

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4773114号
(P4773114)

(45) 発行日 平成23年9月14日 (2011.9.14)

(24) 登録日 平成23年7月1日 (2011.7.1)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 9 0

A 6 1 M 25/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 5 5

A 6 1 M 25/00 3 0 9 Z

A 6 1 M 25/00 4 0 0

請求項の数 10 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2005-78958 (P2005-78958)
 (22) 出願日 平成17年3月18日 (2005.3.18)
 (65) 公開番号 特開2005-261953 (P2005-261953A)
 (43) 公開日 平成17年9月29日 (2005.9.29)
 審査請求日 平成20年3月13日 (2008.3.13)
 (31) 優先権主張番号 10/708,723
 (32) 優先日 平成16年3月19日 (2004.3.19)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタデイ、リバーロード、1 番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久
 (72) 発明者 エッド・ジェイ・シュミット
 アメリカ合衆国、マサチューセッツ州、
 ニュートン、ソロン・ストリート、40 番
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高分解能心臓内MR 1のための自己展開式多重チャンネルRF受信器コイル並びに使用方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴 (MR) イメージングにおいてデータを収集するための探触子であって、
 撮像対象内に挿入可能でありかつその内部の流体フローの通過を可能とさせて製作されて
 いる複数のバー・アセンブリ (72) と、
 前記複数のバー・アセンブリ (72) が収縮位置にあるときに、前記複数のバー・アセン
 ブリ (72) を囲繞するシース (100) と、
 を備え、
 前記複数のバー・アセンブリ (72) の各々が、
 圧迫力によって変形を受けると共にその圧迫力が除去されると自動的に復帰する展開可能
 なバー (74) と、
 前記展開可能なバー (74) に絶縁材料を介して取り付けられたRFコイル (76) と、
 を含み、
 前記展開可能なバー (74) が前記RFコイル (76) の巻型として使用される、探触子
 。

【請求項 2】

さらに、MR撮像中に探触子の動きを能動式にトラッキングするように構成されたトラッ
 キング用コイルを備え、
 前記トラッキング用コイルはさらに、データ収集をゲート制御するためのトラッキング信
 号を送信するように構成されており、

10

20

前記撮像対象の脈管系内に挿入可能となるように製作されている請求項 1 に記載の探触子。

【請求項 3】

さらに、

前記展開可能なバー (7 4) の周りに巻き付けられた熱収縮細管 (9 8) と、
前記 R F コイル (7 6) に接続され、複数の前記 R F コイル (7 6) を同調させるように
構成した少なくとも 1 つの同調用コンデンサを備える請求項 1 または 2 に記載の探触子。

【請求項 4】

さらに、前記複数のバー・アセンブリ (7 2) に接続されておりかつ前記撮像対象内で前
記複数のバー・アセンブリ (7 2) を位置決めするように構成され、前記トラッキング用
コイルを備えているカテーテル・シャフトを備える請求項 2 に記載の探触子。

10

【請求項 5】

前記シース (1 0 0) は、前記対象内への挿入及び撮像対象の目標組織への並進の間は前
記複数のバー・アセンブリ (7 2) を圍繞するように製作されており、またさらに前記目
標組織の近傍に到達したときに前記複数のバー・アセンブリ (7 2) が展開できるように
するためにユーザによって後退させるように製作されている請求項 1 乃至 4 のいずれかに
記載の探触子。

【請求項 6】

前記シースは、前記対象内への挿入及び前記撮像対象の目標組織への並進の間に前記複数
のバー・アセンブリ (7 2) 及び前記複数の R F コイルに対して圧迫力を加える材料から
形成されており、
前記シースは挿入点から前記撮像対象の目標組織までの距離を超えるシャフト長を有して
いる請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の探触子。

