

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4846582号
(P4846582)

(45) 発行日 平成23年12月28日(2011.12.28)

(24) 登録日 平成23年10月21日(2011.10.21)

(51) Int.Cl.	F I	
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05	3 7 6
G O 1 R 33/28 (2006.01)	A 6 1 B 5/05	3 7 0
G O 1 R 33/54 (2006.01)	A 6 1 B 5/05	3 9 0
A 6 1 M 25/00 (2006.01)	G O 1 N 24/02	Y
	G O 1 N 24/02	5 3 0 Y
請求項の数 9 (全 8 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2006-525979 (P2006-525979)
 (86) (22) 出願日 平成16年9月2日(2004.9.2)
 (65) 公表番号 特表2007-504880 (P2007-504880A)
 (43) 公表日 平成19年3月8日(2007.3.8)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2004/051674
 (87) 国際公開番号 W02005/026762
 (87) 国際公開日 平成17年3月24日(2005.3.24)
 審査請求日 平成19年8月31日(2007.8.31)
 (31) 優先権主張番号 03103366.5
 (32) 優先日 平成15年9月12日(2003.9.12)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレク
 トロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マイクロコイルを備える医療機器の位置を突きとめるための方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

M R 装置の検査ボリューム内で、前記 M R 装置の共鳴周波数に同調され外部制御をもたない共鳴回路の一部であるマイクロコイルが取り付けられた医療機器の位置を突きとめるための前記 M R 装置の作動方法であって、前記 M R 装置が、主界磁及び勾配コイルと、高周波コイルと、再構成ユニットと、を有し、前記 M R 装置の各部分が制御ユニットによって制御される方法であって、

前記高周波コイルが、前記検査ボリューム照射用の、フリップ角度の異なる少なくとも 2 つの時間的に連続する高周波パルスを生成するステップと、

前記高周波コイルが、前記高周波パルスの各パルス後、コア磁化が定常状態になるまでの遷移中、前記検査ボリュームから周波数符号化された M R 信号を記録するステップと、

前記再構成ユニットが、前記記録された M R 信号の間の差分を解析することによって、前記医療機器の位置を判定するステップと、

を含む方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法であって、差分信号が、前記記録された M R 信号の減算によって計算され、前記医療機器の位置が、前記差分信号の周波数スペクトルから判定される、方法。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の方法であって、前記高周波パルスに割り当てられた前記フリッ

10

20

ブ角度が、明らかに 90° より小さい、方法。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の方法であって、前記高周波パルスに割り当てられた前記フリップ角度は、前記医療機器の局所環境における前記コア磁化の励起に基づく連続的に記録された M R 信号成分の振幅が大幅な差異を示すように選択される、方法。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の方法であって、前記高周波パルスに割り当てられた前記フリップ角度は、同時に、前記検査ボリュームの他の領域における前記コア磁化の励起に基づく連続的に記録された M R 信号成分の振幅が本質的に一定であるように更に選択される、方法。

【請求項 6】

請求項 1 乃至 5 の何れか一項に記載の方法であって、前記高周波パルス間の時間的な間隔は、当該コア磁化の縦緩和時間よりも短い、方法。

【請求項 7】

検査ボリュームに本質的に均一の静磁場を生成する主界磁コイルと、前記検査ボリュームに磁場勾配を生成する複数の勾配コイルと、前記検査ボリュームに高周波磁場を生成し、前記検査ボリュームからの M R 信号を記録するための高周波コイルと、マイクロコイルが取り付けられた医療機器と、前記勾配コイル及び前記高周波コイルを制御する中央制御ユニットと、前記記録された M R 信号を処理し表示するための再構成 / 表示ユニットとを有する M R 装置であって、

前記制御ユニット及び / 又は前記再構成 / 表示ユニットが、プログラム制御部によって請求項 1 乃至 6 の何れか一項に記載の方法が当該 M R 装置において実現され得る、前記プログラム制御部をもつ M R 装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の M R 装置であって、前記マイクロコイルが、前記 M R 装置の共鳴周波数に同調された共鳴回路の一部であり、前記共鳴回路が、前記 M R 装置の他の素子の何れにも接続していない、装置。

