

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4558866号  
(P4558866)

(45) 発行日 平成22年10月6日(2010.10.6)

(24) 登録日 平成22年7月30日(2010.7.30)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 5/055 (2006.01)** A 6 1 B 5/05 3 7 4

請求項の数 16 (全 18 頁)

<p>(21) 出願番号 特願平11-301076                  (22) 出願日 平成11年10月22日(1999.10.22)                  (65) 公開番号 特開2001-120514(P2001-120514A)                  (43) 公開日 平成13年5月8日(2001.5.8)                  審査請求日 平成18年10月6日(2006.10.6)</p>	<p>(73) 特許権者 000121936                  GEヘルスケア・ジャパン株式会社                  東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127                  (74) 代理人 100085187                  弁理士 井島 藤治                  (74) 代理人 100090424                  弁理士 鮫島 信重                  (72) 発明者 三好 光晴                  東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127                  ジーイー横河メディカルシステム株式会                  社内                  審査官 島田 保</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 位相分布測定方法および装置、位相補正方法および装置、並びに、磁気共鳴撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

磁気共鳴撮像した画像につきマトリクスサイズを縮小した縮小画像を生成し、  
 前記縮小画像についてフィルタリングを行い、  
 前記縮小画像における位相分布を求め、  
 前記求めた位相分布を前記縮小前の画像のマトリクスサイズに対応する位相分布に拡大  
 する、ことを特徴とする位相分布測定方法。

【請求項2】

前記磁気共鳴撮像した画像のピクセルを予め定めた個数おきに抽出することにより前記  
 マトリクスサイズを縮小する、ことを特徴とする請求項1に記載の位相分布測定方法。

10

【請求項3】

磁気共鳴撮像した画像のピクセルを予め定めた個数おきに抽出することにより、前記磁  
 気共鳴撮像した画像につきマトリクスサイズを縮小した縮小画像を生成し、  
 前記縮小画像における位相分布を求め、  
 前記求めた位相分布について位相アンラッピングを行い、  
 前記求めた位相分布を前記縮小前の画像のマトリクスサイズに対応する位相分布に拡大  
 する、ことを特徴とする位相分布測定方法。

【請求項4】

磁気共鳴撮像した画像につきマトリクスサイズを縮小した縮小画像を生成する縮小画像  
 生成手段と、

20

前記縮小画像についてフィルタリングを行うフィルタリング手段と、  
 前記縮小画像における位相分布を求める位相分布計算手段と、  
 前記求めた位相分布を前記縮小前の画像のマトリクスサイズに対応する位相分布に拡大する位相分布拡大手段と、を具備することを特徴とする位相分布測定装置。

【請求項 5】

前記縮小画像生成手段は、前記磁気共鳴撮像した画像のピクセルを予め定めた個数おきに抽出することにより前記マトリクスサイズを縮小することを特徴とする請求項 4 に記載の位相分布測定装置。

【請求項 6】

磁気共鳴撮像した画像のピクセルを予め定めた個数おきに抽出することにより、前記磁気共鳴撮像した画像につきマトリクスサイズを縮小した縮小画像を生成する縮小画像生成手段と、

前記縮小画像における位相分布を求める位相分布計算手段と、  
 前記求めた位相分布について位相アンラッピングを行う位相アンラッピング手段と、  
 前記求めた位相分布を前記縮小前の画像のマトリクスサイズに対応する位相分布に拡大する位相分布拡大手段と、を具備することを特徴とする位相分布測定装置。

【請求項 7】

磁気共鳴撮像した画像につきマトリクスサイズを縮小した縮小画像を生成し、  
 前記縮小画像についてフィルタリングを行い、  
 前記縮小画像における位相分布を求め、  
 前記求めた位相分布を前記撮像した画像のマトリクスサイズに対応する位相分布に拡大し、  
 前記拡大した位相分布を用いて画像の位相補正を行う、ことを特徴とする位相補正方法。

【請求項 8】

前記磁気共鳴撮像した画像のピクセルを予め定めた個数おきに抽出することにより前記マトリクスサイズを縮小する、ことを特徴とする請求項 7 に記載の位相補正方法。

【請求項 9】

磁気共鳴撮像した画像のピクセルを予め定めた個数おきに抽出することにより、前記磁気共鳴撮像した画像につきマトリクスサイズを縮小した縮小画像を生成し、  
 前記縮小画像における位相分布を求め、  
 前記求めた位相分布について位相アンラッピングを行い、  
 前記求めた位相分布を前記撮像した画像のマトリクスサイズに対応する位相分布に拡大し、  
 前記拡大した位相分布を用いて画像の位相補正を行う、ことを特徴とする位相補正方法。

【請求項 10】

磁気共鳴撮像した画像につきマトリクスサイズを縮小した縮小画像を生成する縮小画像生成手段と、

前記縮小画像についてフィルタリングを行うフィルタリング手段と、  
 前記縮小画像における位相分布を求める位相分布計算手段と、  
 前記求めた位相分布を前記撮像した画像のマトリクスサイズに対応する位相分布に拡大する位相分布拡大手段と、  
 前記拡大した位相分布を用いて画像の位相補正を行う位相補正手段と、を具備することを特徴とする位相補正装置。

【請求項 11】

前記縮小画像生成手段は、前記磁気共鳴撮像した画像のピクセルを予め定めた個数おきに抽出することにより前記マトリクスサイズを縮小することを特徴とする請求項 10 に記載の位相補正装置。

【請求項 12】

10

20

30

40

50

磁気共鳴撮像した画像のピクセルを予め定めた個数おきに抽出することにより、前記磁気共鳴撮像した画像につきマトリクスサイズを縮小した縮小画像を生成する縮小画像生成手段と、

前記縮小画像における位相分布を求める位相分布計算手段と、

前記求めた位相分布について位相アンラッピングを行う位相アンラッピング手段と、

前記求めた位相分布を前記撮像した画像のマトリクスサイズに対応する位相分布に拡大する位相分布拡大手段と、

前記拡大した位相分布を用いて画像の位相補正を行う位相補正手段と、を具備することを特徴とする位相補正装置。

【請求項 13】

10

静磁場空間中の撮像対象について磁気共鳴を利用して画像を撮像する撮像手段と、

前記撮像した画像につきマトリクスサイズを縮小した縮小画像を生成する縮小画像生成手段と、

前記縮小画像における位相分布を求める位相分布計算手段と、

前記求めた位相分布を前記撮像した画像のマトリクスサイズに対応する位相分布に拡大する位相分布拡大手段と、

前記拡大した位相分布を用いて画像の位相補正を行う位相補正手段と、

前記位相補正した画像のピクセルデータの位相差を利用して水画像と脂肪画像を別々に生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項 14】

20

前記縮小画像についてフィルタリングを行うフィルタリング手段、を具備することを特徴とする請求項 13 に記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項 15】

前記求めた位相分布について位相アンラッピングを行う位相アンラッピング手段、を具備することを特徴とする請求項 13 または請求項 14 に記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項 16】

