

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2003年4月24日 (24.04.2003)

PCT

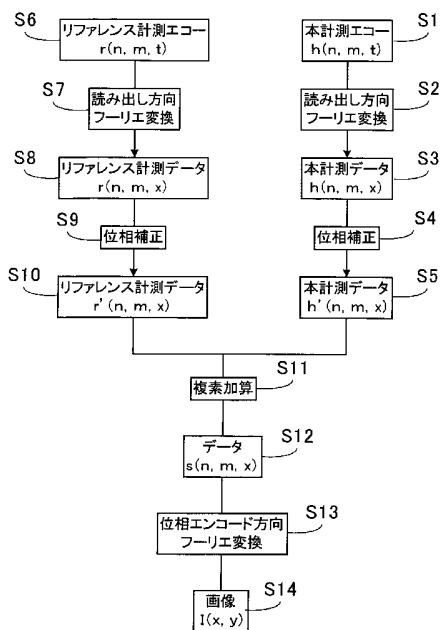
(10) 国際公開番号
WO 03/032830 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 5/055, G01R 33/54
- (21) 国際出願番号: PCT/JP02/10662
- (22) 国際出願日: 2002年10月15日 (15.10.2002)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2001-317262
2001年10月15日 (15.10.2001) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒100-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 熊井秀樹 (KUMAI, Hideki) [JP/JP]; 〒277-0803 千葉県柏市小青田17-4-4 10 Chiba (JP). 竹内博幸 (TAKEUCHI, Hiroyuki) [JP/JP]; 〒277-0858 千葉県柏市豊上町22-4 Chiba (JP).
- (81) 指定国 (国内): CN, US.

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS AND MAGNETIC RESONANCE IMAGING METHOD

(54) 発明の名称: 磁気共鳴撮像装置及び磁気共鳴撮像方法



- S6...REFERENCE MEASUREMENT ECHO $r(n, m, t)$
- S7...READ-OUT DIRECTION FOURIER TRANSFORM
- S8...REFERENCE MEASUREMENT DATA $r(n, m, x)$
- S9...PHASE CORRECTION
- S10...REFERENCE MEASUREMENT DATA $r'(n, m, x)$
- S1...MAIN MEASUREMENT ECHO $h(n, m, t)$
- S2...READ-OUT DIRECTION FOURIER TRANSFORM
- S3...MAIN MEASUREMENT DATA $h(n, m, x)$
- S4...PHASE CORRECTION
- S5...MAIN MEASUREMENT DATA $h'(n, m, x)$
- S11...COMPLEX ADDITION
- S12...DATA $s(n, m, x)$
- S13...PHASE ENCODE DIRECTION FOURIER TRANSFORM
- S14...IMAGE $I(x, y)$

(57) Abstract: A magnetic resonance imaging apparatus executes a first sequence and a second sequence. During the first sequence, in order to suppress generation of artifacts generated when a linear or non-linear phase error is present, a high-frequency magnetic field pulse is applied to an examinee and after this, phase encode is applied and read-out direction inclination magnetic field is repeatedly applied while inverting its polarity, thereby acquiring a plurality of echo signals. During the second sequence, after the high-frequency magnetic field pulse is applied to the examinee, phase encode is applied and the read-out direction inclination magnetic field is repeatedly applied while inverting its polarity with respect to the polarity of the read-out direction inclination magnetic field in the identical phase encode amount of the first sequence, thereby acquiring a plurality of echo signals. Signal processing means reconfigures an image by complex addition between echo signals having an identical phase encode amount obtained by the first sequence and the second sequence.

[続葉有]



WO 03/032830 A1



(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

添付公開書類:
— 国際調査報告書

(57) 要約:

磁気共鳴撮像装置において、各エコー信号のサンプリング中に線形もしくは非線形の位相誤差が生じている場合に発生するアーチファクトの発生を抑えるため、被検体に高周波磁場パルスを照射した後、位相エンコードを付与しながら、かつ読み出し方向傾斜磁場の極性を反転しながら繰り返し印加して複数のエコー信号を取得する第1のシーケンスと、被検体に高周波磁場パルスを照射した後、位相エンコードを付与しながら、かつ読み出し方向傾斜磁場の極性を第1のシーケンスの同一位相エンコード量における読み出し方向傾斜磁場の極性と逆にして反転しながら繰り返し印加して複数のエコー信号を取得する第2のシーケンスとを実行し、信号処理手段は第1のシーケンスと第2のシーケンスにより得られた同一位相エンコード量を有するエコー信号同士を複素加算して画像再構成する。

明 細 書

磁気共鳴撮像装置及び磁気共鳴撮像方法

5 技術分野

本発明は、磁気共鳴撮像装置に係り、具体的にはエコー信号間の位相変化により生ずるアーチファクトの出現を抑える技術に関するものである。

背景技術

10 磁気共鳴撮像装置（以下、MRI 装置）は、生体に均一な静磁場を作用させた状態で高周波磁場パルスを照射し、生体中の水素や燐などの原子核を励起させ、この励起により発生する核磁気共鳴信号（NMR 信号）を計測し、それら水素や燐の密度分布あるいは緩和時間分布等の磁気共鳴情報に基づいて、生体内の計測領域を画像化することにより、医療診断に資する装置である。

