

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-21199

(P2007-21199A)

(43) 公開日 平成19年2月1日(2007.2.1)

(51) Int.C1.

F 1

テーマコード(参考)

**A61B 5/055 (2006.01)**  
**G01R 33/28 (2006.01)**  
**A61M 25/00 (2006.01)**

A 61 B 5/05 3 9 0  
A 61 B 5/05 3 8 2  
G O 1 N 24/02 Y  
A 61 M 25/00 3 1 2

4 C 0 9 6  
4 C 1 6 7

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2006-185025 (P2006-185025)  
(22) 出願日 平成18年7月5日 (2006.7.5)  
(31) 優先権主張番号 11/160,811  
(32) 優先日 平成17年7月11日 (2005.7.11)  
(33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 390041542  
ゼネラル・エレクトリック・カンパニー  
GENERAL ELECTRIC CO  
MPANY  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ  
クタディ、リバーロード、1番

最終頁に続く

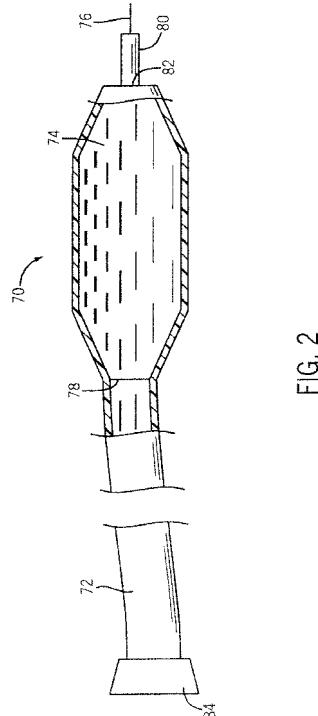
(54) 【発明の名称】MRイメージングによって体内式デバイスをトラッキングする方法及びシステム

## (57) 【要約】

【課題】SNR並びに空間分解能及び時間分解能を犠牲にすることなく体内式デバイスをトラッキングすることが可能なシステム及び方法を提供すること。

【解決手段】体内式デバイスの位置のトラッキングさもなければ位置決定のためのシステム及び方法を提供する。本発明は、被検体内に挿入されるデバイスであって、該デバイスに含めた撮像可能なタグに基づいてトラッキングを受け得るデバイスを含む。撮像可能タグは、少なくともその一部が偏向磁場を受けたときにその原子核が水素のラーモア周波数と異なるラーモア周波数で歳差運動する物質から形成されている。MRデータは、その物質のラーモア周波数に合わせてチューニングしたRF受信器を用いており、かつ被検体内部でデバイスの動きをトラッキングするために使用される撮像可能タグから収集することができる。

【選択図】図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体内に挿入可能な医用デバイスであって、  
本体部(80)と、  
前記本体部(80)に接続された少なくとも1つの封止容器(86)と、  
非水素原子核を主要素として含む前記少なくとも1つの封止容器(86)内に配置させた撮像可能物質(87、90)と、  
を備える医用デバイス。

**【請求項 2】**

前記本体部(80)は前記撮像可能物質(87、90)を吸収するように多孔性である  
、請求項1に記載のデバイス。 10

**【請求項 3】**

前記本体部(80)はさらに、前記撮像可能物質(87、90)を前記少なくとも1つの封止容器(86)の内部に封止するために該本体部(80)に対して確保した非溶解性コーティング(92)を含む、請求項1に記載のデバイス。

**【請求項 4】**

前記撮像可能物質(87、90)は20未満の原子番号を有する、請求項1に記載のデバイス。

**【請求項 5】**

前記撮像可能物質(87、90)はナトリウム、フッ素、重水、リン、酸素及び炭素のうちの1つを含む、請求項1に記載のデバイス。 20

**【請求項 6】**

前記撮像可能物質(87、90)は過フルオロカーボンとヘキサフルオロベンゼンのうちの一方を含む、請求項1に記載のデバイス。

**【請求項 7】**

前記撮像可能物質(87、90)は1分子あたり10～20個のフッ素部分を有する、請求項1に記載のデバイス。

**【請求項 8】**

前記撮像可能物質(87、90)は非水素原子核の緩和時間を変更するために希ガスの原子核を含む、請求項1に記載のデバイス。 30

**【請求項 9】**

前記撮像可能物質(87、90)はフッ素をベースとしている、請求項1に記載のデバイス。

**【請求項 10】**

前記本体部(80)はカテーテル(70)を含む、請求項1に記載のデバイス。

**【発明の詳細な説明】****【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、偏向磁場を受けたときに水素のラーモア周波数と異なるラーモア周波数で歳差運動する原子核を含んだ撮像可能なタグを有するデバイスを撮像する方法及びシステムに関する。 40

**【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平面内に来るよう回転させられ(すなわち、「傾けられ(tipped)」)、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 50

の信号は受信され処理されて画像を形成させることができる。

【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】

脈管内カテーテルなどの体内式デバイスの位置のトラッキング、さもなければ位置決定のためにはMRイメージングが使用されることが多い。本明細書の以下において、「体内式デバイス (intracorporeal device)」という用語は全般的に、操縦可能、移動可能、さもなければ身体内にその全体またはその一部を挿入可能な任意のタイプのデバイスを意味している。デバイスを適正にガイドするために、多くのトラッキング技法が開発されている。これらの技法は一般に、受動的トラッキングと能動的トラッキングという2つの分類のうちの1つにあてはまる。

