(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第4166527号
(P4166527)
(45)発行日　平成20年10月15日(2008.10.15)　(24)登録日　平成20年8月8日(2008.8.8)

(51)Int.Cl.　　F I
A61B 5/055 (2006.01)　　A61B 5/05 311
G01R 33/48 (2006.01)　　G01N 24/08 510Y

請求項の数 13　(全 19 頁)

(21)出願番号　特願2002-228501(P2002-228501)
(22)出願日　平成14年8月6日(2002.8.6)
(65)公開番号　特開2003-111746(P2003-111746A)
(43)公開日　平成15年4月15日(2003.4.15)
審査請求日　平成17年7月29日(2005.7.29)
(31)優先権主張番号　09/925520
(32)優先日　平成13年8月10日(2001.8.10)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　594131304
トーシバ　アメリカ　エムアールアイ　インコーポレイテッド
ＴＯＳＨＩＢＡ　ＡＭＥＲＩＣＡ　ＭＲＩ，　ＩＮＣ．
アメリカ合衆国、カリフォルニア州　９４０８０、サウス・サン・フランシスコ、スイート　１００、ユタ・アベニュー　３００、トーシバ・アメリカ・エムアールアイ・リサーチ・アンド・ディベロップメント・センター気付
(74)代理人　100058479
弁理士　鈴江　武彦
(74)代理人　100084618
弁理士　村松　貞男

最終頁に続く

(54)【発明の名称】Ｔ２／Ｔ２＊の重み付けを低減した中位の磁場強度における水分および脂肪のＭＲ画像の区別および識別

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
対象物の水分および脂肪の核の区別および識別された磁気共鳴（magnetic resonance, MR）画像を生成することができる磁気共鳴イメージング（MRI）装置であって、
２つのそれぞれ対応している核磁気共鳴（nuclear magnetic resonance, NMR）スピンエコーを生成する単一のMRI走査シーケンスから、２つのMRIデータセットを得る手段であって、前記データセットの第１のものＳ$_1$は相対的な位相が直交している水分および脂肪のNMR信号を持ち、前記データセットの第２のものＳ$_2$は互いに関して同相または１８０°の位相の水分および脂肪のNMR信号を持つ手段と、
MRI装置の主背景分極磁場の非一様性に関して位相修正マップを生成するため前記第２のデータセットを使用する手段と、
前記位相修正マップを使用して前記第１および第２のデータセットを修正する手段と、
修正された第１および第２のデータセット、およびそれぞれ対応するMRIデータ取得走査シーケンスパラメータを使用して、中間複素数値データを計算する手段と、
前記中間データから引き出された値に基づいて、（ａ）前記脂肪の核、（ｂ）前記水分の核の画像として識別されたMR画像を別々に引き出す手段とを含む装置。
【請求項２】
前記第２のデータセットを使用する手段は、
Ｐ＝^{1}／$_{2\lambda}$ｕｎｗｒａｐ{ａｒｇ（Ｓ$_2$ｘＳ$_2$）}にしたがう位相Ｐの磁場マップを引き出すため、第２のデータセットＳ$_2$にシード誘導位相アンラッピングアルゴリズム（seed

-guided phase unwrapping algorithm）を適用し、
前記修正する手段は、アンラップされた磁場マップにしたがって、背景磁場の非一様性の影響を減少して、修正された第１のデータセット（S_1'）および修正された第２のデータセット（S_2'）を生成し、
修正されたデータセットについて前記中間複素数値データを計算する手段は、中間複素数値データの虚数部の合計の極性に基づいて、位相アンラッピングを適用するのに使用されたシード基準が水分中心であるか、または脂肪中心であるかを区別し、
シード基準が水分中心であるか、または脂肪中心であるかの識別に基づいて、前記識別されたMR画像を別々に引き出す手段は、脂肪の核の画像または水分の核の画像として引き出す、請求項１記載の装置。

【請求項３】
修正された第１のデータセットが$S_1' = S_1 e^{iP}$にしたがって判断され、修正された第２のデータセットが$S_2' = S_2 e^{i\lambda P}$にしたがって判断される請求項２記載の装置。

【請求項４】
複素数値データの中間マトリックス（S_1''）が、次に示すアルゴリズム、すなわち、n_1がタイミングシーケンスによって判断される整数であるとして、
【数１】

$$S_1'' = R\left(S_1'\right) + iI\left(S_1'\right)(-1)^{n_1}$$

にしたがって判断される請求項３記載の装置。

【請求項５】
シード基準が脂肪中心であるとき、水分画像（I_W）が、次に示すアルゴリズム、すなわち、n_1およびn_2がそれぞれタイミングシーケンスによって判断される整数であるとして、
【数２】

$$I_W = \frac{1}{2}\left|R\left(S_1'\right) + I\left(S_1'\right)(-1)^{n_1}\left(2 + (-1)^{n_2}\right) - S_2'\right|$$

にしたがって判断され、
脂肪画像（I_F）が、次に示すアルゴリズム、すなわち、

$$I_F = \frac{1}{2}\left|R\left(S_1'\right) + I\left(S_1'\right)(-1)^{(n_2 - n_1 + 1)} + S_2'\right|$$

にしたがって判断される請求項２記載の装置。

【請求項６】
シード基準が水分中心であるとき、水分画像（I_W）が、次に示すアルゴリズム、すなわち、n_1およびn_2がタイミングシーケンスによって判断される整数であるとして、

【数３】

$$I_W = \frac{1}{2}\left|R\left(S_1'\right) + I\left(S_1'\right)(-1)^{(n_2-n_1)} + S_2'\right|$$

にしたがって判断され、

脂肪画像（Ｉ$_F$）が、次に示すアルゴリズム、すなわち、

$$I_F = \frac{1}{2}\left|R\left(S_1'\right) + I\left(S_1'\right)(-1)^{n_1+1}\left(2+(-1)^{n_2}\right) - S_2'\right|$$

にしたがって判断される請求項２記載の装置。

【請求項７】

第１のデータセットおよび第２のデータセットが、エコー平面またはエコー体積の画像化MRIパルスシーケンスから得られる請求項１記載の装置。

【請求項８】

第１のデータセットおよび第２のデータセットが、高速スピンエコーMRIパルスシーケンスから得られる請求項１記載の装置。

【請求項９】

第１のデータセットおよび第２のデータセットが、磁場エコーMRIパルスシーケンスから得られる請求項１記載の装置。

【請求項１０】

すべてのピクセルからの中間マトリックスの虚数部が合計され、水分画像（Ｉ$_W$）および脂肪画像（Ｉ$_F$）が、次のアルゴリズム、すなわち、ｎ$_1$およびｎ$_2$がタイミングシーケンスによって判断される整数であるとして、

中間マトリックスの虚数部の合計がゼロより小さい場合、

【数４】

$$I_W = \frac{1}{2}\left|R\left(S_1'\right) + I\left(S_1'\right)(-1)^{n_1}\left(2+(-1)^{n_2}\right) - S_2'\right|$$

$$I_F = \frac{1}{2}\left|R\left(S_1'\right) + I\left(S_1'\right)(-1)^{(n_2-n_1+1)} + S_2'\right|$$