20

【請求項 7】

前記複数のバー・アセンブリ (7 2) は前記複数の R F コイルを取り付けるための第 1 対
のバー及び第 2 対のバーを備えており、
前記複数の R F コイルは、前記第 1 対のバーに接続された第 1 の R F コイルと、前記第 2
対のバーに接続された第 2 の R F コイルと、を備えており、
前記第 1 対のバーは第 1 の面内に配置されており、かつ前記第 2 対のバーは第 2 の面内に
配置され、
前記第 1 の面と第 2 の面は互いに直交している請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の探触子

30

【請求項 8】

前記展開可能なバー (7 4) はニチノールから製作されている請求項 1 乃至 7 のいずれか
に記載の探触子。

【請求項 9】

前記 R F コイル (7 6) は、前記展開可能なバー (7 4) の外側のエッジに取り付けられ
、
前記複数の R F コイルと前記展開可能なバー (7 4) の間に形成される前記絶縁材料のギ
ャップは、前記複数のバー・アセンブリ (7 2) が展開したときに、前記 R F コイル (7
6) の R F 感度を増加させるように構成されている請求項 1 乃至 8 のいずれかに記載の探
触子。

40

【請求項 10】

偏向磁場を印加するようにマグネットのボアの周りに位置決めされた複数の傾斜コイルと
、 R F 信号を R F コイル・アセンブリに送信して M R 画像を収集するようにパルス・モジ
ュールによって制御を受けている R F 送受信器システム及び R F スイッチと、を有する磁
気共鳴イメージング (M R I) システムを備える M R I 装置であって、該 R F コイル・ア
センブリは、請求項 1 乃至 9 のいずれかに記載の探触子を備えている M R I 装置。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、全般的にはMRイメージングに関し、さらに詳細には、撮像対象の内部で自己展開することができかつその内部における血流の通過を可能にさせることによって血流の閉塞を最小限にすることができるRFコイル・アセンブリに関する。

【背景技術】

【0002】

人体組織などの物質を均一な磁場（偏向磁場 B_0 ）にかけると、組織中のスピンの個々の磁気モーメントはこの偏向磁場と整列しようとして、この周りをラーモアの特性周波数によってランダムな秩序で歳差運動することになる。この物質や組織に、 $x-y$ 平面内にありラーモア周波数に近い周波数をもつ磁場（励起磁場 B_1 ）がかけられると、正味の整列モーメント（すなわち、「縦磁化」） M_z は、 $x-y$ 平面内に来るように回転させられ（すなわち、「傾けられ（*tip ped*）」）、正味の横方向磁気モーメント M_t が生成される。励起信号 B_1 を停止させた後、励起したスピンにより信号が放出され、さらにこの信号は無線周波数（RF）コイルによって受信され、画像が形成されるように処理されることがある。

【0003】

これらの信号を用いて画像を作成する際には、磁場傾斜（ G_x 、 G_y 及び G_z ）が利用される。典型的には、撮像しようとする領域は、使用する具体的な位置特定方法に従ってこれらの傾斜を変更させている一連の計測サイクルによりスキャンを受ける。結果として得られる受信NMR信号の組はデジタル化されかつ処理され、よく知られている多くの再構成技法のうちの1つを用いて画像が再構成される。

【0004】

心臓解剖構造及び生理に対する高空間分解能または高時間分解能の撮像は、多種多様な目的にとって望ましい。例えば、心臓の治療過程を管理または監視するためには、高空間分解能の撮像が望ましいことがある。こうしたスキャンを実施する際の主たる決定要因の1つは、RF受信器コイルの固有の信号対雑音比（SNR）である。目下の表面実装式RFコイル（カレント表面実装式RFコイル）を胴体の表面上に配置させると、心臓自体からのその物理的距離のためにSNRが制限を受ける。さらに、心臓より大きなものを撮像するために大型のコイル素子を使用するとSNRに悪影響を及ぼすことがある。このため、表面コイルは、画像分解能を制限していると共に、高速で高分解能の撮像が要求されるMRガイド下の介入手技で使用するための心臓イメージングにとって望ましくないことがある。