【0005】

受動的トラッキングは、医用デバイスの抽出のために信号欠如または画像アーチファクトを利用する。典型的には、その医用デバイスは常磁性のマーカを用いて標識されている。常磁性マーカは、マーカ物質の常磁性特性によってその緩和時間が短縮されることになるためよく使用されている。このため、適当なパルスシーケンス・パラメータを用いると、マーカから信号が収集されることはなく、再構成画像内に信号欠如を生じる。

【0006】

別の受動的トラッキング技法は、医用デバイスに接続させた金属ワイヤに対する磁化率アーチファクト (susceptibility artifact) を使用する。この際、再構成画像のアーチファクトは医用デバイスが存在することを意味する。さらに別の受動的トラッキング技法では、信号収集中に電気配線内に、デバイス検出率を改善するためにアーチファクトの強度を変更させるような電流が誘導される。追加的な受動的トラッキング技法は、脈管内造影剤の使用、あるいは同様の適当な流体の管腔内の通過を含む。しかし、デバイスに対する受動的トラッキングには欠点がある。

【0007】

受動的トラッキングは脈管内デバイスと被検体の血管や周囲の組織などの生理構造との同時抽出に対応しているが、空間分解能及び時間分解能が収集に依存すると共に、これによってその空間分解能及び時間分解能が脈管内デバイスを被検体解剖構造から識別するのに不適切となる。さらに、デバイスのタグ付けに使用されるマーカは水素原子核を主要素として含むため、歳差運動する水素に対するMR撮像によって被検体解剖構造とデバイスとを識別することは困難である。

【0008】

能動的デバイス・トラッキング技法では、脈管内デバイス上へのRF受信器コイルの配置、あるいはガイドワイヤの線形受信器コイルとしての使用が必要である。この際、脈管内デバイスの位置でMR信号が収集されると共に、この信号をトラッキング画像の再構成のために使用することがある。信号対雑音比 (SNR) が大きく、かつ提供できる空間分解能及び時間分解能がより高いために能動的トラッキング技法は一般に好ましいが、電気配線によってRF受信器コイルをMRスキャナのデータ収集システムに接続している。これらの電気配線によって脈管内デバイスの複雑さが増すと共に、被検体内にデバイスを挿入し位置決めする際に面倒になることがある。さらに、MRスキャンを受ける被検体から電導性の配線が伸びることは望ましくないことがある。

【特許文献1】米国特許第6733487号

【特許文献2】米国特許第5289373号

【特許文献3】米国特許第5419325号

【発明の開示】

10

20

30

40

50

**【発明が解決しようとする課題】****【0009】**

したがって、S N R 並びに空間分解能及び時間分解能を犠牲にすることなく被検体に通した無ワイヤ体内式デバイスをトラッキングすることが可能な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】****【0010】**

本発明は、被検体解剖構造または対象から識別可能な撮像可能マーカを用いてタグ付けした体内式デバイスまたは被検体内に配置させ得る別の任意のデバイスを撮像する(またある種の実施形態では、トラッキングする)ための上述の欠点の一部または全部を克服したシステム及び方法を提供する。

**【0011】**

体内式デバイスの位置のトラッキングさもなければ位置決定のためのシステム及び方法を提供する。本発明は、被検体内に挿入されるデバイスであって、該デバイスに含めた撮像可能なタグに基づいてトラッキングを受け得るデバイスを含む。撮像可能タグは、少なくともその一部が偏向磁場を受けたときにその原子核が水素のラーモア周波数と異なるラーモア周波数で歳差運動する物質から形成されている。MRデータは、その物質のラーモア周波数に合わせてチューニングしたRF受信器を用いており、かつ被検体内部でデバイスの動きをトラッキングするために使用される撮像可能タグから収集することができる。

**【0012】**

したがって本発明の一態様では、MRイメージングの方法を提供する。本方法は、その内部にデバイスを配置させた関心領域(ROI)に対して偏向磁場を印加する工程を含む。このデバイスは、ROI内に識別可能に存在すると共に、偏向磁場を受けたときに第1のラーモア周波数で歳差運動する物質から少なくとも形成される撮像可能なタグを含む。本方法はさらに、ROIを第1のラーモア周波数の励起磁場下に置く工程と、この第1のラーモア周波数に合わせてチューニングした受信器によってこのROIからMRデータを収集する工程と、を含む。さらに本方法は、このMRデータからROI内におけるデバイスの位置を決定する工程を含む。

**【0013】**

別の態様では、本発明は、偏向磁場を印加するようにマグネット・ボアの周りに位置決めした複数の傾斜コイルを備えた磁気共鳴イメージング(MRI)システムを有するMRI装置を含む。さらに本MRIシステムは、ROI内で歳差運動する水素原子核からMR画像を収集せしめるようにRFコイル・アセンブリにRF信号を送信するためにパルスマジュールによって制御されるRF送受信器システム及びRFスイッチを有する。本MRIシステムはさらに、コンピュータによって実行させた際に該コンピュータに対してROI内の水素原子核の励起を生じさせる命令を含むコンピュータ・プログラムをその上に格納しているコンピュータ読み取り可能記憶媒体を含む。このコンピュータに対してはさらに、ROI内に導入された少なくとも水素の無い物質の原子核の励起を実行させている。この水素の無い物質の原子核は、水素原子核のラーモア周波数と異なるラーモア周波数で歳差運動する。このコンピュータに対してはまた、少なくともROIからMRデータを収集すること、並びにこの物質とこのROI内部のこれと別の構造との間にコントラストを含むROI画像を再構成すること、を実行させている。