【請求項 9】

請求項 7 又は 8 に記載の M R 装置のためのコンピュータプログラムであって、当該コンピュータプログラムによって、請求項 1 乃至 6 の何れか一項に記載の方法が、前記 M R 装置の制御ユニット及び / 又は再構成 / 表示ユニットにおいて実現されるコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、M R 装置の検査ボリューム内で、マイクロコイルが取り付けられた医療機器の位置を突きとめるための M R プロセス（方法）に関する。

【0002】

本発明は、更に、上記のプロセスを実施するための M R 装置及び上記のプロセスを M R 装置において実現するためのコンピュータプログラムにも関する。

【背景技術】

【0003】

インターベンショナルラジオロジー（interventional radiology, 干涉放射線科）の分野では、磁気共鳴（M R）に基づくプロセスは、現在、ますます重要になっている。この分野で従来から一般に用いられる放射診断法とは対照的に、磁気共鳴は、作業を実施する医師も患者も電離性放射線に曝されないという利点をもつ。更に、M R プロセスは、放射診断法のプロセスよりも一層良好な軟組織コントラストを示す利点も有する。

【0004】

インターベンショナルラジオロジーのプロセスについては、使用されるインターベンショナル医療機器の位置が、常に、決定的な役割を果たす。これらの機器は、例えば、血管内カテーテル、生検針、最小の侵襲性（invasive）外科用手術器具又は類似の器具であり

10

20

30

40

50

得る。インターベンショナルラジオロジーのある重要な使用は、アンギオグラフィ、即ち、患者の血液系の解剖学的な細かい部分を明らかにする放射線プロセスである。血管造影用MRプロセスは、先端に位置を突きとめるための特別なマイクロコイルを備えている血管内カテーテルによって、血管を検査するために特に重要である。

【0005】

米国特許第6,236,205B1号は、マイクロコイルが取り付けられた医療機器の位置を突きとめるMRに基づくプロセスを開示する。従来から知られているプロセスにおいて、マイクロコイルは、使用されるMR装置の共鳴周波数に同調される共鳴回路の一部として用いられる。従来から知られているプロセスによれば、共鳴回路は、光ファイバを介して共鳴回路に供給される光制御信号を介して影響を受ける。従来から知られているプロセスでは、まず、通常のやり方で、MR装置の全検査ボリュームにおいて、高周波励起が1以上の高周波パルスによって実施される。高周波放射がマイクロコイルに結合し、そのため、共鳴回路は励起されて共鳴する。その後、励起された共鳴回路は、順に高周波信号を発生し、この高周波信号が、マイクロコイルの局所環境において高周波パルスの磁場の強さを増幅する。共鳴回路に供給された光制御信号の時間的な変化によって、従来から知られているプロセスによれば、共鳴回路は、光学的に制御可能なインピーダンスによって、オン及びオフに交互に切り換えられる。その結果、マイクロコイルによって発生される高周波信号も、制御信号に応じて時間的に変化する。その結果、マイクロコイルの局所環境からもたらされ受け取られたMR信号の成分が、検査ボリュームの他の領域からもたらされる信号の成分と区別されることができるとされている。このようにして、従来から知られているプロセスによれば、記録されたMR信号から再構成されるMR画像においてマイクロコイルを識別し、それゆえ、医療機器の位置を決定することが可能である。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

従来から知られているプロセスの欠点は、共鳴回路を制御するために特別なハードウェア、即ち、上記に説明されたオプトエレクトロニクスを必要とすることである。更に、MR装置の中央制御ユニットによって制御可能でなければならない、特別な信号処理用及び信号生成用の素子が必要とされる。これらの素子の例は、適切な光源及び医療機器の光ファイバに結合される光源の光を変調するモジュレータである。モジュレータがMR装置の中央制御ユニットによって制御可能であることが必要であり、そのため、入力された光信号の時間的な進展(temporal development)は、高周波パルスの生成及びMR信号の記録と同期させて制御されることができるとされている。これらの素子は、臨床用途に一般に存在するMR装置の標準的設備の一部を形成していない。従って、従来から知られているプロセスによれば、このような装置を動作させることを可能にするためには、不利なことに、ハードウェア及びソフトウェアを適応化するために、かなりの投資額が必要である。