15 MRI 装置では、スピンエコー（Spin echo）法やグラジエントエコー（Gradient Echo）法に代表されるようなエコー信号（NMR 信号）の計測方法が多数存在する。この中で高周波磁場パルスの照射後に、読み出し方向であるリードアウト傾斜磁場を繰り返し反転させることにより複数のエコー信号を計測する超高速撮像法がある。例えば、シングルショット EPI（Echo Planar Imaging）法、マルチショット EPI 法、グラジエントアンドスピンエコーイメージング（Gradient and
20 Spin Echo Imaging）法等がある。

しかし、このような撮像法では、静磁場の不均一性のほか、読み出し方向傾斜磁場の極性を高速に反転させることによる渦電流や、読み出し方向傾斜磁場の不完全性等により、計測したエコー信号に位相誤差が生じる。計測したエコー信号のうち、奇数番目に計測したエコー信号（以下「奇数エコー」という）と偶数番目に計測したエコー信号（以下「偶数エコー」という）とは、読み出し方向傾斜磁場の極性が交互に反転するので、計測空間であるいわゆる k 空間でのエコー
25 信号収集軌跡が逆になり、位相誤差の極性も読み出し方向に反転する。

このように偶数エコーと奇数エコーとで位相差が生じると、画像再構成を行っ

た画像には、 $N/2$ ゴーストと呼ばれるアーチファクト（以下「 $N/2$ アーチファクト」という）が生ずる。各エコー信号中に含まれる位相誤差は、主に実画像上における読み出し方向の位相傾斜となることを利用して、 $N/2$ アーチファクトを信号処理によって除去する方法が提案されている。この方法は、予め補正用のデータを取得し、この補正用データで画像形成のための本計測におけるエコー信号を補正するものである。

この補正手段として、例えば補正用データとして一組の偶数エコーと奇数エコーを取得し、これらエコー信号をフーリエ変換した後に、エコー信号間の位相差を求め、本計測データを補正する方法が特開昭 8-215174 号公報等に開示されている。また、本計測に先だて、位相エンコード傾斜磁場を加えない状態で補正用のデータを取得しておき、この補正用データ及び本計測データをそれぞれ読み出し方向に 1 次元フーリエ変換し、本計測データから補正用データの位相を減算する方法が特開平 5-68674 号公報等に記載されており、さらに、読み出し方向傾斜磁場の極性を反転した 2 回の計測により得られたデータにより偶数エコーと奇数エコーの位相差を算出し、本計測データの偶数エコーと奇数エコーの位相誤差を補正する方法がある（“Single-Shot and Segmented EPI Ghost Artifacts Removal with Two-Dimensional Phase Correct” ; Nan-kuei Chen, Alice M. Wyrwicz; Proceeding of International Society for Magnetic Resonance in Medicin, 8, 1713(2000)）。

上記の従来補正方法のように、実画像上において読み出し方向の位相傾斜を補正することは、 k 空間上において読み出し方向の全ピクセルに対し同一の位相補正量を与えることとなる。このため、読み出し方向傾斜磁場の渦電流や不完全性等により各エコー信号のサンプリング中に線形もしくは非線型の位相誤差が生じている場合には、同一の補正量では解消できず、 $N/2$ アーチファクトが生じることとなり、画像再構成においてアーチファクトの発生を抑えることができない。

発明の開示

被検体に高周波磁場パルスを照射した後、位相エンコードを付与しながら、かつ読み出し方向傾斜磁場の極性を反転しながら繰り返し印加して複数のエコー信

号を取得する第1のシーケンスと、被検体に高周波磁場パルスを照射した後、位相エンコードを付与しながら、かつ読み出し方向傾斜磁場の極性を第1のシーケンスの同一位相エンコード量における読み出し方向傾斜磁場の極性と逆にして反転しながら繰り返し印加して複数のエコー信号を取得する第2のシーケンスとを
5 実行し、信号処理手段は第1のシーケンスと第2のシーケンスにより得られた同一位相エンコード量を有するエコー信号同士を複素加算して画像再構成する。

本発明は、各エコー信号のサンプリング中に線形もしくは非線型の位相誤差が生じている場合に発生するアーチファクトの発生を抑えることを目的とする。

10 図面の簡単な説明

図1は、本発明に係る第1の実施形態の信号処理の手順の第1例を示す図である。図2は、本発明に係る一実施形態の磁気共鳴撮像装置の全体構成を示すブロック図である。図3は、本発明に係る第1の実施形態の本計測撮像シーケンスを示す図である。図4は、本発明に係る第1の実施形態のリファレンス計測撮像シーケンスを示す図である。図5は、本発明に係る第1の実施形態の信号処理の手順の第2例を示す図である。図6は、本発明に係る第1の実施形態の信号処理の手順の第3例を示す図である。図7は、本発明に係る第2の実施形態の信号処理の手順を示す図である。図8は、本発明に係る第3の実施形態の本計測撮像シーケンスを示す図である。図9は、本発明に係る第3の実施形態のリファレンス計測撮像シーケンスを示す図である。図10は、 $N/2$ アーチファクトの出現を示した図である。図11は、EPIパルスシーケンスで計測されるエコー信号の k 空間における収集軌跡を示した図である。
15
20