**【0014】**

本発明の別の態様では、MRイメージングの方法は、被検体内に医用デバイスを挿入する工程を含む。この医用デバイスは、水素のラーモア周波数と異なるラーモア周波数で歳差運動する撮像可能なタグを含む。本方法はさらに、B<sub>1</sub>磁場を用いて水素のラーモア周波数で被検体を励起する工程と、被検体内にある少なくとも水素のラーモア周波数で歳差運動する原子核からMRデータを収集する工程と、を含む。さらに本方法は、被検体内部における医用デバイスの動きを示すトラッキング画像を再構成する工程を含む。

**【0015】**

10

20

30

40

50

また別の態様では、本発明は被検体内に挿入可能な医用デバイスを含む。このデバイスは、本体部と、該本体部に接続された少なくとも1つの封止容器と、を有する。この少なくとも1つの封止容器内には非水素原子核を含んだ撮像可能な物質を配置させている。

【0016】

本発明のさらに別の態様では、被検体内に挿入可能な医用デバイスを提供する。この医用デバイスは、本体部と管状の本体部の外表面の少なくとも一部分内に形成した1つまたは複数のキャビティと、を有する。この1つまたは複数のキャビティは、ほとんど水素の無い撮像可能な物質によって少なくともその一部を満たしている。

【0017】

またさらに別の態様では、MRイメージングの方法は被検体の制限された部分内にフッ化物物質を配置する工程を含む。この制限された部分内に医用デバイスが挿入される。この医用デバイスは、フッ化物物質が実質的に無いように製作されこの制限部分内に配置される。MRデータは、制限された部分から少なくともフッ化物物質のラーモア周波数でRF信号が収集されるようにチューニングした受信器コイルを用いて収集される。本方法はさらに、このMRデータからこの制限部分の画像を再構成する工程と、この画像から体内キャビティ内部における医用デバイスの相対位置を決定する工程と、を含む。

【0018】

さらに別の態様では、本発明は、実質的に均一な概ね1.5Tの磁場を与えたときに概ね60MHzのラーモア周波数で歳差運動するような物質から製作した操縦可能なMR撮像デバイスを含む。

【0019】

またさらに別の態様では、本発明は、撮像する被検体の周りに実質的に均一な磁場を印加するための手段と、この被検体内で操縦可能なデバイスを並進させるための手段と、を有するイメージング技法を含む。この操縦可能デバイスは、その原子核が水素原子核のラーモア周波数とは別のラーモア周波数で歳差運動するような物質からなる検出可能なタグを有するように製作されている。本イメージング技法はさらに、水素原子核のラーモア周波数とは別のラーモア周波数で歳差運動する物質の原子核を励起するための手段と、水素原子核のラーモア周波数とは別のラーモア周波数で歳差運動する原子核からMRデータを収集するための手段と、を有する。被検体の内部における操縦可能デバイスの変位を能動的にトラッキングするための手段も提供される。

【0020】

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ろう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

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る好ましい一実施形態を図示している。

【0022】

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、キーボードその他に入力デバイス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を介してシステム制御装置32と連絡している。入力デバイス13

10

20

30

40

50

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、光学読み取り棒、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。

#### 【0023】

システム制御装置 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。システム制御装置 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（本明細書で検討するように）非水素原子核を歳差運動させ関心領域内に識別可能に存在する物質を有するデバイスを撮像するための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せるようにプログラムされている。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。パルス発生器モジュール 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ーフェース回路 46 と接続させており、スキャン室インターフェース回路 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ーフェース回路 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。10

#### 【0024】

パルス発生器モジュール 38 が発生させる傾斜波形は、 $G_x$  増幅器、 $G_y$  増幅器及び $G_z$  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せらるよう全体を番号 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。システム制御装置 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 增幅器 60 をコイル 56 と電気的に接続させ、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、表面コイル）を使用することが可能となる。本システムはさらに、非水素原子核を歳差運動せらるよう構成された任意選択の RF トラッキング・チャンネル 65 と、関心対象視野の画像データを本明細書に記載したデバイスの画像データから分離するための患者分離モジュール 63 と、を含むことがある。20

#### 【0025】

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、システム制御装置 32 内のメモリ・モジュール 66 に転送される。未処理の k 空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、各画像を再構成せらるよう別々の 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304050

はシリアル・リンク 3 4 を介してコンピュータ・システム 2 0 に送られ、コンピュータ・システム 2 0 において画像データはディスク記憶装置 2 8 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 1 2 から受け取ったコマンドに応じて、テープ駆動装置 3 0 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 2 2 によりさらに処理してオペレータ・コンソール 1 2 に伝達しディスプレイ 1 6 上に表示させたりすることができる。画像プロセッサ 2 2 はさらに、例えばソフトウェア、ハードウェア、あるいはこれらの組み合わせを用いて、MR データから再構成したデバイスの画像を関心対象視野の再構成画像の上に重ね合わせるように適応させることがある。

