

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3544782号  
(P3544782)

(45) 発行日 平成16年7月21日(2004.7.21)

(24) 登録日 平成16年4月16日(2004.4.16)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>

F I

A 6 1 B 5/055  
G O 1 R 33/54

A 6 1 B 5/05 3 7 6  
G O 1 N 24/02 5 3 O Y

請求項の数 10 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願平8-94177	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成8年4月16日(1996.4.16)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開平9-276243		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成9年10月28日(1997.10.28)	(74) 代理人	100058479
審査請求日	平成14年12月17日(2002.12.17)		弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100068814
			弁理士 坪井 淳
		(74) 代理人	100092196
			弁理士 橋本 良郎
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

高周波励起パルス後の読み出し方向傾斜磁場の極性反転の繰り返しにより複数のエコーを繰り返し発生させてエコーデータを繰り返し収集するパルスシーケンスを実行可能な磁気共鳴診断装置において、

エコー時間が同一であって、且つ収集時の読み出し方向傾斜磁場の極性が異なる位相補正計算のための1対のエコーデータに基づいて位相補正データを計算する計算手段と、前記位相補正データに基づいてエコーデータを補正する補正手段と、前記補正されたエコーデータに基づいて、画像データを再構成する再構成手段とを具備することを特徴とする磁気共鳴診断装置。

【請求項2】

前記計算手段は、前記1対のエコーデータの各々に対して1次元の逆フーリエ変換を実行することにより、実空間上の読み出し方向に関する位相誤差分布  $V_a(x_r)$ 、 $V_b(x_r)$  を求め、各位置での前記位相補正データを  $dV(x_r)$  とし、 $x^*$  を  $x$  の共役複素数、 $|x|$  を  $x$  の絶対値とすると、

$$dV(x_r) = V_a(x_r) \cdot \{V_b(x_r)\}^* / |V_a(x_r) \cdot \{V_b(x_r)\}^*|$$

により求めること特徴とする請求項1記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項3】

高周波励起パルス後の読み出し方向傾斜磁場の極性反転の繰り返しにより複数のエコー

を繰り返し発生させてエコーデータを繰り返し収集するパルスシーケンスを実行可能な磁気共鳴診断装置において、

位相補正計算のための第1のエコーデータを収集する第1の収集手段と、

前記第1のエコーデータとエコー時間が同一であって、且つ収集時の読み出し方向傾斜磁場の極性が異なる位相補正計算のための第2のエコーデータを収集する第2の収集手段と

、  
前記第1のエコーデータと前記第2のエコーデータとに基づいて位相補正データを計算する計算手段と、

画像再構成のためのエコーデータを収集する第3の収集手段と、

前記画像再構成のためのエコーデータを、前記位相補正データに基づいて補正する補正手段と、

前記補正されたエコーデータに基づいて、画像データを再構成する再構成手段とを具備することを特徴とする磁気共鳴診断装置。

【請求項4】

前記第1の収集手段は前記第1のエコーデータに位相エンコード情報を与えないために位相エンコード用傾斜磁場を発生せず、前記第2の収集手段は前記第2のエコーデータに位相エンコード情報を与えないために位相エンコード用傾斜磁場を発生せず、前記第3の収集手段は前記再構成のためのエコーデータに位相エンコード情報を与えるために位相エンコード用傾斜磁場を発生することを特徴とする請求項3記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項5】

前記計算手段は、前記第1のエコーデータと前記第2のエコーデータそれぞれに対して1次元の逆フーリエ変換を実行することにより、実空間上の読み出し方向に関する位相誤差分布  $V_a(x_r)$ 、 $V_b(x_r)$  を求め、各位置での前記位相補正データを  $dV(x_r)$  とし、 $x^*$  を  $x$  の共役複素数、 $|x|$  を  $x$  の絶対値とすると、

$$dV(x_r) = V_a(x_r) \cdot \{V_b(x_r)\}^* / |V_a(x_r) \cdot \{V_b(x_r)\}^*|$$

により求めること特徴とする請求項3記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項6】

前記第1の収集手段は高周波励起パルスの後に高周波反転パルスを発生し、前記第2の収集手段は高周波励起パルスの後に、前記第1の収集手段と実行エコー時間が同一となるように高周波反転パルスを発生することを特徴とする請求項3記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項7】

高周波励起パルスの後の読み出し方向傾斜磁場の極性反転の繰り返しにより複数のエコーを繰り返し発生させてエコーデータを繰り返し収集するパルスシーケンスを実行可能な磁気共鳴診断装置において、

第1のパルスシーケンスと、前記第1のパルスシーケンスに対して読み出し方向傾斜磁場の極性が相違する第2のパルスシーケンスとを交互に繰り返し実行する手段と、

時間的に前後する前記第1のパルスシーケンスと前記第2のパルスシーケンスとで収集されたエコー時間が同一であって、且つ収集時の読み出し方向傾斜磁場の極性が異なる1対のエコーデータに基づいて位相補正データを計算する計算手段と、

前記時間的に前後する第1のパルスシーケンスと前記第2のパルスシーケンスとの少なくとも一方で収集されたエコーデータを、前記位相補正データに基づいて補正する補正手段と、

前記補正されたエコーデータに基づいて、画像データを再構成する再構成手段とを具備することを特徴とする磁気共鳴診断装置。

【請求項8】

前記計算手段は、前記1対のエコーデータの各々に対して1次元の逆フーリエ変換を実行することにより、実空間上の読み出し方向に関する位相誤差分布  $V_a(x_r)$ 、 $V_b(x_r)$  を求め、各位置での前記位相補正データを  $dV(x_r)$  とし、 $x^*$  を  $x$  の共役複素数、 $|x|$  を  $x$  の絶対値とすると、

10

20

30

40

50

$$dV(xr) = Va(xr) \cdot \{Vb(xr)\}^* / |Va(xr) \cdot \{Vb(xr)\}^*|$$

により求めること特徴とする請求項7記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項9】

前記第1のパルスシーケンスには高周波励起パルスの後に高周波反転パルスが発生され、前記第2のパルスシーケンスには高周波励起パルスの後に、前記第1のパルスシーケンスと実行エコー時間が同一となるように高周波反転パルスが発生されることを特徴とする請求項7記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項10】

前記計算手段は、前記第1のパルスシーケンスの実効エコー時間で収集されたエコーデータと、前記第2のパルスシーケンスの前記第1のパルスシーケンスと同じ実効エコー時間で収集されたエコーデータとを前記1対のエコーデータとして、前記1対のエコーデータに基づいて前記位相補正データを計算することを特徴とする請求項9記載の磁気共鳴診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、EPI(Echo Planar Imaging)、GRASE法(Gradient and SpinEcho Imaging)等のように、高周波励起パルス(RF excitation pulse)により発生させた横磁化を、読み出し用傾斜磁場(read-out gradient magnetic field)の高速な極性反転により繰り返し集束(refocus)させて、エコー(グラジエントエコーとも呼ばれる)を繰り返し発生させるパルスシーケンスを実行可能な磁気共鳴診断装置に関する。

20

【0002】

【従来の技術】

以下の記述において、高周波励起パルス印加を“ショット”と定義する。また、高周波励起パルスの印加回数を“ショット数”と称する。

「“Self-Correcting EPI Reconstruction Algorithm”; A. Jesmanowicz, et al.; Proceedings of SMR, No. 619, 1995」、  
 「“Phase Correction for EPI Using Internal Reference Line”; A. Jesmanowicz, et al.; Proceedings of SMR, No. 1239, 1995」等  
 で述べられているように、EPIで収集されるエコーデータに含まれる位相誤差の主な原因は、F0のずれも含めた静磁場不均一性と、傾斜磁場のスイッチングにより発生する渦磁場の2つと考えられている。前者による位相誤差は、撮像対象の信号強度分布と撮像領域内の静磁場不均一性の空間分布により異なる。一方、後者の原因による位相誤差は、主に実空間のリード方向に1次の傾斜を持ち、エコーデータ収集中のリード方向傾斜磁場の極性により、その位相傾斜の方向が反転するという性質を持っている。

30

40

【0003】

位相補正法ではないが、前者の原因の位相誤差によって生じるリングングアーチファクトを低減する従来技術として、エコータイムシフトという技術がある。エコータイムシフトに関しては、「“Phase Error Corrected Interlaced Echo Planar Imaging”; Z. H. Cho and C. B. Ahn; Proceedings of Annual Meeting of the Society of Magnetic Resonance in Medicine (=SMRM), No. 912, 1987」、  
 「“Phase Errors in Multi-Shot Echo Planar Imaging”; David A. Feinberg and Koichi Oshio; Magnetic Resonan

50

ce in Medicine, Vol. 32, 535 - 539 (1994)」、*「Interleaved - EPI and GRASE Pulse Sequences: Off - Resonance Image Artifacts due to Discontinuities in the Signal Phase Evolutions」*; J. P. Mugler III, J. R. Brookeman; Proceedings of Annual Meeting of the Society of Magnetic Resonance (= SMRM), No. 462, 1994」等に記載されている。マルチショットのEPI法においては、各エコー（グラジエントエコー）のエコー時刻が異なり、静磁場不均一性に起因する位相ずれがK空間上の各エコーブロック毎に段階状に変化するため、リンググアーチファクトが発生してしまう。この技術はそれぞれのエコーデータの収集とエコーデータ収集のための傾斜磁場波形とをショット毎に変化させることにより、前記のリンググアーチファクトを低減させる技術である。この技術は、GRASE法にも効果があることが、*「Ultra - fast Multi - section MRI using Gradient and Spin Echo imaging」*; David A. Feinberg and Koichi Oshio; USP 5270654, Dec. 14, 1993」、*「Interleaved - EPI and GRASE Pulse Sequences: Off - Resonance Image Artifacts due to Discontinuities in the Signal Phase Evolutions」*; J. P. Mugler III, J. R. Brookeman; Proceedings of Annual Meeting of the Society of Magnetic Resonance (= SMRM), No. 462, 1994」等に報告されている。