発明を実施するための最良の形態

25 以下、本発明の実施形態を図面を用いて説明する。図1は第1の実施形態の信号処理の手順を示す図、図2は磁気共鳴撮像装置の全体構成を示すブロック図、図3は第1の実施形態の本計測の撮像シーケンスを示す図、図4は第1の実施形態のリファレンス計測の撮像シーケンスを示す図である。

図2に示すように、磁気共鳴撮像装置は、静磁場発生回路1、傾斜磁場発生系2、

送信系 3、受信系 4、信号処理系 5、シーケンサ 6、及び中央処理装置 (CPU) 7、操作部 8 を備えて構成される。静磁場発生回路 1 は、被検体 9 が置かれる空間に均一な静磁場を発生させるものである。その静磁場の方向は、通常、被検体 9 の体軸方向又は体軸に直交する方向である。また、静磁場発生回路 1 は、永久磁石方式または常電導方式あるいは超電導方式を用いて形成されている。傾斜磁場発生系 2 は、直交 3 軸 (X、Y、Z) 方向の傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル 10 と、その傾斜磁場コイル 10 の駆動電流を供給する傾斜磁場電源 11 を有して構成されている。傾斜磁場電源 11 は、シーケンサ 6 の命令に従って直交 3 軸 (X、Y、Z) 方向の傾斜磁場 G_s 、 G_p 、 G_r を被検体 9 に印加するようになっており、傾斜磁場の与え方によって断層像のスライス面を設定することができる。シーケンサ 6 は CPU7 の制御により動作し、パルスシーケンスと称される撮像シーケンスに従って、傾斜磁場発生系 2、送信系 3、受信系 4 等に命令を送り、断層像を撮像するのに必要な制御を実行するものである。

送信系 3 は、高周波磁場パルスにより被検体 9 の生体組織を構成する原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場パルスを照射するもので、高周波発振器 12、変調器 13、高周波増幅器 14 及び高周波照射コイル 15 を有して構成されている。そして、送信系 3 は、シーケンサ 6 の命令に従って、高周波発振器 12 から出力される高周波磁場パルスを変調器 13 で振幅変調し、さらに高周波増幅器 14 で増幅した後、高周波照射コイル 15 に供給して高周波磁場パルス (RF パルス) を被検体 9 に照射するようになっている。

受信系 4 は、被検体 9 の生体組織の原子核の核磁気共鳴により放出されるエコー信号などの磁気共鳴信号を検出するもので、受信側の高周波受信コイル 16、増幅器 17、直交位相検波器 18 及び A/D 変換器 19 を有して構成される。高周波受信コイル 16 により受波された磁気共鳴信号は増幅器 17 で増幅され、直交位相検波器 18 で検波された後、A/D 変換器 19 でデジタル信号の計測データに変換される。なお、シーケンサ 6 の制御によるタイミングで直交位相検波器 18 により位相を 90° ずらしてサンプリングされた二系列の計測データは、信号処理系 5 に送られる。

信号処理系 5 は、CPU7、ROM20、RAM21、光磁気ディスク 22、CRT などのディス

プレイ 23 及び磁気ディスク 24 を有して構成される。CPU7 は、入力される計測データをフーリエ変換処理、補正係数計算を含む画像再構成処理を行い、任意断面の信号強度分布あるいは所定の処理をした画像を作成して、ディスプレイ 23 に断層像として表示するようになっている。ROM20 は、経時的な画像解析処理及び計測を行なうプログラムや、その実行に用いる不変のパラメータなどを記憶する。

5 RAM21 は、前計測で用いた計測パラメータや、受信系 4 で検出したエコー信号、及び関心領域設定に用いる画像を一時保管すると共に、その関心領域を設定するためのパラメータなどを記憶する。光磁気ディスク 22 及び磁気ディスク 24 は、CPU7 により再構成された画像のデータを記録する。ディスプレイ 23 は、光磁気

10 ディスク 22 及び磁気ディスク 24 に格納されている画像データを映像化して断層像として表示する。

操作部 8 は、信号処理系で実行する処理の制御情報を入力するものであり、例えば、トラックボール又はマウス 25 やキーボード 26 を備えて構成される。

図 1 を参照して、このように構成される磁気共鳴撮像装置に本発明を用いたデータの処理及び画像再構成の第 1 例の詳細を説明する。図 3 で示すパルスシーケンスと称される撮像シーケンスを実行し、本計測エコー信号を得る (S1)。図 4

15 で示す撮像シーケンスを実行し、リファレンス計測エコー信号を得る (S6)。図 3 と図 4 の撮像シーケンスは、エコープラナーイメージング (EPI) 法と呼ばれるパルスシーケンスを用いている。図 3 及び図 4 とも、上から順に高周波磁場パルス RF, スライス選択傾斜磁場 G_s , 位相エンコード傾斜磁場 G_p , 読み出し方向 (リードアウト) 傾斜磁場 G_f , サンプリングウインド A/D , 磁気共鳴信号であるエコー信号 echo をそれぞれ示し、縦軸はそれらの強度を、横軸は時間を示している。このパルスシーケンスを 1 回または複数回繰り返すことにより、画像再構成に必要な計測データが k 空間に収集される。