【0007】

これに基づき、本発明の目的は、何らかの特別な適応化を必要とするMR装置のハードウェアを使用することなく、マイクロコイルを備えた医療機器の位置を特に簡単に突きとめることを可能にする、MRプロセスを開発することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

この目的は、本発明により請求項1に記載されたMRプロセスであって、MR装置の検査ボリューム内で、MR装置の共鳴周波数に同調される外部制御をもたない共鳴回路の一部であるマイクロコイルが取り付けられた医療機器の位置を突きとめるためのMRプロセスであって、検査ボリューム内に、少なくとも2つの時間的に連続する高周波パルスが生成され、高周波パルスの各パルス後に、検査ボリュームから周波数符号化されたMR信号が記録される、MRプロセスによって達成される。本発明によれば、医療機器の位置は、記録されたMR信号間の差分を解析することによって決定される。

【0009】

MRプロセスでは、2つ以上の時間的に連続する高周波パルスが発生することにより、検査ボリューム内のコア磁化が、定常状態(steady state)に到達しようとするのが知られている。この定常状態では、高周波パルスによる横コア磁化の生成とコア磁化の緩和との平衡が保たれている。定常状態は、通常、幾つかの高周波パルスの照射後にのみ達成される。定常状態において、記録されたMR信号は、ほぼ一定の振幅をもつ。定常状態に到達するまで、MR信号振幅は、振動の影響を受けやすい傾向があり、特に、こうした振動の強さ又は定常状態が達成される状態の速度は、高周波パルスに割り当てられたコア磁化の回転角度に依存する。上記に説明されたように、高周波パルスによる共鳴回路の励起は、医療機器に取り付けられたマイクロコイルの局所環境にて高周波磁場の増幅をもたらす。その結果、マイクロコイルの局所環境における高周波パルスの有効回転角度は、MR装置の検査ボリュームの他の領域における場合よりも大きい。或る程度までのコア磁化は、マイクロコイルから離れた領域よりもマイクロコイルの近傍において、高周波パルスの一層大きい回転角度を「検知する」。本発明によるプロセスは、マイクロコイルから離れた検査ボリュームの領域におけるコア磁化の定常状態が、マイクロコイルの直の局所環境におけるものとは異なるやり方で達成されるという認識に基づいている。本発明によれば、高周波パルスのそれぞれのパルス後に、検査ボリュームから周波数符号化されたMR信号が記録される。このことは、予め定められた空間方向における磁場勾配によって適切に行なわれる。マイクロコイルの局所環境における定常状態までの遷移は、検査ボリュームの他の領域における遷移とは異なるので、本発明によれば、医療機器の位置は、記録されたMR信号間の差分の簡単な解析によって、決定されることができる。

10

20

【0010】

従来技術に関して本発明によるプロセスの本質的な利点は、医療機器に付けられたマイクロコイルにより、MR装置の共鳴周波数に確実に同調されていなければならない、1つの共鳴回路だけが適用される必要があるということである。共鳴回路は、いかなる外部制御も有していない、単に受動的な高周波回路を構成する。最小限の費用及びコストで、例えば、血管内カテーテル、最も簡単な場合にはマイクロコイルを有する適切な共鳴回路、及びその機器に並列に接続されたキャパシタを、医療機器に取り付けることが可能である。特に、使用されるMR装置の追加のハードウェア素子が必要とされないことが有利である。本発明によるMRプロセスは、臨床用途の任意の標準のMR装置によって簡単に実施されることができる。

30

【0011】

本発明によるプロセスでは、適切に、記録されたMR信号の減算によって差分信号が決定されることができるので、医療機器の位置は、差分信号の周波数スペクトルから決定されることができる。記録されたMR信号間の差分は、差分信号によって特に良好に解析されることができる。医療機器の位置は、差分信号の周波数スペクトルから直接記録されたMR信号の周波数符号化に基づいてもたらされる。差分信号の周波数スペクトルは、周波数符号化方向によって予め定められた座標軸上の検査ボリュームの投影画像をある程度まで構成する。本発明によるプロセスの使用により、異なる周波数符号化方向におけるMR信号を記録することによって、検査ボリュームの中での医療機器の正確な三次元位置が決定され得る。特に、検査ボリューム内での医療機器の動きが、リアルタイムで追跡されることもできる。本発明によるプロセスは、有利なことに、全検査ボリュームのMR画像を再構成するために設定される完全なMR信号データセットを記録する必要がないので、非常に迅速に動作する。有利なことに、本発明によるプロセスは、MR層画像に対する画像平面の位置及び配向性が、本発明により決定される医療機器の位置の関数として予め定められる「スライストラッキング(slice-tracking)」のために用いられることができる。

