(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2003 年11 月27 日 (27.11.2003)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 03/096896 A1

(51) 国際特許分類[7]: A61B 5/055, G01R 33/3415

(21) 国際出願番号: PCT/JP03/06058

(22) 国際出願日: 2003 年5 月15 日 (15.05.2003)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願2002-141324 2002 年5 月16 日 (16.05.2002) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒100-0047 東京都 千代田区 内神田一丁目１番１４号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 高橋 哲彦 (TAKAHASHI,Tetsuhiko) [JP/JP]; 〒340-0011 埼玉県 草加市 栄町３−４−２４−９１０ Saitama (JP). 小村 和美 (KOMURA,Kazumi) [JP/JP]; 〒270-2241 千葉県 松戸市 松戸新田５３１−７ Chiba (JP). 渡部 滋 (WATANABE,Shigeru) [JP/JP]; 〒340-0102 茨城県 守谷市 松前台５−１２−９ Ibaraki (JP).

(81) 指定国 (国内): US.

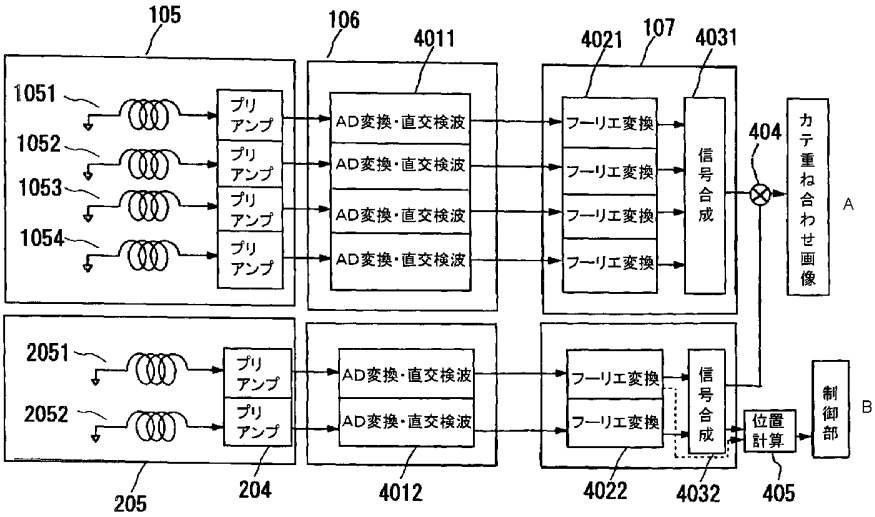
(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE USING CATHETER RF ANTENNA

(54) 発明の名称: カテーテルRFアンテナを用いた磁気共鳴撮像装置



1051...PREAMPLIFIER
1052...PREAMPLIFIER
1053...PREAMPLIFIER
1054...PREAMPLIFIER
204...PREAMPLIFIER
4011...AD CONVERSION/QUADRATURE DETECTION
4012...AD CONVERSION/QUADRATURE DETECTION
4021...FOURIER TRANSFORM
4022...FOURIER TRANSFORM
4031...SIGNAL COMBINATION
4032...SIGNAL COMBINATION
405...POSITION CALCULATION
A...CATHETER SUPERIMPOSED IMAGE
B...CONTROL UNIT

(57) Abstract: A plurality of electrically independent RF antennas are arranged in a catheter so as to have different spatial sensitivity distributions. The catheter is inserted into an examinee and signals from the plurality of RF antennas are received simultaneously, so that a combined image is created in a short time with SN equal to or above the SN when a single RF antenna is used. Here, by increasing the electrical

[続葉有]

WO 03/096896 A1

２文字コード及び他の略語については、定期発行される各*PCT*ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

independence of the RF antennas, the image quality of the combined image is improved. Furthermore, a form image obtained from an RF reception coil arranged in the vicinity of the examinee is load-mapped and superimposed/displayed by a combined image obtained from the reception signal of the catheter RF antenna by adding weight and coloring, so as to easily grasp the position and advance direction of the catheter and the combined image from the catheter RF antenna.

(57) 要約: 複数のRFアンテナを互いに電気的独立性を高めた状態にし、各RFアンテナがそれぞれ異なる空間的感度分布を有するようにしてカテーテル内に配置し、そのカテーテルを被検体に挿入して、複数のRFアンテナからの信号を同時に受信することにより、RFアンテナが1つであった場合のSNと同等以上にして短時間で合成画像を作成する。その際、複数のRFアンテナ間の電気的独立性をさらに高めて合成画像の画質を向上させる。さらに、被検体近傍に設置されたRF受信コイルから得られる形態画像をロードマップとして、その上に上記カテーテルRFアンテナの受信信号から得られる合成画像を重み付けや色づけを付して重畳表示することにより、カテーテルの位置と進行方向、および、カテーテルRFアンテナからの合成画像を容易に把握できるようにする。

明　細　書

カテーテルRFアンテナを用いた磁気共鳴撮像装置

技術分野

本発明は、核磁気共鳴(NMR)信号を受信する受信手段として、カテーテルRFアンテナを用いた磁気共鳴撮像(MRI)装置に関し、特にカテーテルが挿入された部位近傍の描出を短時間で行うMRI装置に関する。

背景技術

MRI装置の臨床応用の一つとして、患者の体内に穿針やカテーテルを挿入して治療や診断を行う際に、MRI撮像を行い、カテーテル等の進行状態やカテーテルが挿入された部位の組織を逐次モニターする技術が開発されている。

このような技術はインターベンショナルMRIと呼ばれ、撮像中の被検体へのアクセスを容易にするための空間を開放したオープン型のMRI装置の普及に伴い、実用化が進んでいる。

上記のインターベンショナルMRIにおいて、カテーテルの位置をリアルタイムでモニタリングする技術(トラッキング法)として、アクティブトラッキングがある。このアクティブトラッキングでは、カテーテル自体にRF受信コイルを組み込み、直接カテーテル近傍のNMR信号を検出して画像化し、これを別途取得したロードマップ(形態画像)上に重ねることにより、カテーテルの位置をロードマップ上に表示させる。

このカテーテルの位置検出用に特化した例として、3個のマイクロコイルを相互結合(誘導結合もしくは容量結合)して、侵襲デバイス(カテーテルの先端部に装着されたデバイス)の先端に組み込んだものが提案されている(Magnetic Resonance in Medicine 44, pp56-65(2000), Qiang Zhang, Michael Wendt, Andrik J. Aschoff, et al., Active MR Guidance of Interventional Devices With Target-Navigation)。このカテーテルRFコイルは、感度領域が離れて点在しており、これによってデバイスの位置と侵入方向を検出可能にしたものである。このRFコイルを使用することにより、侵襲デバイスの侵入方向と目的組織の位置から、スキャン断面を

自動的に決定することができる。

しかし、この様なRFコイルでは、スイッチで切り替えて2箇所からのNMR信号を交互に取り出すようにしているため、両方からの信号を得るためには従来の2倍の撮像時間を必要とするという課題がある。

発明の開示

本発明の目的は、カテーテルが挿入された部位近傍の描出を短時間で行うことができるMRI装置を提供することである。

上記目的を達成するために、本発明の磁気共鳴撮像装置は以下の様に構成される。

被検体が置かれる空間に静磁場および傾斜磁場をそれぞれ発生する磁場発生手段と、前記被検体の組織を構成する原子の原子核スピンを励起して核磁気共鳴を生じさせるための高周波磁場を発生する送信手段と、前記被検体からの核磁気共鳴信号を受信する受信手段と、前記受信手段が受信した核磁気共鳴信号を用いて画像を再構成する信号処理手段とを備えた磁気共鳴撮像装置において、前記受信手段は、前記被検体に挿入されるカテーテル内に互いに電気的に独立にされて配置された複数のRFアンテナからなるカテーテルRFアンテナを備えたことを特徴としている。

これにより、複数のRFアンテナから同時に信号を受信して短時間で撮像することができるようになる。また、同時に受信した複数のRFアンテナの受信信号から作成される合成画像のSNを、RFアンテナが1つであった場合の受信信号から作成される画像のSNと同等以上にして、短時間で撮像することができるようになる。

好ましい一実施態様によれば、前記複数のRFアンテナがカテーテルの長手方向の異なる位置に配置される。

これにより、カテーテルの長手方向を広視野で描出できるようになる。さらに感度領域がカテーテルの長手方向に並ぶため、画像上の高輝度領域の並び方からカテーテルの進行方向を容易に把握することができるようになる。また、作成される合成画像のSNを、RFアンテナが1つであった場合の受信信号から作成される画像のSNと同等にすることができる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記複数のRFアンテナがカテーテルの長手方向の略同一位置に配置され、各RFアンテナ間にカテーテルの母材によって固定さ

れたRFシールド板を介在させて互いに電気的に独立にされる。

これにより、カテーテルの左右或いは上下をそれぞれのRFアンテナで分担して検出することになるので、カテーテルの全周囲を高感度で描出できるようになる。また、作成される合成画像のSNを、RFアンテナが1つであった場合の受信信号から作成される画像のSNより向上することができる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記RFシールド板が少なくとも1以上の前記RFアンテナのグランドに接続される。

これにより、RFシールド板の効果が安定するので、複数のRFアンテナからの受信信号が安定し、受信信号の揺らぎに基づく合成画像上のアートファクトを低減できる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記複数のRFアンテナ間の電気的独立性を高めるように調整されたデカップリング回路が各RFアンテナに付加される。

これにより、複数のRFアンテナ間の電気的独立性をさらに高めることができるので、合成画像のSNをより高めることができる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記デカップリング回路がインダクティブデカップリング法に基づく回路とする。

