

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3996359号
(P3996359)

(45) 発行日 平成19年10月24日(2007.10.24)

(24) 登録日 平成19年8月10日(2007.8.10)

| | |
|--------------------------------|--------------------|
| (51) Int. Cl. | F I |
| A 6 1 B 5/055 (2006.01) | A 6 1 B 5/05 3 8 0 |
| | A 6 1 B 5/05 3 5 5 |
| | A 6 1 B 5/05 3 9 0 |

請求項の数 9 (全 12 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|-----------|--------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2001-212157 (P2001-212157) | (73) 特許権者 | 000153498 |
| (22) 出願日 | 平成13年7月12日(2001.7.12) | | 株式会社日立メディコ |
| (65) 公開番号 | 特開2003-24298 (P2003-24298A) | | 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 |
| (43) 公開日 | 平成15年1月28日(2003.1.28) | (74) 代理人 | 100099852 |
| 審査請求日 | 平成17年7月4日(2005.7.4) | | 弁理士 多田 公子 |
| | | (74) 代理人 | 100099760 |
| | | | 弁理士 宮川 佳三 |
| | | (72) 発明者 | 八尾 武 |
| | | | 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 |
| | | | 株式会社 日立メディコ内 |
| | | (72) 発明者 | 永尾 尚子 |
| | | | 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 |
| | | | 株式会社 日立メディコ内 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

静磁場、傾斜磁場及び高周波磁場の各磁場を発生する磁場発生手段と、前記被検体から発生する磁気共鳴信号を受信する受信手段と、受信した磁気共鳴信号を用いて被検体の画像を再構成する画像再構成手段と、前記画像を表示する表示手段と、前記磁場発生手段、受信手段および画像再構成手段を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記受信手段として、前記被検体の組織内空洞に挿入されるカテーテルのガイドワイヤを兼ねたRF受信コイルを備え、

前記画像再構成手段は、前記RF受信コイルが受信した核磁気共鳴信号を用いて三次元画像データを作成し、前記三次元画像データに含まれる特定の指標を用いて中心投影の視点・視線方向を決定し、当該視点・視線方向により前記三次元画像データを中心投影し、前記RF受信コイルが挿入される空洞に沿った内視鏡様の画像を再構成し、前記表示手段に表示させることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記被検体の組織内空洞に挿入されるカテーテルはその先端部に、核磁気共鳴信号にて識別可能な少なくとも一つのマーカーが固定され、前記三次元画像データに含まれる特定の指標は、当該マーカーの画像であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】

10

20

請求項 1 または 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、中心投影の視点・視線方向を決定するための三次元画像データと、中心投影の対象となる三次元画像データは同一のデータであることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

請求項 1 または 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、中心投影の視点・視線方向を決定するための三次元画像データと、中心投影の対象となる三次元画像データは異なる計測で得られたデータであることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

静磁場、傾斜磁場及び高周波磁場の各磁場を発生する磁場発生手段と、前記被検体から発生する磁気共鳴信号を受信する受信手段と、受信した磁気共鳴信号を用いて被検体の画像を再構成する画像再構成手段と、前記画像を表示する表示手段と、前記磁場発生手段、受信手段および画像再構成手段を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

10

前記受信手段として、前記被検体の組織内空洞に挿入されるカテーテルのガイドワイヤを兼ねた RF 受信コイルを備え、前記カテーテルは先端部に核磁気共鳴信号にて識別可能な少なくとも 1 のマーカーが固定されており、

前記制御手段は、前記 RF 受信コイルが受信した核磁気共鳴信号を用いて三次元画像データを作成するための第 1 の撮像と、前記カテーテルに固定されたマーカーを検出するための第 2 の撮像とを行い、前記第 2 の撮像により得られた核磁気共鳴信号を用いて前記マーカーの位置を検出し、前記カテーテルの先端と挿入方向を決定し

20

前記画像再構成手段は、前記カテーテルの先端を視点とし、挿入方向を視線方向として前記三次元画像データを用いて中心投影を行い、前記カテーテルが挿入される空洞に沿った内視鏡様の画像を再構成し、前記表示手段に表示させることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記制御手段は、三次元画像データの取得のための磁気共鳴信号の計測、中心投影の視点・視線方向の決定、内視鏡様の画像を再構成・表示の各ステップを、繰り返して行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】