前記縮小画像生成手段は、前記磁気共鳴撮像した画像のピクセルを予め定めた個数おきに抽出することにより前記マトリクスサイズを縮小することを特徴とする請求項 13 ないし請求項 15 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮像装置。

【発明の詳細な説明】

30

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、位相分布測定方法および装置、位相補正方法および装置、並びに、磁気共鳴撮像装置に関し、特に、磁気共鳴撮像した画像における位相分布を測定する方法および装置、測定した位相分布に基づいてピクセルデータの位相を補正する方法および装置、並びに、位相を補正したピクセルデータに基づいて水と脂肪を分離した画像を得る磁気共鳴撮像装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

磁気共鳴撮像装置では、撮像対象を収容する空間に静磁場を形成し、静磁場空間に勾配磁場と高周波磁場を形成し、撮像対象のスピン (spin) が発生する磁気共鳴信号に基づいて画像を生成 (再構成) するようになっている。脂肪の磁気共鳴信号は、ケミカルシフト (chemical shift) により水の磁気共鳴信号とは周波数が異なるので、周波数の相違に基づく位相差を利用して水と脂肪を別々に画像化することが行われる。

40

【0003】

磁気共鳴信号の位相は静磁場強度の不均一の影響を受けるので、磁場不均一に影響されずに水と脂肪を別々に画像化するために、静磁場不均一を表す位相分布すなわち位相マップ (map) を求め、それに基づいて予め画像の位相補正を行うようにしている。

【0004】

位相マップは、複素数で与えられる画像データ (data) の位相をピクセル (pixel)

50

1) ごとに求めることにより得られる。ノイズ (noise) の影響を受けない位相マップを得るために、位相マップの元になる画像についてフィルタリング (filtering) が行われる。

【0005】

位相マップを形成する過程で、位相のラップアラウンド (wrap around) の有無を検出し、ラップアラウンドがある部分ではラップアラウンドの補正すなわちアンラッピング (unwrapping) が行われる。

【0006】

ラップアラウンドの有無は、隣り合うピクセル同士の画像データの位相差の絶対値が2となるかどうかで検出し、ラップアラウンドを検出したピクセルについては、その位相に位相差とは逆符号で2を加算する。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

位相マップを形成するには画像データをピクセルごとに処理しなければならないので、画像のマトリクスサイズ (matrix size) が大きくなるほど処理時間が長くなるという問題があった。

【0008】

画像のマトリクスサイズを小さくすることにより処理時間を短縮することが可能ではあるが、FOV (field of view) を同一とした場合、1ピクセル当たりの撮像対象のボクセル (voxel) が大きくなるので、同一ボクセル内に位相の異なる複数のスピニングが混在するパーシャルボリューム (partial volume) 効果により、位相マップが不正確になるという問題があった。

【0009】

本発明は上記の問題点を解決するためになされたもので、その目的は、正確な位相マップを能率良く求める位相分布測定方法および装置、そのようにして求めた位相マップを用いる位相補正方法および装置、並びに、そのような位相補正を行う磁気共鳴撮像装置を実現することである。

【0010】

【課題を解決するための手段】

(1) 上記の課題を解決するための1つの観点での発明は、磁気共鳴撮像した画像につきマトリクスサイズを縮小した縮小画像を生成し、前記縮小画像における位相分布を求め、前記求めた位相分布を前記縮小前の画像のマトリクスサイズに対応する位相分布に拡大することを特徴とする位相分布測定方法である。

【0011】

この観点での発明では、原画像の縮小画像の位相マップを求め、これを原画像のマトリクスサイズに対応する位相マップに拡大する。縮小画像のピクセルは原画像のピクセルなのでパーシャルボリュームの影響が少ない。縮小によりピクセル数が減少するので処理時間が短縮される。

【0012】

(2) 上記の課題を解決する他の観点での発明は、前記マトリクスサイズの縮小を前記画像のピクセルを予め定めた個数おきに抽出することにより行うことを特徴とする(1)に記載の位相分布測定方法である。

【0013】

この観点での発明では、原画像のピクセルを所定個数おきにサンプリングしたデータで縮小画像を構成するので、原画像を適切に代表する縮小画像を得ることができ、原画像の位相分布を適切に代表する縮小位相マップを得ることを可能にする。

【0014】

(3) 上記の課題を解決するための他の観点での発明は、磁気共鳴撮像した画像につきマトリクスサイズを縮小した縮小画像を生成する縮小画像生成手段と、前記縮小画像における位相分布を求める位相分布計算手段と、前記求めた位相分布を前記縮小前の画像のマト

10

20

30

40

50

リクスサイズに対応する位相分布に拡大する位相分布拡大手段とを具備することを特徴とする位相分布測定装置である。

【 0 0 1 5 】

この観点での発明では、縮小画像生成手段と位相分布計算手段により、原画像の縮小画像の位相マップを求め、これを位相分布拡大手段により原画像のマトリクスサイズに対応する位相マップに拡大する。縮小画像のピクセルは原画像のピクセルなのでパーシャルボリュームの影響が少ない。縮小によりピクセル数が減少するので処理時間が短縮される。

【 0 0 1 6 】

( 4 ) 上記の課題を解決するための他の観点での発明は、前記マトリクスサイズの縮小を前記画像のピクセルを予め定めた個数おきに抽出することにより行うマトリクスサイズ縮小手段を具備することを特徴とする ( 3 ) に記載の位相分布測定装置である。

10

【 0 0 1 7 】

この観点での発明では、マトリクスサイズ縮小手段で原画像のピクセルを所定個数おきにサンプリングしたデータで縮小画像を構成するので、原画像を適切に代表する縮小画像を得ることができ、原画像の位相分布を適切に代表する縮小位相マップを得ることを可能にする。

【 0 0 1 8 】

( 5 ) 上記の課題を解決するための他の観点での発明は、磁気共鳴撮像した画像につきマトリクスサイズを縮小した縮小画像を生成し、前記縮小画像における位相分布を求め、前記求めた位相分布を前記撮像した画像のマトリクスサイズに対応する位相分布に拡大し、前記拡大した位相分布を用いて画像の位相補正を行うことを特徴とする位相補正方法である。

20

【 0 0 1 9 】

この観点での発明では、原画像の縮小画像の位相マップを求め、これを原画像のマトリクスサイズに対応する位相マップに拡大する。縮小画像のピクセルは原画像のピクセルなのでパーシャルボリュームの影響が少ない。縮小によりピクセル数が減少するので処理時間が短縮される。拡大した位相マップを用いて画像データの位相補正を行う。

【 0 0 2 0 】

( 6 ) 上記の課題を解決する他の観点での発明は、前記マトリクスサイズの縮小を前記画像のピクセルを予め定めた個数おきに抽出することにより行うことを特徴とする ( 5 ) に記載の位相補正方法である。

30

【 0 0 2 1 】

この観点での発明では、原画像のピクセルを所定個数おきにサンプリングしたデータで縮小画像を構成するので、原画像を適切に代表する縮小画像を得ることができ、原画像の位相分布を適切に代表する縮小位相マップを得ることを可能にする。