これにより、挿入されたインダクタ間の距離や軸を調整することにより、容易にRFアンテナ間の電気的独立性を高めることができる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記デカップリング回路が低インピーダンス法に基づく回路とする。

これにより、安価で簡易に複数のRFアンテナ間の電気的独立性を高めることができるようになる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記受信手段は、前記被検体の近傍に配置されたRF受信コイルをさらに備え、前記信号処理手段は、前記RF受信コイル及び前記複数のRFアンテナからの信号をそれぞれ信号処理する複数の信号処理部と、前記信号処理部で得られた画像を合成する画像合成部とを備える。

これにより、RF受信コイルの受信信号から作成した形態画像をロードマップとし、それに複数のRFアンテナの受信信号から作成した画像を重畳表示することにより、ロードマップ上で、カテーテルを含む領域全体の形態画像を高輝度で描出させたり、カテーテル先端近傍のみを高輝度で描出させたりできるようになる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記信号処理部は、前記RF受信コイルからの信号を処理して得られた画像と、前記複数の RF アンテナから得られた画像とに、互いに異なる色調を付与する。

これにより、前記ロードマップ上で複数の RF アンテナの受信信号から作成した合成画像を把握しやすくなるので、カテーテルの位置や進行方向を容易に把握できるようになる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記画像合成部は、前記RF受信コイルからの信号を処理して得られた画像と、前記複数の RF アンテナから得られた画像とを、重み付けして合成する。

これにより、RF 受信コイルの受信信号から作成した画像に複数の RF アンテナの受信信号から作成した合成画像を重畳表示する際に、重畳の割合を任意に設定・変更することができるようになる。

また、好ましい一実施態様によれば、ダイナミック撮像において、前記カテーテルが所定の距離以上移動した場合に、前記複数のRFアンテナの感度分布を再計算する。

これにより、カテーテルが被検体内を移動中に複数の RF アンテナの感度分布計算時間を節約することができるので、複数の RF アンテナから得られる合成画像の更新速度を速めることができる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記複数のRFアンテナからの信号に対してパラレルMRI法を適用することにより、複数のRFアンテナからの信号に基づいて合成画像を作成する。

これにより、視野を狭めた撮像や取得エコー数を減じた撮像を行っても画像上に折り返しアーチファクトが発生しないため、短時間で高分解能の画像を作成することができる。

図面の簡単な説明

図 1 は本発明の MRI 装置の全体概要を示すブロック図である。図 2 は本発明のカテーテル RF アンテナの一実施形態を示す図である。図 3 は本発明のカテーテル RF アンテナの他の実施形態を示す図である。図 4 は信号検出部及び信号処理部の一例を示す図である。図 5 は感度分布の計算を説明する図である。図 6 は複数のアンテナ

からの信号の合成を説明する図である。図7はRF受信コイルから得た画像信号とカテーテルRFアンテナから得た画像信号の重畳表示を説明する図である。図8は本発明のMRI装置を用いたダイナミック撮像を説明する図である。図9はダイナミック撮像における画像毎の信号処理を説明する図である。図10はダイナミック撮像における信号合成の処理フローを示す図である。図11は本発明のMRI装置における表示画像の一例を示す図である。図12(a)はインデクティブデカップリング法に基づく複数(この図では2)のRFアンテナ間の電気的独立を高めるデカップリング回路例を示す図である。図12(b)は低インピーダンス法に基づく複数(この図では2)のRFアンテナ間の電気的独立を高めるデカップリング回路例を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の実施形態を、図面を用いて説明する。

図1は、本発明の一実施形態であるMRI装置の概要を示すブロック図である。このMRI装置は、被検体101の周囲の空間に静磁場を発生する磁石102と、この空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル103と、この空間に高周波磁場を発生するRF照射コイル104と、被検体が発生するMR信号を検出するRF受信コイル105と、信号検出部106と、信号処理部107と、表示部108と、被検体101が横たわるベッド112とを備えている。

傾斜磁場コイル103は、X、Y、Zの直交する3方向に傾斜磁場を発生する一組のコイルで構成され、傾斜磁場電源109からの信号に応じてそれぞれの傾斜磁場コイルが傾斜磁場を発生する。傾斜磁場の印加の仕方により被検体101の任意の断面を選択することができ、またMR信号に位置情報を与えることができる。MR信号に位置情報を与える傾斜磁場は、位相エンコード傾斜磁場、読出し傾斜磁場と呼ばれ、これによって計測データが配置される計測空間(k空間)が規定される。

送信用のRF照射コイル104はRF送信部110の信号に応じて高周波磁場を発生する。この高周波磁場の周波数は撮影対象である原子核スピンの共鳴周波数に同調されている。通常、MRI装置の撮影対象は、被検体の主たる構成物質である水素原子核のプロトンである。

本実施形態のMRI装置では、MR信号を検出するRF受信コイルとして、被検体の

周囲あるいは近傍に設置されるRF受信コイル105のほかに、被検体内部に挿入されるカテーテルに備えられたRF受信コイル205を用いる。これらのRF受信コイル105、205からの信号は、信号検出部106で検出され、信号処理部107で信号処理され、また計算により画像に変換される。画像は表示部108で表示される。傾斜磁場電源109、RF送信部110、信号検出部106は、パルスシーケンスと呼ばれる制御のタイムチャートに従って制御部111で制御される。

カテーテルに備えられたRF受信コイル205の具体的な構成を説明する。図2は、カテーテル内部にRF受信コイルを一体化したカテーテルRFアンテナの一実施形態を示す全体図である。一般にカテーテルRFアンテナとして用いられているものは、前述したようにカテーテル先端位置をMR画像で識別できるように、その先端に単一のRFコイルを設けているが、本発明のMRI装置で採用するカテーテルRFアンテナは、複数のアンテナを相互に電気的独立性を高めた状態で配置していることを特徴としている。

以下、2本のアンテナを備える場合を例にして説明する。この場合のカテーテルRFアンテナは、樹脂等で構成されるチューブ状のカテーテル208と、その内部にカテーテル208の長手方向に沿って並列に配置された2本の信号線201、202と、これら信号線201、202の先端に接続された2つのアンテナ2051、2052と、信号線201、202の後端に接続されたチューニング・マッチング回路(T/M回路)2061、2062とからなる。T/M回路2061、2062は、同軸ケーブル2111、2112、プリアンプ2041、2042を介して、信号検出部106(図1)に接続される。患者の体腔内には、T/M回路より前側のカテーテル部分が挿入される。

信号線201、202は絶縁体203に被覆され、電気的に接触しないようにカテーテル内に配置されている。尚、図2では、信号線201及び202が同一の絶縁体203内に電気的に非接触で被覆されている例を示したが、カテーテル208を複数の空洞を形成したダブルルーメン構造或いはマルチルーメン構造とし、これら空洞のうち小径の空洞に信号線201、202及びアンテナ2051、2052を埋め込み、大径の空洞をガイドワイヤやチューブを通すための穴として使用しても良い。

2つのアンテナ2051、2052は、それぞれ異なる領域2071、2072に感度領域を有するRFコイルで、形状は、有感領域の広いダイポールが好適である。またこれら2つの

アンテナは、その検出周波数における電気的独立性が十分確保されていることが重要であり、具体的には14dB以上、好ましくは20dB以上とする。図示する実施形態では、2つのアンテナ2051、2052は、互いにカテーテルの長手方向に異なる位置に配置されており、これにより電気的独立性が確保された状態になっている。この場合には、同時に受信した複数のRFアンテナの受信信号から作成される合成画像のSNを、RFアンテナが1つであった場合の受信信号から作成される画像のSNと同等にして、撮像時間を短縮化することができる。

さらに必要に応じて、公知のデカップリング手段、例えばインダクティブデカップラー法や低入力インピーダンス法を採用して更に電気的独立性を高めることも可能である。これにより、複数のRFアンテナ間の電気的独立性をさらに高めることができるので、合成画像のSNをより高めることができる。

図12(a)にインダクティブデカップリング法(特許第3216938号)に基づくデカップリング回路例を示す。上記のT/M回路2061,2062の中に、RFアンテナ間の相互インダクタンスをキャンセルするように調整された互いに逆向きのインダクタ2701,2702をそれぞれ直列に挿入している。この調整は、挿入されたインダクタ間の距離や軸を変える等により容易に行われる。また、図12(b)には低インピーダンス法(米国特許第4825162号)に基づくデカップリング回路例を示す。上記のプリアンプ2041(2042)を、インダクタ2801(2802)と低入力インピーダンスを持つプリアンプ2041'(2042')に置き換えたものである。インダクタ2801(2802)は、同軸ケーブル2111(2112)を通してT/M回路2061(2062)のキャパシタ2901(2902)と並列共振となるように調整される。これにより、安価で簡易に複数のRFアンテナ間の電気的独立性を高めることができるようになる。

尚、図2では、複数のアンテナ2051、2052を、カテーテルの長手方向にずらして配置したカテーテルRFアンテナを示したが、アンテナは電気的独立性が確保された状態であれば、図2に示す配置以外に配置することも可能である。例えば図3に示すように、アンテナを長手方向のほぼ同一位置に並列に配置してもよい。

但し、この場合には、2つのアンテナ2051、2052との間にRFシールド板を介在させて、電気的独立性を高めるとともに、2つのアンテナ2051、2052によってカテーテルの左右或いは上下を分担して検出するように構成されている。この場合には、長手方向については広視野化を図ることはできないが、カテーテル先端の全周囲を高感度で描

出できるので、スキャン断面としてどのような断面が選択されていても、カテーテル先端を高感度で描出することができる。またアンテナ数も 2 以上としてもよい。この場合には、同時に受信した複数の RF アンテナの受信信号から作成される合成画像の SN を、RF アンテナが 1 つであった場合の受信信号から作成される画像の SN より向上することができる。

