

(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2010-525892  
(P2010-525892A)

(43) 公表日 平成22年7月29日 (2010.7.29)

(51) Int.Cl.  
A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F I  
A 6 1 B 5/05 3 5 5

テーマコード (参考)  
4 C 0 9 6

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 32 頁)

(21) 出願番号	特願2010-506623 (P2010-506623)	(71) 出願人	501272937 カリフォルニア インスティテュート オブ テクノロジー アメリカ合衆国 9 1 1 2 5 カリフォルニア州 パサデナ メール コード 2 1 0-8 5 イースト カリフォルニア ブールヴァード 1 2 0 0
(86) (22) 出願日	平成20年4月30日 (2008.4.30)	(74) 代理人	100109634 弁理士 舩谷 威志
(85) 翻訳文提出日	平成21年12月17日 (2009.12.17)	(72) 発明者	ペナネン、コンスタンティン、アイ アメリカ合衆国、カリフォルニア州 9 1 2 0 7、グレンデル、デル モンテ ドライブ 1 4 6 5
(86) 国際出願番号	PCT/US2008/062115		
(87) 国際公開番号	W02008/137485		
(87) 国際公開日	平成20年11月13日 (2008.11.13)		
(31) 優先権主張番号	60/927, 706		
(32) 優先日	平成19年5月4日 (2007.5.4)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	61/008, 127		
(32) 優先日	平成19年12月18日 (2007.12.18)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 低磁場 S Q U I D - M R I 装置、コンポーネント、及び方法

(57) 【要約】

低磁場 S Q U I D M R I 装置、コンポーネント及び方法が開示される。それらは、診断対象を載せるベッドの下で操作するような可搬型低磁場 ( S Q U I D ) 型 M R I 装置及び低磁場 S Q U I D 型 M R I システムを含む。診断対象又は試料の解析のための N M R 或いは M R I に用いられるに適した画像コード化システム上の導線の分配方法、及び、診断対象又は試料に関連した M R I 信号についての感知コンポーネントとして低磁場 S Q U I D 型 M R I 装置に用いられるのに適した 2 次勾配計が開示される。

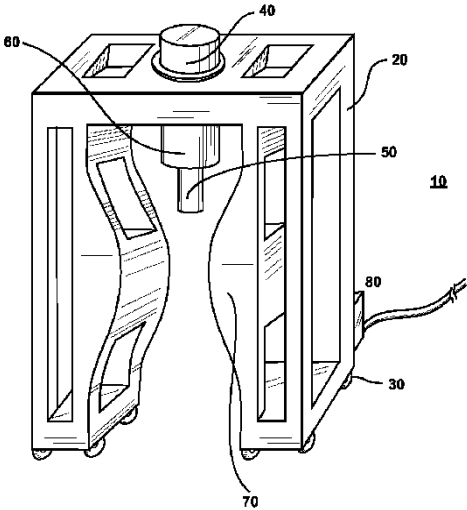


FIG. 1

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

可搬型低磁場超電導量子干渉デバイス（SQUID）型磁気共鳴画像化（MRI）装置であって、

診断対象あるいは試料からのMRI信号を感知する感知コイル組立体、  
感知コイル組立体からのMRI信号を受信するSQUID、  
SQUID及び超電導磁気シールドに関連する低温冷却器、  
感知コイル組立体、SQUID、超電導磁気シールド及び低温冷却器を収容する収容器、及び、

収容体を収容し、主磁場コイル及び磁場補償コイルを収容する可搬型枠体、  
を備える可搬型低磁場SQUID型MRI装置。

10

## 【請求項 2】

感知コイル組立体及びSQUID間の超電導磁気シールドを更に備える、請求項 1 の可搬型低磁場SQUID型MRI装置。

## 【請求項 3】

可搬型枠体の底部に車輪を更に備える、請求項 1 又は 2 の可搬型低磁場SQUID型MRI装置。

## 【請求項 4】

前記収容器が配置される実質的な水平部及び水平部を支持する実質的な 2 つの垂直部を備え、診断対象又は試料が実質的な水平部の下であり、2 つの実質的な垂直部間に配置される、請求項 1 乃至 3 の何れか 1 つの可搬型低磁場SQUID型MRI装置。

20

## 【請求項 5】

SQUIDに電氣的に接続されたデータ取得増幅器（DAQ）、DAQに接続されたプロセッサ、及びプロセッサに接続された電力制御器（PCU）を更に備え、PCUは主磁場コイル及び磁場補償コイルに接続されている、請求項 1 乃至 4 の何れか 1 つの可搬型低磁場SQUID型MRI装置。

## 【請求項 6】

SQUIDは超電導磁束変換器を介して感知コイル組立体に接続され、電流制限器が超電導磁束変換器とSQUIDとの間に設けられている、請求項 1 乃至 5 の何れか 1 つの可搬型低磁場SQUID型MRI装置。

30

## 【請求項 7】

SQUIDに関連する読出し回路を更に備え、読出し回路はSQUID配列増幅器を備える、請求項 6 の可搬型低磁場SQUID型MRI装置。

## 【請求項 8】

診断対象が置かれるベッドの下で操作される、可搬型低磁場超電導量子干渉デバイス（SQUID）型磁気共鳴画像化（MRI）システム装置であって、

診断対象あるいは試料からのMRI信号を感知する感知コイル組立体、  
感知コイル組立体からのMRI信号を受信するSQUID、  
SQUID及び超電導磁気シールドに関連する低温冷却器、及び、  
感知コイル組立体、SQUID、超電導磁気シールド及び低温冷却器を収容する収容器  
であって、ベッドの下に配置される収容器、  
を備える可搬型低磁場SQUID型MRIシステム。

40

## 【請求項 9】

収容器周辺に磁場操作コイルを更に備え、磁場操作コイルはベッドの下に配置されている、請求項 8 の可搬型低磁場SQUID型MRIシステム。

## 【請求項 10】

SQUIDに電氣的に接続されたデータ取得システム、及び、磁場操作コイルに接続された電力制御器（PCU）を更に備える、請求項 9 の可搬型低磁場SQUID型MRIシステム。

## 【請求項 11】

50

ベッド上方に配置され、データ取得システムに接続された操作卓兼表示装置を更に備える、請求項 10 の可搬型低磁場 S Q U I D 型 M R I システム。

【請求項 12】

低磁場超電導量子干渉デバイス ( S Q U I D ) 型磁気共鳴画像化 ( M R I ) 装置であって、  
診断対象あるいは試料からの M R I 信号を感知する感知コイル組立体、  
感知コイル組立体からの M R I 信号を超電導磁束変換器を介して受信する S Q U I D 、  
超電導磁束変換器及び S Q U I D 間に設けられた電流制限器、及び、  
S Q U I D に関連する読出し回路であって、 S Q U I D 配列増幅器を備えた、読出し回路  
、  
を備えた低磁場 S Q U I D 型 M R I 装置。

10

【請求項 13】

低磁場超電導量子干渉デバイス ( S Q U I D ) 型磁気共鳴画像化 ( M R I ) 装置であって、  
診断対象あるいは試料からの M R I 信号を感知する感知コイル組立体、  
感知コイル組立体に接続された S Q U I D 、及び、  
感知コイル組立体に対する形状及び配置が感知コイル組立体による磁束出力を補償して  
S Q U I D に入力する電流を制限するように選択された、分極コイル組立体、  
を備えた低磁場 S Q U I D 型 M R I 装置。

20

【請求項 14】

分極コイル組立体は、直列に接続された 2 つの分極コイルであって、感知コイル組立  
対して対称に配置された 2 つの分極コイルを備えた、請求項 13 の低磁場 S Q U I D 型 M  
R I 装置。

【請求項 15】

分極コイル組立体は、直列に接続されたより大きな分極コイルとより小さな分極コイル  
を備え、より大きな分極コイルはより小さな分極コイルよりも感知コイル組立体から離れ  
ている、請求項 13 の低磁場 S Q U I D 型 M R I 装置。

【請求項 16】

感知コイル組立体は 2 次勾配計を備えている、請求項 13 乃至 15 のうちの 1 つの低磁  
場 S Q U I D 型 M R I 装置。

30

【請求項 17】

試料又は診断対象を解析するための核磁気共鳴 ( N M R ) 或いは磁気共鳴画像化 ( M R  
I ) 装置に用いられるに適した磁場を構成する方法であって、

静的均一磁場を要せず一方向に沿って単調に変化する強度を有し、従って、診断対象又  
は試料或いは試料に沿って変化するスピン歳差運動方向を有する磁場構成を提供する、  
前記方法。

【請求項 18】

試料又は診断対象を解析するための核磁気共鳴 ( N M R ) 或いは磁気共鳴画像化 ( M R  
I ) 装置に用いられるに適した電流を構成する方法であって、

請求項 17 の磁場を構成する方法に従う電場を提供する、  
前記方法。

40

【請求項 19】

低磁場 S Q U I D 型 M R I 装置に適用される、請求項 17 又は 18 の方法。

【請求項 20】

電流構成が三角法調和振動波として拡張される、請求項 18 の方法、

【請求項 21】

円筒形キャリア体上の導線間の角度間隔に基づいて導線間の間隔を決める、請求項 18  
の方法。

【請求項 22】

低磁場超電導量子干渉装置 ( S Q U I D ) 型磁気共鳴画像化 ( M R I ) 装置に、試料又

50

は診断対象に関連するMRI信号のための感知コンポーネントとして用いられる2次超電導勾配計であって、

第1及び第2の端部ループ、及び、

第1及び第2の端部ループの間に配置された第1及び第2の中間ループ、

を備え、

第1及び第2の中間ループは感知ループとして構成され、第1及び第2の端部ループは非感知ループとして構成されている、

2次勾配計。

【請求項23】

診断対象或いは試料は、操作中は、第1及び第2の中間ループの間に配置されている、  
請求項22の2次勾配計。

10

【請求項24】

2次勾配計が、収容器に配置され、収容器は、第1及び第2の中間ループ間の診察対象又は試料が配置されるべき領域を特定する、請求項22又は23の2次勾配計

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[関連出願の相互参照]