中間マトリックスの虚数部の合計がゼロより大きい場合、

【数５】

$$I_W = \frac{1}{2}\left|R\left(S_1'\right) + I\left(S_1'\right)(-1)^{(n_2-n_1)} + S_2'\right|$$

$$I_F = \frac{1}{2}\left|R\left(S_1'\right) + I\left(S_1'\right)(-1)^{n_1+1}\left(2+(-1)^{n_2}\right) - S_2'\right|$$

にしたがって判断される請求項４記載の装置。

【請求項１１】

分離された水分および脂肪の磁気共鳴画像の１つが水分画像であるか、又は脂肪画像であるかを識別するMRI装置であって、

ａ）第１のＭＲエコー信号（Ｓ$_1$）および第２のＭＲエコー信号（Ｓ$_2$）から核磁気共鳴画像データを得る手段であって、水分および脂肪信号は第１のＭＲエコー信号に直交していて、かつ水分および脂肪信号は第２のＭＲエコー信号に平行または逆平行である手段と、

ｂ）背景磁場の非一様性について修正するため、位相アンラッピングアルゴリズムを適用して、修正された第１のＭＲエコー信号（Ｓ$_1$'）および修正された第２のＭＲエコー信号（Ｓ$_2$'）を生成する手段と、

ｃ）修正された第１のＭＲエコー信号のための複素数値データの中間マトリックスを判断する手段と、

ｄ）複素数値データの中間マトリックスにしたがって、位相アンラッピングアルゴリズムにおいて使用されている基準が、水分中心であるか、または脂肪中心であるかを区別する手段と、

ｅ）基準が水分中心であるか、または脂肪中心であるかに依存して識別された、修正された第１および第２のＭＲエコー信号から水分画像および脂肪画像を生成する手段とを含み、

複素数値データの中間マトリックス（Ｓ$_1$''）が、次のアルゴリズム、すなわち、ｎ$_1$がタイミングシーケンスによって判断される整数であるとして、

【数６】

$$S_1'' = R\left(S_1'\right) + iI\left(S_1'\right)(-1)^{n_1}$$

にしたがって判断される装置。

【請求項１２】

中間複素数値データの虚数部の合計がゼロより大きい場合、シード基準が脂肪中心であると判断され、ｎ$_1$およびｎ$_2$がタイミングシーケンスによって判断される整数であるとして、

水分画像（Ｉ$_W$）が次のアルゴリズムによって判断され、

【数７】

$$I_W = \frac{1}{2}\left|R\left(S_1'\right) + I\left(S_1'\right)(-1)^{n_1}\left(2 + (-1)^{n_2}\right) - S_2'\right|$$

脂肪画像（Ｉ$_F$）は次に示すアルゴリズムにしたがって判断される：

$$I_F = \frac{1}{2}\left|R\left(S_1'\right) + I\left(S_1'\right)(-1)^{(n_2 - n_1 + 1)} + S_2'\right|$$

請求項１１記載の装置。

【請求項１３】

中間複素数値データの虚数部の合計がゼロより小さい場合、シード基準が水分中心であると判断され、ｎ$_1$およびｎ$_2$がタイミングシーケンスによって判断される整数であるとして、

水分画像（Ｉ$_W$）が次のアルゴリズムによって判断され、

【数８】

$$I_W = \frac{1}{2}\left|R\left(S_1'\right) + I\left(S_1'\right)(-1)^{(n_2-n_1)} + S_2'\right|$$

脂肪画像（Ｉ$_F$）は次に示すアルゴリズムにしたがって判断される：

$$I_F = \frac{1}{2}\left|R\left(S_1'\right) + I\left(S_1'\right)(-1)^{n_1+1}\left(2+(-1)^{n_2}\right) - S_2'\right|$$

請求項１１記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明は、概ね、磁気共鳴（magnetic resonance, MR）イメージング（magnetic resonance imaging, MRI）の技術に関する。とくに、本発明は、水分／脂肪の区別された画像を生成するための方法、とくにＴ$_2$／Ｔ$_2$＊の重み付けの低減された水分／脂肪成分のＭＲ画像を生成して識別する方法に関する。

【０００２】

【従来の技術】

概略的にまとめると、本発明は、脂肪部と水分部とを容易に見分けることができる画像を生成するためのＭＲＩ技術に関する。ＭＲＩは、人間の患者の内臓および体の他の部分の画像を非侵襲的に生成するのにしばしば使用される。患者のＭＲ画像では、水分部と脂肪部とを判別することが望まれる。ＭＲイメージングの技術を使用して水分部と脂肪部とを判別するのは難しい。中位の磁場強度における３点ディクソン方法（Three-Point Dixon method）は、水分および脂肪の画像を区別するための選択方法である。水分および脂肪の画像を区別するための当初のディクソン方法は、分極している静磁場Ｂ$_0$の非一様性を正確に補償できることに依存している。

【０００３】

当初のディクソン方法の使用の際には、静磁場Ｂ$_0$の非一様性によって問題が発生する。この問題に対して従来のアプローチでは、一回または多数の走査の間に得られる追加の情報を利用した（しかし各走査には、若干の関連する欠点があった）。１つのこのような従来のアプローチは、米国特許第5,909,119号（“Method and Apparatus for Providing Separate Fat and Water MRI Images In A Single Acquisition Scan”）に記載されている。

【０００４】

水分および脂肪の画像を区別するための従来のアプローチでは、脂肪部と水分部とを適切に対比するＭＲ画像を生成するのに完全には成功していない。いくつかのアプローチには時間がかかり、少なくとも３回のＭＲ走査が必要である。これらのアプローチは長い収集時間を伴ない、走査期間中に患者が動くときに発生する動作の問題に影響され易い。単一の走査を使用する（走査期間の短い）アプローチでは、最小エコー期間が長く、重くＴ$_2$／Ｔ$_2$＊を重み付けされた画像のコントラストが生成される。強いＴ$_1$の重み付けが望ましいときは、重いＴ$_2$／Ｔ$_2$＊の重み付けは望ましくない。第5,909,119号に記載されているような単一走査のアプローチでは、水分および脂肪の画像の区別後に、水分および脂肪の核の画像を独特に識別しない。その代わりに、水分および脂肪の核の画像を識別するには、解剖学的情報に依存してユーザが介入する必要がある。したがって、水分部と脂肪部とを独特に識別し、Ｔ$_2$／Ｔ$_2$＊の重み付けの低減された水分および脂肪の画像を供給できるＭＲＩの技術が、長い間求められてきた。本発明ではこれらの要求を実現した。

【０００５】

全体的な背景によって、ＭＲＩシステムでは、正味（net）の磁気モーメントをもつ原子核、例えば水素へ核ラーモア周波数（nuclei Lamor frequency）のＲＦを送るときに発生する核磁気共鳴（nuclear magnetic resonance, NMR）の作用を使用する。患者へＲＦを与えると、患者の身体内の原子核の核スピンモーメントに作用する。患者の中の核の正味の磁気モーメントは最初に、（例えば、一般的にＭＲＩのイメージングボリュームの対向する側部またはソレノイド低温超伝導電磁石（solenoid cryogenic superconducting electromagnet）内の磁極によって生成される）強力な静磁場B_0によって磁気的にアラインされる。静磁場B_0は、イメージングボリュームのＸ、Ｙ、Ｚ方向に生成される勾配磁場（gradient magnetic field）に変わる。B_0の磁場とスピンアラインメントしている選択された核は、ラーモア周波数のＮＭＲのＲＦ伝送の垂直磁場によって章動する。このような核の集団は、章動によって磁場B_0の方向から傾く（tip）。

