

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3972236号
(P3972236)

(45) 発行日 平成19年9月5日(2007.9.5)

(24) 登録日 平成19年6月22日(2007.6.22)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 7 0
G 0 1 R 33/48 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0
	G 0 1 N 24/08 5 1 0 Y

請求項の数 9 (全 11 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2001-57274 (P2001-57274)</p> <p>(22) 出願日 平成13年3月1日(2001.3.1)</p> <p>(65) 公開番号 特開2002-253524 (P2002-253524A)</p> <p>(43) 公開日 平成14年9月10日(2002.9.10)</p> <p>審査請求日 平成17年4月25日(2005.4.25)</p>	<p>(73) 特許権者 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号</p> <p>(74) 代理人 100098017 弁理士 吉岡 宏嗣</p> <p>(72) 発明者 瀧澤 将宏 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内</p> <p>(72) 発明者 高橋 哲彦 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内</p> <p>(72) 発明者 永尾 尚子 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体を励起することにより発生する核磁気共鳴信号に空間位置情報を付与して計測する撮像シーケンスを実行する制御手段と、前記核磁気共鳴信号に基づいて前記被写体に係る磁気共鳴画像を生成する画像構成手段と、該画像構成手段により作成された画像を表示する表示手段と、該表示手段に表示された画像上の任意の位置にマークを設定する入力手段とを備え、前記制御手段は、前記画像中に表示される侵襲デバイスと前記マーク間の距離が設定範囲内のとき前記撮像シーケンスを変更する機能を備えてなる磁気共鳴撮像装置。

【請求項2】

被検体を励起することにより発生する核磁気共鳴信号に空間位置情報を付与して計測する撮像シーケンスを実行する制御手段と、前記核磁気共鳴信号に基づいて前記被写体に係る磁気共鳴画像を生成する画像構成手段と、該画像構成手段により作成された画像を表示する表示手段とを備え、前記制御手段は、前記被検体に侵襲デバイスが挿入されている際に前記侵襲デバイスと画像上の所望の領域との間の距離を取得する手段を備え、取得した距離に応じて前記画像の更新周期と空間分解能の少なくとも一つを変更して撮像することを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項3】

前記表示手段に表示された画像上の所望の領域にマークを設定する入力手段を備え、前記距離取得手段は、前記画像中に表示される侵襲デバイスと前記マーク間の距離を取

得し、

前記制御手段は、前記距離取得手段により取得した距離が設定範囲内のとき前記画像の更新周期と空間分解能の少なくとも1つを変更することを特徴とする請求項2に記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項4】

前記制御手段は、前記撮像シーケンスを変更することにより前記画像の更新周期と空間分解能の少なくとも1つを変更することを特徴とする請求項2又は3に記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項5】

前記制御手段は、撮影視野を小さくすることにより前記空間分解能を高い値にすることを特徴とする請求項2又は3に記載の磁気共鳴撮像装置。 10

【請求項6】

前記制御手段は、前記距離取得手段により取得した距離と前記更新周期との間に予め設定された関係に基づいて前記更新周期を変更することを特徴とする請求項2乃至5のいずれかに記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項7】

前記制御手段は、前記距離取得手段により取得した距離が設定範囲内のとき、前記空間分解能を高い値に変更することを特徴とする請求項2又は3に記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項8】

前記制御手段は、前記画像中の侵襲デバイスを検出してその位置を追跡するトラッキング機能を備えたことを特徴とする請求項1乃至7のいずれかに記載の磁気共鳴撮像装置。 20

【請求項9】

被検体を励起することにより発生する核磁気共鳴信号に空間位置情報を付与して計測する撮像シーケンスを実行する制御手段と、前記核磁気共鳴信号に基づいて前記被写体に係る磁気共鳴画像を生成する画像構成手段と、該画像構成手段により作成された画像を表示する表示手段とを備え、前記制御手段は、前記画像中の侵襲デバイスを検出してその位置を追跡して前記侵襲デバイスと画像上の所望の領域との間の距離を取得し、取得した距離に応じて前記撮像シーケンスを変更する機能を備えてなる磁気共鳴撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