【0005】

より高い分解能のMR画像を達成しようとする試みにおいて、脈管内RF受信器コイルが開発されており、かつ目標の心臓イメージングにとって好ましいものと広く考えられている。受信用コイルを目標組織の近傍に配置することによってSNRを大幅に改善させるような脈管内RFコイルが提示されている。しかし、生体中脈管内撮像の間における血流並びに関連する脈動は、広範な実現形態にとって障害となっている。すなわち、血流に起因にするコイルの動き及び組織の動きは、画質に対して、またしたがって得られる画像の診断価値や検査価値に対して悪影響を及ぼす可能性がある。さらに、周知の脈管内RFコイルは、脈管内に配置されると血流を阻害する。血流閉塞の延長は、冠動脈に対する撮像や心臓自体の内部における撮像の際に望ましくないことが理解できよう。

【特許文献1】米国特許第6628980号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

したがって、動いている撮像目標の内部で脈管内探触子を使用することによってMRデータを収集することができる一方、該撮像目標の内部の血流閉塞を最小限にしかつシステムの既知の動きを利用して画像のアーチファクト及びぼけを軽減するように画像収集をゲ

ート制御することができるシステム及び方法があることが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本発明は、上述の欠点を克服している改良型のMR画像収集のシステム及び方法を提供する。本発明は、その内部の流体フローの通過を可能にする展開可能なハウジングに取り付けられたRFコイルを含む。この展開可能なハウジングは、シースをそこから後退させたときに収縮位置から展開位置まで自動的に展開するように製作されている。RFコイルの動きを能動式にトラッキングすることを可能にするために、このシステムにはトラッキング用コイルが組み込まれている。RFコイルの動きをトラッキングしているため、RFコイルの既知の動きを使用して、高分解能撮像が得られるようにデータ収集をゲート制御することができ、このことは、拍動する心臓及び/または脈動する血流内でRFコイルが移動する際に有利である。本発明は、介入型心臓治療付与システムと組み合わせると特に有用である。

10

【 0 0 0 8 】

したがって、本発明の一態様では、撮像対象内に挿入可能でありかつその内部の流体フローの通過を可能とさせて製作されている自己展開式ハウジングを含んだ探触子を開示する。このハウジングに取り付けて複数のRFコイルが含まれている。

【 0 0 0 9 】

本発明の別の態様では、偏向磁場を印加するようにマグネットのボアの周りに位置決めされた複数の傾斜コイルと、RF信号をRFコイル・アセンブリに送信してMR画像を収集するようにパルス・モジュールによって制御を受けているRF送受信器システム及びRFスイッチと、を有する磁気共鳴イメージング(MRI)システムを含んだMRI装置を開示する。このRFコイル・アセンブリは、血流内に挿入するように構成されたカテーテルを含むと共に、展開位置まで収縮位置から自動的に展開するように製作されている。このRFコイル・アセンブリはさらに、カテーテルに接続されると共にMRデータを収集するように構成された複数のRFコイルを含んでいる。さらに、このRFコイル・アセンブリは、カテーテルに接続されると共に、撮像対象内におけるRFコイル・アセンブリの位置及び動きを指示するように構成されたトラッキング用コイルを含んでいる。

20

【 0 0 1 0 】

本発明のさらに別の態様では、MRイメージング・デバイスを使用する方法であって、スキャンしようとする撮像対象内に挿入するように構成させたシース内に心臓内MRイメージング・デバイスを挿入する工程を含む方法を開示する。このイメージング・デバイスは、MRトラッキング用コイルと、自動展開可能な巻型に取り付けられた一対のRFコイルと、を含んでいる。本方法は、イメージング・デバイスをスキャンしようとする撮像対象内に位置決めする工程と、巻型に対して該一対のRFコイルを展開位置まで自動的に展開させることを可能にさせるように該シースを後退させる工程と、を含む。別の代替的な態様では、そのMRトラッキング用コイルは、撮像コイルが折り畳まれた状態であっても機能することができ、またしたがって解剖構造の作用領域までカテーテルを適正に誘導するための伝達手段を提供することができる。

