

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-12294

(P2010-12294A)

(43) 公開日 平成22年1月21日(2010.1.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 7 6	4 C 0 9 6
	A 6 1 B 5/05 3 1 1	
	A 6 1 B 5/05 3 8 2	

審査請求 有 請求項の数 10 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2009-211946 (P2009-211946)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成21年9月14日 (2009. 9. 14)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2004-5868 (P2004-5868)	(71) 出願人	594164542
	の分割		東芝メディカルシステムズ株式会社
原出願日	平成16年1月13日 (2004. 1. 13)		栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地
		(74) 代理人	100078765
			弁理士 波多野 久
		(74) 代理人	100078802
			弁理士 関口 俊三
		(74) 代理人	100077757
			弁理士 猿渡 章雄
		(72) 発明者	市之瀬 伸保
			栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社本社内
			最終頁に続く

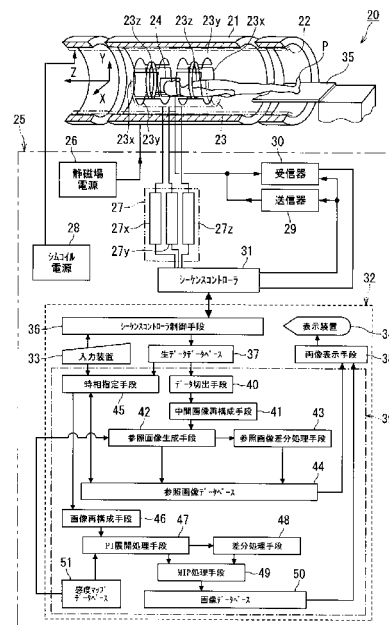
(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング収集データの処理方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 P I 法による高速造影 M R A 撮影において、より短時間で撮影の適否を確認するための確認用画像を表示させることが可能な磁気共鳴イメージング装置および収集データの処理方法を提供する。

【解決手段】 磁気共鳴イメージング装置は、マルチコイルを用いるパラレルイメージング撮影により収集されたボリュームデータから部分データを切り出すデータ切出手段と、部分データから中間画像を再構成する中間画像再構成手段と、中間画像に対応する感度マップデータを感度マップデータベースから切り出してパラレルイメージング展開処理を実行し、参照画像を生成する参照画像生成手段と、指定時相におけるボリュームデータを抽出する時相指定手段と、指定時相におけるボリュームデータから3次元画像を再構成させる画像再構成手段と、指定時相における3次元画像に対してパラレルイメージング展開処理を実行するパラレルイメージング展開処理手段とを有する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

パラレルイメージング展開処理に必要な複数コイルからなるマルチコイルの感度マップデータを保存する感度マップデータベースと、

パラレルイメージング撮影により各コイル毎に収集された 3 次元ボリュームデータからそれぞれ部分データを切り出すデータ切出手段と、

前記部分データに対して再構成処理を実行することにより各コイル毎に中間画像を再構成する中間画像再構成手段と、

前記中間画像に対応する感度マップデータを展開処理用感度マップデータとして前記感度マップデータベースから切り出して、前記展開処理用感度マップデータを用いて前記中間画像に対してパラレルイメージング展開処理を実行し、参照画像を生成する参照画像生成手段と、

10

指定時相における 3 次元ボリュームデータを抽出する時相指定手段と、

前記時相指定手段から受けた指定時相における 3 次元ボリュームデータに対して 3 次元再構成処理を実行することにより 3 次元画像を再構成させる画像再構成手段と、

前記画像再構成手段から受けた指定時相における 3 次元画像に対してパラレルイメージング展開処理を実行するパラレルイメージング展開処理手段と、

を有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 2】

前記部分データを 2 次元データとするとともに前記参照画像を 2 次元参照画像とした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。

20

【請求項 3】

前記部分データを K 空間中心を含まない 2 次元データとするとともに前記参照画像を 2 次元参照画像とした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 4】

前記部分データを複数の 2 次元データとするとともに前記参照画像を 3 次元参照画像とした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 5】

前記参照画像のうち所定の時相における参照画像を親参照画像としてこの親参照画像よりも時相が後の参照画像に対して差分処理を実行することにより差分参照画像を得る参照画像差分処理手段を設けた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。

30

【請求項 6】

前記部分データを複数の 2 次元データとするとともに前記参照画像を 3 次元参照画像とし、さらに前記 3 次元参照画像に対して、MIP 処理を行って MIP 像をそれぞれ得る参照画像 MIP 処理手段を設けた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 7】

前記パラレルイメージング展開処理後の前記 3 次元画像のうち所定の時相における 3 次元画像を 3 次元親画像として 3 次元親画像よりも時相が後の 3 次元画像に対して差分処理を実行することにより 3 次元差分画像を得る差分処理手段を設けた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。

40

【請求項 8】

前記パラレルイメージング展開処理後の前記 3 次元画像に対して MIP 処理を行って MIP 像を得る MIP 処理手段を設けた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 9】

前記感度マップデータベースから前記中間画像に対応する範囲の複数の感度マップデータを切り出して平均化処理をスライス方向に実行することにより展開処理用感度マップデータを生成する感度マップ平均化手段を設け、前記参照画像生成手段は、前記感度マップ平均化手段により生成された展開処理用感度マップデータを用いてパラレルイメージング展

50

開処理を実行するようにした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 10】

パラレルイメージング撮影により複数コイルからなるマルチコイルの各コイル毎に収集された 3 次元ボリュームデータからそれぞれ部分データを切り出すステップと、

前記部分データに対して再構成処理を実行することにより各コイル毎に中間画像を再構成するステップと、

パラレルイメージング展開処理に必要な前記マルチコイルの感度マップデータから前記中間画像に対応する感度マップデータを展開処理用感度マップデータとして切り出すステップと、

前記展開処理用感度マップデータを用いて前記中間画像に対してパラレルイメージング展開処理を実行することにより参照画像を生成するステップと、

指定時相における 3 次元ボリュームデータを抽出するステップと、

指定時相における 3 次元ボリュームデータに対して 3 次元再構成処理を実行することにより指定時相における 3 次元画像を再構成させるステップと、

指定時相における 3 次元画像に対してパラレルイメージング展開処理を実行するステップと、

を有することを特徴とする磁気共鳴イメージング収集データの処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内における原子核スピンの磁気共鳴により生じた核磁気共鳴信号を利用して被検体の画像を再構成する磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング収集データの処理方法に係り、特にパラレルイメージング撮影において、撮影の適否を確認するための確認用画像を表示させる磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング収集データの処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療現場におけるモニタリング装置として、図 12 に示すような磁気共鳴イメージング (MRI: Magnetic Resonance Imaging) 装置 1 が利用される (例えば特許文献 1 参照)。

【0003】

磁気共鳴イメージング装置 1 は、静磁場を形成する筒状の静磁場用磁石 2 内部にセットされた被検体 P の撮像領域に傾斜磁場コイルユニット 3 の各傾斜磁場コイル 3x、3y、3z で X 軸、Y 軸、Z 軸方向の傾斜磁場を形成するとともに RF (Radio Frequency) コイル 4 からラーモア周波数の高周波 (RF) 信号を送信することにより被検体 P 内の原子核スピンを磁氣的に共鳴させ、励起により生じた核磁気共鳴 (NMR: Nuclear Magnetic Resonance) 信号を利用して被検体 P の画像を再構成する装置である。

【0004】

すなわち、予め静磁場電源 5 により静磁場用磁石 2 内部に静磁場が形成される。さらに、入力装置 6 からの指令によりシーケンスコントローラ制御手段 7 は、信号の制御情報であるシーケンスをシーケンスコントローラ 8 に与え、シーケンスコントローラ 8 はシーケンスに従って各傾斜磁場コイル 3x、3y、3z に接続された傾斜磁場電源 9 および RF コイル 4 に高周波信号を与える送信器 10 を制御する。このため、撮像領域に傾斜磁場が形成され、被検体 P には高周波信号が送信される。

【0005】

この際、傾斜磁場コイル 3x、3y、3z により形成された X 軸傾斜磁場、Y 軸傾斜磁場、Z 軸傾斜磁場は主として、位相エンコード (PE: phase encoding) 用傾斜磁場、読出し (RO: readout) 用傾斜磁場、スライスエンコード (SE: slice encoding) 用傾斜磁場としてそれぞれ使用される。このため、原子核の位置情報である X 座標、Y 座標、Z 座標は

10

20

30

40

50

それぞれ原子核スピンの位相、周波数、スライスの位置に変換され、位相エンコード量を変えながらシーケンスが繰返し実行される。

【0006】

そして、被検体 P 内の原子核スピンの励起に伴って発生した NMR 信号は、RF コイル 4 で受信されるとともに受信器 11 に与えられてデジタル化された生データ (raw data) に変換される。さらに、生データは、シーケンスコントローラ 8 を介してシーケンスコントローラ制御手段 7 に取り込まれ、シーケンスコントローラ制御手段 7 は生データデータベース 12 に形成された K 空間 (フーリエ空間) に生データを配置する。そして、画像再構成手段 13 が、K 空間に配置された生データに対してフーリエ変換を実行することにより、被検体 P の再構成画像が得られる。

10

【0007】

このような磁気共鳴イメージング装置 1 による高速撮影技術の 1 つにパラレルイメージング (PI: Parallel Imaging) 法がある (例えば非特許文献 1、非特許文献 2、非特許文献 2 および非特許文献 4 参照)。PI 法は、RF コイル 4 を複数の表面コイルで構成されるマルチコイルとし、各表面コイルで同時に NMR 信号を受信して画像を再構成させる撮影方法である。PI 法によれば画像の再構成に必要な位相エンコードの数を表面コイルの数の分だけ減らすことができるため撮影時間を短縮することができる。

【0008】

PI 法によれば、3 次元 (3D: three dimensions) 撮影においても数秒という高時間分解能の撮影が可能であるため、造影剤を被検体 P に投入して時間的な移動を観測する造影磁気共鳴血管撮影 (MRA: magnetic resonance angiography) 法のようなダイナミック撮影に適用される。すなわち、PI 法によるダイナミック撮影では、非常に多時相の撮影が可能であるため、造影 MRA 法において造影剤の移動を克明に描出できる。

20

【0009】

PI 法による撮影は、図 13 に示す手順で実施される。まず、ステップ S1 において、上述のように PI シーケンスによる撮影が行われて生データデータベース 12 に形成された K 空間に生データが配置される。すなわち、3D ダイナミック撮影の場合には、図 14 (a) に示すような 3D ボリュームデータが時相 T ごとに得られる。