本出願は、2007年5月4日に出願された米国仮出願60/927,706及び2007年12月18日に出願された米国仮出願61/008,127の優先権を主張し、それら全体が参照されて内容全てが本出願に組み入れられる。本出願は、本出願と同日に出願された、インセオブハン、コンスタンチンアイペナネン、及びビヨングエイチオムによる、整理番号P183-USの「SQUID型システム用超電導感知コイルの形状」についての米国特許出願（出願番号はまだ付与されていない。）に関連し、それら全体が参照されて内容全てが同じく本出願に組込まれる。

20

[政府の認可の声明]

【0002】

ここに記述される発明はNASA契約の下での業績の成果であり、公法96-517(35USC202)の条項が適用され、契約者は権利を保持することを選択した。

【0003】

本開示は磁気共鳴画像化(MRI)に関する。更に詳しくは、本開示はSQUIDMRI装置、コンポーネント、及び方法に関する。

30

【背景技術】

【0004】

現在の通常の高磁場磁気共鳴画像化(MRI)システムは、医師の通常の診療室或いは移動医療施設内での使用に適していない。通常の画像化システムは、液体ヘリウム温度(約4K)での大きな超電導磁石の操作のみにより実現され得る大きな磁場(約1テスラ)を必要とする。その様な温度での大きな磁場の操作は、堅固に密閉された部屋、制御部屋、及び装備部屋のような特別で専用の設備を必要とする。この種の設備は医師が容易に購入できるものではない。従って、システムは恵まれない人々にとっては大変に利用し難いものである。他の技術的不都合は、生体内金属移植に伴う深刻な画像の歪み及び(例えば手術最中での画像化のような)同時操作性の困難性である。磁性体の照射(椅子、酸素タンク、等)の事故も報告されている。

40

【0005】

SQUIDNMRとしても知られる、超電導量子干渉装置(SQUID)検出器を用いる低磁場NMは近年、材料の性質の研究に用いられている。SQUIDNM技法は又、低磁場でのMRI画像化に採用され、そうして、超電導磁石が画像化のために必要ではないことを示している。加えて、低磁場MRIは従来のMRIでは達成出来なかった向上したコントラスト画像化性能を示している。しかし現在の低磁場MRI装置は、SQUID検出器及びピックアップ・コイルを操作するための液体ヘリウム冷凍剤設備を依然とし

50

て必要としている。更には、画像化走査時間が長過ぎる。しかも、現存の研究所用プロトタイプは可搬性及び同時操作性を伴うようには構成されていない。

【発明の概要】

【0006】

第1の側面によれば、持ち運びに便利な可搬型の低磁場超電導量子干渉装置（SQUID）型の磁気共鳴画像化（MRI）装置が提供され、この装置は、診断対象或いは試料からのMRI信号を感知する感知コイル組立体、SQUID及び超電導磁気シールドに関連する低温冷却器、感知コイル組立体とSQUIDと超電導磁気シールドと低温冷却器とを収容する収容器、及び、収容器を含み且つ主磁場コイル及び補償磁場コイルを保持するに適した持ち運びに便利な枠体、を備えている。

10

【0007】

第2の側面によれば、診断対象を置くのに適したベッドの下で操作出来るような、可搬型の低磁場超電導量子干渉装置（SQUID）型の磁気共鳴画像化（MRI）装置が提供され、この装置は、診断対象からのMRI信号を感知する感知コイル組立体、感知コイル組立体からのMRI信号を受信するSQUID、感知コイル組立体とSQUIDとの間の超電導磁気シールド、SQUID及び超電導磁気シールドに関連する低温冷却器、及び、感知コイル組立体とSQUIDと超電導磁気シールドと低温冷却器とを収容する収容器であってベッドの下に配置されるに適した収容器、を備えている。

【0008】

第3の側面によれば、低磁場超電導量子干渉装置（SQUID）型磁気共鳴画像化（MRI）装置が提供され、この装置は、診断対象或いは試料からのMRI信号を感知する感知コイル組立体、超電導磁束変換器を介して感知コイル組立体に接続されたSQUID、超電導磁束変換器とSQUIDとの間に設けられた電流制限コンポーネント、及び、SQUIDに関連付けられた読出し回路であって、SQUID配列増幅器を備えた読出し回路、を備えている。

20

【0009】

第4の側面によれば、低磁場超電導量子干渉装置（SQUID）型磁気共鳴画像化（MRI）装置が提供され、この装置は、診断対象或いは試料からのMRI信号を感知する感知コイル組立体、感知コイル組立体に接続されたSQUID、及び、分極化コイル組立体を備え、感知コイル組立体に対する分極化コイル組立体の形状及び位置は、感知コイル組立体の磁束出力を補償してSQUIDへの電流を制限するように選択されている。

30

【0010】

第5の側面によれば、試料或いは診断を解析するための核磁気共鳴（NMR）或いは磁気共鳴画像化（MRI）装置で用いられるように磁場を構成するための方法が提供され、この方法は、静的で均一な磁場を要せず、一方向に単調に変化する強度を有し、そうして、スピンの歳差運動方向が試料又は診断対象に亘って変化する、磁場構成を提供することを含む。

【0011】

第6の側面によれば、診断対象或いは試料に関連するMRI信号についての感知コンポーネントとしての、低磁場超電導量子干渉装置（SQUID）型磁気共鳴画像化（MRI）装置に用いられる2次超電導勾配計が提供され、2次超電導勾配計は、第1及び第2の端部ループ、及び、第1及び第2の端部ループ間に配置された第1及び第2の中間ループを備え、第1及び第2の中間ループは2次超電導勾配計の感知ループとなるよう構成され、第1及び第2の端部ループは2次超電導勾配計の非感知ループとなるよう構成されている。

40

【0012】

本開示の更なる実施例は本出願の記述された明細書、図面、及び、実施例に示されている。

【図面の簡単な説明】

【0013】

50

- 【図 1】本開示に従う、可搬型低磁場 M R I 装置の斜視図を示す。
- 【図 2】図 1 の可搬型 M R I 装置の断面図を示す。
- 【図 3】図 1 及び 2 の可搬型 M R I 装置の S Q U I D 及び低磁場発生コイルとの間の接続関係を示す概略図。
- 【図 4】M R I ベッド・システムを示す。
- 【図 5】図 4 のベッド構成のより詳しい概略図を示す。
- 【図 6】本開示の更なる実施例の電氣的構成の図式を示し、電流制限コンポーネントは S Q U I D 配列型増幅読出しに連結されている。
- 【図 7】感知コイル及び勾配計の補償構成の第 1 の例を示す。
- 【図 8】感知コイル及び勾配計の補償構成の第 2 の例を示す。
- 【図 9】画像コード化コイル・システムの導線上の電流分布を示す斜視図である。
- 【図 10】画像コード化コイル・システムの導線間の距離を示す断面図である。
- 【図 11】2 次勾配計の従来構成を示す。
- 【図 12】本開示による 2 次勾配計の表示を示す。
- 【図 13】本開示による 2 次勾配計と従来 2 次勾配計の感度の図表間の比較を示す。
- 【発明を実施するための形態】

10

【0014】

図 1 は本開示の一実施例による可搬型低磁場 S Q U I D M R I 装置 ( 10 ) の斜めからの眺めを示す。例えば、この図に示される M R I 装置 ( 10 ) は約 2 m の幅、約 2 . 5 m の高さ、そして、約 1 . 5 m の厚さであり得る。

20

【0015】

傾斜磁場の枠体 ( 20 ) は車輪 ( 30 ) に載せられ、移動に便利になっている。傾斜磁場の枠体 ( 20 ) は、磁場補償コイル、主磁場コイル、及び傾斜磁場コイルを含む、非金属、非磁性の支持構造体である。コイル内の電流による磁場は、M R I のために必要な種々のコード化配列を発生するように操作される。コイルはコンピュータによって操作される。

【0016】

可搬型 S Q U I D M R I 装置 ( 10 ) は、低温冷却器及びシールド組立体 ( 40 ) をも備えている。更には、機械的低温冷却器は感知コイル ( 50 ) 及び S Q U I D ( 超電導量子干渉装置 ) 感知器 ( 60 ) を、それらの動作温度へと冷却する。S Q U I D 及び低温冷却器 ( 例えば、パルス管低温冷却器 ) は同分野では知られており、ここでは詳細には述べない。低温冷却器は真空容器内に保持されている。( 後に、図 2 に示されるように ) シールドが低温冷却器ヘッド内の可動部分による磁気擾乱を隔離するために用いられる。低温冷却器コンプレッサー ( 図示せず ) は枠体 ( 20 ) に統合されてもよいし、或いは、可搬型装置 ( 10 ) から離れて配置されてもよい。

30

【0017】

感知コイル ( 50 ) は、低温冷却器の真空容器の底部に位置付けされている。感知コイル ( 50 ) は診断対象からの磁気信号を S Q U I D 感知器 ( 60 ) に連結する。画像化されるべき診断対象或いは試料は、枠体 ( 20 ) の 2 つの垂直脚部間の感知コイル ( 50 ) の下方に配置されることになる。

40

【0018】

S Q U I D 感知器 ( 60 ) は効率性が高くノイズの低い電流増幅器である。感知コイル ( 50 ) における磁気信号に起因する電流は S Q U I D 感知器 ( 60 ) により感知される。結果として生じる信号は、既知のコード化配列と組合され、M R I 画像を構築するために用いられる。

【0019】

分極コイル ( 70 ) は室温に或いは適度に冷却されたコイルを含み、このコイルは信号を強めるために診断対象の原子核スピンを予備分極化するように構成されている。分極磁場は、磁場のコード化及び信号獲得の一連操作の前に、オフに切替えられる。