また、この RF シールド板はカテーテルの母材（絶縁体 203）によって固定され、好ましくは少なくとも 1 以上の RF アンテナのグランドに接続される。これにより、RF シールド板の効果が安定するので、複数の RF アンテナからの受信信号が安定し、受信信号の揺らぎに基づく合成画像上のアートファクトを低減できる。

次にこのように複数のアンテナを備えたカテーテル RF アンテナを用いる MRI 装置の信号検出部 106 及び信号処理部 107 の構成を説明する。図 4 に信号検出部 106 及び信号処理部 107 の一実施形態を示す。尚、この実施形態では、RF 受信コイル 105 として複数の小型 RF コイル 1051～1054 からなるマルチプルコイルを用いた例を示している。図示するように、信号検出部 106 は、RF 受信コイル 105 を構成する各小型 RF コイル 1051～1054 からの信号をそれぞれ直交検波、A/D 変換する信号検出系 4011 と、カテーテル RF アンテナ 2051、2052 からの信号をそれぞれ直交検波、A/D 変換する信号検出系 4012 との二系統を備えている。また信号処理部 107 は、これら信号検出系 4011、4012 で検出した二系列のデジタル信号にそれぞれフーリエ変換等を施し画像信号を作成する演算部 4021、4022 と、各信号検出系毎に画像信号を合成する合成部 4031、4032 と、RF 受信コイル 105 からの信号から合成した画像とカテーテル RF アンテナ 205 からの信号から合成した画像とを重畳表示するための重畳部 404 と、カテーテル RF アンテナ 205 からの画像信号を用いてカテーテル先端位置を計算する位置計算部 405 とを備えている。位置計算部 405 で得られた位置情報は、制御部 111 に入力され、例えば、カテーテルの進行方向をモニタリングする連続撮像において、撮像スキャン断面を決定するために使用される。

画像信号を合成する合成部 4032 の動作は、従来のマルチプルコイルにおける信号合成と同様であるが、図 5 及び図 6 を参照して簡単に説明する。信号合成に際しては、まず各アンテナ 2051、2052 の感度分布 W_n を求める。感度分布は、予めファントム等を使用して求めておくことも可能であるが、撮像時に得られた MR 信号から感度分布を

求めることも可能であり、図5では後者の場合を示している。

この方法では、原画像信号 $e_n(i,j)$をフーリエ変換FTし、k空間データ $p_n(i',j')$とし、これに低域通過フィルタ LPF をかけた後、さらにフーリエ変換 FT することによって感度分布 $W_n(i,j)$を得る。

こうして感度分布が求められたならば、次式(1)に示すように、各画像信号 $e_n(i,j)$に感度分布 $W_n(i,j)$に基づく重み付けを行い、重み付け後の信号を合成することにより画像信号 $S(i,j)$を得る。この様子を図6に示す。

$$S(i,j)=\frac{\sum_n e_n(i,j)w_n(i,j)}{\sqrt{\sum_n \{w_n(i,j)\}^2}} \qquad (1)$$

$e_n(i,j)$:RF 受信コイル n の画像

$w_n(i,j)$:RF 受信コイル n の感度分布

重畳部 404 は、合成部 4031、4032 で得られた画像信号 $S_1(i,j)$、$S_2(i,j)$を、表示部 108 に重畳表示する際に、一方の信号に着色したり、重み付けする等の処理を加える。図7に重畳部 404 の一実施形態を示す。図示するように、重畳部 404 では、例えば、RF 受信コイル 105 からの画像信号 $S_1(i,j)$が白黒画像である場合に、カテーテル RF アンテナ 205 からの画像信号 $S_2(i,j)$を赤、緑などの所定の色で表示するように表示を制御する。またカテーテル RF アンテナ 205 からの画像信号 $S_2(i,j)$に所定の重み付けを行い、例えば RF 受信コイル 105 からの画像信号 $S_1(i,j)$に対し、画像信号 $S_2(i,j)$を高輝度で表示させる。これによって表示画面上でカテーテル位置や進行方向が明確にわかるとともに、カテーテル近傍組織を他の組織に比べ高輝度で描出することができる。逆に、重み付けを0にすることにより、カテーテル RF アンテナ 205 からの画像信号 $S_2(i,j)$のない画像、即ち RF 受信コイル 105 からの画像信号 $S_1(i,j)$のみを表示させることも可能である。

尚、図7では、カテーテル RF アンテナ 205 からの画像信号 $S_2(i,j)$に対する処理 701 のみを示しているが、RF 受信コイル 105 からの画像信号 $S_1(i,j)$についても同様の処理 701 を行うことも可能である。それにより、例えばカテーテル RF アンテナ 205 からの画像信号 $S_2(i,j)$のみを用いた画像を表示させることも可能である。これらの処理 701 は、信号処理部107内のソフトウェアによって行うことができ、また重み付けの値や着色する

際の色の指定は、信号処理部 107 或いは制御部 111 に備えられた入力装置（図示せず）を介して、操作者が設定し或いは選択することができる。

位置計算部 405 における位置検出は、従来のカテーテルトラッキングの手法と同様である。即ち、例えば、カテーテルの先端に位置するアンテナ 2051 の画像信号から輝度が最大である画素の座標をカテーテル位置とする。或いは輝度がしきい値以上である画素の集合を抽出し、その中心或いは重心位置をカテーテル先端の位置とする。また図 2 に示すカテーテル RF アンテナのように複数のアンテナがカテーテルの長手方向にずれて配置されている場合には、各アンテナの位置（座標）から、カテーテルの進行方向を求めることも可能である。

次にこのような構成の MRI 装置を用いたダイナミック撮像について説明する。図 8 は、MRI 装置 800 を用いて、術者 804 が、例えば患者 806 の大腿動脈からカテーテル 802 を挿入しながら、ダイナミック撮像を行う場合を模式的に示す図である。ダイナミック撮像では、例えばグラディエントエコー型のマルチショットエコープレナーイメージング法による撮像シーケンスや、これに改良を加えた部分位相エンコーディング法による撮像シーケンスを採用することができ、これによって例えば画像更新時間約 0.2 秒のリアルタイムで連続 MR 画像を取得することができる。MR 画像は、モニター801 に表示され、術者 804 はこの MR 画像を見て、カテーテル位置を確認したり、カテーテルが挿入される組織の状態を見ながらカテーテルを進める。

このようなダイナミック撮像において連続 MR 画像を取得する工程では、図 9 に示すように、信号取得 901、感度分布計算 902（図 5 の処理）、信号合成 903（図 6 の処理）、画像表示／転送 904 が連続して行われる。この際、感度分布計算 902 については、カテーテルの位置情報に基づき、適宜省略することが可能である。即ち、カテーテル位置が挿入動作に伴い移動しているときには、その都度、感度分布計算を行い、画質の劣化を防止する。カテーテル位置が変わらない場合には、感度分布は前回の信号合成 903 に用いた感度分布を繰り返し使用する。これによって、感度分布計算 902 ステップを省くことができ、画像更新速度を速めることができる。カテーテルの位置情報は、位置計算部 405（図 4）から得ることができる。

位置計算部 405 からの位置情報を用いた、ダイナミック撮像における信号処理の一例を図 10 に示す。まず位置計算部 405 から得られた前回の画像信号におけるカテー

テル位置 p_{t0} と今回の画像信号におけるカテーテル位置 p_{tn} との差 Δp を取り(ステップ1、ステップ 2)、それがしきい値 α 以下であるかを判断する(ステップ 3)。α は 0 でもよいが、感度分布のずれが画質に影響を与えない程度の許容値であればよい。また Δp は、例えば $p_{t0}(x_0,y_0,z_0)$ と $p_{tn}(x_n,y_n,z_n)$ について $\Delta p=\sqrt{(\Delta x^2+\Delta y^2+\Delta z^2)}$ として求めることができる。

差 Δp がしきい値を超える場合には、その回の画像信号を用いて感度分布 W_{tn} を計算し(ステップ 4)、この感度分布を用いて信号を合成する(ステップ 5)。差 Δp がしきい値以下であれば、感度分布計算は行わず、カテーテル位置 p_{t0} のときに求めた感度分布 W_{t0} を用いて信号を合成する(ステップ 6)。感度分布を更新した場合には、ステップ 2 で計算する前回のカテーテル位置 p_{t0} をその回のカテーテル位置 p_{tn} に置き換える(ステップ 7)。感度分布としてそれ以前の値を用いた場合には、ステップ 2 で計算する前回のカテーテル位置はそのまま用いる。これによって、感度分布のずれの許容値の範囲でカテーテル位置が少しずつ移動した場合にも、許容値を超えた時点で感度分布の更新を行うことができ、画質の劣化を防止できる。

こうして合成された画像は、前述したように、必要に応じて所定の色調を施され或いは重み付けされた上で、全身コイル或いは局所コイルである RF 受信コイル 105 からの画像信号に重畳表示される。

図 11 は、モニター802 に表示された MR 画像 1000 の一例を示す図で、ここでは、例えば腹部大動脈のコロナル(冠状)面が表示され、血管カテーテル 208 が大腿動脈から心臓に向かって挿入される場合を示している。画像の中心は MRI 装置の磁場中心とほぼ等しくなるようにセットされている。この画像は、MRI 装置の受信コイル 105 からの信号と、カテーテル 208 に備えられた 2 つのアンテナ 2051、2052 からの信号の合成画像であり、受信コイルによって描出された腹部大動脈像上に、カテーテル RF アンテナによってカテーテル長手方向に沿った近傍組織 1001、1002 が高感度で描出された画像が得られる。