【 0 0 2 2 】

( 7 ) 上記の課題を解決するための他の観点での発明は、磁気共鳴撮像した画像につきマトリクスサイズを縮小した縮小画像を生成する縮小画像生成手段と、前記縮小画像における位相分布を求める位相分布計算手段と、前記求めた位相分布を前記撮像した画像のマトリクスサイズに対応する位相分布に拡大する位相分布拡大手段と、前記拡大した位相分布を用いて画像の位相補正を行う位相補正手段とを具備することを特徴とする位相補正装置である。

40

【 0 0 2 3 】

この観点での発明では、縮小画像生成手段と位相分布計算手段により、原画像の縮小画像の位相マップを求め、これを位相分布拡大手段により原画像のマトリクスサイズに対応する位相マップに拡大する。縮小画像のピクセルは原画像のピクセルなのでパーシャルボリュームの影響が少ない。縮小によりピクセル数が減少するので処理時間が短縮される。拡大した位相マップを用いて位相補正手段で画像データの位相補正を行う。

【 0 0 2 4 】

( 8 ) 上記の課題を解決するための他の観点での発明は、前記マトリクスサイズの縮小を前

50

記画像のピクセルを予め定めた個数おきに抽出することにより行うマトリクスサイズ縮小手段を具備することを特徴とする(7)に記載の位相補正装置である。

【0025】

この観点での発明では、マトリクスサイズ縮小手段で原画像のピクセルを所定個数おきにサンプリングしたデータで縮小画像を構成するので、原画像を適切に代表する縮小画像を得ることができ、原画像の位相分布を適切に代表する縮小位相マップを得ることを可能にする。

【0026】

(9)上記の課題を解決するための他の観点での発明は、静磁場空間中の撮像対象について磁気共鳴を利用して画像を撮像する撮像手段と、前記撮像した画像につきマトリクスサイズを縮小した縮小画像を生成する縮小画像生成手段と、前記縮小画像における位相分布を求める位相分布計算手段と、前記求めた位相分布を前記撮像した画像のマトリクスサイズに対応する位相分布に拡大する位相分布拡大手段と、前記拡大した位相分布を用いて画像の位相補正を行う位相補正手段と、前記位相補正した画像のピクセルデータの位相差を利用して水画像と脂肪画像を別々に生成する画像生成手段とを具備することを特徴とする磁気共鳴撮像装置である。

10

【0027】

この観点での発明では、縮小画像生成手段と位相分布計算手段により、原画像の縮小画像の位相マップを求め、これを位相分布拡大手段により原画像のマトリクスサイズに対応する位相マップに拡大する。縮小画像のピクセルは原画像のピクセルなのでパーシャルボリュームの影響が少ない。縮小によりピクセル数が減少するので処理時間が短縮される。拡大した位相マップを用いて位相補正手段で画像データの位相補正を行う。位相補正済みの画像データに基づいて画像生成手段で水と脂肪を別々に画像化する。

20

【0028】

(10)上記の課題を解決するための他の観点での発明は、前記マトリクスサイズの縮小を前記画像のピクセルを予め定めた個数おきに抽出することにより行うマトリクスサイズ縮小手段を具備することを特徴とする(9)に記載の磁気共鳴撮像装置である。

【0029】

この観点での発明では、マトリクスサイズ縮小手段で原画像のピクセルを所定個数おきにサンプリングしたデータで縮小画像を構成するので、原画像を適切に代表する縮小画像を得ることができ、原画像の位相分布を適切に代表する縮小位相マップを得ることを可能にする。

30

【0030】

(11)上記の課題を解決するための他の観点での発明は、静磁場空間中の撮像対象について磁気共鳴を利用して画像を撮像し、前記撮像した画像につきマトリクスサイズを縮小した縮小画像を生成し、前記縮小画像における位相分布を求め、前記求めた位相分布を前記撮像した画像のマトリクスサイズに対応する位相分布に拡大し、前記拡大した位相分布を用いて画像の位相補正を行い、前記位相補正した画像のピクセルデータの位相差を利用して水画像と脂肪画像を別々に生成することを特徴とする磁気共鳴撮像方法である。

【0031】

この観点での発明では、原画像の縮小画像の位相マップを求め、これを原画像のマトリクスサイズに対応する位相マップに拡大する。縮小画像のピクセルは原画像のピクセルなのでパーシャルボリュームの影響が少ない。縮小によりピクセル数が減少するので処理時間が短縮される。拡大した位相マップを用いて画像データの位相補正を行う。位相補正済みの画像データに基づいて水と脂肪を別々に画像化する。

40

【0032】

(12)上記の課題を解決するための他の観点での発明は、前記マトリクスサイズの縮小を前記画像のピクセルを予め定めた個数おきに抽出することにより行うことを特徴とする(11)に記載の磁気共鳴撮像方法である。

【0033】

50

この観点での発明では、原画像のピクセルを所定個数おきにサンプリングしたデータで縮小画像を構成するので、原画像を適切に代表する縮小画像を得ることができ、原画像の位相分布を適切に代表する縮小位相マップを得ることを可能にする。

【0034】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。図1に磁気共鳴撮像装置のブロック(block)図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。本装置の動作によって、本発明の方法に関する実施の形態の一例が示される。

10

【0035】

図1に示すように、本装置はマグネットシステム(magnet system)100を有する。マグネットシステム100は主磁場コイル(coil)部102、勾配コイル部106およびRF(radio frequency)コイル部108を有する。これら各コイル部は概ね円筒状の外形を有し、互いに同軸的に配置されている。マグネットシステム100の内部空間に、撮像対象300がクレードル(cradle)500に搭載されて図示しない搬送手段により搬入および搬出される。撮像対象300は、本発明における撮像対象の実施の形態の一例である。

【0036】

主磁場コイル部102はマグネットシステム100の内部空間に静磁場を形成する。静磁場の方向は概ね撮像対象300の体軸の方向に平行である。すなわちいわゆる水平磁場を形成する。主磁場コイル部102は例えば超伝導コイルを用いて構成される。なお、超伝導コイルに限らず常伝導コイル等を用いて構成しても良いのはもちろんである。

20

【0037】

勾配コイル部106は静磁場強度に勾配を持たせるための勾配磁場を生じる。発生する勾配磁場は、スライス(slice)勾配磁場、リードアウト(read out)勾配磁場およびフェーズエンコード(phase encode)勾配磁場の3種であり、これら3種類の勾配磁場に対応して勾配コイル部106は図示しない3系統の勾配コイルを有する。

【0038】

RFコイル部108は静磁場空間に撮像対象300の体内のスピンを励起するための高周波磁場を形成する。以下、高周波磁場を形成することをRF励起信号の送信という。RFコイル部108は、また、励起されたスピンが生じる電磁波すなわち磁気共鳴信号を受信する。RFコイル部108は図示しない送信用のコイルおよび受信用のコイルを有する。送信用のコイルおよび受信用のコイルは、同じコイルを兼用するかあるいはそれぞれ専用のコイルを用いる。

