

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4049861号
(P4049861)

(45) 発行日 平成20年2月20日(2008.2.20)

(24) 登録日 平成19年12月7日(2007.12.7)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/05 3 5 5
G O 1 R 33/32 (2006.01) G O 1 N 24/04 5 1 O Y

請求項の数 5 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願平9-332976	(73) 特許権者	596177467
(22) 出願日	平成9年12月3日(1997.12.3)		フィリップス メディカル システムズ
(65) 公開番号	特開平10-179550		(クリーヴランド) インコーポレイテッド
(43) 公開日	平成10年7月7日(1998.7.7)		アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 1 4 3
審査請求日	平成16年12月1日(2004.12.1)		クリーヴランド マイナー ロード 5
(31) 優先権主張番号	9625304:2		9 5
(32) 優先日	平成8年12月5日(1996.12.5)	(74) 代理人	100059959
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		弁理士 中村 稔
(31) 優先権主張番号	9707268:0	(74) 代理人	100067013
(32) 優先日	平成9年4月10日(1997.4.10)		弁理士 大塚 文昭
(33) 優先権主張国	英国 (GB)	(74) 代理人	100082005
			弁理士 熊倉 禎男
		(74) 代理人	100065189
			弁理士 穴戸 嘉一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 核磁気共鳴ラジオ周波数受信機コイル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

干渉磁気共鳴像形成で使用するのに適するラジオ周波数コイルであって、外部と燃り対を形成するように構成された戻り部分とを有する細長い電気導体のループと、送信及び受信の双方のモードで動作する関連手段とから成るコイル。

【請求項 2】

外部及び戻り部分が絶縁されていることを特徴とする請求項 1 に記載のコイル。

【請求項 3】

コイルの全幅が 1 . 5 mm よりも小さいことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載のコイル。

【請求項 4】

コイルが磁気共鳴処理電子回路と誘導結合されていることを特徴とする請求項 1 ないし 3 の何れか 1 つに記載のコイル。

【請求項 5】

請求項 1 ないし 4 の何れか 1 つに記載のコイルを組み込んだカテーテル。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】

本発明は、ラジオ周波数 (R F) 受信機コイルに関し、特に、干渉核磁気共鳴像形成において使用するためのラジオ周波数受信機コイルに関する。

【 0 0 0 2 】

【 従来 の 技 術 】

磁気共鳴像形成 (MRI) は、医療において、検査すべき患者の内部器官の像を形成するために使用されている。MRIにおいては、検査すべき患者の体の領域において磁気整列の平衡軸を定めるために患者の体に静磁界が加えられる。その後、検査領域に対して静磁界に直交する方向にRF場が加えられ、その領域に磁界共振を励起する。この磁界共振は、患者の体に隣接して配置されたRFコイルに信号を発生する。通常、励起用と検出用に別のコイルが使用されるが、同じコイルが双方の目的に使用されてもよい。検出された信号は、処理されて患者の体の像を表す信号を発生し、この像が可視表示される。

いわゆる干渉MRIでは、装置が体内に物理的に導入される、例えば、薬又は他の流体を流すカテーテルが体内に挿入される。まず、案内ワイヤが、体の関心のある領域にワイヤの先端がくるまで、挿入される。カテーテルは、実質的に案内ワイヤに沿って体内に導入されるように、案内ワイヤと同軸であってそれを囲むように配置されている。これとは別に、案内ワイヤは、一部挿入されたカテーテルの内部に送り込まれて、カテーテルが所望の領域に案内されて、その領域においてカテーテルが引き出され、動脈をブロックするステントのような器具が案内ワイヤに沿って滑らせられることを可能にする。

10

【 0 0 0 3 】

【 発 明 が 解 決 し よ う と す る 課 題 】

案内ワイヤ及び可能ならばカテーテル又は体内で使用される他のタイプのプローブが、その体内における位置が決定されるように磁気共鳴装置により像形成されるのが好ましい。この効果を達成するために各種の提案がなされている。

20

カテーテル及び案内ワイヤのいわゆる受動的可視化を使用することは既知であるが、それらのサイズは小さくて、その存在自体が像の画質低下を招くので、その正確な像を得ることは困難である。

これらの欠点のために、いわゆる能動的な像形成が提案されている。このような提案の例は、Dumoulin他〔米国特許第5,318,025号及び医療における磁気共鳴(Magnetic Resonance in Med.) 29, 411 (1993)〕に記載されており、これによれば、カテーテルの先端が小さなMRコイルに嵌めこまれて、その位置を決定するために付加的な小さなMR測定シーケンスが使用される。しかしながら、この提案では、上述したように小さなMRコイルのサイズのために患者内へのカテーテルの物理的な挿入問題が依然として存在する。