従ってカテーテルが挿入されている血管のプラークや狭窄などの診断上有用な情報を得ることができ、またカテーテル先端が分岐部に到達したときにも円滑に挿入動作を行うことができる。さらにカテーテル先端は、他の部分に比べ高輝度で描出されるので、例えば輝度が所定の値以上である画素を抽出することにより、先端の位置を検出する

ことができ、この位置情報をもとにカテーテルトラッキングを行うことが可能である。

次に、本発明の別の実施例として、複数のカテーテル RF アンテナを利用して撮像時間の短縮や空間分解能の向上などを目的としたパラレル MRI 法を適用する場合について説明する。

パラレル MRI 法は既に公知の手法であり、例えば、"Magnetic Resonance in Medicine 30:142-145, 1993, J. B. Ra, C. Y. Rim, Fast Imaging Using Subencoding Data Sets from Multiple Detectors."に記載されている手法を用いることができる。

一般的に、パラレル MRI 法では、空間的に局在する感度分布を有する複数の受信コイルを用いて、画像に生じた折り返しアーチファクトを展開する手法であり、一枚の画像再構成に必要なエコー数を低減できることから、パルスシーケンスの繰り返し回数を減らせ、撮影時間を短縮することが可能となる。また、複数の小型受信コイルを並列に並べて撮像すれば、狭い視野を高分解能に撮像することができる。

このパラレル MRI 法を本発明における複数のカテーテル RF アンテナで並列受信するエコー信号に対して適用して撮像時間を短縮するためには、前述の方法によりそれぞれのカテーテル RF アンテナの感度分布を事前に求めておく。そして、位相エンコード回数を減じて撮像することによって発生する画像上の折り返しアーチファクトを、それぞれのカテーテル RF アンテナの感度分布に基づいてパラレル MRI 法による信号処理を施すことによって、画像上の折り返しアーチファクトを除去する。これにより、位相エンコード回数を減じることができるので撮像時間を短縮できる。

また、視野を狭めて撮像すれば画像の分解能は向上するが画像上に折り返しアーチファクトが発生する。上記のパラレル MRI 法を使用すれば、この画像上の折り返しアーチファクトを除去できるので、狭い視野を高分解能で撮像することも可能になる。

このように本実施例の MRI 装置によれば、表示部 108(或いはモニター802)に表示された連続 MR 画像を見ながら、術者は、カテーテルの挿入位置を把握しながら挿入動作を行うことができるとともに、カテーテルが挿入された体腔近傍の組織についての詳細な情報を得ることができる。

以上、カテーテル RF アンテナを用いた MRI 装置の構成と動作の実施形態を説明したが、本発明の MRI 装置は上記実施形態に限定されず、種々の変更が可能である。

例えば、上述したダイナミック撮像では、カテーテルRFアンテナからの信号を用いてカテーテル近傍組織を描出すること及びカテーテルトラッキングを行うことを説明したが、カテーテルRFアンテナとして、複数のアンテナをカテーテル長手方向にずらして配置したものを使用する場合には、カテーテルの位置のみならず進行方向の情報も得ることができるので、これら情報を元に、ダイナミック撮像におけるスキャン断面を常にカテーテルを含む断面となるように順次変更しながら撮像を行う機能(ナビゲーション機能)を持たせることも可能である。

また図1では、被検体が置かれる空間を挟んで上下に静磁場発生磁石を配置したオープン型のMRI装置を示したが、この空間を挟んで左右に静磁場発生磁石を配置したMRI装置やソレノイド型磁石のボア内に被検体を挿入するMRI装置でも、本発明を適用することは可能である。

請 求 の 範 囲

1. 被検体が置かれる空間に静磁場および傾斜磁場をそれぞれ発生する磁場発生手段と、前記被検体の組織を構成する原子の原子核スピンを励起して核磁気共鳴を生じさせるための高周波磁場を発生する送信手段と、前記被検体からの核磁気共鳴信号を受信する受信手段と、前記受信手段が受信した核磁気共鳴信号を用いて画像を再構成する信号処理手段とを備えた磁気共鳴撮像装置において、

前記受信手段は、前記被検体に挿入されるカテーテル内に互いに電気的に独立にされて配置された複数のRFアンテナからなるカテーテルRFアンテナを備えたことを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

2. 前記複数の RF アンテナがカテーテルの長手方向の異なる位置に配置されたことを特徴とする請求項1に記載の磁気共鳴撮像装置。

3. 前記複数の RF アンテナがカテーテルの長手方向の略同一位置に配置され、各 RF アンテナ間にカテーテルの母材によって固定された RF シールド板を介在させて互いに電気的に独立にされたことを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴撮像装置。

4. 前記 RF シールド板が少なくとも 1 以上の前記 RF アンテナのグランドに接続されたことを特徴とする請求項3に記載の磁気共鳴撮像装置。

5. 前記複数の RF アンテナ間の電気的独立性を高めるように調整されたデカップリング回路が各 RF アンテナに付加されたことを特徴とする請求項1から4のいずれかに記載の磁気共鳴撮像装置。

6. 前記デカップリング回路がインダクティブデカップリング法に基づく回路であることを特徴とする請求項5に記載の磁気共鳴撮像装置。

7. 前記デカップリング回路が低インピーダンス法に基づく回路であることを特徴とする請求項5に記載の磁気共鳴撮像装置。

8. 前記受信手段は、前記被検体の近傍に配置されたRF受信コイルをさらに備え、前記信号処理手段は、前記RF受信コイル及び前記複数のRFアンテナからの信号をそれぞれ信号処理する複数の信号処理部と、前記信号処理部で得られた画像を合成する画像合成部とを備えたことを特徴とする請求項1から7のいずれかに記載の磁気共鳴撮像装置。

9. 前記信号処理部は、前記RF受信コイルからの信号を処理して得られた画像と、前記複数のRFアンテナから得られた画像とに、互いに異なる色調を付与することを特徴とする請求項8に記載の磁気共鳴撮像装置。

10. 前記画像合成部は、前記RF受信コイルからの信号を処理して得られた画像と、前記複数のRFアンテナから得られた画像とを、重み付けして合成することを特徴とする請求項8又は9に記載の磁気共鳴撮像装置。

11. ダイナミック撮像において、前記カテーテルが所定の距離以上移動した場合に、前記複数のRFアンテナの感度分布を再計算することを特徴とする請求項1から10のいずれかに記載の磁気共鳴撮像装置。

12. 前記複数のRFアンテナからの信号に対してパラレルMRI法を適用することにより、複数のRFアンテナからの信号に基づいて合成画像を作成することを特徴とする請求項1から11のいずれかに記載の磁気共鳴撮像装置。

図1

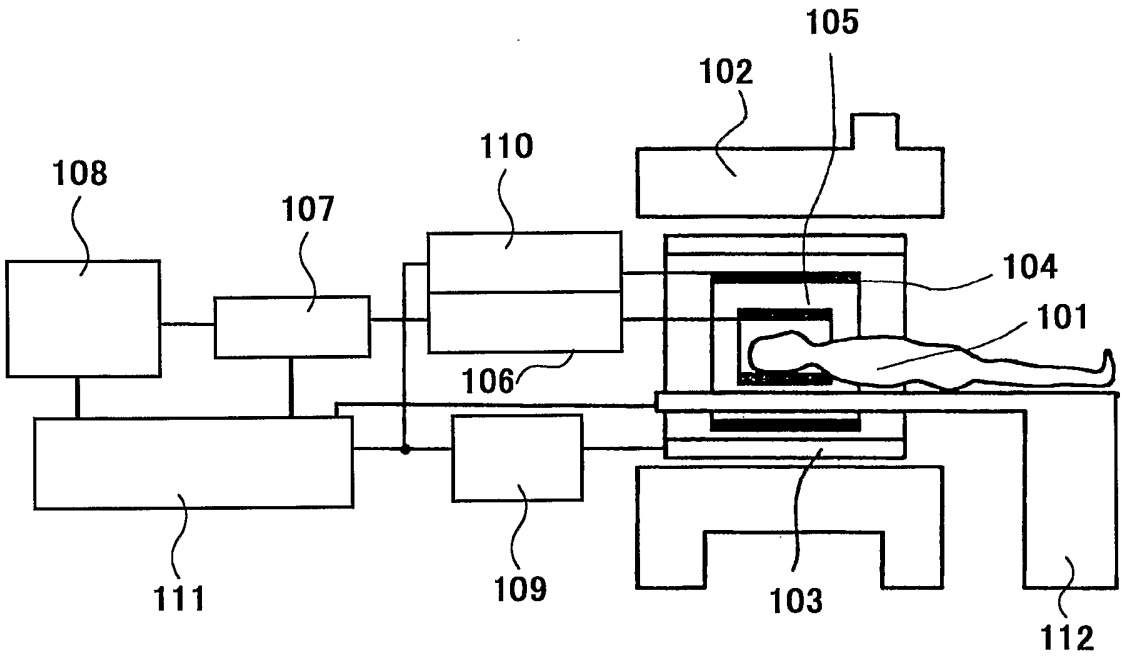
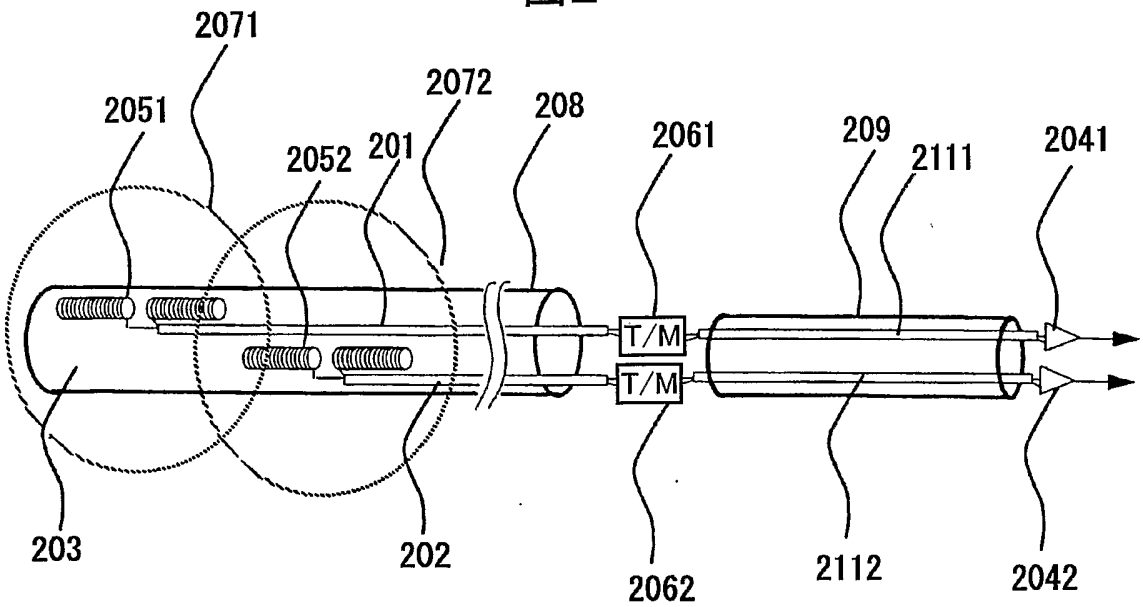
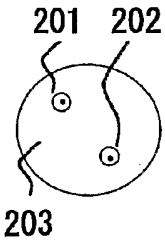

