromagnetic interference（EMI））源が含まれることが理解されよう。しかしながら、コイル自体からのジョンソンノイズなど、インコヒーレントノイズ源は含まれない。

【0131】

信号およびノイズ源へのコイルの相対感度は、その源の位置の関数として、シミュレーションまたは測定されうる。バックグラウンドノイズのスケール係数は、ノイズ源（ S^b ）の位置におけるANCコイル730の相互場の比率により付与される。患者からの信号のスケール係数は、患者（ S^p ）により生成されたNMR信号へのANCコイルの相対感度により付与される。

20

【0132】

つまり、2つの検出コイル（本例においては、mainとheadとで示され、例えば、図9BのコイルL3およびL4であってよいが、任意の利用可能な検出コイルが、それ自体で、または、兼用コイルなど、他の検出コイルと組み合わせて使用されてもよい）および1つのANCコイル730の3つのコイルがある簡略化されたケースの場合、以下の通りである：

【数2】

$$\alpha = \frac{S_{ANC}^b}{S_{main}^b + S_{Head}^b}; \beta = \frac{S_{ANC}^p}{S_{main}^p + S_{Head}^p};$$

30

【0133】

測定されたNMR信号からの効果的なノイズ除去のため、システムは、理想的には、 > 1 かつ < 1 となるように設計される。つまり、ANCコイル730は、検出コイル710よりもバックグラウンドノイズ（遠距離場の源）に対する感度が高く構成されているが、患者からのNMR信号に対する感度は低く構成されている。上記の式において、比率 α および β は、分母における感度の合計を基準に表されているが、兼用コイル710または他の検出コイルの感度は、兼用コイルまたは任意の他の検出コイルの電氣的構成に従って、この文脈では異なって表現されてよいことが理解されるであろう。

40

【0134】

単一のバックグラウンドノイズ源の場合、mainおよびheadの検出コイルにより検出された信号から、ANCコイル730により検出された信号を取り去ることにより、バックグラウンドノイズは取り除かれるが、

【数3】

$$\left(1 - \frac{\beta}{\alpha}\right)$$

50

と等しい係数により、信号が減少することが分かる。

【 0 1 3 5 】

同時に、バックグラウンドノイズを取り去るためにシステムにANCコイル730を備えることにより、ANCコイル730自体に固有な、NMR信号測定にインコヒーレントノイズ（例えば、ジョンソンノイズ）がもたらされる。ジョンソンノイズ、 N は、 $\sqrt{4kTR}$ と等しく、 T は絶対温度であり、 k はボルツマン定数であり、 R はコイルの抵抗である。インコヒーレントノイズの分数的な増加（fractional increase）、

$\frac{N(after)}{N(before)}$ は、 $\sqrt{1+\frac{Z}{\alpha}}$ に等しく、 Z は、 $\frac{T_{ANC}R_{ANC}}{T_{Main}R_{Main}+T_{Head}R_{Head}}$ であることが分かる。

10

【 0 1 3 6 】

分数的な増加は、そのため、兼用コイル710の検出コイルよりもずっと小さい抵抗を有するANCコイル730を構成することにより最小限に抑えられる。別途、より詳細に説明される、受動冷却素子1010も、ANCコイル730の温度を最低限に保つことができるように使用されうる。さらに、システムにANCコイル730を有する場合のインコヒーレントノイズの分数的な増加は、兼用コイル710の操作温度が上昇すれば（他は全て変化なし）、抑えられることに留意すること。

【 0 1 3 7 】

ANCコイル730を有するNMRシステムを、バックグラウンドノイズがなく、（検出コイルの）ジョンソンノイズのみに制限される理想的なシステムと比較したとき、信号対ノイズ比（signal-to-noise ratio (SNR)）が、理想的なシステムの

20

【 数 4 】

$$\left(1 - \frac{\beta}{\alpha}\right) / \sqrt{1 + \frac{Z}{\alpha}}$$

30

倍の値まで減少することも分かる。

【 0 1 3 8 】

とは言え、バックグラウンドEMI信号電力は、ANCコイルの追加的なジョンソンノイズ電力よりずっと大きいと予測されているため、コヒーレントバックグラウンドノイズの除去は、NMR信号のSNRの全体的な改善につながる。大抵の場合、ANCコイル730のジョンソンノイズにより生じるSNRの1~10%の損失は、バックグラウンドEMIノイズにより生じる損失未満となる。

【 0 1 3 9 】

カウンターコイル720と同様、兼用コイルを伴う磁性コア770は、関心領域750からANCコイル730を少なくとも部分的に遮蔽し、フラップ部760bは、ANCコイル730から離れて、撮像体積750から磁束を導く助けとなる。一実施形態においては、ANCコイル730は、フラップ部760bの真下、かつ磁気構造760の外側に配置される。任意選択的に、ANCコイル730は、兼用コイル710の周囲に、同心円状に巻き付けられる。ANCコイル730の遠距離場の感度は、その後、好ましくは倍率 > 1 ではあるが、兼用コイル710に類似した空間プロファイルを有する。