30

【 0 0 1 1 】

本発明に関する別の様々な特徴、目的及び利点は、以下の詳細な説明及び図面から明らかとなる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 2 】

図面では、本発明を実施するために目下のところ企図されている好ましい一実施形態を図示している。

【 0 0 1 3 】

図1を参照すると、本発明を組み込んでいる好ましい磁気共鳴イメージング(MRI)システム10の主要コンポーネントを表している。このシステムの動作は、キーボードその他の入力デバイス13、制御パネル14及び表示スクリーン16を含むオペレータ・コ

50

ンソール 12 から制御を受けている。コンソール 12 は、オペレータが画像の作成及び表示スクリーン 16 上への画像表示を制御できるようにする独立のコンピュータ・システム 20 と、リンク 18 を介して連絡している。コンピュータ・システム 20 は、バックプレーン 20a を介して互いに連絡している多くのモジュールを含んでいる。これらのモジュールには、画像プロセッサ・モジュール 22、CPU モジュール 24、並びに当技術分野でフレーム・バッファとして知られている画像データ・アレイを記憶するためのメモリ・モジュール 26 が含まれる。コンピュータ・システム 20 は、画像データ及びプログラムを記憶するためにディスク記憶装置 28 及びテープ駆動装置 30 とリンクしており、さらに高速シリアル・リンク 34 を介して独立のシステム制御部 32 と連絡している。入力デバイス 13 は、マウス、ジョイスティック、キーボード、トラックボール、タッチ作動スクリーン、光学読取り棒、音声制御器、あるいは同様な任意の入力デバイスや同等の入力デバイスを含むことができ、また入力デバイス 13 は対話式幾何学指定のために使用することができる。

10

【0014】

システム制御部 32 は、バックプレーン 32a により互いに接続させたモジュールの組を含んでいる。これらのモジュールには、CPU モジュール 36 や、シリアル・リンク 40 を介してオペレータ・コンソール 12 に接続させたパルス発生器モジュール 38 が含まれる。システム制御部 32 は、実行すべきスキャンシーケンスを指示するオペレータからのコマンドをこのリンク 40 を介して受け取っている。パルス発生器モジュール 38 は、各システム・コンポーネントを動作させて所望のスキャンシーケンスを実行させ、発生させる RF パルスのタイミング、強度及び形状、並びにデータ収集ウィンドウのタイミング及び長さを指示するデータを発生させている。パルス発生器モジュール 38 は、スキャン中に発生させる傾斜パルスのタイミング及び形状を指示するために 1 組の傾斜増幅器 42 と接続させている。パルス発生装置モジュール 38 はさらに、生理学的収集制御器 44 から患者データを受け取ることができ、この生理学的収集制御器 44 は、患者に装着した電極からの ECG 信号など患者に接続した異なる多数のセンサからの信号を受け取っている。また最終的には、パルス発生器モジュール 38 はスキャン室インタフェース回路 46 と接続させており、スキャン室インタフェース回路 46 はさらに、患者及びマグネット系の状態に関連付けした様々なセンサからの信号を受け取っている。このスキャン室インタフェース回路 46 を介して、患者位置決めシステム 48 はスキャンのために患者を所望の位置に移動させるコマンドを受け取っている。