30

【 0 0 0 4 】

その後、McKinnon他(Proc 2nd Ann. Mtg, SMR, San Francisco, 1994 p.429)が、MRI核磁気共鳴に関係する電界の結合のために撚り対スタブアンテナの使用を提案した。しかしながら、電界との結合の結果として問題が起きる。

別の提案では、絶縁された電流支持ループが使用される。しかしながら、そのループは磁界を発生することにより働く。これは磁気共振像を損なう程大きく、したがって、2つの像が取られなければならない、すなわち、ループに電流が流れる間に1つの像が形成され、電流が停止されている間に1つの像が形成されなければならない。この提案における更なる欠点は、ループが電流を支持している間にループが加熱する傾向があることである。これは、ループが人間の体内で使用されるときに望ましくない作用である。

40

【 0 0 0 5 】

【 課 題 を 解 決 す る た め の 手 段 】

本発明は、干渉磁気共鳴像形成で使用するのに適合したRFコイルを提案しており、このコイルは、外部と撚り対を形成するように構成された戻り部分とを有する細長い電気導体のループと、送信及び受信の双方のモードで動作する関連手段とから成っている。

これは、スラブアンテナが電界検出器として働く上述した従来の装置とは対照的である。というのは、撚り対が通常の診察用として注射針を通過する程小さな直径に作ることができるという利点を維持しながら、ループが使用時に磁界検出器として動作するからである。コイルから隔置した組織からの信号は零に統合されるので、大きな動作フィールドを備えた像形成装置として働かない。コイルは、送信モードで動作する関連手段を有するので

50

、コイルの直ぐ近くの組織は、それが位置する体の他の部分から独立して励起され、したがって、撚り対は、組織の磁化の量に影響を及ぼさずに通される。加えて、本発明のコイルは、体の像を形成するのに使用される主送信機と結合しない。このような結合の存在は、磁気共鳴像を損なう傾向がある。

【0006】

本発明は、また、干渉MRIで使用するためのカテーテルを案内する案内ワイヤを視覚的に配置する方法であって、該案内ワイヤとして、外部と撚り対を形成するように構成された戻り部分とを有する細長い電気導体のループから成るコイルを設け、該コイルを送信及び受信の双方のモードで動作することからなる方法を提供している。

本発明は、その位置について強い信号を与えるが、従来技術について上述した欠点を有しないRF受信機コイルを設けることに関する。これについて、NMRシステムで使用するためにRF受信機コイルでは、像の解像度は約1mmである。したがって、実際の像を形成するためには、何ミリメートルも検査する必要がある。そこで、従来技術のこのタイプの像形成装置は、必然的に、ある最小のサイズでなければならない。本発明によれば、NMRシステムで使用するためのRF受信機コイルは、上記の最小のサイズよりも小さく、それ自体の位置を表示するものを除き像を提供できない。

【0007】

【実施例】

以下、本発明がどのように実施されるかについて、例示として添付図面を参照しながら説明する。

図1を参照すると、磁気共鳴像形成装置は、円筒状空間2に均一な軸方向の静磁界を形成する管状電磁石1を含み、円筒状空間2には、装置の使用時に検査すべき患者が配置される。

図1のZ軸に沿って作用する磁界の強さは、主磁界制御器3により制御され、この主磁界制御器3は、コイルを付勢する電磁石の電流源(図示せず)を制御する。磁界の強さを制御する他の手段が使用されてもよい。

磁気共鳴像形成装置は、また、コイル装置4を含み、それにより、勾配磁界が3つの直交方向の何れか1つまたはそれ以上で静磁界上に重ねられる。コイル装置4は、勾配磁界制御器5により付勢され、勾配磁界制御器5はコンピュータ6により制御される。

【0008】

コンピュータ6の制御の下でRF送信機8により付勢されるRFコイルシステム7も含まれ、コンピュータ6は、像形成される体に対してRF場パルスの主静磁界方向と直交する方向に加える。これは、患者の体における核スピンを静磁界の方向(Z方向)から静磁界の方向に直交する平面、すなわち、図1のX-Y平面内へ傾ける効果を有する。患者の体において励起された磁気共鳴から得られるRF信号は、1つ以上の勾配磁界を加えることにより空間的に符号化され、これらのRF信号は、コイルシステム7により検出される。検出された信号は、受信機9を介して像形成器10に送られ、像形成器10は、コンピュータ6の制御の下で、信号を処理して体の像を表す信号を発生する。これらの信号は、ディスプレイ1に送られて、像の可視表示が行われる。