30

【発明の属する技術分野】

本発明は、磁気共鳴撮像装置に係り、具体的には、連続撮影を行ないながら被検体である患者の生体内に挿入されたカテーテル等の侵襲デバイスをモニタリングする技術に関する。

【0002】

【従来の技術】

磁気共鳴撮像装置（MRI装置）は、生体に均一な静磁場を作用させた状態で高周波磁場パルス照射し、生体中の水素や炭素などの原子核を励起させ、この励起により発生する核磁気共鳴信号（NMR信号）を計測し、それら水素や炭素の密度分布あるいは緩和時間分布等の磁気共鳴情報に基づいて、生体内の計測領域を画像化することにより、医療診断に資する装置である。 40

【0003】

このような医療診断に資する撮像装置として、MRI装置の他にX線撮像装置が広く知られている。近年、X線撮像装置においては、患者に対する侵襲性を少なくして患者のQOL（Quality of Life）を向上させるため、X線透視下で検査や治療を行なうIV-R（Interventional Radiology）法が採用されている。このようなIV-R法による検査あるいは治療では、生検針を用いたバイオプシー、レーザを用いた治療、カテーテルを用いた治療などが行なわれている。

【0004】

一方、MRI装置の分野においても、患者の撮像部位の周囲空間をできるだけ開放して、 50

術者が患者にアクセスし易くした開放型の装置の普及が進み、MRI透視下で検査や治療を行なうI-MRI (Interventional MRI) が臨床で用いられるようになってきている。しかし、I-MRIはX線被曝の問題がないというメリットはあるが、得られる画像の空間分解能、時間分解能あるいはアーチファクトなどの点で改良すべき点がある。

【0005】

例えば、I-MRIにおいては、カテーテル等の侵襲デバイスの先端にコイルを取り付け、そのコイルでもNMR信号を受信して画像を構成し、通常の受信コイルで受信したNMR信号の画像に重ねてモニタに表示することにより、侵襲デバイスの先端を高輝度で表示するようにしたアクティブトラッキング法が知られている。また、樹脂等で形成されている侵襲デバイスの先端部に磁性体を混入することによって侵襲デバイスの先端付近の静磁場を乱し、これによって侵襲デバイス先端部付近のNMR信号を欠損させることにより、侵襲デバイスの先端の画像を欠落させるようにしたパッシブトラッキング法が知られている。

10

【0006】

このような侵襲デバイスを用いて、I-MRIでは、被検体の状態や挿入した侵襲デバイスの位置等を実時間(リアルタイム)でモニタすることになる。リアルタイムモニタリングを実現するI-MRIは、通常、高速撮影のフルオロスコピー法が採用される。フルオロスコピーでは、繰返し時間が数ミリ秒(数ms)の撮像シーケンスを実行して、1秒(s)程度もしくは1秒以下の画像更新間隔で画像を取得する。さらに、部分的にMR計測を行ない、画像データの足りない部分は以前取得した画像データを再利用して画像を作成することにより、画像取得時間を短縮するエコーシェアリング法も提案されている。これによれば、画像更新間隔を数10ミリ秒にまで短縮できる。

20

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

通常、侵襲デバイスを生体に挿入する操作は慎重に行なわなければならないのは当然であるが、生体の部位によって特に慎重に行なわなければならないことがある。つまり、被検体の内部構造は局所的に変化があるから、例えば、血管の分岐部、屈曲部、狭窄部をデバイスが通過する場合、あるいは治療部位においては、特に慎重な作業が必要である。このような部位又は領域では、特に侵襲デバイスの描出能を高めるために、画像更新間隔を短縮したり、空間分解能を高める必要がある。

30

【0008】

しかしながら、従来のI-MRIのフルオロスコピー法は、侵襲デバイスが位置する生体の部位の変化に合わせて画像更新間隔や空間分解能を変えることに配慮していない。したがって、画像更新間隔が長かったり、空間分解能が低い値に設定されていると、侵襲デバイスの描出能が悪く、慎重な操作がやりにくい場合がある。