【０００６】

図１に示したように、（磁気モーメントM_0によって示されている）一定の核は、静磁場B_0によって“Ｚ'”軸とアラインしていて、ＲＦ信号が核に加えられると、Ｘ'－Ｙ'面へ回転する。次に核は、図１の円を描いている矢印によって示されているように（この矢印はＺ'軸の周りを規準ラーモア共鳴周波数で回転する基準系である）Ｘ'－Ｙ'面において歳差運動する。

【０００７】

ＮＭＲのＲＦのスピン章動信号は、ＲＦ信号の目標領域において２以上の核種を傾ける。章動するＲＦ信号が核を傾けた直後に、全ての核種中のスピンしている核は互いに同位相である。全てのＮＭＲの核種中の回転磁気モーメントは最初にほぼ同時に‘Ｙ’軸の周りを回転する。しかしながら、ＮＭＲの章動しているＲＦパルスが終了した後で、核種の各々は、それ自身の特性速度で‘Ｚ’軸の周りを自由に歳差運動し始める。

【０００８】

これらの核が歳差運動すると、回転している各核種の位相は、核が位置付けられている物理的または化学的環境のようなパラメータによって異なる。例えば、脂肪内の核は、水分内の核と異なるレートで歳差運動をする。水分内の核と脂肪内の核との間におけるこの位相の差を検出し、それを使用して、ＭＲ画像内で水分と脂肪とを判別する。ＭＲＩの画像化のパルス列には、磁場勾配もあり、これは空間内で異なる局所的な共鳴周波数によってモーメントをデフェーズ（dephase）する。核スピンモーメントにおけるこれらの位相の差は、ＲＦ受信機によって検出され、これを使用して元の核の位置およびタイプを判断する。

【０００９】

核スピンの平衡が乱されると、“緩和（relaxation）”プロセスでは、Ｘ'－Ｙ'面における磁気モーメントの位相のコヒーレント成分を減衰し、Ｚ'成分は平衡の大きさ、すなわちM_0を回復する。これらのプロセスは、通常は、それぞれT_2およびT_1の減衰時間と呼ばれる時間係数の指数によって特徴付けられる。磁気共鳴信号は、Ｘ'－Ｙ'面と共存する面における磁束振動（flux oscillation）によって見るとき、これらのプロセスの両者は、時間の関数として信号強度を低減する。

【００１０】

図１のＸ'－Ｙ'面内の磁気モーメントの成分の相対位相は、Ｙ'軸上でアラインし始めるが、次第に広がって、分散してＸ'－Ｙ'面内の全回転領域を満たす。例えば、モーメントM_2の核は、M_0と同時に最初にＹ'軸と交差するが、M_2はM_0よりも速くスピンするので、デフェージング期間の間に図１に示した位置へ徐々に移動する。対照的に、M_1は、M_0およびM_2の両者よりも緩慢にスピンし、したがってデフェージング期間中にそれらよりも遅れ始める。磁気モーメントの相対位相がＸ'－Ｙ'面において分散する（すなわち、位相のコヒーレンスを失なう）とき、検出可能なＮＭＲの応答信号の強度は減衰しプロセスはしばしばT_2^*緩和と呼ばれる。

【００１１】

ＮＭＲの水素核についての情報は、T_2およびT_1の減衰時間を測定することによって部

分的に得ることができる。さらに加えて、核が完全にデフェーズする前に、別のＲＦ信号（例えば、１８０°の信号）が磁気モーメントを（例えば、１８０°反転した位置へ）傾けることができる。このＲＦ信号は、３つの核種のスピンしている磁気モーメントM_0、M_1、およびM_2を反転させ、したがってここでは最も速いモーメントM_2はモーメントM_0よりも（リードするのではなく）遅れ、さらに加えて、ここでは最も遅いモーメントM_1よりも遅れる。その結果、より速いモーメントM_2は最も遅いモーメントM_1に再び追いついて、追い越し、その間に種々の磁気モーメントは位相のコヒーレンスを回復するので、正味の磁気モーメントにおける変化から、いわゆる“スピンエコー”のＮＭＲ ＲＦ応答を検出することができる。全ての手続きは、T_1およびT_2の緩和プロセスが磁気モーメントの検出可能なＸ'－Ｙ'成分を破壊する前に完了しなければならない。

【００１２】

磁場勾配を加え、その後で、T_1またはT_2の緩和減衰が$M_{X'Y'}$を破壊する前に磁場勾配の反転が完了するという条件で磁場勾配を反転させることによっても、検出可能なＮＭＲのＲＦの応答エコーを形成することができる。これは、一般的に磁場エコー(field echo)、勾配エコー(gradient echo)、レーストラックエコー（racetrack echo）と呼ばれる。

【００１３】

一方の組織対他方の組織における核種間の位相関係の相違は、流体または水分ベースの組織から脂肪成分の組織のＭＲＩ画像を区別する情報として使用することができる（これらの目的において、“水分ベースの組織”と“流体”とは同義で使用される）。水分および脂肪のＭＲ画像が含む診断情報は同じであっても、または異なっていてもよいが、それらがＭＲＩ画像において重ね合わされるとき、しばしば互いの解釈と衝突し、合成のＭＲ画像を適切に解釈するのが困難になる。脂肪ベースまたは水分ベースのみのＮＭＲの核種の別々のＭＲ画像から、若干異なる診断情報を得ることもできる。強い磁場強度では、選択的な励起または非励起のアプローチを使用して、水分および脂肪の画像の区別または脂肪信号の抑制を達成することができる。しかしながら、中位または弱い磁場強度では、化学シフトの選択性に基づくアプローチは、非実際的になるか、さもなければ不可能になる。全ての磁場強度において、水分／脂肪の画像の区別の難しさは、磁場の非一様性が大きいときは、さらに悪化する。

【００１４】

強い磁場のシステムと比較して、中位または弱い磁場のシステムでは、水分信号と脂肪信号との間の周波数の区別は相当に低減されるので、実際のＭＲ画像化応用において脂肪および水分の画像を区別する難しさは、中位または弱い磁場のシステムにおいてとくに真である。３点ディクソン方法は、その特徴において中位または弱い磁場の応用に対して期待がもてる。３点ディクソン方法では、単一のスピンエコーのシーケンスを使用するが、水分／脂肪を区別するために３つの画像、すなわち１つの同相の画像と２つの位相のずれた画像とを得ることに依存する。３つの画像を得るには、比較的に長い走査期間が必要である。このような長い走査期間は、動きの問題に影響され易い。