#### 【 0 0 2 6 】

後でより完全に説明することにするが、RF コイル 5 6 は複数の周波数で MR 信号を取り込むようにチューニングされることがある。例えばコイル 5 6 は、水素原子核のラーモア周波数で、並びに炭素、フッ素、ナトリウム、リン、酸素などの非水素原子核のラーモア周波数で歳差運動する MR 信号を取り込むようにチューニングされることがある。さらにコイル 5 6 は、一実施形態では、歳差運動する水素原子核並びに歳差運動する所与の非水素原子核からの信号を同時に取り込むように製作されることがある。また別の実施形態では、RF コイルは水素原子核及び所与の非水素原子核の歳差運動周波数を含んだ受信帯域幅を有するように製作されることがある。この歳差運動周波数は、その一部が、原子核が受ける偏向磁場の強度の関数である。このため RF コイルは、その MR スキャナの設計が実質的に均一な 1 . 5 テスラ磁場を印加する設計であるか、別の磁場強度を印加する設計であるかに応じた適当な歳差運動周波数に合わせてチューニングされている。さらに MR スキャナは、MR 信号受信のために複数の RF コイルを有するように製作されることがある。この実施形態では、ある RF コイルが歳差運動する水素原子核からの MR 信号を受信するようにチューニングされる一方、別の RF コイルがフッ素、ナトリウム、炭素、リン、酸素、重水、その他など歳差運動する非水素原子核から MR 信号を受信するようにチューニングされている。1 . 5 テスラ磁場における水素原子核のラーモア周波数は約 6 3 . 5 M H z であり、また同磁場におけるフッ素のラーモア周波数は約 6 0 . 0 8 M H z である。

#### 【 0 0 2 7 】

一実施形態では、本発明は、歳差運動する非水素原子核から MR 信号を収集することを目的とする。別の実施形態では、本発明は、歳差運動する水素原子核及び歳差運動する非水素原子核から MR 信号を同時にまたはほぼ同時に収集することを目的とする。この際、MR スキャナは、水素のラーモア周波数、並びにフッ素、ナトリウム、炭素、リン、酸素など所与の非水素原子核のラーモア周波数で  $B_1$  磁場を生成することが可能である。一般に、2 0 未満の原子番号を有する原子核を信号収集のためのターゲットとすることがある。非水素原子核以外に、重水素濃縮した水（重水）などの濃縮水素化合物や、過分極化した（hyperpolarized）水素を有する化合物（過分極水）も信号収集のためのターゲットにすることがある。

#### 【 0 0 2 8 】

ここで図 2 を参照すると、脈管内カテーテル 7 0 を斜視図で表している。本発明についてバルーン膨張カテーテルに関連して記載することにするが、本発明は、一般用途及び特殊用途のカテーテル、生検針、腹腔鏡、内視鏡その他の外科用ツールなどの別の体内式デバイス、ステント、シャントその他の植え込み可能デバイス、錠剤、粒子、液体、気体その他の注入可能、摂取可能または吸入可能な試薬、並びに非体内式デバイスについても利用可能であり、したがってバルーン膨張カテーテルに限定されないことは当業者であれば容易に理解されよう。カテーテル 7 0 は、バルーン区画 7 4 を全体としてその遠位端 7 6 の近くに配置させたシャフト区画 7 2 を有する。シャフト区画 7 2 はバルーン区画 7 4 の近位端 7 8 に接続させるか、さもなければこれと一体に形成させている。遠位のくびれ区画 8 0 は、バルーン区画 7 4 の遠位端 8 2 とカテーテル 7 0 の遠位端 7 6 の間に接続させるか、さもなければこれらの間に形成させている。

#### 【 0 0 2 9 】

10

20

30

40

50

カテーテル 70 の管腔すなわちボアは、バルーン区画 74 に対する近位端 84 に接続した流体源（図示せず）からの流体やその他の膨張溶液の通過を可能にするように設計されている。バルーン区画 74 の膨張及び収縮を制御するために、ポンプその他の膨張デバイス（図示せず）もカテーテルに接続されることがある。アンギオグラフィ手技で広範に使用されることがあるカテーテルは、血液イメージングのために標的組織の近傍域内あるいは脈管内に脈管内 R F コイルを位置決めするために使用されることがある。この際、カテーテルがその脈管の内部に適正に位置決めされた後で、該カテーテルを通るように R F コイルを並進させることがある。その利点については後でより詳細に説明することにするが、カテーテルを位置決めし終えた後でカテーテルを通るように R F コイルを並進させており、このため被検体を通過させる並進の間に R F コイル・アセンブリによってカテーテルの動きが制限されることやカテーテルの位置決めが妨害されることがない。

### 【 0030 】

カテーテル 70 の描出は、被検体の M R イメージングによってカテーテル 70 の位置を R O I を基準として決定することによって実現される。トラッキングも同様に M R 画像の連続的な作成を通じて実現され、これが被検体の脈管その他の解剖構造を通るようにカテーテルを並進させる際に内科医その他の医療専門職を支援する。カテーテルと被検体解剖構造との間にコントラストを提供するために、一実施形態では、被検体解剖構造内で識別可能に存在させるようにポンプ（図示せず）によって化合物その他の物質をカテーテルに導入している（識別可能となる理由は、例えばこの化合物が、被検体解剖構造内やその特定の R O I 内で一般には見出されないものであるか、存在が微小であるか、さもなければ識別可能な濃度または形態で存在しているもの（例えば、フッ素やフッ素化合物、あるいは適用可能な別の任意の非水素原子核物質など）であるためである）。この際、M R スキヤナは、歳差運動する水素原子核から M R 信号が収集されるような水素ベースの M R スキャンを実施することも可能であり、また歳差運動する非水素原子核が信号収集の対象となるような M R スキャンを実施することも可能である。水素は被検体解剖構造内に豊富に存在するため、M R 信号を収集する原子核は水素とするのが典型的である。他方フッ素は被検体解剖構造内に微小にしか見出されず、見出されるのが特に骨や歯に限定されたため、フッ素は被検体解剖構造から識別が可能である。さらにフッ素は、結晶形態では不動性であり、したがってヘキサフルオロベンゼンなどの自由に移動する液体形態のフッ素化合物に感応する撮像方法を使用したときに容易に検出可能な程度に極めて短い緩和時間有する。したがって、カテーテルは少なくともその一部がフッ素またはフッ素化合物で満たされると、フッ素バックグラウンド信号レベルが低いこと（または、存在しないこと）によって、歳差運動するフッ素原子核から収集した M R データから構成した再構成画像内におけるフッ素を満たしたカテーテルの描出を向上させることができる。このためフッ素標識した体内式デバイスは、0 . 5 ミリメートル (mm) 未満の空間分解能と 0 . 1 秒未満の時間分解能などより高い空間分解能及び時間分解能で検出することができる。実験によれば、フッ化物流体で満たした 1 . 5 F カテーテル（直径が 0 . 5 mm 未満）に関する鮮明な画像が作成された。