30

【0039】

勾配コイル部106には勾配駆動部130が接続されている。勾配駆動部130は勾配コイル部106に駆動信号を与えて勾配磁場を発生させる。勾配駆動部130は、勾配コイル部106における3系統の勾配コイルに対応して、図示しない3系統の駆動回路を有する。

40

【0040】

RFコイル部108にはRF駆動部140が接続されている。RF駆動部140はRFコイル部108に駆動信号を与えてRF励起信号を送信し、撮像対象300の体内のスピンを励起する。

【0041】

RFコイル部108には、また、データ収集部150が接続されている。データ収集部150はRFコイル部108が受信した受信信号を取り込み、それをデジタルデータ(digital data)として収集する。

【0042】

50

勾配駆動部 130、RF 駆動部 140 およびデータ収集部 150 には制御部 160 が接続されている。制御部 160 は、勾配駆動部 130 ないしデータ収集部 150 をそれぞれ制御する。

【0043】

データ収集部 150 の出力側はデータ処理部 170 に接続されている。データ処理部 170 は、データ収集部 150 から取り込んだデータを図示しないメモリ (memory) に記憶する。メモリ内にはデータ空間が形成される。データ空間は 2 次元フーリエ (Fourier) 空間を構成する。データ処理部 170 は、これら 2 次元フーリエ空間のデータを 2 次元逆フーリエ変換して撮像対象 300 の画像を再構成する。

【0044】

データ処理部 170 は制御部 160 に接続されている。データ処理部 170 は制御部 160 の上位にあってそれを統括する。データ処理部 170 には、表示部 180 および操作部 190 が接続されている。表示部 180 は、データ処理部 170 から出力される再構成画像および各種の情報を表示する。操作部 190 は、操作者によって操作され、各種の指令や情報等をデータ処理部 170 に入力する。

【0045】

図 2 に、磁気共鳴撮像装置のブロック図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。本装置の動作によって、本発明の方法に関する実施の形態の一例が示される。

【0046】

図 2 に示す装置は、図 1 に示した装置とは異なるマグネットシステム 100' を有する。マグネットシステム 100' 以外は図 1 に示した装置と同様な構成になっており、同様な部分に同一の符号を付して説明を省略する。

【0047】

マグネットシステム 100' は主磁場マグネット部 102'、勾配コイル部 106' および RF コイル部 108' を有する。これら主磁場マグネット部 102' および各コイル部は、いずれも空間を挟んで互いに対向する 1 対のものからなる。また、いずれも概ね円盤状の外形を有し中心軸を共有して配置されている。マグネットシステム 100' の内部空間に、撮像対象 300 がクレードル 500 に搭載されて図示しない搬送手段により搬入および搬出される。

【0048】

主磁場マグネット部 102' はマグネットシステム 100' の内部空間に静磁場を形成する。静磁場の方向は概ね撮像対象 300 の体軸方向と直交する。すなわちいわゆる垂直磁場を形成する。主磁場マグネット部 102' は例えば永久磁石等を用いて構成される。なお、永久磁石に限らず超伝導電磁石あるいは常伝導電磁石等を用いて構成しても良いのはもちろんである。

【0049】

勾配コイル部 106' は静磁場強度に勾配を持たせるための勾配磁場を生じる。発生する勾配磁場は、スライス勾配磁場、リードアウト勾配磁場およびフェーズエンコード勾配磁場の 3 種であり、これら 3 種類の勾配磁場に対応して勾配コイル部 106' は図示しない 3 系統の勾配コイルを有する。

【0050】

RF コイル部 108' は静磁場空間に撮像対象 300 の体内のスピンを励起するための RF 励起信号を送信する。RF コイル部 108' は、また、励起されたスピが生じる磁気共鳴信号を受信する。RF コイル部 108' は図示しない送信用のコイルおよび受信用のコイルを有する。送信用のコイルおよび受信用のコイルは、同じコイルを兼用するかあるいはそれぞれ専用のコイルを用いる。

【0051】

図 3 に、磁気共鳴撮像に用いるパルスシーケンス (pulse sequence) の一例を示す。このパルスシーケンスは、スピンエコー (SE: Spin Echo) 法のパル

10

20

30

40

50



スシーケンスである。

【0052】

すなわち、(1)はSE法におけるRF励起用の90°パルスおよび180°パルスのシーケンスであり、(2)、(3)、(4)および(5)は、同じくそれぞれ、スライス勾配Gs、リードアウト勾配Gr、フェーズエンコード勾配GpおよびスピンエコーMRのシーケンスである。なお、90°パルスおよび180°パルスはそれぞれ中心信号で代表する。パルスシーケンスは時間軸tに沿って左から右に進行する。

【0053】

同図に示すように、90°パルスによりスピンの90°励起が行われる。このときスライス勾配Gsが印加され所定のスライスについての選択励起が行われる。90°励起から所定の時間後に、180°パルスによる180°励起すなわちスピン反転が行われる。このときもスライス勾配Gsが印加され、同じスライスについての選択的反転が行われる。

10

【0054】

90°励起とスピン反転の間の期間に、リードアウト勾配Grおよびフェーズエンコード勾配Gpが印加される。リードアウト勾配Grによりスピンのデフェーズ(dephase)が行われる。フェーズエンコード勾配Gpによりスピンのフェーズエンコードが行われる。

【0055】

スピン反転後、リードアウト勾配Grでスピンをリフェーズ(refphase)してスピンエコーMRを発生させる。スピンエコーMRはデータ収集部150によりビューデータ(view data)として収集される。このようなパルスシーケンスが周期TR(repetition time)で64~512回繰り返される。繰り返しのたびにフェーズエンコード勾配Gpを変更し、毎回異なるフェーズエンコードを行う。これによって、64~512ビューのビューデータが得られる。

20

【0056】

スピンエコーMRは、エコー中心に関して対称的な波形を持つRF信号となる。中心エコーは90°励起からTE(echo time)後に生じる。時間TEを適切に選ぶことにより、水のエコーと脂肪のエコーの位相差を $\pi/2$ とすることができる。位相差を $\pi/2$ にするTEは静磁場強度が0.2Tの場合で $2\pi + 8.6\text{ms}$ または $2\pi - 8.6\text{ms}$ 程度である。なお、 $\pi$ は90°励起から180°励起までの時間間隔である。この程度のTEで得られるスピンエコーは十分な信号強度を有する。なお、水のエコーと脂肪のエコーの位相差を $\pi/2$ としないときは、このようなTEの設定をする必要はない。

30

【0057】

磁気共鳴撮像用パルスシーケンスの他の例を図4に示す。このパルスシーケンスは、グラディエントエコー(GRE: Gradient Echo)法のパルスシーケンスである。

【0058】

すなわち、(1)はGRE法におけるRF励起用の $\alpha$ °パルスのシーケンスであり、(2)、(3)、(4)および(5)は、同じくそれぞれ、スライス勾配Gs、リードアウト勾配Gr、フェーズエンコード勾配GpおよびスピンエコーMRのシーケンスである。なお、 $\alpha$ °パルスは中心信号で代表する。パルスシーケンスは時間軸tに沿って左から右に進行する。

