

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3977067号
(P3977067)

(45) 発行日 平成19年9月19日(2007.9.19)

(24) 登録日 平成19年6月29日(2007.6.29)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 1 1

G 0 1 R 33/48 (2006.01)

G 0 1 N 24/08 5 1 O Y

請求項の数 4 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2001-373080 (P2001-373080)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成13年12月6日(2001.12.6)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2003-169789 (P2003-169789A)		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6月17日(2003.6.17)	(74) 代理人	100099852
審査請求日	平成16年12月1日(2004.12.1)		弁理士 多田 公子
		(74) 代理人	100099760
			弁理士 宮川 佳三
		(72) 発明者	後藤 智宏
			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	高橋 哲彦
			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	伊藤 幸仙

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】

被検体の所定の断面に核磁気共鳴を起こさせる磁場発生手段と、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を検出する検出手段と、前記被検体の所定の断面を設定する断面設定手段と、前記磁場発生手段及び検出手段を制御する制御手段と、前記信号検出手段により検出された核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の断面の画像を作成する計算手段と、画像を表示する手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御手段は、前記断面設定手段からの信号に基き所定の断面を選択する傾斜磁場を設定し、前記断面設定手段によって設定される撮像断面が変化する度に、当該断面画像を構成する各核磁気共鳴信号の位相を補正するための位相補正用データの取得とそれに続く画像形成用データの取得を実行する制御を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2】

前記断面設定手段は、実空間における前記被検体の所望の位置を指示する指示手段と、前記指示手段の位置を検出し、位置情報を示す信号として前記制御手段に送出する位置検出手段とを備えることを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】

前記制御手段は、位相補正用データ取得のためのステップと画像形成用データ取得のためのステップを同じ繰り返し時間で実行することを特徴とする請求項1又は2に記載の磁気共鳴イメージング装置。

10

20

【請求項 4】

前記制御手段は、1枚の画像を再構成するためのデータが配置されるk空間を複数の領域に分割して計測し、各領域のデータを計測する毎に、位相補正用データ取得のためのステップを実行することを特徴とする請求項ないし3いずれか1項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明が属する技術分野】**

この発明は、被検体中の水素や磷等からの核磁気共鳴（以下、NMRという）信号を測定し、核の密度分布や緩和時間分布等を映像化する磁気共鳴イメージング（MRI）装置に関し、特に撮像断面を任意に変更しながら連続撮像する機能を備えたMRI装置に関する。

10

【0002】**【従来の技術】**

MRI装置による撮像機能の一つに、被検体を連続して撮影するダイナミック撮像がある。ダイナミック撮像では、例えばエコープレナー法（EPI法）のような高速イメージング法を用いてNMR信号を計測し、時系列の画像データを得る。このようなダイナミック撮像は、被検体の特定部位の機能の研究や、被検体に対し手術や治療を行う際に、対象部位の時間的变化の映像化を可能にしている。

【0003】

ダイナミック撮像に採用されるEPI法のような高速イメージング法は、一般に傾斜磁場による渦電流や静磁場不均一などの影響を受けやすいため、補正データを使った位相補正が行われている。補正データは、画像データを取得するための撮像（本スキャン）とは別に位相エンコード傾斜磁場0の条件でプリスキャンを行うことによって取得され、通常、1回のプリスキャンで得た補正データを用いて、本スキャンで得た全てのデータを補正している。EPI法には、1枚の画像再構成に必要な信号を複数に分けて取得する分割EPI法（マルチショットEPI）があるが、この場合、複数のスキャンで得たデータは同一のプリスキャンデータで補正される。

20

【0004】

ところで、近年MRIを手術や治療のモニタとして用いる種々の技術が開発されており、その一つに連続撮像中に断面を任意に変更させながら、撮像するインタラクティブスキャンと呼ばれる技術が実用化されている。インタラクティブスキャンでは、ポイントと呼ばれる断面設定デバイスを用いて、所望の断面を指示し、その断面の撮像を行う。

30

【0005】**【発明が解決しようとする課題】**

インタラクティブスキャンにおいて断面を任意に変えながら連続撮像を行う場合、EPI法や分割EPI法で取得した信号を、プリスキャンデータで補正しても正確な位相補正ができないという問題がある。これは、一つにはプリスキャンデータ取得時の撮像位置と本スキャンデータ取得時の撮像位置が必ずしも一致しないことに起因し、また心臓のような動きのある部位についてはプリスキャンデータ取得時と本スキャンデータ取得時では目的部位の形状が変化してしまうことに起因する。