【0009】

本発明は、リアルタイムモニタ画像の侵襲デバイスの描出能を向上させることを課題とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するため、本発明の磁気共鳴撮像装置は、被検体を励起することにより発生する核磁気共鳴信号に空間位置情報を付与して計測する撮像シーケンスを実行する制御手段と、前記核磁気共鳴信号に基づいて前記被写体に係る磁気共鳴画像を生成する画像構成手段と、該画像構成手段により作成された画像を表示するモニタと、該モニタに表示された画像上の任意の位置にマークを設定する入力手段とを備え、前記制御手段は、前記画像中に表示される侵襲デバイスと前記マーク間の距離が設定範囲内のとき、前記撮像シーケンスを変更する機能を備えてなることを特徴とする。この場合の撮像シーケンスの変更は、画像のフレームレート(画像更新間隔の逆数)と空間分解能の少なくとも1つを、例えば高い値に、変更するのが好ましい。

40

【0011】

50

このように構成することにより、次に説明するように、本発明の課題が解決される。まず、術者は侵襲デバイスを生体に挿入するに際して、モニタに表示されたMR画像の例えば血管画像の分岐部や狭窄部等の領域を見て、その領域では挿入作業を慎重にすべきであると判断し、入力手段を介してその領域（注目領域）にマークを設定する。また、治療が必要な場合は治療部位を注目領域として、マークを設定する。そして、制御手段は、画像中表示される侵襲デバイスの位置を追跡し、その侵襲デバイスがマークの設定範囲内に挿入されたとき、撮像シーケンスを変更して、画像のフレームレートと空間分解能の少なくとも1つを高い値に変更する。その結果、侵襲デバイスが移動して注目領域に達したとき、自動的に撮像速度が速くなり、あるいは空間分解能が高くなるので、術者は侵襲デバイスの細かな動きや、血管との正確な位置関係を画像で正確にモニタリングできる。

10

【0012】

なお、マークは、点又は円形で設定することが好ましい。点で設定する場合は、その点を中心として一定の範囲を注目領域として設定することが好ましい。また、円形で設定するときは、その円の半径を自由に設定できるようにする。

【0013】

フレームレートと空間分解能を変更するには、画像のフレームレートと空間分解能が異なる複数の撮像シーケンスを予め設定しておき、制御手段により撮像シーケンスを切替えて変更するようにすることができる。又は、撮像シーケンスのフレームレートや空間分解能に関するパラメータを変更して撮像シーケンスを変更することもできる。空間分解能を向上させる一例としては、撮影視野を小さく設定することにより実現できる。

20

【0014】

侵襲デバイスの位置がマークに対して設定範囲内にあるか否かの判断は、次に述べるトラッキング手段を設けることにより実現できる。つまり、トラッキング手段は、画像中の侵襲デバイスを輝度の違いなどに基いて割り出す。そして、侵襲デバイスの位置変化を画像が更新されるたびに検出して、その位置を追跡する。一方、画像上に設定されたマークの位置を割り出し、マークと侵襲デバイスとの間隔を演算により求める。そして、求めた間隔が予め設定された範囲内のときは、侵襲デバイスが注目領域内に存在すると判断して、撮像のフレームレートを高い値に変更して、又は空間分解能を高い値に変更して、侵襲デバイスの動きなどの視認性を高くすることにより描出能を向上させる。この場合、フレームレートと空間分解能の両方を高い値に変更しても良い。

30

【0015】

このようにすることにより、侵襲デバイスを慎重に操作しなければならない注目領域に入ったとき、自動的にフレームレートが短縮され、あるいは空間分解能が向上するから、侵襲デバイスの細かな動きを捉えることができる。その結果、侵襲デバイスの挿入作業がやりやすくなる。

【0016】

上記においては、画像上の注目領域にマークを設定したが、これに代えて、トラッキング手段により求められた侵襲デバイスの位置の変化に基いて、侵襲デバイスの進行速度を求め、侵襲デバイスの進行速度が設定値より小さいときに、画像のフレームレートと空間分解能の少なくとも1つを高い値に変更するようにしても良い。つまり、術者は血管の分岐部などの注目領域に侵襲デバイスが来たとき、自然と操作が慎重になり、挿入速度が小さくなることから、これを利用してフレームレートと空間分解能を変更するようにしても同様の効果が得られる。