40

【 0 1 4 0 】

図15は、2つの検出コイル（兼用コイル、およびシミュレーションされる患者の頭部に設けられた追加的なコイル）と、1つのANCコイル730とを備える一実施形態に従った、コイル感度空間プロファイルのシミュレーションの結果を示す。これらの2つの検出コイルからの、かつANCコイルからのSNRの比率、すなわち、 $1 / \quad$ がプロットさ

50

れる。要望どおり、関心領域 750 において、比率は 1 よりずっと大きい、体積の外側では、比率は 1 よりずっと小さい値まで急落する。このことは、磁気構造の外側、かつフラップ部 760 b の真下への ANC コイル 730 の設置は、非常に効果的な構成であることを示している。このことは、コア 770 および要素 760 c の下に、遮蔽されたハウジングを備える、ANC コイル 730 から遮られた領域において、比率が 1 よりもずっと大きく、これは、ANC コイル 730 はこれらの領域の場に対する感度がかなり低いことを示しているという事実によっても示される。

【0141】

いくつかの実施形態においては、磁気構造のフラップ部 760 b に隣接して、間隙が存在する。この間隙はチャンネルの役割を果たし、このチャンネルを通じて、関心領域 750 からの磁束が ANC コイル 730 に作用し、それにより、感度比、 β が増加する。間隙により生じるこの増加にもかかわらず、少なくとも 1 cm 以下の間隙の場合、NMR 信号の SNR の全体的な減少は許容範囲であることが分かった。図 16 A および図 16 B は、そのような間隙を有さない (図 16 A)、およびそのような間隙を有する (図 16 B)、一実施形態に従った、NMR 信号の

10

【数 5】

$$\text{SNR 損失係数} = \left(1 - \frac{\beta}{\alpha}\right) / \sqrt{1 + \frac{z}{\alpha}}$$

20

のシミュレーションの結果を示す。シミュレーションにおいては、コヒーレントノイズ源は、システムにおけるベッド 740 の上 4メートルに位置付けられた。ベッドの上へのノイズ源の設置のこの方向は、SNR 性能を最も悪化させる。図に示すように、間隙なしの SNR は、ANC 除去後、その元の値の約 98.5% まで減少する一方、1 cm の間隙は、SNR をその元の値の 97.8% まで減少させる。上記のように、バックグラウンド EMI 信号電力は、かなりのものであると予測されているため、コヒーレントバックグラウンドノイズの除去は、間隙の有無にかかわらず、SNR 全体の改善につながる。

【0142】

いくつかの実施形態においては、ANC コイル 730 は、磁気構造とは異なる、それ自体の磁性コアを備える。他の実施形態においては、本明細書で更に説明されている、磁気構造の環状の部分 760 e は、ANC コイル 730 を伴う磁性コアの一部を形成する。

30

【0143】

いくつかの実施形態においては、NMR システムは、複数の ANC コイル (不図示) を備える。このことは、各 ANC コイルが、続いて、様々なコヒーレント源 (例えば、様々な場所におけるノイズ源) を検出するように構成されうるため、EMI ノイズの除去を改善する助けとなる。例えば、そのような ANC コイルは、遠距離場のノイズ源に対するそれらの集合的な感度を改善するために、NMR システム内の様々な場所に、および/または、兼用コイル 710 の主軸に対して様々な傾斜度で、配置されることが想定される。いくつかの実施形態においては、複数の ANC コイルの各々の位置および傾斜度は、観察された遠距離場のノイズ源に対する集合的な感度を最適化するように調整可能であってよい。

40

【0144】

[渦電流の軽減]

上で既に詳述したように、NMR システムの操作順序には、兼用コイル 710 を活性化および非活性化 (ランプダウン) し、予分極場のオン/オフを切り替えることが含まれる。好ましくは、スピン偏極の損失を最小限として、NMR 測定が実施されうるのに十分なほど速く、予分極場のゼロへのランプダウンが生じる。しかしながら、磁場が急激に変化 (約 10 T/s 以上) すると、末梢神経への刺激が生じ、患者に痛みまたは不快感が生じ

50

る恐れがある。患者内の磁場の所与の最大強度に対する最大ランプ速度は、スキルのある読み手には既知である。何れの場合でも、中間のランプダウン速度により、切替の際にコイル 710 に近い導電性物体において生じる渦電流により、かなりのバックアクションフィールドがなおも生じる。システムが電子的に制御されるため、NMRシステムにおける導電性物体の存在は不可避である。電子機器はコイルから離れているのが好ましいが、これは、少なくともある程度、コンパクトかつポータブルなNMRシステムとは相いれないことである。

【0145】

これらの渦電流のバックアクションフィールド、またはバックフィールドは、(1) 関心領域において、バックフィールドの振幅が、保持する場、 B_0 measurement の振幅と比較可能である、またはその振幅より大きい場合；および/または(2) 関心領域の任意のボクセル内のバックフィールドの勾配が、適用された関連のある勾配を有する、保持する場の周囲もしくはシムによる (shimmed) 不均一性と比較可能である、またはその不均一性より大きい場合、NMR測定に悪影響を与える。これは、(1) バックフィールドが予測不可能かつ時間的に変化する方法で磁気共鳴周波数を修正することにより、NMR結果の精度を下げるため、および(2) バックフィールドの勾配が、スピンドイフェージングおよび磁化の損失を引き起こしうるためである。

