

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6202761号  
(P6202761)

(45) 発行日 平成29年9月27日(2017.9.27)

(24) 登録日 平成29年9月8日(2017.9.8)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0
A 6 1 B 5/05 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 2
	A 6 1 B 5/05 Z D M

請求項の数 15 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2015-500165 (P2015-500165)	(73) 特許権者	000005108
(86) (22) 出願日	平成26年1月20日 (2014.1.20)		株式会社日立製作所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/050945		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(87) 国際公開番号	W02014/125876	(74) 代理人	100145735
(87) 国際公開日	平成26年8月21日 (2014.8.21)		弁理士 田村 尚隆
審査請求日	平成28年12月26日 (2016.12.26)	(72) 発明者	中井 則正
(31) 優先権主張番号	特願2013-24992 (P2013-24992)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(32) 優先日	平成25年2月12日 (2013.2.12)		株式会社日立メディコ内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	龍澤 将宏
			東京都千代田区外神田四丁目14番1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及びその処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対して静磁場および傾斜磁場を発生する磁場発生部と、  
高周波パルスを照射する高周波パルス照射部と、  
前記被検体からのNMR信号を受信する受信部と、  
作成された診断用画像を表示する表示部と、  
前記NMR信号に基づいて第1画像を作成し、前記第1画像を構成する各ピクセルの位相アンラップ処理を行う順番を、前記第1画像のピクセルの内の前記位相アンラップ処理の処理済みピクセルに隣接する複数の前記位相アンラップ処理の未処理ピクセルの中から、信号強度の強い未処理ピクセルを優先して選択することにより決定し、前記決定された順番に従って前記未処理ピクセルの位相アンラップ処理を行って第2画像を作成する信号処理部と、

を備え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】

請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記信号処理部は、前記信号強度の強さに加え、前記処理済みピクセルの信号に対する位相差の小さい未処理ピクセルを優先して選択することにより、前記位相アンラップ処理を行う前記順番を決定する、ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】

請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記第1画像は位相差画像であり、前記第2画像は補正用マップであって、

前記信号処理部は、前記順番に従って前記位相差画像を構成する各ピクセルの位相アンラップ処理を行って前記補正用マップを作成し、

前記信号処理部は、前記位相差画像の前記処理済みピクセルに対して隣接する複数の前記未処理ピクセルの中から、信号強度が強くさらに前記処理済みピクセルの信号に対する位相差が小さい前記未処理ピクセルを優先して選択することにより、前記位相差画像の前記未処理ピクセルの前記位相アンラップ処理を行う前記順番を決定し、さらに前記補正用マップを基に水画像あるいは脂肪画像を作成し、

前記表示部が前記水画像と前記脂肪画像の少なくとも一方を表示する、ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項4】

請求項3に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記信号処理部は、前記受信部からの前記NMR信号に基づいて少なくとも第1と第2エコー画像を作成し、さらに前記第1と第2エコー画像を基に各ピクセル毎に複素数で表された複素信号を有する前記位相差画像を作成し、前記位相差画像の内の前記未処理ピクセルの前記複素信号を演算して重み付けを行い、前記未処理ピクセルの位相アンラップ処理を行う前記順番を前記重み付けに基づいて決定する、ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項5】

請求項4に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記信号処理部は、前記処理済みピクセルの複素信号と前記未処理ピクセルの複素信号との積の演算に基づいて前記重み付けを演算する、ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

20

【請求項6】

請求項4に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記信号処理部は、前記処理済みピクセルの複素信号と前記未処理ピクセルの複素信号との差分を演算することにより前記重み付けを演算する、ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項7】

請求項3に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記信号処理部は前記受信部からの前記NMR信号に基づいて少なくとも第1エコー画像と第2エコー画像を作成し、

30

前記信号処理部は、前記第1エコー画像あるいは第2エコー画像に基づいてマスク画像を作成し、

前記信号処理部は、前記第1エコー画像あるいは第2エコー画像に基づいて前記位相差画像を作成し、

前記信号処理部は、前記位相差画像の前記ピクセルの内、前記マスク画像でマスクされていないピクセルに対して、前記ピクセル毎に前記順番に従って位相アンラップ処理を行い、静磁場不均一マップを作成する、ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項8】

請求項3に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

40

前記信号処理部は、前記受信部からの前記NMR信号に基づいて少なくとも第1と第2エコー画像を作成し、さらに前記第1と第2エコー画像を基に前記位相差画像を作成し、前記位相差画像の内の前記未処理ピクセルに対して前記順番に従って位相アンラップ処理を行って静磁場不均一マップを作成し、前記静磁場不均一マップを基に水画像と脂肪画像の少なくとも一方を作成し、

前記表示部が前記水画像と前記脂肪画像の少なくとも一方を前記診断用画像として表示する、

ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項9】

請求項8に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

50

前記高周波パルス照射部から前記高周波パルスが照射された後、水と脂肪からの前記NMR信号が互いに逆相となる第1時間経過後に第1NMR信号を受信し、また前記高周波パルスが照射された後、水と脂肪からの前記NMR信号が互いに同相となる第2時間経過後に第2NMR信号を受信し、前記第1NMR信号により前記第1エコー画像を作成し、前記第2NMR信号により前記第2エコー画像を作成し、

前記位相差画像を位相アンラップ処理して静磁場不均一マップを作成し、前記静磁場不均一マップと前記第1エコー画像と前記第2エコー画像を基に、少なくとも前記水画像あるいは前記脂肪画像を作成する、ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項10】

請求項9に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記磁場発生部による傾斜磁場の発生状態で、前記高周波パルス照射部から高周波パルスを照射し、その後さらに前記磁場発生部が傾斜磁場を発生すると共に負方向のエンコード傾斜磁場を発生し、

前記高周波パルスの照射から前記第1時間が経過した時点で第1極性のエンコード傾斜磁場を発生して前記第1NMR信号を受信し、

又は/且つ、

前記高周波パルスの照射から前記第2時間が経過した時点で第2極性のエンコード傾斜磁場を発生して前記第2NMR信号を受信し、

前記エンコード傾斜磁場を変更して前記第1NMR信号と前記第2NMR信号の受信を繰り返す行い、

前記信号処理部は、受信した前記第1NMR信号と前記第2NMR信号とをそれぞれ画像変換して、前記第1エコー画像と前記第2エコー画像を作成する、ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項11】

請求項3に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記信号処理部は、前記処理済みピクセルの内の最後に位相アンラップ処理を行った前記処理済みピクセルを注目ピクセルとし、前記注目ピクセルに隣接する前記未処理ピクセルに対して、前記未処理ピクセルの信号強度および前記注目ピクセルの信号に対する前記未処理ピクセルの信号の位相差に基づいて、重み付けの演算を行い、前記各未処理ピクセルの前記重み付けの演算結果に従って前記各未処理ピクセルに関するデータを各未処理ピクセルで順に配置したリストを作成し、前記リストに従って新たな注目ピクセルを決定すると共にそのアンラップ位相を静磁場不均一マップの対応するピクセルの位相として設定し、前記新たな注目ピクセルに対して、再び上記処理を繰り返す、ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項12】

請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記信号処理部は、前記処理済みピクセルの信号と前記処理済みピクセルに隣接する複数の前記未処理ピクセルのそれぞれの信号との内積を演算し、前記内積の演算結果に従って、前記未処理ピクセルの内から位相アンラップ処理を行うべき未処理ピクセルを決定する、ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項13】

請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記信号処理部が行う前記位相アンラップ処理は、前記第1画像である位相差画像を構成する各ピクセルに対してそのアンラップ処理した位相を前記第2画像の対応するピクセルの位相として設定することであり、

前記高周波パルス照射部からの前記高周波パルスの照射後、水と脂肪からの前記NMR信号が互いに逆相となる第1時間経過時点で第1NMR信号を受信し、また前記高周波パルスの照射後、水と脂肪からの前記NMR信号が互いに同相となる第2時間経過時点で第2NMR信号を受信し、

前記信号処理部は、前記第1NMR信号を基に画像変換して第1エコー画像を作成し、また前記第2NMR信号を基に画像変換して第2エコー画像を作成し、

10

20

30

40

50

前記信号処理部は、前記第1エコー画像と前記第2エコー画像に基づき前記第1画像である前記位相差画像を作成し、さらに前記位相差画像を構成するピクセルの内前記未処理ピクセルの内から前記処理を開始する注目ピクセルを決定し、前記注目ピクセルに対してアンラップ処理した位相を前記第2画像の対応するピクセルの位相として設定し、

前記信号処理部は、さらに前記注目ピクセルに隣接する未処理ピクセルの有無を判断し、未処理ピクセルが存在する場合には前記未処理ピクセルに対する優先度やアンラップ処理した位相を前記各未処理ピクセルを単位とするリストとして記憶し、

前記信号処理部は、記憶した前記リストに基づき前記優先度に従って処理すべき未処理ピクセルを選択し、選択した未処理ピクセルの前記アンラップ処理した位相を前記第2画像の対応するピクセルの位相として設定し、さらに前記選択した未処理ピクセルを新たな注目ピクセルとして前記動作を繰り返し、