40

【0059】

同図に示すように、 $\alpha$ °パルスによりスピンの $\alpha$ °励起が行われる。 $\alpha$ は90以下である。このときスライス勾配Gsが印加され所定のスライスについての選択励起が行われる。

【0060】

$\alpha$ °励起後、フェーズエンコード勾配Gpによりスピンのフェーズエンコードが行われる。次に、リードアウト勾配Grにより先ずスピンをデフェーズし、次いでスピンをリフェーズして、グラディエントエコーMRを発生させる。グラディエントエコーMRはデータ収集部150によりビューデータとして収集される。このようなパルスシーケンスが周

50

期TRで64～512回繰り返される。繰り返しのたびにフェーズエンコード勾配Gpを変更し、毎回異なるフェーズエンコードを行う。これによって、64～512ビューのビューデータが得られる。

【0061】

グラディエントエコーMRは、エコー中心に関して対称的な波形を持つRF信号となる。中心エコーは、励起からTE後に生じる。時間TEを適切に選ぶことにより、水のエコーと脂肪のエコーの位相差を $\pi/2$ とすることができる。位相差を $\pi/2$ にするTEは静磁場強度が0.2Tの場合で8.6ms程度である。この程度のTEで得られるグラディエントエコーは十分な信号強度を有する。なお、水のエコーと脂肪のエコーの位相差を $\pi/2$ としないときは、このようなTEの設定をする必要はない。

10

【0062】

図3または図4のパルスシーケンスによって得られたビューデータが、データ処理部170のメモリに収集される。なお、パルスシーケンスはSE法またはGRE法に限るものではなく、例えばファーストスピンエコー(FSE: Fast Spin Echo)法やエコープラナーイメージング(EPI: Echo Planar Imaging)等、他の適宜の技法のものであって良いのはいうまでもない。

【0063】

データ処理部170は、ビューデータを2次元逆フーリエ変換して撮像対象300の断層像を再構成する。再構成した画像はメモリに記憶する。ここまでの本装置の構成および機能は、本発明における撮像手段の実施の形態の一例である。

20

【0064】

データ処理部170は、再構成した画像から、水分を画像化した像および脂肪分を画像化した像をそれぞれ生成する。以下、水分を画像化した像を水像、脂肪分を画像化した像を脂肪像という。

【0065】

水像および脂肪像を生成するに当たり、データ処理部170は、静磁場の強度分布に相当する位相分布すなわち位相マップを求める。なお、位相マップは水・脂肪分離撮像のためばかりでなく、通常の撮像における位相補正のために求めるようにしても良いのはいうまでもない。

【0066】

データ処理部170は、本発明の位相分布測定装置の実施の形態の一例である。データ処理部170の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。データ処理部170の動作によって、本発明の方法に関する実施の形態の一例が示される。

30

【0067】

データ処理部170は、また、位相マップを用いて、磁場不均一の影響を除去する位相補正を行う。データ処理部170は、本発明の位相補正装置の実施の形態の一例である。データ処理部170の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。データ処理部170の動作によって、本発明の方法に関する実施の形態の一例が示される。

【0068】

水像と脂肪像を分離して生成する観点から見たデータ処理部170のブロック図を図5に示す。同図の各ブロックの機能は、例えばコンピュータプログラム(computer program)等により実現される。以下同様である。

40

【0069】

同図に示すように、データ処理部170は縮小画像形成部702を有する。縮小画像形成部702には、前段の画像再構成部700から再構成画像が入力される。再構成画像としては、例えば標準ファントム(phantom)を撮像して得た像等が用いられる。なお、標準ファントムは水成分だけを含むものである。再構成画像のピクセルデータ(pixel data)は複素数で与えられる。すなわち、ピクセルデータは実数成分と虚数成分を有する。以下、実数成分および虚数成分をそれぞれリアルパート(real part

50

t) およびイマジナリパート (imaginary part) という。

【0070】

縮小画像形成部702は入力画像を縮小した画像を形成する。具体的には、入力画像が例えば図6の(a)に示すようなものである場合、斜線で示すように、入力画像のピクセルデータを例えば4×4マトリクス単位で1つずつ抽出し、それら抽出したピクセルデータにより(b)に示すような画像を形成する。縮小画像形成部702は、本発明における縮小画像生成手段の実施の形態の一例である。

【0071】

(b)に示した画像は、原画像を1/16に縮小した画像となる。原画像のマトリクスサイズが例えば256×256である場合、縮小画像のマトリクスサイズは64×64になる。これによって、縮小画像のピクセル数は原画像の1/16に削減される。なお、ピクセルデータを抽出する単位は4×4マトリクスに限るものではなく、縮小率に応じて適宜に設定して良い。

10

【0072】

縮小画像についてフィルタリング部704がフィルタリングを行う。フィルタリング部704は、本発明におけるフィルタリング手段の実施の形態の一例である。フィルタリングは例えばローパスフィルタリング(low-pass filtering)であり、これによってピクセルデータに含まれるノイズが除去される。ピクセル数が1/16に減少したことにより、フィルタリングの所要時間も原画像をフィルタリングする場合の1/16程度に減少する。

20

【0073】

フィルタリング後の縮小画像につき、位相マップ形成部706で位相マップを形成する。位相マップ形成部706は、ピクセルごとに複素数データの位相すなわちリアルパートとイマジナリパートのアークトアンジェント(arc tangent)を求め、この位相をピクセル値とする画像すなわち位相マップを形成する。位相マップ形成部706は、本発明における位相分布計算手段の実施の形態の一例である。

【0074】

縮小画像のマトリクスサイズは小さいものの、ピクセルデータはマトリクスサイズが大きいたがってピクセルサイズが小さい画像のものであるから、パーシャルボリュームの影響が小さくなっている。このため、パーシャルボリュームの影響が少ない位相マップを得ることができる。また、ピクセル数が1/16に減少したことにより、位相マップの形成に要する時間は、原画像から求める場合の1/16程度に減少する。

30

【0075】

位相マップの模式図を図7の(a)に示す。同図は、位相マップの1次元プロファイル(profile)である。位相マップの1次元プロファイル(以下、単に位相マップという)は、静磁場が均一な場合は、同図の一点鎖線で示すように、位相0に相当する水平な直線になるべきであるが、例えば静磁場がリニア(linear)に変化するような不均一性を持つとすると、それに対応した傾斜で位相が変化する位相マップとなる。

【0076】

撮像空間での静磁場強度は予めシミング(shimming)が行われているにより、局所的に急激に変化することはなく概ね滑らかに変化するので、マトリクスサイズが小さい位相マップでも磁場不均一を正しく表すことができる。

40

【0077】

位相マップには、 $\pm$  の範囲を逸脱した位相が $\pm$  の範囲内に折り返すいわゆるラップアラウンドが生じる。このような位相マップにつき位相アンラッピング(unwrapping)部708で位相アンラッピングを行う。位相アンラッピング部708は、本発明における位相アンラッピング手段の実施の形態の一例である。

【0078】

位相アンラッピング部708は、図7の(a)に示すようにラップアラウンドすなわち2の位相差が生じている部分で、位相差とは逆符号で2を加算し、位相マップを(b)