40

【0006】

そこで本発明は、撮像断面を変えながら連続撮像を行う場合において、位相補正を効果的に行うことができ、それにより画質が良好な任意断面の連続撮像を行うことができるMRI装置を提供することを目的とする。また本発明は、プリスキャンによる撮像時間の増加を最小限とし且つプリスキャンによる定常状態の破壊がなく、コントラスト一定した画像を得ることができるMRI装置を提供することを目的とする。

【0007】**【課題を解決するための手段】**

上記目的を達成する本発明のMRI装置は、被検体の所定の断面に核磁気共鳴を起こさせ

50

る磁場発生手段と、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を検出する検出手段と、前記被検体の所定の断面を設定する断面設定手段と、前記磁場発生手段及び検出手段を制御する制御手段と、前記検出手段により検出された核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の断面の画像を作成する計算手段と、画像を表示する手段とを備えたMRI装置において、前記制御手段は、前記断面設定手段からの信号に基き所定の断面を選択する傾斜磁場を設定し、前記所定の断面について位相補正用データの取得とそれに続く画像形成用データの取得を実行する制御を行うことを特徴とする。

【0008】

このMRI装置によれば、断面設定手段による設定によって撮像断面が随時変更される撮像においても、正確に画像形成用データの位相補正を行うことができ、渦電流や静磁場不均一の影響を排除した良好な画像を得ることができる。またこのMRI装置によれば、補正データとして新しいデータを用いることができるので、動きのある被検体に対しても正確な補正を行うことができ、安定した画質の画像を得ることができる。

10

【0009】

本発明のMRI装置は、好適には、制御手段は、位相補正用データ取得のためのステップと画像形成用データ取得のためのステップを同じ繰り返し時間で実行する。これにより定常歳差運動状態が維持され、コントラストが一定した良好な画像を得ることができる。

【0010】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。図1は、本発明が適用されるMRI装置の構成を示す図で、このMRI装置は、磁場発生手段として被検体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、被検体の所定の領域に高周波磁場を発生するRFコイル104と、被検体101が発生するNMR信号（エコー）を検出する検出手段としてRFプローブ105とを備えている。さらに検出されたNMR信号を信号処理し、画像信号に変換する信号処理部107と、信号処理部107からの画像信号に基づき被検体の形態や機能、スペクトルを表す画像を表示する表示部108と、制御部111と、被検体が横たわるためのベッド112と、被検体の所定の断面を指示するための断面設定デバイス113を備えている。

20

【0011】

傾斜磁場コイル103は、X、Y、Zの3方向の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源109からの信号に応じてそれぞれ傾斜磁場を発生する。この傾斜磁場の印加方向によって撮像すべき被検体断面が決まり、また発生するエコーに位相エンコード方向及び読み出し方向の位置情報を付与することができる。

30

【0012】

RF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。RFプローブ105の信号は、信号検出部106で検出され、信号処理部107で信号処理される。これら傾斜磁場電源109、RF送信部110および信号検出部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。本実施形態のMRI装置では、制御部111は、図2に示すようなマルチショットEPIによる高速撮影シーケンスを実行して、被検体の所定断面を画像化するための画像形成用データ（本スキャンデータ）と、本スキャンデータを位相補正するための補正データを取得する。

40

【0013】

信号処理部107は、通常の画像再構成に必要な処理に加え、補正データを用いて本スキャンデータを補正する機能を備えている。表示部108は、補正データによって補正された本スキャンデータによって再構成された画像を表示する。

【0014】

断面設定デバイス113は、三次元位置検出装置113aと、三次元位置検出装置113aによって位置及び方向が検出可能なデバイス113b（ポイントと呼ばれる）とからなり、三次元位置検出装置113aが検出したポイント113bの位置情報（座標と方向からなる6次元のデータ）は制御部111に送られる。三次元位置検出装置には、機械式、超音波式、赤外線式のもの