【００１５】

図２は、３点ディクソン方法において３つの画像を得るための３つのデータ収集方式を示している。簡単にするために、スライスの選択は示されていない。３つの異なる走査を使用して、３つのスピンエコー信号S_0、S_π、$S_{-\pi}$を生成する。第１の走査では、９０°のパルスの次には、時間Ｔにおいて１８０°のパルスが続き、スピンエコーS_0が得られる。次の走査では、９０°のパルスの次には、時間Ｔよりも時間τだけ早い時に１８０°のパルスが続き、スピンエコーS_πが得られる。最後の走査では、別の９０°のパルスの次には、時間Ｔよりも時間τだけ遅い時に１８０°のパルスが続き、スピンエコー$S_{-\pi}$が得られる。ディクソン方法は、Glover、他による文献（“Three-Point Dixon Technique for True Water Fat Decompositions with B_0 Inhomogeneity Corrected”, 18 Magnetic Resonance in Medicine, 371-383 (1991)）、およびWilliams、他による文献（“True Water and Fat MR Imaging With Use of Multiple-Echo Acquisition”, 173 Radio

logy 249-253 (1989))、およびYeung、他による文献（“Separation of True Fat and Water Images By Correcting Magnetic Field Inhomogeneity In Situ”, 159 Radiology 783-786 (1986)）に記載されており、これらはここでは参考文献として取り上げており、部分的に後述で概要を示している。

【００１６】

τの値（図２参照）は、τ＝１／（４Δｖ）（なお、Δｖは水分信号と脂肪信号との間の周波数の差である）にしたがって判断される。τの値は、それぞれ脂肪内の核と水分内の核との間の位相が（１）同相、（２）πだけずれている、または（３）－πだけずれているの何れかを満たすように選択される。図３ａ、３ｂ、および３ｃでは、３つの異なる収集方式における回転フレーム内のＭＲ信号を模式的に示している。Hardy、他のＪＭＲＩ（1995）に記載されているように、π以外の他の位相差も使用することができる。さらに加えて、勾配反転によって生成された磁場エコーから、S_0を求めることができる。S_0はＲＦが生成したスピンエコーである必要はない。

【００１７】

３点ディクソン方法を簡単に要約すると、水分ベースと脂肪ベースの別の画像を計算するには、次の３つのＮＭＲのＲＦの応答、すなわち、

S_0＝位相がコヒーレントな脂肪および水分のＮＭＲの核種をもつ第１のＮＭＲ応答、

S_θ＝第１（例えば、“正”）の方向において脂肪および水分のＮＭＲの核種間に所定の差をもつ第２のＮＭＲ応答、および、

$S_{-\theta}$＝反対（例えば、“負”）の方向において脂肪および水分のＮＭＲの核種間に同じ所定の位相差をもつ第３のＮＭＲ応答が必要である。

【００１８】

S_0、S_θ、$S_{-\theta}$、およびθが分かると、ＮＭＲの脂肪の核種またはＮＭＲの水分の核種、およびこの両者の別個のＭＲ画像を求めることができる。

【００１９】

次に、ディクソンの文献内のθ＝πを詳しく記載した３点ディクソン方法の例示的な実施形態をより明確に記載する。磁場が一様でないとき、ＭＲ信号は、次のように記載することができる。

【００２０】

【数９】

$$S_0 = (P_w + P_f)$$

$$S_\pi = (P_w - P_f)e^{i\varphi}$$

$$S_{-\pi} = (P_w - P_f)e^{-i\varphi}$$

なお、φは、磁場の非一様性または周波数のオフセットによる位相角であり、

P_wおよびP_fはそれぞれ水分および脂肪のスピン密度である；

【００２１】

したがって、φは次の式によってS_πおよび$S_{-\pi}$から判断することができる：

$\varphi = {}^1/_2 \arg(S_\pi \cdot S^*_{-\pi})$

なお、“ａｒｇ”は複素数の位相角を生成する。

【００２２】

水分および脂肪の画像（それぞれ、I_{water}およびI_{fat}）は次の式にしたがって再構成することができる：

【数１０】

$$I_{water} = S_0 + 0.5S_{\pi}e^{-i\varphi} + 0.5S_{-\pi}e^{i\varphi}$$

$$I_{fat} = S_0 - 0.5S_{\pi}e^{-i\varphi} - 0.5S_{-\pi}e^{i\varphi}$$

【００２３】
位相角φは、通常は位相マッピング（phase mapping）によって判断される。S_{π}および$S_{-\pi}$からφを計算することには、（１）S_{π}・$S_{-\pi}$＊の主位相値を画素ごとに評価して、主位相マップをアンラップ（unwrap）した主位相マップを得て、真の位相マップを得ることを含む。
【００２４】
低レベルおよび中レベルの磁場強度における水分／脂肪の区別は、上述の３点ディクソン方法を使用して、既にほぼ成功している。さらに加えて、上述の特許第5,909,119号に記載したように、単一走査の３点ディクソン方法（水分および脂肪の信号がエコー間時間（inter-echo time, ΔＴＥ））中にπの位相差を生じる）では、１回のみの励起パルスによって走査時間を相当に低減した後で、３つの連続するＮＭＲのエコー信号を得ることができる。
【００２５】
特許第5,909,119号では、ＮＭＲの生の信号データを得るために、単一走査の３点ディクソン画像化方法を使用している。３点ディクソンの画像化では、スライス選択の励起パルスの次に、３つの別々の勾配の再集束した信号エコー（three separate gradient-refocused signal-echoes）を得る。各信号エコーは、加えられた読み出された勾配のタイミングおよび極性を制御することによって得ることができる。信号エコー（S_1，S_2，S_3）間の時間（ΔＴＥ）は、水分信号と脂肪信号との間の化学シフトの差にしたがって選択され、その結果２つの信号は、エコー間の時間中にπラジアン（１８０°）の角度差をそれらの間に生成する。区別後に脂肪および水分の画像を独特に識別するのは、この１８０°の角度差では難しくなる理由を次に記載する。
【００２６】
特許第5,909,119号に記載した方法では、生データ（ｋ空間データ）を複素周波数のドメインデータ、すなわち“画像ドメイン”のデータと呼ばれるデータへフーリエ変換した後に、導かれる領域成長位相アンラッピング技術（guided region-growing phase unwrapping technique）を使用して、S_1およびS_3の信号エコーから補償位相を得ることによって、背景磁場の非一様性を補償する。次に得られた画像データは、S_1およびS_3から判断された補償位相にしたがって修正される。最後に、水分および脂肪の信号は修正された画像データから区別され、水分のみの画像か、脂肪のみの画像を生成する。
【００２７】
特許第5,909,119号に記載した技術では、水分および脂肪の信号が平行または反平行しているエコー画像、すなわちいわゆるサンプリング対称であるエコー画像を得て、処理する。したがって、特許第5,909,119号において教示したアプローチを使用して得られる３つのエコー画像は、次のように記載することができる：
【数１１】

$$S_1 = (W - F)e^{-i\phi}e^{-i\Phi}$$

$$S_2 = (W + F)e^{-i\Phi}$$

$$S_2 = (W - F)e^{+i\phi}e^{-i\Phi}$$

なお、それぞれ、φおよびΦは、空間に依存する位相角であり、

Ｓ１、Ｓ２、およびＳ３は、第１、第２、および第３の

ＮＭＲ応答であり、

ＷおよびＦは、水分および脂肪のエコー画像である；

【００２８】

静磁場Ｂ０の非一様性によって生成される位相角を修正するために、特許第5,909,119号に記載されている方法では、ａｒｇ（Ｓ３・Ｓ１＊）からφを判断するのに、相当な努力をしている。主位相値から真のφを判断するために、構成された位相画像、すなわちＰ＝ａｒｇ（Ｓ３・Ｓ１＊）は、特許第5,909,119号に記載されている複素数のシード指向の領域成長アルゴリズム（complex seed-oriented region-growing algorithm）を使用して、位相をアンラップされる。