40

【0017】

また、注目領域は、注目度に応じて、例えば上、中、下などのように複数段階、設定できる。そして、その注目度に応じて、フレームレートと空間分解能の値を異ならせることができる。

【0018】**【実施の形態】**

以下、図1～図5を用いて本発明の一実施形態を説明する。図2は、典型的な磁気共鳴撮

50

像装置（MRI装置）の全体構成を模式的に示したものである。図示のように、MRI装置は、被検体21が置かれる空間（計測空間）に静磁場を発生する磁石22と、同じ計測空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル23と、同じ計測空間に高周波磁場を発生する高周波コイル（RFコイル）24と、被検体から発生するNMR信号を受信する高周波プローブ（RFプローブ）25とを備えて構成される。被検体は、ベッド26に横臥した状態で撮像部位を計測空間に位置させるように静磁場内に挿入される。

【0019】

傾斜磁場コイル23は、直交3軸（X、Y、Z）方向に傾斜した磁場を発生する複数の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源27から供給されるパルス状の励磁電流により所望の傾斜磁場を発生するようになっている。RFコイル24は、RF送信部28から供給される高周波磁場パルスに応じた高周波磁場を発生する。RFプローブ25により受信されたNMR信号は、信号検出部29に入力されて増幅検波などの処理がなされる。信号検出部29から出力されるNMR信号は、画像構成部30で信号処理されて画像信号に変換される。画像構成部30から出力される画像信号はモニタ31に表示されるようになっている。傾斜磁場電源27、RF送信部28、信号検出部29は、撮像シーケンスあるいはパルスシーケンスと称されるシーケンスに基いて制御部33によって制御される。また、制御部33は画像構成部30及びモニタ31を制御すると共に、画像構成部30又はモニタ31の画像情報を取り込んで、各種の解析を行なう他、図示していない記憶手段に画像データ等の必要なデータを記憶する。また、入力部34は操作者が各種の設定情報を制御部34に入力するものである。

【0020】

このように構成されるMRI装置を用いて、被検体のMR画像を撮像する方法について説明する。現在、臨床で普及している計測対象は、被検体の主要な構成物質であるプロトンの密度の空間分布や励起状態の緩和現象の空間分布である。これらの空間分布を画像化することにより、人体の頭部、腹部、四肢等の形態又は機能を2次元又は3次的に画像化して診断に資することができる。

【0021】

撮像はパルスシーケンスと称される撮像シーケンスに従って行なわれる。図3に、一般的な撮像シーケンスの一例としてグラディエントエコーシーケンスを示す。図は、上から順に、高周波パルスRF、スライス傾斜磁場Gs、位相エンコード傾斜磁場Gp、リードアウト傾斜磁場Gr、サンプリングウィンドAD、NMR信号（エコー信号）Echoをそれぞれ示し、縦軸はそれらの強度を、横軸は時間を示している。まず、高周波パルス41と共に所望のスライス位置に対応したスライス傾斜磁場パルス42を発生して被検体に印加する。これにより被検体中の例えばプロトンが励起され、被検体からエコー信号が発生する。このエコー信号に空間位置情報である位相情報と周波数情報を付与するため、まず位相エンコード傾斜磁場パルス43を印加した後、リードアウト傾斜磁場パルス44を印加する。このリードアウト傾斜磁場パルス44の印加期間内に、サンプリングウィンド45に合わせてエコー信号46をサンプリングする。

【0022】

このようなパルスシーケンスを位相エンコード傾斜磁場パルス43の強度を順次変化させながら複数回繰り返すことにより、2次元画像を撮像することができる。図3において、符号47はパルスシーケンスの繰り返し間隔であり、符号48は2次元画像の画像更新間隔であり、符号49はフルオロスコピーの撮像時間である。例えば、位相エンコードの数は1画像あたり64、128、256、512等が一般に選ばれる。また、エコー信号は通常128、256、512、1024個のサンプリングウィンドにより時系列信号としてサンプリングされる。これらのエコー信号を2次元フーリエ変換して1枚のMR画像が作成される。