前記信号処理部が、前記優先度に従って、前記位相差画像を構成する各ピクセルのアンラップ処理した位相を対応する前記第2画像のピクセルにそれぞれ設定して、前記第2画像を作成する、ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

#### 【請求項14】

被検体に対して静磁場および傾斜磁場を発生する磁場発生部と、高周波パルス照射部と、高周波パルス照射部と、前記被検体からのNMR信号を受信する受信部と、信号処理を行う信号処理部と、診断用画像を表示する表示部と、を備える磁気共鳴イメージング装置の処理方法であって、

前記信号処理部は、前記NMR信号に基づいて第1画像を作成し、

前記信号処理部は、前記第1画像の既に位相アンラップ処理を行った処理済みピクセルに対して隣接する複数の前記位相アンラップ処理が行われていない未処理ピクセルの中から、信号強度の大きさおよび前記処理済みピクセルの信号に対する位相差の小ささに基づいて重み付けを行い、

前記信号処理部は、前記重み付けに基づいて、前記未処理ピクセルの内から次に位相アンラップ処理を行うピクセルを選択して、前記未処理ピクセルを順番に処理して第2画像を作成し、

前記信号処理部はさらに、前記第2画像を使用して前記診断用画像を構成する、ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置の処理方法。

#### 【請求項15】

請求項14に記載の磁気共鳴イメージング装置の処理方法において、前記信号処理部は、前記第1画像の前記処理済みピクセルの信号と前記処理済みピクセルに隣接する複数の前記未処理ピクセルのそれぞれの信号との内積を演算し、演算した前記内積の結果に従って、前記重み付けを行い、前記重み付けに従って前記未処理ピクセルの内から次に位相アンラップ処理を行うべき未処理ピクセルを選択する、ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置の処理方法。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージング装置に関し、特に磁気共鳴イメージング装置における組織コントラスト画像の処理技術に関する。

#### 【背景技術】

#### 【0002】

核磁気共鳴撮像(Magnetic Resonance Imaging, 以下MRI)装置は、被検体、特に人体の組織を構成する原子核スピンの発生する核磁気共鳴(Nuclear Magnetic Resonance, 以下MR)信号を計測し、その頭部、腹部、四肢等の形態や組織を2次元的に或いは3次元的に画像化する装置である。

#### 【0003】

MRI装置で画像を得る場合、エコー時間(Echo Time, 以下TEと記す)や繰り返し時間(Repetition Time, 以下TRと記す)等のパラメータを変化させたり、画像演算を行ったりするこ

10

20

30

40

50

とによって、様々な組織コントラストを持つ画像を得ることができる。画像の精度を高めるため、水と脂肪を分離した画像を得る方法の1つにDixon法と呼ばれる方法がある。

【0004】

さらにDixon法に静磁場不均一の影響を補正する機能を加えた静磁場補正付き2点Dixon法及び3点Dixon法がある。これらの方法において静磁場不均一による位相回転量を求める際には、水と脂肪の入れ替わりを防ぐため、位相アンラップ処理と呼ばれる演算処理が行われる。この位相アンラップ処理は、 $-\pi \sim \pi$  の範囲を超えた位相(この状態を、主値回りを起こしているという)が再び $-\pi \sim \pi$  の範囲内で表現されるために生じる不連続な飛びを解消して、空間的な位相変化を連続的にし、 $-\pi \sim \pi$  の範囲を超えた位相の値で表現する処理である。

10

【0005】

主値回りが発生する要因について、本発明の発明者達が検討を行った結果、静磁場不均一が大きく隣接ピクセルの位相差が大きいときと、信号対雑音比(Signal Noise Ratio, 以下SNR)が低いときの2つの要因があることが分かった。

【0006】

上記アンラップ処理は、2次元あるいは3次元のデータに対して行なわれ、領域拡張法という手法が用いられる。領域拡張法とは、最初に処理を開始するピクセル(以下開始ピクセルと記す)を決め、開始ピクセルから隣接するピクセルへと処理を空間的に広げていく手法であり、隣接するピクセルの処理では、既に処理を終えたピクセルの値が利用される。

20

【0007】

特許文献1では、隣接するピクセルのうち、位相差の小さいピクセルから順に処理することによって主値回りを低減する手法が提案されている。具体的には位相差傾斜画像を作成して、位相差の小さいピクセルから順に処理している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】米国特許第7227359号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0009】

特許文献1には、位相差傾斜画像を作成し、位相差の小さいピクセルから順に処理することによって主値回りを低減する手法が提案されている。しかし、SNRが全く考慮されていないため、SNRが低くノイズが起因となる主値回りに関して低減することができないなどの理由から、結果として最終的に構成された組織を表す画像の正確性が低下する課題がある。

【0010】

本発明の目的は、組織の状態を表す画像をより正確に表示できる磁気共鳴イメージング装置を提供することあるいはそ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】

40

【0011】

前記課題を解決するための一の発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、被検体に対して静磁場および傾斜磁場を発生する磁場発生部と、高周波パルス照射する高周波パルス照射部と、前記被検体からのNMR信号を受信する受信部と、作成された診断用画像を表示する表示部と、前記NMR信号に基づいて第1画像を作成し、前記第1画像を構成する各ピクセルの位相アンラップ処理を行う順番を、前記第1画像のピクセルの内の前記位相アンラップ処理の処理済みピクセルに隣接する複数の前記位相アンラップ処理の未処理ピクセルの中から、信号強度の強い未処理ピクセルを優先して選択することにより決定し、前記決定された順番に従って前記未処理ピクセルの位相アンラップ処理を行って第2画像を作成する信号処理部と、を備えることを特徴とする。

50

## 【発明の効果】

## 【0012】

本発明によれば、組織の状態を表す画像をより正確に表示できる磁気共鳴イメージング装置を得ることができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0013】

【図1】本発明の一実施例である磁気共鳴イメージング装置の構成図

【図2】2点Dixon法のグラジエントエコーシーケンスを示す説明図

【図3】信号処理部の処理機能を示す構成図

【図4】2点Dixon法による処理フロー図

10

【図5】2点Dixon法による画像処理部の処理機能を示す構成図

【図6】一実施例である領域拡張に関する位相アンラップ処理を説明する説明図

【図7】位相アンラップ処理に用いるリストを説明する説明図

【図8】位相アンラップ処理の高速化のためのリストを説明する説明図、(a)重み付け範囲1のリスト、(b)重み付け範囲2のリスト、(c)重み付け範囲hのリスト

【図9】シミュレーションに用いた位相差画像を説明する、磁気共鳴イメージング装置の表示画像

【図10】シミュレーションした静磁場不均一マップを説明する、磁気共鳴イメージング装置の表示画像

【図11】シミュレーションした水画像と脂肪画像の例を示す、磁気共鳴イメージング装置の表示画像

20

【図12】シミュレーションした静磁場不均一マップと位相差画像の絶対値のプロファイルを説明する説明図

【図13】図2に示す2点Dixon法のグラジエントエコーシーケンスの他の方法を示す説明図

【図14】図13に示す2点Dixon法のグラジエントエコーシーケンスのさらに他の方法を示す説明図

## 【発明を実施するための形態】

## 【0014】

以下、図面を用いて本発明に係る一実施形態(以下実施例と記す)を説明する。なお発明が適用された実施例を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

30

## 【0015】

以下に説明する実施例では、処理するピクセルの順番、即ちアンラップ処理の経路を適切に定めることができ、これにより、主値回りを回避することができる。具体的にはSNRが大きいピクセルから、あるいは隣接ピクセルの位相差が小さくかつSNRが大きいピクセルから、順番に処理することができるので、主値回りを回避することができる。例えば特許文献1では、SNRについて全く考慮されていない為、主値回りを回避することができない状態が生じる。主値回りを回避することができない状態では、例えば水と脂肪が入れ替わった処理が行われ、水と脂肪が入れ替わった画像が表示されることが生じる。

40

## 【0016】

また以下で説明する実施例では比較的短時間で処理することができる。これに対し例えば特許文献1では、位相差傾斜画像を作成して隣接ピクセルの処理を行っているため、処理時間が長くなる。以下本発明の一実施例を説明する。

## 【0017】

図1は発明の一実施例であるMRI装置1の全体構成の概略図である。MRI装置1は、静磁場を発生する静磁場磁石102と傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル103と被検体101に高周波磁場パルス(以下RFパルスと記す)を照射する照射コイル104と被検体101からのNMR信号を検出する受信コイル105とを被検体101の周囲に備え、さらに被検体101を載置するベッド106を備える。

50

## 【0018】

静磁場磁石102は、被検体101が載置されるある広がりをもった空間に配置され、永久磁石、あるいは超伝導磁石、あるいは常伝導磁石により構成され、被検体101の体軸と平行または垂直な方向に均一な静磁場を発生させる。

## 【0019】

傾斜磁場コイル103は、傾斜磁場電源107からの信号に基づいて、X軸とY軸とZ軸の3軸方向の傾斜磁場を被検体101に印加する。この傾斜磁場の加え方によって被検体101の撮像断面が設定される。

