

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 52007

(P2002 - 52007A)

(43)公開日 平成14年2月19日 (2002.2.19)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 5/055		A 6 1 B 5/00	101 H 4 C 0 9 6
	5/00 101	5/05	311
G 0 1 R 33/48			376
			382
		G 0 1 N 24/08	510 Y
審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 11数)			

(21)出願番号 特願2000 - 244219(P2000 - 244219)

(22)出願日 平成12年8月11日(2000.8.11)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 小村 和美

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式

会社日立メディコ内

(72)発明者 高橋 哲彦

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式

会社日立メディコ内

(74)代理人 100099852

弁理士 多田 公子 (外 1 名)

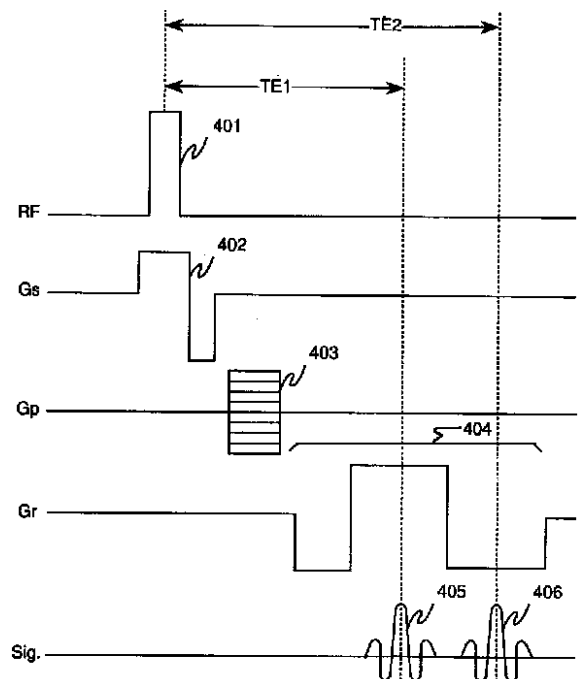
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57)【要約】

【課題】効率的に、良好な形態画像と温度変化分布画像を生成する。

【解決手段】1回のスピンの励起で、同一位相エンコードでエコー時間の異なる複数のエコー信号405、406を計測するパルスシーケンスを実行する。これら複数のエコー信号のうち、形態（解剖学的情報）の取得に適したエコー時間TE1に取得したエコー信号405を用いて形態画像を再構成する。一方、温度計測に適したエコー時間TE2に取得したエコー信号406を用いて位相法を適用した温度変化分布画像を生成する。形態画像に用いるエコー信号はスピンエコー信号とすることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】検査対象が置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記検査対象を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波パルス印加する高周波パルス発生手段と、前記検査対象が発生する核磁気共鳴信号を位相エンコードする位相エンコーディング傾斜磁場を含む複数の傾斜磁場を前記検査対象に印加する傾斜磁場発生手段と、前記高周波パルス発生手段による高周波パルスの発生と前記傾斜磁場発生手段による複数の傾斜磁場の印加を制御する制御手段と、前記検査対象からの核磁気共鳴信号を検出する検出手段と、前記検

出手段が検出した核磁気共鳴信号に基づいて前記検査対象の断層の形態画像を生成する形態画像生成手段とを有する磁気共鳴イメージング装置であって、

前記検出手段が検出した核磁気共鳴信号に基づいて前記検査対象の断層の温度情報を算出する温度情報生成手段とを有し、

前記制御手段は、前記原子核スピンの1回の励起で、位相エンコードが同じでエコー時間の異なる複数の核磁気共鳴信号を発生するように、高周波パルス及び傾斜磁場の印加を制御し、

前記温度情報生成手段は、前記検出手段が1のエコー時間において検出した核磁気共鳴信号により求まる空間位相分布に基づいて、前記検査対象の断層の温度分布または前記検査対象の断層の温度変化分布を、前記断層の温度情報として算出し、

前記形態画像生成手段は、前記検出手段が前記1のエコー時間と異なるエコー時間で検出した核磁気共鳴信号、

または、前記1のエコー時間と異なるエコー時間で検出した核磁気共鳴信号及び前記1のエコー時間で検出した核磁気共鳴信号を用いて前記断層の形態画像を生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2】請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記制御手段は、原子核スピンを励起する第1の高周波パルスの印加に続き、原子核スピンを反転する第2の高周波パルスを印加し、スピンエコー信号を発生させるとともに、前記スピンエコー信号の発生の前または後に傾斜磁場を印加し、グラディエントエコー信号を発生させるように高周波パルスと傾斜磁場の発生を制御すること

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2記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

形態画像生成手段は、スピンエコー信号を用いて前記断層の形態画像を生成することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】磁気共鳴イメージング装置における被検体の形態（解剖学的情報）および温度分布の

計測の技術に関するものである。

【0002】

【従来の技術】磁気共鳴イメージング（以下、MRI（Magnetic Resonance Imaging）という）装置は、磁気共鳴現象を利用して被検体中の所望の検査部位における原子核スピンの密度分布、緩和時間分布等を計測して、その計測データから、被検体の断面を画像表示するものである。

【0003】近年、このようなMRI装置を、術中のモニタとして使用するインターベンショナルMRI（IV-MRI；Interventional MRI）が注目をあびている。このようなIV-MRIが適用される治療としては、レーザー治療、エタノールなどの薬物注入、RF照射切除、低音治療などがあり、これらの治療において、MRIは、患部に穿刺針や細管を到達させるためのリアルタイムイメージングによるガイドや、治療中の組織変化の可視化や、加熱・冷却治療中の局所温度のモニタや、レーザ治療における体内温度分布の画像化の用に用いられている。

【0004】一方、MRIを用いた被検体の温度分布を計測する技術としては、核磁気共鳴（NMR）信号強度から温度分布を求める信号強度法、NMR信号の位相シフトから温度分布を求める位相法（PPS；Proton Phase Shift法）、NMR信号の温度に依存する拡散係数から求める方法などが知られている。