#### 【0004】

一方、後者の原因によって生じる位相誤差を補正する方法として、EPIの画像自体のアーチファクトの信号強度を指標に、後者の原因特有の位相ずれパターンを補正する量を自動的に増減させる方法（*「Automated Ghost Tuning of Echo Planar Imagings」*; M. Kutter, D. Maynard, et al.; Proceedings of SMR, No. 836, 1994）や、シングルショットEPIの本スキャン自体の一部のエコーを補正に用いる方法（*「Phase Correction for EPI Using Internal Reference Line」*; A. Jesmanowicz, et al.; Proceedings of SMR, No. 1239, 1995）、リード傾斜磁場を反転させた2回のスキャンのエコーデータのエコーピークを平均して、本来あるべきエコー中心の位置を求め補正する方法（*「Techniques for Phase Correction of Raw Data for EPI with Unshielded Gradient Coils」*; D. Kelly and R. Ordidge; Proceedings of SMR, No. 1237, 1995）などがある。

#### 【0005】

以上のように、EPI法のエコーデータの位相誤差には多くの対策があるが、ここでは、従来例として他の撮像法でも一般的な、位相ずれの原因に関係なく、各エコーで生じるリード方向の位相ずれを補正する方法を示す。

#### 【0006】

図14(a)に、FIDタイプのEPI法における位相補正用テンプレートショット（*template shot*）Aのパルスシーケンスを示し、図14(b)に、イメージングのためのエコーデータを実際に収集することを目的としたFIDタイプのEPI法のメインスキャン（*main scan*）のパルスシーケンスを示す。図15にその補正処理及び再構成処理の手順を示す。なお、メインスキャンは、ショット数が1のシングルショットEPI（あるいはスナップショットEPI）でも、ショット数が複数のマルチショットEPI（*multi-shot EPI*）又はインターリーブドEPI（*interl*

eaved EPI)でもよい。図中のGe1、Ge2はそれぞれシングルショットEPI、マルチショットEPIに対応する位相エンコード方向の傾斜磁場を示す。リード方向傾斜磁場波形Grの極性を正負交互に反転することにより、複数のエコー(グラジエントエコー)を発生させ、それぞれのエコーに異なる大きさの位相エンコードを施すことにより、従来のFE法(field echo method)に比べ高速に1画像の再構成に必要なエコーデータの収集が可能である(「A Perspective on K-space」; Reuben Mezrich; Radiology 1995 . Vol. 195, 297-315」、「Ultrafast Interleaved Gradient-Echo-Planar Imaging on a Standard Scanner」; G. C. McKinnon; Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 30, 609-616(1993) )。テンプレートショットAは、位相エンコード方向の傾斜磁場が常に0である以外は、メインスキャンの各ショットのパルスシーケンスと同一である。補正処理も、様々な方法があるが、図15では、複素数演算を用いた各エコー毎にリード方向の高次までの位相補正が可能な方法を示した。手順は以下の通りである。

【0007】

(1)テンプレートショット、メインスキャンにより、それぞれのエコーデータEa(echo, kr)、E(shot, echo, kr)を収集する。なお、shot、echo、krはそれぞれそのエコーデータを収集したショットの番号、エコーの番号、リード方向の空間周波数[rad/m]である。Ea(echo, kr)、E(shot, echo, kr)はいずれも複素数である。

【0008】

(2)Ea(echo, kr)、E(shot, kr)をkrについて1次元のフーリエ逆変換を行う。この結果をそれぞれVa(echo, xr)、V(shot, echo, xr)とする。

(3)Va(echo, xr)から、位相補正量dV(echo, xr)を次の式にしたがって求める。

$$dV(echo, xr) = Va(echo, xr) / |Va(echo, xr)|$$

ここで、|x|はxの絶対値を表す。

【0009】

(4)エコーデータV(shot, echo, xr)を、位相補正量dV(echo, xr)に基づいて、次の式にしたがって補正する。なお、補正されたエコーデータを、V'(shot, echo, xr)と表す。

$$V'(shot, echo, xr) = V(shot, echo, xr) \cdot \{dV(echo, xr)\}^*$$

ここで、x\*は、xの共役複素数を表す。

【0010】

(5)補正されたエコーデータV'(shot, echo, xr)を、施されている位相エンコード量の順に並びかえる。この結果をK(ke, xr)とする。

(6)K(ke, xr)を、keについて1次元のフーリエ逆変換を行い、再構成画像(xe, xr)を得る。

【0011】

なお、(3)の段階で、「New Phase Correction Method in NMR Imaging Based on Autocorrection and Histogram Analysis」; C. B. AHN and Z. H. Cho. IEEE transactions on medical imaging, Vol. MI-6, No. 1, March 1987に記載された方法も報告されている。

【0012】

従来法のように、各エコーに含まれる位相誤差のうち、静磁場不均一性に起因するものと

10

20

30

40

50

その他の原因によるものを分離せずにまとめて補正する上述の方法では、下記の(1)、(2)の点で問題である。

【0013】

(1) マルチショットEPI、マルチショットGRASE法に適用した場合の特有の問題点として、次の(a)、(b)のものが挙げられる。

(a) 位相エンコード方向の静磁場不均一性によりリンググアーチファクトが生じる。静磁場不均一性による位相誤差が位相エンコード方向に一様でない場合、それぞれのエコー、リード方向の位置(xr)における位相補正量 $dV(echo, xr)$ は、スライス方向にはスライス厚の厚みを持ち、位相エンコード方向は撮像領域に等しく、リード方向には、フーリエ逆変換時の1ピクセルに相当する幅をもつ角柱状の領域について1つの値しかとれないため、位置によっては位相補正量が不適當になる。これにより、位相エンコード方向の位置により程度の異なるリンググアーチファクトが残ってしまうという問題がある。つまり前者の静磁場不均一性の原因による位相誤差に対しては十分な効果が得られない。

10

【0014】

(b) (a)の問題を解決可能なエコータイムシフト法との併用が困難である。上述の(a)の問題は、前述のエコータイムシフト法によりかなり改善できるが、エコータイムシフトと上記のような位相補正法の併用は、以下の理由で実用上問題がある。エコータイムシフト法を実施すると、補正対象のスキャンの同一のエコーの各ショットのエコーデータは、それぞれ異なるエコー時間で収集されたエコーであるため、静磁場不均一性による位相誤差がそれぞれ異なる。このため位相補正用テンプレートショットの対応するエコーデータとは、多くの場合、静磁場不均一性による位相誤差の大きさが異なり、正しく補正されない。このため、エコータイムシフト法でも対処できない位相誤差の不連続が生じてしまう。したがって、エコータイムシフト法と上記のような位相補正法を併用してもEPI法の2つの主な原因による位相誤差により生ずるアーチファクトを両方とも低減あるいは除去することは困難である。とくに、傾斜磁場の立ち上がりが遅いMRI装置でマルチショットEPI、GRASE法で撮像する場合のように、各グラジエントエコーの時間間隔が長く、静磁場不均一性による位相誤差成分が大きいパルスシーケンスにおいては深刻な問題である。

20

【0015】

(2) 任意のEPI系パルスシーケンスに適用した場合に共通して発生する問題  
シングルショットEPI法、マルチショット法、シングルショットGRASE法、マルチショットGRASE法など全てのEPI系パルスシーケンスに適用した場合の共通の問題として、下記の(a)、(b)のものが挙げられる。

30

【0016】

(a) 補正データの信号減少による補正精度の低下  
多くの従来例では、位相エンコード方向の傾斜磁場を、0とした位相補正用スキャンのエコーデータを用いている。処理法にもよるが、位相補正データは、実際の画像における1画素よりも大きな領域内にある横磁化のベクトル和をもとに求めているため、領域内に静磁場不均一性による大きな位相誤差分布がある場合、位相の干渉によりデータの絶対値が非常に小さくなり補正精度が著しく下がってしまうという問題がある。この問題は特にエコー時間が静磁場不均一性による位相誤差がキャンセルされるエコー時間、いわゆるハーンエコーの時刻から離れているエコー程(FIDタイプのEPIの場合はエコー時間が長いエコー程)大きな問題である。

40

【0017】

(b) 位相補正データ自体に含まれる静磁場不均一性を原因とする位相誤差に起因する補正精度の低下

従来例のうち、「Image Reconstruction for Echo Planar Imaging with Nonequidistant k-Space Sampling」; H. Bruder, H. Ficher, H-E. Reinf

50

elder, and F. Schmitt; Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 23, 311-323 (1992)」、  
「Techniques for Phase Correction of Raw Data for EPI with Unshielded Gradient Coils」; D. Kelly and R. Ordidge; Proceedings of SMR, No. 1237, 1995」、  
「New Phase Correction Method in NMR Imageing Based on Autocorrection and Histogram Analysis」; C. B. AHN and Z. H. Cho. IEEE transactions on medical imaging, Vol. MI-6, No. 1, March 1987」に示される方法等は、  
実空間のリード方向に、(0、1次以外の)高次の位相誤差の存在を仮定していない方法  
であると考えられる。前述のように静磁場不均一性を原因とする位相誤差は多くの場合、  
そのような高次の位相誤差を含むため、補正精度が下がるなどの問題が生ずる。例えば、  
「Techniques for Phase Correction of Raw Data for EPI with Unshielded Gradient Coils」; D. Kelly and R. Ordidge; Proceedings of SMR, No. 1237, 1995」に記載された方法は、エコーデータのエコー  
ピークの時刻を求める必要があるが、撮像対象の対象核種の密度分布や静磁場不均一性の  
分布が高次の成分をもつ場合は、エコーピーク自体が存在するとは限らないため、問題で  
ある。また、「New Phase Correction Method in NMR Imageing Based on Autocorrection and Histogram Analysis」; C. B. AHN and Z. H. Cho. IEEE transactions on medical imaging, Vol. MI-6, No. 1, March 1987」に示される方法は、もともと0、1次以外  
の高次の位相誤差の存在を仮定していない。その他の方法でも明記はされていないが、  
同様の過程の上に成り立っているものが多い。したがって、(a)の問題と同様、特にエ  
コー時間が静磁場不均一性による位相誤差がキャンセルされるエコー時間、いわゆるハ  
ーンエコーの時刻から離れているエコー程(FIDタイプのEPIの場合はエコー時間が長いエコー程)大きな問題である。