【0146】

いくつかの実施形態においては、NMRシステムは、兼用コイル 710 と、渦電流が生じると予測されている導電性物体との間に配置される受動コイルを更に備える。受動コイルは、単に、磁場の源と、受動コイルがない場合に、生成された渦電流を伝導する物体との間に位置付けられる導電ループであってよい。受動コイルにおいて誘導された電流により生成されたバックフィールドのため、受動コイルがない場合に、生成された渦電流を伝導する物体は、場の強度が減少する変化を経る。そのため、この物体に誘導された渦電流は、受動コイルが存在しないシナリオと比較したとき、少なくなる。導電性物体の観点からすれば、受動コイルは、そのため、切替により生じる兼用コイルからの場振幅の変化を減速させ、導電性物体に誘導された渦電流の振幅は、それにより低減する。渦電流はより容易に制御されうるため、代わりに、受動コイルに渦電流を誘導することが好ましい。渦電流を制御する様々な方法が想定される。1例として、渦電流は、受動コイルの抵抗の制御を通じて、開回路構成まで、かつ開回路構成を含み、より早急に減衰される可能性がある。いくつかの実施形態においては、システムは、これらの受動コイルを2つ以上備える。

【0147】

一実施形態においては、コイルは、コイルの断面、ひいてはその誘導応答の有効性を増加させるため、より細いワイヤ構成とは対照的に、金属帯となる。金属材料の例としては、銅、アルミニウム、またはそれらの合金が挙げられる。

【0148】

いくつかの実施形態においては、NMRシステムは、渦電流を軽減するための追加的な能動カウンターコイルを更に備える。追加的な能動カウンターコイルおよび兼用コイル 710 が直列に接続される構成は、磁場の時間的変化が上手く相殺されるため、特に有利である。これらの低減された場領域における、導電性物体に誘導された渦電流が、続いて、低減される。磁気構造 760 および能動カウンターコイルを有する実施形態においては、更なる受動コイルは不要である。とは言え、カウンターコイル 720 と受動コイルとの組み合わせは、渦電流からのバックアクションフィールドの影響を軽減する際に特に効果的であり、一実施形態においては採用される。一実施形態においては、上述したカウンターコイル 720 が、能動カウンターコイルの機能を追加的に提供するのに使用される。

【0149】

いくつかの実施形態においては、金属エンクロージャ 1702 は、電子機器と兼用コイルの受信部との間で、NMRシステムの検出帯域幅内の磁場およびノイズを遮断するために用いられる。一実施形態においては、金属エンクロージャ 1702 は、このため、兼用

10

20

30

40

50

コイル 710 の真下に位置し、その中にシステムの電子機器が格納される。一実施形態においては、金属エンクロージャ 1702 は、システムの電子機器に部分的な筐体を提供できるように、少なくとも 1 つの開口を有する。この金属エンクロージャの表面に生じる渦電流からのバックアクションフィールドが予測される。金属エンクロージャは、磁気構造 760 と接触していてもよいし、間隙により磁気構造と間隔を空けてもよい。いくつかの実施形態においては、図 17 に示すように、磁気構造 760 は、金属エンクロージャ 1702 を少なくとも部分的に覆い、ケーシング側面 760 d およびケーシング底部 760 g を介して筐体の周囲に磁束を導くが、筐体の中には磁束を導かない。このことは、筐体 1702 内への渦電流の誘導を抑制する助けとなる。

【0150】

図 18 A および図 18 B は、それぞれ、受動コイル 1802 を有さない、受動コイル 1802 を有する、金属エンクロージャ 1702 の最上部のケーシングから生じる渦電流バックフィールドを示す。スケールバーを比較することにより分かるように、受動コイルがない場合の関心領域 750 における最大バックフィールドは、約 2 mT であり、受動コイルを有する場合、約 50 μ T であり、約 20 分の 1 の減少を表す。

【0151】

図 19 は、カウンターコイル 720 も受動コイル 1802 も有さない NMR システムにおいてシミュレーションされた渦電流バックフィールドを示す。図に示すように、一実施形態においては、磁気構造 760 のみで、関心領域におけるバックフィールドを 4 μ T 未満まで減少させることができる。(コア 770 を含む) 磁気構造 760 は、バックフィールドから関心領域 750 を遮蔽し、他の場所に場を向け直す。適切に構成された磁気構造 760 は、カウンターコイル 720 または受動コイル 1802 の使用と比較して、関心領域におけるバックフィールドの低減に、より効果的となりうる。図 19 を、図 18 A および図 18 B と比較することにより、前者に示す実施形態においては存在するが、後者に示す実施形態においては存在しない磁気構造コンポーネント 760 e が、この低減を成し遂げるインパクトが特に強いことが理解されうる。

【0152】

上述のように、いくつかの実施形態においては、兼用コイル 110 の巻線は、互いに間隔を空けている。このことは(上述のように)冷却の観点からは有利であるが、そのような巻線間の間隔は、非冷却兼用コイル 110 においても使用され、有利になる。これは、巻線の間隔を空けることにより、コイルの巻線内の寄生容量が減少するためである。これにより、兼用コイル 110 の自己共振周波数が増加し、兼用コイル 110 の自己共振周波数を核磁気共鳴信号の周波数より大きく維持しながら、多数の巻線を使用できるようにする。