【0005】ここで、位相法による温度分布の計測法の詳細について、グラディエントエコー信号の位相情報から温度分布を求める場合を例にとり説明する。

【0006】この場合、図7に示すように、目的とするスライス位置に応じて選択したスライス選択傾斜磁場Gs102と90°高周波パルスRF101を印加して、被検体の目的とするスライスの原子核スピンを励起し、引き続き、位相エンコード傾斜磁場Gp103、周波数エンコード/読み取り傾斜磁場Gr104を印加することにより、スライス内の位置情報としてエンコードしたグラディエントエコー信号105を発生させ、これを検出するパルスシーケンスを用い、このパルスシーケンスを、位相エンコード傾斜磁場Gp103を変化させながら繰り返す。

【0007】そして、検出したグラディエントエコー信号を二次元フーリエ変換して求まる複素画像の実部Sr(x,y)と虚部Si(x,y)から、たとえば、式(1)に従って位相分布φ(x,y)を求める。

【0008】

【数1】

$$\phi(x,y) = \tan^{-1} \left(\frac{Si(x,y)}{Sr(x,y)} \right) \quad (1)$$

【0009】このように求めた空間位相分布と、90°高周波パルスRF101を印加した時点からグラディエントエコー信号が最大となる時点との時間的間隔（エコー時間）TE（ms）、共鳴周波数f（Hz）、水の温度係数-0.01

(ppm/)より、たとえば、式(2)に従って温度分布 $T(x, y)$ を求める。

【0010】

【数2】

$$T = \frac{\phi}{TE \cdot f \cdot 0.01 \times 10^6 \cdot 360} \quad (2)$$

【0011】次に、信号強度法による温度分布の計測法の原理について、同様にグラディエントエコー信号の位相情報から温度分布を求める場合を例にとり説明する。

【0012】図7のパルスシーケンスの繰り返しによって取得したグラディエントエコー信号の信号強度 S は、繰り返し時間 TR 、エコー時間 TE 、縦緩和時間 $T1$ 、横緩和時間 $T2$ 、フリップ角、磁化強度 M を用いて、式(3)で表される。

【0013】

【数3】

$$S = M \frac{\sin(\alpha) \cdot \left(1 - \exp\left(-\frac{TR}{T1}\right)\right)}{1 - \cos(\alpha) \cdot \exp\left(-\frac{TR}{T1}\right)} \exp\left(-\frac{TE}{T2}\right) \quad (3)$$

【0014】ここで、縦緩和時間 $T1$ は温度に依存して変化する。たとえば、肝臓の $T1$ の温度変化は 2.5ms/ である。よって、式(3)による信号強度も温度に依存して変化し、この信号強度に依存してMRIが生成する形態画像の輝度を変化させる。すなわち、温度が上昇した部分のグラディエントエコー信号の信号強度は弱まり、MRIがグラディエントエコー信号に基づき表示する形態画像の温度が上昇した部分は、より暗く表示されることになる。したがって、形態画像の表示を用いて、温度の変化をある程度、観測することができる。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】従来のMRIによれば、信号強度法による温度分布が反映された形態画像を得ることができる。しかし、 $T1$ の温度依存性は組織毎に異なるので、このような形態画像から、治療に必要とする温度分布を読み取ることは困難である。

【0016】一方、前述した位相法によれば、より精度良く温度分布を求めることができる。しかしながら、温度計測に適したエコー時間は、温度感度や計測温度範囲によって定まるため、一般的に、形態画像の取得に適したエコー時間とは異なるものとなる。具体的には、0.3TのMRI装置では、 $TE=30, 20, 10\text{ms}$ としたときの位相変化 1° に対応する温度変化は、それぞれ0.71、1.09、2.17、計測可能な温度範囲はそれぞれ130.2、195.3、390.6と TE が長くなる程、温度計測の精度は向上する。一方、形態画像(解剖学的情報)の取得に関しては、 S/N を高くとるために TE を短くした方が好ましい。すなわち、両者にとって望ましい条件は一般的に相反する。

【0017】ここで、形態画像を取得するためのパルス

シーケンスと温度分布を取得するためのパルスシーケンスを、それぞれに適したエコー時間を用いて独立に実行すれば、形態画像と温度分布の双方を良好に取得することができる。しかしながら、このようにすると、処理時間が長くなりリアルタイム性が劣化する。これによって温度分布計測を前述したIV-MRIへの適用することが困難となる。さらに処理負荷の増大などの効率性の低下をもたらすことになる。

【0018】そこで、本発明は、MRI装置において、効率的に、形態画像と、温度分布または温度変化分布の双方を良好に取得可能とすることを課題とする。

【0019】

【課題を解決するための手段】前記課題達成のために、本発明に係るMRI装置は、検査対象が置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記検査対象を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波パルス印加する高周波パルス発生手段と、前記検査対象が発生する核磁気共鳴信号を位相エンコードする位相エンコーディング傾斜磁場を含む複数の傾斜磁場を前記検査対象に印加する傾斜磁場発生手段と、前記高周波パルス発生手段による高周波パルスの発生と前記傾斜磁場発生手段による複数の傾斜磁場の印加を制御する制御手段と、前記検査対象からの核磁気共鳴信号を検出する検出手段と、前記検出手段が検出した核磁気共鳴信号に基づいて前記検査対象の断層の形態画像を生成する形態画像生成手段とを有する磁気共鳴イメージング装置であって、前記検出手段が検出した核磁気共鳴信号に基づいて前記検査対象の断層の温度情報を算出する温度情報生成手段とを有し、前記制御手段は、前記原子核スピンの1回の励起で、位相エンコードが同じでエコー時間の異なる複数の核磁気共鳴信号を発生するように、高周波パルス及び傾斜磁場の印加を制御し、前記温度情報生成手段は、前記検出手段が1のエコー時間において検出した核磁気共鳴信号により求まる空間位相分布に基づいて、前記検査対象の断層の温度分布または前記検査対象の断層の温度変化分布を、前記断層の温度情報として算出し、前記形態画像生成手段は、前記検出手段が前記1のエコー時間と異なるエコー時間で検出した核磁気共鳴信号、または、前記1のエコー時間と異なるエコー時間で検出した核磁気共鳴信号及び前記1のエコー時間で検出した核磁気共鳴信号を用いて前記断層の形態画像を生成することを特徴とする。