#### 【0018】

以上のように、各エコーに含まれる位相誤差のうち、静磁場不均一性に起因するものと、  
その他の原因によるものとを分離せずにまとめて補正する方法では様々な問題があり、幾  
つかの技術を組み合わせても状況によっては十分な効果が安定して得られていないとい  
うのが現状である。

#### 【0019】

一方、「Automated Ghost Tuning of Echo Planar Imagings」; M. Kutter, D. Maynard, et al.; Proceedings of SMR, No. 836, 1994」による補正法は、上  
記のような問題のない方法があるが、アーチファクトを検出するROIを撮像対象自体か  
らの信号のない部分に設定しなければならないことや、断面方向を任意にとれるようにす  
るには機構が複雑になること等の問題等がある。また、分解能、断面方向などの撮影条件  
を変えながら連続的に撮影することを考えると、調整量が正しい値に集束してくるまでに  
時間がかかり、運用上不便である。

#### 【0020】

##### 【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、EPI等で収集される各エコーに含まれる位相誤差のうち、静磁場不均  
一性による位相誤差成分のみを取り除いた残りの成分を求め、求めた成分のみを補正する  
ことにより、補正の精度と安定性の高い磁気共鳴診断装置を提供することにある。

#### 【0021】

##### 【課題を解決するための手段】

10

20

30

40

50

本発明は、高周波励起パルス後の読み出し方向傾斜磁場の極性反転の繰り返しにより複数のエコーを繰り返し発生させてエコーデータを繰り返し収集するパルスシーケンスを実行可能な磁気共鳴診断装置において、エコー時間が同一であって、且つ収集時の読み出し方向傾斜磁場の極性が異なる位相補正計算のための1対のエコーデータに基づいて位相補正データを計算する計算手段と、前記位相補正データに基づいてエコーデータを補正する補正手段と、前記補正されたエコーデータに基づいて、画像データを再構成する再構成手段とを具備する。

#### 【0022】

本発明は、高周波励起パルス後の読み出し方向傾斜磁場の極性反転の繰り返しにより複数のエコーを繰り返し発生させてエコーデータを繰り返し収集するパルスシーケンスを実行可能な磁気共鳴診断装置において、位相補正計算のための第1のエコーデータを収集する第1の収集手段と、前記第1のエコーデータとエコー時間が同一であって、且つ収集時の読み出し方向傾斜磁場の極性が異なる位相補正計算のための第2のエコーデータを収集する第2の収集手段と、前記第1のエコーデータと前記第2のエコーデータとに基づいて位相補正データを計算する計算手段と、画像再構成のためのエコーデータを収集する第3の収集手段と、前記画像再構成のためのエコーデータを、前記位相補正データに基づいて補正する補正手段と、前記補正されたエコーデータに基づいて、画像データを再構成する再構成手段とを具備する。

10

#### 【0023】

本発明は、高周波励起パルス後の読み出し方向傾斜磁場の極性反転の繰り返しにより複数のエコーを繰り返し発生させてエコーデータを繰り返し収集するパルスシーケンスを実行可能な磁気共鳴診断装置において、第1のパルスシーケンスと、前記第1のパルスシーケンスに対して読み出し方向傾斜磁場の極性が相違する第2のパルスシーケンスとを交互に繰り返し実行する手段と、時間的に前後する前記第1のパルスシーケンスと前記第2のパルスシーケンスとで収集されたエコー時間が同一であって、且つ収集時の読み出し方向傾斜磁場の極性が異なる1対のエコーデータに基づいて位相補正データを計算する計算手段と、前記時間的に前後する第1のパルスシーケンスと前記第2のパルスシーケンスとの少なくとも一方で収集されたエコーデータを、前記位相補正データに基づいて補正する補正手段と、前記補正されたエコーデータに基づいて、画像データを再構成する再構成手段とを具備する。

20

30

#### 【0024】

##### 【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明による磁気共鳴診断装置の好ましい実施形態を説明する。

##### (第1の実施の形態)

図1に、第1の実施形態に係る磁気共鳴診断装置の構成を示す。被検体を收容できるように円筒状の内部空間が形成された磁石部1は、静磁場磁石3、傾斜磁場コイル5、高周波コイル7を装備する。静磁場磁石3は、円筒内部に静磁場を発生する。Z軸は、静磁場の向きに平行とする。傾斜磁場コイル5及び傾斜磁場電源9は、X軸に沿って磁場強度が線形に変化するX軸傾斜磁場、Y軸に沿って磁場強度が線形に変化するY軸傾斜磁場、Z軸に沿って磁場強度が線形に変化するZ軸傾斜磁場をそれぞれ独立して発生することができるように構成されている。X、Y、Zの傾斜磁場に対する読み出し方向傾斜磁場 $G_r$ 、位相エンコード方向傾斜磁場 $G_e$ 、スライス方向傾斜磁場 $G_s$ の対応関係は任意であり、またオプリーク撮影等では1対1で対応するとは限らない。

40

#### 【0025】

高周波コイル7は、送信部11から高周波電流の供給を受けて、被検体内の磁化スピンを励起するためのフリップ角が $90^\circ$ の高周波励起パルスを発生し、被検体内の磁化スピンを反転するためのフリップ角が $180^\circ$ の高周波反転パルスを発生する。高周波コイル7は、被検体内の磁化スピから発生する磁気共鳴信号(ここではグラジエントエコー)を受信するための受信コイルとして送信と兼用されている。受信部13は、高周波コイル7を介して受信したグラジエントエコーをサンプリングし、A/D変換し、エコーデータ

50

としてコンピュータシステム 15 に出力する。

【0026】

コンピュータシステム 15 は、受信部 13 からのエコーデータに基づいて、位相補正データを計算する。コンピュータシステム 15 は、受信部 13 からのエコーデータを位相補正データに基づいて補正する。コンピュータシステム 15 は、補正されたエコーデータに対して、位相エンコード軸及び周波数エンコード軸に関して 2 次元フーリエ変換 (2 D F T) を実行することにより画像データを再構成する。画像データは画像ディスプレイ 19 に送られ表示される。

【0027】

シーケンスコントローラ 19 は、コンピュータシステム 15 から送られてくるパルスシーケンスデータにしたがって傾斜磁場電源 9、送信部 11、受信器 13 を制御し、後述するようなパルスシーケンスを実行する。

【0028】

本実施形態では、まず、位相補正データを取得するために、2 種類のテンプレートショットがメインスキャンのプリスキャンとして実行される。この後に、実際にイメージングのためのメインスキャンが実行される。メインスキャンで収集されたエコーデータは、事前の 2 種類のテンプレートショットで収集された位相補正計算のための 1 対のエコーデータに基づいて計算されている位相補正データに基づいて補正される。補正されたエコーデータに基づいて画像データが再構成される。

【0029】

図 2 に、2 種類のテンプレートショット A, B のパルスシーケンスを示す。図 3 に、F I D (自由誘導減衰信号) タイプの E P I に応じたメインスキャンのパルスシーケンスを示す。

【0030】

メインスキャンでは、まず、関心スライス内のスピンに対して選択的に横磁化を発生させるために、フリップ角  $\theta$  の高周波励起パルスがスライス方向傾斜磁場  $G_s$  と共に発生される。その後、読み出し方向傾斜磁場  $G_r$  の極性反転の繰り返しにより、エコーが  $d T G R$  の周期で繰り返し発生される。エコー間それぞれに、各エコーに対応する振幅で位相エンコード方向傾斜磁場  $G_e$  が発生される。これにより、各エコーデータには、それぞれ異なる大きさの位相エンコードデータが与えられる。

【0031】

なお、メインスキャンは、ショット数が 1 のシングルショット E P I でも、ショット数が複数のマルチショット E P I でもよい。また、ここでは F I D タイプの E P I 対応のパルスシーケンスを示したが、スピネコータイプの E P I、あるいは G R A S E 法対応でもよい。図中の  $G_{e1}$ ,  $G_{e2}$  はそれぞれ、シングルショット E P I、マルチショット E P I の位相エンコード方向傾斜磁場を示している。

【0032】

テンプレートショット A は、位相エンコード方向傾斜磁場  $G_e$  を常に 0 として、つまりエコーに位相エンコードデータを与えないで収集する他は、メインスキャンのパルスシーケンスと同じである。

【0033】

テンプレートショット B は、テンプレートショット A に対して読み出し方向傾斜磁場の極性が逆になっている以外は、テンプレートショット A のパルスシーケンスと同じである。

【0034】

本実施形態は、静磁場不均一性による位相ずれによって生じるアーチファクトを低減するため、マルチショット E P I 法および G R A S E 法の場合は前述のエコータイムシフト法を併用してもよい。