### 【 0031 】

カテーテルを標識するためにカテーテルに導入できるフッ化物流体は多数あることが企図される。上で言及したように、ヘキサフルオロベンゼンは使用できるこうした化合物のうちの 1 つである。過フルオロカーボンは企図される別の化合物である。周知の過フルオロカーボン溶液は、1 分子あたり概ね 10 ~ 20 個のフッ素部分（fluorine moieties）を包含すると共に水素を有しておらず、したがって過フルオロカーボンで標識したデバイスはフッ素チューニングした R F 受信器またはコイルによる視認性が極めて高くなる。過フルオロカーボンは、血液に対する人工的代替物として広く注目されており、このため局所的な血流、酸素レベル及び温度に関する情報を提供することができる。すなわち、フッ素の T<sub>1</sub> 及び T<sub>2</sub> 緩和時間の変化は、酸素圧力（tension）によって直接変動する。これらの緩和時間は一般に、生理学的レンジ内で酸素レベルが高いほどより短くなる。温度も過フルオロカーボンの緩和時間に影響を及ぼす。温度が上昇すると T<sub>1</sub> 緩和時間が

10

20

30

40

50

長くなり、 $T_2$  緩和時間が短くなる。

【0032】

ナトリウムを包含する化合物などの代替的な化合物を使用することもできる。ナトリウムが歳差運動する周波数は水素の周波数の約半分から3分の1であるため、信号対雑音比が改善されるので有利である。歳差運動するナトリウムもまた、水素から識別可能な信号を発生させると共に、比較的非毒性である。

【0033】

上述のように、体内式デバイス内にその管腔を通してフッ化物流体を導入し、これを用いて再構成画像において後で描出できるようにデバイスを標識することができる。MR信号を歳差運動するフッ素から収集する場合は、デバイスは画像内でスターク(stark)として出現することになり、またMR信号を歳差運動する水素から収集する場合は、デバイスは再構成画像内の信号欠如として出現することになる。しかし、このデバイスは別の方法でタグ付けされることもあることが企図される。例えば図3を参照すると、本発明の別の実施形態によるカテーテル70の遠位端全体の断面図を表している。この実施形態では、フッ素化合物87を、その内部に有する封止された円筒86が遠位のくびれ区画80の周囲を取り囲むように表している。円筒86はくびれ区画80に恒久的に確保されることや、別の非水素成分や水素限定成分、あるいは異なる程度のフッ素を有する別の円筒との交換を可能とさせるように柔軟性に確保せることがある。カテーテルにぴったりと確保した円筒86を図示しているが、カテーテルに別の封止フッ化物構造を接続することや、さもなければ別の封止フッ化物構造をカテーテルと一緒に形成することもできることが企図される。被検体内でカテーテルを並進させる間に円筒がカテーテルから外れるのを防止するような方式で円筒86をカテーテルに対して確保すべきであることが理解されよう。封止構造を要することなく、例えば適用可能な物質を含んだコーティングを用いて、例えばナトリウム原子核を包含した比較的非毒性の化合物をデバイスに組み入れることもできる。

【0034】

上で言及したように、円筒86はフッ素化合物その他の溶液87を包含した封止構造である。管腔にこうした溶液を灌流させると同様に、円筒86で標識したカテーテルはフッ素ベースのスキャンと水素ベースのスキャンのいずれかによって容易に視覚化することができる。さらに、カテーテルの複数の部分の移動または並進をトラッキングできるように、複数の封止構造をカテーテルに接続させるか、さもなければカテーテルと一体化させることがあることが企図される。

【0035】

ここで図4を参照すると、図3に示したデバイスの端部像によって遠位のくびれ区画80と封止円筒86の間の同心性の関係を表している。図4にはさらに、封止円筒86がフッ素化合物やその他の非水素物質あるいは水素含有を微小とした物質で満たされていることを除けば、カテーテル構成要素の本性が中空であることを表している。カテーテルの構造性要素のサイズと比較した封止円筒86の相対的サイズは例示のみを目的としたものであり、これより大きな直径や小さな直径を有する円筒が使用されることもあることが企図されることに留意すべきである。

【0036】

ここで図5を参照すると、別の実施形態によるカテーテル70の遠位端全体の断面図であり、遠位のくびれ80が多孔性の表面88によって製作されていることを表している。さらにこの多孔性表面の孔は少なくともその一部がフッ化物溶液90で満たされると共に、非溶解性のシーラントまたはコーティング92によって孔の内部に封止されることがある。

【0037】

ここまで、本発明についてフッ化物流体による体内式デバイスの直接的な標識に関連して記載してきた。しかし、本発明はこうしたデバイスに対する間接的な標識も目的としている。この実施形態では、被検体の内部にあるキャビティが、過フルオロカーボンなどの