【0010】

さらに、図 13 のステップ S2 において、画像再構成手段 13 により K 空間のうち予め指定されたマトリクスについて画像が再構成される。すなわち、図 14 (b) に示すようにマトリクスに含まれる生データを 3D - FT (3D Fourier transformation) することにより 3 次元の画像情報が得られる。

30

【0011】

ここで、PI 法により得られた画像には、フォールディング (folding) と呼ばれる折り返しが生じる。そこで、図 13 のステップ S3 において、マルチコイルの各表面コイルの感度の相違に基づいて展開 (unfolding) 処理が画像再構成処理の後処理として PI 展開処理手段 14 により実行される。

【0012】

すなわち図 15 に示すように予めマルチコイルの感度マップデータ D1 が収集され、図 12 の感度マップデータベース 14a に保存される。そして、図 15 に示すように K 空間における生データ D2 を 3D - FT することにより得られた PI 展開処理前の 3 次元画像情報 (実空間データ) D3 の各スライス面に相当する感度マップデータ D1 が感度マップデータベース 14a から PI 展開処理手段 14 により展開処理用感度マップデータ D4 として切り出される。さらに、3 次元画像情報 D3 について展開処理用感度マップデータ D4 を用いてスライスごとに PI 展開処理が実行され、PI 展開処理後の 3 次元画像が展開画像 D5 として得られる。

40

【0013】

この結果、図 14 (c) に示すように全時相における全画像が得られて適宜保存される。

50

【 0 0 1 4 】

また、図 1 3 のステップ S 4 において、必要に応じて所定の時相における画像を親画像として親画像よりも時相が後の画像に対して差分（複素差分、絶対値差分）処理が差分処理手段 1 5 により実行される。このため、図 1 4（d）に示すように親画像よりも後の時相における差分画像が得られて適宜保存される。

【 0 0 1 5 】

さらに、図 1 3 のステップ S 5 において、必要に応じて最大値投影（MIP：maximum intensity projection）法による画像処理である MIP 処理が MIP 処理手段 1 6 により実行され、3 次元の全画像や差分画像が 2 次元平面に投影されて MIP 像が得られる。すなわち、3 次元画像を構成する各スライス画像データのうち最大信号値を有するスライス画像データを投影面上での値とすることにより図 1 4（e）に示す 2 次元の全画像あるいは図 1 4（f）に示す差分画像である MIP 像が得られる。

10

【 0 0 1 6 】

この結果、図 1 3 のステップ S 6 において、MIP 像並びに全時相における全画像や差分画像が確認用画像として画像データベース 1 7 に保存される。さらに、画像表示手段 1 8 により画像データベース 1 7 に保存された確認用画像が表示装置 1 9 に与えられて表示される。このため、オペレータは、MIP 像や全時相における全画像等の確認用画像を確認することにより撮影の適否を判断することができる。

【 0 0 1 7 】

一方、磁気共鳴イメージング装置 1 による 3 D 撮影では、3 D ボリュームデータの 3 D 再構成処理が膨大になることに鑑みて Reference View の作成技術が利用される（例えば特許文献 2 および特許文献 3 参照）。Reference View は、3 D ボリュームデータから K 空間中心の 2 次元（2 D：two dimensions）データを切り出して 2 D F T することにより得られ、簡易的に投影像に相当する 2 D 画像である。この Reference View によりオペレータは、より少ないデータ処理量かつ短時間で画像を確認することができる。

20

【 0 0 1 8 】

また、磁気共鳴イメージング装置 1 による 3 D 撮影において、画像表示の高速化のために撮影中に随時得られる 2 D データを 2 D F T することにより、2 D 画像を再構成させて表示する技術が提案される（例えば特許文献 4 参照）。

30

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 9 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 3 - 3 3 4 1 7 7 号公報

【 特許文献 2 】 米国特許第 5 , 1 6 6 , 8 7 5 号明細書

【 特許文献 3 】 特公平 5 - 7 8 3 4 1 号公報

【 特許文献 4 】 特開平 2 - 4 6 8 2 8 号公報

【 非特許文献 】

【 0 0 2 0 】

【 非特許文献 1 】 論文 “ Carlson J.W. and Minemura T., Image Time Reduction Through Multiple Receiver Coil Data Acquisition and Image Reconstruction, MRM 29:681-688, 1993 ”

40

【 非特許文献 2 】 論文 “ Sodikson D.K. and Manning W.J., Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics (SMASH): Fast Imaging with Radiofrequency Coil Arrays, MRM 38:591-603, 1997 ”

【 非特許文献 3 】 論文 “ Pruessman K.P., Weiger M., Scheidegger M.B., and Boesiger P., SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI, MRM 42:952-962, 1999 ”

【 非特許文献 4 】 論文 “ Ra J.B. and Rim C.Y., Fast Imaging Using Subencoding Data Sets From Multiple Detectors, MRM 30:142-145, 1993 ”

【 発明の概要 】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0021】

P I 法による高速造影 M R A 撮影では、撮影時間分解能を向上させてリアルタイムでの観察が望まれる。しかし、従来の磁気共鳴イメージング装置 1 では、ゼロ詰め等の再構成処理含む画像再構成や P I 展開処理等の各処理に数十秒から数分時間程度の時間を要し、リアルタイムでの観察が困難である。このため、最終画像である確認用画像を表示するまでに時間がかかり、オペレータは撮影後直ちに撮影の適否を確認することができない。この結果、確認用画像が得られてオペレータが撮影の適否を確認するまで、被検体 P を磁気共鳴イメージング装置 1 から降ろすことができないという問題がある。

【0022】

さらに、通常ダイナミック撮影の場合には非常に多くの時相撮影が行われるため、画像枚数の増加に伴って保存すべき画像容量が膨大となり画像検索や画像転送にも時間を要するという問題がある。

【0023】

一方、従来の R e f e r e n c e V i e w を利用した技術は P I 撮影に対応しておらず、R e f e r e n c e V i e w をそのまま用いても位相エンコード方向に折り返しを有する画像となり、撮影の適否を確認するには不十分な精度の画像しか得ることができない。すなわち、P I 撮影では、位相エンコード方向の撮影領域 (F O V : field of view) が小さく設定されるため、そのまま画像を再構成させると F O V の大きさに応じて位相エンコード方向に折り返しを有する画像となる。

【0024】

本発明はかかる従来の事情に対処するためになされたものであり、P I 法による高速造影 M R A 撮影において、より短時間で撮影の適否を確認するための確認用画像を表示させることが可能な磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング収集データの処理方法を提供することを目的とする。

【0025】

また、本発明の別の目的は、ダイナミック撮影において保存すべきデータ容量を低減させることが可能な磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング収集データの処理方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0026】

本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、上述の目的を達成するために、パラレルイメージング展開処理に必要な複数コイルからなるマルチコイルの感度マップデータを保存する感度マップデータベースと、パラレルイメージング撮影により各コイル毎に収集された 3 次元ボリュームデータからそれぞれ部分データを切り出すデータ切出手段と、前記部分データに対して再構成処理を実行することにより各コイル毎に中間画像を再構成する中間画像再構成手段と、前記中間画像に対応する感度マップデータを展開処理用感度マップデータとして前記感度マップデータベースから切り出して、前記展開処理用感度マップデータを用いて前記中間画像に対してパラレルイメージング展開処理を実行し、参照画像を生成する参照画像生成手段と、指定時相における 3 次元ボリュームデータを抽出する時相指定手段と、前記時相指定手段から受けた指定時相における 3 次元ボリュームデータに対して 3 次元再構成処理を実行することにより 3 次元画像を再構成させる画像再構成手段と、前記画像再構成手段から受けた指定時相における 3 次元画像に対してパラレルイメージング展開処理を実行するパラレルイメージング展開処理手段とを有することを特徴とするものである。

【0027】

また、本発明に係る磁気共鳴イメージング収集データの処理方法は、上述の目的を達成するために、パラレルイメージング撮影により複数コイルからなるマルチコイルの各コイル毎に収集された 3 次元ボリュームデータからそれぞれ部分データを切り出すステップと、前記部分データに対して再構成処理を実行することにより各コイル毎に中間画像を再構

10

20

30

40

50

成するステップと、パラレルイメージング展開処理に必要な前記マルチコイルの感度マップデータから前記中間画像に対応する感度マップデータを展開処理用感度マップデータとして切り出すステップと、前記展開処理用感度マップデータを用いて前記中間画像に対してパラレルイメージング展開処理を実行することにより参照画像を生成するステップと、指定時相における３次元ボリュームデータを抽出するステップと、指定時相における３次元ボリュームデータに対して３次元再構成処理を実行することにより指定時相における３次元画像を再構成させるステップと、指定時相における３次元画像に対してパラレルイメージング展開処理を実行するステップとを有することを特徴とするものである。

【発明の効果】

【００２８】

本発明に係る磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング収集データの処理方法においては、ＰＩ法による高速造影ＭＲＡ撮影において、より短時間で撮影の適否を確認するための確認用画像を表示させることができる。

【図面の簡単な説明】

【００２９】

【図１】本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の第１の実施形態を示す機能ブロック図。

【図２】図１に示すＲＦコイルとして用いられるマルチコイルの構成図。

【図３】図１に示す磁気共鳴イメージング装置によりＰＩ法による被検体Ｐの断層画像を撮像する際の手順を示すフローチャート。

【図４】図３に示すＰＩ法の各処理により得られるデータを示す図。

【図５】図３に示す２Ｄ中間画像のＰＩ展開処理の手順を示す概念図。

【図６】図１に示す磁気共鳴イメージング装置により作成された参照画像の一例を示す図。

【図７】本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の第２の実施形態を示す機能ブロック図。

【図８】図７に示す磁気共鳴イメージング装置によりＰＩ法による被検体Ｐの断層画像を撮像する際の手順を示すフローチャート。

【図９】図８に示すＰＩ法の各処理により得られるデータを示す図。

【図１０】本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の第３の実施形態を示す機能ブロック図。

【図１１】図１０に示す磁気共鳴イメージング装置による２Ｄ中間画像のＰＩ展開処理の手順を示す概念図。

【図１２】従来の磁気共鳴イメージング装置の機能ブロック図。

【図１３】従来のＰＩ法による画像処理の手順を示すフローチャート。

【図１４】図１３に示すＰＩ法の各処理により得られるデータを示す図。

【図１５】図１３に示すＰＩ展開処理の手順を示す概念図。

【発明を実施するための形態】

【００３０】

本発明に係る磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング収集データの処理方法の実施の形態について添付図面を参照して説明する。

【００３１】

図１は本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の第１の実施形態を示す機能ブロック図である。

【００３２】

磁気共鳴イメージング装置２０は、静磁場を形成する筒状の静磁場用磁石２１と、この静磁場用磁石２１の内部に設けられたシムコイル２２、傾斜磁場コイルユニット２３およびＲＦコイル２４とを図示しないガントリに内蔵した構成である。