50

のようにラップアラウンドのないものにする。ピクセル数が  $1/16$  に減少したことにより、処理時間は原画像と同じマトリクスサイズの位相マップの場合の  $1/16$  程度に減少する。

【0079】

アンラッピングされた位相マップにつき、位相マップ拡大部 710 により原画像のマトリクスサイズと同じマトリクスサイズを持つ位相マップに拡大する。位相マップ拡大部 710 は、本発明における位相分布拡大手段の実施の形態の一例である。

【0080】

位相マップ拡大部 710 は、補間演算により縮小位相マップ (b) から拡大位相マップ (c) を生成する。補間演算としては直線補間 (1次補間) が計算が単純な点で好ましい。なお、直線補間に限るものではなく、高次補間やスプライン (spline) 補間を用いても良いのはいうまでもない。これらは精度の高い補間を行う点で好ましい。

10

【0081】

また、位相マップの拡大は、フーリエ空間を経由して行うようにしても良い。これを図 8 によって説明する。同図の (a) に示すように、マトリクスサイズが例えば  $64 \times 64$  の実空間の位相マップがあるとすると、先ずそれを 2次元フーリエ変換して、同図の (b) に示すように、フーリエ空間でのマトリクスサイズが  $64 \times 64$  の位相マップとする。

【0082】

次に、フーリエ空間で位相マップを含む  $256 \times 256$  のマトリクスを設定し、位相マップの外側を全て 0 データで埋める。次に、このようなフーリエ空間のデータを 2次元逆フーリエ変換する。これによって、同図の (c) に示すように、マトリクスサイズが  $256 \times 256$  の実空間の位相マップ、すなわち、原画像と同じマトリクスサイズに拡大した位相マップを得る。この方法は、マトリクスの拡大を円滑に行う点で好ましい。

20

【0083】

上記のような位相マップの拡大処理を含めても、最終的な位相マップを得るまでの所要時間は、従来のように原画像から直接求める場合よりも大幅に短縮することができる。拡大位相マップは、静磁場の強度分布すなわち静磁場不均一を原画像のピクセル対応で表す。位相マップは位相マップメモリ 712 に記憶される。

【0084】

位相マップメモリ 712 に記憶された位相マップは、位相補正部 714 において再構成画像の位相補正に利用される。位相補正部 714 は、画像再構成部 700 から位相補正すべき再構成画像を入力し、そのピクセルデータの位相を位相マップにおける対応するピクセルの位相によって補正する。位相補正部 714 は、本発明における位相補正手段の実施の形態の一例である。

30

【0085】

位相を補正した複素画像は水・脂肪分離部 716 に入力される。水・脂肪分離部 716 は、本発明における画像生成手段の実施の形態の一例である。水・脂肪分離部 716 は、位相補正済みの複素画像のリアルパートを用いて水像を生成し、イマジナリパートを用いて脂肪像を生成する。これによって、正確な水像および脂肪像を得ることができる。生成した水像は水像メモリ 718 に記憶し、脂肪像は脂肪像メモリ 720 に記憶する。

40

【0086】

位相マップを求めるための元画像として撮像対象 300 を撮像したものをを用いる場合は、上記のパルスシーケンスにより、水像と脂肪像は  $1/2$  の位相差を持つので、位相マップは脂肪像に相当するところでは静磁場不均一による位相に  $1/2$  を加えた位相を持つ。

【0087】

このような位相マップで位相補正を行うと、水像と脂肪像の位相差までも補正してしまい、水・脂肪分離画像を得ることができなくなる。そこで、撮像対象 300 を撮像した画像から位相マップを求める場合は次のような処理を行う。

【0088】

図 9 に、水像と脂肪像が  $1/2$  の位相差を持つ画像から位相マップを求める観点でのデー

50

タ処理部 170 のブロック図を示す。同図に示すように、データ処理部 170 はパワー (power) 画像形成部 902 および位相分布計算部 904 を有する。パワー画像形成部 902 および位相分布計算部 904 には、再構成画像が入力される。

【0089】

パワー画像形成部 902 は、ピクセルごとの複素数データのパワーを求め、このパワーをピクセル値とする画像すなわちパワー画像を形成する。位相分布計算部 904 は、再構成画像の位相分布を求める。位相分布の模式図を図 10 の (a) に示す。同図は、断層像が脂肪像とその周囲を囲む水像からなる場合の、位相分布の 1 次元プロファイル (profile) である。

【0090】

位相分布の 1 次元プロファイル (以下、単に位相分布という) は、静磁場が均一であるとすると、水像の位相が 0 になることにより、同図の一点鎖線で示すような図形になるべきであるが、例えば静磁場がリニア (linear) に傾斜す不均一性を持つとすると、実線で示すような位相分布となる。

【0091】

位相分布は位相 4 倍部 906 に入力される。位相 4 倍部 906 は位相分布における各位相をを 4 倍する。これにより、図 10 の (b) に示すような位相分布が得られる。同図に示すように、4 倍したことにより水と脂肪の位相差が 2 になり両者は同相となる。なお、位相分布にはラップアラウンドが生じる。また、それに加えて、水と脂肪の境界部分では位相の不連続ないし急変が生じる。

【0092】

このような位相分布が複素画像形成部 908 に入力される。複素画像形成部 908 にはパワー画像形成部 902 からパワー画像も入力される。複素画像形成部 908 は、位相分布とパワー画像に基づいて複素画像を形成する。

【0093】

複素画像のリアルパートは、パワー画像データのコサイン (cosine) として求められる。複素画像のイマジナリパートは、パワー画像データのサイン (sine) として求められる。なお、コサインおよびサインの演算に用いる角度は位相角度である。

【0094】

複素画像はローパスフィルタ部 910 を通して位相分布計算部 912 に入力される。位相分布計算部 912 は、ローパスフィルタリングされた複素画像から位相分布を形成する。ローパスフィルタリングにより、位相分布は、図 11 の (a) に示すような位相の不連続ないし急変部分が、例えば (b) に示すように連続化ないし急変緩和されたものとなる。

【0095】

このような位相分布が位相アンラッピング部 914 に入力される。アンラッピング部 914 は、図 12 の (a) に示すようにラップアラウンドしている位相を (b) のようにアンラッピングする。

【0096】

アンラッピングされた位相分布は位相 1/4 倍部 916 に入力される。位相 1/4 倍部 916 は入力位相を 1/4 倍する。これにより、図 12 の (c) に示すような位相分布が得られる。この位相分布は、撮像対象 300 が水だけからなる場合の位相分布に相当する。したがって、この位相分布は静磁場の強度分布すなわち静磁場不均一を表すものとなる。このような処理を、図 5 に示した位相マップ形成部 706 での処理に置き換えることにより、脂肪像に影響されない位相マップを得ることができる。

【0097】

【発明の効果】

以上詳細に説明したように、本発明によれば、正確な位相マップを能率良く求める位相分布測定方法および装置、そのようにして求めた位相マップを用いる位相補正方法および装置、並びに、そのような位相補正を行う磁気共鳴撮像装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【図 1】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図 2】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図 3】図 1 または図 2 に示した装置が実行するパルスシーケンスの一例を示す図である。