105
102
110
108
107
104
101
106
111
109
103
112

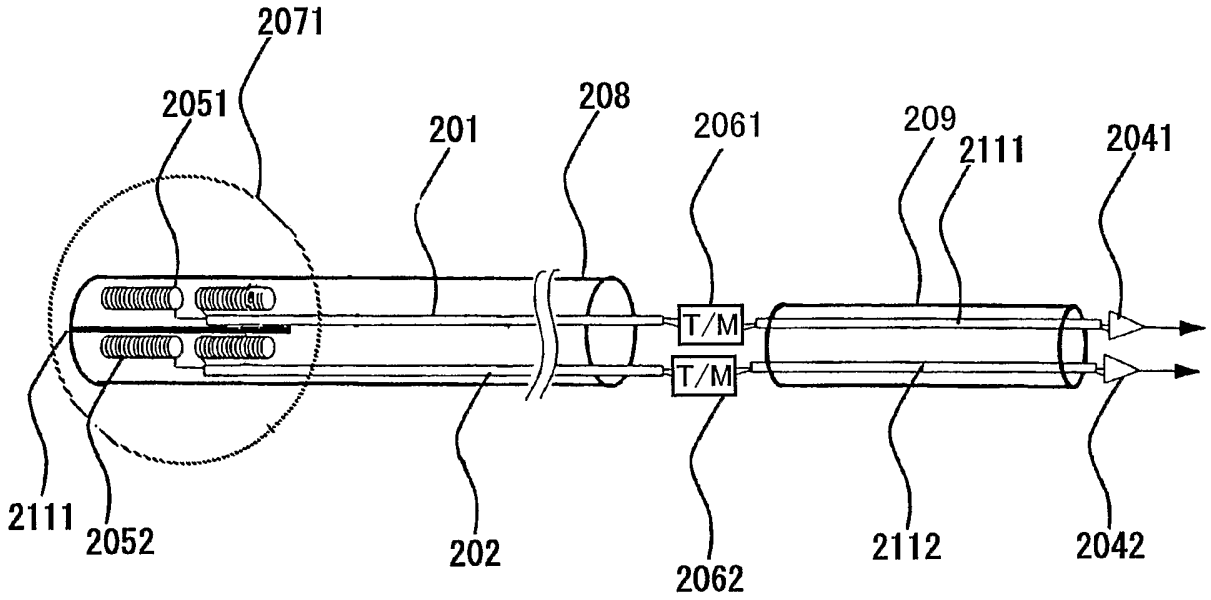
図2

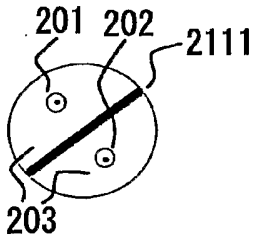

2071
2051
2072
208
2061
209
2111
2041
2052
201
T/M
T/M
203
202
2062
2112
2042


201
202
203

208

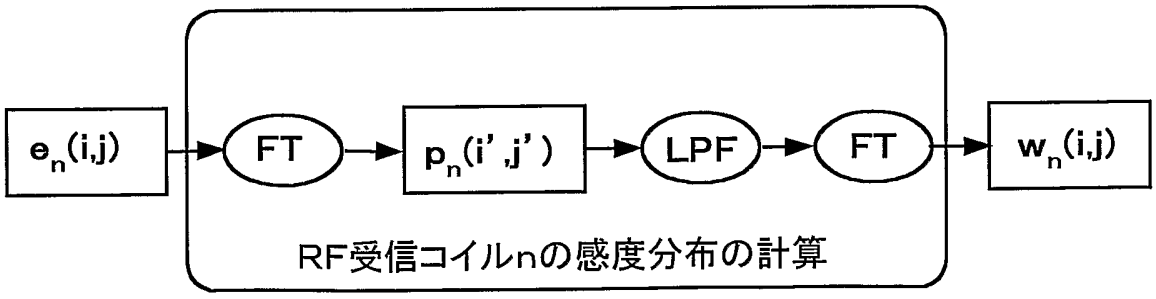
図3





208

図5



$e_n(i,j)$ ：原画像

$p_n(i,j)$ ：k空間データ

$w_n(i,j)$ ：感度分布

図4

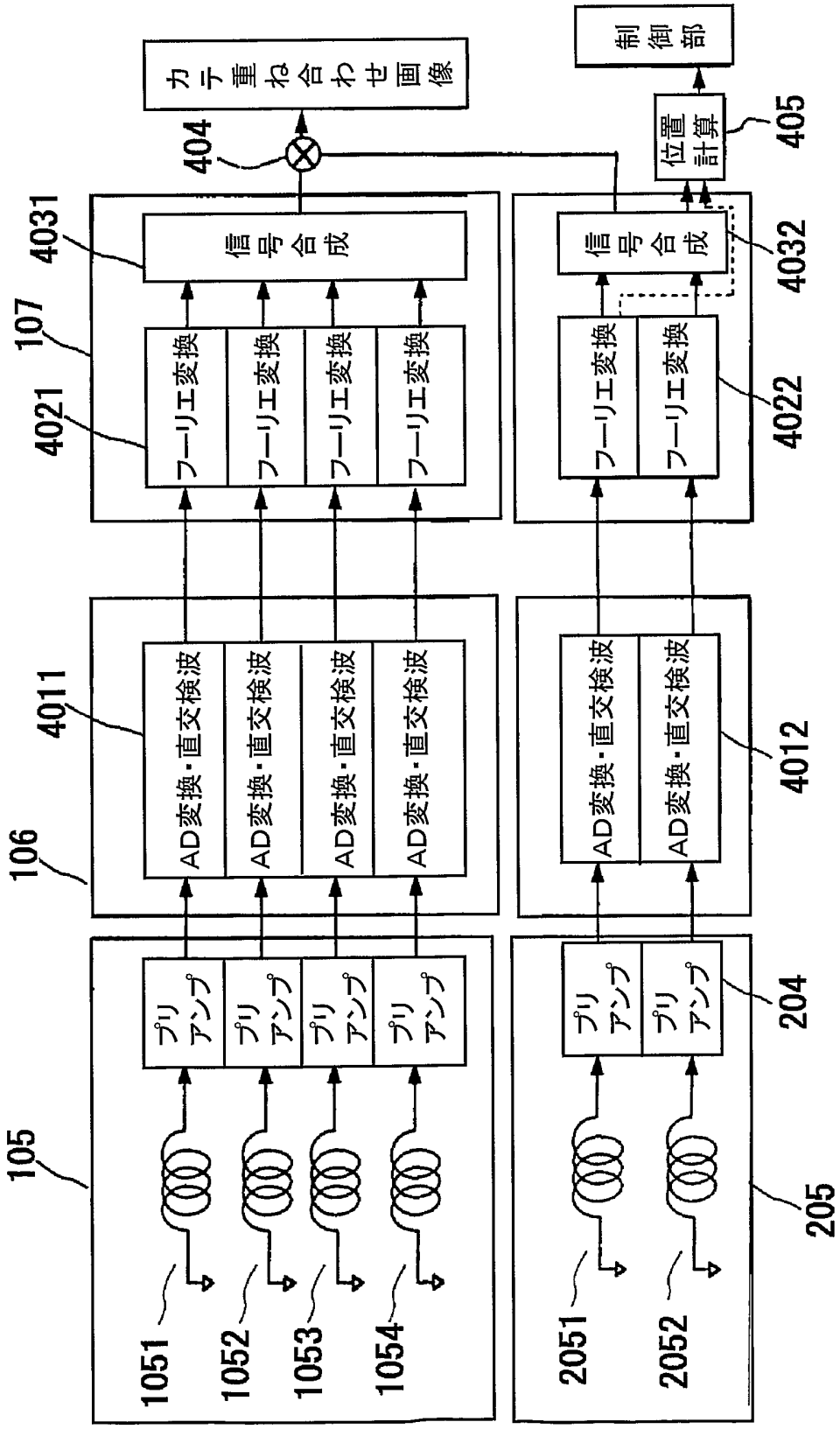

カテ重ね合わせ画像
404
制御部
位置計算
405
信号合成
4031
信号合成
4032
107
4021
フーリエ変換
フーリエ変換
フーリエ変換
フーリエ変換
フーリエ変換
フーリエ変換
4022
106
4011
AD変換・直交検波
AD変換・直交検波
AD変換・直交検波
AD変換・直交検波
AD変換・直交検波
AD変換・直交検波
4012
105
プリアンプ
プリアンプ
プリアンプ
プリアンプ
プリアンプ
プリアンプ
204
1051
1052
1053
1054
2051
2052
205