【００３３】

また、磁気共鳴イメージング装置２０には、制御系２５が備えられる。制御系２５は、

10

20

30

40

50

静磁場電源 26、傾斜磁場電源 27、シムコイル電源 28、送信器 29、受信器 30、シーケンスコントローラ 31 およびコンピュータ 32 を具備している。制御系 25 の傾斜磁場電源 27 は、X 軸傾斜磁場電源 27x、Y 軸傾斜磁場電源 27y および Z 軸傾斜磁場電源 27z で構成される。また、コンピュータ 32 は、図示しない演算装置および記憶装置を備え、入力装置 33 および表示装置 34 が設けられる。

【0034】

静磁場用磁石 21 は静磁場電源 26 と接続され、静磁場電源 26 から供給された電流により撮像領域に静磁場を形成させる機能を有する。また、静磁場用磁石 21 の内側には、同軸上に筒状のシムコイル 22 が設けられる。シムコイル 22 はシムコイル電源 28 と接続され、シムコイル電源 28 からシムコイル 22 に電流が供給されて静磁場が均一化されるように構成される。

10

【0035】

傾斜磁場コイルユニット 23 は、X 軸傾斜磁場コイル 23x、Y 軸傾斜磁場コイル 23y および Z 軸傾斜磁場コイル 23z で構成され、静磁場用磁石 21 の内部において筒状に形成される。傾斜磁場コイルユニット 23 の内側には寝台 35 が設けられて撮像領域とされ、寝台 35 には被検体 P がセットされる。RF コイル 24 はガントリに内蔵されず、寝台 35 や被検体 P 近傍に設けられる場合もある。

【0036】

また、傾斜磁場コイルユニット 23 は、傾斜磁場電源 27 と接続される。傾斜磁場コイルユニット 23 の X 軸傾斜磁場コイル 23x、Y 軸傾斜磁場コイル 23y および Z 軸傾斜磁場コイル 23z はそれぞれ、傾斜磁場電源 27 の X 軸傾斜磁場電源 27x、Y 軸傾斜磁場電源 27y および Z 軸傾斜磁場電源 27z と接続される。

20

【0037】

そして、X 軸傾斜磁場電源 27x、Y 軸傾斜磁場電源 27y および Z 軸傾斜磁場電源 27z からそれぞれ X 軸傾斜磁場コイル 23x、Y 軸傾斜磁場コイル 23y および Z 軸傾斜磁場コイル 23z に供給された電流により、撮像領域にそれぞれ X 軸方向の傾斜磁場 G_x 、Y 軸方向の傾斜磁場 G_y 、Z 軸方向の傾斜磁場 G_z を形成することができるよう構成される。

【0038】

RF コイル 24 はマルチコイルで構成され、送信器 29 および受信器 30 と接続される。RF コイル 24 は、送信器 29 から高周波信号を受けて被検体 P に送信する機能と、被検体 P 内部の原子核スピンの高周波信号による励起に伴って発生した NMR 信号を受信して受信器 30 に与える機能を有する。

30

【0039】

図 2 は図 1 に示す RF コイル 24 として用いられるマルチコイルの構成図である。

【0040】

RF コイル 24 は、複数の表面コイル 24a を備えたマルチコイルで構成される。RF コイル 24 の各表面コイル 24a は、それぞれ個別に送信器 29 および受信器 30 と接続される。このため、RF コイル 24 の各表面コイル 24a により、多チャンネルで被検体 P に高周波信号を送信する一方、NMR 信号を受信して各受信器 30 に与えることができるように構成される。

40

【0041】

一方、制御系 25 のシーケンスコントローラ 31 は、傾斜磁場電源 27、送信器 29 および受信器 30 と接続される。シーケンスコントローラ 31 は傾斜磁場電源 27、送信器 29 および受信器 30 を駆動させるために必要な制御情報、例えば傾斜磁場電源 27 に印加すべきパルス電流の強度や印加時間、印加タイミング等の動作制御情報を記述したシーケンス情報を記憶する機能と、記憶した所定のシーケンスに従って傾斜磁場電源 27、送信器 29 および受信器 30 を駆動させることにより X 軸傾斜磁場 G_x 、Y 軸傾斜磁場 G_y 、Z 軸傾斜磁場 G_z および高周波信号を発生させる機能を有する。

【0042】

50

また、シーケンスコントローラ 31 は、受信器 30 からデジタル化された NMR 信号である生データ (raw data) を受けてコンピュータ 32 に与えるように構成される。

【0043】

このため、送信器 29 には、シーケンスコントローラ 31 から受けた制御情報に基づいて高周波信号を RF コイル 24 に与える機能が備えられる一方、受信器 30 には、RF コイル 24 から受けた NMR 信号に所要の信号処理を実行するとともに A/D 変換することにより、デジタル化された NMR 信号である生データを生成する機能と、生成した生データをシーケンスコントローラ 31 に与える機能が備えられる。

【0044】

また、コンピュータ 32 には、プログラムが読み込まれて実行されることによりシーケンスコントローラ制御手段 36、生データデータベース 37、画像表示手段 38 および PI 収集信号処理システム 39 として機能する。PI 収集信号処理システム 39 は、データ切出手段 40、中間画像再構成手段 41、参照画像生成手段 42、参照画像差分処理手段 43、参照画像データベース 44、時相指定手段 45、画像再構成手段 46、PI 展開処理手段 47、差分処理手段 48、MIP 処理手段 49、画像データベース 50 および感度マップデータベース 51 を有する。ただし、プログラムによらず、特定の回路を設けてコンピュータ 32 を構成してもよい。

【0045】

シーケンスコントローラ制御手段 36 は、入力装置 33 またはその他の構成要素からの情報に基づいてシーケンスコントローラ 31 に PI 撮影を実行するためのシーケンスである PI シーケンスを与えて PI 法により駆動制御させる機能を有する。また、シーケンスコントローラ制御手段 36 は、シーケンスコントローラ 31 から PI シーケンスによるダイナミック撮影あるいは単一の時相における撮影においてマルチコイルの各コイル毎に収集された各時相の生データを受けて 3D ボリュームデータとして生データデータベース 37 に形成された K 空間 (フーリエ空間) に配置する機能を有する。

【0046】

このため、生データデータベース 37 には、受信器 30 において生成された PI 法による各生データが時相ごとに保存される。すなわち、生データデータベース 37 に形成された K 空間に生データが配置される。

【0047】

感度マップデータベース 51 には、PI 展開処理に必要な複数コイルからなるマルチコイルの感度マップデータが保存される。

【0048】

データ切出手段 40 は生データデータベース 37 の K 空間に 3D ボリュームデータとして配置された生データから部分データの一例として任意のスライスにおける 2D データをそれぞれ切り出す機能と、切り出した 2D データを中間画像再構成手段 41 に与える機能を有する。この際、データ切出手段 40 は、必要に応じて血管以外の静止部組織からの NMR 信号により得られた生データの影響を抑制することが可能な 2D データを切り出すことができるようにされる。すなわち、データ切出手段 40 には、必要に応じて K 空間中心を含まない 2D データ、例えば K 空間中心から少しずれた部分の 2D データを切り出す機能が備えられる。

【0049】

中間画像再構成手段 41 は、データ切出手段 40 から受けた部分データである 2D データに対して再構成処理である 2D FT を実行することにより被検体 P の 2D 中間画像を中間画像の一例として各コイル毎に再構成する機能と、得られた各 2D 中間画像を参照画像生成手段 42 に与える機能を有する。

【0050】

参照画像生成手段 42 は、中間画像再構成手段 41 から受けた 2D 中間画像に対して PI 展開処理を実行することにより 2D 参照画像を参照画像として生成する機能と、PI 展開処理後の各 2D 中間画像である 2D 参照画像を参照画像差分処理手段 43 に与えると

10

20

30

40

50

もに参照画像データベース４４に書き込む機能を有する。

【００５１】

ここで、２Ｄ中間画像は２ＤＦＴにより得られるため、スライス厚は、スラブ選択励起厚となる。そこで、参照画像生成手段４２は、感度マップデータベース５１に保存されたマルチコイルの感度マップデータから中間画像に対応する感度マップデータを展開処理用感度マップデータとして切り出してＰＩ展開処理に用いるようにされる。２Ｄ中間画像に対応する感度マップデータとしては、例えば２ＤＦＴスラブの中心位置に相当する感度マップデータ等の任意の位置における感度マップデータを用いることができる。

【００５２】

参照画像差分処理手段４３は、参照画像生成手段４２から受けたＰＩ展開処理後の各２Ｄ中間画像である２Ｄ参照画像のうち、所定の時相における２Ｄ参照画像を２Ｄ親参照画像として２Ｄ親参照画像よりも時相が後の２Ｄ参照画像に対して複素差分処理や絶対値差分処理といった差分（ＤＳＡ；Digital Subtraction Anigiology）処理を実行することにより、２Ｄ差分参照画像を得る機能と、得られた２Ｄ差分参照画像を参照画像データベース４４に書き込む機能を有する。

【００５３】

参照画像データベース４４には、参照画像生成手段４２により生成された２Ｄ参照画像と参照画像差分処理手段４３により生成された２Ｄ差分参照画像が蓄積される。

【００５４】

時相指定手段４５は、入力装置３３から２Ｄ参照画像または２Ｄ差分参照画像の指定情報を受けて、指定された２Ｄ参照画像または２Ｄ差分参照画像の時相である指定時相における生データを生データベース３７から抽出して画像再構成手段４６に与える機能を有する。この際、時相指定手段４５は、参照画像データベース４４に保存された２Ｄ参照画像または２Ｄ差分参照画像を参照することができるよう構成される。指定時相は、単一の時相あるいは複数の時相のいずれであってもよい。

【００５５】

ただし、入力装置３３から２Ｄ参照画像または２Ｄ差分参照画像の指定情報ではなく時相指定情報を受けて、時相指定情報に対応する時相を指定時相として各指定時相における生データを生データベース３７から抽出する機能を時相指定手段４５に設けてもよい。

【００５６】

画像再構成手段４６は、時相指定手段４５から受けた各指定時相における生データに対して３ＤＦＴを実行することにより被検体Ｐの３Ｄ画像を再構成させる機能と、得られた各３Ｄ画像をＰＩ展開処理手段４７に与える機能を有する。