【0153】

更なる実施形態においては、コイルの巻線は、固体温度伝導材料に埋め込まれる。この材料の一面、例えば、材料の関心体積に背を向けた面は、ヒートシンク、好ましくは、能動的に冷却されたヒートシンクに接続されてよい。一実施形態においては、固体冷却は、そのような能動冷却をもたらすのに使用される。

【0154】

コイルの自己共振周波数は、コイルの寄生容量に影響を受ける。コイルの巻線間の誘電体の ϵ を減少させることにより、コイルの寄生容量が減少する。 ϵ を減少させることによっても、誘電体媒質の電気損失およびそれらと関連するノイズが更に減少する。このように、一実施形態においては、コイルまたはコイルが埋め込まれる固体材料を充たす高品質の冷却媒体が、コイルの電気損失を減少させるために選択される。

【0155】

特定の構成について説明したが、これらの構成は、ほんの一例として提示され、保護の範囲を制限する意図はない。本明細書に記載の発明概念は、様々な他の形態でも実装されてよい。加えて、以下の特許請求の範囲に定義された保護の範囲から逸脱することなく、本明細書に記載の特定の实装に対して、様々な省略、置き換え、および変更が可能である

10

20

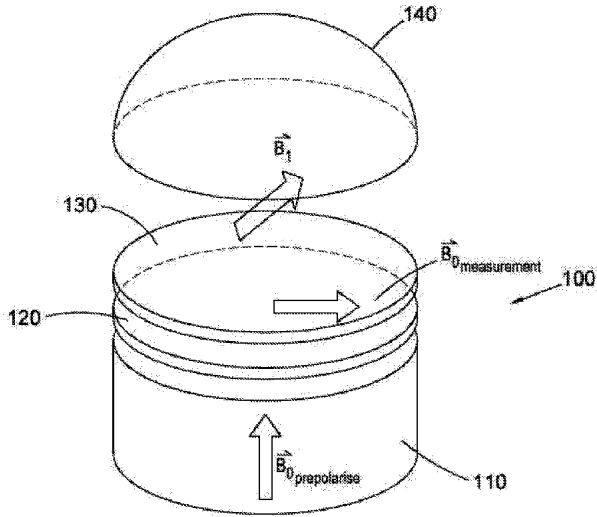
30

40

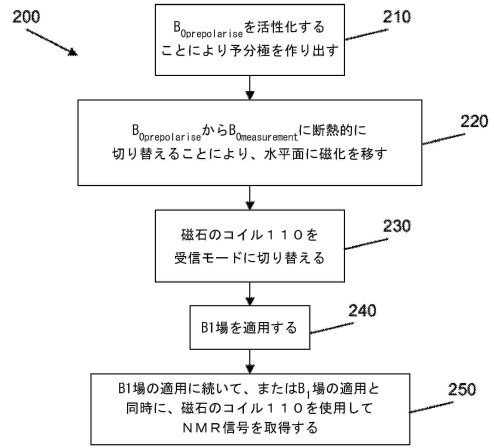
50

【 図面 】

【 図 】



【 図 2 】



10

20

【 図 3 A) 】

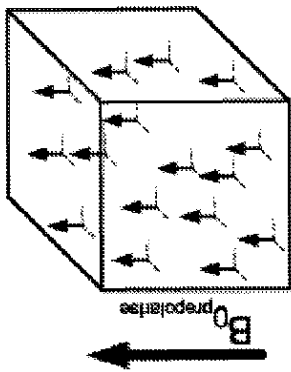


Fig. 3A)

【 図 3 B) 】

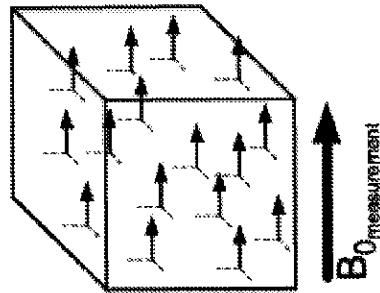


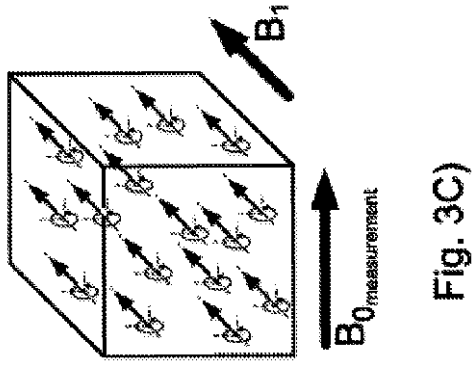
Fig. 3B)