【００２９】

特許第5,909,119号に記載されていて、かつシード画素の化学成分（chemical composition）に依存する、すなわちそれが水分が主である（Ｗ＞Ｆ）か、または脂肪が主である（Ｆ＞Ｗ）かに依存するアプローチでは、アンラップされた位相画像は次の２つの可能性をもつ：

【数１２】

場合１　　Ｗ＞Ｆであるとき：

$$P = 2\phi$$

$$I_W = S_2 + \frac{1}{2}S_1 e^{i\frac{P}{2}} + \frac{1}{2}S_3 e^{-i\frac{P}{2}}$$

$$I_F = S_2 - \frac{1}{2}S_1 e^{i\frac{P}{2}} - \frac{1}{2}S_3 e^{-i\frac{P}{2}}$$

場合２　　Ｆ＞Ｗであるとき：

$$P = 2(\phi + \pi)$$

$$I_W = S_2 - \frac{1}{2}S_1 e^{i\frac{P}{2}} - \frac{1}{2}S_3 e^{-i\frac{P}{2}}$$

$$I_F = S_2 + \frac{1}{2}S_1 e^{i\frac{P}{2}} + \frac{1}{2}S_3 e^{-i\frac{P}{2}}$$

【００３０】

特許第5,909,119号に記載されているアプローチでは、水分および脂肪の信号は対称であり、全てのエコー画像において平行または反平行である。この位相対称のために、水分お

よび脂肪の核の歳差運動の周波数間の差に関する情報は失われる。さらに加えて、水分信号と脂肪信号を自動的に判別するのに使用可能な他の情報はない。特許第5,909,119号では、位相をアンラッピングするためのシード画素は水分が主であると仮定して記載している。水分および脂肪の画像は区別されるが、区別された水分および脂肪の画像を正確に識別するのに使用される、解剖学的な差のような他の情報が必要である。

【００３１】

【発明が解決しようとする課題】

水分部および脂肪部を判別して、独特に識別し、比較的に軽いT_2およびT_2^*の重み付けでこれを行うためのＭＲＩ技術が開発された。このＭＲＩ技術では、特許第5,909,119号に記載されているような水分信号と脂肪信号とを判別するための従来の技術のサンプリング対称を破った。サンプリング対称とは、全てのエコー信号の中心において平行（同位相）または反平行（１８０°の位相ずれ）の何れかの水分信号および脂肪信号から画像データを得ることを示す。サンプリング対称を破るために、この技術では、それぞれ、直交（９０°の位相ずれ）および平行／反平行の水分信号および脂肪信号から２つのエコー画像を得る。サンプリング対称を破り、２つのエコー画像を捕捉することによって、この技術では、より短い時間期間でエコー信号を得て、T_2およびT_2^*の重み付けを低減することができる。水分信号と脂肪信号とが直交しているエコー信号を捕捉することによって、別途記載するように、水分および脂肪の画像は、歳差運動の周波数における差にしたがって絶対的に識別することができる。

【００３２】

１つの実施形態では、本発明はＭＲＩ装置を使用して水分および脂肪の磁気共鳴（magnetic resonance MR）画像を区別および識別する方法であって、

ａ）第１のＭＲのエコー信号において水分信号と脂肪信号とが直交していて、第２のＭＲのエコー信号において水分信号と脂肪信号とが平行または反平行しているときに、少なくとも第１のＭＲのエコー信号および第２のＭＲのエコー信号とから核磁気共鳴（nuclear magnetic resonance, NMR）の画像データを得るステップと、

ｂ）シード誘導位相アンラッピングアルゴリズム（seed-guided phase unwrapping algorithm）を、第２のＭＲのエコー信号から得た画像データへ適用することによって、第２のＭＲのエコー信号から背景の主磁場の磁場マップを得るステップと、

ｃ）アンラップされた磁場マップにしたがって背景磁場の非一様性の効果を取除いて、修正された第１のＭＲのエコー信号と修正された第２のＭＲのエコー信号とを得るステップと、

ｄ）データ収集のシーケンスパラメータにしたがって修正された第１のＭＲエコー画像の中間データを計算するステップと、

ｅ）中間データの虚数部を加算するステップと、

ｆ）位相のアンラッピングに適用するのに使用されるシード基準が、中間データの虚数部の和の極性に基づいて、水分が主であるか、または脂肪が主であるかを判別するステップと、

ｇ）シード基準が水分が主であるか、または脂肪が主であるかに基づいて、修正された第１および第２のＭＲエコー画像から水分および脂肪の画像を判断するステップとを含む方法である。

【００３３】

別の実施形態では、本発明は、中間データの虚数部の和がゼロよりも相当に小さい方法である。

【００３４】

別の実施形態では、本発明はＭＲＩ装置を使用して水分および脂肪の磁気共鳴（magnetic resonance MR）画像を区別および識別する方法であって、

ａ）第１のＭＲのエコー信号において水分信号と脂肪信号とが直交していて、第２のＭＲのエコー信号において水分信号と脂肪信号とが平行または反平行しているときに、少なくとも第１のＭＲのエコー信号および第２のＭＲのエコー信号とから核磁気共鳴（nuclear

magnetic resonance, NMR）の画像データを得るステップと、
ｂ）Ｐ＝^{1}／$_{2\lambda}$ｕｎｗｒａｐ{ａｒｇ（Ｓ$_{2}$ｘＳ$_{2}$）}にしたがって、シード誘導位相アンラッピングアルゴリズム（seed-guided phase unwrapping algorithm）を、第２のＭＲのエコー信号から得た画像データへ適用することによって、第２のＭＲのエコー信号から背景の主磁場の磁場マップを得るステップと、
ｃ）アンラップされた磁場マップにしたがって背景磁場の非一様性の効果を取除いて、修正された第１のＭＲのエコー信号と修正された第２のＭＲのエコー信号とを得るステップと、
ｄ）データ収集のシーケンスパラメータにしたがって修正された第１のＭＲエコー画像の中間データを計算するステップと、
ｅ）中間データの虚数部を加算するステップと、
ｆ）位相のアンラッピングに適用するのに使用されるシード基準が、中間データの虚数部の和の極性に基づいて、水分が主であるか、または脂肪が主であるかを判別するステップと、
ｇ）シード基準が水分が主であるか、または脂肪が主であるかに基づいて、修正された第１および第２のＭＲエコー画像から水分および脂肪の画像を判断するステップとを含む方法である。

【００３５】
本発明によって得られる目的および長所は、添付の図面を個々に参照した現在の好ましい実施形態の詳細な記述を注意深く検討することによって理解されるであろう。