請求項 6 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記制御手段は、前記各ステップの繰り返しにおいて、三次元画像データの取得は、複数の繰り返し毎に 1 回行なうことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

30

【請求項 8】

請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記カテーテルは先端と先端から間隔を隔てた位置にそれぞれマーカーが設けられ、前記制御手段は、先端に設けられたマーカーの位置からカテーテル先端の位置を決定し、先端のマーカーを含む複数のマーカーの位置からカテーテルの挿入方向を決定することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】

請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記制御手段は、前記カテーテルに固定されたマーカーを検出するための撮像を少なくとも 2 回行い、最新の撮像で検出されたマーカーの位置をカテーテル先端の位置とし、当該最新の撮像で検出されたマーカーの位置およびそれ以前の撮像で検出されたマーカーの位置からカテーテルの挿入方向を決定することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

40

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】

本発明は、磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI 装置という）に関し、特に、カテーテルのガイドワイヤ兼用受信コイルを用いた MRI 装置における画像のリアルタイム表示に関

50

する。

【0002】

【従来の技術】

MRI装置は、磁気共鳴現象を利用して、被検体の断層像やスペクトルを得るもので、被検体を構成する原子核（通常はプロトン）のスピンの向きを整列させる静磁場発生源と、被検体の撮影面を特定するとともに被検体から得られる磁気共鳴信号に位置エンコードするための傾斜磁場コイルと、プロトンの共鳴周波数と同じ周波数の高周波磁場を発生する送信コイル、プロトンからの信号を受信する受信コイルとを備えている。

【0003】

このようなMRI装置では、任意の領域や組織を選択的に画像化することができ、撮影対象によって種々の撮像法が提案され、またその2次元計測や3次元計測が可能になっている。さらに近年、MRI装置の重要な適用として、穿針や血管内にカテーテルの導入を行いながら、そのモニターとしてMRIを利用する方法（IV-MRI）が開発されている。このようなIV MRIでは例えばカテーテルを挿入目的位置まで確実に挿入することができるように、リアルタイムで撮像し画像表示することが求められており、この目的にかなったEPIなどの高速撮像法も各種実用化されている。

10

【0004】

一方、受信コイルとしては、撮影対象部位に応じて種々の形状のものが開発、実用化されており、上述したカテーテル挿入時に好適なものとして、カテーテルのガイドワイヤを兼ねた受信コイルが提案されている（例えば、特開平10-179550号公報、特表2000-509276号公報、文献「Intravascular Magnetic Resonance Imaging Using a Loopless Catheter Antenna」、MRM37：112 - 118（1997）など）。

20

【0005】

しかし、従来のMRI装置で得られる画像は、主として断層像であるため、カテーテルのような曲線形状のものでは、その挿入位置を含む平面を一意に決定できず、その挿入位置を確認するような用途では困難が生じていた。直線的なニードルについては、ニードルにアクティブもしくはパッシブなマーカを付与することにより、自動的にニードルを含む平面もしくは直交する平面にて断層像を撮影することが可能であり、多くの公知技術が存在する。カテーテルについても、カテーテル内にMRIにて識別可能なマーカを配置して撮影する手法は公知であるが、上述した理由から、挿入位置の確認は必ずしも容易ではなかった。

30

【0006】

またガイドワイヤ状の受信コイルは、その感度がコイル近傍に限られているため、断層像を撮影すると、極小さな領域が画像化されるのみで、診断に特に有用とはならない。

【0007】

ところで、本出願人は、従来の断層像に代わる血管内壁等の画像表示方法として、X線CT装置やMRI装置で取得した三次元画像データを処理して内視鏡様画像を作成する手法を提案してきた（特開平7-210704号公報、特開平8-16813号公報）。この方法によれば、各断層像を中心投影法によって投影するとともに特定の陰影づけアルゴリズムに従って処理することにより、対象物を内部から見たような画像（内視鏡様画像）を表示することが可能であり、診断に有用な画像が提供された。