【0035】

図 4 にエコーデータの収集、位相補正データの計算、エコーデータの補正処理及び再構成処理の手順を示す。以下に順番に説明する。

10

20

30

40

50

(1) テンプレートショットA, テンプレートショットB, メインスキャンが実行され、それぞれのエコーデータ  $E_a(\text{echo}, k_r)$ 、 $E_b(\text{echo}, k_r)$ 、 $E(\text{shot}, \text{echo}, k_r)$  が収集される。なお、 $\text{shot}$ 、 $\text{echo}$ 、 $k_r$  はそれぞれ、そのエコーデータを収集したショット番号(何回目のショットか)、エコー番号(高周波励起パルス後、何番目に収集したデータか)、読み出し方向の空間周波数 [ $\text{rad}/\text{m}$ ] を表している。なお、後述する  $k_r$  軸、 $k_e$  軸はそれぞれフーリエ空間( $k$ 空間)上での周波数エンコード軸と位相エンコード軸を表している。また、 $x_r$  軸、 $x_e$  軸はそれぞれ、 $k_r$  軸、 $k_e$  軸に対応する実空間上の直交2軸を表している。

【0036】

テンプレートショットA, Bはそれぞれ高周波励起パルスが1回だけ印加されるシングルショットである。2種類のテンプレートショットA, Bで収集されたエコー番号が同一のエコーデータ  $E_a(\text{echo}, k_r)$ 、 $E_b(\text{echo}, k_r)$  は、高周波励起パルスからエコー中心までの時間、つまりエコー時間が等しく、且つ収集時の読み出し方向傾斜磁場  $G_r$  の極性が異なる。 $E_a(\text{echo}, k_r)$ 、 $E_b(\text{echo}, k_r)$ 、 $E(\text{shot}, \text{echo}, k_r)$  はいずれも複素数である。

10

【0037】

(2)  $E(\text{shot}, \text{echo}, k_r)$  は、 $k_r$  軸に関して1次元のフーリエ逆変換を実行される。 $\text{echo}$  が偶数の  $E_a(\text{echo}, k_r)$ 、 $E_b(\text{echo}, k_r)$  だけが、位相補正データの計算の対象とされ、 $k_r$  軸に関して1次元のフーリエ逆変換を実行される。 $E(\text{shot}, \text{echo}, k_r)$ 、 $E_a(\text{echo}, k_r)$ 、 $E_b(\text{echo}, k_r)$  はそれぞれ、 $k_r$  軸に関する1次元のフーリエ逆変換により、 $V(\text{shot}, \text{echo}, x_r)$ 、 $V_a(\text{echo}, x_r)$ 、 $V_b(\text{echo}, x_r)$  に変換される。

20

【0038】

(3) エコー時間が等しく、且つ収集時の読み出し方向傾斜磁場  $G_r$  の極性が異なる1対のエコーデータ  $V_a(\text{echo}, x_r)$  と  $V_b(\text{echo}, x_r)$  とに基づいて、下記の式にしたがって位相補正データ  $dV(\text{echo}, x_r)$  が計算される。

【0039】

$$dV(\text{echo}, x_r) = \frac{V_a(\text{echo}, x_r) \cdot \{V_b(\text{echo}, x_r)\}^*}{V_b(\text{echo}, x_r) \cdot \{V_a(\text{echo}, x_r)\}^*}$$

30

(4)  $dV(\text{echo}, x_r)$  に基づいて、下記の式にしたがって、メインスキャンで収集されたエコーデータ  $V(\text{shot}, \text{echo}, x_r)$  は補正される。補正されたエコーデータを  $V'(\text{shot}, \text{echo}, x_r)$  と表す。

【0040】

$\text{echo}$  が偶数のとき:

$$V'(\text{shot}, \text{echo}, x_r) = V(\text{shot}, \text{echo}, x_r) \cdot \{dV(\text{echo}, x_r)\}^*$$

$\text{echo}$  が奇数のとき:

$$V'(\text{shot}, \text{echo}, x_r) = V(\text{shot}, \text{echo}, x_r)$$

(5) 補正されたエコーデータ  $V'(\text{shot}, \text{echo}, x_r)$  は、それぞれのデータに施されている位相エンコード量(あるいは位相エンコード方向の空間周波数)の大小関係の順に合わせて並べ換えられる( $\text{sorting}$ )。並べ換えられたエコーデータ  $V'(\text{shot}, \text{echo}, x_r)$  を、 $K(k_e, x_r)$  と表す。

40

【0041】

(6)  $K(k_e, x_r)$  は、 $k_e$  軸に関して1次元のフーリエ逆変換を実行される。これにより画像データ  $(x_e, x_r)$  が再構成される。

位相補正データ  $dV(\text{echo}, x_r)$  の計算に用いられるテンプレートA, Bで収集された1対のエコーデータ、つまり  $\text{echo}$  が同一のエコーデータは、同一のエコー時間を持つため、静磁場不均一性による位相ずれの値が等しい。撮像対象の撮像中の動き等を無視すると、もし、静磁場不均一性による位相誤差が位相エンコード方向に一様でない場合

50

でも、スライス方向にはスライス厚の厚みを持ち、位相エンコード方向は撮像領域に等しく、読み出し方向は、フーリエ逆変換時の1ピクセルに相当する幅をもつ角柱状の領域についてのベクトル和で表わされる値は同一になる。

【0042】

したがって、上記(2)の段階で、 $V_a(\text{echo}, x_r)$ 、 $V_b(\text{echo}, x_r)$ のもつ位相成分にそれぞれ含まれる静磁場不均一性による位相誤差成分は同一になる。

上記(3)の処理は、2つのベクトル $V_a(\text{echo}, x_r)$ 、 $V_b(\text{echo}, x_r)$ の位相差にあたる位相をもち、絶対値が1の単位ベクトルを求めることに相当する。これにより静磁場不均一性による位相誤差成分は取り除かれ、その他の位相誤差成分のみを抽出できることになる。

10

【0043】

上記(4)の処理では、メインスキャンにより収集されたエコーデータ $V(\text{shot}, \text{echo}, k_r)$ に対して、求められた誤差成分を偶数エコーについてだけ戻すことにより、各エコーの位相の不連続を減少させている。従来例で示したように、静磁場不均一性以外の原因による位相誤差は、おもに実空間の読み出し方向に1次の傾斜を持ち、エコーデータ収集中の読み出し方向傾斜磁場の極性により、その位相傾斜の方向が反転するという性質を持っている。この補正方法では、この規則性を前提としているものである。

【0044】

また、上記(4)の位相補正処理は、ここで示した複素数演算を利用した方法以外に限定されず、「Image Reconstruction for Echo Planar Imaging with Nonequidistant k-Space Sampling」; H. Bruder, H. Fischer, H-E. Reinfelder, and F. Schmitt; *Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 23, 311-323 (1992) や、「New Phase Correction Method in NMR Imaging Based on Autocorrection and Histogram Analysis」; C. B. AHN and Z. H. Cho. *IEEE transactions on medical imaging*, Vol. MI-6, No. 1, March 1987」に示されている補正方法であってもよい。本実施形態で抽出された位相補正データ $dV(\text{echo}, x_r)$ は、位相補正データに含まれる静磁場不均一性を原因とする位相誤差自体が取り除かれているため、補正精度の低下も少なく、安定した補正が可能である。特に、位相補正データの位相の干渉による信号値を減少に対しても補正精度が低下しにくく、安定した補正が可能である。また、エコータイムシフト法を併用した場合でも、静磁場不均一性による位相誤差を余計に補正することがないので、エコータイムシフト法が正しく機能し、従来例と同法を併用した場合に生じていたリンググアーチファクトが大幅に低減あるいは消滅する。

20

30

(第2の実施の形態)

第2の実施形態による磁気共鳴診断装置の構成は図1に示した第1の実施形態によるそれと同一であり、実行されるパルスシーケンスが相違する。第2の実施形態のパルスシーケンスは、第1の実施形態のそれがFIDタイプのEPIであったのに対して、スピネコ

40

【0045】

本実施形態でも、まず、位相補正データを取得するために、2種類のテンプレートショットA, Bがメインスキャンのプリスキャンとして実行される。この後に、実際にイメージングのためのメインスキャンが実行される。メインスキャンで収集されたエコーデータは、事前の2種類のテンプレートショットで収集された位相補正計算のための1対のエコーデータに基づいて計算されている位相補正データに基づいて補正される。補正されたエコーデータに基づいて画像データが再構成される。

【0046】

図5(a), (b)に、スピネコタイプのテンプレートショットA, Bのパルスシー

50

ケンスを示す。図6にスピネコタイプの主スキンのパルスシーケンスを示す。

【0047】

テンプレートショットA、B、主スキンでは、高周波励起パルスの後であって、高周波励起パルスの印加から、実行エコー時間  $T_{eff}$  の  $1/2$  の時間 ( $T_{eff}/2$ ) の経過後に、スピネをリフォーカスさせるためのフリップ角  $\theta$  の高周波反転パルスが印加される。高周波反転パルス後、図3に示したFIDタイプと同様に、読み出し方向傾斜磁場  $G_r$  の極性反転により、複数のエコーが、 $dTGR$  の周期で繰り返し発生される。

【0048】

なお、主スキンは、ショット数が1のシングルショットEPI (スナップショットEPIともいう) でも、ショット数が複数のマルチショットEPI (インターリーブドEPIともいう) でもよい。

【0049】

テンプレートショットAでは、位相エンコード方向傾斜磁場  $G_e$  が常に0とされ、つまりエコーには位相エンコードデータが与えられない。テンプレートショットAでは、読み出し方向傾斜磁場  $G_r$  のスタートタイミングが、メインショットのそれに対して、 $dTGR/2$  だけ時間的にずれている (早まっている)。テンプレートショットBでは、読み出し方向傾斜磁場  $G_r$  のスタートタイミングは、メインショットのそれに対して、 $dTGR/2$  だけ時間的にずれている (遅れている)。

【0050】

したがって、テンプレートショットBでは、テンプレートショットAに対して、高周波反転パルス以降の読み出し方向傾斜磁場  $G_r$  のスタートタイミングが、エコー間隔  $dTGR$  だけ時間的にずれている (遅れている)。これにより、テンプレートショットBでは、テンプレートショットAに対して、読み出し方向傾斜磁場  $G_r$  の極性が相違される。