【0009】

干渉磁気共鳴像形成では、例えば、薬が投与されるか又は最小侵入手術が施されるように、カテーテル又は他の同様な装置が体内に挿入される。カテーテル、又は、カテーテルの位置決めを助ける案内ワイヤの像が、カテーテルの方向に関係なく見られるようにするために、本発明によれば図2に示すようなコイルが使用される。

コイル12は、ロープ状コイルを形成するように長手軸の廻りに複数回数撚られた絶縁ワイヤの細長いループで構成される。コイルの端部13、14は、キャパシタ15の両端に接続されており、そのキャパシタの容量は、回路が問題の主磁界に対する関心のある核のラーモア周波数に同調するように変化する。例えば、水素原子のラーモア周波数は、 $42.6 \text{ MHz} / \text{T}$ である。コイル12とキャパシタ15とのインピーダンスが低雑音前置増幅器17の入力のインピーダンスと整合するように別のキャパシタ16が設けられている

10

20

30

40

50

。増幅器 17 からの信号は、受信機 9 のチャンネルに入力される。コイルは、送信 / 受信モードで動作可能であり、又は、選択により、受信モードのみで動作可能である。受信モードのみの場合には、コイルは磁界を発生するために使用されない。

【 0 0 1 0 】

動作は次のとおりである。患者の MR 像を形成するために、RF パルスが身体コイル 4 に加えられ、主磁界の存在の下で磁気勾配のシーケンスが通常の方法で加えられる。撚りワイヤ対 12 を収容するカテーテル 18 は、その後、患者の所望の通路に挿入される。パルスが撚り対から伝送され、その結果、緩和信号が、通常、患者の MR 像を形成するのに使用されたものと同じ磁気勾配のシーケンスの存在の下で、撚り対により検出される。この像は、撚り対の通路を表しており、その後、患者の主 MR 像に重ねられる。カテーテルは、その後、前方に操作され、撚り対の更なる像が同じ方法で形成され、患者の MR 像に重ねられる。これは、カテーテルが所望の位置へ操作されるまで続けられる。患者が移動すると、更なる MR 像が形成され、撚り対の像がこの新しい像の上に重ねられる。

10

【 0 0 1 1 】

撚り対に加えられる励起信号は患者のバルク磁化に実質的に影響を及ぼさないので、患者の像が要求された場合に、磁化が乱れない位置まで復帰できるようになるまで待機する必要はない。また、撚り対の通路を検出するために標準の MR 像形成シーケンスが使用されてもよい。撚り対の励起のために（患者のバルク磁化に影響を及ぼす可能性のある）別の MR シーケンスは必要とされない。

そこで、コイルは、MRI 装置により形成される像として現れる。しかしながら、コイルが撚れているので、コイルの全長に沿った正味の総磁界は実質的に零であり、したがって、本発明のコイルは、図 1 のコイルシステム 7 により検出された磁気共鳴信号と干渉しない。したがって、従来技術の電流支持ループの問題点であった MRI 像が損なわれることはない。

20

【 0 0 1 2 】

コイルからの信号だけが、コイルの通路の像を形成する。コイルから通常の像形成距離にある何かがコイルの隣接ターンに反対の電流を誘起する。撚り対のすぐ近くの血液のような物質のみが、コイルから正味の信号を作り出す。

コイル 12 はカテーテル 18 に組み込まれており、カテーテルは体の一部に挿入するための管を構成する。体の内部に流体を投与するためにカテーテルが使用される場合には、カテーテルが関心のある領域に到達したときにコイルが引っ込められる。これとは別に、コイルがカテーテルの壁内に組み込まれて、手術が行われている間に磁気共鳴像上でカテーテルが見えるようにされてもよい。同様に、カテーテルが引き出されて器具が案内ワイヤに沿って滑ることを可能にしてもよい。

30

【 0 0 1 3 】

絶縁部分を含むコイルの全幅は、通常 1 mm よりも小さい。試験では、コイルは 21 MHz に同調されているが、要求があれば他の周波数で使用されてもよい。コイルと任意の外部検出（又は受信機）コイルとの間の結合は無視でき、送信機コイル又は検出コイルからの信号に影響を及ぼさない。