【0020】

50

同じく図 1 に示されるのは、枠体 (20) 内部の磁場操作コイル及び分極コイル (70) のためのコンピュータ制御電力源或いは電力制御ユニット (PCU) (80) である。車輪 (30) を存在させれば、装置全体の移動が非常に簡単になる。

#### 【0021】

図 2 は、図 1 の可搬型 MRI 装置の断面の眺めを示し、図 1 で既に紹介されている、感知コイル (50) 及び SQUID (60) のような幾つかのコンポーネントを、より良く示す。要素 (62) は SQUID (60) 下の熱交換器を示す。同じく図中に示されるのは、超電導磁気シールド (90) であり、低温冷却器 (40) の冷却端部に搭載された超電導平面に包含されている。超電導平面でもある超電導磁気シールド (90) は、低温冷却器の金属コンポーネントからの熱的磁気ノイズ及び低温冷却部の可動部に起因する磁気擾乱を遮蔽する。

10

#### 【0022】

本開示の一実施例によると、高い磁気シールド (100) が提供され得る。磁気シールド (100) は低温冷却器 (40) の可動部分に起因する磁気擾乱からの更なる遮蔽を提供する。更に図 2 に示されるのは、低温冷却器の真空非磁性、非金属収容器 (110) である。更に、低温冷却器ヘッド (120) が、低温冷却管 (63)、(64)、及び (65) と共に、示されている。低温冷却器ヘッド (120) は、図 1 を参照して既に説明したように、室温低温冷却器コンポーネント、及び選択自由のコンプレッサーを含んでいる。本実施例に用いるのに適した低温冷却器の一例は、クリオメック PT405/CP950 低温冷蔵庫である。熱シールド (130) が低温冷却器の中間的場所に固定されて、感知或いはピックアップ・コイル (50) 上への放射熱負荷を低減するように構成されている。

20

#### 【0023】

図 3 は MRI 装置の SQUID と全磁場発生コイルとの接続関係を示す概略図である。特に、データ取得増幅器 (DAQ) (140) は SQUID (60) に接続され、コンピュータ (150) は DAQ (140) に接続され、そして、電源制御ユニット PCU (80) はコンピュータ (150) に接続されている。PCU (80) は枠体 (20) に収められている全磁場発生コイル (160) に接続されている。

#### 【0024】

図 1 から 3 に示される実施例は、低温冷却器で冷却される SQUID 感知器を用いているので、現状の研究室装置では必要とするヘリウム冷却剤の必要性を解消する。これにより事実上、システム点検不要となり、電源だけを利用する簡単な操作になる。例として、図 3 に示されるデータ取得システムを含む、システム全体の嵩は約 67.5 Kg 未満であり得る。上述したように、システムの大きさは人体を想定する程度の 8 立方メートル未満であり得る。図 1 から 3 に示されるように、夫々がひとまとまりに設計された、低温冷却器の容器、コイル組立体 (分極、傾斜、及びその他)、電子部品、枠体は何処でもシステムに組立できる。当業者は本開示を読めばシステムの大きさは試料の大きさに応じて容易に変更できる事が理解できる。

30

#### 【0025】

図 4 は本開示の更なる実施例によるベッド・システムを示す。配置物 (200) が患者用のベッド (210) の下に置かれている。配置物 (200) は、1) 図 1 及び 2 に示される物のような収容器を有する低温冷却器、2) 図 2 に示される物のようなシールド、3) 図 1 及び 2 に示される物のような SQUID、及び、4) 図 1 及び 2 に示される物のような感知コイル、を備える。図 4 に同じく示される物は、磁場及び画像化に必要な傾斜を発生するように形作られた操作コイル (220) である。例えば図 4 に示される構成は、全磁場及傾斜磁場が、ベッド (210) の下に全体が配置されるコイル・システムによって発生される事を可能にする。コンピュータ、PCU、及び DAQ が参照番号 (230) により示されるように配置されている。

40

#### 【0026】

図 5 は、図 4 のベッドの構成のより詳細な概略図であり、ベッド (210) 上の患者 (

50

240)、勾配計の感知コイル(250)、SQUID(260)、低温冷却器(270)、隔離された密閉器即ちデュワー(280)、収容器(290)、分極及びコード化コイル・システム(300)、コントローラ及びデータ取得システム(310)、電力供給システム(320)、及び操作卓兼表示装置(330)を示している。

#### 【0027】

図4及び5の実施例に関しては、非常に低い静的測定磁場(約1mT未満)だけが低磁場SQUID MRIに必要なので、全画像化磁場が、軽量で片側だけのコイル、即ち、図示のように移動ベッドの下に低温冷却器インターフェース及びコイルによって発生可能である。これが患者用のベッドの下に配置されたコイル・システムを有する可搬型のMRIベッド・システムの構築を可能にする。感知システムを冷却する低温冷却器の使用が、図4及び5に示されるシステムを液体ヘリウム冷却剤を要せず、どのような場所にも運搬する事を可能にする。低磁場操作及び開放設備が同一ベッド上での手術及び診断画像化を可能にする。

10

#### 【0028】

図6は本開示の更なる実施例の電気回路図を示し、電流制限コンポーネント(450)がSQUID配列で増幅された読出し部(460)に接続されている。MRI診断対象(400)からのMRI信号は、超電導磁束変換器(440)を通じてSQUID(420)入力コイル(430)に接続された超電導2次勾配計(410)により感知される。一般的に言って、勾配計は、試料或いは診断対象の存在に起因する磁場の特別な変動に対して敏感で、均一磁場及び線形(1次)傾斜の両方に対しては無反応性を維持するように設計されている。診断対象(400)の分極化の最中は、2次傾斜磁場はMRI信号より非常に大きい。そのような傾斜がSQUID(420)に直接流入すると、それはSQUID(420)を破壊し或いは測定のために回復させるのが困難になり得る。

20

#### 【0029】

その様な問題を克服するため、電流制限器(450)が変換器(440)とSQUID入力コイル(430)との間に設けられている。そのような「Qスポイラー」或いは「Qキラー」コンポーネントは、MRI信号と干渉しないように、高電流値についての抵抗として及び臨界値未満の電流値を有する電流についての超電導経路として働く。別言すれば、ジェブソン接合での臨界電流が過度な時、接合が抵抗として効果的に働く。例として、Qスポイラーは直列接続された多数(例えば、約200個)のジェブソン接合であり得る。

30

#### 【0030】

電流制限コンポーネント(450)の利用は、SQUID(420)に誘電結合されたSQUID配列増幅器(470)を備えた読出し回路(460)に接続される。このような構成は、従来の読出しシステムが更なるノイズを加え又感知可能な信号の帯域を抑制するものであるので、従来の予備増幅及びフィードバックに対して優れている。加えて、従来技術では、各SQUID専用の読出し電子装置をマルチ・チャンネルSQUIDシステムにすると費用のかかるものである。

#### 【0031】

本開示の更なる実施例はSQUID低磁場MRI装置のコイルとの互換性を有する補償配置体に関する。

40

#### 【0032】

前実施例にて述べたように、誘導電流の効果を和らげるために、Qスポイラーが用いられ得る。しかしながら、臨界電流を超えた電流がQスポイラーのジェブソン接合にトラップ磁束を誘発し得る。

#### 【0033】

この問題を克服するため、本発明者等は、Qスポイラー回路の必要性を解消し又超電導回路の入力の過負荷を回避するコイル構成を実現した。本実施例の第1の実現化形態では、図7に示されるように、分極磁場が、感知勾配計(430)に対して対称に配置され、直列接続された2つの分極コイル(410)、(420)の組合せにより発生する。最終

50

位置決め調整は、分極コイル（４１０）、（４２０）へのＡＣ電流の導入及び結果としてのＳＱＵＩＤ信号を無効化することにより、成遂げられる。０．１ｐｐｍの調整は容易に実現できる。別言すれば、たとえ複雑な磁場配置でもコイルの相対的配置を整えて、１）対象型と設計により各ソースの影響を打消し、２）更に、位置決め及び機械加工の不完全是に起因する如何なる残留影響を更に打消すための微調整を可能にする。

#### 【００３４】

特定の構成では、対称型設計は、実用的ではなく、そして、分極（或いは、本開示の教示するところが適用される、傾斜、或いは励磁の）磁場が、感知コイルでの強い非補償磁場を伴う非対象ソースにより発生する。別言すれば、分極コイルが感知コイルの位置において強磁場を発生する。しかしながら、対称型により、分極コイルを分極コイルに起因する正味の磁束をゼロにするように配置する事が出来る。この場合、磁場は強く、そして、補償される。もし分極コイルが感知コイルに対して非対象に巻かれていると、感知コイルを通る正味の磁束は大きくなり、潜在的に有害になる。しかしながら、分極コイルに直列に接続され、場合によっては小さい大きさだが、勾配計の１つにより近くに配置された、追加のコイルが追加され、設計によっては正味磁束が取消されることが可能である。別言すれば、図８に示されるように、ＳＱＵＩＤは２次勾配計からの出力を感知しているので、勾配計（４３０）の近傍内で、磁場発生コイル（４５０）に直列に接続された、より小さいコイル（４４０）を、２つにより発生された正味の磁束が打消されるように、配置する事が可能である。測定システムを備えた、幾つかのコイルからの補償ループは、共同使用できる。別言すれば、磁束は多数の操作コイル（例えば、分極、傾斜、励磁等）から打消されなければならないので、各磁場操作コイルは自らの補償ループ或いはコイルを有する事が出来る。そのような補償コイルは感知勾配計の近傍内の同じ領域内に配置可能であり、更に、微細な調整が可能である。