30

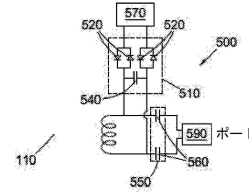
40

50

【 図 3 C) 】



【 図 4 】



10

20

【 図 5 】

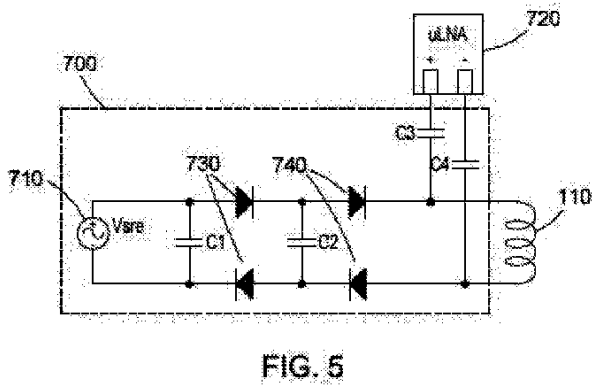
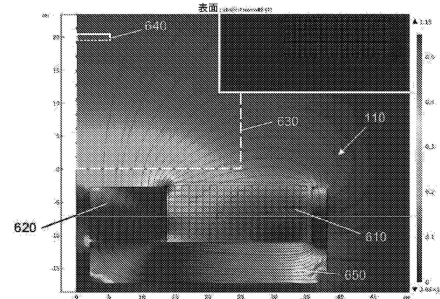