コイルにより発生される正味の局部磁束が B_0 に沿って、すなわち、主磁界の方向に存在する場所がある。しかしながら、これらの領域は、同じサイズのものの一部又は他の部分が検出可能な信号を生じるので、像において明瞭ではない。

40

一つの例では、コイルはコアの直径 0.20 mm、全ワイヤ直径 0.24 mm の絶縁導体で作られた。約 6.5 mm のピッチで撚ると、コイルは 0.48 mm の全直径を有した。その長さは 350 mm であった。コイルが同調されて機械の 50 入力に整合された。同調キャパシタは 220 pF で、整合（直列）キャパシタは 150 pF であった。塩水における Q は約 15 であった。このようなコイルの視野は極めて小さかった。コイルはリングとなるように巻かれていわゆるファントムの塩水と硫酸銅に置かれる。塩水は人体の内部をシミュレートする。塩水に緩和時間定数を小さくするために硫酸銅が添加され、それにより、試験を頻繁に繰り返すことが可能となる。硫酸銅の添加はまたファントム溶液の磁

50

化時間定数を人体の組織の磁化時間定数と一致させる。コイルの像には、MRIスキャナが備えられ、また、包囲コイルも備えられている。試験コイルは、試験コイルの全方位において及びその長さ全体に沿って可視である高い強度信号のループ状パターンを生じた。ファントム溶液が包囲コイルにより像形成されるとき、ファントム溶液の変位に起因した小さな暗い領域が可視ディスプレイ上に存在した。像上には明るい領域は全く現れず、その領域の存在は試験コイルと外部コイルとの間の磁気結合を示唆する。試験コイルに近い領域における磁界感度は、 $6.25 \mu\text{T}/\text{A}$ となるように計算された。

【0014】

さらに高い周波数では、同調していないコイルが使用されてもよい。この場合には、コイルが定在波反射を最小にするように終端されるのが好ましい。

10

図3を参照すると、コイル19のみが送信/受信モードで動作するが、その動作は図2のコイルに対するのと同じである。実施例は、MR像形成装置とともに使用するための干渉装置の内部又はそれにより支持されるように設計されている。代表的には、このような干渉装置はカテーテル又は案内ワイヤであってもよい。ワイヤ19のループ又はコイルはそれ自体撚られて2つのリード線20及び21を有する撚り対を形成する。この例のワイヤは、直径 0.25 mm であって、絶縁部分は 0.12 mm の厚さを有する。撚り対ループ19は 21.3 MHz に同調されている。

【0015】

ループ又はコイル19はスキャナ整合ネットワーク22、送信/受信スイッチユニット23及びRF送信電力増幅器24を介してスキャナ(代表的には 0.5 T のPicker Asset Scanner)に接続されて、最大の2ワット出力を与えている。ループ19はカテーテル25の内部に配置されている。

20

コイル19は、コイルの周りの物質の磁化を励起して検出し、コイルの、したがって、カテーテル25の位置を表示するために、送信機と受信機の双方として動作する。コイルは、断面積が小さすぎるので像形成装置として作用しない。

実験の結果、図3に示された実施例は、送信/受信モード(単なる受信モードとは区別される)で動作されるとき、本願明細書の導入部分で述べたMcKinnonにより開示された装置よりも極めて良好な像を生じることが分かっている。さらに詳述すると、図3の装置が送信機と受信機の双方として動作されるとき像は実際にはビーズ状の外観を有さなかったが、図2の装置が受信機又は検出器としてのみ動作する場合には、そのようになった。

30

【0016】

図2と図3の双方の実施例について、コイルは、 B_1 のRF励起パルスの周波数において共鳴する。送信パルスの間では、カテーテルコイルに近い B_1 の場がコイル自体により形成された場によって支配されるだろう。コイルに近い B_1 の場は、コイルのない場合よりも実質的に大きい(5ないし10倍のオーダで大きい)。そこで、10倍だけ大きい場合には、非常に小さな最小のフリップ角($< 10^\circ$)を使用することにより、コイルの近くで 90° パルスを生じることができるだろう。

本願発明の範囲を逸脱することなく種々の変形を行ってもよい。したがって、受信機コイルが磁気共鳴処理電子回路の受信機チャンネルに直接接続される代わりに、ループが第2のループを終端させてもよく、また、第2のループは、受信チャンネルに接続されたループに誘導結合されてもよく、必要ならば、送信機に接続されたループに誘導結合されているのがよい。