図6

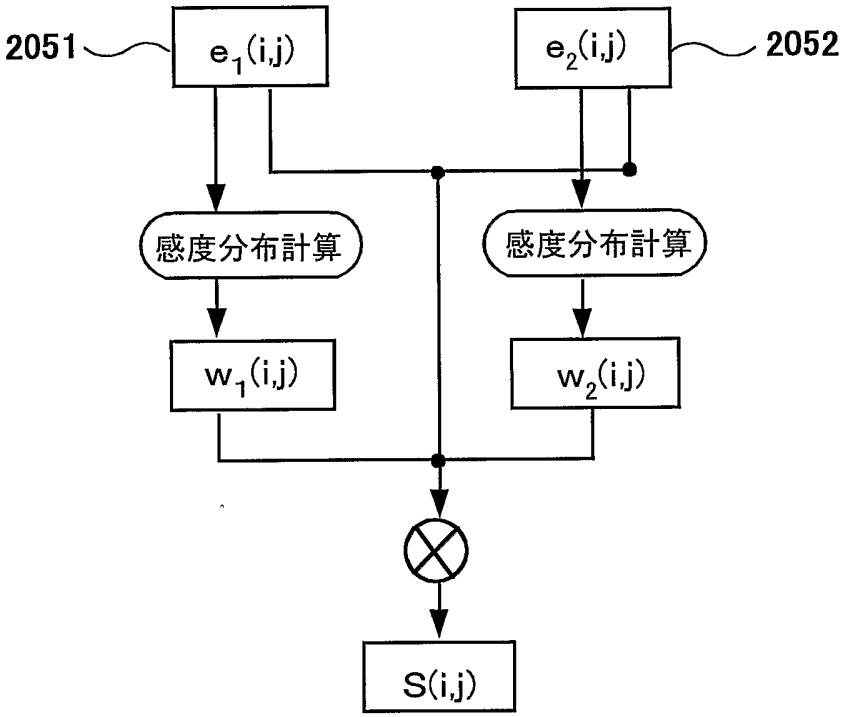

2051
$e_1(i,j)$
$e_2(i,j)$
2052
感度分布計算
感度分布計算
$w_1(i,j)$
$w_2(i,j)$
S(i,j)