25 次に、図 3 と図 4 のシーケンスの内容を詳細に説明する。図 3 では、高周波磁場パルス 31 を照射すると共に、スライス選択傾斜磁場パルス 33 を印加することにより、被検体の所望の部位を励起する。これにより被検体中の例えばプロトンが励起され、位相エンコードのオフセットを与える G_p パルス 35 と読み出し方向のオフセットを与える G_f パルス 39 を印加し、そして、極性を反転させた G_f パル

ス 41a を印加することによりエコー信号 49a が得られる。その後、Gp パルス 37 を離散的に印加しながら極性の反転を繰り返す Gf パルス 41b、41c と引き続き印加して、第 2、第 3 とさらに続くエコー信号 49b、49c 等が得られる。Gp パルスを離散的に印加するとは、位相エンコード量を変えてエコー信号を取得することで、
5 k 空間の位相エンコード数に対応した画像情報を得るためである。また、Gf パルスの極性を反転しながら繰り返し印加するのは、1 回の高周波磁場パルス 31 で、複数のエコー（グラジエントエコー）信号を得るためである。図 3 と図 4 のパルスシーケンスの違いは、Gf パルスの極性が相互で異なることで、すなわち、同一位相エンコード量のときに、図 3 の Gf パルスと図 4 の Gf パルスは、極性が反対
10 となっている点である。例えば、図 3 の Gf パルス 39 と図 4 の Gf パルス 43、図 3 の Gf パルス 41a と図 4 の Gf パルス 45a、図 3 の Gf パルス 41b と図 4 の Gf パルス 45b は、相互に極性が逆になっている。その他の点は、図 3 及び図 4 と同じである。

図 1 の S1 の本計測エコー信号 $h(n, m, t)$ と S6 のリファレンス計測エコー信号 $r(n, m, t)$ を、それぞれ読み出し方向にフーリエ変換して、本計測データ $h(n, m, x)$ とリファレンス計測データ $r(n, m, x)$ を得る (S2, S7)。ここで、
15 m はエコー番号、 t は時間、 n はパルスシーケンスの繰り返し番号、 x は読み出し方向の位置である。次に、上記の本計測データ $h(n, m, x)$ とリファレンス計測データ $r(n, m, x)$ に含まれる実画像中における読み出し方向の位相傾斜となる
20 ような位相誤差成分を補正し (S4, S9)、位相補正後の本計測データ $h'(n, m, x)$ とリファレンス計測データ $r'(n, m, x)$ を得る (S5, S10)。この補正 (S4, S9) は、従来技術の補正で、本実施形態だけでは補正することが困難である静磁場の不均一等による位相誤差の補正のために同一の位相補正量を与えるものであるが、
25 本実施形態では、必ずしも位相補正を用いて補正をしなくてはならないということではない。

この従来技術の補正方法は、例えば本計測に先だって、位相エンコード傾斜磁場を加えない状態で補正用のデータを取得しておき、この補正用データ及び本計測データをそれぞれ読み出し方向に 1 次元フーリエ変換し、本計測データから補正用データの位相を減算する方法（特開平 5-68674 号公報）や、読み出し方向傾

斜磁場の極性が異なる 2 回の計測により得られたそれぞれのデータのうち、偶数エコーのみを使用して作成した 2 枚の画像の位相差を、本計測データの偶数エコーのみを使用して作成した画像の位相に適用することにより、本計測データの偶数エコーと奇数エコーの位相差を補正する方法 (“Single-Shot and Segmented EPI Ghost Artifacts Removal with Two-Dimensional Phase Correct”

; Nan-kuei Chen, Alice M. Wyrwicz; Proceedings of International Society for Magnetic Resonance in Medicin, 8, 1713(2000)) などがある。

次に、位相補正後の本計測データ $h'(n, m, x)$ とリファレンス計測データ $r'(n, m, x)$ を下記に示す式 (1) と (2) により複素加算を行う (S11)。

$$\text{re}[S(n, m, x)] = \text{re}[h'(n, m, x)] + \text{re}[r'(n, m, x)] \quad (1)$$

$$\text{im}[S(n, m, x)] = \text{im}[h'(n, m, x)] + \text{im}[r'(n, m, x)] \quad (2)$$

各エコー信号のサンプリング中に生じるエコー信号のサンプリング中に線形もしくは非線形の位相誤差があっても、同一の位相エンコード量で読み取り傾斜磁場パルスの極性を逆にして得た本計測データとリファレンス計測データを複素加算することで、位相誤差は打ち消し合うことができる。そして、複素加算で算出されたデータ $S(n, m, x)$ を位相エンコード方向にフーリエ変換し (S13)、 $N/2$ アーチファクトのない画像 $I(x, y)$ を作成する (S14) ことができる。ここで、 y は位相エンコード方向の位置である。