40

【0008】

しかしながら、この方法は、既に取得済の三次元画像データについて、マウス、トラックボール等で中心投影のための視点、視線方向を与え、内視鏡様の画像を表示するものであり、上述した撮像と画像表示とをリアルタイムで行なうIV-MRIに適用することはできなかった。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

そこで本発明は、内視鏡様画像をリアルタイムで取得することが可能なMRI装置を提供することを目的とする。また本発明は、カテーテル等挿入時のモニターとして有用でありか

50

つ診断に有用な画像を表示することが可能なMRI装置を提供することを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】

上記目低を達成する本発明のMRI装置は、静磁場、傾斜磁場及び高周波磁場の各磁場を発生する磁場発生手段を備え、静磁場内に置かれた被検体に磁気共鳴信号を生じさせる撮像手段と、前記被検体から発生する磁気共鳴信号を検出する検出手段と、検出した磁気共鳴信号を用いて被検体の三次元画像データを再構成する画像再構成手段と、前記撮像手段、検出手段および画像再構成手段を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、前記検出手段として、前記被検体の組織内空洞に挿入されるカテーテルのガイドワイヤを兼ねたRF受信コイルを備え、前記画像再構成手段は、三次元画像データを用いて中心投影画像を作成する機能を有し、前記三次元画像データに含まれる特定の指標を用いて中心投影の視点・視線方向を決定し、前記RF受信コイルが挿入される空洞に沿った内視鏡様の画像を再構成、表示させるものである。

10

【0011】

本発明のMRI装置は、三次元画像データに含まれる特定の指標として、被検体の組織内空洞に挿入されるカテーテルの先端に設けられた、MR信号にて識別可能なマーカーを利用する。

【0012】

本発明のMRI装置では、被検体の空洞、例えば血管に、ガイドワイヤ兼RF受信コイルを挿入して、このRF受信コイルにより連続的に信号を取得しながら、カテーテルを挿入し、取得信号からカテーテル先端の位置を検出し、取得信号からカテーテルの方向に沿った視点の画像を再構成して表示する。これにより、カテーテルを挿入しながら、あたかも内視鏡を挿入して見ているかのような画像を表示させることができる。しかも、通常の内視鏡では、可視像のみが表示できるが、本発明によれば、MRI信号から内視鏡の様な画像を再構成するので、MRI装置においてのみ取得可能な機能情報を表示画像とすることが可能である。

20

【0013】

また本発明のMRI装置は、制御手段の制御によって、三次元画像データの取得のための磁気共鳴信号の計測、中心投影の視点・視線方向の決定、内視鏡様の画像を再構成・表示の各ステップを、繰り返して行う。好適には、この繰り返しを毎秒1サイクルの速度で行う。これによってほぼリアルタイムで画像を表示させることができる。

30

【0014】

上記各ステップの繰り返しにおいて、三次元画像データの取得は、複数の繰り返し毎に1回行うものとして行うことができる。これにより繰り返しの速度を向上することができる。

【0015】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態を図面を参照して詳細に説明する。

【0016】

図1は、本発明が適用されるMRI装置の全体概要を示す図である。このMRI装置は、撮影室内に設置される要素として、計測空間に均一な磁場を発生する静磁場磁石102と、この静磁場磁石102が発生する静磁場に磁場勾配を与える傾斜磁場発生コイル103と、計測空間に置かれる被検体に高周波磁場を照射するためのRF照射コイル104と、被検体から発生する磁気共鳴信号を検出するRF受信コイル105と、計測空間に被検体を搬入するためのベッド112を備えている。

40

【0017】

静磁場磁石102は、永久磁石、常電導磁石又は超電導磁石が使用され、被検体が置かれる計測空間に、被検体の体軸と直交する方向或いは平行する方向に均一な静磁場を発生する。この実施形態では、IV-MRIを容易にするために、測定空間に対し、一对の静磁場磁石を上下に配置し、静磁場が上下方向（被検体の体軸と直交する方向）であるオープン型の静磁場磁石102としている。