## 【0020】

照射コイル104は、RF送信部108からの信号に応じてRFパルスが発生する。このRFパルスにより、傾斜磁場コイル103によって設定された被検体101の撮像断面の生体組織を構成する原子の原子核が励起されて、NMR現象が誘起される。

10

## 【0021】

照射コイル104から照射されたRFパルスにより誘起された被検体101の生体組織を構成する原子の原子核のNMR現象によってNMR信号であるエコー信号が発生し、このエコー信号は、被検体101に接近して配置された受信コイル105を通して信号検出部109で検出される。検出されたエコー信号が信号処理部110で信号処理されて画像に変換される。変換された画像は表示部111で表示される。

## 【0022】

制御部112は、スライスエンコードや位相エンコードや周波数エンコードの各傾斜磁場とRFパルスのある所定のパルスシーケンスで繰り返し発生するために、傾斜磁場電源107やRF送信部108を制御し、さらに信号処理部110を制御する。

20

## 【0023】

上記MRI装置1の静磁場磁石102により、被検体101が載置された空間に発生する静磁場には、磁石構造に起因する静磁場そのものの空間的不均一と、静磁場空間に載置された被検体101の部位ごとに磁気感受性が異なることに起因する静磁場の空間的不均一とが生じる(以下これらをまとめて静磁場不均一と記す)。前述のように、Dixon法に静磁場不均一の影響を補正する機能を加えた方法に静磁場補正付き2点Dixon法及び3点Dixon法がある。3点Dixon法では、TEを変えて3回の撮影を行ない、2点Dixon法では、TEを変えて2回の撮影を行う。3点Dixon法は、TEを変えて3回の撮影を行うため、2点Dixon法よりも時間がかかるが、より精度の高い画像が得られる。本発明の実施例では2点Dixon法を用いた場合を説明するが、3点Dixon法にも同様に適用でき、効果を奏することができる。

30

## 【0024】

図2は、本発明の実施例で使用する2点Dixon法で用いられるパルスシーケンスの一例である。このパルスシーケンスはグラジエントエコー(Gradient Echo)シーケンスであり、TEの異なる2つの種類の画像データを得るシーケンスである。制御部112は以下の制御を行ってこのパルスシーケンスを、RF送信部108を介して送信する。即ち、制御部112は、RFパルス201の照射と同時にスライスエンコード傾斜磁場202を印加して目的とする断層面のみが励起されるように制御する。

## 【0025】

40

そして、位置情報をエンコードするための位相エンコード用傾斜磁場203が傾斜磁場コイル103により印加され、負方向の周波数エンコード傾斜磁場(ディフェーズパルス)204を印加したあと、正方向の周波数エンコード傾斜磁場205を印加してRFパルス201からTE1経過後に第1のエコー信号を発生させる。次に再度負方向の周波数エンコード傾斜磁場(リワインドパルス)206、正方向の周波数エンコード傾斜磁場207を印加してRFパルス201からTE2経過後に第2のエコー信号を発生させる。水と脂肪とを分離した画像を得る場合に、例えばTE1は水と脂肪から得られるエコー信号が互いに逆位相となる時間であり、TE2は水と脂肪から得られるエコー信号が互いに同位相となる時間である。

## 【0026】

そして、このようなシーケンスを位相エンコード用傾斜磁場203の面積を変えながら、

50

位相エンコードの回数分繰り返し実行し、位相エンコード数分のエコー信号が受信コイル105を介して信号検出部109でk空間のデータを取得し、信号処理部110で処理する。信号処理部110では、k空間のデータを2次元フーリエ変換して、TEの異なる2種類の画像データを得る。これらの画像は表示部111に表示される。2点Dixon法では、水と脂肪を分離した画像を得るために、水と脂肪が同位相となるTEと、水と脂肪が逆位相になるTEの2種類のパルスを設定する。

【0027】

図2に示すパルスシーケンスの方法は一例であり、他にも2点Dixon法で用いられるグラジエントエコーのパルスシーケンスがいろいろある。図13に示すパルスシーケンスの方法は他の一例であり、図14に示すパルスシーケンスの方法はさらに他の一例である。

10

【0028】

図13に示す方法では、TE2経過後に第2のエコー信号を負方向の周波数エンコード傾斜磁場で発生させる方法である。図2に比べTE1とTE2間の時間を短く出来る利点がある。制御部112は、RFパルス1301の照射と同時にスライスエンコード傾斜磁場1302を印加して目的とする断層面のみが励起されるように制御する。位置情報をエンコードするための位相エンコード用傾斜磁場1303を印加し、負方向の周波数エンコード傾斜磁場(ディフェーズパルス)1304を印加したあと、正方向の周波数エンコード傾斜磁場1305を印加して、RFパルス1301からTE1経過後に第1のエコー信号を発生させる。次に負方向の周波数エンコード傾斜磁場1306を印加してRFパルス1301からTE2経過後に第2のエコー信号を発生させる。ここで、RFパルス1301とスライスエンコード傾斜磁場1302、位相エンコード用傾斜磁場1303、周波数エンコード傾斜磁場1304、周波数エンコード傾斜磁場1305はそれぞれ、図2のRFパルス201やスライスエンコード傾斜磁場202、位相エンコード用傾斜磁場203、ディフェーズパルス204、周波数エンコード傾斜磁場205に対応し、作用や効果が基本的に同じである。

20

【0029】

図14は、TE1経過後の第1エコーとTE2経過後の第2エコーを別々のRFパルスで発生させる方法である。制御部112は、RFパルス1401の照射と同時にスライスエンコード傾斜磁場1402を印加して目的とする断層面のみが励起されるように制御する。位置情報をエンコードするための位相エンコード用傾斜磁場1403が印加され、負方向の周波数エンコード傾斜磁場(ディフェーズパルス)1404を印加したあと、正方向の周波数エンコード傾斜磁場1405を印加して、RFパルス1401からTE1経過後に第1のエコー信号を発生させる。同様に再びRFパルス1406の照射と同時にスライスエンコード傾斜磁場1407が印加されて目的とする断層面のみが励起されるように制御する。位置情報をエンコードするための位相エンコード用傾斜磁場1408が印加され、負方向の周波数エンコード傾斜磁場(ディフェーズパルス)1409を印加したあと、正方向の周波数エンコード傾斜磁場1410を印加してRFパルス1406からTE2経過後に第2のエコー信号を発生させる。

30

【0030】

上述したように図2に示す方法では、RFパルス201に基づいてTE1経過後にエコー信号を発生させ、さらに同じRFパルス201に基づいてTE2経過後にエコー信号を発生させる方法である。この方法に対し図14に示す方法では、RFパルス1401に基づいてTE1経過後にエコー信号を発生させ、TE2経過後に発生させるエコー信号はRFパルス1406に基づいて発生させる方法である。このような相違はあるが、RFパルス1401とRFパルス1406は図2のRFパルス201と基本的な作用効果が同じである。またスライスエンコード傾斜磁場1402とスライスエンコード傾斜磁場1407は基本的な作用効果がスライスエンコード傾斜磁場202と同じである。位相エンコード用傾斜磁場1403と位相エンコード用傾斜磁場1408は図2の位相エンコード用傾斜磁場203と基本的な作用効果が同じである。負方向の周波数エンコード傾斜磁場(ディフェーズパルス)1404と正方向の周波数エンコード傾斜磁場1405、あるいは負方向の周波数エンコード傾斜磁場(ディフェーズパルス)1409と正方向の周波数エンコード傾斜磁場1410は、図2のディフェーズパルス204や周波数エンコード傾斜磁場205と、基本的な作用効果が同じである。

40

50



## 【 0 0 3 1 】

次に、2点Dixon法を具体的に実行する信号処理部110の構成を説明する。図3は信号処理部110の処理機能を説明するための機能ブロック図である。

## 【 0 0 3 2 】

信号受信部301は、信号検出部109からのエコー信号を、パラメータ307のスライスエンコード、周波数エンコード、位相エンコードからなるk空間への配置情報に基づき、k空間データベース302に格納する。画像変換部303は、k空間データベース302に格納されたk空間データをフーリエ変換して画像に変換し、画像データベース304に格納する。画像処理部305は、画像データベース304に格納された画像に、画像処理を施し、画像送信部306に渡す。画像処理には、例えば、水画像と脂肪画像を作成する処理や、受信コイル105の感度のムラを補正する処理などがある。画像送信部306は、画像処理した画像を表示部111に送信する。

10

## 【 0 0 3 3 】

パラメータ307は、信号受信部301が必要とするパルスシーケンスのスライスエンコード、周波数エンコード、位相エンコードの情報や、画像変換部303、画像処理部305、画像送信部306が必要とする画像マトリクスやフィルタリングなどのパラメータ、制御情報を含み、制御部112から取得する。