なお、本発明を用いたデータの処理及び画像再構成の第 2 例として、図 5 に示すように上記複素加算は、位相補正後の本計測データ $h'(n, m, x)$ とリファレンス計測データ $r'(n, m, x)$ をそれぞれ位相エンコード方向にフーリエ変換した後に実行してもよい。また、第 3 例として、図 6 に示すように補正 (S4、S9) を省略して、読み出し方向フーリエ変換 (S2、S7) 後の本計測データ $h(n, m, x)$ とリファレンス計測データ $r(n, m, x)$ を複素加算してもよい。なお、位相補正 (S4、S9) は、本実施形態だけでは補正することが困難である静磁場の不均一等による位相誤差の補正に関するもので、この位相補正をすることで、画像がより鮮明になる。

次に図 5 を参照して、磁気共鳴撮像装置に本発明を用いたデータの処理及び画像再構成の第 2 例の詳細を説明する。

図 3 に示すパルスシーケンスと称される撮像シーケンスを実行し、本計測エコー信号を得る (S15)。図 4 で示す撮像シーケンスを実行し、リファレンス計測エコー信号を得る (S21)。本計測エコー信号 $h(n, m, t)$ とリファレンス計測エコー信号 $r(n, m, t)$ を、それぞれ読み出し方向にフーリエ変換して、本計測データ $h(n, m, x)$ とリファレンス計測データ $r(n, m, x)$ を得る (S16, S22)。次に、上記の本計測データ $h(n, m, x)$ とリファレンス計測データ $r(n, m, x)$ に含まれる実画像中における読み出し方向の位相傾斜となるような位相誤差成分を補正し (S18, S24)、位相補正後の本計測データ $h'(n, m, x)$ とリファレンス計測データ $r'(n, m, x)$ を得る (S19, S25)。本計測データとリファレンス計測データをそれぞれ位相エンコード方向にフーリエ変換 (S20, S26) し、前記第 1 例と同様に、複素加算 (S27) することで、位相誤差は打ち消し合い、 $N/2$ アーチファクトのない画像 $I(x, y)$ を作成することができる (S28)。

次に図 6 を参照して、磁気共鳴撮像装置に本発明を用いたデータの処理及び画像再構成の第 3 例の詳細を説明する。

図 3 で示すパルスシーケンスと称される撮像シーケンスを実行し、本計測エコー信号を得る (S29)。図 4 で示す撮像シーケンスを実行し、リファレンス計測エコー信号を得る (S32)。本計測エコー信号 $h(n, m, t)$ とリファレンス計測エコー信号 $r(n, m, t)$ を、それぞれ読み出し方向にフーリエ変換して、本計測データ $h(n, m, x)$ とリファレンス計測データ $r(n, m, x)$ を得る (S30, S33)。

次に、位相補正後の本計測データ $h(n, m, x)$ とリファレンス計測データ $r(n, m, x)$ を下記に示す式 (3) と (4) により複素加算を行う (S35)。

$$\text{re}[S(n, m, x)] = \text{re}[h(n, m, x)] + \text{re}[r(n, m, x)] \quad (3)$$

$$\text{im}[S(n, m, x)] = \text{im}[h(n, m, x)] + \text{im}[r(n, m, x)] \quad (4)$$

各エコー信号のサンプリング中に生じるエコー信号のサンプリング中に線形もしくは非線形の位相誤差があっても、同一の位相エンコード量で読み取り傾斜磁

場パルスの極性を逆にして得た本計測データとリファレンス計測データを複素加算することで、位相誤差は打ち消し合うことができる。複素加算より得られたデータをそれぞれ位相エンコード方向にフーリエ変換し (S37)、 $N/2$ アーチファクトのない画像 $I(x, y)$ を作成することができる (S38)。

- 5 図 10 は、 $N/2$ アーチファクトの出現を示した図で、画像領域 101 に、アーチファクト領域 103 が出現している状態を示している。図 11 は、EPI パルスシーケンスで計測されるエコー信号の k 空間における収集軌跡を示した図である。読み出し方向傾斜磁場の極性が交互に反転するため、奇数エコー信号 201、203、205、207 と偶数エコー信号 202、204、206 とでは、エコー信号収集軌跡が逆になる。
- 10 そして、傾斜磁場の極性を高速に反転させることによる渦電流や磁場の不完全性等により、偶数エコー信号 202、204、206 と奇数エコー信号 201、203、205、207 とで位相差が生じ、画像再構成すると $N/2$ アーチファクトが現れる。この偶数エコー信号と奇数エコー信号の位相差を、上記 S11 の複素加算により打ち消して $N/2$ アーチファクトの出現を抑えた画像再構成、表示を行うことができる。

- 15 従来の補正方法のように予め本計測との位相差の補正用データを取得しておき、その補正用データに基づいて位相補正をするのでは、補正データ取得時と計測時との時間間隔があるため、その時間間隔に伴い一時的な静磁場不均一等による影響を受けてしまう。そこで、本発明では隣り合うスキンの計測データを複素加算するのでデータ取得の時間間隔がなく、一時的に静磁場不均一等による影響を受けても、その影響が画像上に残らない。