50

【0018】

傾斜磁場発生コイル103は、互いに直交する3軸方向にそれぞれ傾斜磁場を発生する3つのコイルからなり、それぞれ傾斜磁場電源109に接続されている。RF照射コイル104は、プロトンの共鳴周波数と同じ周波数の高周波を発生する発振器や変調器や増幅器を備えた送信回路110に接続されている。

【0019】

RF受信コイル105は、増幅器、位相検波器、A/D変換器等を備えた受信回路106に接続されている。本発明においては、特にRF受信コイル105として、カテーテル挿入のガイドとしても機能するワイヤ状のRF受信105を採用する。ガイドワイヤ兼受信コイルは、ガイドワイヤとしての役割を果たすために細くしなやかな金属線からなり、金属線の一端は図2に示すように受信回路の受信アンプに接続されて受信コイルとしての役割を果たす。金属線は磁場分布を乱さない非磁性体であるのが望ましい。このようなワイヤ状のRF受信コイル105として、例えば、「Intravascular Magnetic Resonance Imaging Using a Loopless Catheter Antenna」(MRM37:112-118(1997))に記載されたガイドワイヤ兼受信コイルを用いることができる。

10

【0020】

なお、RF受信コイル105としては、上述したガイドワイヤ兼用コイルの他に、通常のMRI装置に備えられる全身用或いは局所用の受信コイルを備えていてもよい。

【0021】

傾斜磁場電源109、送信回路110及び受信回路106は、撮影室の外に設置され、同じく撮影室の外に設置されたCPU111によって制御されている。傾斜磁場電源109、送信回路110及び受信回路106の動作は、CPU111内に設定された撮像シーケンスに基づき、シーケンサ107を介して制御される。またCPU111は、受信回路110が受信した磁気共鳴信号について、補正計算、フーリエ変換等の演算を行い、画像を再構成する。CPU111は、これらCPU111が行なう処理のための条件等を設定するための操作卓、プログラムや計算途中のデータ、処理後のデータ等を格納する記憶装置、得られた画像を表示するための表示装置108を備えている。

20

【0022】

本発明においてCPU111は、受信回路110が受信した磁気共鳴信号を用いて、三次元画像データを作成し、この三次元画像データに含まれる指標に基づき、視点・視線方向を決定し、三次元画像データについて中心投影処理を行い、内視鏡様画像を作成し、表示装置108に表示させる。

30

【0023】

以下、上記構成におけるMRI装置の動作について説明する。

【0024】

図3は、カテーテル挿入時の連続撮影の手順を示す図である。まず、被検体をベッドに寝かせた状態で計測空間に搬入し、静磁場中心に位置付ける。次いで被検体の目的とする血管にガイドワイヤ兼受信コイルを挿入する(ステップ301)。この挿入方法は従来のガイドワイヤ挿入方法と同様であり、被検者内の目的検査部位付近にまで挿入される。この時、ガイドワイヤがMRI信号にて判読可能であれば、撮影を行いながら挿入を行っても良い。その後、図2に示したように、ガイドワイヤ兼受信コイル105に沿ってマーカー201、202を備えたカテーテル200を挿入する(ステップ302)。

40

【0025】

ここでマーカーとは、MR信号にて識別できるものであればよく、MR信号にて高輝度となる物質(ポジティブマーカー)を埋め込んでも良いし、逆にMR信号にて信号欠損を起こす物質(ネガティブマーカー)を埋め込んでも良い。カテーテル内にマーカーを設ける方法としては、多くの公知の方法があり、そのいずれも採用することができる。例えば常磁性金属粉を埋め込んだ物や、カテーテル内の造影剤をマーカーとするもの、さらには導体を外部に引き出して電流を流し、電流による磁場の乱れによる信号欠損から可視化する物などを採用できる。

50

【0026】

カテーテルのマーカ―は、MRI取得信号からマーカ―の位置を判断できればよく、このマーカ―の位置に基づき内視鏡様画像を構成するための視点・視線方向を決定する。これについては後に詳述する。