## 【 0 0 3 4 】

次に、本発明の一実施例であるMRI装置及び位相補正アルゴリズムに伴う処理手順を図4及び図5に基づいて説明する。図4は本実施例を説明する処理フロー図である。本処理フローを実行するためのプログラムは画像処理部305内に記憶され、画像処理部305が図4に基づいて説明する各ステップの処理を実行する。図5は、本実施例の処理フローを実行する画像処理部305の処理機能を説明する機能構成図である。なお、本実施例では2点Dixon法における領域拡張による位相アンラップ処理に関して記載する。

20

## 【 0 0 3 5 】

水と脂肪が逆位相となるTEに設定して得られた複素データの画像を第1エコー画像501とし、水と脂肪が同位相となるTEに設定して得られた複素データの画像を第2エコー画像502とする。

## 【 0 0 3 6 】

本発明の一実施例に関する動作を図4に示したフローチャートに基づいて説明する。

30

## 【 0 0 3 7 】

(ステップS401)

マスク画像作成部503は画像データベース304に格納されている第1エコー画像501と第2エコー画像502から位相アンラップ処理を行う領域を示すマスク画像504を作成する。マスク画像504は明らかに物体が無いノイズだけの領域を位相アンラップ処理の領域から除外するために作成する。マスク画像を作成する方法は例えば以下の3つの方法がある。

## 【 0 0 3 8 】

〔マスク画像を作成する方法1〕

方法1として、第1エコー画像501を2値化処理することによって作成する方法がある。

## 【 0 0 3 9 】

【数1】

40

$$\begin{cases} M(x, y, z) = 1 & (|S1(x, y, z)| \geq Threshold) \\ M(x, y, z) = 0 & (|S1(x, y, z)| < Threshold) \end{cases}$$

## 【 0 0 4 0 】

S1(x, y, z)は第1エコー画像501、M(x, y, z)はマスク画像504である。xは画像の横座標、yは画像の縦座標、zは画像のスライス番号を示す。Thresholdは物体のある領域と無い領域

50

を分ける閾値である。第1エコー画像501は水と脂肪が逆位相の画像であるため、水と脂肪が打ち消し合う低SNRの領域を位相アンラップの領域から除外することができる。閾値の求め方は後述する。

【0041】

〔マスク画像を作成する方法2〕

方法2として、第2エコー画像502を2値化処理することによって作成する方法がある。

【0042】

【数2】

$$\begin{cases} M(x, y, z) = 1 & (|S2(x, y, z)| \geq Threshold) \\ M(x, y, z) = 0 & (|S2(x, y, z)| < Threshold) \end{cases} \quad 10$$

【0043】

$S2(x, y, z)$ は第2エコー画像502である。第2エコー画像502は水と脂肪が同位相の画像であるため、水と脂肪が打ち消し合うことがなく、物体がある領域を正確に抽出することができる。閾値の求め方は後述する。

【0044】

〔マスク画像を作成する方法3〕

方法3として、第1エコー画像501と第2エコー画像502の比を用いて領域をさらに識別する方法もある。第1エコー画像501は水と脂肪が逆位相の画像であり、第2エコー画像502は水と脂肪が同位相の画像であるため、第1エコー画像501を第2エコー画像502で除算して、閾値処理をすることによって、正確に水と脂肪が混在する領域を除去することができる。水と脂肪が混在する領域は位相のエラーが発生し易いため、水と脂肪の混在領域を領域拡張から除外することは、位相アンラップの主値回りを低減する方法として有効である。

【0045】

【数3】

$$\begin{cases} M(x, y, z) = 1 & (|S1(x, y, z)/S2(x, y, z)| \geq Threshold2) \\ M(x, y, z) = 0 & (|S1(x, y, z)/S2(x, y, z)| < Threshold2) \end{cases} \quad 30$$

【0046】

(数3)のマスク画像は、(数1)または(数2)で作成したマスク画像と複合して用い、(数1)と(数3)、あるいは(数2)と(数3)の論理積を取ることで最終的なマスク画像となる。閾値 $Threshold2$ は0~1の範囲内で水と脂肪の混合比を考慮して、適当な値を設定する。具体的な方法は後述する。本発明の一実施例では、マスク画像を作成する方法として〔方法3〕を用いるが、方法1,2を用いてもよい。次に閾値を求める方法を説明する。閾値を求める方法には例えば以下の2つの方法がある。

【0047】

〔閾値の計算方法〕

方法1として、第1エコー画像501の最大となるピクセル値の1/10として決める方法がある。方法2として、ノイズレベルを求め、ノイズレベルから閾値を決める方法(例えばノイズレベルの3倍)もある。ノイズレベルは、画像の高周波成分にはノイズ成分の割合が大きいことを利用し、第1エコー画像501あるいは第2エコー画像502にハイパスフィルタ(High Pass Filer)を施して絶対値画像を作成し、絶対値画像の平均値をノイズレベルとすることができる。より正確にノイズレベルを求めるには、ノイズの絶対値画像はレイリー分布となる特徴を利用し、絶対値画像のヒストグラムを作成した後、累積密度分布から最頻値

を求めることで実現できる。前記絶対値画像上にノイズ以外の高信号の成分がある場合でも、ヒストグラムを作成し最頻値を求めることでノイズレベルに与える影響を低減できる。本発明の実施例では閾値を求める方法として方法2を用いるが、方法1を用いてもよい。

【0048】

(ステップS402)

位相差画像作成部505が、前記第1エコー画像501および第2エコー画像502から位相差画像506を作成する。最初に、第2エコー画像502から第1エコー画像501の位相を減算する。

【0049】

【数4】

$$T(x, y, z) = S2(x, y, z) \times \frac{S1^*(x, y, z)}{|S1(x, y, z)|}$$

10

【0050】

次に位相減算した画像の位相を2倍にし、位相差画像P(x, y, z)506を作成する。これは、水と脂肪の位相が180°ずれているため、2倍することで水と脂肪の位相を揃えるために行う。

20

【0051】

【数5】

$$P(x, y, z) = T(x, y, z) \times \frac{T(x, y, z)}{|T(x, y, z)|}$$

【0052】

(数4)、(数5)から求めた位相差画像506の信号強度は水と脂肪が同位相となる第2エコー画像502の信号強度となる。位相差画像の信号強度は、後述の領域拡張の位相アンラップに利用される。したがって、領域拡張の際、水と脂肪が同位相となる画像の低SNR領域を避けて位相アンラップすることが可能となる。その他の位相差画像506の信号強度として2つの方法がある。方法1は、位相差画像506の信号強度を水と脂肪が逆位相となる第1エコー画像501の信号強度とする場合であり、(数4)の替わりにか次式(数6)を用いることができる。

30

【0053】

【数6】

$$T(x, y, z) = \frac{S2(x, y, z)}{|S2(x, y, z)|} \times S1^*(x, y, z)$$

40

【0054】

方法1では、水と脂肪が打ち消しあう低SNR領域を避けて位相アンラップすることができる。方法2は、位相差画像506の信号強度として、第1エコー画像501と第2エコー画像502を

50

両方考慮する場合であり、(数4)の代わりに(数7)あるいは(数8)を用いることができる。

【0055】

【数7】

$$T(x, y, z) = S2(x, y, z) \times S1^*(x, y, z)$$

10

【0056】

【数8】

$$T(x, y, z) = \frac{S2(x, y, z) \times S1^*(x, y, z)}{\sqrt{|S2(x, y, z)| \times |S1(x, y, z)|}}$$

20

【0057】

方法2では、第1エコー画像501と第2エコー画像502の積で算出するため、両方の信号強度を考慮しており、より正確に位相差画像の低SNR領域を避けて位相アンラップ処理を行うことができる。本実施例では、位相差画像506は方法2を用いて作成するが、上記のどの方法を用いてもよい。

【0058】

また、位相差画像506は、最後にローパスフィルタ(Low Pass Filer)あるいはスムージングを施すことによってノイズの影響を低減し、位相アンラップの主値回りを低減することができる。

30

【0059】

(ステップS403)

領域拡張位相アンラップ部507は、リスト508を用いて、位相差画像506を領域拡張による位相アンラップ処理し、静磁場不均一マップU(x,y,z)509を作成する。リスト508は領域拡張する座標、位相アンラップした位相、領域拡張の順番を示す重み付けをピクセル毎に格納および取り出しを繰り返しながら領域拡張処理していくために利用する。領域拡張による位相アンラップ処理403の詳細については後述する。

【0060】

(ステップS404)

位相補正部510は、静磁場不均一マップU(x,y,z)509を用いて、第2エコー画像S2(x,y,z)502を位相補正する。このとき、静磁場不均一マップU(x,y,z)509にはマスク画像M(x,y,z)504が0となるピクセルには値が入っていないため、外挿によって値を求める。また、ステップ402の位相差画像作成処理で位相を2倍にしているため、静磁場不均一マップU(x,y,z)509の半分の位相を第2エコー画像S2(x,y,z)502から減算し、位相補正後の第2エコー画像S2'(x,y,z)511を求める。

40

【0061】

【数9】

$$S2'(x, y, z) = S2(x, y, z) \cdot C^*(x, y, z)$$

【0062】

【数10】

$$C(x, y, z) = \cos\left(\frac{U(x, y, z)}{2}\right) + i \sin\left(\frac{U(x, y, z)}{2}\right)$$