50

など公知のものを採用することができ、例えば、赤外線式のものとして、発光ダイオードと赤外線カメラの組み合わせたものを使用できる。ポインタは、棒状の部材の少なくとも三箇所に発光ダイオードが発生した光を反射する反射球を固定したものを使用できる。このような位置検出装置を用いることにより、例えば20～60Hzでリアルタイムの位置情報を制御部111に送ることができる。

【0015】

制御部111は、三次元位置検出装置113aからの信号をもとに、被検体の撮像断面を決定し、撮像時のRFパルス及び傾斜磁場を制御する。尚、三次元位置検出装置は、被検体が寝かせられる計測空間(実空間)における座標を検出するものであり、三次元位置検出装置が検出した実空間の座標から撮像断面を決めるためには、MRI装置の座標系への変換が必要となる。このためMRI装置の静磁場磁石の近傍には、図示しない基準マーカが固定されており、予めこの基準マーカの実空間における位置を検出しておくことにより、座標の変換が可能となる。

10

【0016】

次にこのような構成におけるMRI装置を用いた撮像方法について図3を参照して説明する。

【0017】

まず被検体をベッドに寝かした状態で撮影空間に位置付け、撮像を開始する。撮像方法は、上述したようにプリスキャンを伴うマルチショットEPI法によるパルスシーケンスに基づくものである。即ち、図2に示すように、高周波パルス201を照射すると同時にスライスを選択する傾斜磁場パルス202を印加し、画像化するスライスを選択的に励起する。次に位相エンコードのオフセットを与えるパルス203と読み出し傾斜磁場のオフセットを与えるパルス205を印加する。そのあとに、連続して反転する読み出し傾斜磁場パルス206を印加するとともに、読み出し傾斜磁場パルス206に同期して、位相エンコード傾斜磁場パルス204を離散的に印加する。反転する読み出し傾斜磁場206の各周期内で各位相エンコードのエコー信号207が時系列的に発生するので、これを時間範囲208の間サンプリングし時系列データを得る。このようなシーケンス209を、1枚の画像再構成に必要な位相エンコード数のエコー信号を取得するまで繰り返す。

20

【0018】

プリスキャンでは、図2に示すシーケンスにおいて位相エンコード傾斜磁場Ge203、204を印加することなく、同じ数のエコー信号を計測する。

30

【0019】

最初の撮像断面は、例えば通常の撮像と同様に、予め取得した被検体の断面画像を表示部108に表示させてカーソルで設定することにより決定できる。このように決定した断面について、まず上述のプリスキャンを実施し、プリスキャンデータを取得する(ステップ301)。取得されたプリスキャンデータはk空間に配列される。この際、読み出し傾斜磁場パルスの極性がプラスのときに取得した信号は、例えば、k空間の左から右に配列し、極性がマイナスのときに取得した信号は、その逆にk空間の右から左に配列するというようにデータ配列を反転させる(ステップ302)。次いでプリスキャンデータを読み出し方向にフーリエ変換し補正データとする(303)。

40

【0020】

次に同じ撮像断面について本スキャンを行い、本スキャンデータを得る(ステップ304)。本スキャンデータもプリスキャンデータと同様に読み出し傾斜磁場パルスの極性に応じてデータ配列を反転してk空間に配置した後(ステップ305)、読み出し方向にフーリエ変換する(ステップ306)。このフーリエ変換後のデータを先に取得した補正データで位相補正し(ステップ307)、さらに位相エンコード方向にフーリエ変換し、その断面の画像を得る(ステップ308)。画像はディスプレイに表示される(ステップ309)。

【0021】

同一断面について撮像が続く間は、この補正データを用いて順次ステップ304～309が繰り返される。ステップ309では、新たに取得された画像に表示が更新される。

50

【 0 0 2 2 】

次に断面設定デバイスによって、新たな断面が設定されると、CPUはそれ以前の断面の撮像終了を待って、スライス選択傾斜磁場の条件を変更するとともに（ステップ310）、ステップ301に進み、新たな断面についてプリスキャンを実施し、補正データを作成する。その後、断面の変更があるまでは、ステップ304～309を繰り返し、その断面に着いての補正データを用いて位相補正するとともに、順次画像を更新して表示する。

【 0 0 2 3 】

図4は、上記実施形態におけるプリスキャンと本スキャンとの関係及びそれらデータの処理を模式的に示した図である。図中、40は断面設定デバイスからの情報に基づきCPUが断面変更の指示を送るタイミングを示し、41はプリスキャン、42は本スキャンを示している。