#### 【００３５】

図７及び図８の実施例は図１及び図５の実施例にも適用可能である。

#### 【００３６】

低磁場ＭＲＩの更なる問題点は、小さな画像コード化傾斜磁場に起因する、長い画像獲得時間、及び、又は、低い解像度である。電磁気的基本的特性のゆえに、画像コード化傾斜は望ましくない付随磁場を常に引き起こす。これらの磁場はコード化傾斜に必然的に比例し、画像歪み、或いは相コード化の場合には画像のぼやけの結果を招く。歪みを減らすためには、全磁場変化が静的均一磁場の小さな部分であるように、傾斜が小さくなければならない。しかしながら、小さな傾斜は画像取得時間を長くし、及び、又は、解像度は傾斜の強さと画像取得時間との積に対して反比例するので、解像度を低くする。

#### 【００３７】

本開示は上記問題点を、画像コード化コイル・システムを分配する方法の提供により克服する。コード化傾斜磁場に伴う付随磁場に起因する画像の歪みとぼやけを解消することを目的とする、磁場構成（及びそのような磁場構成を生成する電流構成）が得られる。この構成は、低静的磁場での画像取得時間を減らし及び又は解像度を改良する。

#### 【００３８】

このような実施例によれば、従来のＭＲＩに典型的に存在していた単一軸スピン歳差運動の制約性、及び傾斜磁場の線形性要件が緩和される。このようにして、磁場の強さが一方向に沿って単調だが非線形に変化する磁場構成が得られる。こうして得られた磁場は画像の照射のコード化に用いられ得る。各照射についての傾斜磁場を回転させることにより、画像が、各照射を線形化した後の逆照射を用いて得られる。本開示の教示に従って得られる特定の磁場はＭＲＩ及び好ましくはＳＱＵＩＤ　ＭＲＩに適用される。

（１）試料に沿ってのスピン歳差方向変化を備えることによる単軸スピン歳差の制約の緩和

#### 【００３９】

核磁気共鳴（ＮＭＲ）では、試料は均質（即ち、空間内に均一）の磁場内に置かれる。高周波パルス（スピン励磁）を適用した後、スピンは試料を通して同じ速度で歳差運動し

10

20

30

40

50

、狭い帯域の周波数応答を結果として招く。MRIでは、空間画像化が試料或いは診断対象を横切って磁場を変化させることにより果たされる。この変化は、僅かに均一的な傾斜を静的（即ち、非変化の）均質な磁場に加えることにより典型的には果たされる。従来技術の方法とは異なって、本開示に従う方法では、後に式（１から３）に具体的に掲げられるように、静的均質磁場は存在しない。

【００４０】

核磁気共鳴及びMRIでは、スピンの回転周波数は局在磁場の強さに比例し、歳差運動の方向は局在磁場に沿う。従来のMRIコード化では、スピンは同じ方向即ち大きな静磁場方向に沿う事が必要である。従来技術と本開示との更なる相違は、スピンは歳差運動の方向（即ち、スピンの歳差運動により作られる歳差の平面に対して垂直な軸の方向）が試料上で変化することである。特に、以下に示されように、スピンの位置が、歳差運動の方向がどうであれ、回転周波数によりコード化され得る。

10

（２）強さが一方向に単調に変化する磁場構成の取得

【００４１】

強さが一方向に沿って単調に変化する磁場構成を取得するため、式１から３に示されるように、制限を有する静磁場についての２次元（ $x - y$ 平面）におけるマックスウェル方程式が解ける。

【数１】

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0$$

20

【数２】

$$\nabla \times \mathbf{B} = 0$$

【数３】

$$|\mathbf{B}| = F(x)$$

ここで、 $F(x)$  は  $x$  の単調関数である。

30

【００４２】

解は現実的一般性を用いて、以下のように記載され得る。

【数４】

$$\mathbf{B} = B_0 e^{x/a} \left[ \hat{x} \cos\left(\frac{y-y_0}{a}\right) - \hat{y} \sin\left(\frac{y-y_0}{a}\right) \right]$$

ここで、 $B_0$ 、 $a$ 、 $y_0$  は適切な次元の任意の定数である。

40

$$|\mathbf{B}| = B_0 e^{x/a}$$

で示されるように、以下のように、この磁場が周波数  $x$  の関数としての位置  $x$  で照射をコード化する。

【数 5】

$$x = a \ln \left( \frac{2\pi}{\gamma B_0} f \right)$$

ここで、 $\gamma$  は陽子の磁気モーメントを  $\hbar$  で割ったものである。

$x / a < \sim 1$  なら、全照射に亘って、照射は悪くない解像度で線状化され得る。

(3) 円筒形表面の場合に上記磁場構成を発生する電流構成の獲得

10

【0043】

実用的な簡単化のため、 $y_0$  を 0 にセットする。すると、円筒形内に所望の磁場を発生する、軸が  $z$  方向 (図 9) である、長尺 (長さ  $2d \gg$  半径  $b$ ) の円筒形表面上の電流構成は：

【数 6】

$$\mathbf{K} = \hat{z} \frac{2B_0}{\mu_0} \sin \left( \frac{b}{a} \sin \theta + \theta \right) \exp \left( \frac{b}{a} \cos \theta \right)$$

20

ここで、

$$\theta = \tan^{-1} \frac{y}{x}$$

である。

電流分布は、図 9 に示されるように、空間的に均一に配列され専用の電流源により電流が夫々変化する別個の導線により、或いは、同じ電流を流す導線の適切な空間分布により、実施される。角度  $\theta$  は導線間の間隔角度である。

(4) SQUID MRI に適用される磁場構成及び電流構成 (電流構成を電氣的に回転し、その電流構成は三角法的に調和振動として展開され、調和振動の対ごとの正弦項及び余弦項の相対的強度を変化させることにより、電流構成は回転され得る。)

30

【0044】

SQUID MRI では、スピンは高磁場内で予め分極化されている。分極磁場が  $z$  方向に沿っており、スピンを分極化した後には、分極磁場が非断熱的な速さで分断され、 $z$  方向に密接に沿って磁化が残り、スピンの、 $z$  方向に垂直な方向の局在コード化磁場に沿って歳差運動を開始する。SQUID についての感知ループは磁化の  $z$  成分を感知する。

【0045】

スピン濃度の 2-D 分布の再構成に必要な逆照射の一群を得るため、磁場構成或いは試料は回転されなければならない。コイルの機械的な回転を含む、磁場構成を回転させるための幾つもの実施例があり得る。電氣的に回転させるには、磁場及び電流が展開  $b < a$  のときに  $\theta$  の調和振動波として展開される。

40

【数 7】

$$\mathbf{B} = B_0 \sum_{n=0}^{\infty} \frac{1}{n!} \left( \frac{r}{a} \right)^n (\hat{x} \cos n\theta - \hat{y} \sin n\theta)$$

【数 8】

$$K = \hat{z} \frac{2B_0}{\mu_0} \sum_{n=0}^{\infty} \frac{1}{n!} \left( \frac{b}{a} \right)^n \sin(n+1)\theta$$

角度 a の照射について、 + となり、

【数 9】

$$K_{\alpha} = \hat{z} \frac{2B_0}{\mu_0} \sum_{n=0}^{\infty} \frac{1}{n!} \left( \frac{b}{a} \right)^n [\cos(n+1)\alpha \sin(n+1)\theta + \sin(n+1)\alpha \cos(n+1)\theta]$$

10

【0046】

従って、如何なる角度の照射も、相対的な強度が夫々  $\cos(n+1)$  及び  $\sin(n+1)$  となるように変化させることにより、 $\sin(n+1)$  及び  $\cos(n+1)$  の電流分布の対から、発生できる。

【0047】

20

実用的な実施形態では、 $b/a$  は 0.1 までに制限される。そうして、円筒形内の解像度変化は僅かに 20% までとなり、容易に線形化できる。また、B 及び K の一連の展開は急速に収束するため、典型的な MRI 解像度のためには単に少数（約 5）のコイル対しか必要でなくなる。

【0048】

3次元或いは選択的断面のコード化については、多くの互換性あるコード化機構があり得る。分極磁場は強い（0.1 T まで）ので、小さな

$$(B = \hat{z} G_z)$$

30

線形傾斜には無視できる程度の付随磁場効果が付加可能である。分極化の間、磁化除去パルス、例えば繰返しの  $90^\circ$  のパルス、に適切な周波数特性が適用されて選択断面以外の分極を回避する。

【0049】

図 10 は、 $\cos(n+1)$  項についての円筒状導線分布の実施例の断面図を示す。

$$\frac{1}{4(n+1)}$$

部分と 1 つの共用導線について、導線の角度位置は以下のようなものである。

【数 10】

40

$$\theta_m = \frac{1}{n+1} \sin^{-1} \frac{m}{M+1}$$

ここで、 $m = 0$  から  $M$  であり、導線の総数は  $2(n+1)(2M+1)$  である。

【0050】

$\sin(n+1)$  項について、導線分布は

$$\frac{\pi}{2(n+1)}$$

だけ回転される。特に、図 10 は円筒状表面上の導線分布の一例を示し、それは  $\cos(n+1)$  の導線数密度（電流密度に比例）を示す。上に示される  $m$  表現は、正弦関数の一周期の 4 分の 1 についてである。そのような表現は鏡対称的に複製されて半周期が形成され、そして、その半周期が反転電流で複製されて、1 周期が形成され。 $\cos(n+1)$  の全導線分布について、周期は  $(n+1)$  回繰返される。

#### 【0051】

本開示はここに SQUID MRI 装置内の患者に対する 2 次勾配計の改良された配置の仕方を取り扱う。特に、この実施例では、2 次勾配計は感知要素としての中間ループを利用する。この新しい機構は、同等の組合せ SQUID を備えた従来のサイド・ループ機構に比較して、2 次勾配計の感度を増してより一様なものとする。