【００３６】
【発明の実施の形態】
よく知られているように、核は特定の位相で特定の周波数で歳差運動する(precess)。異なる直交方向において勾配磁場を核へ加えることによって、歳差運動の周波数および位相を使用して、核を空間的にコード化することができる。１つの直交方向において、核の“スライス”が励起される。このスライス内では、選択された核の歳差運動の周波数を使用して、第１の方向において核を空間的にコード化し、かつ選択された核の歳差運動の位相を使用して、第２の（または別の）方向において核を空間的にコード化して、残りの二次元のスライスからＭＲ信号を抽出する。生成されたＭＲ信号の複素周波数および位相を解析することによって、選択されたスライス内の核密度に関する情報を判断することができる。

【００３７】
図４は、ＭＲＩシステムを示している。このようなＭＲＩシステムの一例には、東芝ＯＰＡＲＴ（商標）ＭＲＩシステムがある。このようなＭＲＩシステムは大型の分極磁気構造（large polarizing magnet structure）10を含み、大型分極磁気構造10は患者のイメージングボリューム12内の実質的に一様な均質の分極磁場Ｂ$_{0}$を生成する。適切なキャリッジ（carriage）14は、イメージングボリューム内に患者13の解剖学的構造の目的の部分を挿入する。電磁勾配コイル15によって磁気勾配が選択的に生成される。ＲＦの核の章動パルスがＲＦコイル16によってイメージングボリューム内の患者の組織へ送られる。ＭＲ信号を構成しているＲＦ応答は、患者の組織から適切なＲＦ検出コイル構造16を介して受信される。

【００３８】
ＭＲＩデータを得るために、ＭＲＩシステムは、プログラマブルコンピュータアレイプロセッサ20の制御のもとで、ＭＲＩパルスシーケンス制御装置18を介して磁気勾配およびＲＦ章動パルスを生成する。アレイプロセッサおよび関係するコンピュータ画像プロセッサ22は、水分／脂肪のコンピュータソフトウエアプログラム24を実行する。アレイプロセッサ20およびシーケンス制御装置18は、勾配パルス増幅器ドライバ26、ＲＦ送信機回路（RF transmitter circuit, RF XM TR）28、およびＲＦ受信機回路(RF receiver circuit, RF RCVR)30を制御する。ＭＲ増幅器信号受信機回路30は、遮蔽されたＭＲＩシステムのガントリ内に位置するＭＲ信号のＲＦコイル16と適切にインターフェイスしている。

【００３９】
受信されたＭＲ応答はディジタル形式にされて、画像プロセッサ22へ送られ、画像プロセッサ22は、通常は適切なコンピュータプログラムメモリ媒体（図示されていない）を含み、コンピュータプログラムメモリ媒体内には、ＭＲ信号データの捕捉および処理を制御し、かつ制御端末32のＣＲＴ上に画像表示を生成するプログラムが記憶されていて、選択的に利用される。制御端末は、画像化のシーケンス制御装置18上でオペレータの制御を実行するための適切なキーボードスイッチおよびこれに類するものを含んでいてもよい。画像は、プリントデバイス34によってフィルムまたは他の適切な媒体上に直接に記録することもできる。

【００４０】
システムのコンピュータ／プロセッサに関連して、通常はオペレータには、制御端末上でＭＲＩシーケンスおよびデータ処理技術の選択メニューを示される。ＭＲＩシステムのオペレータが使用できる選択肢の１つは、単一走査の３点ディクソンＭＲＩ画像化シーケンスを使用して水分／脂肪成分の画像を生成するためのプログラム24、および画像生成についての過去のデータ収集方法を実行するプログラムである。別途記載する特定のデータ処理方法および本明細書に記載した開示の全てを考慮して、システムコンピュータ／画像プロセッサのための適切なコンピュータプログラムまたはこのような特定の指令を生成して、本発明の上述のプロセスを実行することは、当業者の能力で十分に可能である。

【００４１】
図５に示したように、少なくとも２つのエコー画像S_1およびS_2が得られる。エコー画像を得るには、多数の走査によって可能であるが、単一の走査シーケンスによって得られることが好ましい。収集シーケンスを制御して、スピン緩和を無視すると、ＭＲのエコー信号S_1およびS_2は次の式によって記載することができる：

【数１３】

$$S_1 = \left(W + F_e^{-i\left(\frac{1}{2}+n_1\right)\pi} \right) e^{-i\varphi}$$

$$S_2 = \left(W + F_e^{-in_2\pi} \right) e^{-i\lambda\varphi}$$

なお、$n_1 = 0, \pm 1, \pm 2, \ldots$、$n_2 = 0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \ldots$、

ϕはB_0の非一様の生成された位相、

$\lambda = n_2 / (1/2 + n)$、

“W”は水分の核を歳差運動することによるエコー信号を表わし、

“F”は脂肪の核を歳差運動することによるエコー信号を表わし、

n_1およびn_2の両者は一連の制御されるパラメータである；

【００４２】
磁場の非一様性のマップは、次の式によってS_2から判断される：

$P = {}^{1}/_{2\lambda} \mathrm{unwrap}\{\arg(S_2 \times S_2)\}$

なお、ａｒｇ（）は複素数入力の主位相角を得る演算であり、“ｕｎｗｒａｐ”は主値から真の位相角を得る位相のアンラッピングのためのアルゴリズムを表わす。本発明の好ましい実施形態では、位相のアンラッピングは、第5,909,119号に記載されているような、多項式モデルによって導かれるシード指向の領域成長アルゴリズムによって実行される。しかしながら別の実施形態では、背景の主要な磁場は、１組の球調和関数（spherical harmonics）によって表わされて、測定される。球調和関数の測定された係数は記憶され、位相アンラッピングのシード指向の領域成長アルゴリズムを導くための多項式モデルと置

換するために読出（recall）される。

【００４３】

次に磁場の非一様の位相をエコー信号Ｓ$_1$およびＳ$_2$から取除いて、Ｓ$_1$'およびＳ$_2$'を生成する：

【数１４】

$$S_1' = S_1 e^{iP}$$

$$S_2' = S_2 e^{i\lambda P}$$

【００４４】

アンラッピングアルゴリズムによって基準として何れの化学成分が使用されたかに依存して、磁場の非一様の位相を削除した後で、スピンエコー画像（Ｓ$_1$'，Ｓ$_2$'）の２つの可能な場合（場合１および場合２）を次に記載する：

【数１５】

場合１（基準が水分中心であるとき）：

$P = \phi$

$$S_1' = W + Fe^{-i\left(\frac{1}{2}+n_1\right)\pi}$$

$$S_2' = W - Fe^{-in_2\pi}$$

場合２（基準が脂肪中心であるとき）：

$$P = \varphi + \left(n_1 + 1/2\right)\pi$$

$$S_1' = We^{i\left(\frac{1}{2}+n_1\right)\pi} + F$$

$$S_2' = W - Fe^{in_2\pi} + F$$

【００４５】

上述の２つの場合を判別するために、複素数データの中間マトリックスを次の式にしたがって計算する：

【数１６】

$$S_1'' = R\left(S_1'\right) + iI\left(S_1'\right)(-1)^{n_1}$$

Ｒ（ ）およびＩ（ ）は複素数入力の実数部と虚数部を戻し、

“ｉ”は複素数の虚数部を示す普通の意味をもつ；

【００４６】

図６に示したように、Ｓ$_1$''は、２つの場合、すなわち水分中心の基準の場合１と脂肪中心の基準の場合２との間ではっきりと異なる。Ｓ$_1$''の虚数部は、場合１においては相当に負である一方で、場合２においては相当に正である。Ｓ$_1$''の虚数部を加算することによって、場合１および場合２は、次の式に示すように、和の極性を検査することによって