- 次に、本発明の第 2 の実施形態である連続撮像における計測（以下「ダイナミック計測」という）のデータ処理について図 7 を用いて説明する。図 7 は、ダイナミック計測における信号処理の手順の概略を示す図である。Scan A61、Scan B63、Scan A65 及び Scan B67 は、それぞれ 1 枚の画像再構成のパルスシーケンス
- 25 を実行するもので、読み出し方向傾斜磁場の極性の順序を交互に変えているものである。Scan A61 の計測データ 69 を位相補正 77 したデータと Scan B63 の計測データ 71 を位相補正したデータ 79 とを複素加算し、画像 $I1(x, y)$ 91 を得る。次に、Scan B63 の計測データを位相補正したデータ 79 と Scan A65 の計測データを位相補正したデータ 81 を複素加算して画像 $I2(x, y)$ 93 を得る。同様にして、

位相補正したデータ 81 と 83 を複素加算して画像 I3 (x, y) 95 を得る。各 Scan は、交互に読み出し方向傾斜磁場の極性の順序をかえているので、隣あう Scan で得られた計測データは、同一位相エンコード量の場合は読み出し方向傾斜磁場の極性が逆になるので、エコー信号のサンプリング中に線形もしくは非線形の位相誤差があっても、複素加算することで、位相誤差は打ち消し合うことができる。

5 その結果、画像画像 I1 (x, y) 91、画像 I2 (x, y) 93 及び画像 I3 (x, y) 95 は、 $N/2$ アーチファクトの出現を抑えることができる。このように連続撮像する場合においても、本発明では隣り合うスキヤンの計測データを複素加算するのでデータ取得の時間間隔がなく、一時的に静磁場不均一等による影響を受けても、その

10 影響が連続撮像の画像上に残らない。

図 7 は、図 1 と同様に読み出し方向フーリエ変換、位相エンコードフーリエ変換をおこなうものであるが、図中では記載を省略している。また、位相補正 77、79、81、83 については、第 1 の実施形態と同様に省略してもよい。

次に、本発明の第 3 の実施形態を図 8 及び図 9 を用いて説明する。図 8 及び図

15 9 は、パルスシーケンス図で、第 1 の実施形態と相違する点はいずれも読み出し方向のオフセットを与える Gf パルス 40、44 の極性が同一であることである。これによって、同一の位相エンコード量であって Gf パルスの極性が逆である 2 種類のエコー信号を計測するために、図 8 のシーケンスでは位相エンコード傾斜磁場パルス 37 の印加タイミングをエコー間隔 Δt だけ時間をずらし、Gf パルス 42 は

20 通常通り極性を反転して繰り返し印可する。この時、図 8 の第 1 のエコー信号 50a は計測しない。図 9 では、図 8 と位相エンコード量が同一でかつ Gf パルスの極性が逆になるように Δt の時間経過後に Gf パルス 48 を印加する。そして、図 8 のエコー信号 50b と図 9 のエコー信号 52b、図 8 のエコー信号 50c と図 9 のエコー信号 52c 等により得られたデータをそれぞれ複素加算して、位相誤差を打ち消し

25 画像再構成する。位相エンコード傾斜磁場パルスの印加タイミングをエコー間隔 Δt だけ時間をずらすことにより、位相エンコード傾斜磁場パルスを印加する自由度を広げ、所望のタイミングでエコー信号を得ることができる。またこの場合も、静磁場不均一等による位相誤差が補正され、より鮮明な画像がえられるから、複素加算の前に、位相補正を行うことが望ましい。