40

【0012】

請求項3に記載された本発明によるMRプロセスにおいて適切には、高周波パルスに割り当てられたコア磁化の回転角度は、明らかに90°より小さい。請求項4及び5に記載されたように、有利なことに、検査ボリュームの他の領域から記録されたMR信号成分の振幅が本質的に一定であると同時に、医療機器に取り付けられたマイクロコイルの局所環

50

境におけるコア磁化の励起に基づく連続的に記録されたMR信号成分の振幅が大幅な差異を示すように、高周波パルスに割り当てられた回転角度を選択することが可能である。従って、回転角度の適切な選択によって、医療機器の位置の本発明による決定は、マイクロコイルの局所環境にて定常状態まで遷移中のコア磁化の振幅が大きく振動し、マイクロコイルから離れた領域のコア磁化の振幅がほぼ同じままであることを確実にすることによって、最適化され得る。但し、本発明によるMRプロセスの信頼できる機能のためには、高周波パルスの回転角度は、医療機器の上記の環境における定常状態までのコア磁化の遷移が、検査ボリュームの他の領域におけるものとは異なるように選択されることが重要である。

【0013】

請求項6に記載されたように適切には、本発明により連続的に生成された高周波パルス間の時間的な間隔は、コア磁化の縦緩和時間よりも短い。

【0014】

本発明によるMRプロセスを実施するためには、請求項7又は8に記載のMR装置が適している。このようなMR装置において、上記に説明されたプロセスが、中央制御ユニット及び/又は再構成/表示ユニットの適切なプログラム制御によって、実施されることができる。

【0015】

本発明によるプロセスは、請求項9に記載の対応するコンピュータプログラムの形態において、このようなMR装置のユーザに利用可能にされ得る。このコンピュータプログラムは、例えば、CD-ROM又はディスクのような適切なデータ担体に記憶され得るか、又はインターネットを介してMR装置の制御ユニットにダウンロードされることもできる。

【0016】

本発明は、更に、図面に示される実施形態の実施例を参照して説明されるが、これらの実施例に本発明は制限されるものではない。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

図1は、本発明によって、マイクロコイルを備える医療機器の位置を決定するための、高周波パルスRF及び切り換えられる磁場勾配GRの時間的なシーケンスを示す。第1の高周波パルスに割り当てられるものは、回転角度 θ_1 である。磁場勾配GRは、第1の高周波パルスの生成後に予め定められた空間方向に切り換えられ、そのため、時間 t_1 において勾配エコーが生成され、この勾配エコーはMR信号 S_1 として記録される。その直後に第2の高周波パルスが回転角度 θ_2 で生成され、この場合も、時間 t_2 において勾配エコーがMR信号 S_2 として記録される。これらの2つの高周波パルス間の時間的な間隔は、コア磁化の縦緩和時間よりも明らかに短く、回転角度 θ_1, θ_2 は、明らかに 90° より小さくなるように選択される。図1から、MR信号 S_1 及び S_2 は、明らかに異なる振幅をもつことが分かる。本発明によれば、これらの記録されたMR信号 S_1 と S_2 との間の差分を解析することによって、医療機器の位置が決定され得る。時間 t_1 及び t_2 に存在する磁場勾配GRによって、記録されたMR信号 S_1 及び S_2 の周波数符号化がもたらされる。この周波数符号化を用いて、医療機器に取り付けられたマイクロコイルの局所環境におけるコア磁化の励起に基づいたMR信号成分が、検査ボリュームの他の領域におけるコア磁化の励起に基づいたMR信号成分と区別されることができる。本発明によれば、例えば、記録されたMR信号 S_1 及び S_2 を減じることによって差分信号が計算されることができ、その場合、医療機器の位置は、差分信号の周波数スペクトルを用いて決定されることができる。周波数スペクトルは、次元投影画像を或る程度まで構成しており、この次元投影画像では、投影方向が磁場勾配GRの方向によって予め定められる。