【0023】

このようにして作成されるMR画像は、図3のパルスシーケンスの繰り返し時間48ごとに得られ、I-MRIにおいてはフルオロスコピー撮像の間に連続して得られる画像をモ

10

20

30

40

50

ニタに随時表示する。これによって、被検体の状態や、被検体に挿入された侵襲デバイスの位置等をモニタすることができる。

【0024】

次に、図1を参照しながら、本発明の特徴である侵襲デバイスの位置に応じてフレームレート等を変更して、侵襲デバイスの描出能を向上させる実施形態について説明する。本実施形態では、侵襲デバイスとしてカテーテルを血管内に挿入し、動脈瘤を治療のターゲットとする場合を例に説明する。まず、フルオロスコピーに先だって、図1に示すような所望部位の断層像1を撮像する。モニタ31に表示される画像1内には、血管2、血管の分岐部3、血管の狭窄部4、治療対象の動脈瘤であるターゲット5が表示されている。通常、カテーテルを血管内に挿入する場合、血管の屈曲部や狭窄部では慎重にカテーテルを操

10

【0025】

このようにして注目領域を設定した後、カテーテルを挿入しながらフルオロスコピー撮像を開始する。これにより、連続して撮像される時系列画像がモニタ31に表示される。図4(A)にその時系列画像9の一例を示す。図示のように、モニタ上には注目領域のマーク6とカテーテル10が表示されている。制御部33は連続して撮像した時系列画像から、画像内のカテーテル10の位置を随時検出する。カテーテル10には受信コイル又は磁性体が混入されているので、通常の生体の部位とは異なる輝度で表示されることから、制

20

【0026】

このようにしてカテーテル10の位置をトラッキングし、近くのマーク6との直線距離Lを求めた一例を図4(B)に示す。図示のように時間経過と共にカテーテル10がマーク6に近づいて行き、時刻 t_1 においてカテーテル10が半径Rのマーク6内に進入し、さらに経過するにつれてマーク6の中心位置を通過して離れていくことが示されている。このときのフルオロスコピーの画像更新間隔FRを図4(C)と(D)に示す。図4(C)は、従来のフルオロスコピーのように、画像更新間隔FR1を一定にして撮像したものであり、図4(D)は本発明を適用して画像更新間隔をカテーテル10とマーク6との位置関係に応じてFR1よりも短い画像更新間隔FR2に変更して撮影する場合を示している。つまり、注目領域の付近では慎重な操作が必要であるから、カテーテル10がマーク6の中心に近づくにつれて、画像更新間隔を短くするように制御部33が撮像シーケンスを変更する。画像更新間隔の変更は、距離Lを関数とした式を用いて随時計算によって求めても良い。また、注目領域のマーク設定時に、予め距離Lに対応させて画像更新間隔を設定したテーブルを作成しておき、このテーブルに従って変更するようにしても良い。また、撮像シーケンスの変更は、注目領域ごとすなわちマークごとに異なる態様で設定しても良い。例えば、注目領域の半径Rに応じて、画像更新間隔を変更しても良い。また、マ

30

40

【0027】

ここで、図5を用いて本実施形態の変形例を説明する。図5の例は、カテーテル10がマーク内に進入した場合、撮像視野を小さくして注目領域を拡大表示することにより、空間分解能を高い値に変更する例である。つまり、カテーテル10がマーク6の外側領域にある場合は、視野の大きい撮像シーケンスにより撮像を実行することにより、同図(A)に示す画像12が表示される。カテーテル10がマーク6の内部に侵入した場合は、撮影視野が小さくなるように撮像シーケンスを変更して撮像を行うことにより、同図(B)に

50

示す画像13が表示される。これにより、術者は、カテーテル10に細かな動きを確認しながら挿入操作を行うことができる。なお、撮影視野を小さくせずに、撮像シーケンスを変更して、空間分解能を高くするようにしても良い。つまり、位相エンコード数及びエコー信号のサンプル数を増やして空間分解能を向上させる。