【0027】

カテーテルがほぼ観察したい部位に到達したら、内視鏡像の撮影を開始する（ステップ303）。撮像法は、短時間に三次元データを収集できるものであれば特に限定されず、例えばシングルショットEPIやマルチショットEPIを行う。また三次元データは二次元データを積み上げたものでも、3次元計測により得られたデータでもよい。

【0028】

図4及び図5に、上記撮像によって得られる三次元画像データを示す。図示する実施例では、カテーテルを挿入する血管に対しほぼ垂直に撮影スライス（スライス1～スライス8）を選択し、スライスを変えながら、順次撮影を繰り返し、複数（ここでは8）のスライスの画像データを得ている。ここでガイドワイヤ兼受信コイル105は感度範囲が狭いので、ガイドワイヤに沿った、すなわち血管に沿った感度範囲の信号のみが取得される。

【0029】

図5中、円で囲った部分501がガイドワイヤ兼受信コイルの感度範囲であり、その中の白い部分502が血管壁に相当する。またガイドワイヤは、既に述べたようにMR信号に信号欠損を生じる材料からなり、その断面が黒く表示されている。

【0030】

次にCPU111は、取得した三次元画像データを用いて中心投影処理を行い、内視鏡様画像を再構成する（ステップ304、305）。中心投影処理とは、図6に示すように、所定の視点601から所定の方向（視線方向）に所定の距離（焦点距離）Dにある視線方向と直交する投影面602を設定し、各スライスの画素を投影面602の座標に変換する処理である。具体的には特開平7-120704号公報や特開平8-16813号公報に記載された技術を用いることができ、スライス面と投影面602との角度、視点601とスライス面（の画素）との距離が決まれば、そのスライス面の画素の座標を投影面の座標に変換することができる。そしてスライス面と投影面602との角度、視点601とスライス面（の画素）との距離は、視点の座標と視線方向と焦点距離Dから求めることができる。

【0031】

このような中心投影処理を行うためCPU111は、得られた三次元画像データに含まれる指標を用いて視点の座標と視線方向を決定する（ステップ304）。視点と視線方向を決定するための指標として、カテーテルに予め設けたマーカ―を利用する。ステップ303のMRI信号の取得時に、撮影スライス内にマーカ―を含むカテーテルの先端が到達していると、図7に示すように得られた三次元画像データは、マーカ―の画像を含んでおり、その位置を検出することができる。

【0032】

図7は、カテーテル200のマーカ―201、202によって視点と視線を決定することを説明したものである。この実施例では、カテーテル200の先端と先端からやや手前の位置の2箇所
40
に2つのマーカ―201、202が設けられており、先端に設けられたマーカ―201の位置を視点とする。また2つのマーカ―を結ぶ直線を視線ベクトルとし、この直線の延長上であって、視点となるマーカ―201から所定の距離Dにある点を投影面602の原点とし、この原点を通り、直線Lに垂直な面を投影面602と決定する。

【0033】

焦点距離Dは、値が大きいほど視野角が狭く、望遠レンズで観測したような画像が得られ、値が小さいほど視野角が広く、広角レンズで観測したような画像が得られる。焦点距離Dは、対象とする血管の太さや診断の目的に合わせて、予め設定しておいてもよいし、その都度、CPU111の操作卓を介して、設定可能にしてもよい。

【0034】

なお、CPU111が三次元画像からマーカ―を認識するためには、マーカ―がポジティブマー
50

カーかネガティブマーカ―かによっても異なるが、例えばネガティブマーカ―の場合、図5の画像データにおいて、血管壁内の画素のうち、最も信号値の低い画素（ガイドワイヤに相当する画素）の周囲に信号値の最も低い画素の領域（マーカ―）が存在するときに、マーカ―があると判断し、そのスライスのガイドワイヤの画素の座標を視点とすることができる。その他、パターン認識による方法などを採用することも可能である。

【0035】

以上のように視点及び視線方向が決定されると、ステップ304で定義した投影面に対し、視点からの中心投影を行う（ステップ305）。これにより各画素値は、視点を中心として放射状に投影面に投影される。この処理は、視点から遠いスライスから順に行い、投影後の画素値に、次のスライスの画素値が重なる場合には、視点に近い側の画素値で上書きする。このように順次視点に近い画素値で上書きすることにより、投影面上に視点から見た画像（内視鏡様画像）が形成される。得られた投影画像は、さらに公知のデプス法やボリュームレンダリング法として知られる陰影付けアルゴリズムを適用することができ、これにより、さらに陰影を判別しやすくなる。