図7

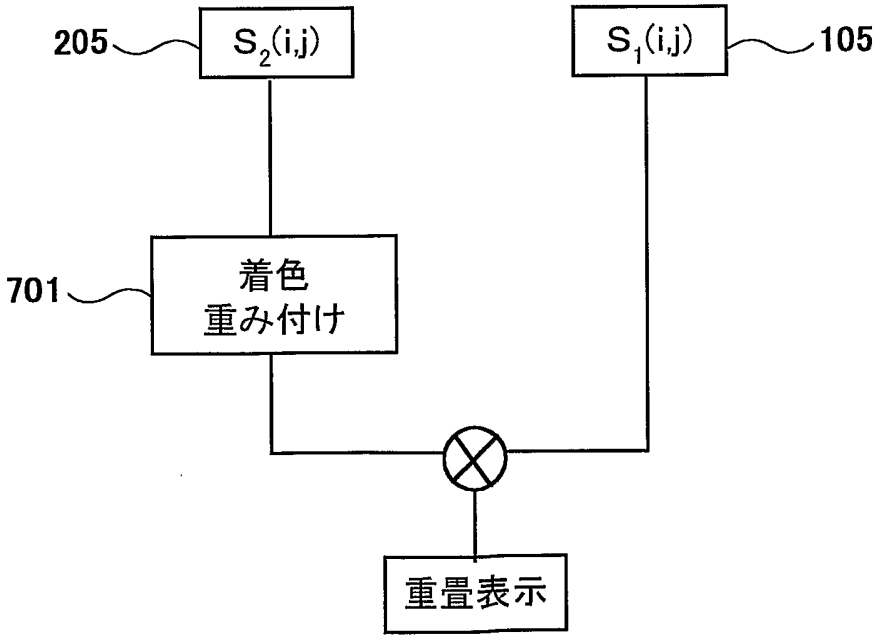

205
$S_2(i,j)$
$S_1(i,j)$
105
701
着色
重み付け
重畳表示

図8

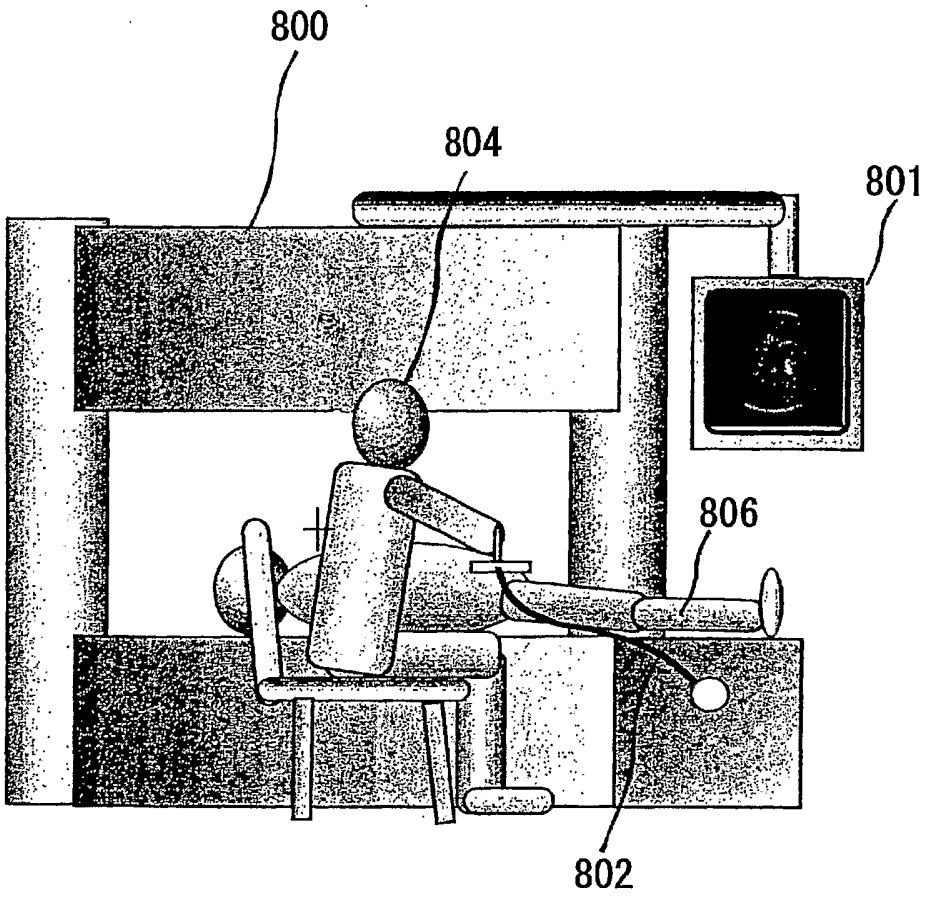

800
804
801
806
802

図9

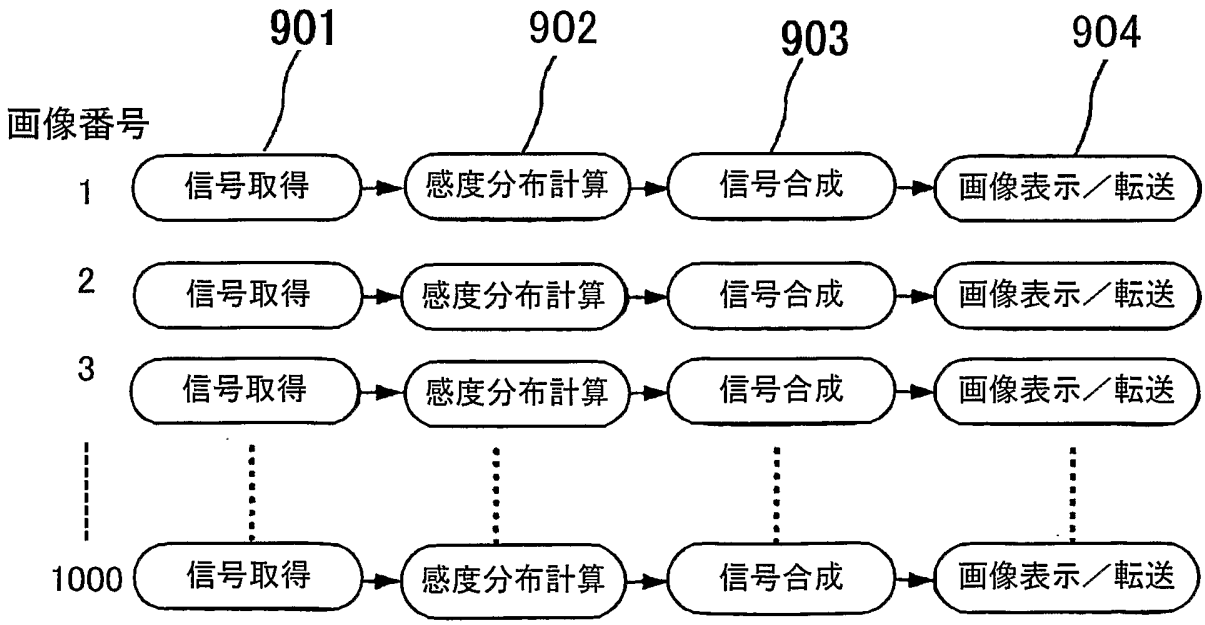

901
902
903
904
画像番号
1
2
3
1000
信号取得
感度分布計算
信号合成
画像表示／転送

図10

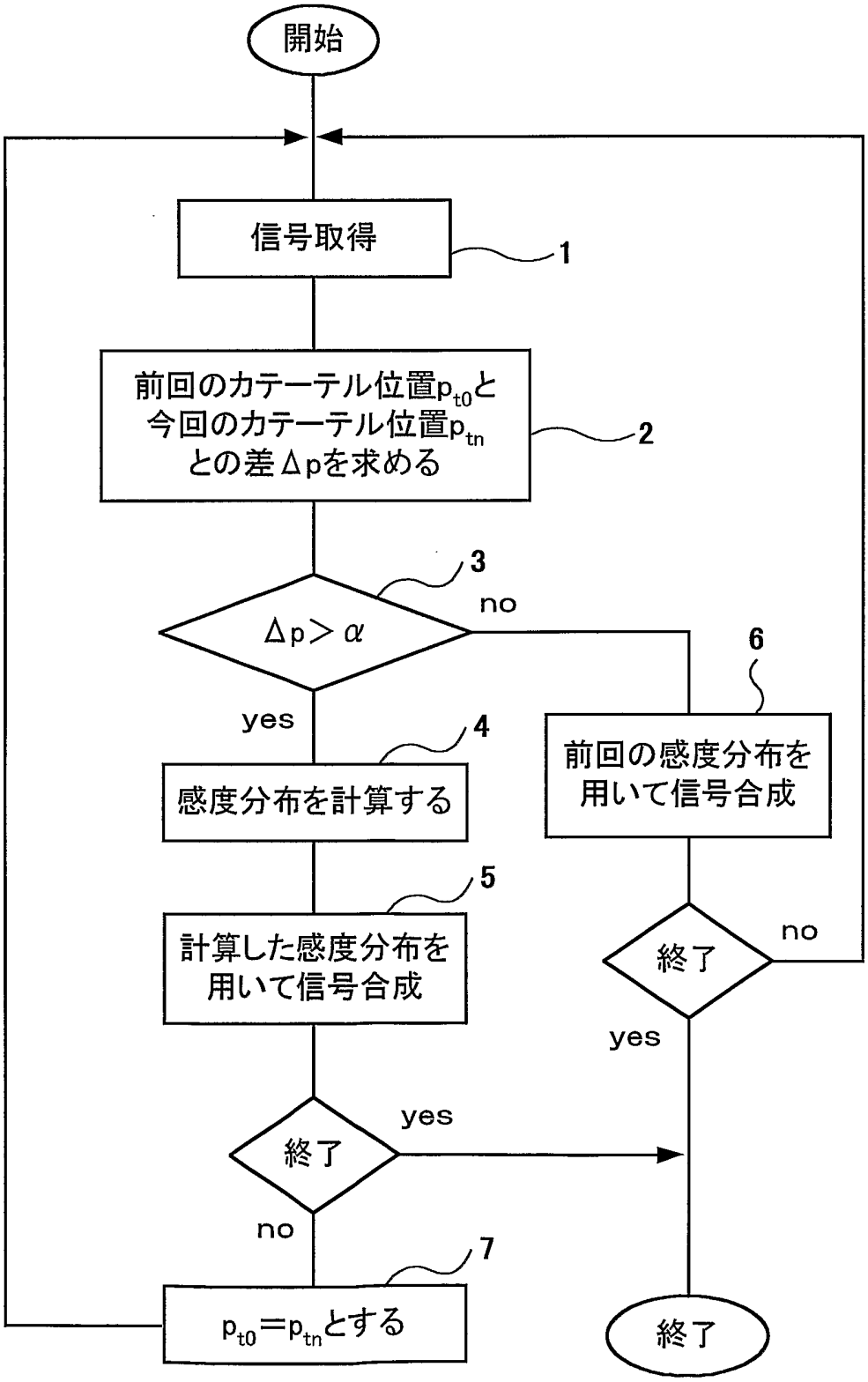

開始
信号取得
1
前回のカテーテル位置p_{t0}と
今回のカテーテル位置p_{tn}
との差Δpを求める
2
3
Δp＞α
no
yes
4
感度分布を計算する
5
計算した感度分布を
用いて信号合成
6
前回の感度分布を
用いて信号合成
終了
no
yes
終了
yes
no
7
p_{t0}＝p_{tn}とする
終了

図11

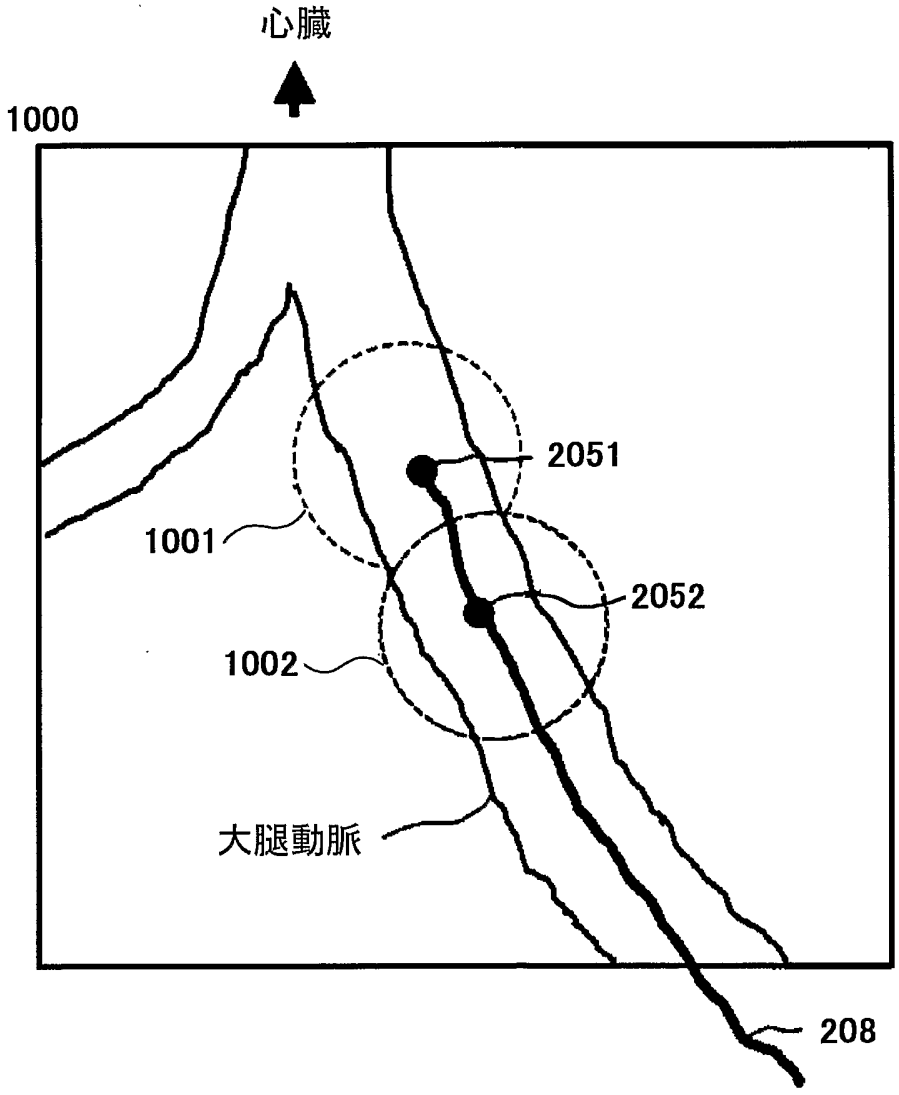


図12(a)