10

20

30

40

50

フッ化物流体によって少なくともその一部が満たされることがある。その結果、フッ素または別の非水素元素が無いか微小含有である標準的な体内式デバイスをキャビティ内部に配置させたときに、このデバイスは歳差運動するフッ素または別の非水素原子核から収集したMRデータの再構成画像内において際立った信号欠如として出現することになる。逆に、歳差運動する水素原子核からのMRデータ収集によれば、このデバイスは信号の無いバックグラウンド上で検出可能となる。

#### 【0038】

上で言及したように、フッ素標識のSNRは、歳差運動するフッ素原子核からMR信号を収集したときに非常に高い。このため、フッ素標識を迅速に3次元位置特定することができる。さらに、このフッ素標識の座標を用いてこの医用デバイスに対して撮像面を方向付けしデバイスとその周りの生理構造に対する撮像の改良を支援することができる。10

#### 【0039】

さらに、本発明はまた、歳差運動するフッ素原子核及び水素原子核からのMR信号を、順次式並びに本質的に同時に収集することを目的としている。この際、別々に画像を構成し、次いで単一のディスプレイ上でこれらを互いに重ね合わせることがある。その結果、歳差運動する水素原子核により被検体解剖構造に対する分解性が提供され、かつ歳差運動するフッ素原子核によって体内式デバイスに対する分解性が提供される。

#### 【0040】

ここまで本発明について、歳差運動する水素原子核からのMR信号収集に加えて、歳差運動するフッ素原子核からMR信号を収集することに関連して記載してきた。しかし当業者であれば別の非水素原子核がターゲットになり得ることを理解されよう。例えばフッ素以外に、炭素、ナトリウム、リン及び酸素の同位体の原子核がターゲットになることがある。さらに、デバイス・タグに対してタグの緩和時間を変更するために希ガスを追加することがある。この際、標識及び／またはデバイス同士の間を識別するために、同じ基本成分からなるが希ガスの度合いを様々に変えた標識を使用することがある。20

#### 【0041】

本発明は、能動的トラッキング技法だけを用いてこれまでに実現されたものに匹敵する空間分解能及び時間分解能を提供できる一方、能動的トラッキング・コイルで要求されるのが一般的である電気配線を回避できるデバイスのトラッキング方法及びシステムを提供する。この際に本発明は、フッ素または別の非水素イメージングによる比較的高い明瞭性によってそのデバイスを自動的に検出できるような無ワイヤ体内式デバイス並びに無ワイヤ・トラッキング方法を提供する。さらに、本発明を使用すると、周囲の組織を視覚化するように標準のプロトン撮像面を方向付けすることができる。30

#### 【0042】

MRイメージングの方法を提供する。本方法は、その内部に体内式デバイスを配置させた関心領域(ROI)に対して偏向磁場を印加する工程を含む。この体内式デバイスは、ROI内に微小に存在すると共に、偏向磁場を受けたときに第1のラーモア周波数で歳差運動する物質から少なくとも形成される撮像可能なタグを含む。本方法はさらに、ROIを第1のラーモア周波数の励起磁場下に置く工程と、この第1のラーモア周波数に合わせてチューニングした受信器によってこのROIからMRデータを反復して収集する工程と、を含む。さらに本方法は、このMRデータからROI内における体内式デバイスの動きをトラッキングする工程を含む。40

#### 【0043】

本発明はさらに、偏向磁場を印加するようにマグネット・ボアの周りに位置決めした複数の傾斜コイルを備えた磁気共鳴イメージング(MRI)システムを有するMRI装置を含む。さらに本MRIシステムは、ROI内で歳差運動する水素原子核からMR画像を収集させるようにRFコイル・アセンブリにRF信号を送信するためにパルスマジュールによって制御されるRF送受信器システム及びRFスイッチを有する。本MRIシステムはさらに、コンピュータによって実行させた際に該コンピュータに対してROI内の水素原子核の励起を生じさせる命令を含むコンピュータ・プログラムをその上に格納しているコ50

ンピュータ読み取り可能記憶媒体を含む。このコンピュータに対してはさらに、R O I 内に導入された少なくとも水素の無い物質の原子核の励起を実行させている。この水素の無い物質の原子核は、水素原子核のラーモア周波数と異なるラーモア周波数で歳差運動する。このコンピュータに対してはまた、少なくとも R O I から M R データを収集すること、並びにこの物質とこの R O I 内部のこれと別の構造との間にコントラストを含む R O I 画像を再構成すること、を実行させている。

【 0 0 4 4 】

M R イメージングの方法を開示しており、該 M R イメージングの方法は被検体内に医用デバイスを挿入する工程を含む。この医用デバイスは、水素のラーモア周波数と異なるラーモア周波数で歳差運動する撮像可能なタグを含む。本方法はさらに、B<sub>1</sub> 磁場を用いて水素のラーモア周波数で被検体を励起する工程と、被検体内にある少なくとも水素のラーモア周波数で歳差運動する原子核から M R データを収集する工程と、を含む。さらに本方法は、被検体内部における医用デバイスの動きを示すトラッキング画像を反復して再構成する工程を含む。

【 0 0 4 5 】

本発明はさらに被検体内に挿入可能な医用デバイスを含む。このデバイスは、密閉型の本体部と、管状の本体部に接続された少なくとも 1 つの封止容器と、を有する。この少なくとも 1 つの封止容器内には非水素原子核を含んだ撮像可能な物質を配置させている。