FIG. 5

30

【 図 6 】



40

50

【 図 7 】

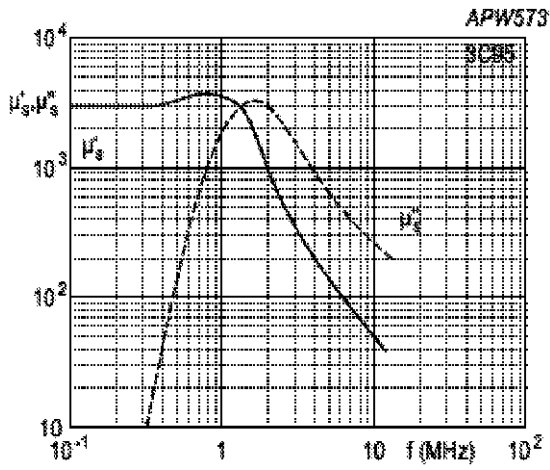


FIG. 7

【 図 8 A 】

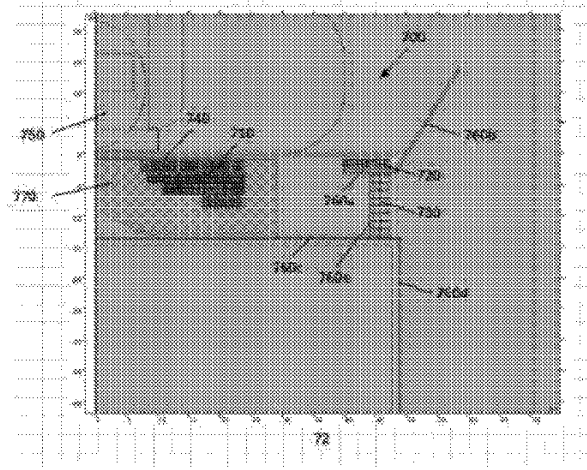


Fig. 8A

10

【 図 8 B 】

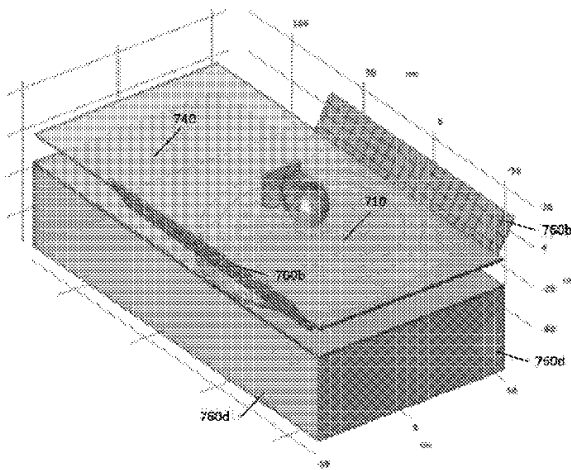


Fig. 8B

【 図 8 C 】

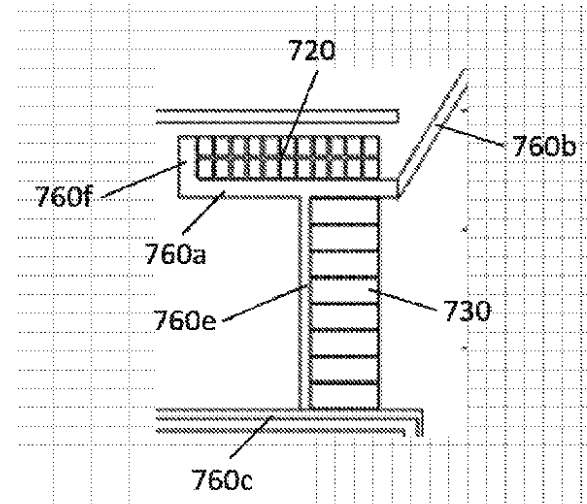


Fig. 8C

20

30

40

50

【図 9 A】

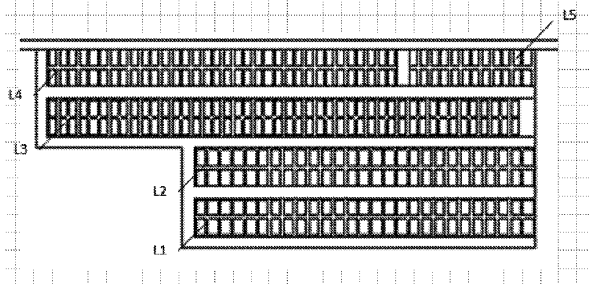
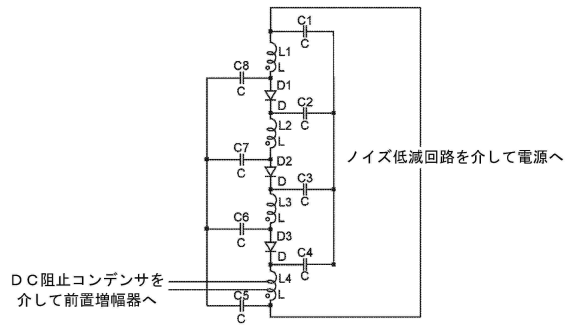


Fig. 9A

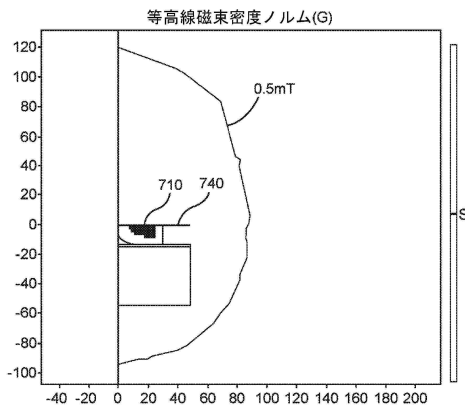
【図 9 B】



B

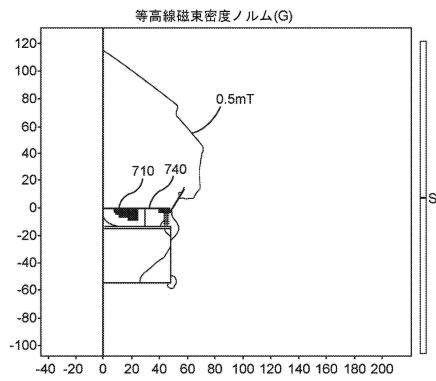
10

【図 10 A】



A

【図 10 B】



B

20

30

40

50

【 図 1 1 】

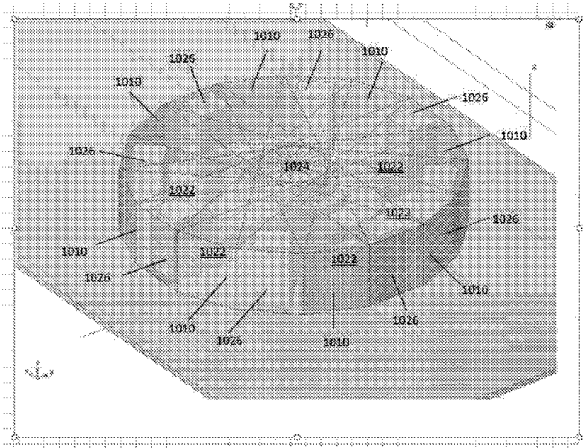


Fig. 11

【 図 1 2 】

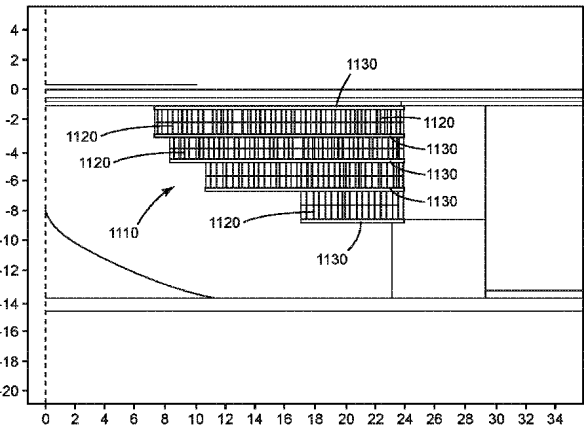
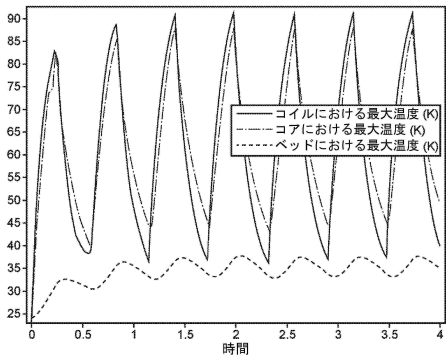