【0020】このようなMRI装置によれば、複数の核磁気共鳴信号のうち温度計測に適したエコー時間に計測した核磁気共鳴信号を温度情報生成に用い、形態(解剖学的情報)の取得に適した核磁気共鳴信号を形態画像生成に用いることにより、位相法による精度のよい温度情報が得られるとともに、目的組織を高いコントラストで描画した形態画像を得ることができる。複数の核磁気共鳴信号のいずれを温度情報生成に用いるか、或いはいずれ

を温度情報生成に用いるかは、目的組織の緩和時間等を考慮して適宜選択することができる。

【0021】本発明のMRI装置において、複数の核磁気共鳴信号は、すべてグラディエントエコー信号でもよいし、一部、スピネコー信号を含んでいてもよい。

【0022】すなわち本発明の一態様によるMRI装置は、前記制御手段が、原子核スピンを励起する第1の高周波パルスの印加に続き、原子核スピンを反転する第2の高周波パルスを印加し、スピネコー信号を発生させるとともに、前記スピネコー信号の発生の前または後に傾斜磁場を印加し、グラディエントエコー信号を発生させるように高周波パルスと傾斜磁場の発生を制御することを特徴とする。

【0023】この場合、スピネコー信号を形態画像生成に用いることにより、SNの優れた形態画像を得ることができる。

【0024】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態について説明する。

【0025】図1に、本実施形態に係るMRI装置の構成を示す。図示するように、本MRI装置は主として静磁場発生磁気回路202と、傾斜磁場発生系203と、送信系204と、検出系205と、信号処理系206と、シーケンサ207と、コンピュータ208と、操作部221から構成される。

【0026】静磁場発生磁気回路202は、超電導式または常電導式の電磁石、または永久磁石から構成され、被検体201内部に一樣な静磁場H0を発生させる。また磁石のボア内には、静磁場の不均一性を補正するための複数のチャンネルを有するシムコイル218が配置され、シムコイル218はシム電源219に接続されている。

【0027】傾斜磁場発生系203は、直交するx,yおよびzの3方向に強度が線形に変化する傾斜磁場Gx,Gy,Gzを発生する傾斜磁場コイル209a、209bと、傾斜磁場電源210とからなり、被検体201から生じる核磁気共鳴(NMR)信号を位置情報としてエンコードする。

【0028】送信系204は、高周波磁場を発生する送信コイル214aを備え、シンセサイザ211により発生させた高周波を変調器212で変調し電力増幅器213で増幅し、コイル214aに供給することにより被検体201の内部に高周波磁場を発生させ、原子核スピンを(以下、単にスピンのという)を励起させる。通常は¹Hを対象とするが、³¹P、¹³C等の他の原子核を対象とすることもある。

【0029】検出系205は、被検体201から放出されるNMR信号を検出するための検出コイル214bを備え、コイル214bが検出したNMR信号は増幅器215を通った後、検波器216で二系列のデータとして直交位相検波され、A/D変換器217を経てコンピュータ208へ入力される。

【0030】信号処理系206には、コンピュータ208の計算途中のデータや計算結果である最終データを記憶するROM224、RAM225、磁気ディスク226、光磁気ディスク227

等の記憶装置と、コンピュータ208での演算結果を表示するためのCRTディスプレイ228とが含まれる。

【0031】操作部221は、コンピュータ208への入力を行うためのキーボード222、マウス223等の操作部221が備えられている。

【0032】シーケンサ207は、コンピュータ208からの指令に基づき傾斜磁場発生系203、送信系204および検出系205を所定のパルスシーケンスに従って動作させる。

【0033】コンピュータ208は、上記シーケンサ207の制御のほか、検出系205からの二系列データに二次元フーリエ変換等の演算を行い、ディスプレイ228に別個にあるいは合成して表示され形態画像と、被検体の温度変化の分布を表す温度変化分布画像とを生成する。

【0034】なお、このような構成において、傾斜磁場コイル209、送信コイル214aおよび検出コイル214bは磁石のボア内に配置されている。尚、送信コイル214aおよび検出コイル214bは送受信両用でもよく、図示のように別々でもよい。

【0035】以下、このようなMRI装置における形態画像と温度変化分布画像生成の動作について説明する。

【0036】なお、以下では便宜上、スライス選択傾斜磁場Gsの傾斜の方向をz軸方向、位相エンコード傾斜磁場Gpの傾斜の方向をy軸方向、周波数エンコーディング/読み取り傾斜磁場Grの傾斜の方向をx軸方向として説明を行う。

【0037】まず、第1の動作例について説明する。

【0038】本動作例では、少なくとも単一の位相エンコーディング傾斜磁場Gpの印加に対して、形態(解剖学的情報)の取得に適したグラディエントエコー信号(第1のエコー信号)と温度計測に適したグラディエントエコー信号(第2のエコー信号)の双方を生成させるマルチエコーのパルスシーケンスを1スライス分行う動作を、繰り返し行う。第1のエコー信号により、各時点における形態画像を生成し、基準とする時点において求めた第2のエコー信号および各時点において求めた第2のエコー信号により、基準とする時点に対する各時点の温度変化分布を表す温度変化分布画像を生成する。

【0039】以下、このような動作の詳細を説明する。

【0040】まず、1回のスピンの励起且つ単一の位相エンコーディング傾斜磁場Gpの印加に対して、少なくとも2つのグラディエントエコー信号を生成させるマルチエコーのパルスシーケンスの例を図2を用いて説明する。ただし、このパルスシーケンスは一例であり、複数のグラディエントエコーを発生させるパルスシーケンスとしては図2に示したものの他、SARGE、TRSARGE、RSSARGEなどの高速GrE(グラディエントエコー)シーケンス(いわゆるSSFP; Steady State Free Precession系のシーケンス)や、GrE型のEPI; Echo Planar Imagingシーケンスや、これらの修正などの、少なくとも単一の位相エンコーディング傾斜磁場Gpの印加に対してマルチエコー