20

30

【0015】

パルス発生器モジュール 38 が発生させる傾斜波形は、Gx 増幅器、Gy 増幅器及び Gz 増幅器を有する傾斜増幅器システム 42 に加えられる。各傾斜増幅器は、収集した信号の空間エンコードに使用する磁場傾斜を生成させるように全体を番号 50 で示す傾斜コイル・アセンブリ内の物理的に対応する傾斜コイルを励起させている。傾斜磁場コイル・アセンブリ 50 は、偏向用マグネット 54 及び全身用 RF コイル 56 を含むマグネット・アセンブリ 52 の一部を形成している。システム制御部 32 内の送受信器モジュール 58 は、RF 増幅器 60 により増幅を受け送信 / 受信スイッチ 62 により RF コイル 56 に結合されるようなパルスを発生させている。患者内の励起された原子核が放出して得られた信号は、同じ RF コイル 56 により検知し、送信 / 受信スイッチ 62 を介して前置増幅器 64 に結合させることができる。増幅した MR 信号は、送受信器 58 の受信器部分で復調され、フィルタ処理され、さらにデジタル化される。送信 / 受信スイッチ 62 は、パルス発生器モジュール 38 からの信号により制御し、送信モードでは RF 増幅器 60 をコイル 56 と電氣的に接続させ、受信モードでは前置増幅器 64 をコイル 56 に接続させている。送信 / 受信スイッチ 62 によりさらに、送信モードと受信モードのいずれに関しても独立した RF コイル (例えば、脈管内コイル) を使用することが可能となる。

40

【0016】

RF コイル 56 により取り込まれた MR 信号は送受信器モジュール 58 によりデジタル化され、システム制御部 32 内のメモリ・モジュール 66 に転送される。未処理の k 空

50

間データのアレイをメモリ・モジュール 66 内に収集し終わると 1 回のスキャンが完了となる。この未処理の k 空間データは、各画像を再構成させるように別々の k 空間データ・アレイの形に配置し直しており、これらの各々は、データをフーリエ変換して画像データのアレイにするように動作するアレイ・プロセッサ 68 に入力される。この画像データはシリアル・リンク 34 を介してコンピュータ・システム 20 に送られ、コンピュータ・システム 20 において画像データはディスク記憶装置 28 内などの記憶装置内に格納される。この画像データは、オペレータ・コンソール 12 から受け取ったコマンドに応じて、テープ駆動装置 30 上などの長期記憶内にアーカイブしたり、画像プロセッサ 22 によりさらに処理してオペレータ・コンソール 12 に伝達しディスプレイ 16 上に表示させたりすることができる。

10

【0017】

図 2 を参照すると、本発明に従うと共に図 1 の MRI システム 10 と一緒に使用できる挿入可能な多重チャンネル脈管内探触子 70 を表している。この探触子 70 は複数の展開可能なバー・アセンブリ 72 を含んでいる。各バー・アセンブリ 72 は、相対する一対の展開可能なバー 74 と、これに取り付けられた RF コイル素子 76 と、を含んでいる。これらの展開可能なバー 74 は展開可能な巻型として使用されている。好ましい実施形態では、その展開可能な巻型は一対のバー・アセンブリ 72 を有しており、また完全に展開させた巻型の寸法は、短軸 75 の方向で 2.5 cm、また長軸 77 の方向で 6 cm である。これらのバー・アセンブリ 72 は、占有する体積を小さくさせ、探触子 70 が（以下で記載することにする）図 2 に示すように脈管内系の内部で展開位置にあるときに血流閉塞が最小限になるように製作されている。このバー・アセンブリ 72 の対はさらに、非平行な面内に配置されるように製作されている。好ましい実施形態では、その非平行な面は互いに直交している。RF 位相のコヒーレンスが得られるように RF コイルのセクションの間には MR 適合性のコンデンサ 78 を挿入している。この探触子 70 はカテーテル 82 の遠位端 80 に取り付けられている。カテーテル 82 は 6 Fr で 135 cm のシャフトを有することが好ましい。カテーテル 82 によれば探触子 70 の脈管内位置決めが容易になる。

20

【0018】

図 3 を参照すると、図 2 を線 3-3 に沿って切った断面図を表している。カテーテル 82 は、受信した MR データ信号を MRI システム 10 に送るために RF コイルに接続された 2 つの細い RF 同軸線 84、86 を備えている。RF 同軸線 84、86 は、0.5 mm 未満の直径を有することが好ましい。RF コイルに直流が到達するのを防止すると共にこの RF コイルを MRI システム 10 の共鳴周波数に概ね同調させるために各 RF 線 84、86 に対して 2 つの同調用微小コンデンサ 88、90 が接続されている。探触子 70 の最終的な大きさは周りを取り囲んでいる解剖構造に応じて様々であるが、RF 感度が改善されるように RF コイルのそれぞれを同調し整合させるために外部の回路を使用することもある。