。

【図 4】図 1 または図 2 に示した装置が実行するパルスシーケンスの一例を示す図である。

。

【図 5】図 1 または図 2 に示した装置におけるデータ処理部のブロック図である。

【図 6】図 5 に示したデータ処理部の機能を説明する図である。

【図 7】図 5 に示したデータ処理部の機能を説明する図である。

【図 8】図 5 に示したデータ処理部の機能を説明する図である。

10

【図 9】図 1 または図 2 に示した装置におけるデータ処理部のブロック図である。

【図 10】図 9 に示したデータ処理部の機能を説明する図である。

【図 11】図 9 に示したデータ処理部の機能を説明する図である。

【図 12】図 9 に示したデータ処理部の機能を説明する図である。

【符号の説明】

100, 100' マグネットシステム

102 主磁場コイル部

102' 主磁場マグネット部

106, 106' 勾配コイル部

108, 108' RFコイル部

20

130 勾配駆動部

140 RF駆動部

150 データ収集部

160 制御部

170 データ処理部

180 表示部

190 操作部

300 撮像対象

500 クレードル

700 画像再構成部

30

902 縮小画像形成部

904 フィルタリング部

906 位相マップ形成部

908 位相アンラッピング部

910 位相拡大部

912 位相マップメモリ

914 位相補正部

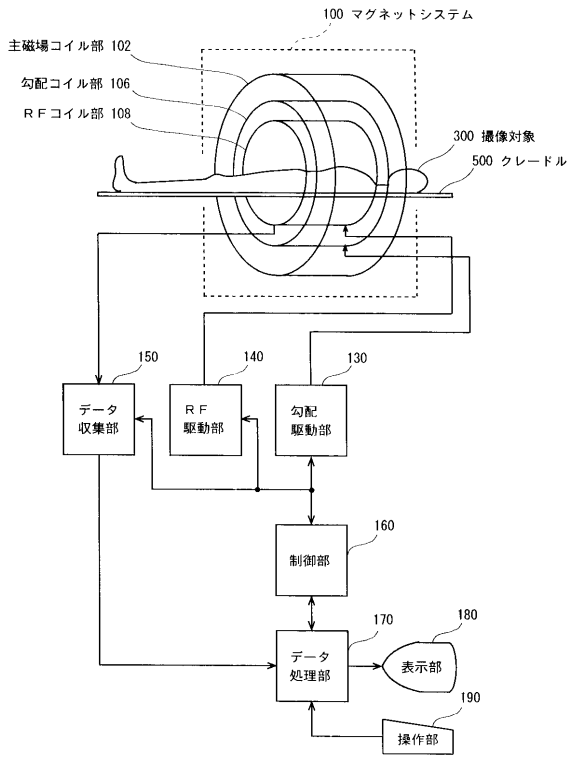
916 水・脂肪分離部

718 水像メモリ

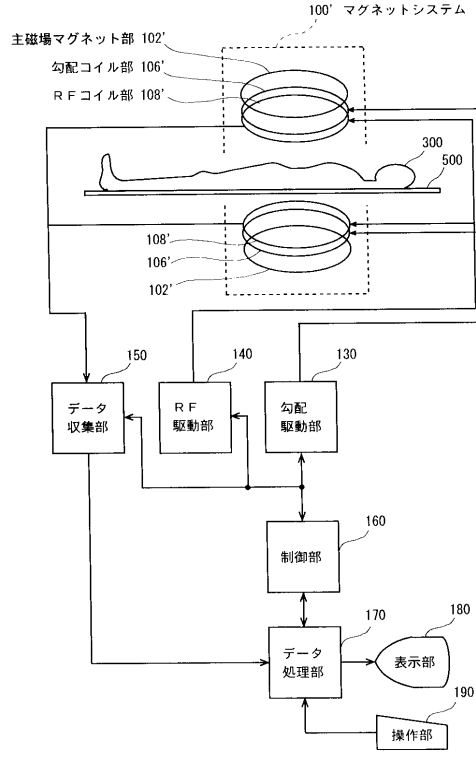
720 脂肪像メモリ

40

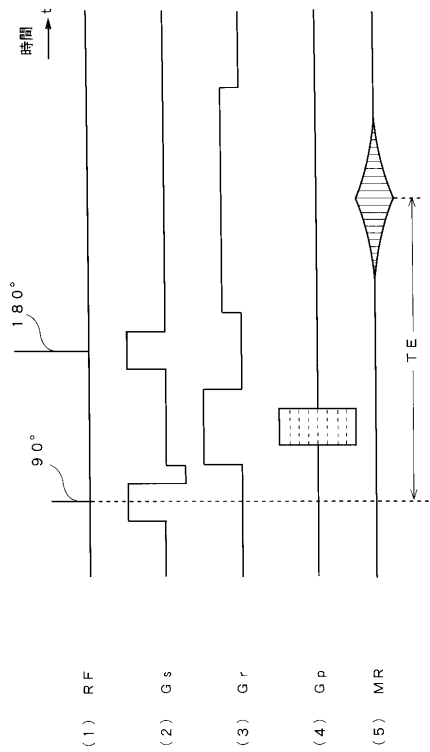
【図1】



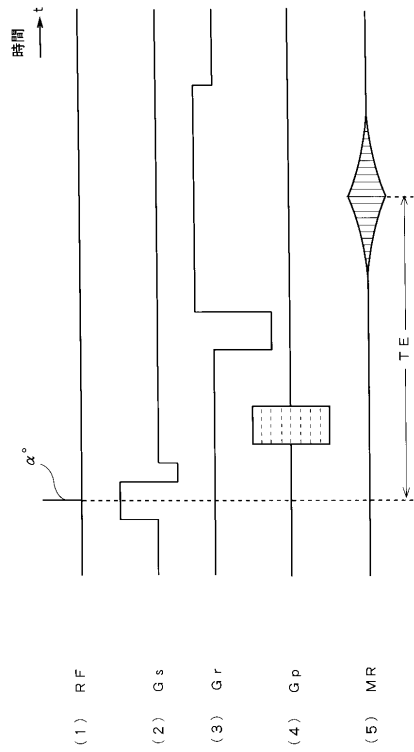