10

【0036】

図8に、上述のようにして得られる内視鏡様画像を模式的に示す。こうして得られた画像は、表示装置101に表示されるので、術者はこの画像を見ながらカテーテルをさらに進めていく。カテーテルの進行と合わせて、図3のステップ302からステップ305を繰り返し行い、視点、視線方向を変えた新たな内視鏡様画像を表示させる。

【0037】

この画像は、カテーテル先端から見た血管の内部の画像であるので、分岐の様子などをカテーテルとの関係で把握しやすい。従って血管の分岐などを観察しながら、ガイドワイヤの挿入すべき方向を決定し、ガイドワイヤの挿入方向を決定することが可能である。またカテーテルのガイドを兼ねたRF受信コイルからの信号を用いて作成されているので、挿入された血管等の周囲に関してのみ高いS/N比の画像が得られる。従ってカテーテルの挿入と併せて、血管壁や観察したい部位周辺を観察することができる。

20

【0038】

100m秒のオーダーで三次元データの取得が可能な高速撮像法を採用することにより、ステップ302～ステップ305までのサイクルを、例えば毎秒1サイクルで繰り返すことができ、これにより、ほぼリアルタイムで、カテーテルの移動に伴い、その位置に従った画像を表示することが可能である。この繰り返しの中で、術者は観察を行い、必要であれば、カテーテルを通して術具を用いて、生検を行うなど、IV-MRIを効率的に進めることができる。

30

【0039】

以上、本発明の一実施形態について説明したが、本発明は上記実施形態に限定されることなく種々の変更が可能である。例えば、上記では、リアルタイムで撮像と画像再構成、表示を繰り返す場合を説明したが、三次元画像データは必ずしも繰り返し毎に取得する必要はなく、複数の繰り返し毎に1回取得するようにしてもよいし、カテーテルの挿入に先立って三次元画像データを取得しておいて、これを用いてもよい。このような実施形態を図9に示す。

40

【0040】

図9に示す実施形態では、カテーテルの挿入をする前に、ガイドワイヤ兼RF受信コイルを挿入した状態で（ステップ901）、ガイドワイヤ及び目的部位を含む比較的広い領域について三次元画像データを取得しておく（ステップ902）。次にカテーテルをガイドワイヤに沿って進めながら、目的部位に近づいた時点で、カテーテル先端に設けたマーカ―位置の検出を行うためにMR信号を取得する（ステップ903、904）。

【0041】

この場合には、マーカ―の位置の検出ができればよいので、比較的狭い領域を撮像する。この場合、図4では、血管にほぼ直交するスライスについて撮像しているが、予め取得した三次元画像データからガイドワイヤ、即ち血管の位置を知ることができるので、血管を

50

含む断面を撮像してもよい。こうして得た画像から2つのマーカーのうちカテーテル先端側の位置(視点)と2つのマーカーを結ぶ線(視線方向)を知ることができる(ステップ905)。

【0042】

次いでこの視点と視線方向を用いて、既を取得した三次元画像データについて所定の焦点距離にある投影面に中心投影処理を行い、投影面に視点から見た画像を形成する(ステップ906)。カテーテルを進めながら、これらステップ903~906を繰り返し、順次内視鏡様画像を更新、表示する。

【0043】

この実施形態では、ステップ904における撮像は、比較的狭い領域或いは少ないスライス数の撮像でよいので、図3の実施形態におけるステップ303に比べ時間を短縮できるので、さらにリアルタイム性を向上することができる。但し、カテーテルの挿入時と画像取得時とが異なるので、カテーテルの挿入によって形態に何らかの変化が生じる可能性がある場合や、それを観察したい場合には、図3の実施形態が好適である。