ーを観測できる任意のパルスシーケンスを用いることができる。

【0041】図示したパルスシーケンス例では、まず、目的とするスライスのz方向位置に応じて選択したスライス選択傾斜磁場Gs402と90°高周波パルスRF401を印加して、被検体の目的とするスライスの原子核スピンを励起し、引き続き、位相エンコード傾斜磁場Gp403を印加する。次に形態（解剖学的情報）の取得に適したエコー時間TE1（たとえば、15ms）にグラディエントエコー信号405が発生するように読み取り傾斜磁場Gr404を反転させて、スピン位相を拡散、再収束させる。こうしてエコー時間TE1に、エコー信号405を検出する。

【0042】次いで、温度計測に適したエコー時間TE2（たとえば、30ms）で次のグラディエントエコー信号406が発生するように読み取り傾斜磁場Gr404を反転させる。こうしてエコー時間TE2にエコー信号406を検出する。このパルスシーケンスで得られた各グラディエントエコー信号は、位相エンコード傾斜磁場Gp403によってy方向の位置情報が位相に、読み取り傾斜磁場Gr404の印加シーケンスによってx方向の位置情報が周波数にエンコードされたものとなる。

【0043】このようなパルスシーケンスを、位相エンコード傾斜磁場Gp403の強度を例えば128段階に変化させながら繰り返し、1スライス分のエコー時間TE1とTE2のグラディエントエコー信号を得る。以下、この1スライス分のエコー時間TE1とTE2のエコー信号を得る動作を、1回の撮影と呼ぶ。

【0044】同じスライスに対して、このような撮影を繰り返して、撮影の各時点における、形態画像と温度分布画像を生成する。

【0045】以下、この各時点における形態画像と温度分布画像の生成動作の詳細について説明する。

【0046】図3に、この形態画像と温度変化分布画像の生成の手順を示す。

【0047】まず、操作部221より計測の開始が指示などされて処理を開始すると、コンピュータ208は、予めインストールされたプログラムに従った図3に示す処理を開始し、まず、第1回目の撮影を行う（ステップ301）。そして、撮影の結果得られた1スライス分のTE2のエコー信号を二次元フーリエ変換して得られる複素画像を求め、これを基準複素画像として記憶する（ステップ302）。

【0048】次に、撮影の結果得られた1スライス分のTE1のエコー信号に、従来の形態画像生成と同様に二次元フーリエ変換を施して、形態画像（強度画像）を生成する（ステップ303）。この場合、TE1のエコー信号とTE2のエコー信号を加算した信号を用いてもよい。加算によりSNを向上することができる。但し、TE1、TE2の差が大きい場合には、形態画像において目的とする組織以外の部分のコントラストが大きくなってしまいう可能性もある*50

*ので、その場合には加算は行わない。

【0049】その後、操作部221より計測の終了が指示等されていないかどうかを調べ（ステップ304）、計測の終了が指示されていない場合には、計測の終了が指示されるまで、ステップ305～ステップ309の処理を繰り返し行う。ただし、所定の時間的間隔で計測を行う場合には、ステップ304で観測の終了が指示されていないと判定した後、次の計測開始時刻となるのを待って、ステップ305～ステップ309の処理に進むようにする。

【0050】ステップ305～ステップ309の処理では、まず、ステップ305で新たに撮影を行い、今回の撮影の結果得られた1スライス分のTE2のエコー信号を二次元フーリエ変換して得られる複素画像を求め、これを現複素画像とする（ステップ306）。次に、先にステップ302で求めた基準複素画像と現複素画像との間で、複素差分演算を行い（ステップ307）、演算結果に対して、第1回目の撮影時と今回の撮影時の静磁場変動の影響の補正を施す（ステップ308）。

【0051】この補正後の演算結果に、式（1）を適用して空間位相分布を求め（ステップ309）、求めた空間位相分布に式（2）を適用して温度変化分布画像を生成する（ステップ310）。

【0052】

【数4】

$$\phi(x,y) = \tan^{-1} \left(\frac{Si(x,y)}{Sr(x,y)} \right) \tag{1}$$

$$T = \frac{\phi}{TE \cdot f \cdot 0.01 \times 10^{-6} \cdot 360} \tag{2}$$

ここで、この温度変化分布画像は、第1回目の撮影時点から今回の撮影時点までの被検体の温度変化の分布を表すものとなる。

【0053】次に、今回の撮影の結果得られた1スライス分のTE1のエコー信号、または、TE1のエコー信号とTE2のエコー信号を加算した信号に、二次元フーリエ変換を施して、形態画像（強度画像）を生成する（ステップ303）。

【0054】これを計測終了の指示があるまで繰り返し、各時点で生成された形態画像と、温度変化分布画像を表示する。表示の方法としては、形態画像と温度分布画像とを並列に表示してもよいし、温度分布画像から得られる温度情報を形態画像に重ねて表示することも可能である。

【0055】具体的には、例えば図4(a)に示すように、形態画像901をディスプレイ228の表示面の右半分に表示し、温度変化分布画像902をディスプレイ228の表示面の左半分に表示する。温度変化分布画像は温度変化が一目でわかるように所定の色分けを成して表示するようにしてもよい。或いは図4(b)に示すように、形態画像をディ

スプレィ228の表示面の全面に表示し、温度変化分布画像903を縮小してディスプレイ228の表示面の任意の位置に移動可能に表示してもよい。この表示形態によれば形態画像を大きく表示でき、関心領域の観察に邪魔にならない位置に温度変化分布画像903をウインドウ形式で表示することができる。

【0056】さらに図4(c)に示すように、形態画像をディスプレイの全面に表示し、温度変化分布画像より求まる温度変化分布を等高線904や数値905によって、形態画像に重畳して表示することも可能である。このような表示形態によれば、一つの画像で、形態(解剖学的情報)と温度変化のモニターすることができるようになる。

【0057】このように表示される形態画像(強度画像)は、信号強度法による温度分布を、その濃淡により定性的に表すものとなる。したがって、以上のような形態画像と温度変化分布画像の表示は、信号強度法による定性的な温度分布と、位相法による定量的な温度変化分布を、形態と共に表示するものと捉えることができる。