10

#### 【0052】

特に、低磁場 SQUID MRI では、超電導勾配計が離れたソースからの干渉を排除するための感知要素として共通して採用されている。図 11 に示されているもののよう  
に 2 次勾配計は十分な排除を達成して、最小限度に密閉された環境内でのシステムの稼働  
を可能にする。画像化された診断対象からの磁束の効果的な結合（室温で低温維持装置の  
底部の下に置かれた）のため、ループ（520）片側で隣接する低温維持装置壁（510）  
は可能な限り薄く構成され、これらのループ（520）は試料からの NMR 信号を感知  
するために主として用いられる。

20

#### 【0053】

SQUID への最適な結合のためには、勾配計のインダクタンスは SQUID 入力コイルのインダクタンスと一致しなければならない。そうするためには、感知コイルのインダクタンスは SQUID 入力コイルのインダクタンスと実用的に可能な限り近い値に作られなければならない。例えば、或る与えられた構成においては、インダクタンスは、付加的な共同使用されるループを図 11 の勾配計に付加する事より増加できる。ここで、勾配計は 4 つの位置の夫々について 2 つのそのような共同使用されるループを有する。

#### 【0054】

図 11 に示される SQUID MRI の典型的な構成では、勾配計の感度は感知ループからの距離の急激な減少関数である。この結果、画像のノイズ対信号比及び感度の不均一性の深刻さを招く。この問題は、画像容積の両側に配置された 2 つの 2 次勾配計を用いることにより解決され、1 つの勾配計に 1 つの SQUID、都合 2 つの SQUID が備えられている。しかしながら、これは、SNR が画像容積の中心では 2 しか改善しないので費用効果的でない。2 つの勾配計が単一の SQUID に接続されているときには、組合せられたコイル・システムのより大きなインダクタンスのため、要求されるインダクタンスの一致を達成することがより困難になる。勾配計のための容積が制限されるときには、長尺な勾配計の覆いの問題が更にある。

30

#### 【0055】

他方、本開示に従った新しい設計は、図 12 に示されるように、2 つの中間ループ（530）、（540）が感知のために用いられる、単一の 2 次勾配計を用いる。勾配計の SNR 及び均一性の両方が非常に改善される。この機構では従って 2 つの中間ループ、の間の空間が容器に収まっている低温維持装置設備を備えた画像容積となる。

40

#### 【0056】

画像化容積の夫々の側の 2 つのループ（530）、（540）により、画像化容積の中心部の感度は従来の構成（側面ループ感知）のその 2 倍となる。誘発されたエネルギーの約半分しか非感知ループ（550）、（560）で用いられない。感知ループ（530）、（540）の対称配置はより均一な感度を提供する。

図 13 にも示されるように、構成及び単一の 2 次勾配計のインダクタンス残留になるようなインダクタンス残留の故に、新しい構成によるインダクタンス不一致の損失はない。

50

ここで図 13 には、従来の 2 次勾配計の感度特性（左側）と本開示による 2 次勾配計の感度特性（右側）との比較が示されている。

【0057】

要するに、本開示の幾つかの実施例により、低磁場 SQUID MRI 装置、コンポーネント、及び方法が開示されている。それらは、可搬型低磁場 SQUID 型 MRI 装置及び診断対象が置かれるベッドの下で操作される低磁場 SQUID 型 MRI システムを含む。開示されるのはまた、試料又は診断対象を解析するための NMR 又は MRI 装置に用いられるような画像コード化コイル・システム上の導線の分配方法、及び、診断対象又は試料に関連する MRI 信号についての感知コンポーネントとしての低磁場 SQUID 型 MRI 装置に用いられる 2 次勾配計である。

10

【0058】

従って、示されたものは、低磁場 SQUID MRI 装置、コンポーネント及び方法である。これらの低磁場 SQUID 型 MRI 装置、コンポーネント及び方法は特定の実施例及びそれらの応用について述べられたが、豊富な変更例及び変形例が本開示の本意と範囲を逸脱することなく当業者により作られ得る事が理解できる。従って、ここに特に記述されなくとも本開示が実施され得ることがあり、それは特許請求の範囲内と解すべきである。

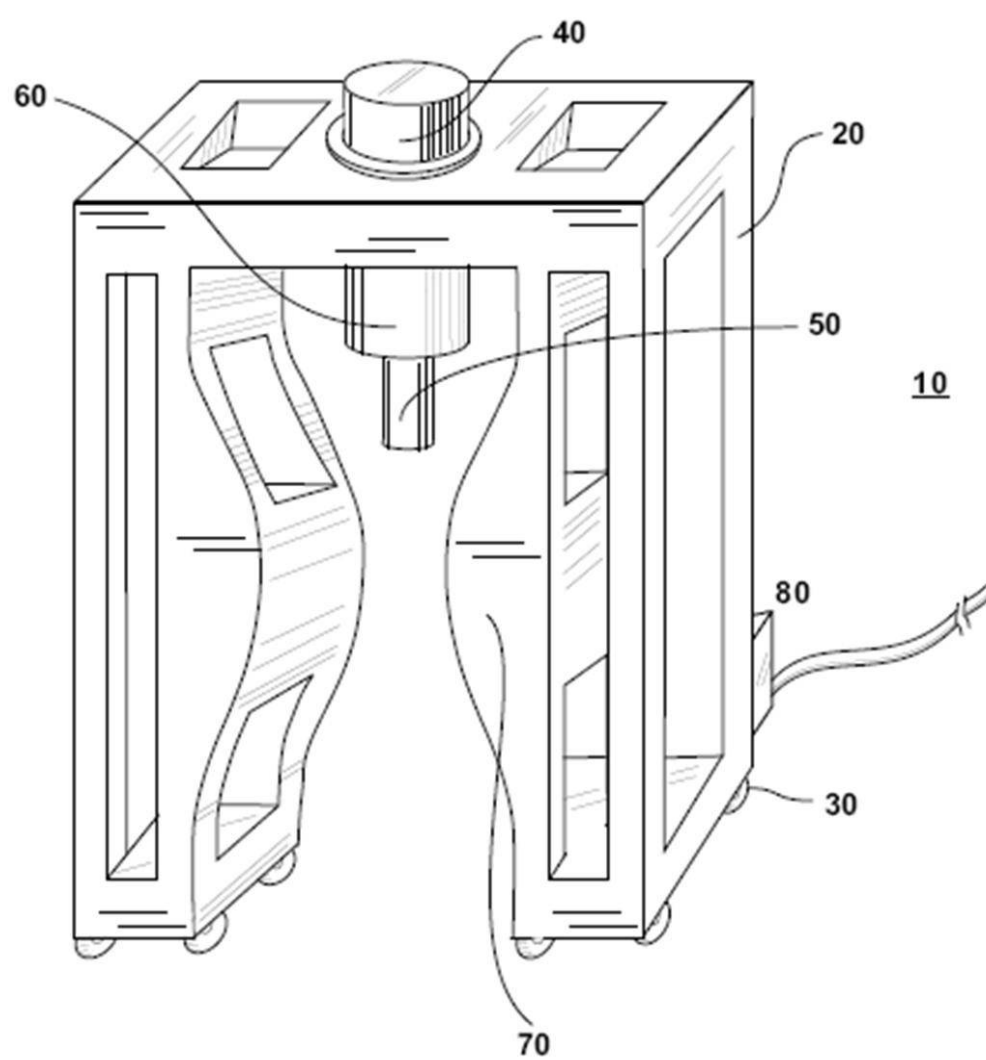
【符号の説明】

【0059】

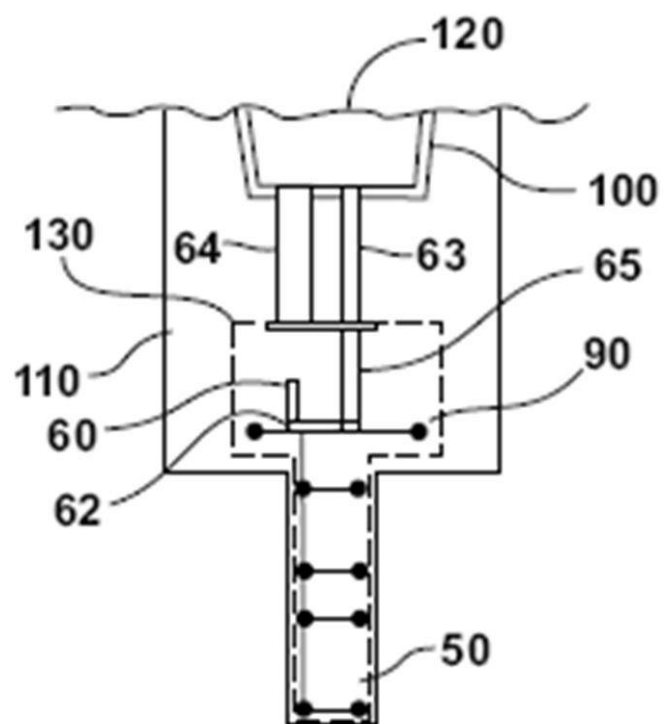
10	可搬型低磁場 SQUID MRI 装置	20
20	枠体	
30	車輪	
40	低温冷却器及びシールド組立体	
50	感知コイル	
60	SQUID 感知器	
70	分極コイル	
80	電力制御ユニット (PCU)	
90	超電導磁気シールド	
100	磁気シールド	
110	収容器	30
120	低温冷却器ヘッド	
130	熱シールド	
140	データ取得増幅器 (DAQ)	
150	コンピュータ	
200	配置物	
210	ベッド	
220	操作コイル	
230	全磁場及び傾斜磁場	
240	患者	
250	勾配計の感知コイル	40
260	SQUID	
270	低温冷却器	
280	デュワー	
290	収容器	
300	分極化及びコード化コイル・システム	
310	コントローラ及びデータ取得システム	
320	電力供給システム	
330	操作卓兼表示装置	
410	超電導 2 次勾配計	
420	SQUID	50