【００５７】

ＰＩ展開処理手段４７は、画像再構成手段４６から受けた各指定時相における３Ｄ画像に対してＰＩ展開処理を実行する機能と、ＰＩ展開処理後の各３Ｄ画像を差分処理手段４８およびＭＩＰ処理手段４９に与えるとともに画像データベース５０に書き込む機能を有する。この際、ＰＩ展開処理手段４７は、感度マップデータベース５１に保存された感度マップデータから３Ｄ画像に対応する感度マップデータを展開処理用感度マップデータとして切り出してＰＩ展開処理に用いるようにされる。３Ｄ画像に対応する展開処理用感度マップデータとしては、３Ｄ画像の各３ＤＦＴスライス面に相当する感度マップデータを用いることができる。

【００５８】

差分処理手段４８は、ＰＩ展開処理手段４７から受けたＰＩ展開処理後の各３Ｄ画像のうち、所定の時相、例えば２Ｄ親参照画像の時相における３Ｄ画像を３Ｄ親画像として、３Ｄ親画像よりも時相が後の３Ｄ画像に対して複素差分処理や絶対値差分処理といった差分処理を実行することにより、３Ｄ差分画像を得る機能と、得られた３Ｄ差分画像をＭＩＰ処理手段４９に与えるとともに画像データベース５０に書き込む機能を有する。

【００５９】

10

20

30

40

50

M I P 処理手段 4 9 は、P I 展開処理手段 4 7 から受けた P I 展開処理後の各 3 D 画像および差分処理手段 4 8 から受けた 3 D 差分画像に対して、3 D 画像または 3 D 差分画像を構成する各スライス画像データのうち最大信号値を有するスライス画像データを投影面上での値とする M I P 処理を行うことにより、3 D 画像あるいは 3 D 差分画像を 2 次元平面に投影した M I P 像を得る機能と、得られた M I P 像を画像データベース 5 0 に書き込む機能を有する。

【 0 0 6 0 】

画像データベース 5 0 には、画像再構成手段 4 6 により生成された各指定時相における P I 展開処理後の各 3 D 画像、差分処理手段 4 8 により生成された各指定時相における 3 D 差分画像および M I P 処理手段 4 9 により生成された各指定時相における M I P 像がそれぞれ蓄積される。

10

【 0 0 6 1 】

画像表示手段 3 8 は、参照画像データベース 4 4 に保存された 2 D 参照画像および 2 D 差分参照画像並びに画像データベース 5 0 に保存された 3 D 画像、3 D 差分画像および M I P 像を表示装置 3 4 に与えて表示させる機能を有する。

【 0 0 6 2 】

次に磁気共鳴イメージング装置 2 0 の作用について説明する。

【 0 0 6 3 】

図 3 は、図 1 に示す磁気共鳴イメージング装置 2 0 により被検体 P の断層画像を撮像する際の手順を示すフローチャートであり、図中 S に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。また、図 4 は図 3 に示す P I 法の各処理により得られるデータを示す図である。

20

【 0 0 6 4 】

まずステップ S 1 0 において、P I シーケンスに従って造影 M R A 法によるダイナミック撮影が行われて生データデータベース 1 2 に形成された K 空間に各時相における生データが 3 D ボリュームデータとして順次配置される。この際、3 D ボリュームデータは時系列にソーティングされる。

【 0 0 6 5 】

すなわち予め寝台 3 5 には被検体 P がセットされるとともに、静磁場電源 2 6 から静磁場用磁石 2 1 に電流が供給されて撮像領域に静磁場が形成される。また、シムコイル電源 2 8 からシムコイル 2 2 に電流が供給されて撮像領域に形成された静磁場が均一化される。

30

【 0 0 6 6 】

次に、入力装置 3 3 からシーケンスコントローラ制御手段 3 6 に P I シーケンスの選択情報とともに動作指令が与えられる。このため、シーケンスコントローラ制御手段 3 6 は P I シーケンスをシーケンスコントローラ 3 1 に与える。シーケンスコントローラ 3 1 は、シーケンスコントローラ制御手段 3 6 から受けた P I シーケンスに従って傾斜磁場電源 2 7、送信器 2 9 および受信器 3 0 を駆動させることにより被検体 P がセットされた撮像領域に X 軸傾斜磁場 G_x 、Y 軸傾斜磁場 G_y 、Z 軸傾斜磁場 G_z を形成させるとともに、高周波信号を発生させる。

40

【 0 0 6 7 】

この際、傾斜磁場コイルにより形成された X 軸傾斜磁場 G_x 、Y 軸傾斜磁場 G_y 、Z 軸傾斜磁場 G_z は主として、位相エンコード (PE) 用傾斜磁場、読出し (RO) 用傾斜磁場、スライスエンコード (SE) 用傾斜磁場としてそれぞれ使用される。このため、被検体 P 内部における原子核のスピン回転方向に規則性が現れ、SE 用傾斜磁場により Z 軸方向に形成されたスライスにおける二次元的な位置情報である X 座標および Y 座標は、PE 用傾斜磁場および RO 用傾斜磁場によりそれぞれ被検体 P 内部における原子核のスピン位相変化量および周波数変化量に変換される。

【 0 0 6 8 】

そして、送信器 2 9 から P I シーケンスに応じて R F コイル 2 4 の各チャンネルを経由

50

して各表面コイル 2 4 a にそれぞれに高周波信号が与えられ、各表面コイル 2 4 a から被検体 P に高周波信号が送信される。さらに、被検体 P の内部において高周波信号の周波数に応じたスライスに含まれる原子核の核磁気共鳴により生じた N M R 信号が、R F コイル 2 4 の各表面コイル 2 4 a により受信されて受信器 3 0 に与えられる。

【 0 0 6 9 】

受信器 3 0 は、R F コイル 2 4 の各表面コイル 2 4 a から N M R 信号を受けて、前置増幅、中間周波変換、位相検波、低周波増幅、フィルタリング等の各種信号処理を実行する。さらに受信器 3 0 は、N M R 信号を A / D 変換することにより、デジタルデータの N M R 信号である生データを生成する。受信器 3 0 は、生成した生データをシーケンスコントローラ 3 1 に与える。

10

【 0 0 7 0 】

シーケンスコントローラ 3 1 は、受信器 3 0 から受けた生データをシーケンスコントローラ制御手段 3 6 に与え、シーケンスコントローラ制御手段 3 6 は生データデータベース 3 7 に形成された K 空間に生データを配置する。この結果、図 4 (a) に示すように経時的に変化する生データが 3 D ダイナミック収集され、被検体 P の各スライスにおける各時相の生データが 3 D ボリュームデータとして生データデータベース 3 7 に蓄積される。

【 0 0 7 1 】

尚、造影 M R A 法による P I ダイナミック撮影では、上述のような M R A 画像を生成するための本スキャンに先立って表面コイル 2 4 a の感度分布を測定して感度マップデータを得るための感度分布測定用スキャンが P I シーケンスにより実行される。そして、感度分布測定用スキャンの実行後に M R A 画像の輝度を増強させるための造影剤が被検体 P に投与される。さらに、本スキャンは、例えば造影剤の輝度増強効果を測定するに十分な所定回数だけ実行される。

20

【 0 0 7 2 】

感度分布測定用スキャンはスキャン時間短縮のため、より高速なシーケンスを用いて空間分解能を低下させたマトリクスサイズで行われる。本スキャンには、造影 M R A 用の所望の 3 次元パルスシーケンスが用いられ、位相エンコードのステップ数を減らして (間引いて) 設定される。

【 0 0 7 3 】

このため、P I 撮影では、画像の再構成に必要な位相エンコードの数を減らすことができる。すなわち、表面コイル 2 4 a の個数が増加するにつれて時間分解能が向上するため、撮影時間を短くすることができる。例えば、表面コイル 2 4 a の個数が n 個であれば時間分解能を n 倍に向上させる一方、撮影時間を 1 / n に短縮することができる。

30

【 0 0 7 4 】

次にステップ S 1 1 において、データ切出手段 4 0 が生データデータベース 3 7 の K 空間に 3 D ボリュームデータとして配置された各時相の生データから任意のスライスにおける 2 D データを図 4 (b) に示すようにそれぞれ切り出して、切り出した各時相における 2 D データを順次中間画像再構成手段 4 1 に与える。すなわち、データ切出手段 4 0 は撮影の適否を判断するための確認用画像を生成するための 2 D データを 3 D ボリュームデータから切り出す。

40

【 0 0 7 5 】

ここで、データ切出手段 4 0 は、必要に応じて必要に応じて血管以外の静止部組織からの N M R 信号により得られた生データの影響を抑制することが可能な 2 D データ、例えば K 空間中心から少しずれた低周波成分の K 空間中心を含まない 2 D データを切り出す。すなわち、例えば 3 D ボリュームデータのスラブ選択励起厚を α c m としたとき、K 空間中心からスライスエンコード方向に ± 1 から $\pm \alpha$ までの範囲内における 2 D データがデータ切出手段 4 0 により切り出される。

【 0 0 7 6 】

つまり、確認用画像を生成するための 2 D データを K 空間中心から少しずらすと、静止部からの信号が低下し、血管のような細かい構造物からの信号を強調することができる。

50

このため、血管以外の静止部組織からの生データを抑制した2Dデータを確認用画像用に切り出すことができる。ただし、切り出す2DデータをK空間中心からずらし過ぎると太い血管からの信号も抑制してしまうため、適切な α が設定される。 α の値は例えば過去のデータに基づいて所要の信号抑制量となるように予め経験的に設定することができる。

【0077】

次にステップS12において、中間画像再構成手段41は、データ切出手段40から受けた各時相における2Dデータに対して順次2DFTを実行することにより被検体Pの2D中間画像を図4(c)に示すように再構成し、得られた各2D中間画像を参照画像生成手段42に与える。

【0078】

次にステップS13において、参照画像生成手段42は、中間画像再構成手段41から受けた各時相における2D中間画像に対して、予め感度分布測定用スキャンにより測定された表面コイル24aの感度分布に基づいて順次PI展開処理を実行することにより図4(d)に示すように2D参照画像を生成する。

【0079】

図5は、図3に示す2D中間画像のPI展開処理の手順を示す概念図である。

【0080】

図5に示すように、PI展開処理に必要なマルチコイルの感度マップデータD10が予め感度分布測定用スキャンにより収集されて感度マップデータベース51に保存される。そして、2Dデータがデータ切出手段40により3DボリュームデータD11から切り出され、中間画像再構成手段41により2D-FTされて2D中間画像D12がPI展開処理前の実空間データとして得られる。

【0081】

さらに、参照画像生成手段42は、感度マップデータベース51に保存された感度マップデータD10から例えば2D中間画像D12における2DFTスラブの中心位置D12mに相当する感度マップデータD10を展開処理用感度マップデータD13として切り出す。そして、参照画像生成手段42は、展開処理用感度マップデータD13を用いて2D中間画像D12にPI展開処理を実行し、2D参照画像D14が得られる。