【 0 0 4 6 】

被検体内に挿入可能な医用デバイスを提供する。この医用デバイスは、本体部と管状の本体部の外表面の少なくとも一部分内に形成した 1 つまたは複数のキャビティと、を有する。この 1 つまたは複数のキャビティは、ほとんど水素の無い撮像可能な物質によって少なくともその一部を満たしている。

【 0 0 4 7 】

M R イメージングの方法を開示しており、該 M R イメージングの方法は被検体の制限された部分内にフッ化物物質を配置する工程を含む。この制限された部分内に医用デバイスが挿入される。この医用デバイスは、フッ化物物質が実質的に無いように製作されこの制限部分内に配置される。M R データは、制限された部分から少なくともフッ化物物質のラーモア周波数で R F 信号が収集されるようにチューニングした受信器コイルを用いて収集される。本方法はさらに、この M R データからこの制限部分の画像を再構成する工程と、この画像から体内キャビティ内部における医用デバイスの相対位置を決定する工程と、を含む。

【 0 0 4 8 】

本発明はさらに、実質的に均一な概ね 1 . 5 T の磁場を与えたときに概ね 6 0 M H z のラーモア周波数で歳差運動するような物質から製作した操縦可能な M R 撮像デバイスを目的としている。

【 0 0 4 9 】

イメージング技法を提供しており、該イメージング技法は撮像する被検体の周りに実質的に均一な磁場を印加するための手段と、この被検体内で操縦可能なデバイスを並進させるための手段と、を有するものと規定される。この操縦可能デバイスは、その原子核が水素原子核のラーモア周波数とは別のラーモア周波数で歳差運動するような物質からなる検出可能なタグを有するように製作されている。本イメージング技法はさらに、水素原子核のラーモア周波数とは別のラーモア周波数で歳差運動する物質の原子核を励起するための手段と、水素原子核のラーモア周波数とは別のラーモア周波数で歳差運動する原子核から M R データを収集するための手段と、を有する。被検体の内部における操縦可能デバイスの変位を能動的にトラッキングするための手段も提供される。

【 0 0 5 0 】

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

10

20

30

40

50

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。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】本発明で使用するためのMRイメージング・システムのブロック概要図である。

【図2】MRイメージング・システムで使用可能な本発明の一実施形態による体内式デバイスの斜視図である。

【図3】本発明の別の実施形態による体内式デバイスの部分断面図である。

【図4】本発明の一実施形態による体内式デバイスの端部像である。

【図5】本発明の別の実施形態による体内式デバイスの部分断面図である。

【符号の説明】

【0052】

10 10 磁気共鳴イメージング(MRI)システム

12 12 オペレータ・コンソール

13 13 入力デバイス

14 14 制御パネル

16 16 表示スクリーン

18 18 リンク

20 20 コンピュータ・システム

20

20a 20a バックプレーン

22 22 画像プロセッサ・モジュール

24 24 CPUモジュール

26 26 メモリ・モジュール

28 28 ディスク記憶装置

30 30 テープ駆動装置

32 32 システム制御装置

32a 32a バックプレーン

34 34 高速シリアル・リンク

36 36 CPUモジュール

30

38 38 パルス発生器モジュール

40 40 シリアル・リンク

42 42 傾斜増幅器

44 44 生理学的収集制御器

46 46 スキャン室インタフェース回路

48 48 患者位置決めシステム

50 50 傾斜磁場コイル・アセンブリ

54 54 偏向マグネット

56 56 全身用RFコイル

58 58 送受信器モジュール

40

60 60 RF増幅器

62 62 送信/受信スイッチ

63 63 患者分離モジュール

64 64 前置増幅器

65 65 RFトラッキング・チャンネル

66 66 メモリ・モジュール

68 68 アレイ・プロセッサ

70 70 脈管内カテーテル

72 72 シャフト区画

74 74 バルーン区画

50

7 6 遠位端  
 7 8 近位端  
 8 0 くびれ区画  
 8 2 遠位端  
 8 4 近位端  
 8 6 封止円筒  
 8 7 フッ素化合物  
 8 8 多孔性表面  
 9 0 フッ化物溶液  
 9 2 シーラント、コーティング