10

【0063】

(数10)の*i*は虚数を示す。

【0064】

(ステップS405)

20

水・脂肪画像分離部512は、第1エコー画像501と位相補正後の第2エコー画像511を複素加算して水画像を、複素減算して脂肪画像を、それぞれ作成し、画像送信部306に送信する。

【0065】

以上のようにして、本処理の流れが終了する。上記処理フローの各手順を実行するためのプログラムは画像処理部305内に記憶され、画像処理部305が各ステップの処理を実行する。

【0066】

次に領域拡張位相アンラップ部507の上記領域拡張による位相アンラップ処理に関するステップS403の具体的な処理内容を図6に示し、図6の処理フローに基づいて上記領域拡張による位相アンラップ処理について説明する。

30

【0067】

(ステップS601)

最初に処理を開始するピクセル(上述したとおり開始ピクセルと以下記載する)の座標を求める。開始ピクセルの座標の決め方は幾つかあり、以下に列挙する。

1) マスク画像 $M(x, y, z)=1$ となる領域で、第1エコー画像501の最大信号強度のピクセルを開始ピクセルとする方法

2) マスク画像 $M(x, y, z)=1$ となる領域で、第2エコー画像502の最大信号強度のピクセルを開始ピクセルとする方法

3) マスク画像 $M(x, y, z)=1$ となる領域で、位相差画像506の最大信号強度のピクセルを開始ピクセルとする方法

40

上記、3つの方法の決め方により、結果に大差はないが、本実施例では1)の決め方を用いる。しかし上記2)や3)に記載の方法で開始ピクセルの座標を決めてもよい。

【0068】

(ステップS602)

ステップ601で求めた開始ピクセルの座標に対応する位相差画像506を注目ピクセルとし位相を求める。開始ピクセルの座標を $(x_0, y_0, z_0)$ とすると、位相は以下の式で求めることができる。

【0069】

【数 1 1】

$$\theta = \arg\{P(x_0, y_0, z_0)\}$$

【0 0 7 0】

(ステップS603)

注目ピクセルの位相を静磁場不均一マップ509に設定する。注目ピクセルの座標を $(x_0, y_0, z_0)$ とすると、静磁場不均一マップ509は下式となる。この処理により注目ピクセルに対してアンラップ処理された位相が静磁場不均一マップ509の対応ピクセルに対して設定される。

10

【0 0 7 1】

【数 1 2】

$$U(x_0, y_0, z_0) = \theta$$

20

【0 0 7 2】

(ステップS604)

注目ピクセルに隣接するピクセル(隣接ピクセルと記す)に未処理のピクセルがあるかどうか判断される。隣接ピクセルとは注目ピクセルの座標を $(x_0, y_0, z_0)$ とすると、以下に列挙したピクセルである。

- 1) マスク画像 $M(x_0-1, y_0, z_0)=1$ となるピクセル
- 2) マスク画像 $M(x_0+1, y_0, z_0)=1$ となるピクセル
- 3) マスク画像 $M(x_0, y_0-1, z_0)=1$ となるピクセル
- 4) マスク画像 $M(x_0, y_0+1, z_0)=1$ となるピクセル
- 5) マスク画像 $M(x_0, y_0, z_0-1)=1$ となるピクセル
- 6) マスク画像 $M(x_0, y_0, z_0+1)=1$ となるピクセル

30

また、未処理とは、該当の座標の静磁場不均一マップに値がまだ設定されていない、かつ、この注目ピクセルの隣接ピクセルとして、次に説明するステップ605とステップ606の処理をしていないことを示す。

【0 0 7 3】

(ステップS605)

ステップ604で注目ピクセルの隣接ピクセルが未処理である場合すなわち図示の「YES」の場合には、隣接ピクセルのアンラップした位相を求める。隣接ピクセルのアンラップした位相  $_{unwrap}$  は、例えば隣接ピクセルの座標を $(x_0-1, y_0, z_0)$ とすると、次の式になる。

40

【0 0 7 4】

【数 1 3】

$$\theta_{unwrap} = U(x_0, y_0, z_0) + \arg\{P(x_0-1, y_0, z_0) \cdot P^*(x_0, y_0, z_0)\}$$

50

【 0 0 7 5 】

上記の方法は、隣接ピクセルと注目ピクセルの位相差(範囲：- ~ )を求め、注目ピクセルの位相に求めた位相差を加算し、隣接ピクセルの位相とする方法である。本実施例では、この方法でアンラップした位相を求めるが、別の方法で求めてもよい。

別の方法として、隣接ピクセルのアンラップした位相  $\theta_{unwrap}$  を次の式で求めてもよい。

【 0 0 7 6 】

【数 1 4】

$$\theta_{unwrap} = \arg\{P(x_0 - 1, y_0, z_0)\} + 2\pi n \quad 10$$

【 0 0 7 7 】

(数14)における変数nは、 $\theta_{unwrap}$ が $U(x_0, y_0, z_0) \pm$  の範囲になる値を使用する。

【 0 0 7 8 】

(ステップS606)

次に注目ピクセルと未処理の隣接ピクセルとの重み付けを求める。この重み付けは本実施例の特徴である領域拡張の処理の順番を決定する要素であり、以下に示す4つの方法がある。 20

【 0 0 7 9 】

〔重み付けの方法1〕

最初の方法は、注目ピクセルと隣接ピクセルとの内積が演算され、演算結果に基づいて重み付けを行う方法であり、たとえば隣接ピクセルの座標を $(x_0 - 1, y_0, z_0)$ とすると、次の式を用いることができる。

【 0 0 8 0 】

【数 1 5】

$$W = \text{real}\{P(x_0 - 1, y_0, z_0)\} \times \text{real}\{P(x_0, y_0, z_0)\} \\ + \text{imaginary}\{P(x_0 - 1, y_0, z_0)\} \times \text{imaginary}\{P(x_0, y_0, z_0)\} \quad 30$$

【 0 0 8 1 】

(数15)のrealは実部データを示し、imaginaryは虚部データを示す。また、内積の別の求め方として、(数16)や(数17)の式で求めることができる。

【 0 0 8 2 】

【数 1 6】

$$W = |P(x_0 - 1, y_0, z_0)| \cdot |P(x_0, y_0, z_0)| \cdot \cos(\psi) \quad 40$$

【 0 0 8 3 】

【数 17】

$$\psi = \arg \left\{ P(x_0 - 1, y_0, z_0) \cdot P^*(x_0, y_0, z_0) \right\}$$

【0084】

内積の値は信号強度の二乗のオーダーとなるため、内積が負となる値を除外する。すなわち内積が負となる値は次のステップ607でリスト508に保存しない。また内積の平方根を用いても良い。内積は隣接ピクセルのベクトルのスカラーを示し、位相差が小さいほど大きくなり、信号強度が大きいほど大きくなる。したがって、内積の大きいピクセルから順に領域拡張することによって、位相差が大きく、かつSNRが低い領域を避けて領域拡張することが可能となる。

10

【0085】

〔重み付けの方法2〕

2つ目の方法は、内積に対して、注目ピクセルの信号強度を除外した重み付けである。

【0086】

【数 18】

$$W = \left| P(x_0 - 1, y_0, z_0) \right| \cdot \cos(\psi)$$

20

【0087】

【数 19】

$$\psi = \arg \left\{ P(x_0 - 1, y_0, z_0) \cdot P^*(x_0, y_0, z_0) \right\}$$

30

【0088】

隣接ピクセルの信号強度のみを考慮することによって、隣接ピクセルのSNRのみで処理の優先順位を決定することができる。

【0089】

〔重み付けの方法3〕

3つ目の方法は、注目ピクセルと隣接ピクセルとの差分を重み付けとする方法である。

【0090】

【数 20】

$$W = \left| P(x_0, y_0, z_0) - P(x_0 - 1, y_0, z_0) \right| \cdot \sin(\psi)$$

40

【0091】



【数 2 1】

$$\psi = \arg \left\{ P(x_0 - 1, y_0, z_0) \cdot P^*(x_0, y_0, z_0) \right\}$$

【0092】

(数20)において、 の範囲は- /2~ /2とし、範囲外となる場合はステップ607をスキップしリスト508へ格納しないなどの処理を施す。(数20)と(数21)の重み付けは、注目ピクセルと隣接ピクセルの位相差が小さいほど小さくなり、信号強度の差が小さいほど小さくなる。従って、3つ目の方法では、重み付けの小さいピクセルから順番に領域拡張することによって、位相変化が大きく、かつ信号強度の変化が大きい領域を避けて領域拡張することができる。

10

【0093】

〔重み付けの方法4〕

4つ目の方法は、注目ピクセルと隣接ピクセルの信号強度の積あるいは隣接ピクセルの信号強度を重み付けとする方法である。

【0094】

【数 2 2】

20

$$W = \left| P(x_0 - 1, y_0, z_0) \right| \cdot \left| P(x_0, y_0, z_0) \right|$$