10

【 0 0 2 4 】

図示するように、プリスキャン41によって得たプリスキャンデータ及び本スキャン42で得た本スキャンデータ42（4210～4219）を、それぞれ読み出し方向にフーリエ変換（43）した後、補正データを用いて本スキャンデータを位相補正する。図示する例では、本スキャンは、10回の繰り返しで1枚の画像を再構成するエコー信号を得ており、各回のデータについて位相補正（44）する。こうして位相補正した後のデータ45（4510～4519）を更に位相エンコード方向にフーリエ変換（46）し、1枚の画像471を得る。

【 0 0 2 5 】

ここで断面変更の指示40があると、1枚の画像の撮像を終了後、設定された新たな断面についてプリスキャン41と本スキャン42を行い、上述したのと同様に1枚の画像472を得る。この際、プリスキャン41は、その前後に行われる本スキャンとの時間間隔が正確に本スキャンの繰り返し時間TRとなるようにする。これによって、定常歳差運動状態（Steady State Free Precession）が継続し、画像のコントラストが一定に維持される。断面の変更の指示がなければ、そのまま同一の断面について次の本スキャンを実施し、画像473を得る。

20

【 0 0 2 6 】

このように本実施形態によれば、断面設定デバイスによって設定される撮像断面が変化するとともにプリスキャンを実施し、変更後の断面についての補正データを作成し、位相補正するようにしているので、正確な位相補正を行うことができる。またプリスキャンが挿入されても、繰り返し時間TRを一定にして、定常歳差運動状態を保つようにしているので、コントラストが一定した良好な画像を得ることができる。またこの実施形態では、撮像断面が変化したときのみプリスキャンを実施しているので、プリスキャンによる撮像時間の延長を最小限に止めることができる。

30

【 0 0 2 7 】

尚、本実施形態では、プリスキャンは断面の変更があったときのみに行うこととしたが、プリスキャンを、図5に示すように、本スキャン毎に実施するようにしてもよい。この場合には断面の変更の有無に拘わらず、本スキャン42と次の本スキャン42との間に必ずプリスキャン41を実施する。尚、図5において図4と同一のデータ及び処理については同一の符号で示した。図5に示す実施形態の場合には、図4の実施形態に比べ、繰り返しレートが遅くなるが、常に被検体の動きに追従した最新の補正データを用いて補正することができるので、心臓などの動きのある部位の計測において安定した画質の画像を得ることができる。

40

【 0 0 2 8 】

また図4に示す実施形態では、1枚の画像データを得るための一連の計測を終了する毎に画像を再構成する場合を示したが、k空間データを複数の領域に分割し、部分的に更新する場合にも本発明を適用することが可能である。

【 0 0 2 9 】

このような実施形態を図6、図7に示す。この実施形態では、図6に示すように、k空間を例えば3つの領域601～603に分割し、1回の繰り返し時間内で、これら3つの領域にそ

50

れぞれ配置される3エコーを計測する。例えば、1回目には本スキャン72の実行においてデータ6011、6021、6031を計測し、次にデータ6012、6022、6032、3回目にデータ6013、6023、6033を計測する。これらデータを読み出し方向にフーリエ変換(73)した後、補正データを用いて位相補正(74)した後、1枚の画像751を再構成する。4回目には、1回目と同様にデータ6011、6021、6031を計測し、それ以前に計測したデータ6012、6022、6032、データ6013、6023、6033を用いて2枚目の画像752を再構成する。こうして順次、k空間データの一部のみを更新しながら画像再構成し、高速で時系列画像の更新を行う。断面設定デバイスによって断面が変更された場合には、断面変更後に得た3回分のデータを用いて1枚の画像を再構成し、以下同様に、部分的にデータを更新しながら画像再構成する。

10

【0030】

この場合プリスキャン71は、図7に示すように、1回毎に実施してもよいし、断面の変更があったときに実施するようにしてもよい。前者の場合には、画像再構成毎に最新の補正データで位相補正できるので、動きがある被検体に対しても正確な補正を行うことができる。プリスキャンが挿入される分、繰り返しレートは遅くなるが、画像の更新速度が速いので、それによる撮像時間の延長は問題にならない。尚、本実施形態においても、プリスキャン71と本スキャン72との間隔は、定常歳差運動状態を保つように、常に一定とする。