30

【0019】

カテーテル 82 はさらに、キャリア周波数における RF ノイズを減少させるため、並びに同軸線接地 93 を介した線間結合を減少させるために、細い 4 分の 1 波長バラン 92 を備えている。バラン 92 はその遠位端が開回路となっており、また 0.25 mm 未満の直径を有することが好ましい。カテーテル 82 はさらに、トラッキング用コイル 94 が受信したトラッキング用データを MRI システム 10 に送るための同軸線 95 を備えている。

40

【0020】

ここで図 4 を参照すると、図 2 の線 4-4 に沿って切ったバー・アセンブリ 72 の断面図を表している。展開可能なバー 74 は、細い RF コイル素子 76 をその上に取り付けるための支持体を提供する。この RF コイル素子 76 は、銅ワイヤから製作されることが好ましく、また相対する展開可能なバー 74 から離れるように対面している展開可能なバー 74 のエッジに取り付けられることが好ましい。この展開可能なバー 74 は、圧迫力によって変形を受けると共にその圧迫力が除去されると未変形の位置まで自動的に復帰するこ

50

とができるような記憶型 (memory-type) 材料から製作されている。好ましい一実施形態では、その展開可能なバー 74 はニチノールまたは同様の材料 (複数のこともある) から製作されている。

【0021】

探触子の外部の RF 感度を増大させるために、RF コイル素子 76 は、展開可能なバー 74 との間に事前決定の距離またはギャップ 96 が形成されるようにして該展開可能なバー 74 に沿って位置決めされている。この一定の距離は、既知の誘電率を有する既知の厚さの絶縁材料を用いることによって維持されている。好ましい一実施形態では、展開可能なバーの周りに巻き付けられた既知の厚さの熱収縮細管を用いることによってこれを実施している。この方式では、RF コイル素子 76 が発生させた RF 磁場は、探触子 70 の表面から離れる目標組織内に進む方向で増加することがある。RF コイル素子 76 及び展開可能なバー 74 の周りには幾層かの熱収縮細管 98 を配置させ、これによって RF コイル素子 76 を展開可能なバー 74 に取り付けると共に湿気に対する密封封止を提供している。熱収縮細管 98 はさらに、展開可能なバー 74 及び RF コイル素子 76 を血液や軟部組織の壁から実質的に電気絶縁している。

【0022】

図 5 を参照すると、本発明による収縮位置にある探触子 70 の側面立面概要図を表している。このバー・アセンブリ 72 は、撮像対象内に挿入するために探触子 70 をシース 100 の内部に位置決めできるように収縮可能である。シース 100 は、バー・アセンブリ 72 を囲繞するように製作されていると共に、撮像対象内への挿入及び撮像対象の目標組織への並進の間にこのシース 100 によりバー・アセンブリ 72 に圧迫力が加えられる。シース 100 は、挿入点から撮像対象の目標組織までの距離を超える長さをもつ RF のシースとすることが好ましい。探触子 70 は、アセンブリの一団が脈管内を通過して目標組織または血流まで並進される際にシース 100 内で収縮されている。

【0023】

これに対して図 6 を参照すると、本発明による展開位置にある探触子 70 の側面立面概要図を表している。脈管系の内部の目標組織に到達するとシース 100 を後退させ、探触子 70 が露出されると共に、バー・アセンブリ 72 は自動的に展開することができる。バー・アセンブリ 72 は、探触子を配置させた脈管その他の目標組織の内径と実質的に整合するようにして展開することが好ましい。展開位置では、探触子 70 は、バー・アセンブリ 72 の間におけるフロー・ベクトル 102 に沿った流体または血液の流れによって、脈管内に生ずる可能性がある閉塞を低下させることができる。探触子 70 内を血流が通過できるため、探触子 70 を脈管内部で展開させておく時間が増大する。データ収集の間において、MR トラッキング用コイル 94 から受け取った信号を用いて探触子 70 の動きが能動式にトラッキングされかつ監視される。これに関して、探触子 70 の動きはデータ収集をゲート制御するために使用することができ、また脈動する関心対象の脈管ボリュームの内部にある探触子 70 の動きによって生じる撮像アーチファクトに対処すること (好ましくは、減少させること) ができる。