【0058】なお、以上説明した動作例では、基準複素画像と現複素画像間で複素差分を行って、差分から空間位相分布を求め、温度変化分布を求めたが、これは、等価な結果を得られるものであれば、たとえば、基準複素画像と現複素画像それぞれから空間位相分布と温度分布を求め、求めた二つの温度分布の差分を温度変化分布とするなどの他の手順によって行うようにしてもよい。また、以上の温度変化分布の生成において、被検体以外の部分をマスクするような処理を行うようにしてもよい。被検体部分の抽出は、複素画像において $S(x, y)$ の絶対値が適当な閾値以上の (x, y) 、たとえば、 $S(x, y)$ の絶対値が $S(x, y)$ の最大値の絶対値の20%以上の (x, y) として抽出することができる。また、以上のような温度変化分布画像の生成に際しては、ステップ308で行った静磁場変動の補正の他、式(1)のアークタングェント演算により生じるアークタングェントエリアシングの補正などの、適当な補正をさらに行うようにしてもよい。

【0059】以上、本実施形態に係るMRI装置における形態画像と温度変化分布画像生成の第1の動作例について説明した。

【0060】以下、本実施形態に係るMRI装置における形態画像と温度変化分布画像生成の第2の動作例について説明する。

【0061】第2の動作例では、1回のスピンの励起且つ単一の位相エンコーディング傾斜磁場 G_p の印加に対して、形態(解剖学的情報)の取得に適したスピンエコー信号と温度計測に適したグラディエントエコー信号の双方を生成させるマルチエコーのパルスシーケンスを行う。このパルスシーケンスによって1スライス分のスピンエコー信号とグラディエントエコー信号を得る。このような1スライスの撮影を時系列的に連続して行う点は

第1の動作例と同様である。各時点において求めた1スライス分のスピンエコー信号より各時点における形態画像を生成する。また基準とする時点において求めた1スライス分のグラディエントエコー信号と各時点において求めた1スライス分のグラディエントエコー信号とより、基準とする時点に対する各時点の温度変化分布を表す温度変化分布画像を生成する。

【0062】このパルスシーケンス例を図5に示す。

【0063】図示するように、このパルスシーケンスでは、まず、目的とするスライスのY方向位置に応じて選択したスライス選択傾斜磁場 G_s503 と 90° 高周波パルスRF501を印加して、被検体の目的とするスライスの原子核スピンを励起し、引き続き、位相エンコード傾斜磁場 G_p505 を印加する。次にスライス選択傾斜磁場 G_s504 と 180° 高周波パルスRF502を印加して目的とするスライスの原子核スピンを反転させる。

【0064】 180° 高周波パルスRF502の印加後、 90° 高周波パルスRF501の印加から 180° 高周波パルスRF502印加までの時間 $TE1/2$ と同じ時間が経過した時点、すなわち 90° 高周波パルスRF501の印加からエコー時間TE経過後にスピンエコー信号507が発生する。ここで読み取り傾斜磁場 G_r506 を印加、反転して、スピンエコー信号507を検出する。

【0065】続けて読み取り傾斜磁場 G_r506 を印加、反転させて、スピンエコー信号507発生から経過後に、グラディエントエコー信号508を発生させてこれを検出する。

【0066】このようなパルスシーケンスを、位相エンコード傾斜磁場 G_p505 の強度を例えば128段階に変化させながら繰り返し、1スライス分のスピンエコー信号とグラディエントエコー信号を得る撮影を行う。そして、同じスライスに対して、このような撮影を繰り返して、撮影の各時点における、形態画像と温度分布画像を生成する。

【0067】第2の動作例における形態画像と温度分布画像の生成は、前記第1の動作例とほぼ同様であるが、図3ステップ303における形態画像の生成では、1スライス分のスピンエコー信号を二次元フーリエ変換して、形態画像を生成する。この場合にも画像の劣化を招かない範囲で、グラディエントエコー信号の加算を行ってもよい。

【0068】ステップ310の温度変化分布画像の生成に際しては、検出するスピンエコー信号とグラディエントエコー信号の時間的間隔をTEとして式(2)を適用する。

【0069】形態画像と温度分布画像の表示等を含むその後のステップは前記第1動作例と同様である。

【0070】以下、本実施形態に係るMRI装置における形態画像と温度変化分布画像生成の第3の動作例について説明する。

【0071】第3の動作例は、第2の動作例と同様に1回のスピンの励起且つ単一の位相エンコーディング傾斜磁場Gpの印加に対して、形態（解剖学的情報）の取得に適したスピンエコー信号と温度計測に適したグラディエントエコー信号の双方を生成させるマルチエコーのパルスシーケンスを行う。但し、この動作例では、形態の取得に適したスピンエコーを、温度計測に適したグラディエントエコー信号よりも時間的に後に、発生取得する。この動作例は、TE1を長くとることができるので、形態画像としてT2強調画像を得るのに適している。

【0072】図6に第3の動作例におけるパルスシーケンスを示す。このパルスシーケンスでは、まず、目的とするスライスのz方向位置に応じて選択したスライス選択傾斜磁場Gs603と90°高周波パルスRF601を印加して、被検体の目的とするスライスの原子核スピンを励起し、引き続き、位相エンコード傾斜磁場Gp605を印加する。次いで、スライス選択傾斜磁場Gs604と180°高周波パルスRF602を印加して目的とするスライスの原子核スピンを反転させる。

【0073】この180°高周波パルスRF602印加から、エコー時間TE1の半分TE1/2が経過した時点でスピンエコーが発生するが、このスピンエコーに先立って、読み取り傾斜磁場Gr606を印加、反転させて、スピンエコー発生時点より前にグラディエントエコー信号607を発生させてこれを検出する。

【0074】このようなパルスシーケンスを、位相エンコード傾斜磁場Gp605の強度を例えば128段階に変化させながら繰り返し、1スライス分のグラディエントエコー信号とスピンエコー信号を得る撮影を行う。同じスライスに対して、このような撮影を繰り返して、撮影の各時点における、形態画像と温度分布画像を生成する。

【0075】なお、第3の動作例における形態画像と温度分布画像の生成も、第2の動作例と同様に、図3ステップ303における形態画像の生成では、1スライス分のTE1のスピンエコー信号、または、スピンエコー信号とグラディエントエコー信号を加算した信号を二次元フーリエ変換して、形態画像を生成する。また、ステップ310の温度変化分布画像の生成に際しては、検出するグラディエントエコー信号とスピンエコー信号との時間的間隔をTEとして式(2)を適用する。