【0051】

図7にデータ収集、位相補正データの計算、位相補正、再構成の処理手順を示す。

(1) テンプレートA、B、主スキンが順番に実行される。これにより、位相補正計算用のエコーデータ  $E_a(echo, kr)$ 、 $E_b(echo, kr)$  と、イメージ用の  $E(shot, echo, kr)$  とが収集される。FIDタイプの場合と同様に、同一のエコー番号  $echo$  をもつ1対の位相補正計算用のエコーデータ  $E_a(echo, kr)$ 、 $E_b(echo, kr)$  は、高周波励起パルスからエコー中心までの時間、すなわちエコー時間が同一である。また、1対の位相補正計算用のエコーデータ  $E_a(echo, kr)$ 、 $E_b(echo, kr)$  は、収集時の読み出し傾斜磁場  $G_r$  の極性が異なる。

【0052】

(2) すべての  $shot, echo$  の  $E_a(echo, kr)$ 、 $E_b(echo, kr)$ 、 $E(shot, echo, kr)$  はそれぞれ、 $kr$  軸に関して1次元のフーリエ逆変換を実行される。この結果を、それぞれ  $V_a(echo, xr)$ 、 $V_b(echo, xr)$ 、 $V(shot, echo, Xr)$  とする。

【0053】

(3)  $V_a(echo, xr)$ 、 $V_b(echo, xr)$  に基づいて、次の式にしたがって位相補正データ  $dV(echo, xr)$  が計算される。

$$dV(echo, xr) = V_a(echo, xr) \cdot \{ V_b(echo, xr) \}^* / | V_a(echo, xr) \cdot \{ V_b(echo, xr) \}^* |$$

(4) さらに、全てのエコーについて、 $dV(echo, Xr)$  に基づいて、次の式にしたがって、 $xr$  における第1エコー (高周波励起パルス以後、最初に収集されるエコー) に対する第  $echo$  番目のエコー位相差  $dV1e(echo, xr)$  が計算される。

【0054】

10

20

30

40

50

$$dV_{1e}(echo, xr) = dV(n, xr)$$

$$n = 2, echo$$

(5)  $V(shot, echo, xr)$  は、 $dV_{1e}(echo, xr)$  に基づいて、次のように補正される。補正されたエコーデータを  $V'(shot, echo, xr)$  で表す。

【0055】

$echo = 1$  のとき：

$$V'(shot, echo, xr) = V(shot, echo, xr)$$

$echo > 1$  のとき：

$$V'(shot, echo, xr) = V(shot, echo, xr) \cdot \{ dV_{1e}(echo, xr) \}^* \quad 10$$

(6)  $V'(shot, echo, xr)$  は、それぞれのデータに施されている位相エンコード量（あるいは位相エンコード方向の空間周波数）の大小関係の順に合わせて並べかえられる。この結果を、 $K(ke, xr)$  と表す。

【0056】

(7)  $K(ke, xr)$  は、 $ke$  軸に関して1次元のフーリエ逆変換を実行される。これにより、画像データ  $(xe, xr)$  が再構成される。

第1の実施形態の場合と同様、テンプレートショットA, Bで収集された $echo$ が同一の1対のエコーデータは、同一のエコー時間を持つため、静磁場不均一性による位相ずれの値が等しい。したがって、上記(3)の処理により静磁場不均一性による位相誤差成分は取り除かれ、その他の要因による位相誤差成分のみを抽出できることになる。ただし、第1の実施形態のFIDタイプの場合と異なる点は、テンプレートショットBの読み出し方向傾斜磁場 $G_r$ が、テンプレートショットAのそれに対して、エコー間隔 $dTGR$ 分ずらされて（遅れて）いるため、第 $n$ 番目の位相補正データ $dV(echo, xr)$  は、第 $n-1$ 番目のエコーに対する第 $n$ 番目のエコーの位相誤差が取り出される結果になる点である。したがって、静磁場不均一性以外では主な位相誤差の原因と思われる比較的短い時定数成分の渦磁場による位相誤差を、第1の実施形態の場合より高精度で忠実に取り出すことが可能である。 20

【0057】

また、(4)、(5)の処理では、第1エコーに対する他のエコーの位相差を抽出し補正しているため、第1の実施形態のFIDタイプの場合とは異なり前述の各エコー間の位相誤差に関する規則性を前提としない補正法である。 30

【0058】

また、第1の実施形態の場合と同様、処理(4)における位相補正処理は、従来例の補正処理をそのまま用いてもよい。位相補正データに含まれる静磁場不均一性を原因とする位相誤差自体が取り除かれているため、補正精度の低下も少なく、安定した補正が可能である。特に、位相補正計算のための1対のエコー間の位相の干渉による信号値の減少に対しても補正精度が低下しにくく、安定した補正が可能である。また、エコータイムシフト法を併用した場合でも、静磁場不均一性による位相誤差を余計に補正することがないので、エコータイムシフト法が正しく機能し、従来例と同法を併用した場合に生じていたリングアーチファクトが大幅に低減あるいは消滅する。 40

【0059】

図8に、第1の実施形態のFIDタイプと第2の実施形態のスピネコータイプとの両方に適用可能なエコーデータ収集、位相補正データ計算、位相補正及び再構成の手順を示したものである。その手順は以下の通りである。

【0060】

(1) テンプレートショットA, B, メインスキャンにより、位相補正計算用のエコーデータ $E_a(echo, kr)$ 、 $E_b(echo, kr)$ 、イメージング用のエコーデータ $E(shot, echo, kr)$ が収集される。

【0061】

(2)  $E_a(\text{echo}, k_r)$ 、 $E_b(\text{echo}, k_r)$ のうち、ある偶数番目 ( $\text{echo} = m$ ;  $m$ は偶数)の位相補正計算用のエコーデータに対して、 $k_r$ 軸に関して1次元のフーリエ逆変換が実行される。また、すべての  $\text{shot}, \text{echo}$  のイメージング用のエコーデータ  $E(\text{shot}, \text{echo}, k_r)$ に対して、 $k_r$ 軸に関して1次元のフーリエ逆変換が実行される。この結果をそれぞれ  $V_a(m, x_r)$ 、 $V_b(m, x_r)$ 、 $V(\text{shot}, \text{echo}, x_r)$ と表す。 $x_r$ は読み出し方向の位置である。

【0062】

(3)  $V_a(m, x_r)$ 、 $V_b(m, x_r)$ から下記のように位相補正データ  $dV(m, x_r)$ が計算される。

$$dV(m, x_r)$$

$$= V_a(m, x_r) \cdot \{V_b(m, x_r)\}^* / |V_a(m, x_r) \cdot \{V_b(m, x_r)\}^*|$$

(4)  $V(\text{shot}, \text{echo}, x_r)$ は、 $dV(m, x_r)$ に基づいて次のように補正される。補正されたエコーデータを、 $V'(\text{shot}, \text{echo}, x_r)$ と表す。

【0063】

$\text{echo}$ が偶数のとき：

$$V'(\text{shot}, \text{echo}, x_r) = V(\text{shot}, \text{echo}, x_r) \cdot \{dV(m, x_r)\}^*$$

$\text{echo}$ が奇数のとき：

$$V'(\text{shot}, \text{echo}, x_r) = V(\text{shot}, \text{echo}, x_r)$$

(5)  $V'(\text{shot}, \text{echo}, x_r)$ を、それぞれのデータに施されている位相エンコード量(あるいは位相エンコード方向の空間周波数)の大小関係の順に合わせて並べ換える。この結果を、 $K(k_e, x_r)$ と表す。

【0064】

(6)  $K(k_e, x_r)$ に対して、 $k_e$ 軸に関する1次元のフーリエ逆変換が実行され、画像データ  $(x_e, x_r)$ を再構成する。

なお、(2)~(4)の処理で、位相補正計算用のエコーデータとしては、奇数番目のエコーデータでもよい。この場合は、(4)の処理では、 $\text{echo}$ が奇数の場合のみ補正する必要がある。逆にエコーが偶数のときのみ逆に位相を進める方向で、

$$V'(\text{shot}, \text{echo}, x_r) = V(\text{shot}, \text{echo}, x_r) \cdot \{dV(m, x_r)\}$$

のように補正してもよい。いずれにせよ、各エコーデータの不連続がなくなるよう位相補正の方向を選ぶ必要がある。

【0065】

この方法は、位相補正計算用のエコーどうしの位相の干渉による信号値の減少の影響を抑えるため、その影響の少ない  $\text{echo}$ の位相補正用エコーデータを、他の  $\text{echo}$ の位相補正に使うことを狙ったものである。したがって、位相補正計算に使用する  $\text{echo} = m$ のエコーデータは、静磁場不均一性による位相誤差の小さい、エコー時間が静磁場不均一性による位相誤差がキャンセルされるエコー時間、いわゆるハーンエコーの時刻になるべく近いエコー時間(FIDタイプのEPIの場合はなるべく短いエコー時間)を選ぶことが望ましい。

【0066】

例えば、実効エコー時間( $T_{\text{eff}}$ )が、100ms程度のFIDタイプのEPIの場合、位相補正計算用のエコーデータを収集するための2種類のプレートショットどうしでは、実効エコー時間 $T_{\text{eff}}$ が同一である必要はなく、図9(a)~(c)に示すように、可能な限り短いエコー時間 $T_E$ でエコーを収集するほうが良い。なお、この変形例は、FIDタイプやスピンエコーの場合で述べた補正法と同様、静磁場不均一性以外の原因による位相誤差は、おもに実空間の読み出し方向に1次の傾斜を持ち、エコーデータ収集中の読み出し方向傾斜磁場の極性により、その位相傾斜の方向が反転するとい性質を利用したものである。