40

【図面の簡単な説明】

【図1】代表的な磁気共鳴像形成装置の概略図である。

【図2】本発明に従って構成された第1のコイルを組み込んだカテーテルの概略回路図である。

【図3】本発明に従って構成された第2のコイルを組み込んだカテーテルの概略回路図である。

【符号の説明】

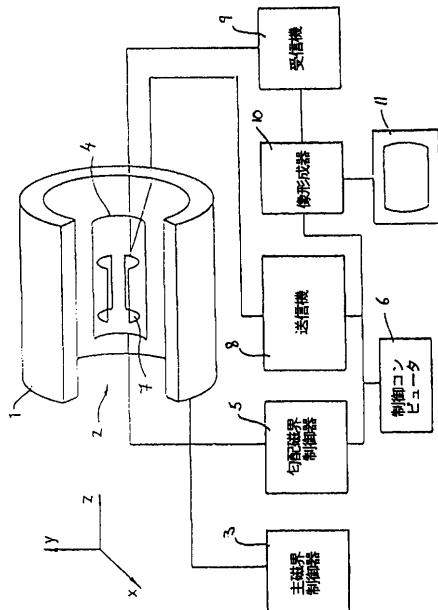
50

- 1 管状電磁石
- 2 円筒状空間
- 3 主磁界制御器
- 4 コイル装置
- 5 勾配磁界制御器
- 6 コンピュータ
- 7 R Fコイルシステム
- 8 R F送信機
- 9 受信機
- 10 像形成器
- 11 ディスプレイ
- 12 コイル
- 13、14 端部
- 15 キャパシタ
- 16 別のキャパシタ
- 17 低雑音前置増幅器
- 18 カテーテル
- 19 コイル
- 20、21 リード線
- 22 スキャナ整合ネットワーク
- 23 送信/受信スイッチユニット
- 24 R F送信機電力増幅器
- 25 カテーテル

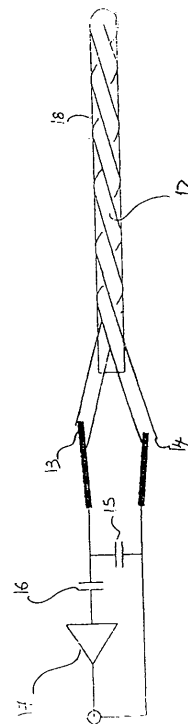
10

20

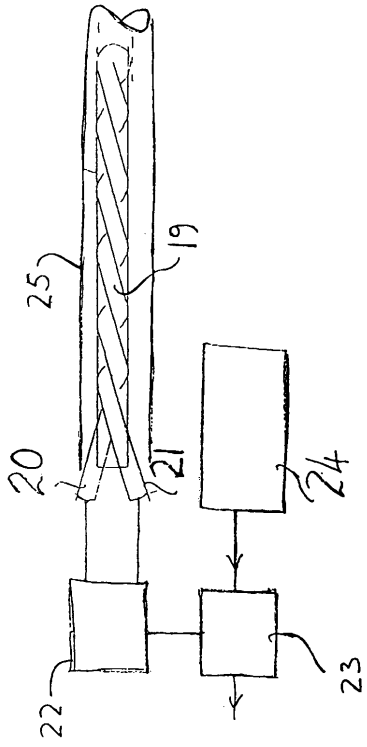
【図1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

- (74)代理人 100096194
弁理士 竹内 英人
- (74)代理人 100074228
弁理士 今城 俊夫
- (74)代理人 100084009
弁理士 小川 信夫
- (74)代理人 100082821
弁理士 村社 厚夫
- (74)代理人 100086771
弁理士 西島 孝喜
- (74)代理人 100084663
弁理士 箱田 篤
- (72)発明者 イアン ロバート ヤング
イギリス ウィルシャー エスエヌ8 4イーアール エヌアール マールボロー ウェスト オ
ーヴァートン (番地なし) チャーチ ヒル コッテージ
- (72)発明者 マイケル パール
アメリカ合衆国 オハイオ州 44022 チャグリフ フォールズ ホーソン ドライヴ 1
82
- (72)発明者 ユッカ イー タンテュ
フィンランド 02780 エスプー ヴェネペロンマーキ 6ペー

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 特開平07-255694(JP,A)
特開平06-022937(JP,A)
国際公開第96/038083(WO,A1)
欧州特許第846959(EP,B1)
米国特許第6171240(US,B1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055