【0095】

【数 2 3】

30

$$W = \left| P(x_0 - 1, y_0, z_0) \right|$$

【0096】

信号強度のみで重み付けすることによって、SNRの低い領域を確実に避けて領域拡張することができる。

40

【0097】

また、(数17)、(数19)、(数21)から求めた、注目ピクセルと隣接ピクセルとの位相差にも範囲を設定し範囲外となる場合はステップ607をスキップし、リスト508へ格納しない処理を施すことによって、領域拡張による位相アンラップ処理の経路に制限を加えることができる。位相差 の範囲を小さくするほど、位相アンラップ処理で主値回りが発生するリスクを低減できる利点があり、その反面、領域拡張されないピクセルが発生する不利益がある。

【0098】

本実施例では、注目ピクセルと隣接ピクセルとの内積を重み付けとする方法1を用いて、領域拡張の処理の順番を決定するが、他の方法を用いてもよい。

50

## 【 0 0 9 9 】

(ステップS607)

次に、ステップ606で求めた重み付けにしたがって、ステップ605で求めたアンラップした位相を座標と一緒にリスト508に格納する。リスト508の内部構造を図7に示す。リスト508は、ピクセル毎に、重み付けとアンラップした位相と座標を1組として、重み付けの順番で並ぶように格納する。

## 【 0 1 0 0 】

ステップ606の方法1である内積の重み付けの場合には、値が大きいほど、リストの出口に格納される。例えば、最も大きい重み付けが「重み付け701」であり、次に大きい重み付けが「重み付け702」、その次に大きい重み付けが「重み付け703」であるときは、図7のリストの出口に近い方から重み付け701、重み付け702、重み付け703の順に格納される。

## 【 0 1 0 1 】

ステップ606の方法2の場合は、重み付けの値が大きいほど、リストの出口に格納される。ステップ606の方法3の場合は、重み付けの値が小さいほど、リストの出口に格納される。ステップ606の方法4の場合は、重み付けの値が大きいほど、リストの出口に格納される。このように、アンラップした位相を座標と一緒にリストに格納することによって、隣接ピクセルの位相差とアンラップ処理するピクセルを必要最小限にでき、メモリの使用容量を少なくし、かつ処理を高速化することができる。

## 【 0 1 0 2 】

処理をさらに高速化させたい場合には、図8に示した様に、リストを複数用意し、重み付けの値によって格納するリストを分けると良い。ステップ606の方法1である内積を重み付けとする場合には、例えば、リストを10個用意して、位相差画像の最大信号値を予め求めておき、重み付けの値が、最大信号値の10分の1以下ならば重み付け範囲1のリスト801に格納し、最大信号値の10分の1を超え10分の2以下ならば重み付け範囲2のリスト802に格納し、最大信号値の10分のh-1を超え10分のh以下ならば重み付け範囲hのリスト803に格納する、というように重み付けの範囲によってリストを分ける方法である。このときのリストは先入先出法(First in First Out、以下FIFO)を用いる。

## 【 0 1 0 3 】

つまり、格納したデータを、古く格納した順に取り出すようにして、新しく格納されたデータが一番最後に取り出される方式を用いる。よって、常に各リストの出口から一番遠い位置にデータを格納する。

## 【 0 1 0 4 】

(ステップS608)

例えば、図7のリスト又は図8のリストを確認し、空であるかどうかを判断する。空でないリストがある場合には、ステップ609に移り、リストの出口から座標と位相を取り出す。また、全てのリストが空の場合は、処理を終了する。全てのリストが空になったとき、静磁場不均一マップ $U(x, y, z)$ 509が完成する。すなわち図7や図8のリストを使用し、位相差画像506のピクセルの内、領域拡張による位相アンラップ処理が必要なピクセルに対する位相アンラップ処理が全て終了したかを、ステップS608で調べ、全て終了した場合に、図6に示す位相アンラップ処理を終了し、次に図4のステップS404を実行する。また、位相アンラップ処理が終了していない場合に、ステップS609に実行が移り、図7や図8のリストを使用して次に処理する注目ピクセルを決める。

## 【 0 1 0 5 】

(ステップS609)

リスト508に格納した座標と位相を取り出し、注目ピクセルの座標および位相とする。図7のリストを使用した場合には、リストの出口から座標と位相を取り出す。また、高速化用に複数用意したリスト(図8)を使用した場合には、例えば内積の場合には空でない番号の大きいリストから順に座標と位相を取り出す。

## 【 0 1 0 6 】

次に、リストから取り出した座標と位相を注目ピクセルの座標と位相に置き換え、ステップ603から処理を繰り返す。以上のようにして、位相アンラップ処理403が行なわれる。

【0107】

上述したように図6のステップS605において注目ピクセルに対する隣接ピクセルのアンラップ位相を求め、ステップS606で隣接ピクセルの重み付けを演算する。本実施例において、隣接ピクセルは注目ピクセルに対して直接的に接するピクセルであっても良いし、さらに直接的に接するピクセルだけでなく少し幅を持たせても良い。またアンラップ処理を行う順序を、上記実施例では、例えば1個のピクセルずつ順に処理する方法であるかのように説明した。

【0108】

しかしこれは代表例として説明したものであり、これに限るものではない。2個あるいは数個のピクセルを単位として処理順番を定め、処理順序に従って幅を持たせて、順に処理しても良い。このようにしても本発明の効果を奏することができる。特に将来、画像を構成するピクセル数が増加した場合、複数個のピクセルを、上記順序を定める単位として上述の処理を行うことも可能である。

【0109】

また重み付けの計算結果に基づき処理幅を変えても良い。例えば重み付けの演算結果に基づき、重み付けの大きいピクセルが集まっている部分では、ピクセルを複数個まとめて処理し、逆に重み付けの結果が小さい部分、すなわちSNRが低い部分や注目ピクセルとの位相差が大きい部分では、一度に処理するピクセル数を減らし、例えば1ピクセルずつの重み付けに基づいて処理順序を定めて処理するようにしても良い。

【0110】

以下、本実施例によるシミュレーション結果を示す。まず、図4のステップ402で説明した位相差画像を図9に示す。なお図9は前記位相差画像を表す写真である。位相画像のデータが複素数のため、絶対値と位相で表わされる。図9は、2点Dixon法における位相差画像506の1スライスを示した画像を表す写真であり、位相差画像の各ピクセルの信号の絶対値に基づく画像を表す写真が図901である。また位相差画像の各ピクセルの信号の位相に基づく画像を表す写真が図902である。

【0111】

次に図4のステップ403で説明した位相アンラップした画像を示す。図10は、図9の位相差画像を領域拡張による位相アンラップした結果を示す画像を表す写真である。従来からある隣接ピクセルの位相差による重み付けの順序で領域拡張(以下、従来法とする)して作成した静磁場不均一マップが図1001であり、本発明の一例である隣接ピクセルの内積による重み付けの順序で領域拡張(以下、本発明法とする)して作成した静磁場不均一マップが図1002である。図10では、背景領域は領域拡張から除外し、11スライスのデータでシミュレーションし、その1スライスのみを示している。従来法の静磁場不均一マップ1001と本発明法の静磁場不均一マップ1002ではそれぞれA地点からB地点の間で結果に差があることがわかる。

【0112】

図11は、従来法の水画像と脂肪画像と、本発明を適用した一例としてステップS404で説明した2点Dixon法による位相補正処理及びステップS405で説明した水・脂肪画像分離処理を施した水画像と脂肪画像を説明する画像を表す写真である。従来法の水画像1101と脂肪画像1102には地点Pで水が脂肪画像に写っているが、本発明を適用した水画像1103と脂肪画像1104では地点Pで正しく水と脂肪に分離していることがわかる。これは本発明適用した静磁場不均一マップ1002の方がより正確であることを示している。

【0113】

図12は、静磁場不均一マップと位相差画像の絶対値のプロファイルを説明する図である。図10における従来法の静磁場不均一マップ1001のA地点からB地点の位相をプロファイル1201に示し、図10における本発明法の静磁場不均一マップ1002のA地点からB地点の位相をプロファイル1202に示す。また、位相差画像の絶対値901(図9)のA地点からB地点の信号強

10

20

30

40

50

度をプロファイル1203に示す。

【0114】

従来法のプロファイル1201と本発明を適用したプロファイル1202ではC地点とD地点の位相変化が異なっている。従来法のプロファイル1201ではD地点は連続であり、C地点で位相が2 増えており、この領域の水が脂肪画像へ移ったことからC地点とD地点共に主値回りが発生した。

【0115】

従来法の領域拡張による位相アンラップではC地点よりD地点の方を優先して位相アンラップしたため、D地点で主値回り(実際は2 増えなければならないのに、誤って連続にした)を発生させてしまった。そしてC地点では位相アンラップされずに主値回りが発生した。