【0076】形態画像と温度分布画像の表示等を含むその後のステップは前記第1動作例と同様である。

【0077】以上、本発明の一実施形態について説明した。なお、以上の実施形態では温度変化分布画像として被検体の時間的な温度変化分布を求める場合について示したが、温度変化分布に代えて単に各時点の温度分布を求め、これを提示するようにしてもよい。

【0078】以上のように、本実施形態によれば、1回*

*のスピンの励起と単一の位相エンコーディング傾斜磁場Gpの印加に対して、形態（解剖学的情報）の取得に適したエコー時間のエコー信号と、温度計測に適したエコー時間のエコー信号の双方を生成するパルスシーケンスにより、これらエコー信号を収集し、位相法を適用した精度良い温度変化または温度分布と、S/Nの高い良好な形態画像の双方を生成することができる。すなわち、形態（解剖学的情報）の取得に適したエコー信号と、温度計測に適したエコー時間のグラディエントエコー信号の生成に関し、少なくとも部分的に共通化されたパルスシーケンスにより、これら双方のエコー信号を収集するので、これら双方のエコー信号をそれぞれ独立したパルスシーケンスによりそれぞれ収集する場合に比べ、より高速かつ少ない処理負荷で、形態画像と温度分布または温度変化分布の双方を良好に取得することができる。

【0079】

【発明の効果】以上のように、本発明によれば、効率的に、形態画像と、温度分布または温度変化分布の双方を良好に取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態に係るMRI装置の構成を示すブロック図。

【図2】本発明の実施形態に係るMRI装置の第1の動作例によるパルスシーケンスを示すタイミングチャート。

【図3】本発明の実施形態に係るMRI装置の第1の動作例による形態画像と温度変化分布画像の生成手順を示すフローチャート。

【図4】本発明の実施形態に係るMRI装置の第1の動作例による形態画像と温度変化分布画像の表示形態の例を示す図。

【図5】本発明の実施形態に係るMRI装置の第2の動作例によるパルスシーケンスを示すタイミングチャート。

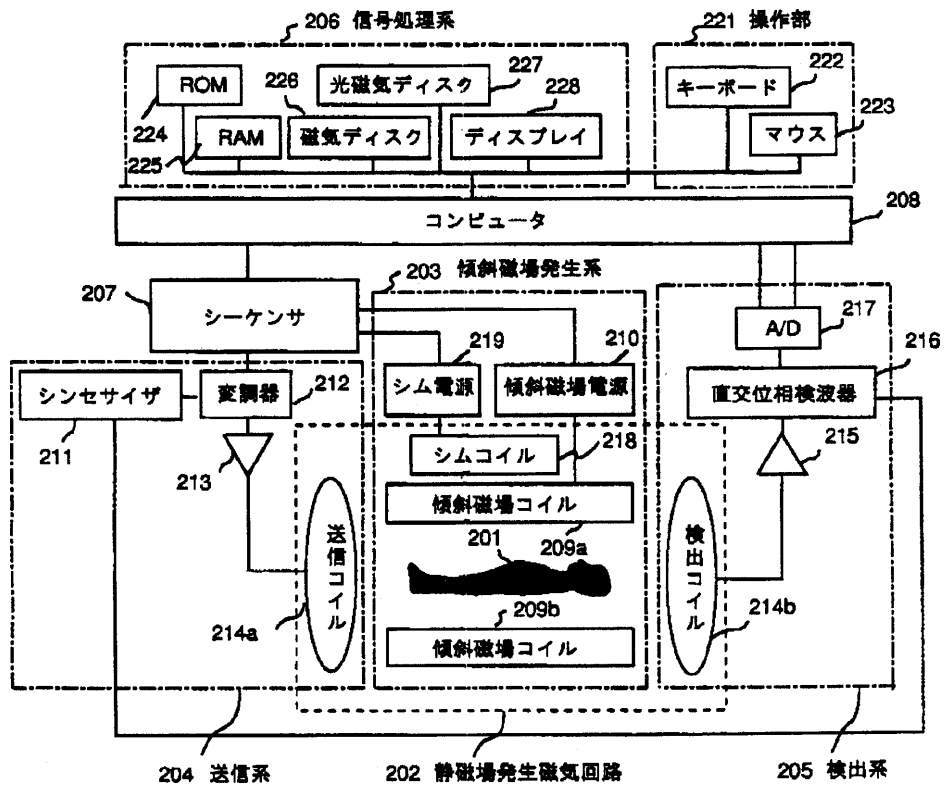
【図6】本発明の実施形態に係るMRI装置の第3の動作例によるパルスシーケンスを示すタイミングチャート。

【図7】従来のグラディエントエコー法による温度分布計測のためのパルスシーケンスを示すタイミングチャート。

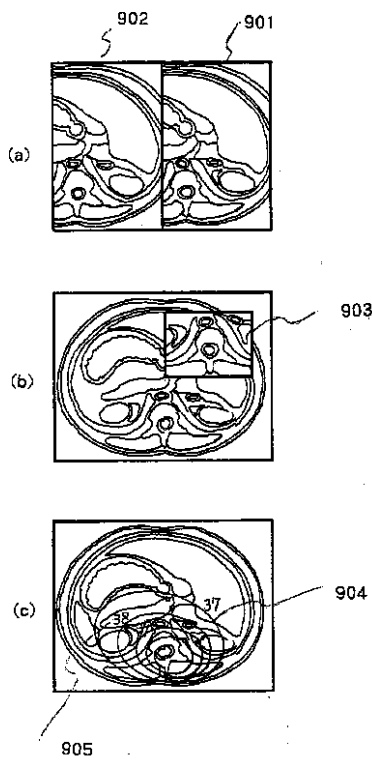
【符号の説明】

- 201・・・被検体
- 202・・・静磁場発生磁気回路
- 203・・・傾斜磁場発生系
- 204・・・送信系
- 205・・・検出系
- 206・・・信号処理系
- 207・・・シーケンサ
- 208・・・コンピュータ
- 221・・・操作部