【0082】

参照画像生成手段42は、得られた各2D参照画像を順次参照画像データベース44に書き込む。また、参照画像生成手段42は、参照用に差分画像が必要な場合には、各2D参照画像を順次参照画像差分処理手段43に与える。

【0083】

次にステップS14において、参照画像差分処理手段43が参照画像生成手段42から2D参照画像を受けた場合には、所定の時相、例えば造影剤注入前の時相における2D参照画像を2D親参照画像として2D親参照画像よりも時相が後となる造影剤注入後の時相における2D参照画像に対して複素差分処理や絶対値差分処理といった差分処理を実行することにより、図4(e)に示すように2D差分参照画像を生成する。さらに、参照画像差分処理手段43は、生成した2D差分参照画像を参照画像データベース44に書き込む。

【0084】

この結果ステップS15において、参照画像データベース44に2D参照画像と2D差分参照画像とが順次保存される。そして、画像表示手段38が参照画像データベース44に保存された時系列の2D参照画像および2D差分参照画像を順次表示装置34に与えて表示させる。

【0085】

図6は、図1に示す磁気共鳴イメージング装置により作成された参照画像の一例を示す図である。

【0086】

図6に示すように各時相Tにおける2D参照画像が時系列に表示装置34に順次表示さ

10

20

30

40

50

れる。このため、オペレータは2D参照画像を確認することにより、造影MRA法によるダイナミック撮影の適否を判断することができる。

【0087】

ここで、2D参照画像および2D差分参照画像の生成のためのデータ処理量は、従来行われるようなK空間の3Dボリュームデータを3DFFTすることにより3D画像を生成し、さらにPI展開処理やMIP処理して3D画像やMIP像を表示させる場合におけるデータ処理量に比べて小さい。このため、3D画像やMIP像を表示させる場合に比べてより短時間で2D参照画像および2D差分参照画像を表示させることが可能となり、オペレータはより速くリアルタイムに撮影の適否を判断することができる。

【0088】

さらに、オペレータはリアルタイムに造影剤の移動を観察することが可能となり、ダイナミック撮影の開始後にどの時相Tにおいて造影剤が診断領域に到達したかを確認することができる。

【0089】

また、通常ダイナミック撮影の場合には非常に多くの時相撮影が行われ、保存すべきデータ量が膨大となるが、3D画像やMIP像を確認用の画像とした場合に比べて、2D参照画像や2D差分参照画像を確認用の画像とする場合のほうがデータ量が小さいため保存すべきデータ量を低減させることができる。このため、画像枚数の増加に伴う画像検索や画像転送の時間を短縮させることが可能となり、より短時間で被検体Pを診断できる。

【0090】

さらに、造影剤注入前の時相における2D参照画像を2D親参照画像として差分処理で得られた造影剤注入後の時相における2D差分参照画像を表示装置34に順次表示させることにより、より精細な観察が可能となる。この場合、2D親参照画像までの時相における2D参照画像と2D差分参照画像とを併せて表示装置34に順次表示させれば、2D親参照画像前後の各時相においてリアルタイムに被検体Pを観察することができる。

【0091】

また、オペレータは各時相における2D参照画像および2D差分参照画像から3D画像を再構成させる必要がある時相を指定することができる。

【0092】

そこで、ステップS16において、オペレータは入力装置33から2D参照画像または2D差分参照画像の指定情報を時相指定手段45に与える。例えばオペレータは入力装置33から2D参照画像の指定情報を時相指定手段45に与え、表示装置34には図6に示すような枠による指定表示80が表示される。

【0093】

このため、時相指定手段45は、入力装置33から2D参照画像または2D差分参照画像の指定情報を受けて、参照画像データベース44に保存された2D参照画像または2D差分参照画像を参照することにより、図4(f)または(g)の示すように指定された太線枠で示す2D参照画像または2D差分参照画像の時相を特定する。時相指定手段45は、特定した時相を指定時相として、図4(h)に示すように指定時相における3Dボリュームデータ(生データ)を生データデータベース37から抽出して画像再構成手段46に与える。

【0094】

次にステップS17において、画像再構成手段46は、時相指定手段45から受けた各指定時相における3Dボリュームデータ(生データ)のうち、予め再構成させる範囲として指定されたマトリクスに対して順次3DFFTを実行することにより被検体Pの3D画像を図4(i)に示すように再構成させる。さらに、画像再構成手段46は、再構成して得られた各3D画像をPI展開処理手段47に与える。

【0095】

次にステップS18において、PI展開処理手段47は、画像再構成手段46から受けた各指定時相における3D画像に対して順次PI展開処理を実行することにより図4(j)

10

20

30

40

50

）に示すような P I 展開処理後の各 3 D 画像を生成する。すなわち、感度マップデータベース 5 1 に保存されたマルチコイルの感度マップデータから 3 D 画像の各スライス面に相当する感度マップデータが展開処理用感度マップデータとして P I 展開処理手段 4 7 により切り出される。そして、P I 展開処理手段 4 7 は、切り出した展開処理用感度マップデータを用いてスライスごとに各 3 D 画像の P I 展開処理を実行して、P I 展開処理後の 3 D 画像を得る。

【 0 0 9 6 】

さらに、P I 展開処理手段 4 7 は、P I 展開処理後の各 3 D 画像を順次差分処理手段 4 8 および M I P 処理手段 4 9 に与えるとともに画像データベース 5 0 に書き込む。

【 0 0 9 7 】

次にステップ S 1 9 において、差分処理手段 4 8 は、P I 展開処理手段 4 7 から受けた P I 展開処理後の各 3 D 画像のうち、2 D 親参照画像の時相における 3 D 画像を 3 D 親画像として 3 D 親画像よりも時相が後の 3 D 画像に対して差分処理を実行することにより、図 4 (k) に示すように 3 D 差分画像を生成する。差分処理手段 4 8 は、得られた 3 D 差分画像を M I P 処理手段 4 9 に与えるとともに画像データベース 5 0 に書き込む。

【 0 0 9 8 】

次にステップ S 2 0 において、M I P 処理手段 4 9 は、P I 展開処理手段 4 7 から受けた P I 展開処理後の各 3 D 画像および差分処理手段 4 8 から受けた 3 D 差分画像に対して、それぞれ M I P 処理を行うことにより、図 4 (l) に示すような 3 D 画像を 2 次元平面に投影した M I P 像および図 4 (m) に示すような 3 D 差分画像を 2 次元平面に投影した M I P 像を生成する。そして、M I P 処理手段 4 9 は、得られた M I P 像を画像データベース 5 0 に書き込む。

【 0 0 9 9 】

この結果ステップ S 2 1 において、画像データベース 5 0 には、画像再構成手段 4 6 により生成された各指定時相における P I 展開処理後の各 3 D 画像、差分処理手段 4 8 により生成された各指定時相における 3 D 差分画像および M I P 処理手段 4 9 により生成された各指定時相における M I P 像がそれぞれ蓄積される。そして、画像表示手段 3 8 は、画像データベース 5 0 に保存された 3 D 画像、3 D 差分画像および M I P 像を表示装置 3 4 に与えて表示させる。

【 0 1 0 0 】

このため、P I 収集信号処理システム 3 9 により 3 D 画像、3 D 差分画像または M I P 像が必要な時相についてのみ 3 D 画像、3 D 差分画像または M I P 像が生成されて表示装置 3 4 に表示される。すなわち、診断に必要な時相についてのみ 3 D 画像、3 D 差分画像または M I P 像を生成することにより、全ての 3 D ボリュームデータを 3 D F T することにより 3 D 画像、3 D 差分画像または M I P 像を生成する場合に比べて、より短時間で表示装置 3 4 に表示させることができる。

【 0 1 0 1 】

この結果、オペレータは、より早く 3 D 画像、3 D 差分画像または M I P 像を確認して被検体 P の診断を行うことができる。

【 0 1 0 2 】

以上のような磁気共鳴イメージング装置 2 0 によれば、上述のように 3 D ボリュームデータからデータ量がより小さい 2 D データを切り出して 2 D F T や P I 展開処理等の処理により、2 D 参照画像または 2 D 差分参照画像を確認用画像として生成するため、より短時間で撮影の適否を確認するための確認用画像を表示させるとともに保存すべき確認用画像のデータ量を低減させることができる。さらに、診断に必要な時相における 3 D ボリュームデータのみを 3 D F T および P I 展開処理して 3 D 画像、3 D 差分画像または M I P 像を生成するため、より短時間で被検体 P の診断を行うことができるのみならず、保存すべき 3 D 画像等のデータ量を低減させることができる。

【 0 1 0 3 】

この結果、磁気共鳴イメージング装置 2 0 によるダイナミック撮影後の被検体 P の拘束

10

20

30

40

50

時間が短縮され、スループットの向上にもつながる。

【0104】

また、2D差分参照画像や3D差分画像等の差分画像を生成することにより、造影剤の時間的な移動をリアルタイムに把握することができる。

【0105】

さらに、3Dボリュームデータから2D参照画像または2D差分参照画像を生成するための2Dデータを、K空間中心から少しずれた低周波成分のK空間中心を含まない2Dデータとすることにより、2D参照画像または2D差分参照画像を血管以外の静止部組織からの生データを抑制して生成することができる。

【0106】

尚、従来の磁気共鳴イメージング装置1によりスライス枚数22枚のPI撮影を行って、3Dボリュームデータを3DFTおよびPI展開処理することにより3D画像を再構成した場合、再構成に要する時間が18秒であり、かつ再構成後のMIP処理に1秒要したが、磁気共鳴イメージング装置20では、1秒で診断用の3D画像を再構成できることが確認された。

【0107】

また、従来の磁気共鳴イメージング装置1によりスライス枚数22枚で全30時相のダイナミック撮影を行う場合には、全30時相分の660枚もの3D画像を保存する必要があったが、磁気共鳴イメージング装置20では、2D参照画像が30枚、3時相を選択して3DFTして再構成された3D画像が66枚であり合計でも96枚の画像を保存すればよいことが確認された。

【0108】

図7は、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の第2の実施形態を示す機能ブロック図である。

【0109】

図2に示された、磁気共鳴イメージング装置20Aでは、PI収集信号処理システム39Aに参照画像MIP処理手段49を設けた点およびPI収集信号処理システム39Aの各構成要素の詳細機能が図1に示す磁気共鳴イメージング装置20と相違する。他の構成および作用については図1に示す磁気共鳴イメージング装置20と実質的に異ならないため同一の構成については同符号を付して説明を省略する。