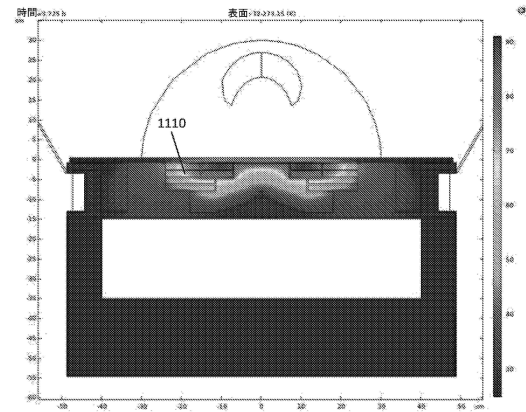
Fig. 12

10

【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



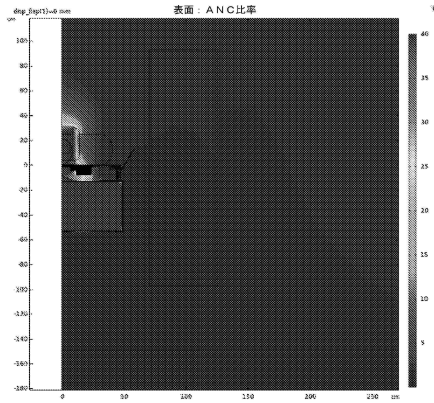
20

30

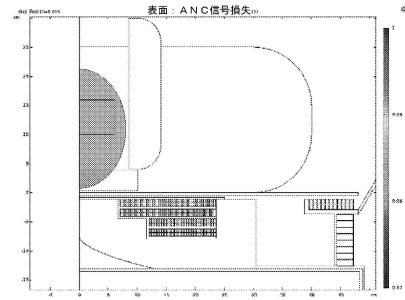
40

50

【 図 1 5 】

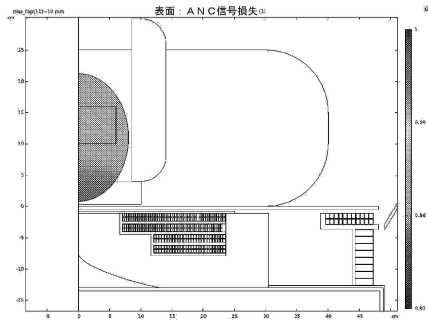


【 図 1 6 】



a

10



b

20

【 図 1 7 】

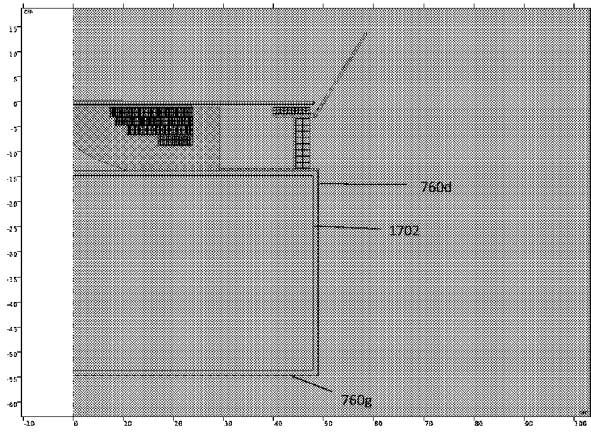
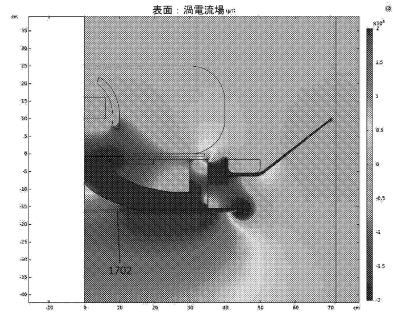


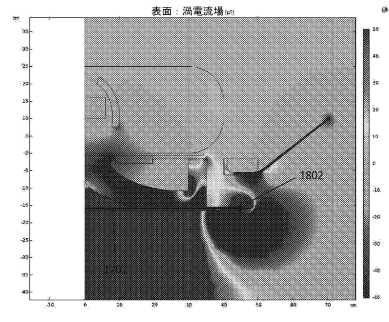
Fig. 17

【 図 1 8 】



a

30

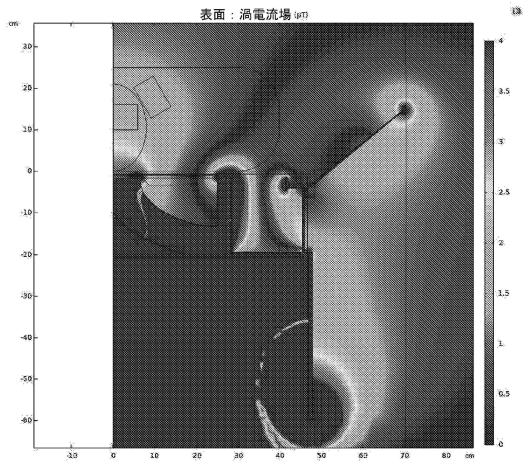


b

40

50

【 図 19 】



10

20

30

40

50

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2023/017300

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01R33/381 G01R33/34 G01R33/36 ADD.		
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 practicable, search terms used) EPO-Internal, BIOSIS, COMPENDEX, EMBASE, INSPEC, IEM-TDB, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 4 906 931 A (SEPPOENEN RAIMO [FI]) 6 March 1990 (1990-03-06) column 2, line 41 - column 5, line 8 figures 1, 7A, 7B, 8 -----	1, 3, 4
X	US 2016/116556 A1 (DARNELL DEAN [US] ET AL) 28 April 2016 (2016-04-28) paragraph [0106] figure 1 -----	1, 3
X	US 2015/061676 A1 (HÖCHT PHILIPP [DE]) 5 March 2015 (2015-03-05) paragraph [0021] - paragraph [0029] figure 1 ----- -/--	1, 3
<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	"T" 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	
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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	
"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)	"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	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 22 June 2023	Date of mailing of the international search report 22/08/2023	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Streif, Jörg Ulrich	