4 5 0 電 流 制 限 器  
4 6 0 読 出 し 回 路  
4 7 0 S Q U I D 配 列 増 幅 器  
4 1 0、4 2 0 分 極 コ イ ル  
4 3 0 感 知 勾 配 計  
4 3 0 勾 配 計  
4 4 0 よ り 小 さ い コ イ ル  
4 5 0 磁 場 発 生 コ イ ル  
5 3 0、5 4 0 中 間 ル ー プ  
5 5 0、5 6 0 非 感 知 ル ー プ  
5 8 0 空 間

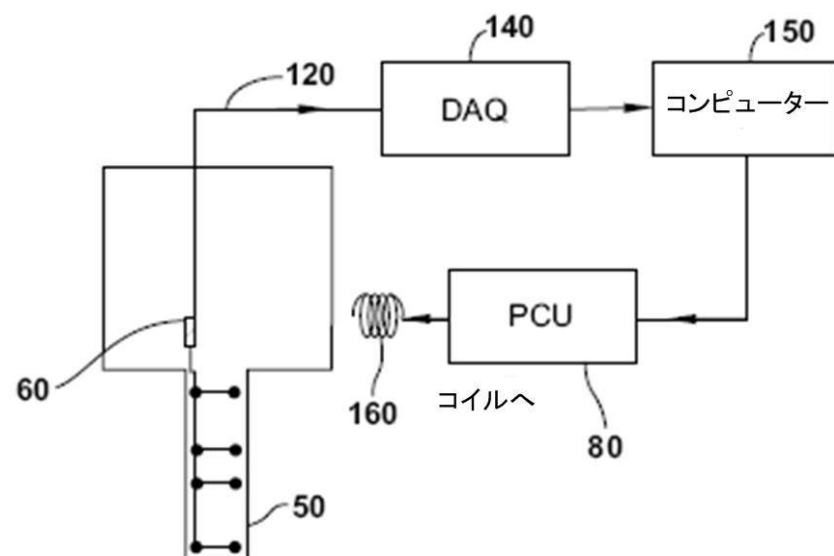
【図 1】



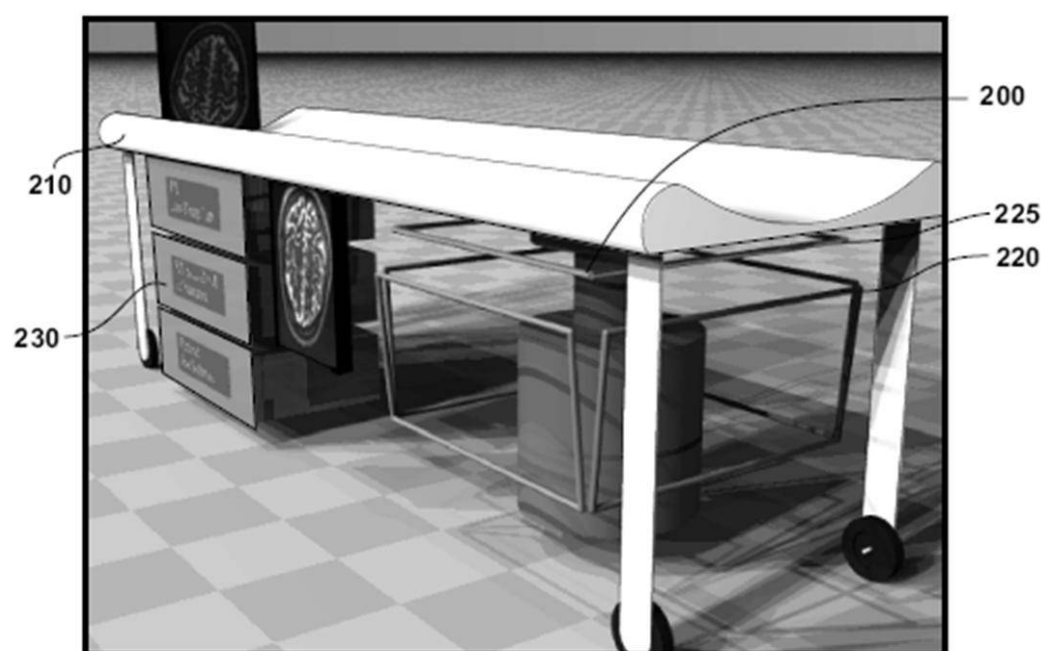
【 図 2 】



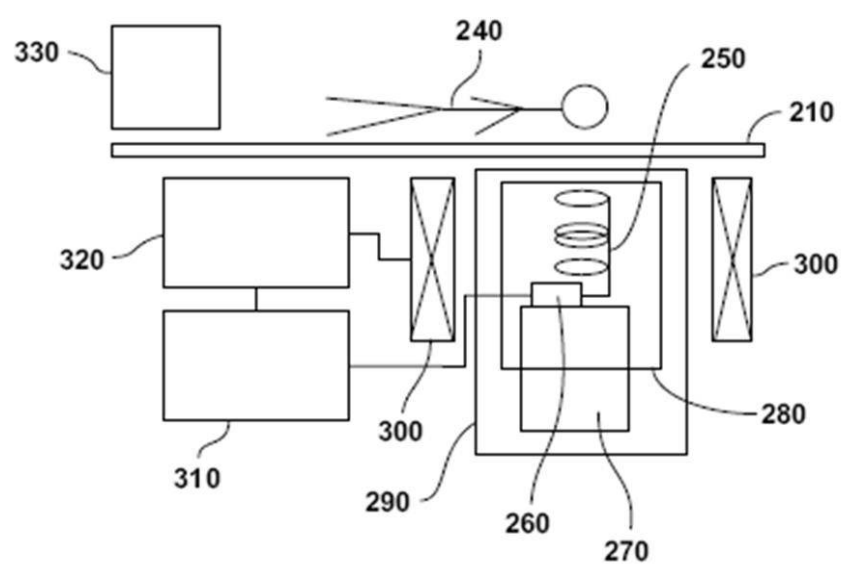
【図 3】



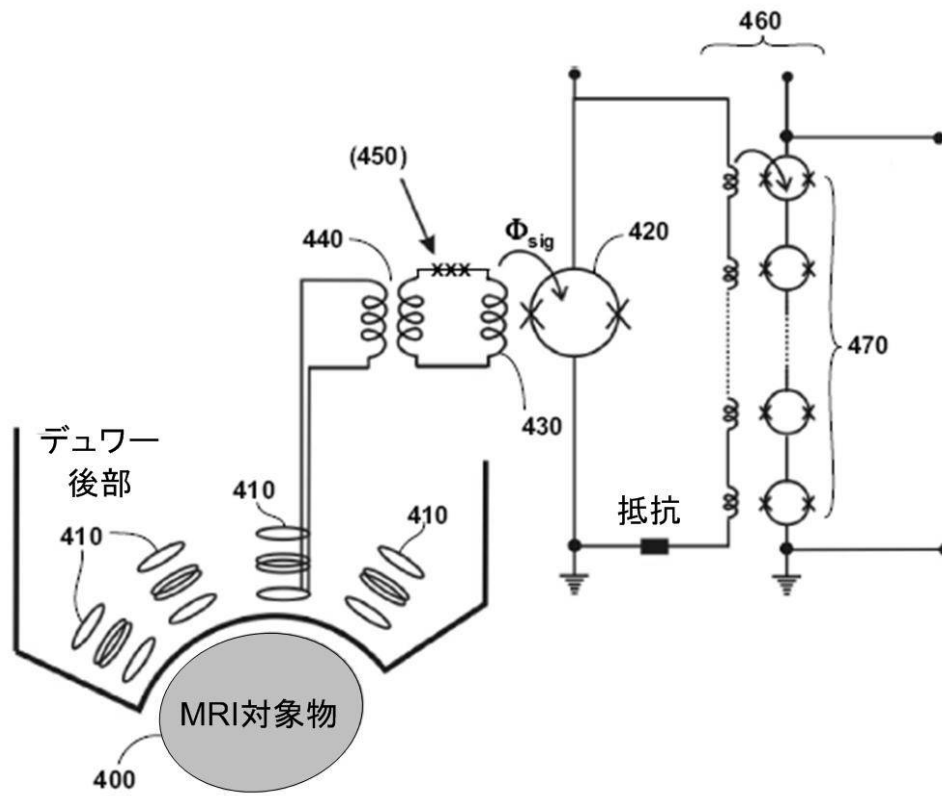
【 図 4 】



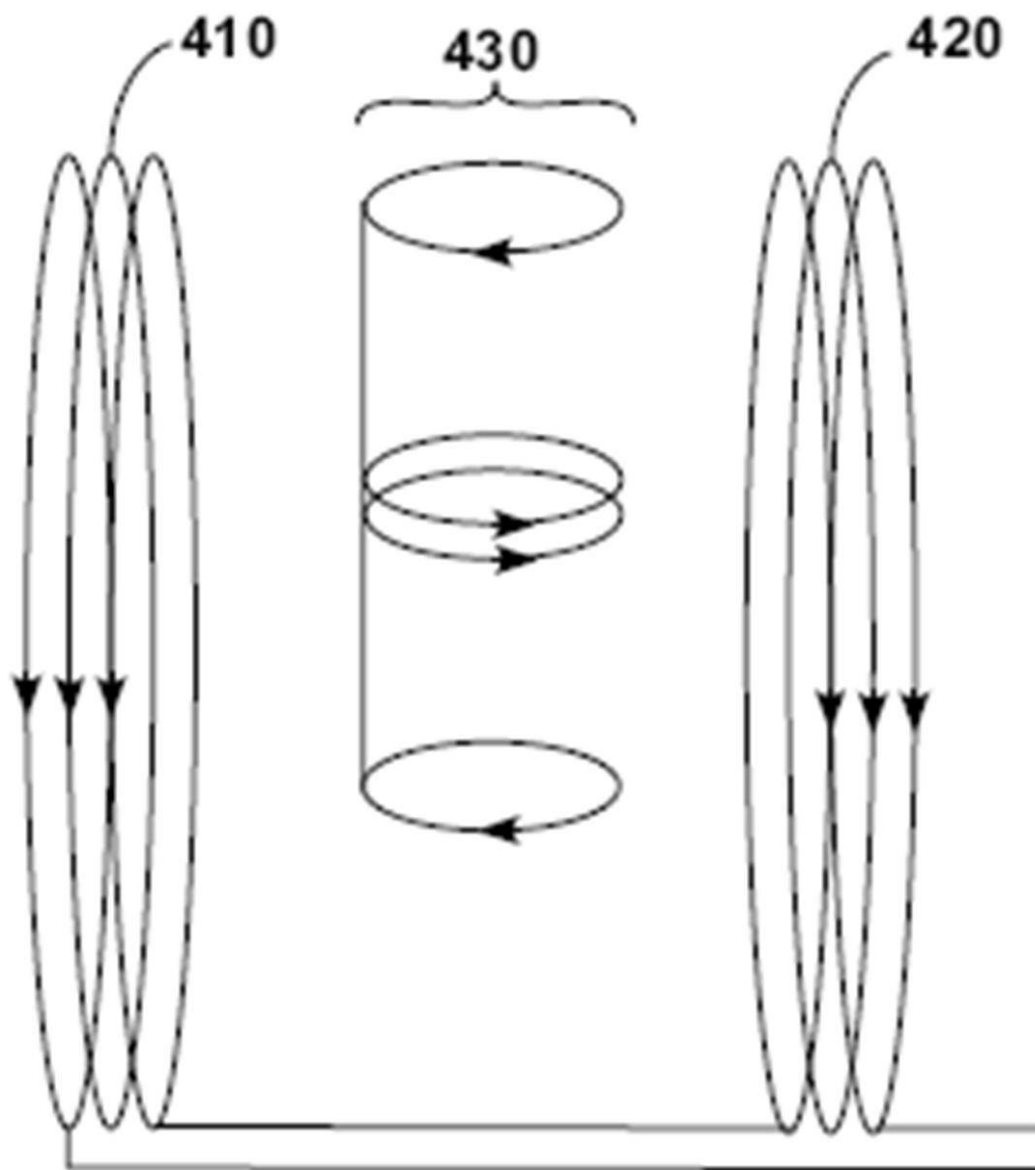
【 図 5 】



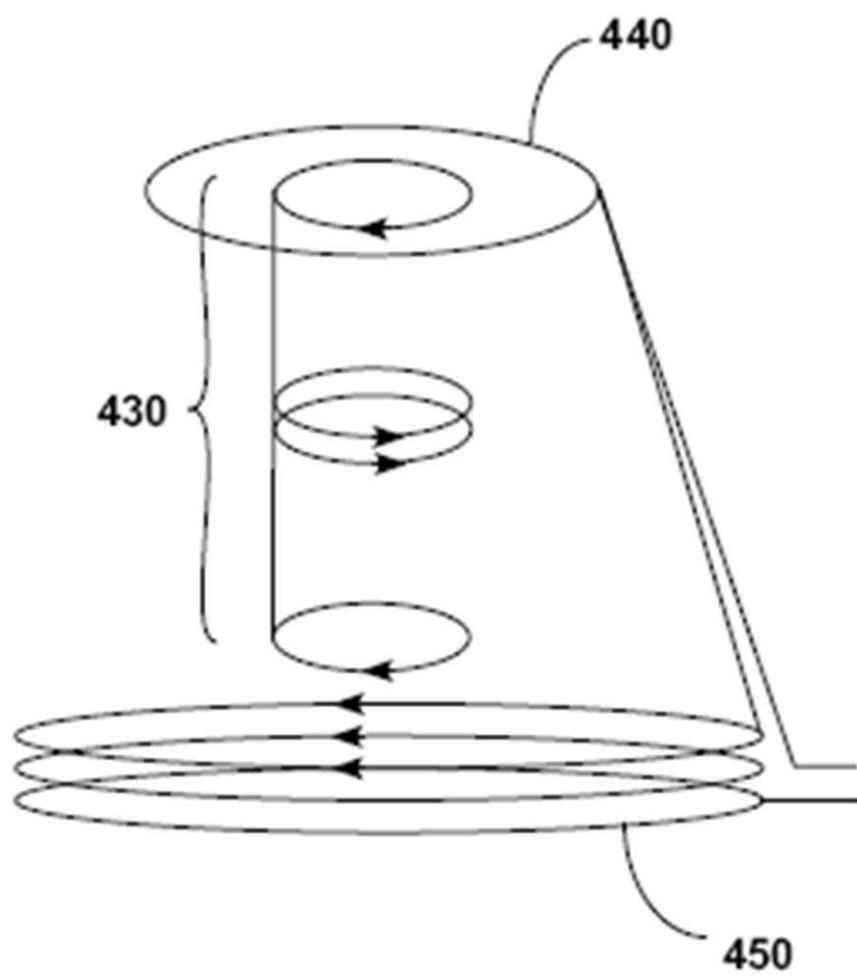
【 図 6 】



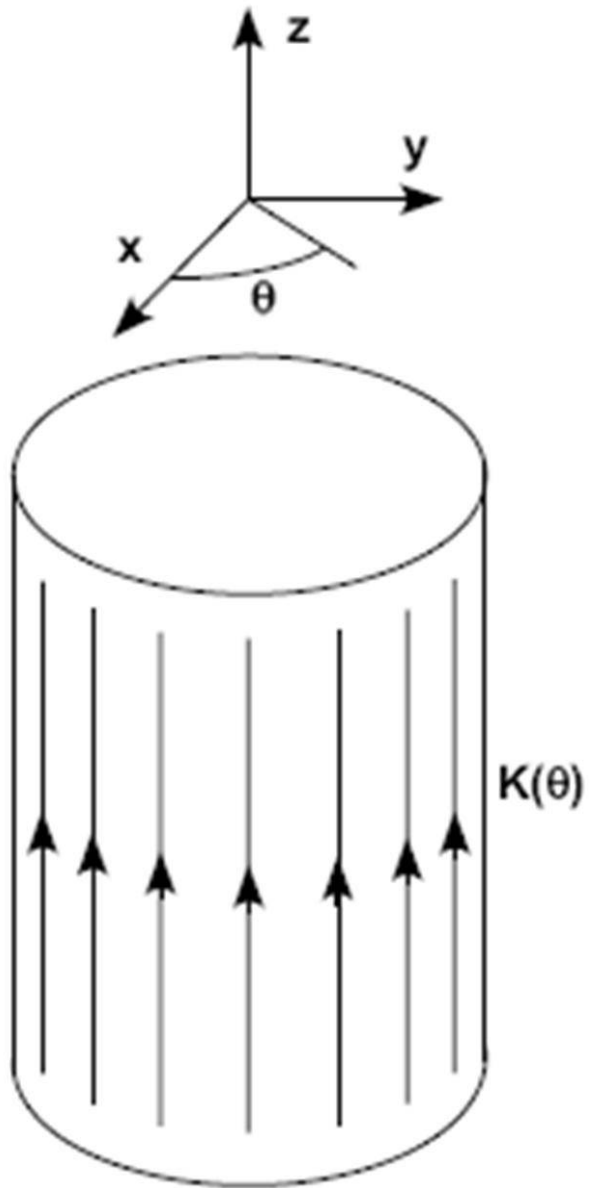
【 図 7 】



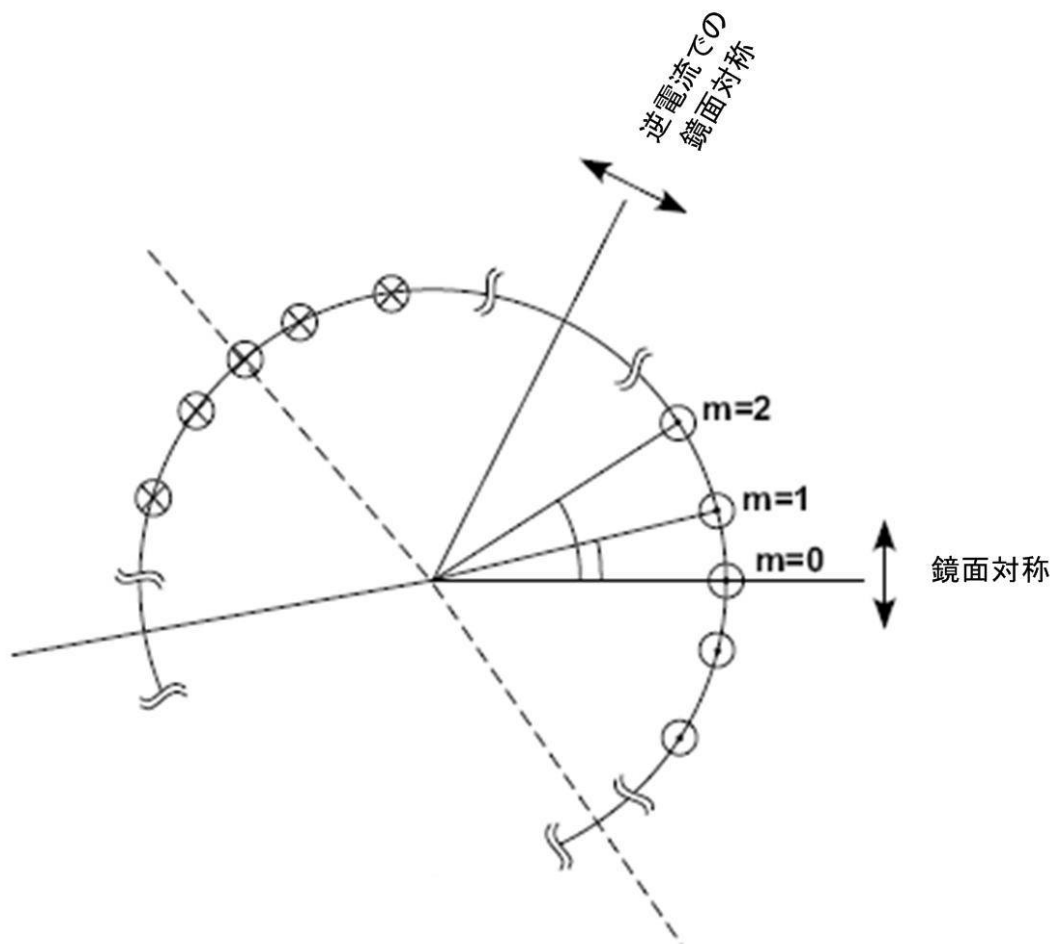
【 図 8 】



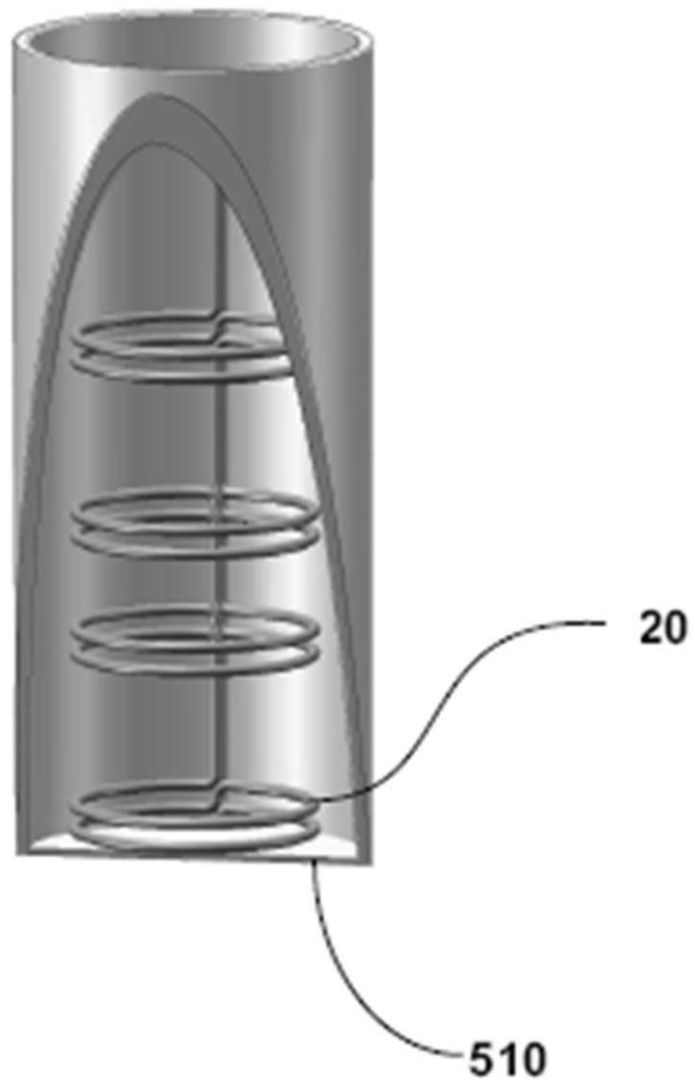
【 図 9 】



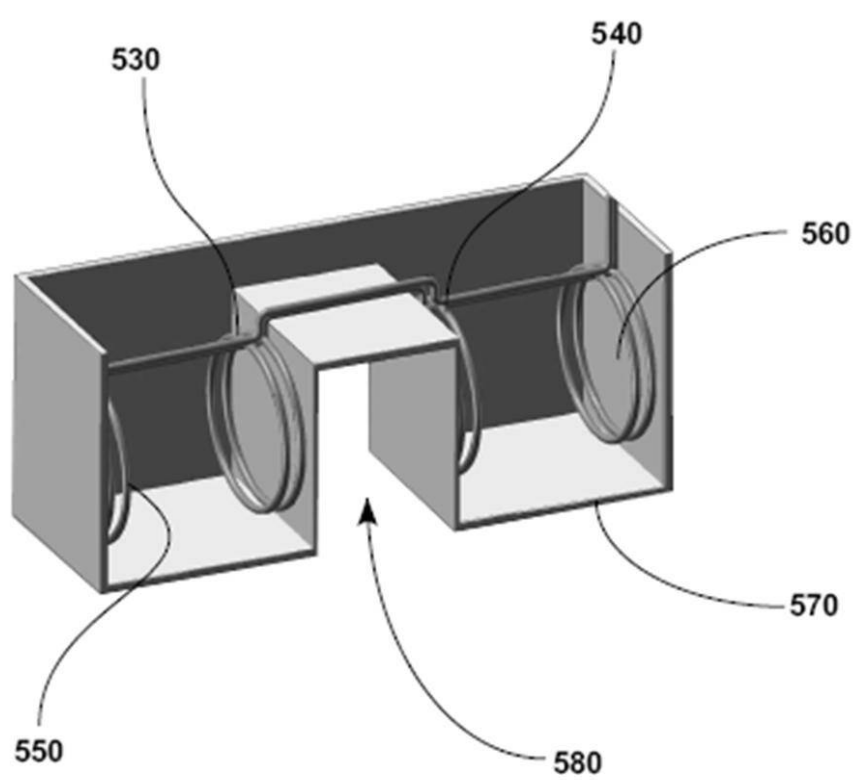
【図 10】



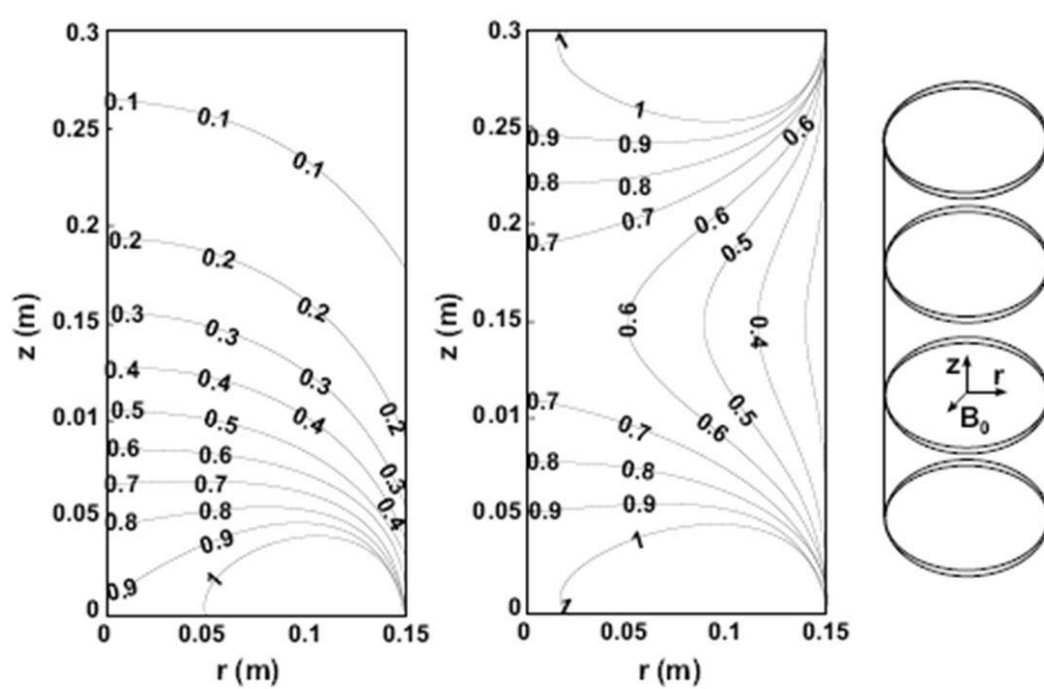
【図 11】





【図 12】



【 図 13 】



## 【 国際調査報告 】

<b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>		International application No. <b>PCT/US2008/062115</b>
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