10

【0116】

本発明の方法では、領域拡張による位相アンラップでD地点よりC地点の方を優先して位相アンラップしたため、C地点で位相を連続にし、D地点では位相アンラップせず位相を2 増やし、いずれも主値回りを発生しなかった。これは、領域拡張の優先順位に信号強度を加えた効果である。位相差画像の絶対値のプロファイル1203ではD地点の信号強度が低いため、本発明の適用例では信号強度の低い、すなわちSNRが低い、D地点を避けて領域拡張することができ、正しい静磁場不均一マップ1002を得ることができた。

【0117】

以上、本発明の実施例を説明したが、本発明によれば、領域拡張による位相アンラップ処理における主値回りを低減し、より安定して正確な静磁場不均一マップを作成することができる。正確な静磁場不均一マップを作成することで、水と脂肪の入れ替わりを低減した水画像および脂肪画像を得ることが可能となる。

20

【0118】

また、静磁場不均一をオートシミング(ガントリー内に設置したシムコイルに電流を流すことによって、静磁場不均一を補正する手法)により補正する場合にも、静磁場不均一マップを作成する際に、本発明を適用することができる。

【0119】

本発明を適用することにより、安定して正確な静磁場不均一マップを作成することができるため、静磁場不均一マップが不正確となりやすい部位、例えば頸椎の測定で特に効果を発揮する。

30

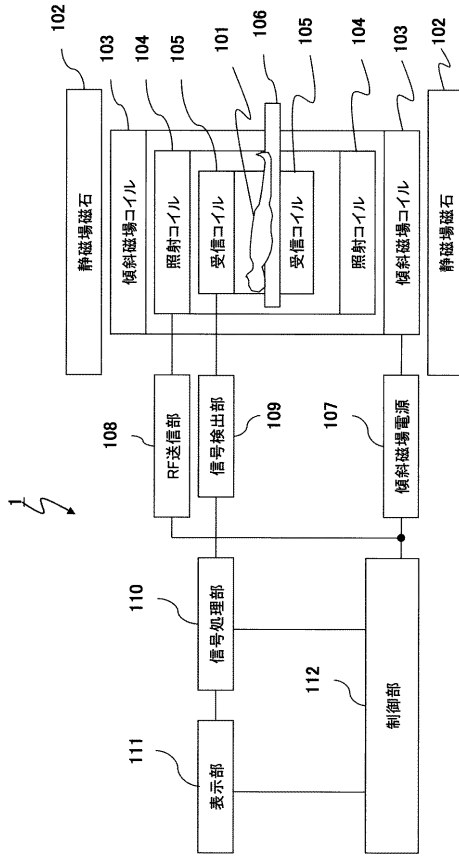
【符号の説明】

【0120】

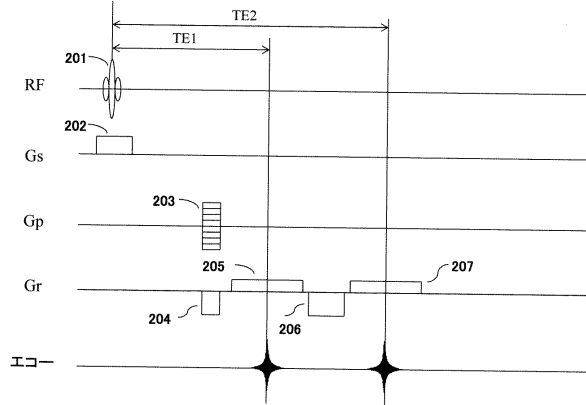
1 MRI装置、101 被検体、102 静磁場磁石、103 傾斜磁場コイル、104 照射コイル、105 受信コイル、106 ベッド、107 傾斜磁場電源、108 RF送信部、109 信号検出部、110 信号処理部、111 表示部、112 制御部、201 RFパルス、202 スライスエンコード傾斜磁場、203 位相エンコード用傾斜磁場、204, 206 負方向の周波数エンコード傾斜磁場、205, 207 正方向の周波数エンコード傾斜磁場、301 信号受信部、302 k空間データベース、303 画像変換部、304 画像データベース、305 画像処理部、306 画像送信部、307 パラメータ、501 第1エコー画像、502 第2エコー画像、503 マスク画像作成部、504 マスク画像、505 位相差画像作成部、506 位相差画像、507 領域拡張位相アンラップ部、508 リスト、509 静磁場不均一マップ、510 位相補正部、511 位相補正後の第2エコー画像、512 水・脂肪画像分離部、701~703 重み付け、801~803 リスト、901 位相差画像の絶対値、902 位相差画像の位相、1001 従来法の静磁場不均一マップ、1002 本発明法の静磁場不均一マップ、1101 従来法の水画像、1102 従来法の脂肪画像、1103 本発明法の水画像、1104 本発明法の脂肪画像、1201 従来法のプロファイル、1202 本発明のプロファイル、1203 信号強度のプロファイル