10

20

30

40

50

## (第3の実施の形態)

第3の実施形態による磁気共鳴診断装置の構成は図1に示した第1の実施形態によるそれと同一であり、実行されるパルスシーケンスが相違する。第3の実施形態では、2種類のメインスキャンが交互に繰り返し実行される。つまり、第3の実施形態では、位相補正計算用のエコーデータを収集するためのプレートショットは実行されない。メインスキャンに相当する2種類のスキャンA、Bが連続的に実行される。2種類のスキャンA、Bそれぞれがマルチショットの場合、各ショットは交互に実行される。

## 【0067】

図10(a)、(b)に2種類のメインスキャンA、Bのパルスシーケンスを示す。メインスキャンBは、メインスキャンAに対して、読み出し方向傾斜磁場 $G_r$ の極性が相違される。それぞれのスキャンA、Bは、ショット数が1のシングルショットEPIでも、ショット数が複数のマルチショットEPIでもよい。また、ここではFIDタイプのシングルショットEPI法の例を示したが、SEタイプのEPI法、あるいはGRASE法でもよい。

10

## 【0068】

メインスキャンA、Bでは共に、高周波励起パルス以後に $m$ 番目に収集されたエコーデータ( $echo = m$ のエコーデータ)は、フーリエ空間上での $k_e = 0$ を担当するように、位相エンコード量 $= 0$ が与えられる。マルチショットの場合は、スキャンAにおいて $shot = n$ ( $n$ 回目のショット)内で $m$ 番目に収集されたエコーデータと、スキャンBにおいて同じ $shot = n$ ( $n$ 回目のショット)内で同じ $m$ 番目に収集されたエコーデータは、フーリエ空間上での $k_e = 0$ を担当するように、位相エンコード量 $= 0$ が与えられる。なお、ここでは、 $n = 1$ として説明する。

20

## 【0069】

図11に、データ収集、位相補正データ計算、位相補正、再構成処理の手順を示す。メインスキャンA、メインスキャンBで収集されたエコーデータに基づいて位相補正データが計算される。この位相補正データに基づいて、メインスキャンAで収集されたエコーデータが位相補正される。この位相補正されたエコーデータに基づいて画像 $a(x_e, x_r)$ を再構成する。

## 【0070】

また、スキャンA、スキャンBで収集されたエコーデータに基づいて、位相補正データが計算され、この位相補正データに基づいて、スキャンBで収集されたエコーデータが位相補正される。この位相補正されたエコーデータに基づいて画像 $b(x_e, x_r)$ が再構成される。

30

## 【0071】

いずれか一方により1つの画像を再構成しても良い。ここでは、画像データ $b(x_e, x_r)$ を再構成する前者の処理手順について説明する。画像データ $a(x_e, x_r)$ を再構成する前者の処理手順は同様であるのでここでは説明は省略する。

## 【0072】

(1)メインスキャンA、Bが順番に実行され、それぞれのエコーデータ $E_a(shot, echo, k_r)$ 、 $E_b(shot, echo, k_r)$ が収集される。

40

(2) $E_a(shot, echo, k_r)$ 、 $E_b(shot, echo, k_r)$ のうち、前述の位相エンコード量が0となる $shot = 1$ 、 $echo = m$ のエコーデータ $E_a(1, m, k_r)$ 、 $E_b(1, m, k_r)$ がそれぞれ、 $k_r$ 軸に関して1次元のフーリエ逆変換を実行される。変換されたエコーデータをそれぞれ $V_a(1, m, x_r)$ 、 $V_b(1, m, x_r)$ と表す。また、メインスキャンBで収集された全ての $shot, echo$ の $E_b(shot, echo, k_r)$ に対して、 $k_r$ 軸に関する1次元のフーリエ逆変換が実行される。この結果を $V_b(shot, echo, k_r)$ と表す。

## 【0073】

(3) $V_a(1, m, x_r)$ 、 $V_b(1, m, x_r)$ に基づいて、次の式にしたがって位相補正データ $dV_{ab}(1, m, x_r)$ が計算される。

50

$dV_{ab}(1, m, x_r)$   
 $= V_a(1, m, x_r) \cdot V_b(1, m, x_r)^* / |V_a(1, m, x_r) \cdot \{V_b(1, m, x_r)\}^*|$   
 (4)  $V_b(\text{shot}, \text{echo}, x_r)$  は、 $dV_{ab}(1, m, x_r)$  に基づいて、次の式にしたがって補正される。補正後のエコーデータを  $V_b'(\text{shot}, \text{echo}, x_r)$  で表す。

【0074】

$\text{echo} = \text{が} m + 2n + 1$  ( $n$  は整数) で表わせるとき：

$V_b'(\text{shot}, \text{echo}, x_r) = V_b(\text{shot}, \text{echo}, x_r) \cdot \{dV_{ab}(1, m, x_r)\}^*$

10

$\text{echo} = \text{が} m + 2n$  ( $n$  は整数) で表わせるとき：

$V_b'(\text{shot}, \text{echo}, x_r) = V_b(\text{shot}, \text{echo}, x_r)$

(5)  $V_b'(\text{shot}, \text{echo}, x_r)$  は、それぞれのデータに施されている位相エンコード量 (あるいは位相エンコード方向の空間周波数) の大小関係の順に合わせて並び換えられる。この結果を  $K_b(\text{ke}, x_r)$  と表す。

【0075】

(6)  $K_b(\text{ke}, x_r)$  に対して、 $\text{ke}$  軸に関する 1 次元のフーリエ逆変換が実行され、画像データ  $b(x_e, x_r)$  が再構成される。

図 12 に、この位相補正法を利用して EPI 系のメインスキャン A, B を交互に繰り返し実行し、位相補正および再構成を繰り返す場合の処理の流れを示したものである。1 つのメインスキャン A 又は B では、シングルショット又はマルチショットにより、1 フレームの画像データの再構成に必要な全エコーデータが収集され得るものとする。

20

【0076】

図 10 (a) のメインスキャン A、図 10 (b) のメインスキャン B が交互に繰り返し実行される。最初のメインスキャン A 1 のエコーデータは、位相補正データが足りなため、補正できない。次のメインスキャン B 1 が終了すると、直前のメインスキャン A 1 の位相エンコード量 = 0 のエコーデータと、メインスキャン B 1 自身の位相エンコード量 = 0 のエコーデータとに基づいて、奇数エコー / 偶数エコーの位相誤差の差が位相補正データとして計算される。上記の手順に従い、この位相補正データに基づいて、当該スキャン B 1 のエコーデータが位相補正される。そして、位相補正されたエコーデータは並び換えられ、これに基づいて画像データ 1 ( $x_e, x_r$ ) が再構成される。

30

【0077】

さらに、次のスキャン A 2 が終了すると、直前のスキャン B 1 の位相エンコード量 = 0 のエコーデータと、スキャン A 1 自身の位相エンコード量 = 0 のエコーデータとに基づいて奇数エコー / 偶数エコーの位相誤差の差が位相補正データとして計算される。上記の手順に従い、この位相補正データに基づいて、当該スキャン A 2 のエコーデータが位相補正される。そして、位相補正されたエコーデータは並び換えられ、これに基づいて画像データ 2 ( $x_e, x_r$ ) が再構成される。

【0078】

このようにスキャン A, B を交互に繰り返し実行する場合には、位相補正計算用のエコーデータを収集するためのショット (テンプレートショット) を不要にして、時間的に隣接する前後 2 種類のスキャン A, B で収集した位相エンコード量 = 0 の 1 対のエコーデータに基づいて、位相補正データを順次計算し、この位相補正データで位相補正を繰り返し、位相誤差成分が軽減されたアーチファクトの少ない安定した画像を次々と時間分解能を低下させずに再構成していくことができる。しかも、この補正法の場合、常にスキャンの直前およびその瞬間の補正データを用いているので連続スキャンの最中の変化に対しても素早く対応できるという利点がある。このため、連続してスキャンをしながら撮影条件を変更するような高度な撮像方法にも適用可能である。

40

【0079】

図 11、12 では、位相補正データは、2 種類のメインスキャン A, B それぞれの位相エ

50

ンコード量 = 0 のエコーデータを用いていたが、シーケンスの中で、位相補正計算用のエコーデータをイメージング用のエコーデータとは別に収集するようにしてもよい。また、 $dV_{ab}(1, m, x_r)$  によりエコーデータを補正する方法は、従来例の補正処理を用いてもよい。

【0080】

さらに、図13(a), (b)に示すように、メインスキャンBの読み出し方向傾斜磁場  $G_r$  のスタートタイミングを、メインスキャンAの読み出し方向傾斜磁場  $G_r$  のスタートタイミングに対して、隣接するエコー間隔  $dT_{GR}$  だけ、時間的にずらす(遅らせる)ことにより、読み出し方向傾斜磁場  $G_r$  の極性を相違させて、同一のエコー時間で、且つ読み出し方向傾斜磁場  $G_r$  の極性が異なる位相補正計算のための1対のエコーデータを取得するようにしてもよい。なお、位相エンコード方向傾斜磁場  $G_e$  は、メインスキャンA, B間で時間的にずれていないことは必須である。このような2種類のメインスキャンA, Bでは、両スキャンでフーリエ空間上にエコーデータが並べられる  $k_e$  方向の範囲が若干異なる以外、図10のシーケンスで説明したと同様の補正処理法が適用され得る。本発明は、上述した実施形態に限定されることなく種々変形して実施可能である。