判別することができる：
【数１７】

$$Sum = \sum_{image} I\left(S_1''\right)$$

和が＜＜０であるときは、場合１（水分中心）であり、

和が＞＞０であるときは、場合２（脂肪中心）である；

【００４７】
エコー信号Ｓ$_1$'およびＳ$_2$'が得られると、場合１と場合２とに場合を割り当て、次の式から水分および脂肪の画像を構成する：
【数１８】

場合１（基準が水分中心である）：

$$I_W = \frac{1}{2}\left|R\left(S_1'\right) + I\left(S_1'\right)(-1)^{(n_2-n_1)} + S_2'\right|$$

$$I_F = \frac{1}{2}\left|R\left(S_1'\right) + I\left(S_1'\right)(-1)^{n_1+1}\left(2+(-1)^{n_2}\right) - S_2'\right|$$

場合２（基準が脂肪中心である）：

$$I_W = \frac{1}{2}\left|R\left(S_1'\right) + I\left(S_1'\right)(-1)^{n_1}\left(2+(-1)^{n_2}\right) - S_2'\right|$$

$$I_F = \frac{1}{2}\left|R\left(S_1'\right) + I\left(S_1'\right)(-1)^{(n_2-n_1+1)} + S_2'\right|$$

【００４８】
図７に示したフローチャートでは、水分および脂肪の画像を区別して識別するための完全なデータ処理手続きを模式的にまとめた。
【００４９】
データ収集の上述の方法の１つの構成は、磁場エコーのシーケンスであり、ｎ$_1$＝０およびｎ$_2$＝１、したがってλ＝２の条件で、２つのエコー画像を得る。０．３５テスラにおいて、水分および脂肪を区別するにはＴＥ$_1$＝４．７５ｍｓおよびＴＥ$_2$＝９．５０ｍｓである。このシーケンスは、二次元（two-dimensional，２Ｄ）または三次元（three-dimensional，３Ｄ）の画像化モードで使用することができる。図８および９は、このような２Ｄおよび３Ｄのデータ収集のためのパルスシーケンサのダイヤグラムである。
【００５０】
図５を参照すると、本発明のスピンエコーの画像化シーケンスは、基本的に、スライス選択勾配パルスＧ$_{slice}$および位相コード化勾配パルスＧ$_{pe}$の生成に伴なうＲＦの核の章動（“励起”）パルス40、次に３つの適切に時間合せされた読み出し勾配パルスＧ$_{read}$42から成り、その結果１対のスピンエコー、Ｓ$_1$およびＳ$_2$が得られる。
【００５１】
このような構成の１つは、ｎ$_1$＝－１、ｎ$_2$＝－１、およびλ＝２であるときに、スピンエコーＳ$_1$およびＳ$_2$を得るための２つのエコーのスピンエコーのシーケンスである。Ｓ

$_1$およびＳ$_2$は、真のスピンエコーの位置からそれぞれτおよび２τだけ時間的に先に得られる。０．３５テスラでは、τ＝４．７５ミリ秒であり、したがってλ＝２である。

【００５２】

本発明にしたがって、エコー信号を得るために、他のＭＲＩのパルスシーケンスを使用することができる。このようなシーケンスの１つは、エコー平面またはエコー体積の画像化（echo-volume imaging, EPI）のシーケンスである。ＥＰＩのエコー信号は、本発明にしたがってＳ$_1$およびＳ$_2$に対応する２つのグループに分けることができる。さらに別のシーケンスは、高速スピンエコー（fast spin-echo, FSE）のシーケンスであり、本発明にしたがってＳ$_1$およびＳ$_2$に対応する２つのエコー信号を、それぞれＲＦの再び焦点を合わせるパルスごとに得ることができる。

【００５３】

本発明は、現在最も実際的で好ましい実施形態であると考えられているものに関係して記載したが、記載された実施形態に制限されず、逆に、さらに解析せずに本発明の趣旨を十分に明らかにすることを意図されていて、本発明に記載されていない実施形態でも、最新の知識を適用することによって、従来技術の観点から、その技術へ直ぐに寄与できるものの全体的および特定的な態様の本質的な特性を全体的に構成している特徴を省くことなく種々の応用において本発明を容易に採用することができ、したがってこのような本発明の採用は、特許請求の範囲に相当するものの意味および範囲内に含まれるべきであり、かつそのように意図されていることが分かるであろう。

【図面の簡単な説明】

【図１】ＭＲＩ信号の典型的な回転フレームの模式図。

【図２】従来の三段階のディクソンのＭＲのシーケンシング技術（sequencing technique）の時間ドメインのグラフ。

【図３】図２に示したＭＲＩ信号の回転フレームのシーケンス図（（ａ）、（ｂ）、（ｃ））。

【図４】例示的なＭＲＩシステムの模式図。

【図５】本発明のスピンエコーのＭＲのシーケンシング技術のシーケンス図。

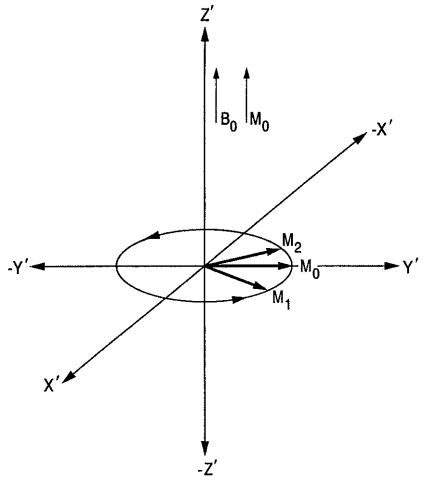
【図６】位相のアンラッピングの２つの場合を判別するのに必要な、中間データＳ$_1$''の回転フレームの模式図。

【図７】本発明にしたがって水分および脂肪のＭＲ画像を区別して識別するためのデータ処理手続きのフローチャート。

【図８】２Ｄのデータ収集のための、本発明にしたがう磁場エコーのＭＲのシーケンシング技術のシーケンス図。

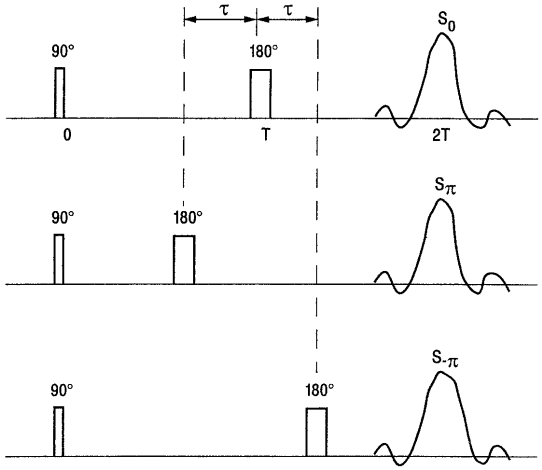
【図９】３Ｄのデータ収集のための、本発明にしたがう磁場エコーのＭＲのシーケンシング技術のシーケンス図。