40

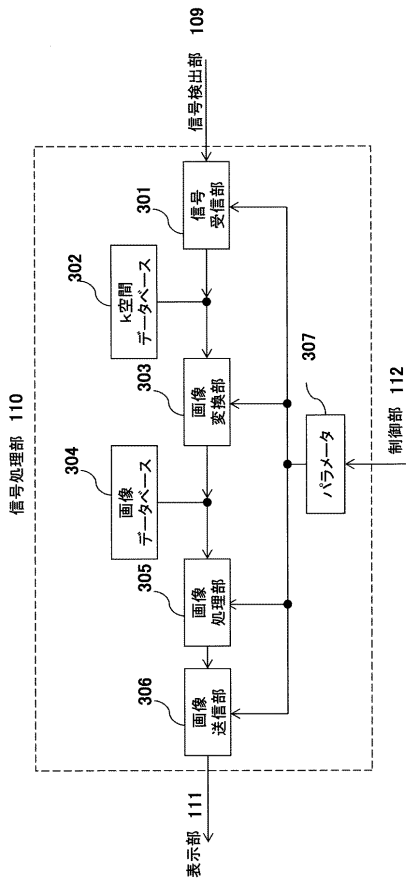
【図1】



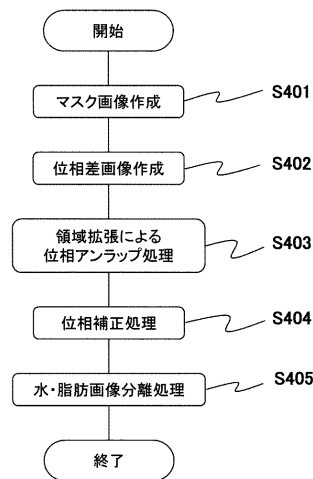
【図2】



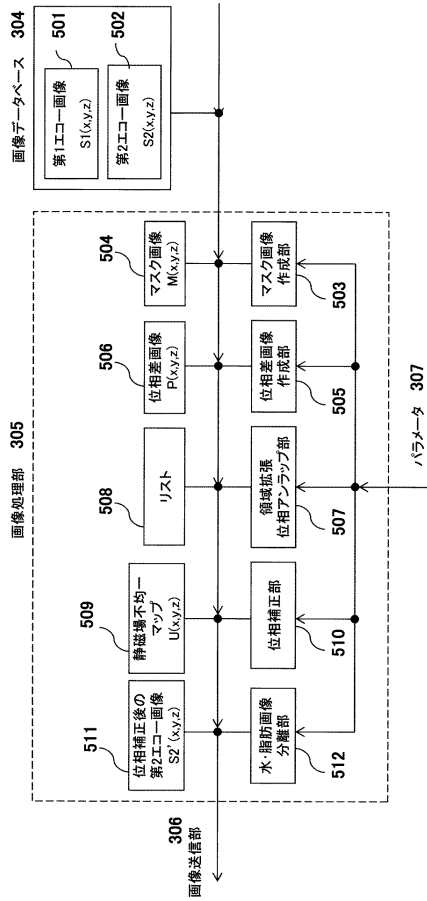
【図3】



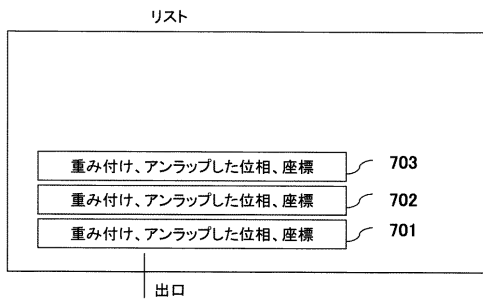
【図4】



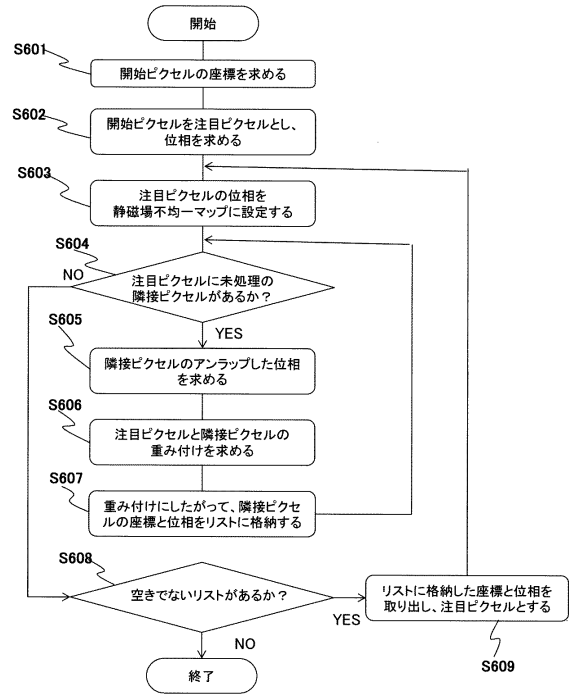
【図5】



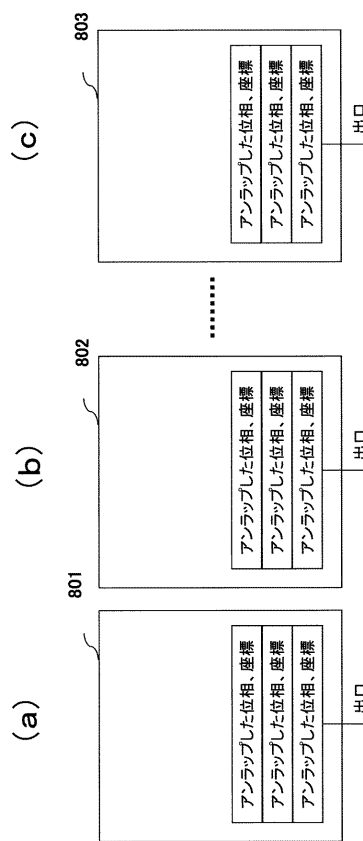
【図7】



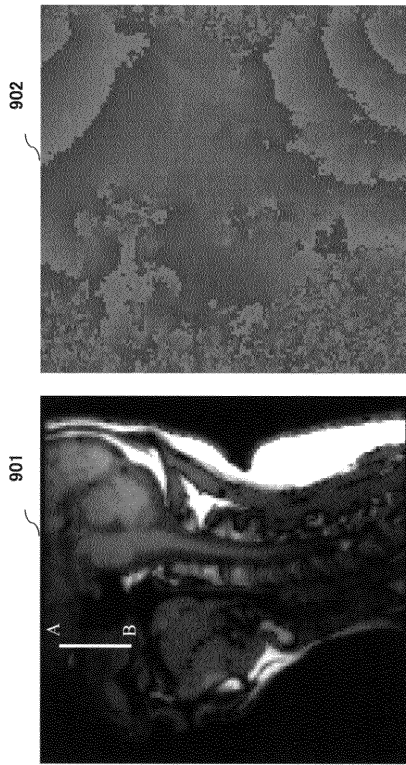
【図6】



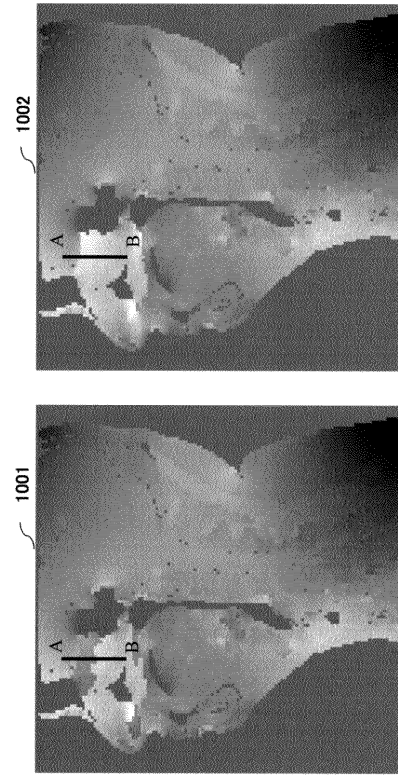
【図8】



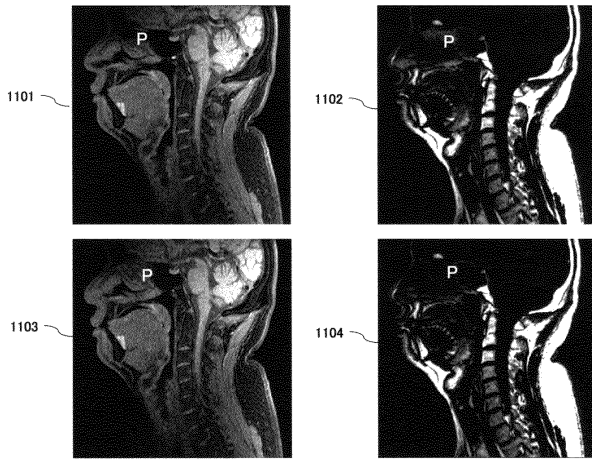
【図 9】



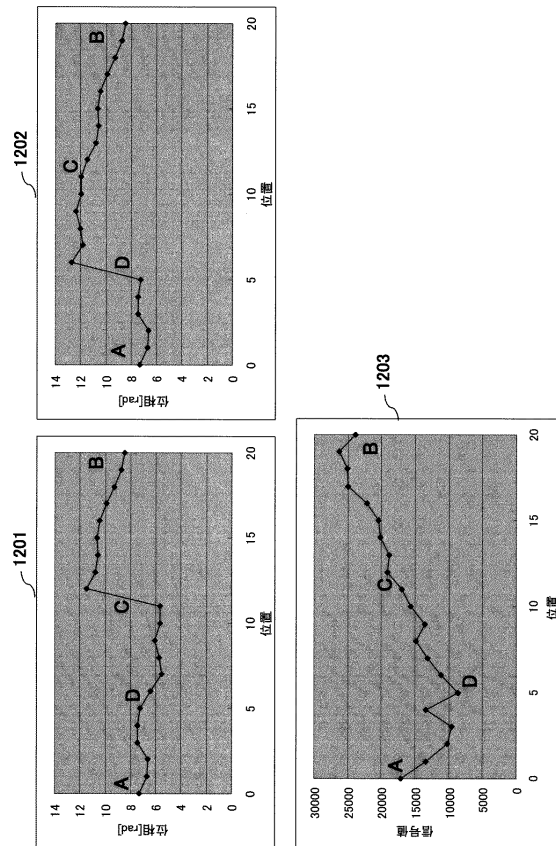
【図 10】



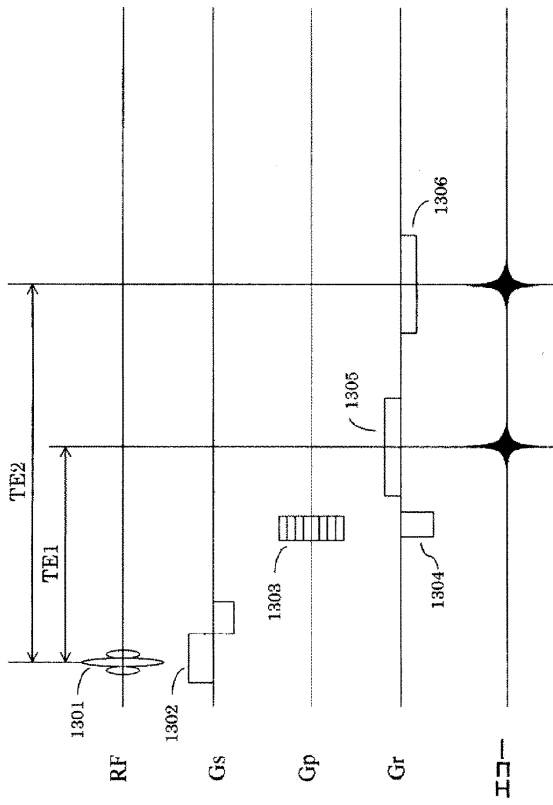
【図 11】



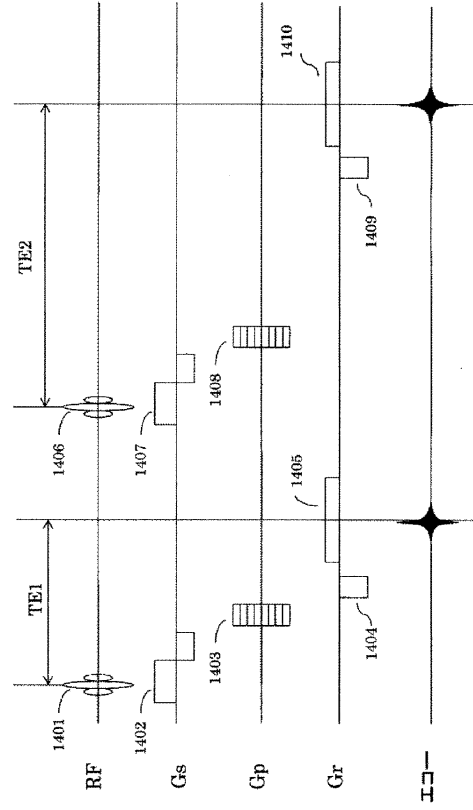
【図 12】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】





---

フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第02/13693(WO,A1)  
特開2001-340314(JP,A)  
特開平6-98875(JP,A)  
米国特許出願公開第2015/377995(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)  
A61B 5/055  
G01R 33/48  
G01R 33/56