10

【0081】

【発明の効果】

本発明は、高周波励起パルス後の読み出し方向傾斜磁場の極性反転の繰り返しにより複数のエコーを繰り返し発生させてエコーデータを繰り返し収集するパルスシーケンスを実行可能な磁気共鳴診断装置において、エコー時間が同一であって、且つ収集時の読み出し方向傾斜磁場の極性が異なる位相補正計算のための1対のエコーデータに基づいて位相補正データを計算する計算手段と、前記位相補正データに基づいてエコーデータを補正する補正手段と、前記補正されたエコーデータに基づいて、画像データを再構成する再構成手段とを具備する。

20

【0082】

本発明は、高周波励起パルス後の読み出し方向傾斜磁場の極性反転の繰り返しにより複数のエコーを繰り返し発生させてエコーデータを繰り返し収集するパルスシーケンスを実行可能な磁気共鳴診断装置において、位相補正計算のための第1のエコーデータを収集する第1の収集手段と、前記第1のエコーデータとエコー時間が同一であって、且つ収集時の読み出し方向傾斜磁場の極性が異なる位相補正計算のための第2のエコーデータを収集する第2の収集手段と、前記第1のエコーデータと前記第2のエコーデータとに基づいて位相補正データを計算する計算手段と、画像再構成のためのエコーデータを収集する第3の収集手段と、前記画像再構成のためのエコーデータを、前記位相補正データに基づいて補正する補正手段と、前記補正されたエコーデータに基づいて、画像データを再構成する再構成手段とを具備する。

30

【0083】

本発明は、高周波励起パルス後の読み出し方向傾斜磁場の極性反転の繰り返しにより複数のエコーを繰り返し発生させてエコーデータを繰り返し収集するパルスシーケンスを実行可能な磁気共鳴診断装置において、第1のパルスシーケンスと、前記第1のパルスシーケンスに対して読み出し方向傾斜磁場の極性が相違する第2のパルスシーケンスとを交互に繰り返し実行する手段と、時間的に前後する前記第1のパルスシーケンスと前記第2のパルスシーケンスとで収集されたエコー時間が同一であって、且つ収集時の読み出し方向傾斜磁場の極性が異なる1対のエコーデータに基づいて位相補正データを計算する計算手段と、前記時間的に前後する第1のパルスシーケンスと前記第2のパルスシーケンスとの少なくとも一方で収集されたエコーデータを、前記位相補正データに基づいて補正する補正手段と、前記補正されたエコーデータに基づいて、画像データを再構成する再構成手段とを具備する。

40

【図面の簡単な説明】

【図1】第1の実施形態に係る磁気共鳴診断装置の構成図。

【図2】第1の実施形態によるFIDタイプの2種類のテンプレートショットのパルスシ

50

ーケンスを示す図。

【図 3】第 1 の実施形態による F I D タイプのメインスキンのパルスシーケンスを示す図。

【図 4】第 1 の実施形態によるエコーデータ収集、位相補正データ計算、位相補正、画像再構成の処理手順を示すフローチャート。

【図 5】第 2 の実施形態によるスピネコータイプの 2 種類のテンプレートショットのパルスシーケンスを示す図。

【図 6】第 2 の実施形態によるスピネコータイプのメインスキンのパルスシーケンスを示す図。

【図 7】第 2 の実施形態によるエコーデータ収集、位相補正データ計算、位相補正、画像再構成の処理手順を示すフローチャート。 10

【図 8】第 1 の実施形態の F I D タイプと第 2 の実施形態のスピネコータイプとの両方に適用可能なエコーデータ収集、位相補正データ計算、位相補正、画像再構成の処理手順を示すフローチャート。

【図 9】比較的短いエコー時間 T E の 2 種類のテンプレートショットと比較的長いエコー時間 T E のメインスキンのパルスシーケンスを示す図。

【図 10】第 3 の実施形態による F I D タイプの 2 種類のメインスキンのパルスシーケンスを示す図。

【図 11】第 3 の実施形態によるエコーデータ収集、位相補正データ計算、位相補正、画像再構成の処理手順を示すフローチャート。 20

【図 12】第 3 の実施形態による 2 種類のメインスキンの連続的な繰り返しに対する位相補正データ計算、位相補正、画像再構成の処理の繰り返しを示す図タイムチャ。

【図 13】隣接するエコー間隔  $d T G R$  だけ読み出し方向傾斜磁場  $G r$  のスタートタイミングがずらされた 2 種類のメインスキンのパルスシーケンスを示す図。

【図 14】従来の位相補正計算用のエコーデータを収集するためのテンプレートショットのパルスシーケンスと、メインスキンのパルスシーケンスとを示す図。

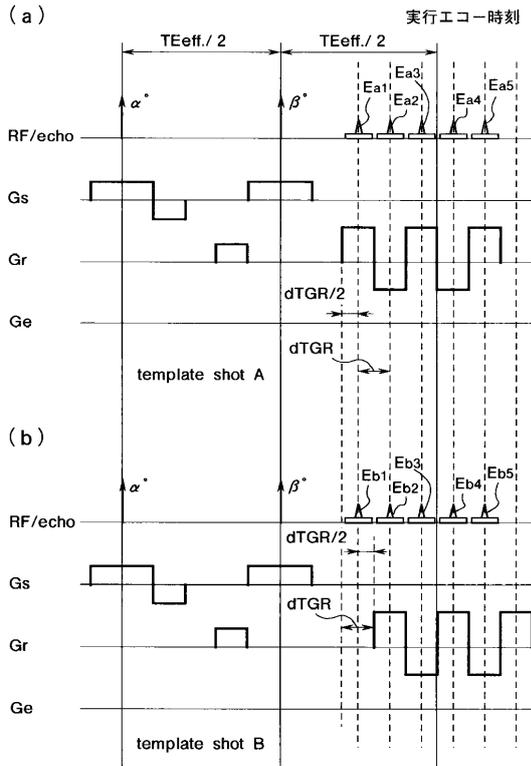
【図 15】従来のエコーデータ収集、位相補正データ計算、位相補正、画像再構成の処理手順を示すフローチャート。

#### 【符号の説明】

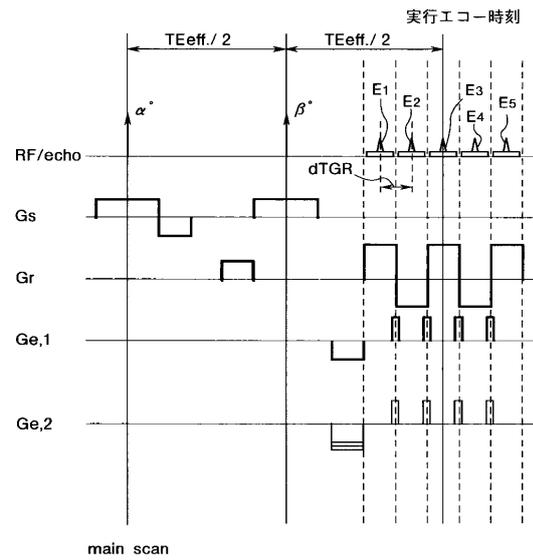
- 1 ... 磁石部 30
- 3 ... 静磁場磁石、
- 5 ... 傾斜磁場コイル、
- 7 ... R F コイル、
- 9 ... 傾斜磁場電源、
- 1 1 ... 送信部、
- 1 3 ... 受信部、
- 1 5 ... コンピュータシステム、
- 1 7 ... シーケンスコントローラ、
- 1 9 ... 画像ディスプレイ、
- 2 1 ... コンソール。 40