【図１】



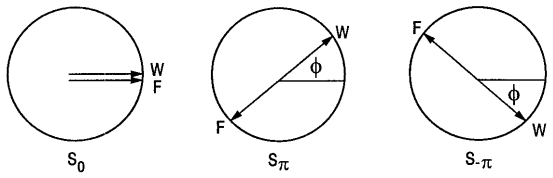
（従来技術）

【図２】



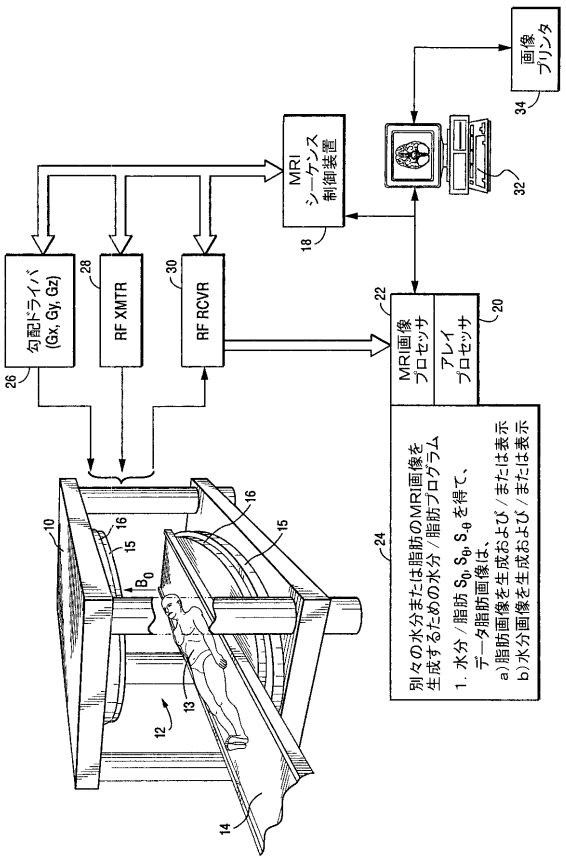
（従来技術）

【図３】

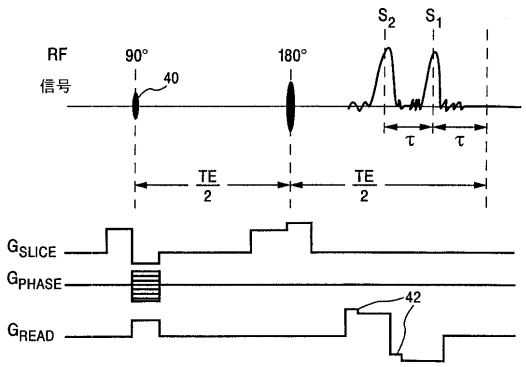


（従来技術）　（従来技術）　（従来技術）

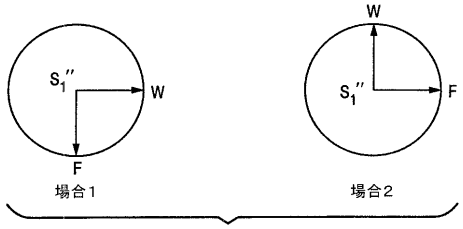
【図４】



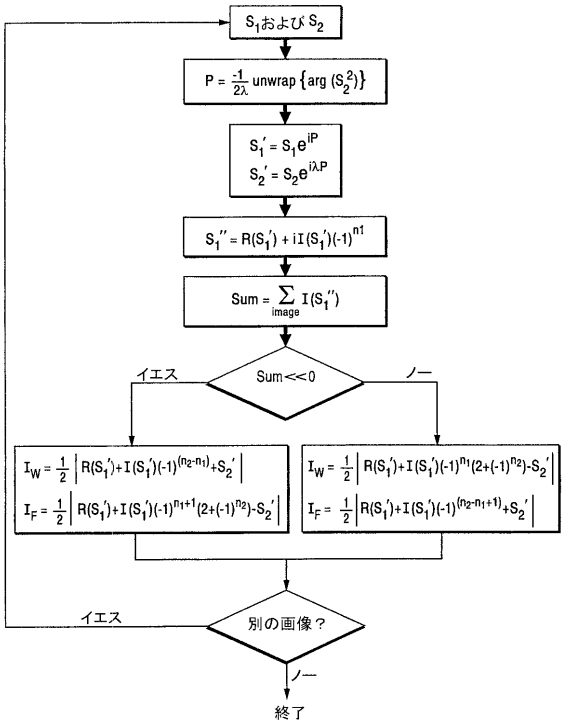
【図５】



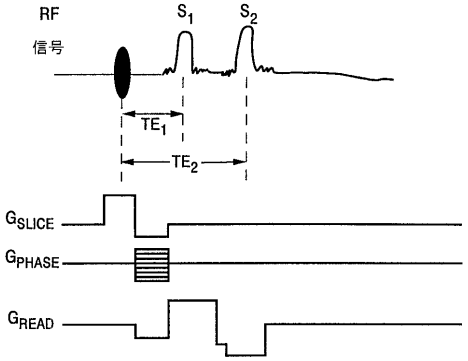
【図６】



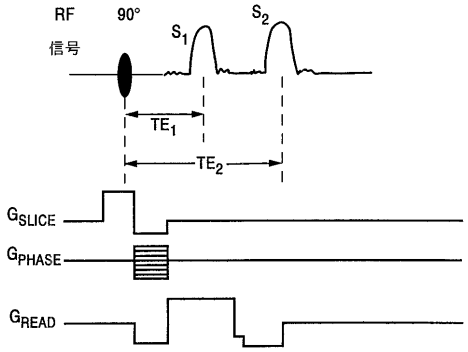
【図７】


S1およびS2
P = -1/2λ unwrap {arg (S2^2)}
S1' = S1 e^IP
S2' = S2 e^iλP
S1'' = R(S1') + iI(S1')(-1)^n1
Sum = Σ I(S1'')
image
イエス
Sum<<0
ノー
別の画像？
イエス
ノー
終了

【図８】


RF
信号
S1
S2
TE1
TE2
GSLICE
GPHASE
GREAD

【図９】


RF
90°
信号
S1
S2
TE1
TE2
GSLICE
GPHASE
GREAD

フロントページの続き

(74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
(74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
(72)発明者 ウェイグォ・ツァン
アメリカ合衆国、カリフォルニア州 ９４４０４、フォスター・シティー、ピンタ・レーン ７４６
(72)発明者 デイビッド・エム・クレマー
アメリカ合衆国、カリフォルニア州 ９４９２５、コーテ・マデラ、エンタープライズ・ドライブ ２

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開２０００－０５１１７９（ＪＰ，Ａ）
特開平０８－３２２８１８（ＪＰ，Ａ）
特開２００１－１２０５１６（ＪＰ，Ａ）
特開２０００－１３５２０６（ＪＰ，Ａ）
米国特許第６６０３９９０（ＵＳ，Ｂ２）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B 5/055