【0110】

磁気共鳴イメージング装置AのPI収集信号処理システム39Aは、データ切出手段40、中間画像再構成手段41、参照画像生成手段42、参照画像差分処理手段43、参照画像データベース44、時相指定手段45、画像再構成手段46、PI展開処理手段47、差分処理手段48、MIP処理手段49、画像データベース50、感度マップデータベース51および参照画像MIP処理手段60を有する。

【0111】

データ切出手段40は生データデータベース37のK空間に3Dボリュームデータとして配置された生データから部分データの一例として任意のスライスにおける複数の2Dデータをそれぞれ切り出す機能と、切り出した複数の2Dデータを中間画像再構成手段41に与える機能を有する。

【0112】

中間画像再構成手段41は、データ切出手段40から受けた複数の2Dデータに対して再構成処理である3DFTを実行することにより被検体Pの3D中間画像を中間画像の一例として各コイル毎に再構成する機能と、得られた各3D中間画像を参照画像生成手段42に与える機能を有する。

【0113】

参照画像生成手段42は、中間画像再構成手段41から受けた3D中間画像に対してPI展開処理を実行することにより3D参照画像を参照画像として生成する機能と、PI展開処理後の各3D中間画像である3D参照画像を参照画像差分処理手段43および参照画

10

20

30

40

50

像 M I P 処理手段 6 0 に与えるとともに参照画像データベース 4 4 に書き込む機能を有する。この際、P I 展開処理手段 4 7 は、感度マップデータベース 5 1 に保存された感度マップデータから各 3 D 中間画像に対応する感度マップデータを展開処理用感度マップデータとして切り出して P I 展開処理に用いるようにされる。3 D 中間画像に対応する展開処理用感度マップデータとしては、例えば 3 D 中間画像の各 3 D F T スライス面に相当する感度マップデータを用いることができる。

【 0 1 1 4 】

参照画像差分処理手段 4 3 は、参照画像生成手段 4 2 から受けた 3 D 参照画像のうち、所定の時相における 3 D 参照画像を 3 D 親参照画像として 3 D 親参照画像よりも時相が後の 3 D 参照画像に対して差分処理を実行することにより、3 D 差分参照画像を得る機能と、得られた 3 D 差分参照画像を参照画像 M I P 処理手段 6 0 に与えるとともに参照画像データベース 4 4 に書き込む機能を有する。

10

【 0 1 1 5 】

参照画像 M I P 処理手段 6 0 は、参照画像生成手段 4 2 から受けた 3 D 参照画像および参照画像差分処理手段 4 3 から受けた 3 D 差分参照画像に対して、M I P 処理を行うことにより M I P 像をそれぞれ得る機能と、得られた各 M I P 像を参照画像データベース 4 4 に書き込む機能とを有する。

【 0 1 1 6 】

参照画像データベース 4 4 には、参照画像生成手段 4 2 により生成された 3 D 参照画像、参照画像差分処理手段 4 3 により生成された 3 D 差分参照画像および参照画像 M I P 処理手段 6 0 により生成された M I P 像が蓄積される。

20

【 0 1 1 7 】

時相指定手段 4 5 は、入力装置 3 3 から 3 D 参照画像、3 D 差分参照画像または M I P 像の指定情報を受けて、参照画像データベース 4 4 に保存された 3 D 参照画像、3 D 差分参照画像または M I P 像を参照することにより、指定された 3 D 参照画像、3 D 差分参照画像または M I P 像の時相である指定時相における生データを生データデータベース 3 7 から抽出して画像再構成手段 4 6 に与える機能を有する。

【 0 1 1 8 】

ただし、入力装置 3 3 から時相指定情報を受けて、各指定時相における生データを生データデータベース 3 7 から抽出する機能を時相指定手段 4 5 に設けてもよい。

30

【 0 1 1 9 】

画像再構成手段 4 6、P I 展開処理手段 4 7、差分処理手段 4 8 および M I P 処理手段 4 9 は図 1 に示す P I 収集信号処理システム 3 9 の画像再構成手段 4 6、P I 展開処理手段 4 7、差分処理手段 4 8 および M I P 処理手段 4 9 と同等な機能を有し、画像データベース 5 0 および感度マップデータベース 5 1 には、それぞれ図 1 に示す P I 収集信号処理システム 3 9 の画像データベース 5 0 および感度マップデータベース 5 1 と同様な 3 D 画像や感度マップデータ等の情報が保存される。

【 0 1 2 0 】

図 8 は、図 7 に示す磁気共鳴イメージング装置 2 0 A により P I 法による被検体 P の断層画像を撮像する際の手順を示すフローチャートであり、図中 S に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。また、図 9 は、図 8 に示す P I 法の各処理により得られるデータを示す図である。

40

【 0 1 2 1 】

次に磁気共鳴イメージング装置 2 0 A の作用について説明する。

【 0 1 2 2 】

まずステップ S 3 0 において、P I シーケンスに従って造影 M R A 法によるダイナミック撮影が行われて生データデータベース 1 2 に形成された K 空間に各時相における生データが図 9 (a) に示すように 3 D ボリュームデータとして順次配置される。

【 0 1 2 3 】

次にステップ S 3 1 において、データ切出手段 4 0 が生データデータベース 3 7 の K 空

50

間に 3D ボリュームデータとして配置された各時相の生データから、再構成範囲として指定されたマトリクスよりも少ないマトリクスに含まれる 2D データ、例えば K 空間近傍の少数のマトリクスに含まれる 2D データを図 9 (b) に示すようにそれぞれ切り出して、切り出した各時相における複数の 2D データを順次中間画像再構成手段 41 に与える。

【0124】

次にステップ S32 において、中間画像再構成手段 41 は、データ切出手段 40 から受けた各時相における複数の 2D データに対して順次 3D FT を実行することにより被検体 P の 3D 中間画像を図 9 (c) に示すように再構成し、得られた各 2D 中間画像を参照画像生成手段 42 に与える。

【0125】

次にステップ S33 において、参照画像生成手段 42 は、中間画像再構成手段 41 から受けた各時相における 3D 中間画像に対して、順次 PI 展開処理を実行することにより図 9 (d-1) に示すように 3D 参照画像を生成する。この際、PI 展開処理手段 47 は、感度マップデータベース 51 に保存された感度マップデータから例えば 3D 中間画像の各 3D FT スライス面に相当する感度マップデータを展開処理用感度マップデータとして切り出して PI 展開処理に用いる。

【0126】

そして、参照画像生成手段 42 は、3D 参照画像を順次参照画像データベース 44 に書き込むとともに、差分画像や MIP 像が必要な場合には順次参照画像差分処理手段 43 および参照画像 MIP 処理手段 60 に与える。

【0127】

次にステップ S34 において、参照画像差分処理手段 43 が参照画像生成手段 42 から 3D 参照画像を受けた場合には、所定の時相、例えば造影剤注入前の時相における 3D 参照画像を 3D 親参照画像として 3D 親参照画像よりも時相が後となる造影剤注入後の時相における 3D 参照画像に対して差分処理を実行することにより、図 9 (e-1) に示すように 3D 差分参照画像を生成する。さらに、参照画像差分処理手段 43 は、生成した 3D 差分参照画像を参照画像データベース 44 に書き込むとともに、MIP 像が必要な場合には順次参照画像 MIP 処理手段 60 に与える。

【0128】

次にステップ S35 において、参照画像 MIP 処理手段 60 が参照画像生成手段 42 から PI 展開処理後の各 3D 参照画像または参照画像差分処理手段 43 から 3D 差分参照画像を受けた場合には、MIP 処理を順次行なうことにより図 9 (d-2) に示すような 3D 参照画像の MIP 像または図 9 (e-2) に示すような 3D 差分参照画像の MIP 像をそれぞれ得て参照画像データベース 44 に書き込む。

【0129】

この結果ステップ S36 において、参照画像データベース 44 に 3D 参照画像、3D 差分参照画像または MIP 像が順次保存され、画像表示手段 38 が時系列の各 3D 参照画像、3D 差分参照画像または MIP 像を順次表示装置 34 に与えて表示させる。

【0130】

このため、オペレータはリアルタイムに各 3D 参照画像、3D 差分参照画像または MIP 像を確認することにより、造影 MRA 法によるダイナミック撮影の適否の判断や造影剤の移動の観察を行なうことができる。

【0131】

また、オペレータは各時相における各 3D 参照画像、3D 差分参照画像または MIP 像から 3D 画像を再構成させる必要がある時相を指定することができる。

【0132】

そこで、ステップ S37 において、オペレータは入力装置 33 から各 3D 参照画像、3D 差分参照画像または MIP 像の指定情報を時相指定手段 45 に与え、時相指定手段 45 は参照画像データベース 44 を参照することにより、例えば図 9 (f) または (g) に示すように指定された太線枠で示す 3D 参照画像の MIP 像または 3D 差分参照画像の MIP

10

20

30

40

50

P 像における時相を特定する。時相指定手段 4 5 は、特定した時相を指定時相として、図 9 (h) に示すように指定時相における 3 D ボリュームデータ (生データ) を生データデータベース 3 7 から抽出して画像再構成手段 4 6 に与える。

【 0 1 3 3 】

さらに、ステップ S 3 8 からステップ S 4 2 において、図 3 のステップ S 1 7 からステップ S 2 1 と同様に、画像再構成手段 4 6、P I 展開処理手段 4 7、差分処理手段 4 8、M I P 処理手段 4 9 により図 9 (i) に示す 3 D 画像、図 9 (j) に示す P I 展開処理後の各 3 D 画像、図 9 (k) に示す 3 D 差分画像、図 9 (l) に示す 3 D 画像の M I P 像および図 9 (m) に示す 3 D 差分画像の M I P 像がそれぞれ診断に必要な時相のみについて生成されて、画像データベース 5 0 に蓄積される。

10

【 0 1 3 4 】

そして、画像表示手段 3 8 により、画像データベース 5 0 に保存された 3 D 画像、3 D 差分画像および M I P 像が表示装置 3 4 に与えられて表示され、オペレータは、より早く 3 D 画像、3 D 差分画像または M I P 像を確認して被検体 P の診断を行うことができる。

【 0 1 3 5 】

以上のような磁気共鳴イメージング装置 2 0 A によれば、図 1 に示す磁気共鳴イメージング装置 2 0 と同様な効果に加え、2 D 参照画像や 2 D 差分参照画像では、撮影の適否を判断することが困難な場合や造影剤の移動を観察することが困難な場合であっても、3 D 参照画像、3 D 参照差分画像あるいは M I P 画像により、撮影の適否を判断し、あるいは造影剤の移動を観察することができる。

20

【 0 1 3 6 】

図 1 0 は、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の第 3 の実施形態を示す機能ブロック図である。