【0028】

また、血管を撮像してカテーテル等の侵襲デバイスをモニタリングする場合、血管に造影剤を注入して血管のコントラストを強調することが好ましい。例えば、本発明と組み合わせで行う場合、マーク内にデバイスが進入した場合、自動的に造影剤が注入されるようにすることが好ましい。

【0029】

このように図1の実施形態又は変形例によれば、カテーテル10が移動して注目領域のマークの範囲内に達したとき、自動的に撮像速度が速くなり、あるいは空間分解能が高くなるので、術者はカテーテル10の細かな動きや、血管との正確な位置関係を画像で正確にモニタリングできる。

【0030】

次に、本発明の特徴に係る他の実施形態について図6を用いて説明する。本例は、侵襲デバイスの挿入速度に応じて時系列画像の画像更新間隔FRや空間分解能を変更するようにしたものである。図6(A)は、フルオロスコーピーにより撮像した撮像時刻の異なる2枚の画像から検出したカテーテル10の位置15, 16を同時に表示した画像14である。図では、カテーテル10は挿入操作によって位置15から位置16に移動したことを示している。このときのカテーテル10の平均進行速度V1は、位置15と位置16の距離L2を2つの画像の撮像時刻の差T1で割ることにより求まる。つまり、

$$V1 = L2 / T1$$

で求まる。同様にして、さらに時間が経過すると、カテーテル10は、図6(B)の位置16から位置17まで距離L3進む。このときのカテーテル10の平均進行速度V2は、位置16から位置17までの画像の撮像時刻差をT2とすると、

$$V2 = L3 / T2$$

で求まる。

【0031】

前述したように、術者は注目領域近傍では自然と挿入操作が慎重になるので、カテーテルの進行速度が遅くなる。そこで、本実施形態では、カテーテルの挿入速度が遅いときに画像更新間隔を短くすることや、空間分解能を高くしてカテーテル10の描出能を向上させる。図7は、カテーテル1の平均進行速度に応じて画像更新間隔FRを変更した例を示している。同図(A)は、カテーテル10の進行速度Vの変化を示している。そして、進行速度を設定された2つのしきい値Vr1、Vr2と比較し、Vr2 < V < Vr1の時は画像更新間隔FR3にし、V < Vr2のときは画像更新間隔FR4に変更するようにする。カテーテル10の進行速度Vは、同図(A)では、t2においてしきい値Vr1以下に低下し、さらにt2においてしきい値Vr2以下に低下している。図6(B)は、従来と同様にフルオロスコーピー撮像中一定の画像更新間隔FR1でモニタリングする場合を示し、図6(C)は本実施形態によりカテーテル10の進行速度に応じて画像更新間隔をFR1、FR3、FR4に変更した場合を示す。

【0032】

本実施形態によれば、前記実施形態に比べて注目領域のマークを設定する手間が省ける点を除き、同様の効果が得られる。また、前記実施形態と同様に、カテーテル10の進行速度に応じて、画像の空間分解能を単独で、又は画像更新間隔と合わせて、変更することもできる。画像の空間分解能を高くする方法としては、前述したように、視野を小さくするようにパルスシーケンスを変更する他、位相エンコード数及びサンプル点数を増やしたパルスシーケンスに変更する方法のいずれでもできる。

【0033】

本発明は、以上説明した実施形態にとどまらず、本発明の趣旨を踏まえた上で種々の形態

10

20

30

40

50

を取りうる。例えば、上記実施形態では、フルオロスコーピーに用いる撮像シーケンスとしてグラディエントエコー法を用いたが、これに限らず高速撮影法の1つであるエコープレナーイメージング(EPI)法を適用することができる。また、前述した、エコーシェアリング法と組み合わせることもできる。

【0034】

【発明の効果】

以上述べたように、本発明によれば、侵襲デバイスのリアルタイムモニタ画像の描出能を向上させることができ、侵襲デバイスの操作性を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の特徴に係るマークの設定法の一実施形態を説明する図である。 10