10

20

30

40

1

50

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2023/017300

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	<p>TRONG-KHA TRUONG ET AL: "Integrated RF/Shim Coil Array for Parallel Reception and Localized B0 Shimming in the Human Brain at 3T", PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, ISMRM, JOINT ANNUAL MEETING ISMRM-ESMRMB, MILAN, ITALY, 10-16 MAY 2014, no. 4849, 28 April 2014 (2014-04-28), XP040671622, figure 1b</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1, 3

10

20

30

40

1

50

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2023/017300

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

- 1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
- 2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
- 3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

10

20

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

- 1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
- 2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
- 3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
- 4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims.; it is covered by claims Nos.:
1 (completely); 3, 4 (partially)

30

40

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1(completely); 3, 4(partially)

A nuclear magnetic resonance coil, configured to, in a first mode, receive at a drive port and conduct a current for generating a static magnetic field in a space adjacent to the coil and, in a second mode, receive and output to a receive port a nuclear magnetic resonance signal generated in said space; wherein the coil comprises a plurality of inductors, wherein all of the inductors of the plurality of inductors are used when generating the static magnetic field but only a subset or only one of the inductors of the plurality of inductors is used for sensing an NMR signal.

2. claims: 2, 5-11, 14, 15(completely); 3, 4(partially)

A nuclear magnetic resonance coil, wherein the coil comprises a ferromagnetic core surrounded by windings of the coil.

3. claims: 12, 13

A magnetic resonance method comprising generating a first static magnetic field in an area of interest using a coil by applying a current through the coil; discontinuing application of the current flowing through the coil; generating a second static magnetic field in the area of interest; application of a radiofrequency magnetic field to the area of interest at a frequency based on the strength of the second static magnetic field in the area of interest; receiving any nuclear magnetic resonance signal generated in the area of interest; wherein the coil comprises a plurality of inductors, wherein all of the inductors of the plurality of inductors are used when generating the first static magnetic field but only a subset or only one of the inductors of the plurality of inductors is used for receiving the nuclear magnetic resonance signal.

4. claims: 16-18

A magnetic resonance system comprising an first coil having a longitudinal axis and sensitive to radio frequency signals emanating from a region of interest as well as to electromagnetic noise emanating outside of the region of interest, the system further comprising a noise cancellation coil having a longitudinal axis that substantially coincides with the longitudinal axis of the coil, the noise cancellation coil sensitive to electromagnetic noise emanating outside of the region of interest; the system configured to sense noise emanating outside of the region of

10

20

30

40

50

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

interest and subtract it from signal received by the first coil using a predetermined scaling factor.

10

5. claim: 19

An NMR system comprising a coil configured to generate a time varying magnetic field, a conductive structure and a passive coil located between the coil and the conductive structure, wherein the conductive structure is located within a time varying magnetic field that would be generated by the coil in the absence of the passive coil, wherein the passive coil is positioned in the time varying magnetic field so that the time varying magnetic field induces a current in the passive coil, wherein the passive coil comprises a variable resistance.

20

30

40

50

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2023/017300

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 4906931	A	06-03-1990	DE 3833844 A1	20-04-1989
			FI 874419 A	09-04-1989
			GB 2210982 A	21-06-1989
			JP H01160542 A	23-06-1989
			US 4906931 A	06-03-1990

US 2016116556	A1	28-04-2016	US 2016116556 A1	28-04-2016
			US 2018136296 A1	17-05-2018

US 2015061676	A1	05-03-2015	CN 104422913 A	18-03-2015
			DE 102013217555 B3	04-12-2014
			US 2015061676 A1	05-03-2015

10

20

30

40

50

フロントページの続き

,MC,ME,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CV,CZ,DE,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IQ,IR,IS,IT,JM,JO,JP,KE,KG,KH,KN,KP,KR,KW,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,MG,MK,MN,MU,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,WS,ZA,ZM,ZW

ブスピン ゲゼルシャフト ミット ベシュレンクテル ハフツング内

(72)発明者

フェリックス クライス

ドイツ国 1 0 7 8 5 ベルリン ケーアフルステンシュトラッセ 5 6 ディーブスピン ゲゼル
シャフト ミット ベシュレンクテル ハフツング内

(72)発明者

リチャード レズニチェク

ドイツ国 0 4 3 1 7 ライプツィヒ カーブツォフシュトラッセ 1 3

(72)発明者

スコット セルツァー

アメリカ合衆国 テキサス州 7 7 0 0 8 - 3 7 1 3 ヒューストン プリンズ ストリート 1 4 1 3
ナンバー エイ

Fターム(参考) 4C096 AA03 AD08 CA15 CA16 CA70