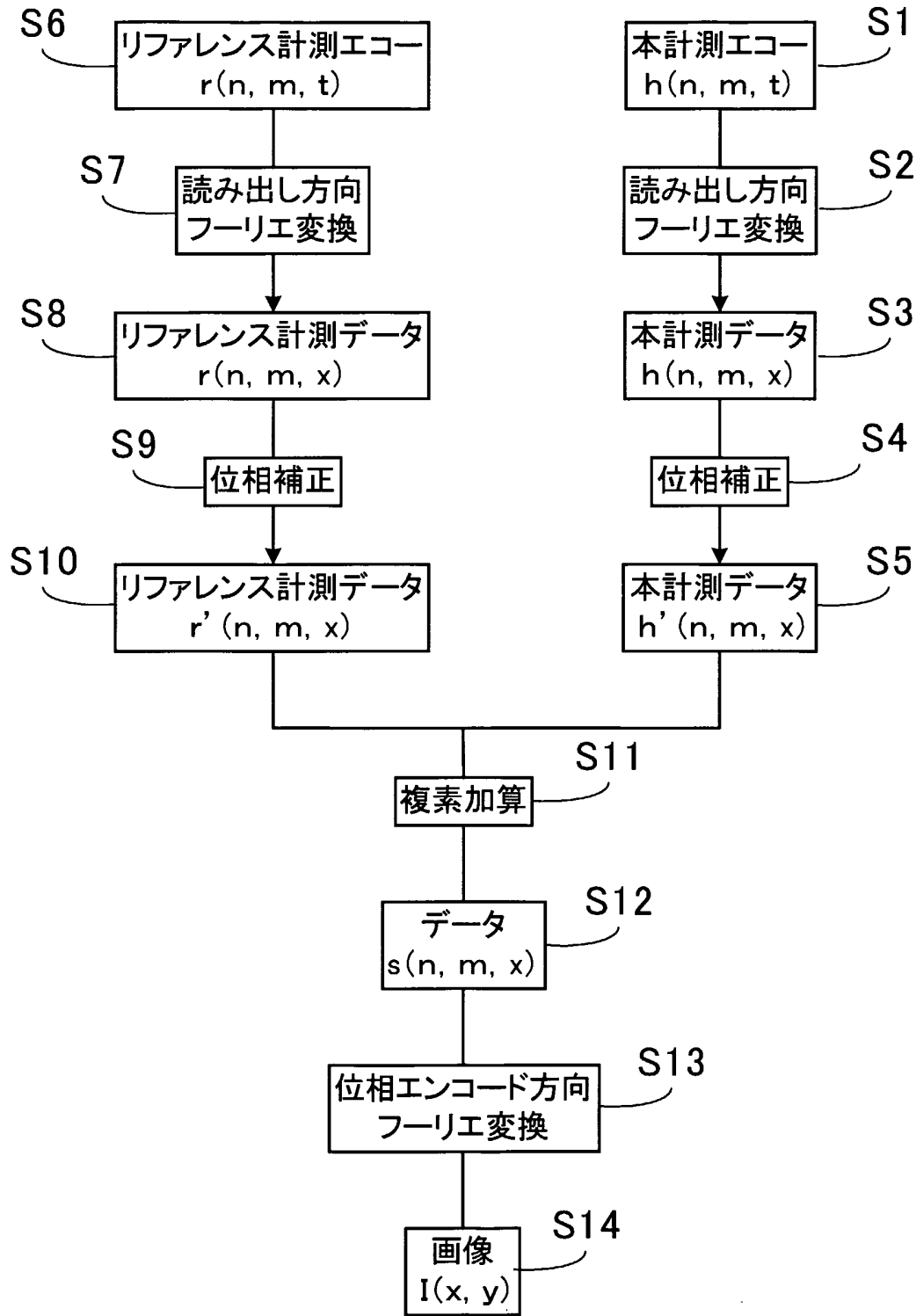
請求の範囲

1. 被検体に静磁場を与える静磁場発生手段と、傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体に電磁波を照射する高周波磁場パルス照射手段と、前記被
5 検体から発生する磁気共鳴信号を受信する受信手段と、前記傾斜磁場発生手段と前記高周波磁場パルス照射手段と前記受信手段とを制御して撮像シーケンスを実行するシーケンサと、前記磁気共鳴信号に基づいて画像再構成する信号処理手段と、前記画像を表示する表示手段とを備え、計測時に位相エンコードを変化させ、読み出し傾斜磁場パルスを正負反転して計測する磁気共鳴撮像装置
10 において、
前記読み出し傾斜磁場パルスを正負反転させるように制御する第1の撮像シーケンスより得られる第1の計測データと、前記第1の撮像シーケンスの前記読み出し傾斜磁場パルスの極性を打ち消すように読み出し傾斜磁場パルスを制御する第2の撮像シーケンスより得られる第2の計測データと、を加算して
15 画像再構成することを特徴とする磁気共鳴撮像装置。
 2. 前記第2の撮像シーケンスは、前記第1の撮像シーケンスの同一位相エンコード量における前記読み出し方向傾斜磁場パルスの極性と逆にして前記第2の読み出し傾斜磁場パルスを反転しながら繰り返し印加することを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴撮像装置。
20
 3. 前記第1の撮像シーケンス及び前記第2の撮像シーケンスは、所望時間に前記位相エンコードを変化させることを特徴とする請求項1及び請求項2記載の磁気共鳴撮像装置。
25
 4. 前記信号処理手段は、読み出し方向フーリエ変換した前記第1の計測データ及び前記第2の計測データを加算することを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴撮像装置。

5. 前記信号処理手段は、前記第1の計測データ及び前記第2の計測データを位相エンコード方向フーリエ変換して加算することを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴撮像装置。
- 5 6. 前記信号処理手段は、前記第1の計測データ及び前記第2の計測データの位相補正をすることを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴撮像装置。
7. 前記第1のシーケンスと前記第2のシーケンスは交互に繰り返して実行し、前記信号処理手段は連続的に画像再構成することを特徴とする請求項1及び
10 請求項2記載の磁気共鳴撮像装置。
8. 第1の計測データ及び第2の計測データは、前記計測データのエコー番号と、パルスシーケンスの繰り返し番号と、読み出し方向の位置情報を含み、前記エコー番号と、前記パルスシーケンスの繰り返し番号と、前記読み出し方向の位置情報に基づいて加算されることを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴撮像装置。
15
9. 前記第1の撮像シーケンス及び前記第2の撮像シーケンスは、前記読み出し傾斜磁場パルスのタイミングに合わせて前記磁気共鳴信号の計測範囲を設定する計測設定手段を備え、前記計測設定手段に基づいて前記第1の計測データ及び前記第2の計測データを得ることを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴撮像装置。
20
10. 前記第1のシーケンスと前記第2のシーケンスは、位相エンコードパルスを離散的に印加し、前記位相エンコードを変化させることを特徴とする請求項1
25 記載の磁気共鳴撮像装置。
11. 被検体に静磁場を与える第1のステップと、前記被検体に電磁波を照射する第2のステップと、前記被検体のスライス範囲を設定するスライス傾斜磁場パ