【図2】本発明が適用された磁気共鳴撮像装置の一実施形態のブロック構成図である。

【図3】本発明に適用可能な撮像シーケンスの1例を示す図である。

【図4】図1実施形態のフルオロスコーピーによるモニタ画像の一例図と、カテーテルと注目領域中心間の距離変化を示す線図、従来及び本発明による画像更新間隔の変化を示す図である。

【図5】図4のモニタ画像の画像更新間隔の変更にて、視野を小さく変更する場合を説明する図である。

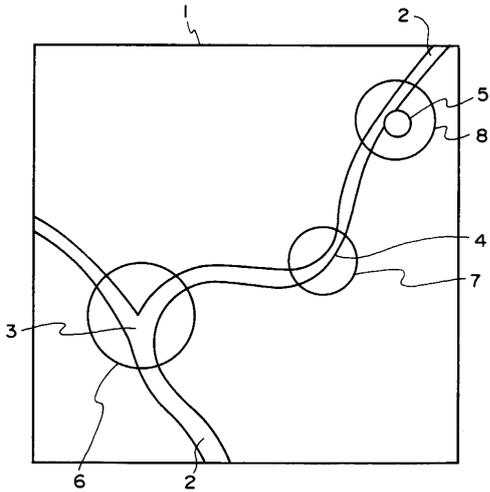
【図6】本発明の特徴に係る他の実施形態のフルオロスコーピーによるモニタ画像の一例図である。