【0031】

なお、本実施形態においてk空間を分割する仕方や分割数は、図6に示すものに限定されず、例えば、1回の計測で計測するデータをk空間の高周波データと低周波データに分けて、高周波データ、低周波データを順次計測し更新するようにしてもよいし、低周波データのみを更新するようにしてもよい。

20

【0032】

【発明の効果】

本発明によれば、インタラクティブスキャンにおいて、スライス位置の変更に伴い、プリスキャンを自動的に実行するようにしたので、各スライス位置の画像を正確に行うことができる。また補正データとして常に新しいデータを用いることができるので、動きのある被検体に対しても正確な補正を行うことができ、安定した画質の画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

30

【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装置が実行するEPI法によるパルスシーケンスを示す図

【図3】 本発明のMRI装置による撮像法の一実施形態を示すフロー図

【図4】 本発明のMRI装置における撮像法の一実施形態を示す図

【図5】 本発明のMRI装置における撮像法の他の実施形態を示す図

【図6】 本発明のMRI装置による撮像法の他の実施形態を説明する図

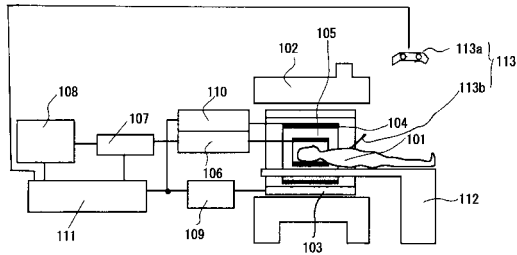
【図7】 本発明のMRI装置における撮像法の他の実施形態を示す図

【符号の説明】

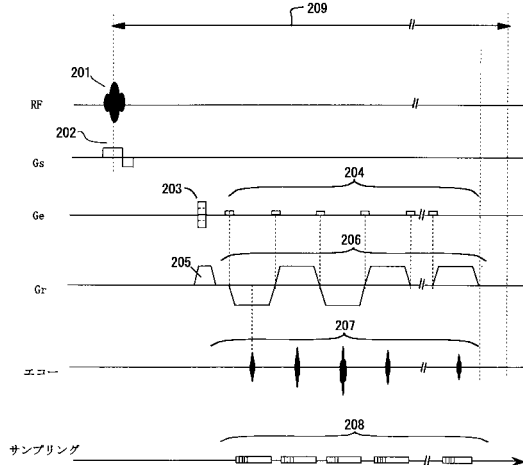
101・・・被検体、102・・・静磁場発生磁石、103・・・傾斜磁場コイル103、104・・・RFコイル、105・・・RFプローブ(検出手段)、107・・・信号処理部107、108・・・表示部、111・・・制御部、113・・・断面設定デバイス