【図1】

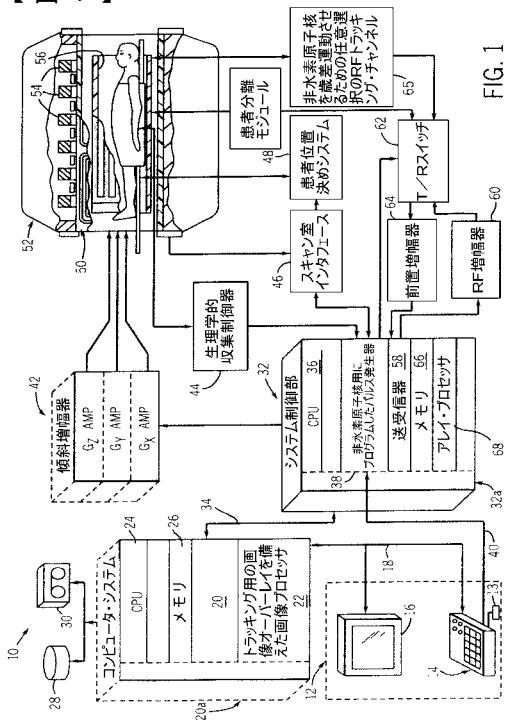


FIG. 1

【図2】

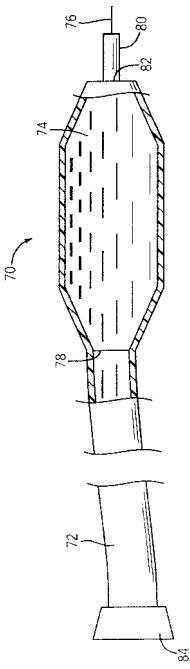
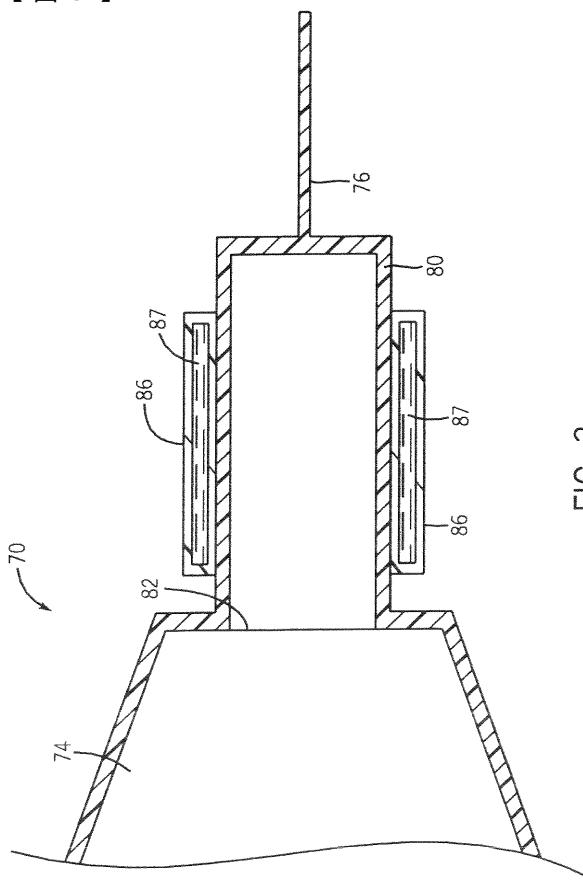


FIG. 2

【図3】



【図4】

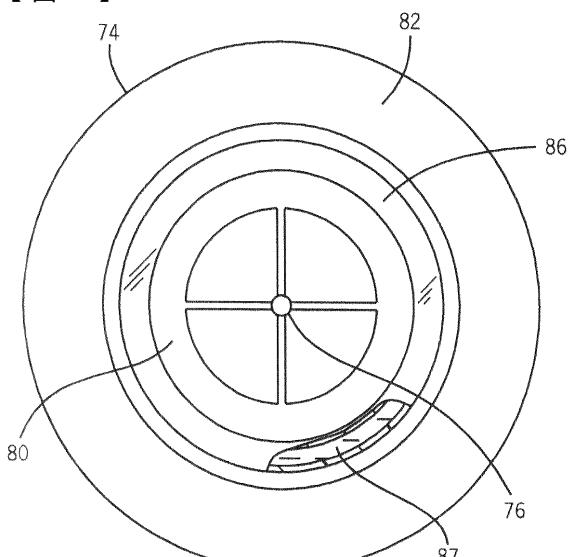


FIG. 3

FIG. 4

【図5】

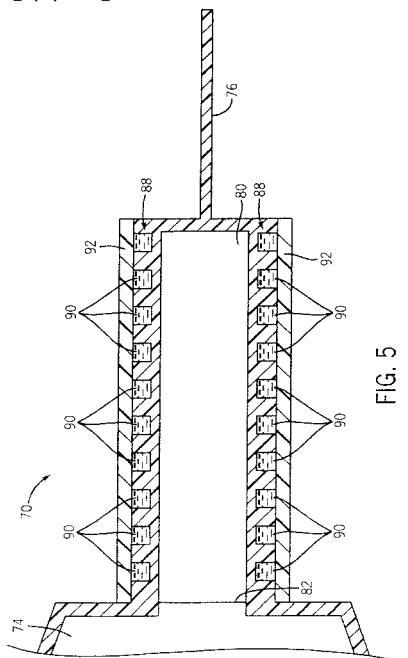


FIG. 5

---

フロントページの続き

(71)出願人 506231799  
ザ・トラスティーズ・オブ・コロンビア・ユニバーシティ・イン・ザ・シティ・オブ・ニューヨーク  
THE TRUSTEES OF COLUMBIA UNIVERSITY IN THE CITY OF NEW YORK  
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10027 ニューヨーク ウエスト・ハンドレッドシックスティーンス・ストリート 535番

(74)代理人 100093908  
弁理士 松本 研一

(74)代理人 100105588  
弁理士 小倉 博

(74)代理人 100129779  
弁理士 黒川 俊久

(74)代理人 100137545  
弁理士 荒川 聰志

(72)発明者 エリック・アール・タマロフ  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ボールドウィン、スティーヴン・ロード、3453番

(72)発明者 ジョン・エム・パイル-スペルマン  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ペルハム・メイナー、イリー・アベニュー、659番

(72)発明者 レイ・フェン  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニューヨーク、エイピーティー・12ジェイ、イースト・シックスティーサード・ストリート、500番

(72)発明者 スティーブン・エム・ダッシュナウ  
アメリカ合衆国、ニュージャージー州、ウェイン、ニュー・ストリート、44番

(72)発明者 ロバート・エル・デラバズ  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ドブス・フェリー、クリントン・アベニュー、290番

F ターム(参考) 4C096 AA18 AB41 AB50 AD03 AD19 AD23 DC22 DD13 EA04 EA10  
FC20  
4C167 AA31 BB06 BB44 BB63 CC08 EE01 GG26 GG34 GG46 HH11