【図7】図6の実施形態のカテーテルの進行速度の変化を示す線図、従来及び本発明による画像更新間隔の変化を示す図である。 20

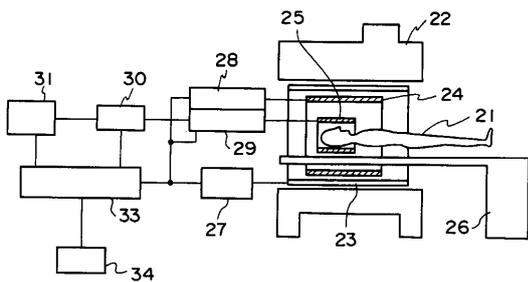
【符号の説明】

- 1 画像
- 2 血管
- 3 分岐部
- 4 狭窄部
- 5 ターゲット
- 6, 7, 8 マーク
- 10 カテーテル

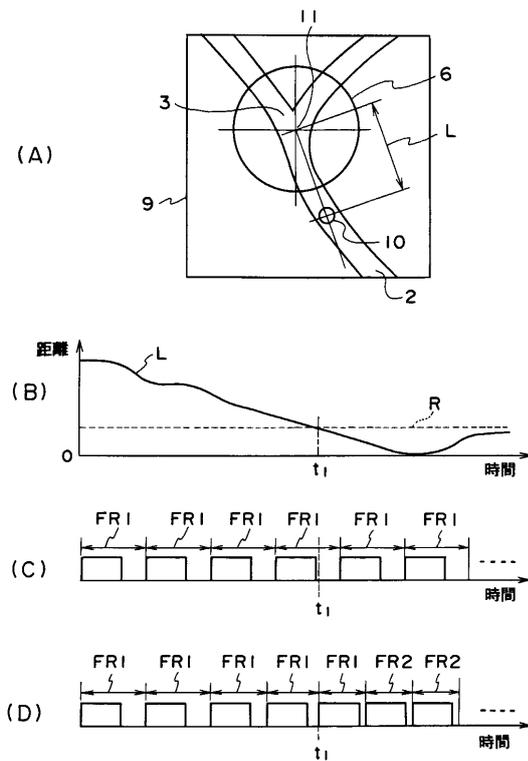
【 図 1 】



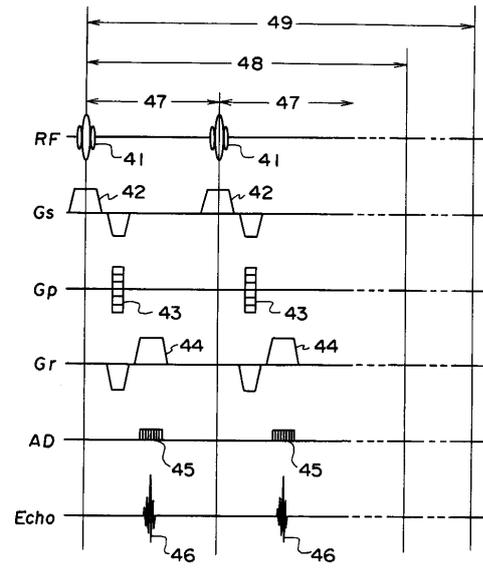
【 図 2 】



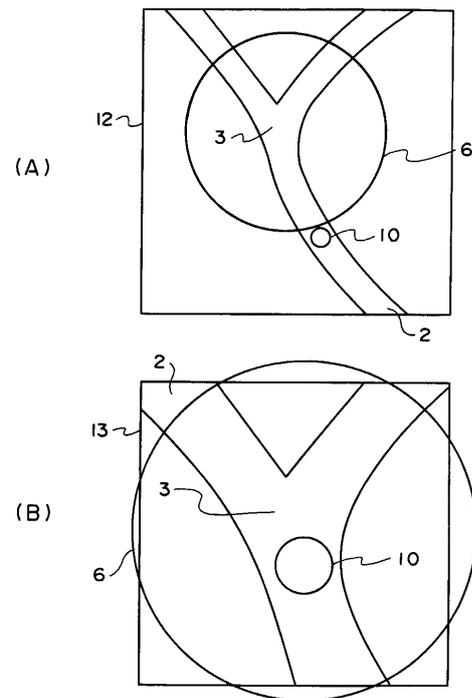
【 図 4 】



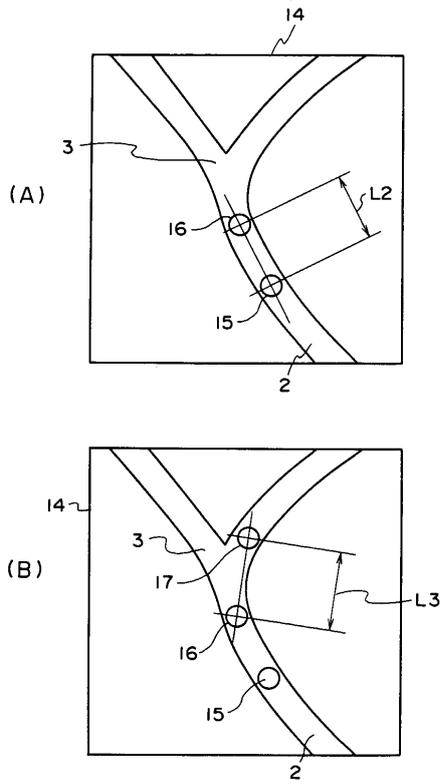
【 図 3 】



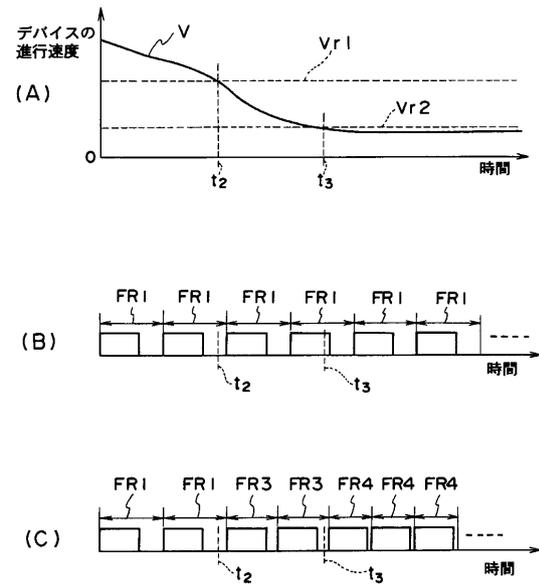
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

- (72)発明者 谷井 由美子
東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
- (72)発明者 仲本 秀和
東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 特開2000-139876(JP,A)
特開平11-225980(JP,A)
特開2000-225103(JP,A)
特開平08-154919(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055