【0024】

本発明に従って製作された RF 探触子を使用することの利点には、シース展開可能な展開可能な RF コイル、並びに金属表面から離間させた RF 導体を用いて EM 場投影を探触子の外部に作用させることが含まれる。別の利点には、介在式コイルにおける多重チャンネル受信、並びに動いている構造体の内部で撮像された画像において運動アーチファクトやぼけを軽減させるような一体型の撮像 / トラッキング用コイルの使用が含まれる。さらに、このトラッキング用コイルは、展開可能な RF コイルがシース内で収縮されているときに、目標解剖構造までの誘導を支援するフィードバックを提供するように設計されている。すなわち、このトラッキング用コイルは、RF コイルの展開 / 収縮と無関係にフィードバックを提供する。さらに、本発明に従って製作された RF 探触子を使用すると、心房や心室の MR 画像を収集するため、並びに肺静脈の解剖構造を撮像するために特に有利である。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

本発明に従って製作された R F コイルは、2 チャンネル表面コイルと一緒にした 4 チャンネル式（あるいは、これより多数チャンネル式）のフェーズド アレイにおいて最適に使用される。この R F コイルは、より高速なデータ収集やより高空間分解能の撮像を可能にさせるような S N R を提供しており、このことは患者の呼吸停止許容度によって撮像時間が制限を受ける部位でありかつ／または時間の経過に伴う心臓の動きの不整性によって分解能が制限を受ける場合である心臓や心解剖構造の撮像において重要である。画像収集は、M R トラッキング用コイルから受信したデータを用いることによってゲート制御されることがある。この方式によれば、画像アーチファクトを軽減することができる。さらに、心臓の治療過程を管理または監視するために M R イメージングの利用を拡大すると商業的な恩恵が実現される可能性がある。商業的な用途では、高い空間及び時間分解能、並びに高いコントラスト対ノイズ比（例えば、組織温度監視）が要求される。

10

【 0 0 2 6 】

したがって、本発明の一実施形態では、撮像対象内に挿入可能でありかつその内部の流体フローの通過を可能とさせて製作されている自己展開式ハウジングを含んだ探触子を開示する。このハウジングに取り付けて複数の R F コイルが含まれている。

【 0 0 2 7 】

本発明の別の実施形態では、偏向磁場を印加するようにマグネットのボアの周りに位置決めされた複数の傾斜コイルと、R F 信号を R F コイル・アセンブリに送信して M R 画像を収集するようにパルス・モジュールによって制御を受けている R F 送受信器システム及び R F スイッチと、を有する磁気共鳴イメージング（M R I）システムを含んだ M R I 装置を開示する。この R F コイル・アセンブリは、血流内に挿入するように構成されると共に、展開位置まで収縮位置から自動的に展開するように製作されたカテーテルを含んでいる。この R F コイル・アセンブリはさらに、カテーテルに接続されると共に M R データを収集するように構成された複数の R F コイルを含んでいる。さらに、この R F コイル・アセンブリは、カテーテルに接続されると共に、撮像対象内における R F コイル・アセンブリの位置及び動きを指示するように構成されたトラッキング用コイルも含んでいる。

20

【 0 0 2 8 】

本発明のさらに別の実施形態では、M R イメージング・デバイスを使用する方法であって、スキャンしようとする撮像対象内に挿入するように構成させたシース内に、M R トラッキング用コイルと、自動展開可能な巻型に取り付けられた一対の R F コイルと、を含んだ心臓内 M R イメージング・デバイスを挿入する工程を含む方法を開示する。本方法は、イメージング・デバイスをスキャンしようとする撮像対象内に位置決めする工程と、巻型に対して該一対の R F コイルを展開位置まで自動的に展開させることを可能にさせるように該シースを後退させる工程と、を含む。