【図2】



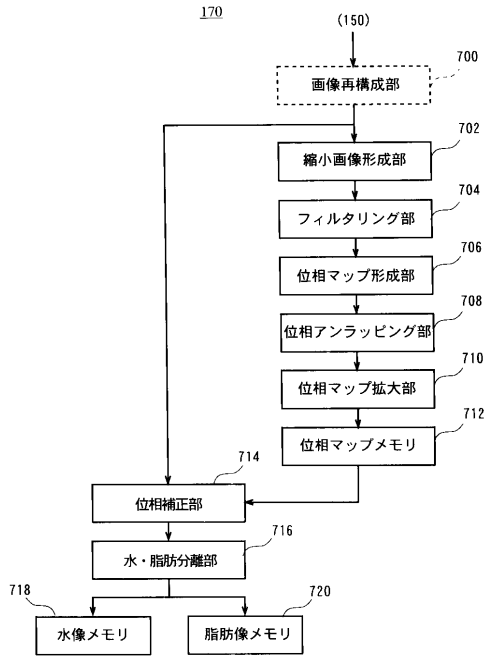
【図3】



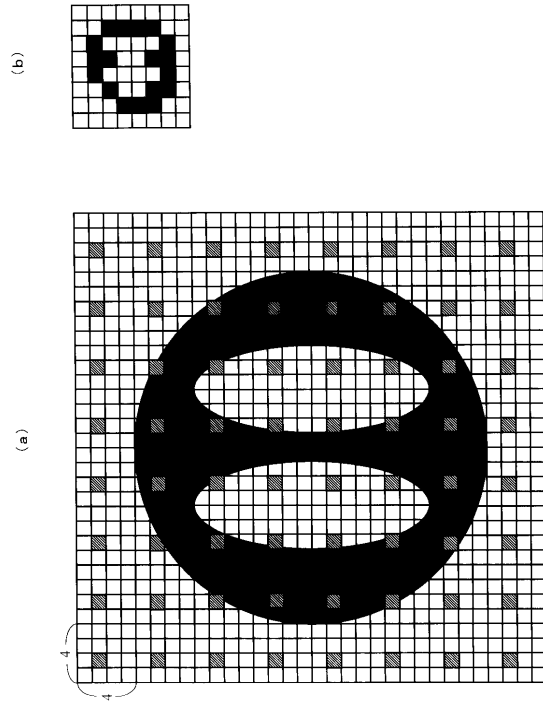
【図4】



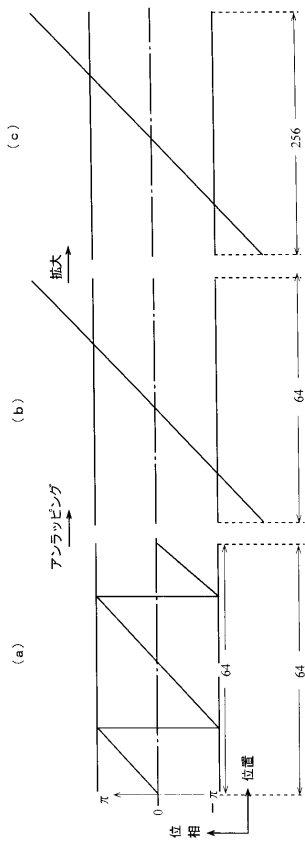
【図5】



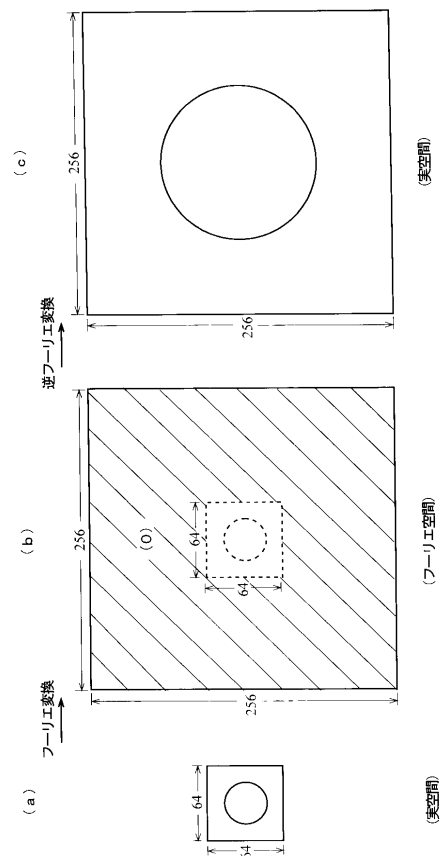
【図6】



【図7】

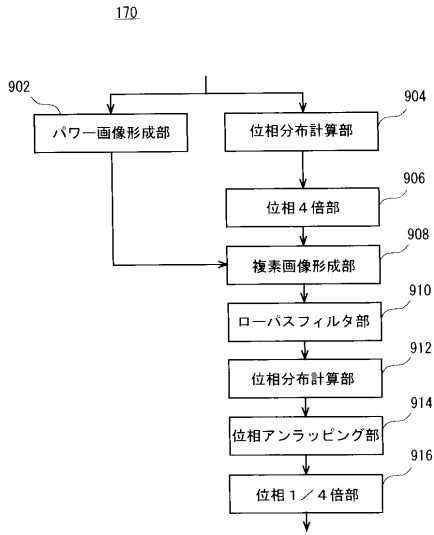


【図8】

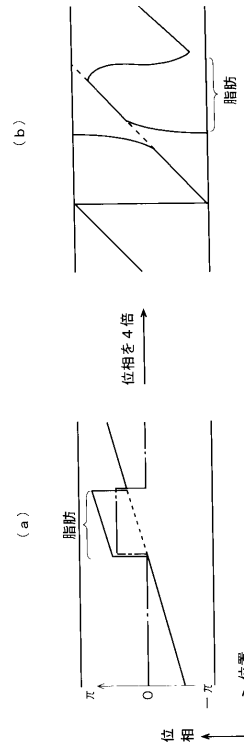




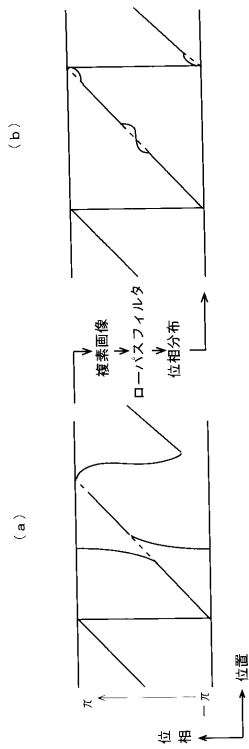
【図 9】



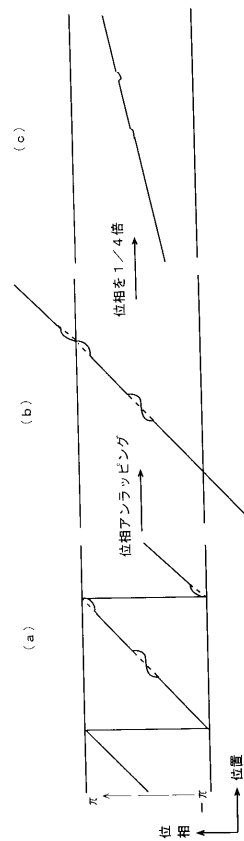
【図 10】



【図 11】



【図 12】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2000-083926(JP,A)

特開昭64-076843(JP,A)

特開平05-154131(JP,A)

特開平02-224739(JP,A)

特開平06-098875(JP,A)

特開昭63-073947(JP,A)

特開昭63-238856(JP,A)

特開昭64-034344(JP,A)

Jingfei Ma, "Phase-Sensitive IR Imaging and its Application for Tissue Segmentation"  
, Proc.Intl.Soc.Mag.Reson.Med, 1999年 5月, p1652

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

Wiley InterScience