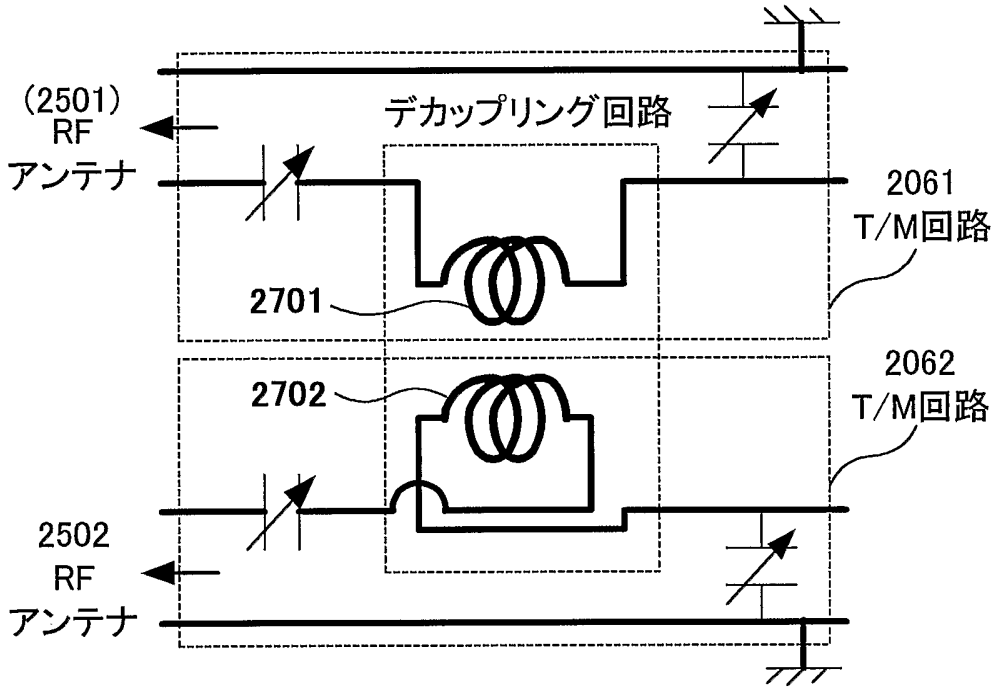
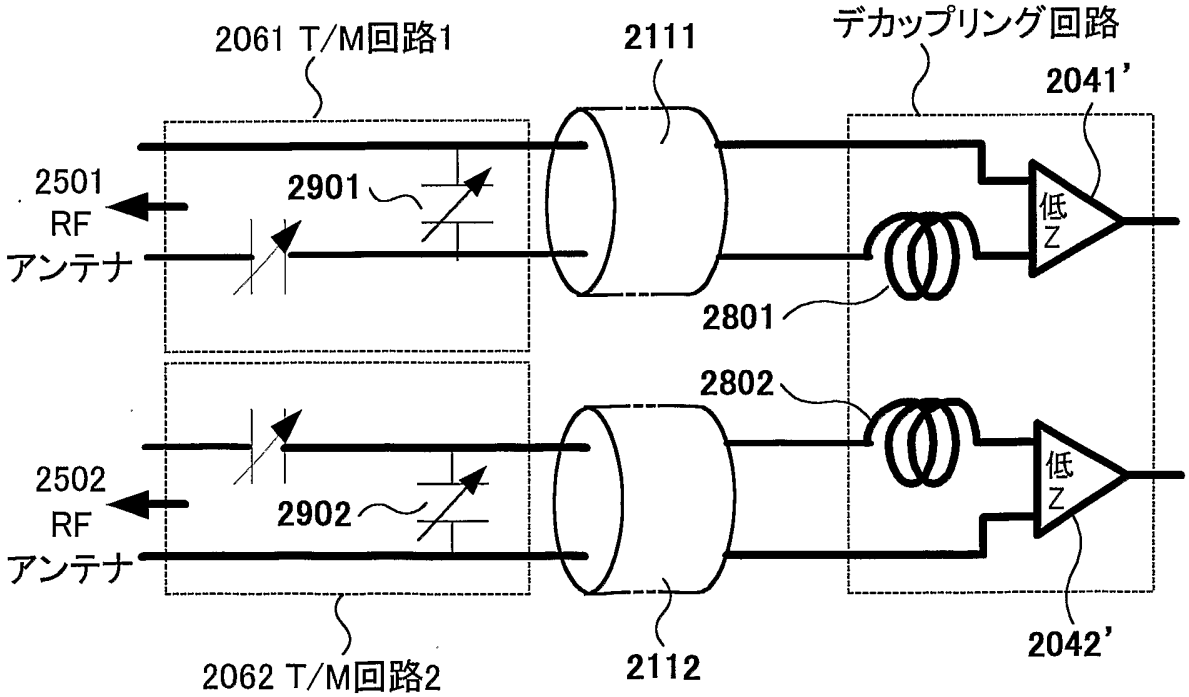

(2501)
RF
アンテナ
デカップリング回路
2061
T/M回路
2701
2702
2062
T/M回路
2502
RF
アンテナ

図12(b)


2061 T/M回路1
2111
デカップリング回路
2041'
2501
RF
アンテナ
2901
低
Z
2801
2802
2502
RF
アンテナ
2902
低
Z
2042'
2062 T/M回路2
2112

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP03/06058

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl[7] A61B5/055, G01R33/3415

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl[7] A61B5/055, G01R33/20

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2003 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 10-314138 A (Toshiba Corp.), 02 December, 1998 (02.12.98), Column 5, lines 7 to 32; column 6, lines 18 to 26; Fig. 2 (Family: none)	1,5 6,7,12
Y	JP 6-70906 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 15 March, 1994 (15.03.94), Column 7, lines 11 to 18; Fig. 5 (Family: none)	2
Y	JP 2000-500057 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 11 January, 2000 (11.01.00), Page 5, lines 24 to 26; Fig. 2 & WO 98/10303 A1 & US 5916162 A	2

[X] Further documents are listed in the continuation of Box C. [ ] See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier document but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
17 June, 2003 (17.06.03)	01 July, 2003 (01.07.03)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1998)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP03/06058

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2000-287949 A (Hitachi Medical Corp.), 17 October, 2000 (17.10.00), Column 1, lines 27 to 36; column 2, lines 26 to 34; column 6, lines 9 to 33 (Family: none)	8-11
A	JP 9-238924 A (Toshiba Corp.), 16 September, 1997 (16.09.97), Column 7, lines 21 to 39; Figs. 5, 6 (Family: none)	1-12
A	JP 8-112268 A (Siemens AG.), 07 May, 1996 (07.05.96), Column 6, lines 14 to 35; Fig. 5 (Family: none)	3
Y	JP 6-343618 A (Hitachi, Ltd.), 20 December, 1994 (20.12.94), Full text; Figs. 1 to 15 & DE 4419730 A & US 5489847 A	6
Y	JP 2-500175 A (General Electric Co.), 25 January, 1990 (25.01.90), Full text; Figs. 1 to 13 & WO 89/05115 A1	7
Y	J.B. Ra et al., Fast Imaging Using Subencoding Data Sets from Multiple Detectors, MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, July 1993, Vol.30, No.1, pages 142 to 145	12
A	Qiang Zhang et al., Active MR Guidance of Interventional Devices With Target-Navigation, July 2000, Vol.44, No.1, pages 56 to 65	1-12
A	Volker Rasche et al., Catheter Tracking Using Continuous Radial MRI, June 1997, Vol.37, No.6, pages 963 to 968	1-12

国際調査報告	国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ０３／０６０５８

A.　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Ｉｎｔ．Ｃｌ⁷ Ａ６１Ｂ５／０５５，Ｇ０１Ｒ３３／３４１５

B.　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Ｉｎｔ．Ｃｌ⁷ Ａ６１Ｂ５／０５５，Ｇ０１Ｒ３３／２０

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２００３年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２００３年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２００３年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C.　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求の範囲の番号
Ｘ Ｙ	ＪＰ　１０－３１４１３８　Ａ（株式会社東芝） １９９８．１２．０２ 第５欄第７－３２行目、第６欄第１８－２６行目、図２ （ファミリーなし）	１，５ ６，７，１２
Ｙ	ＪＰ　６－７０９０６　Ａ（オリンパス光学工業株式会社） １９９４．０３．１５ 第７欄第１１－１８行目、図５ （ファミリーなし）	２

☒ Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。　　☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
１７．０６．０３	01.07.03

国際調査機関の名称及びあて先	特許庁審査官（権限のある職員）		
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 郵便番号１００－８９１５ 東京都千代田区霞が関三丁目４番３号	右高　孝幸	2W	９８０８
	電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９０		

Ｃ（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求の範囲の番号
Ｙ	ＪＰ　２０００－５００５７　Ａ （ｺｰﾆﾝｸﾞﾚｯｶ ﾌｨﾘｯﾌﾟｽ ｴﾚｸﾄﾛﾆｸｽ ｴﾇ ｳﾞｨ） ２０００．０１．１１ 第５頁第２４－２６行目、ＦＩＧ．２ ＆　ＷＯ　９８／１０３０３　Ａ１ ＆　ＵＳ　５９１６１６２　Ａ	２
Ａ	ＪＰ　２０００－２８７９４９　Ａ（株式会社日立メディコ） ２０００．１０．１７ 第１欄第２７－３６行目、第２欄第２６－３４行目、第６欄第９－３３行目 （ファミリーなし）	８－１１
Ａ	ＪＰ　９－２３８９２４　Ａ（株式会社東芝） １９９７．０９．１６ 第７欄第２１－３９行目、図５，６ （ファミリーなし）	１－１２
Ａ	ＪＰ　８－１１２２６８　Ａ（ｼｰﾒﾝｽ ｱｸﾁｴﾝｹﾞｾﾞﾙｼｬﾌﾄ） １９９６．０５．０７ 第６欄第１４－３５行目、図５ （ファミリーなし）	３
Ｙ	ＪＰ　６－３４３６１８　Ａ（株式会社日立製作所） １９９４．１２．２０ 全文、図１－１５ ＆　ＤＥ　４４１９７３０　Ａ ＆　ＵＳ　５４８９８４７　Ａ	６
Ｙ	ＪＰ　２－５００１７５　Ａ（ｾﾞﾈﾗﾙ・ｴﾚｸﾄﾘｯｸ・ｶﾝﾊﾟﾆｲ） １９９０．０１．２５ 全文、ＦＩＧ．１－１３ ＆　ＷＯ　８９／０５１１５　Ａ１	７
Ｙ	J. B. Ra et al, Fast Imaging Using Subencoding Data Sets from Multiple Detectors, MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, July 1993, vol.30, no.1, pp.142-145	１２
Ａ	Qiang Zhang et al, Active MR Guidance of Interventional Devices With Target-Navigation, July 2000, vol.44, no.1, pp.56-65	１－１２
Ａ	Volker Rasche et al, Catheter Tracking Using Continuous Radial MRI, June 1997, vol.37, no.6, pp.963-968	１－１２