【0018】

図2は、マイクロコイルの局所環境から記録されたMR信号成分 S_μ の振幅と、検査ボリュームの他の領域から記録されたMR信号成分 S_0 の振幅とを時間の関数として示す。

上記に説明されたように、磁気コイルの局所環境では高周波パルスの磁場の強さが増幅されるので、この領域のコア磁化について、事実上、検査ボリューム内の他の領域における場合よりも大きい回転角度が必要とされる。これにより、MR信号成分 S_0 の振幅は、ほぼ一定であるのに対し、時間 t_1 及び t_2 で記録されたMR信号成分 S_μ は、著しく異なる振幅をもつことにつながる。図2から明らかなように、マイクロコイルの局所環境におけるコア磁化について、図1に示されるパルスシーケンスによる定常状態までの遷移は、マイクロコイルから離れた検査ボリュームの領域におけるものとは異なる。本発明によれば、医療機器の位置は、こうした差異から決定される。

【0019】

図3は、本発明によるMR装置をブロック図で示す。この装置は、患者2を含む検査ボリュームに均一な静磁場を生成する、主界磁コイル1を有している。患者の体内には、医療機器3、即ち、血管内カテーテルがあり、このカテーテルにマイクロコイル4が取り付けられている。マイクロコイル4は、図3ではあまり詳細に示されていないMR装置の共鳴周波数に同調される共鳴回路の一部である。本発明によるプロセスの実施に関して、共鳴回路は外部制御をもたない。図示されるMR装置は、更に、検査ボリューム内のさまざまな異なる空間方向に磁場勾配を生成するように、勾配コイル5、6及び7を有している。勾配増幅器9を介して勾配コイル5、6及び7に接続される中央制御ユニット8によって、磁場勾配の時間的な進展が、検査ボリューム内で制御される。図示されるMR装置は、更に、検査ボリュームに高周波磁場を生成し、検査ボリュームからMR信号を記録するために、高周波コイル10も含む。高周波コイル10は、トランスミッタ/レシーバユニット11を介して、中央制御ユニット8と、再構成/表示ユニット12とにそれぞれ接続される。再構成/表示ユニット12によって処理されたMR信号は、スクリーン13によって表示されることができる。MR装置の中央制御ユニット8及び/又は再構成/表示ユニット12は、プログラム可能な制御をもち、この制御によって、上記に説明されたMRプロセスは、いかなるMR装置においても実施されることができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明による高周波パルス及び切り換えられる磁場勾配のシーケンスを示す図である。

【図2】本発明によって記録されたMR信号の振幅の図である。

【図3】本発明によるMR装置である。

10

20

30

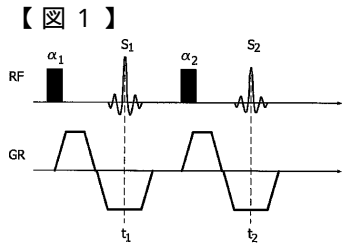


FIG. 1

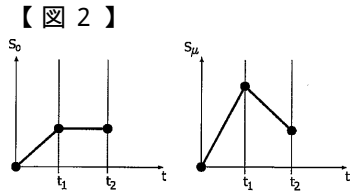


FIG. 2

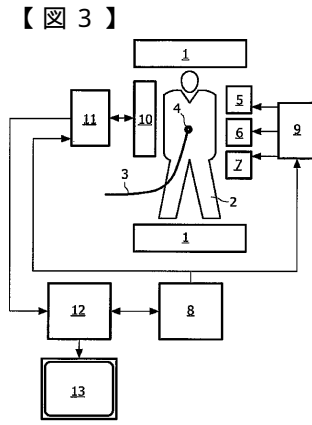


FIG. 3

フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

A 6 1 M 25/00 3 1 2

(72)発明者 ワイス ステフェン

ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウス ストラッセ 2 フィリップス イ
ンテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

審査官 大 瀬 裕久

(56)参考文献 特開2003-180655(JP,A)

特開平02-261425(JP,A)

特開平08-243088(JP,A)

特開平11-239572(JP,A)

特開2000-237161(JP,A)

特開2001-190521(JP,A)

特開2003-175013(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055