<i>A61B 5/055(2006.01)i, G01R 33/20(2006.01)i</i>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 8 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean Utility models and applications for Utility models since 1975 Japanese Utility models and applications for Utility models since 1975		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKIPASS (KIPO internal) "MRI", "SQUID", "low field", "cooler"		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 7053610 B2 (CLARKE, J. et al.) 30 May 2006 See abstract, claims 1-20, figures 1-11.	1-24
X	US 2004/0027125 A1 (CLARKE, J. et al.) 12 February 2004 See abstract, claims 1-20, figures 1-11.	1-24
A	US 6159444 A (SCHLENGA, K. et al.) 12 December 2000 See abstract, claims 1-15, figures 1-7.	1-24
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&amp;" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 31 OCTOBER 2008 (31.10.2008)		Date of mailing of the international search report <b>31 OCTOBER 2008 (31.10.2008)</b>
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon, 139 Seonsa-ro, Seo-gu, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer LEE, Seung Joo Telephone No. 82-42-481-8186 

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No.

**PCT/US2008/062115**

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 7053610 B2	30.05.2006	US 6885192 B2 US 7116102 B2 US 2004-0027125 A1 US 2005-0134262 A1	26.04.2005 03.10.2006 12.02.2004 23.06.2005
US 2004-0027125 A1	12.02.2004	US 6885192 B2 US 7053610 B2 US 7116102 B2 US 2005-0134262 A1	26.04.2005 30.05.2006 03.10.2006 23.06.2005
US 6159444 A	12.12.2000	None	

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US2008/062115

**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.: 4-6  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**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:

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 fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
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.:

**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.

## 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, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, 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, AO, 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 オム、ビョング、エッチ

アメリカ合衆国、カリフォルニア州 91109、パサデナ、オーク グローブ ドライブ エム  
/エス 79-24 4800、ジェット プロパルション ラボラトリー内

(72)発明者 ハン、インセオブ

アメリカ合衆国、カリフォルニア州 91214、ラ クレセンタ、ブリット ウェイ 3937  
F ターム(参考) 4C096 AA18 AB05 AB08 AD08 CA02 CA15 CA22 CA40 CA58