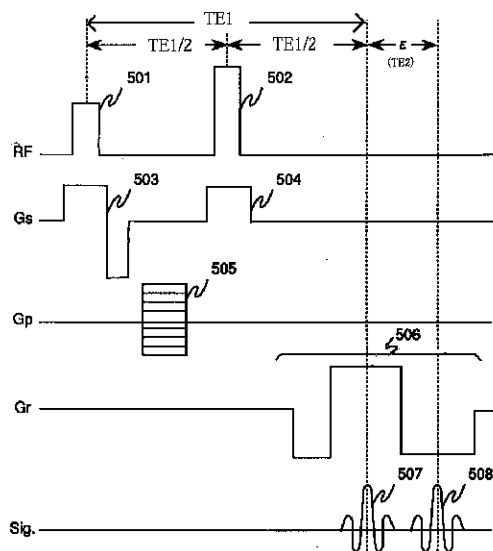
【図1】



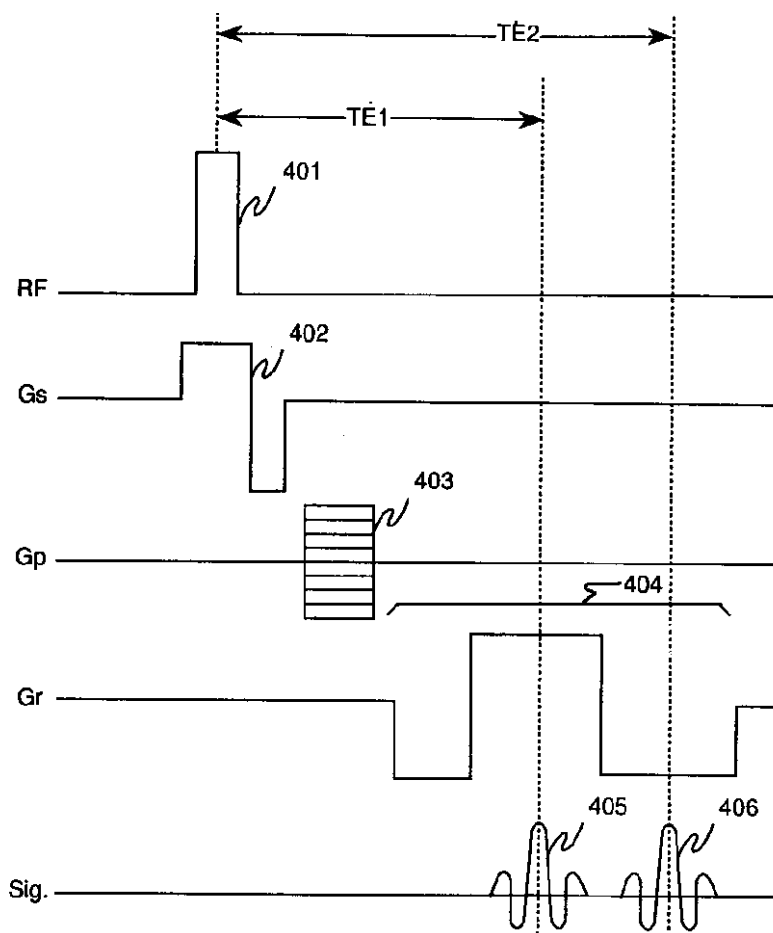
【図4】



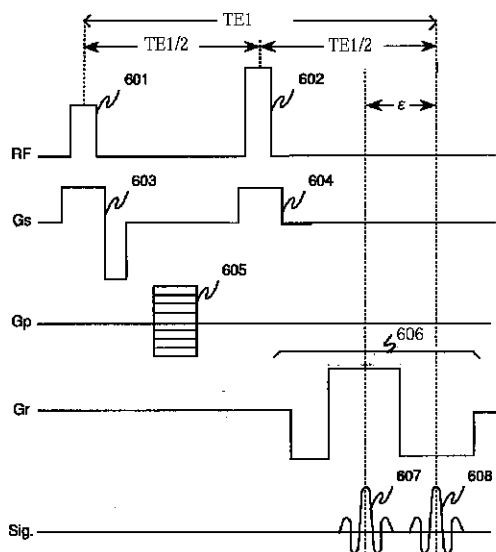
【図5】



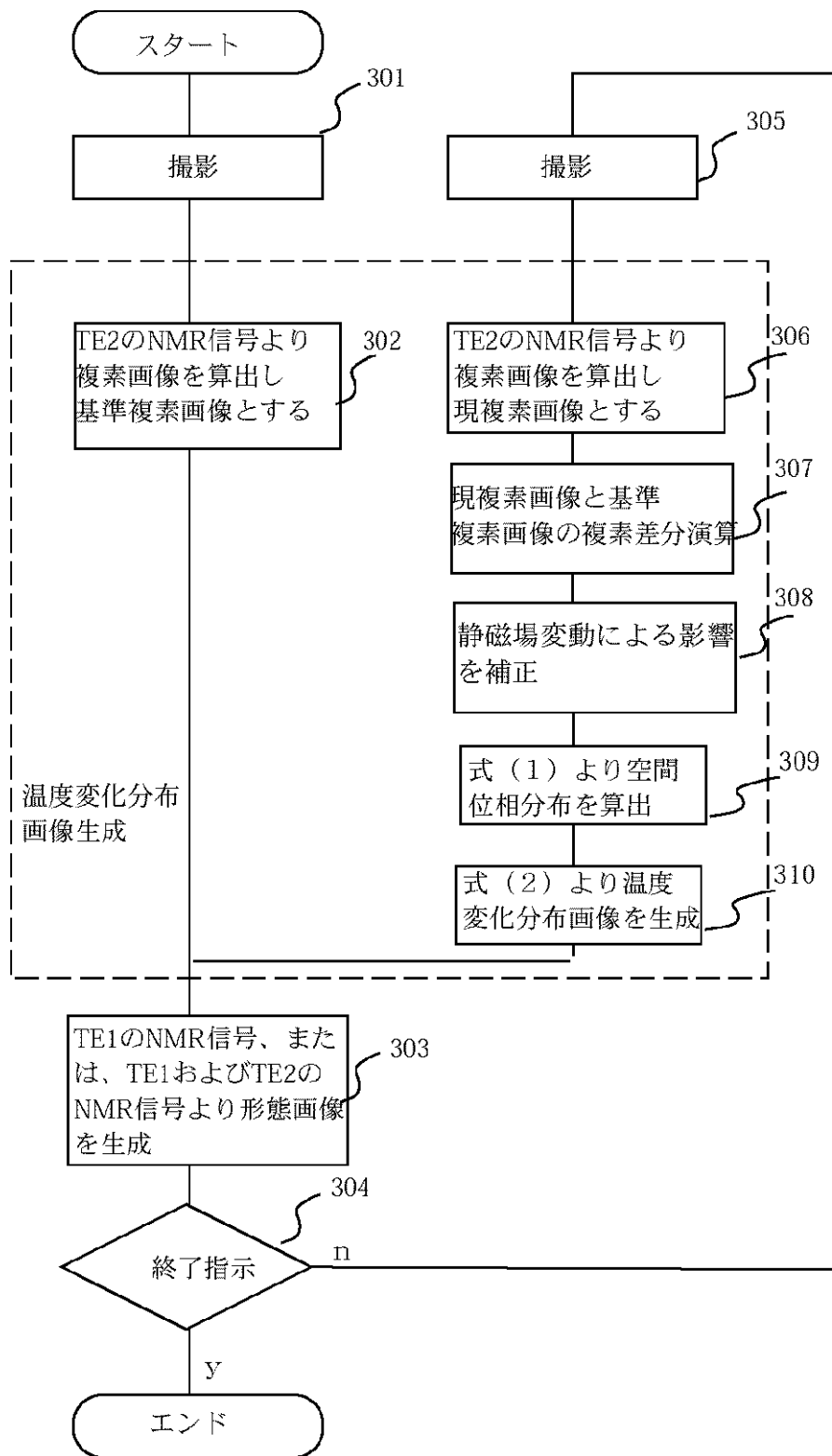
【図2】



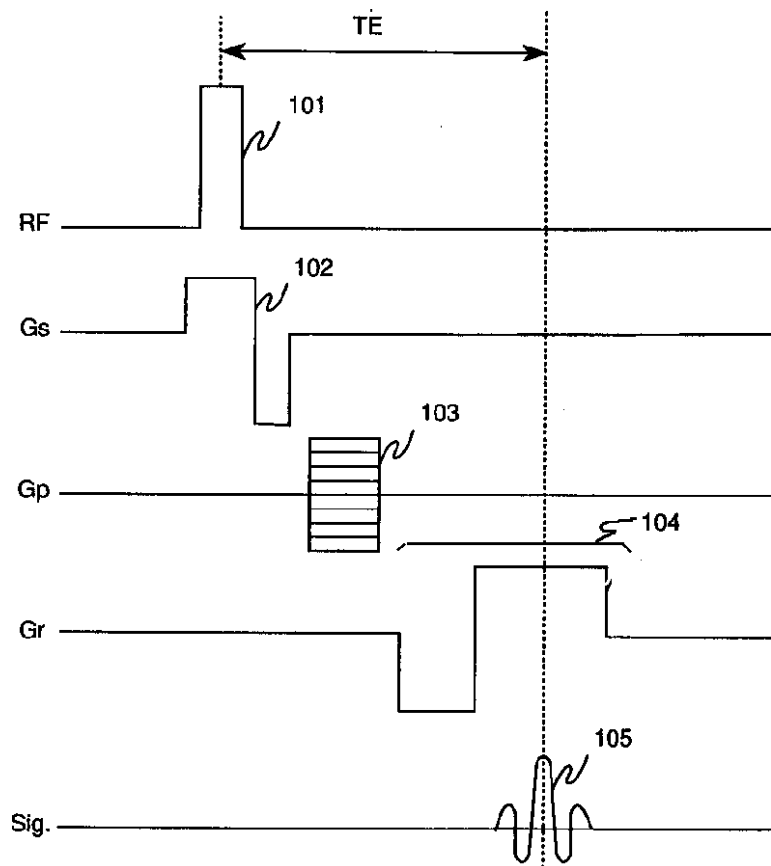
【図6】



【図3】



【図7】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C096 AA01 AA20 AB41 AB50 AD06
AD07 AD13 BA05 BA06 BA07
BB07 DB06 DB09 DB20 DC33
DC35

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2002052007A5	公开(公告)日	2005-10-27
申请号	JP2000244219	申请日	2000-08-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	KOMURA KAZUMI TAKAHASHI TETSUHIKO 小村和美 高橋哲彦		
发明人	小村 和美 高橋 哲彦		
IPC分类号	A61B5/01 A61B5/055 G01R33/48 A61B5/00		
CPC分类号	G01R33/4804		