【0044】

また以上の実施形態では、カテーテルに2つのマーカーを設け、それによってカテーテルの向き(視線方向)を決定したが、マーカーは少なくとも先端に一つ設ければよい。マーカーが一つの場合には、カテーテルを進めながら繰り返しMR信号を取得した際に、最新のマーカーの位置が視点となり、その直前のマーカーから視点に向かう向きを視線方向として決めることができる。

【0045】

また以上の実施形態では、三次元画像データとして二次元データを積み重ねた場合を説明したが、ステップ303或いはステップ902、904で三次元計測を行ってもよい。

【0046】

さらに上記実施形態では、単に血管壁の形態画像を表示する場合を説明したが、例えば、脂肪信号を強調して表示するなど、MRI特有の情報を表示させることも有効である。また本発明は、血管に限らずあらゆる体腔を撮影するのに適用可能である。

【0047】

【発明の効果】

本発明によれば、被検体の血管等にカテーテルを挿入しながらMRI撮影する際に、リアルタイムで取得した信号からカテーテル先端の位置および向きを検出し、その先端位置を視点として中心投影処理した画像を再構成するようにしたので、カテーテルを挿入しながら、あたかも内視鏡を挿入して見ているかのようなリアルタイム画像を表示させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示す図

【図2】本発明のMRI装置が採用するガイドワイヤ兼用RF受信コイルを示す図

【図3】本発明のMRI装置が採用する画像再構成・表示方法の手順の一実施形態を示すフロー図

【図4】本発明のMRI装置で取得する三次元画像データの一例を示す図

【図5】本発明のMRI装置で取得する三次元画像データの一例を示す図

【図6】本発明のMRI装置における投影処理を説明する図

【図7】本発明のMRI装置における投影画像の作成方法を説明する図

【図8】投影処理によって得られた内視鏡様画像を模式的に示す図

【図9】本発明のMRI装置が採用する画像再構成・表示方法の手順の他の実施形態を示すフロー図

【符号の説明】

105・・・ガイドワイヤ兼RF受信コイル

108・・・表示装置

111・・・CPU(制御手段)