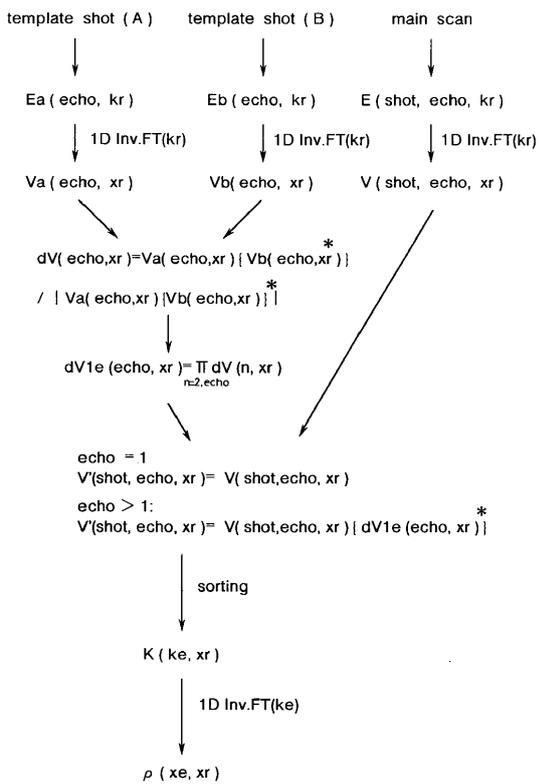
【 図 5 】



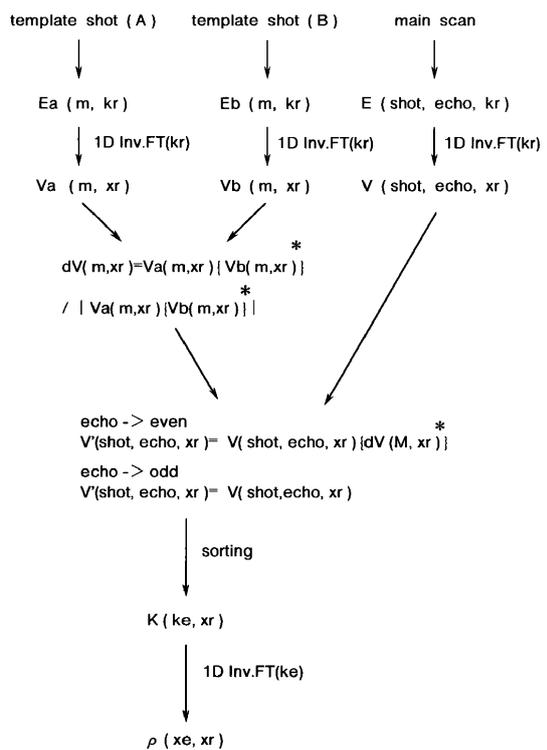
【 図 6 】



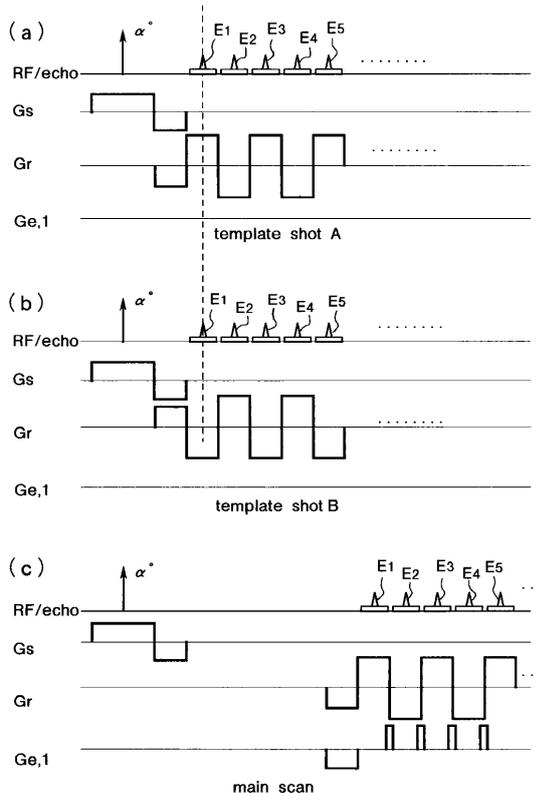
【 図 7 】



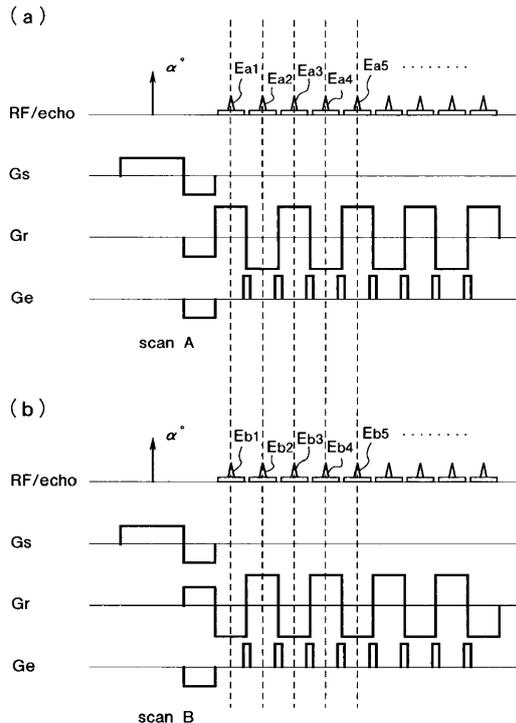
【 図 8 】



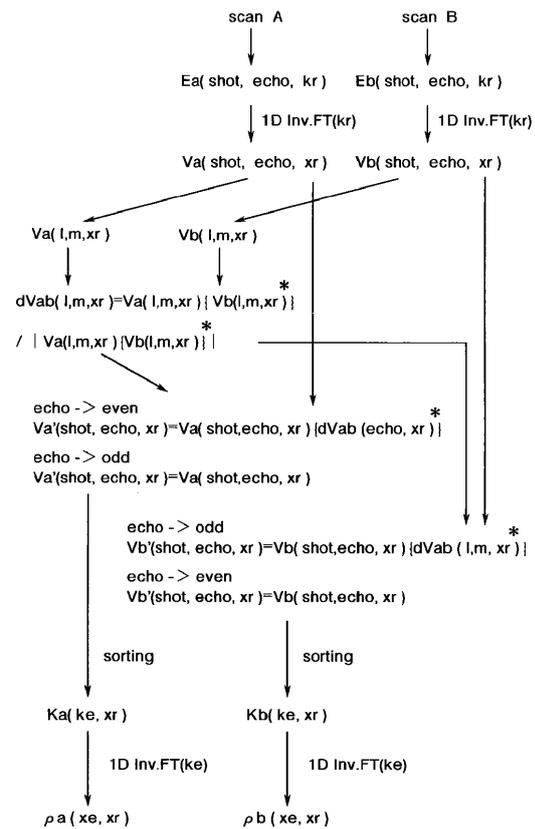
【 図 9 】



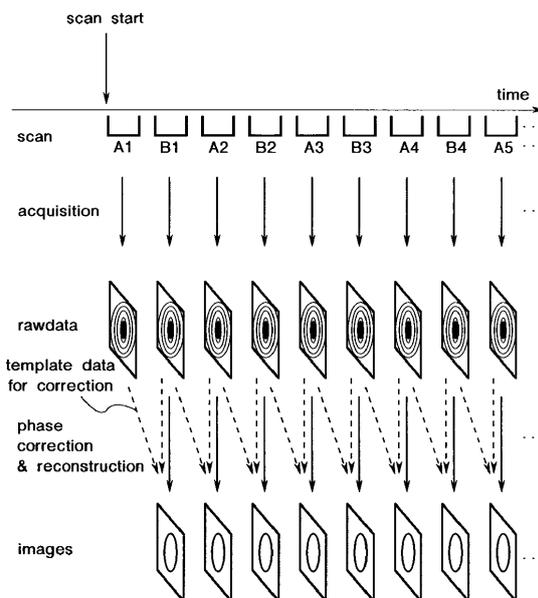
【 図 10 】



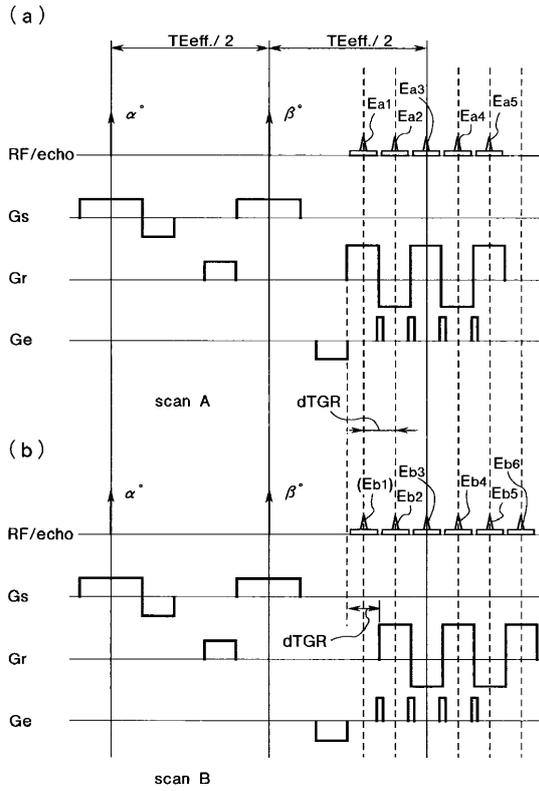
【 図 11 】



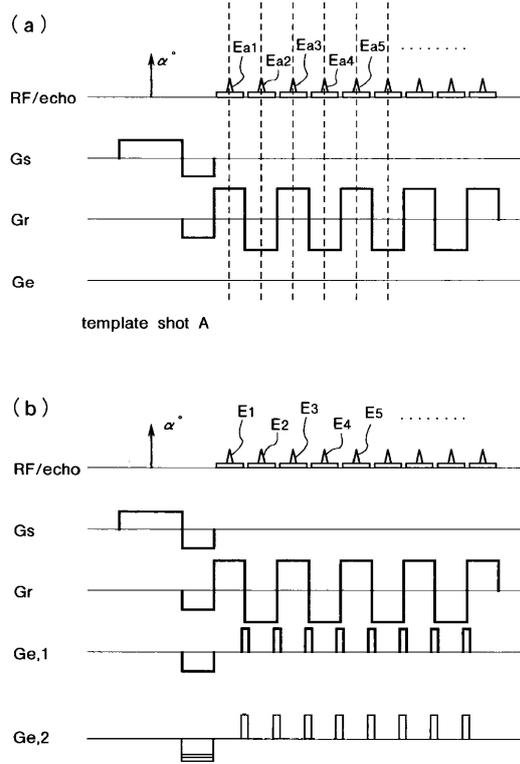
【 図 12 】



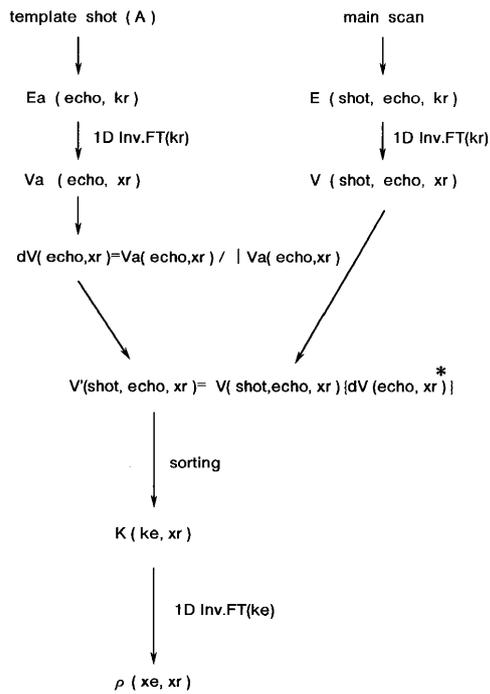
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100070437

弁理士 河井 将次

(72)発明者 金沢 仁

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

審査官 神谷 直慈

(56)参考文献 特開平05-068674(JP,A)

特開平07-171122(JP,A)

特開平02-149252(JP,A)

特開昭61-051549(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, DB名)

A61B 5/055