【 0 1 3 7 】

図 1 0 に示された、磁気共鳴イメージング装置 2 0 B では、P I 収集信号処理システム 3 9 B に感度マップ平均化手段 7 0 を設けた点が図 1 に示す磁気共鳴イメージング装置 2 0 と相違する。他の構成および作用については図 1 に示す磁気共鳴イメージング装置 2 0 と実質的に異ならないため同一の構成については同符号を付して感度マップ平均化手段 7 0 の機能および作用についてのみ説明する。

【 0 1 3 8 】

30

感度マップ平均化手段 7 0 は、感度マップデータベース 5 1 から中間画像に対応する範囲の複数の感度マップデータを切り出して平均化処理をスライス方向に実行することにより展開処理用感度マップデータを生成する機能と、生成した展開処理用感度マップデータを参照画像生成手段 4 2 に与える機能とを有する。2 D 中間画像に対応する範囲の感度マップデータとしては、例えば 2 D 中間画像における 2 D F T スラブに含まれるすべての感度マップデータや 2 D F T スラブの中心位置からスライス方向に所要の範囲を設定し、設定した範囲に含まれる感度マップデータを用いることができる。

【 0 1 3 9 】

このため、参照画像生成手段 4 2 は、2 D 中間画像の P I 展開処理の際、感度マップ平均化手段により生成された平均化処理後の感度マップデータである展開処理用感度マップデータをを用いるようにされる。

40

【 0 1 4 0 】

次に磁気共鳴イメージング装置 2 0 B の作用について説明する。

【 0 1 4 1 】

図 1 1 は、図 1 0 に示す磁気共鳴イメージング装置 2 0 B による 2 D 中間画像の P I 展開処理の手順を示す概念図である。尚、図 1 1 において、図 5 と同様なデータについては同符号を付してある。

【 0 1 4 2 】

磁気共鳴イメージング装置 2 0 B では、感度マップ平均化手段 7 0 が、感度マップデータベース 5 1 に保存された感度マップデータ D 1 0 のうち例えば 2 D 中間画像 D 1 2 にお

50

ける２ＤＦＴスラブに含まれるすべての感度マップデータＤ２０を切り出す。次に、感度マップ平均化手段７０は切り出した感度マップデータＤ２０の平均化処理をスライス方向に実行する。この結果、平均化処理後の感度マップデータＤ２１が展開処理用感度マップデータとして得られ、感度マップ平均化手段７０は得られた平均化処理後の感度マップデータＤ２１である展開処理用感度マップデータを参照画像生成手段４２に与える。

【０１４３】

このため、参照画像生成手段４２による２Ｄ中間画像のＰＩ展開処理には、平均化処理後の感度マップデータＤ２１である展開処理用感度マップデータが用いられる。

【０１４４】

以上のような磁気共鳴イメージング装置２０Ｂによれば、図１に示す磁気共鳴イメージング装置２０と同様な効果に加え、スラブが非常に厚い（例えば１０ｃｍ程度）であってもＰＩ展開処理の精度を維持することができる。すなわち、スラブが厚い程スラブの上部と下部とでマルチコイルの感度マップデータの相違がより大きくなり、スラブの中心位置における感度マップデータを用いてＰＩ展開処理を実行すると誤差が増加して精度が不十分となる。

【０１４５】

しかし、磁気共鳴イメージング装置２０Ｂでは、スラブ全体の感度マップデータを平均化処理するため、参照画像の精度低下を抑制させることができる。

【０１４６】

以上のような各実施形態における磁気共鳴イメージング装置２０、２０Ａ、２０Ｂを組合せて構成してもよい。すなわち、例えば一部の時相について２Ｄ参照画像を生成する一方、他の時相について３Ｄ参照画像を生成する構成や２Ｄ参照画像と３Ｄ参照画像の双方を生成する構成としてもよい。あるいは、磁気共鳴イメージング装置２０Ａに感度マップ平均化手段７０を設け、３ＤＦＴ後における３Ｄ中間画像の各スライスに含まれる感度マップデータについてそれぞれ平均化処理をスライス方向に実行するようにしてもよい。

【０１４７】

また、磁気共鳴イメージング装置２０、２０Ａ、２０Ｂの一部の構成要素を省略してもよい。

【０１４８】

さらに、ダイナミック撮影に限らず、単一の時相に対する通常のＰＩ撮影に磁気共鳴イメージング装置２０、２０Ａ、２０Ｂを用いることもできる。

【符号の説明】

【０１４９】

２０ 磁気共鳴イメージング装置

２１ 静磁場用磁石

２２ シムコイル

２３ 傾斜磁場コイルユニット

２３ｘ Ｘ軸傾斜磁場コイル

２３ｙ Ｙ軸傾斜磁場コイル

２３ｚ Ｚ軸傾斜磁場コイル

２４ ＲＦコイル

２４ａ 表面コイル

２５ 制御系

２６ 静磁場電源

２７ 傾斜磁場電源

２７ｘ Ｘ軸傾斜磁場電源

２７ｙ Ｙ軸傾斜磁場電源

２７ｚ Ｚ軸傾斜磁場電源

２８ シムコイル電源

２９ 送信器

10

20

30

40

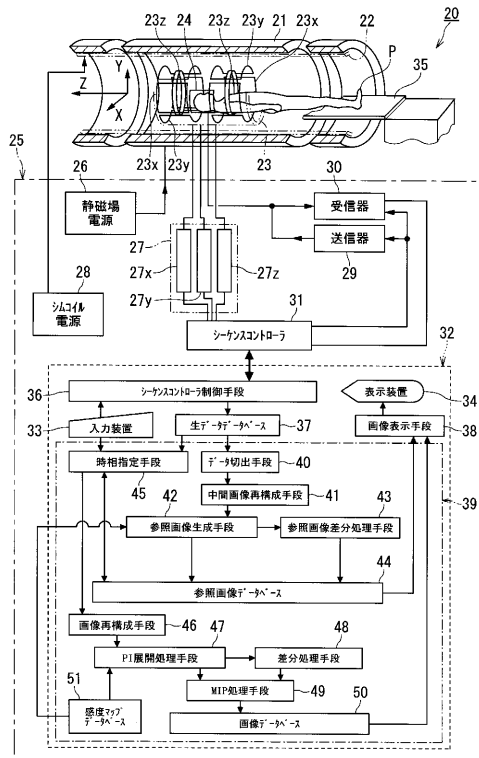
50

- 3 0 受信器
- 3 1 シーケンスコントローラ
- 3 2 コンピュータ
- 3 3 入力装置
- 3 4 表示装置
- 3 5 寝台
- 3 6 シーケンスコントローラ制御手段
- 3 7 生データデータベース
- 3 8 画像表示手段
- 3 9 P I 収集信号処理システム
- 4 0 データ切出手段
- 4 1 中間画像再構成手段
- 4 2 参照画像生成手段
- 4 3 参照画像差分処理手段
- 4 4 参照画像データベース
- 4 5 時相指定手段
- 4 6 画像再構成手段
- 4 7 P I 展開処理手段
- 4 8 差分処理手段
- 4 9 M I P 処理手段
- 5 0 画像データベース
- 5 1 感度マップデータベース
- 6 0 参照画像 M I P 処理手段
- 7 0 感度マップ平均化手段