FI分类号	A61B5/05.311 A61B5/00.101.H A61B5/05.376 A61B5/05.382 G01N24/08.510.Y		
F-TERM分类号	4C096/DB20 4C096/AB41 4C096/AB50 4C096/BB07 4C096/DB09 4C096/DC35 4C096/AD13 4C096/AD06 4C096/BA07 4C096/DB06 4C096/DC33 4C096/AA20 4C096/AD07 4C096/BA05 4C096/BA06 4C096/AA01 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XE45 4C117/XE48 4C117/XF15 4C117/XF16 4C117/XF19 4C117/XG02 4C117/XG33 4C117/XG34 4C117/XJ01 4C117/XK12 4C117/XK13 4C117/XK14 4C117/XK25 4C117/XM01 4C117/XM04 4C117/XR08		
其他公开文献	JP2002052007A JP3964110B2		

摘要(译)

要解决的问题：有效地生成良好的配置图像和温度变化分布图像。解决方案：通过一次自旋激励执行用于测量在相同相位编码的回波时间不同的多个回波信号405,406的脉冲序列。通过使用在适合于获得这些多个回波信号中的配置（解剖信息）的回波时间TE1处获得的回波信号405来重新配置配置图像。通过使用在适于测量温度的回波时间TE2处获得的回波信号406，生成应用相位方法的温度变化分布图像。配置图像中使用的回波信号可以作为自旋回波信号。