30

【 0 0 2 9 】

本発明を好ましい実施形態に関して記載してきたが、明示的に記述した以外に等価、代替及び修正が可能であり、これらも添付の特許請求の範囲の域内にあることを理解されたい。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 0 】

【図 1】本発明と一緒に使用するための M R イメージング・システムのブロック概要図である。

【図 2】本発明による挿入可能な脈管内探触子の立面図である。

【図 3】図 2 に関して図 2 の線 3 - 3 に沿って切ったカテーテル・シャフトの断面図である。

【図 4】図 2 に関して図 2 の線 4 - 4 に沿って切ったバー・アセンブリの断面図である。

50

【図 5】本発明による収縮位置にある探触子の側面立面概要図である。

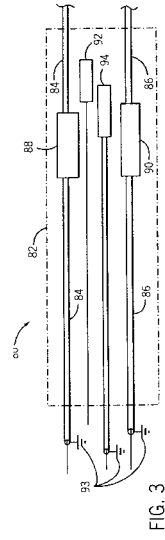
【図 6】本発明による展開位置にある探触子の側面立面概要図である。

【符号の説明】

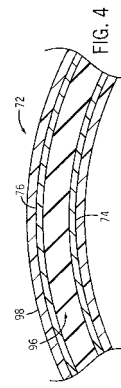
【 0 0 3 1 】

1 0	磁気共鳴イメージング (M R I) システム	
1 2	オペレータ・コンソール	
1 3	入力デバイス	
1 4	制御パネル	
1 6	表示スクリーン	
1 8	リンク	10
2 0	コンピュータ・システム	
2 0 a	バックプレーン	
2 2	画像プロセッサ・モジュール	
2 4	C P Uモジュール	
2 6	メモリ・モジュール	
2 8	ディスク記憶装置	
3 0	テープ駆動装置	
3 2	システム制御部	
3 2 a	バックプレーン	
3 4	シリアル・リンク	20
3 6	C P Uモジュール	
3 8	パルス発生器モジュール	
4 0	シリアル・リンク	
4 2	傾斜増幅器	
4 4	生理学的収集制御器	
4 6	スキャン室インタフェース回路	
4 8	患者位置決めシステム	
5 0	傾斜磁場コイル・アセンブリ	
5 2	マグネット・アセンブリ	
5 4	偏向用マグネット	30
5 6	R Fコイル	
5 8	送受信器モジュール	
6 0	R F増幅器	
6 2	送信 / 受信スイッチ	
6 4	前置増幅器	
6 6	メモリ・モジュール	
6 8	アレイ・プロセッサ	
7 0	多重チャンネル脈管内探触子	
7 2	バー・アセンブリ	
7 4	展開可能なバー	40
7 5	短軸	
7 6	R Fコイル素子	
7 7	長軸	
7 8	コンデンサ	
8 0	カテーテルの遠位端	
8 2	カテーテル	
8 4	R F同軸線	
8 6	R F同軸線	
8 8	同調用微小コンデンサ	
9 0	同調用微小コンデンサ	50

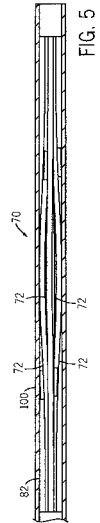
【図 3】



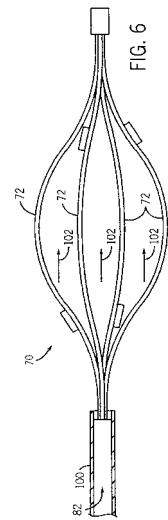
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特表2003 - 528664 (J P , A)
国際公開第02 / 074164 (W O , A 1)
特開平6 - 261900 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 5 / 0 5 5
A 6 1 M 2 5 / 0 0