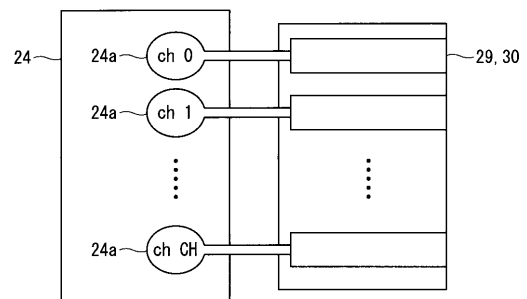
10

20

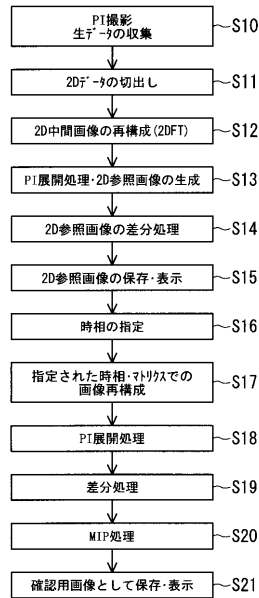
【図 1】



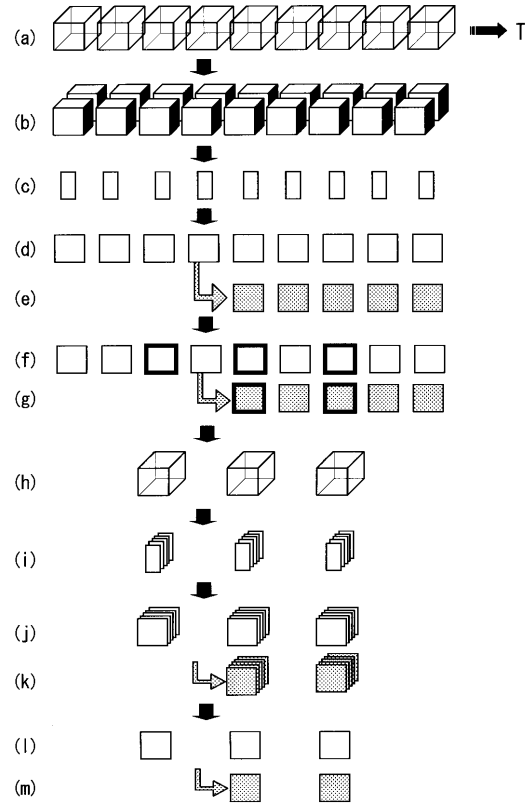
【図 2】



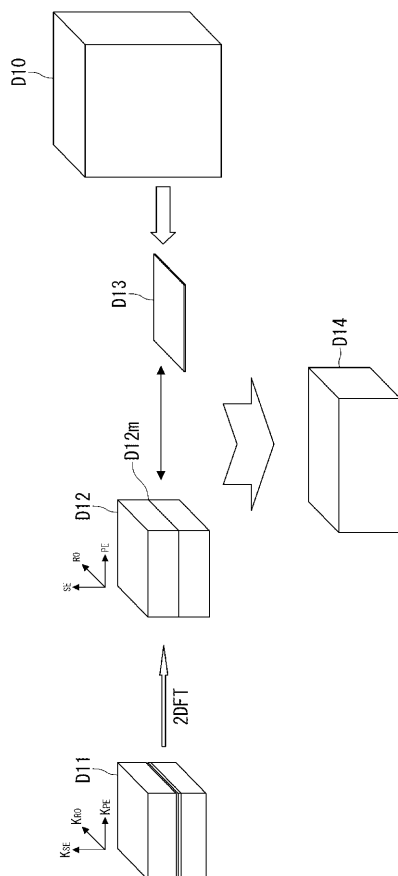
【図3】



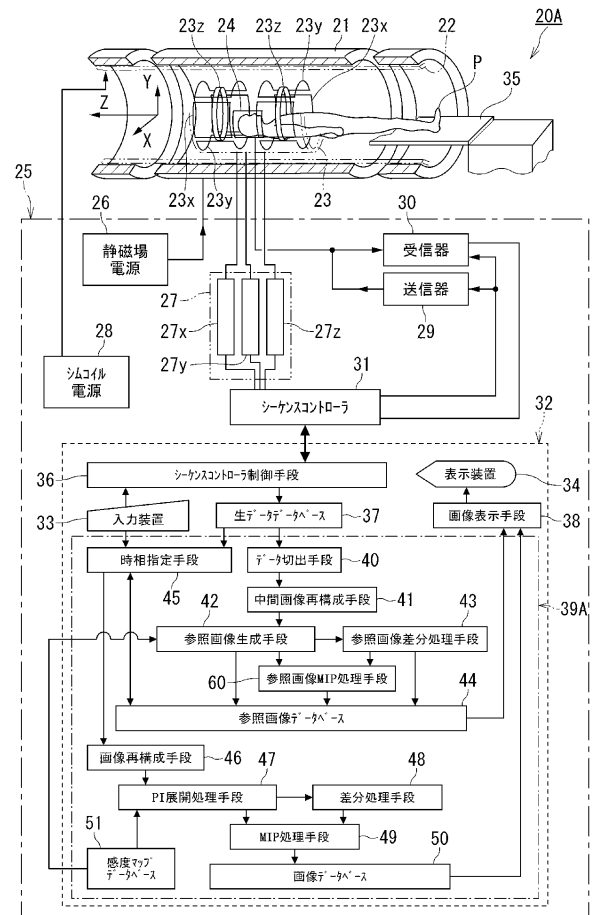
【図4】



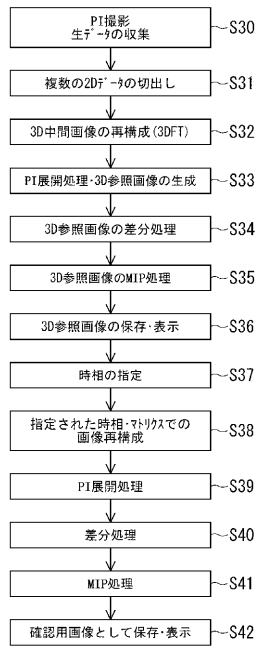
【図5】



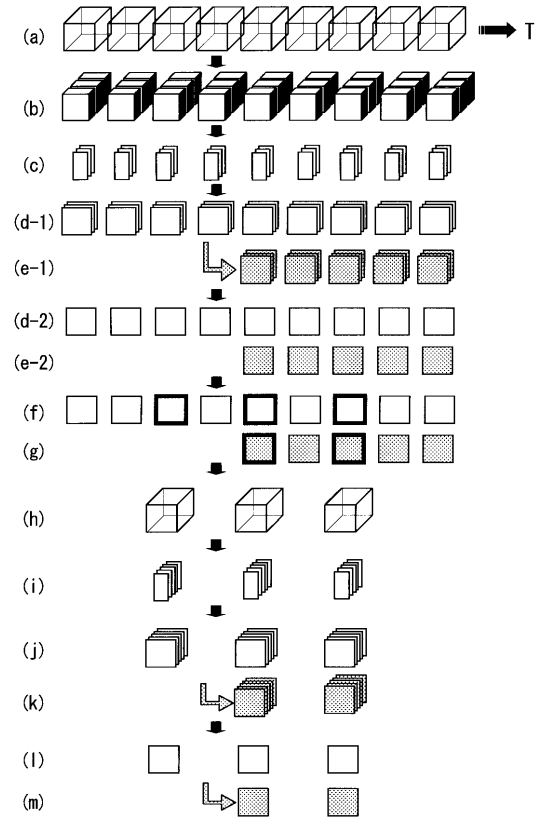
【図7】



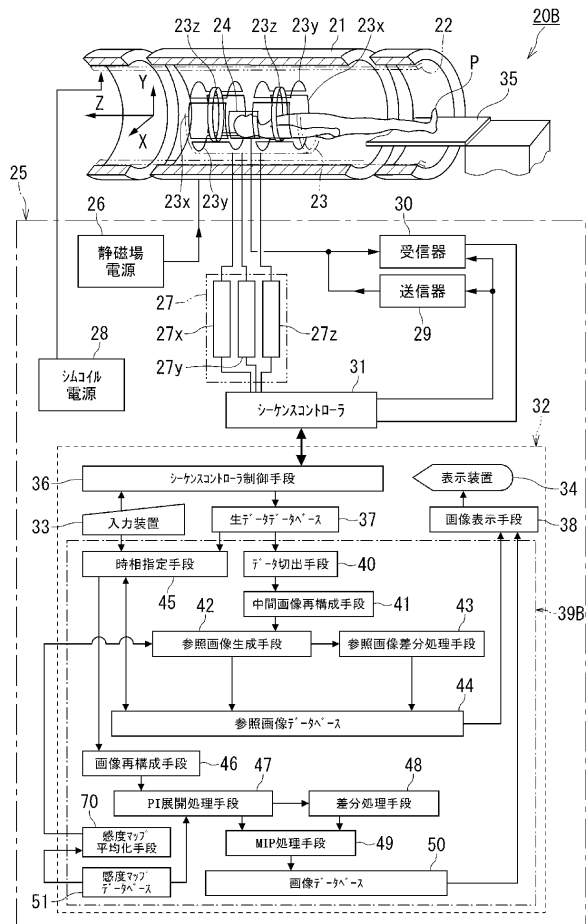
【図 8】



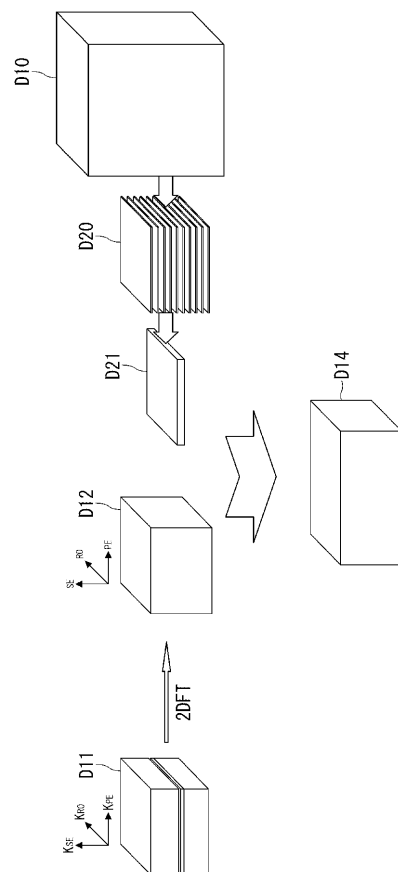
【図 9】



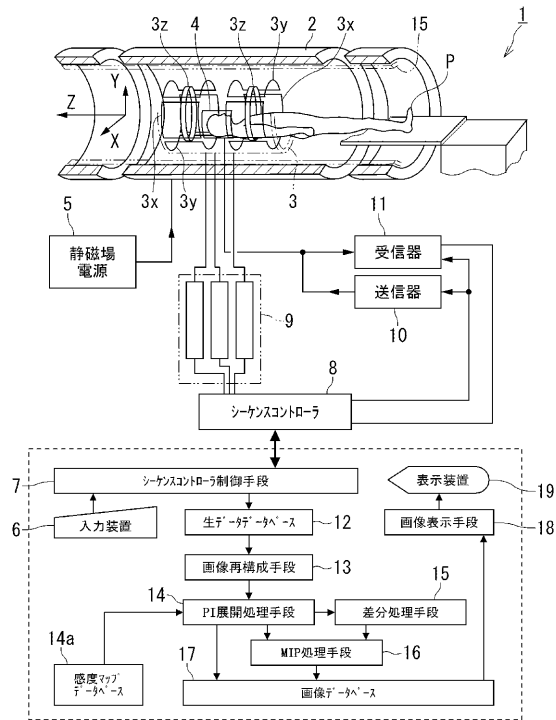
【図 10】



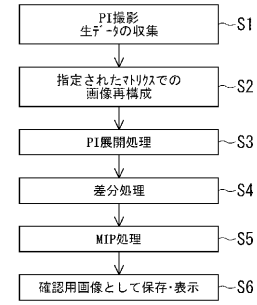
【図 11】



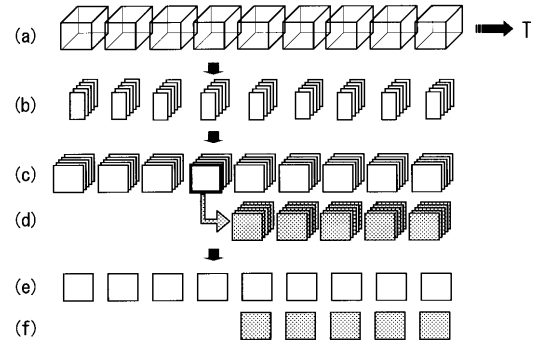
【図 1 2】



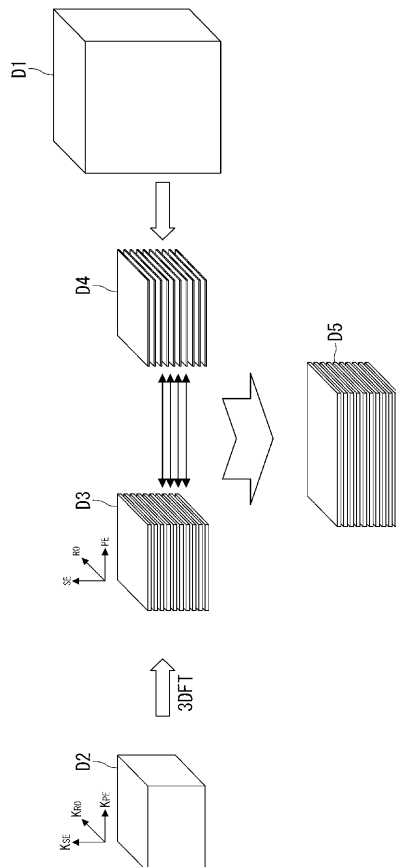
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



【 図 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 町田 好男

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 金沢 仁

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 内菌 真一

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

F ターム(参考) 4C096 AA08 AA10 AA11 AB39 AB42 AB47 BA10 BA18 BA41 CC06
CC08 DB18 DC18 DC33 DC36 DC37