10

20

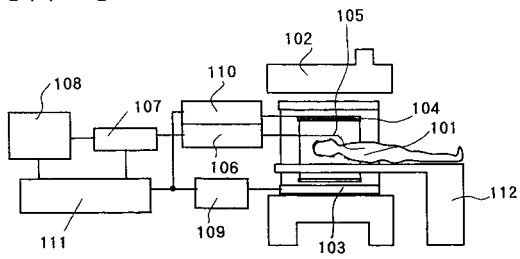
30

40

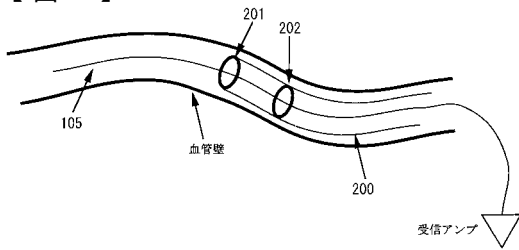
50

200・・・カテーテル
201、202・・・マーカー

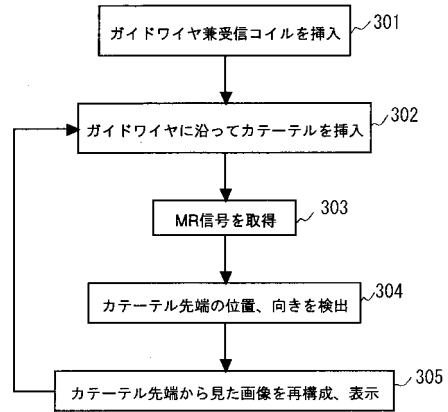
【図1】



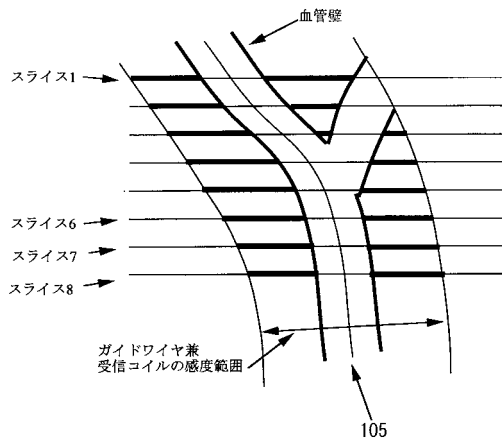
【図2】



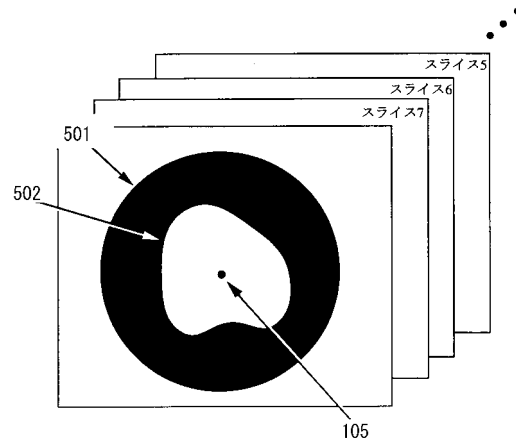
【図3】



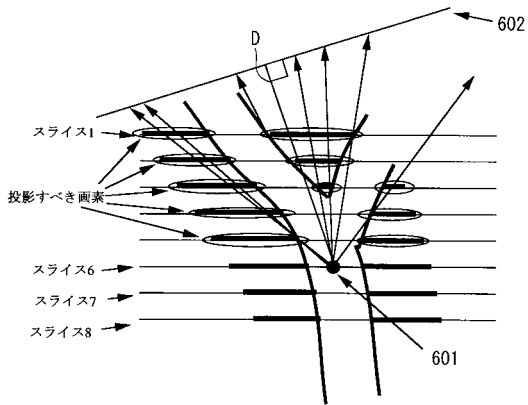
【 図 4 】



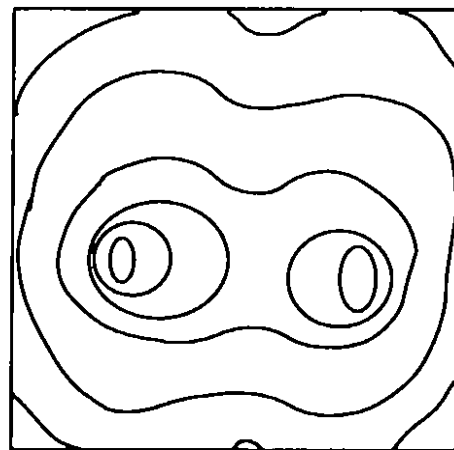
【 図 5 】



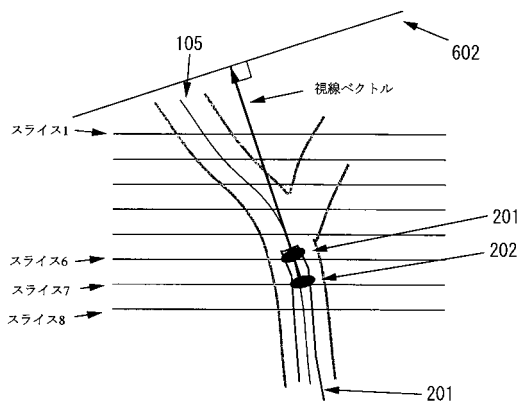
【 図 6 】



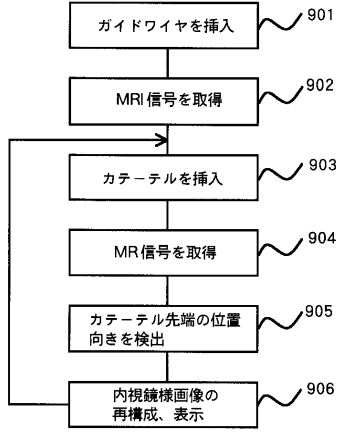
【 図 8 】



【 図 7 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 榊原 健二

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開2001-70248(JP,A)

特開平10-132516(JP,A)

特開平8-16813(JP,A)

Ogan Ocali et al, Intravascular Magnetic Resonance Imaging Using a Loopless Catheter Antenna, Magnetic Resonance in Medicine, 1997年 1月, vol.37, no.1, 112-118

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055