40

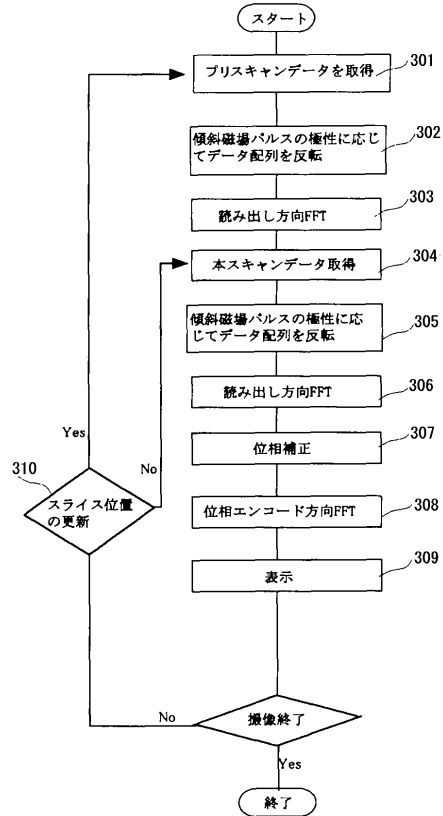
【図 1】



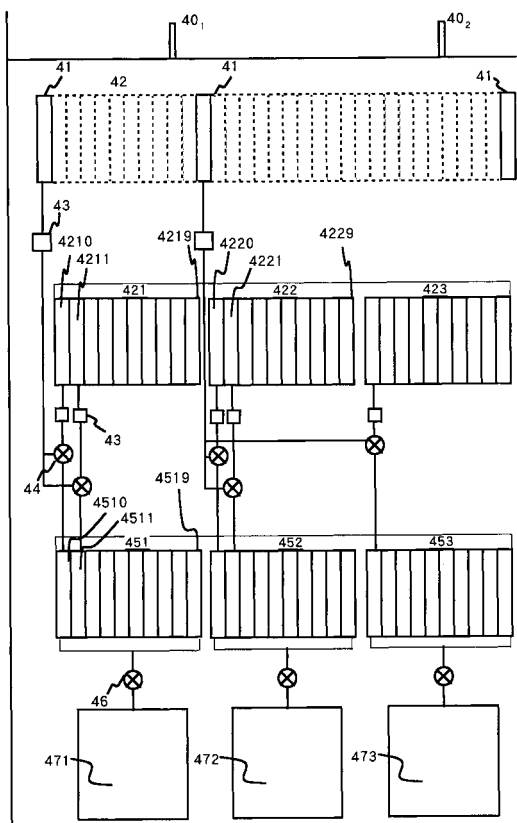
【図 2】



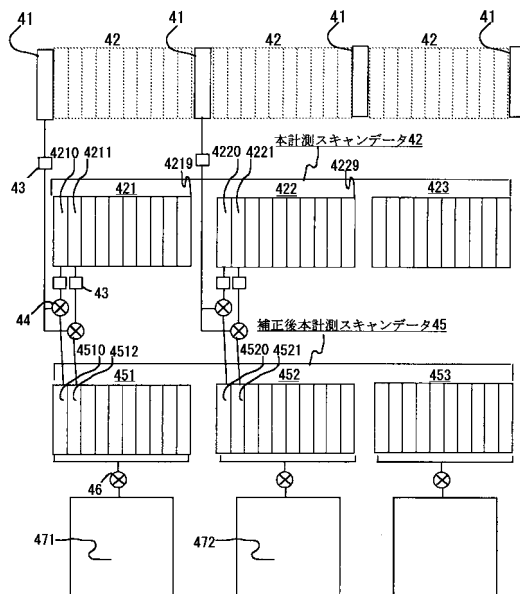
【図 3】



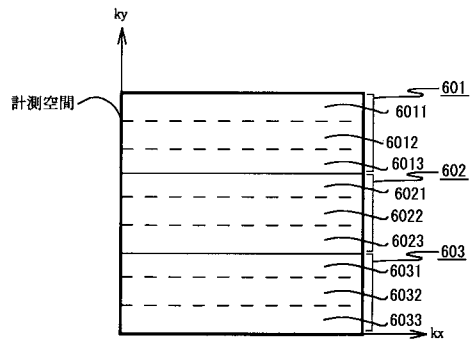
【図 4】



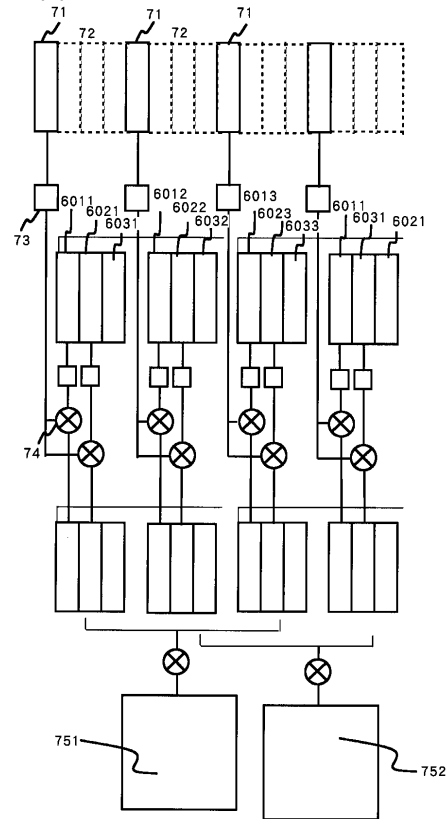
【図 5】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平01-146534(JP,A)
特開平11-113878(JP,A)
特開2001-095775(JP,A)
特開平09-220211(JP,A)
特開2002-85375(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055