- ルスを与え、位相エンコードを変化させ、読み出し傾斜磁場パルスの極性を反転するように傾斜磁場を与える第3のステップと、前記第3のステップから第1の計測データを得る第4のステップと、前記第2のステップの前記読み出し傾斜磁場パルスの極性を打ち消すような読み出し傾斜磁場パルスを与える第5のステップと、前記第5のステップから第2の計測データを得る第6のステップと、第1の計測データ及び第2の計測データを加算する第7のステップと、加算されたデータより画像再構成する第8のステップと、前記画像を表示する第9のステップと、からなることを特徴とする磁気共鳴撮像方法。
- 10 12. 第2のステップ～第8のステップを繰り返して画像表示することを特徴とする請求項11記載の磁気共鳴撮像方法。

Fig.1



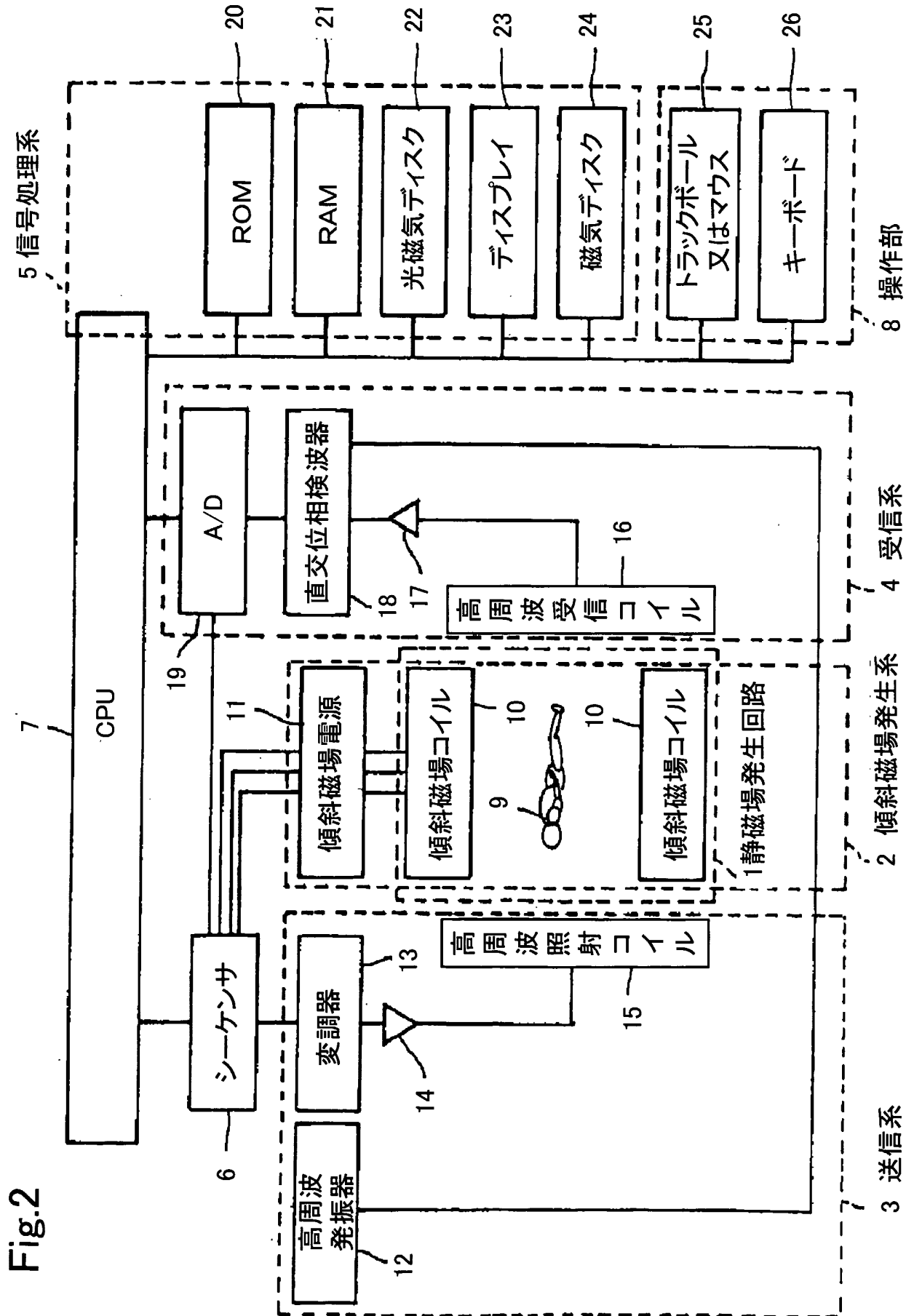


Fig.2

Fig.3

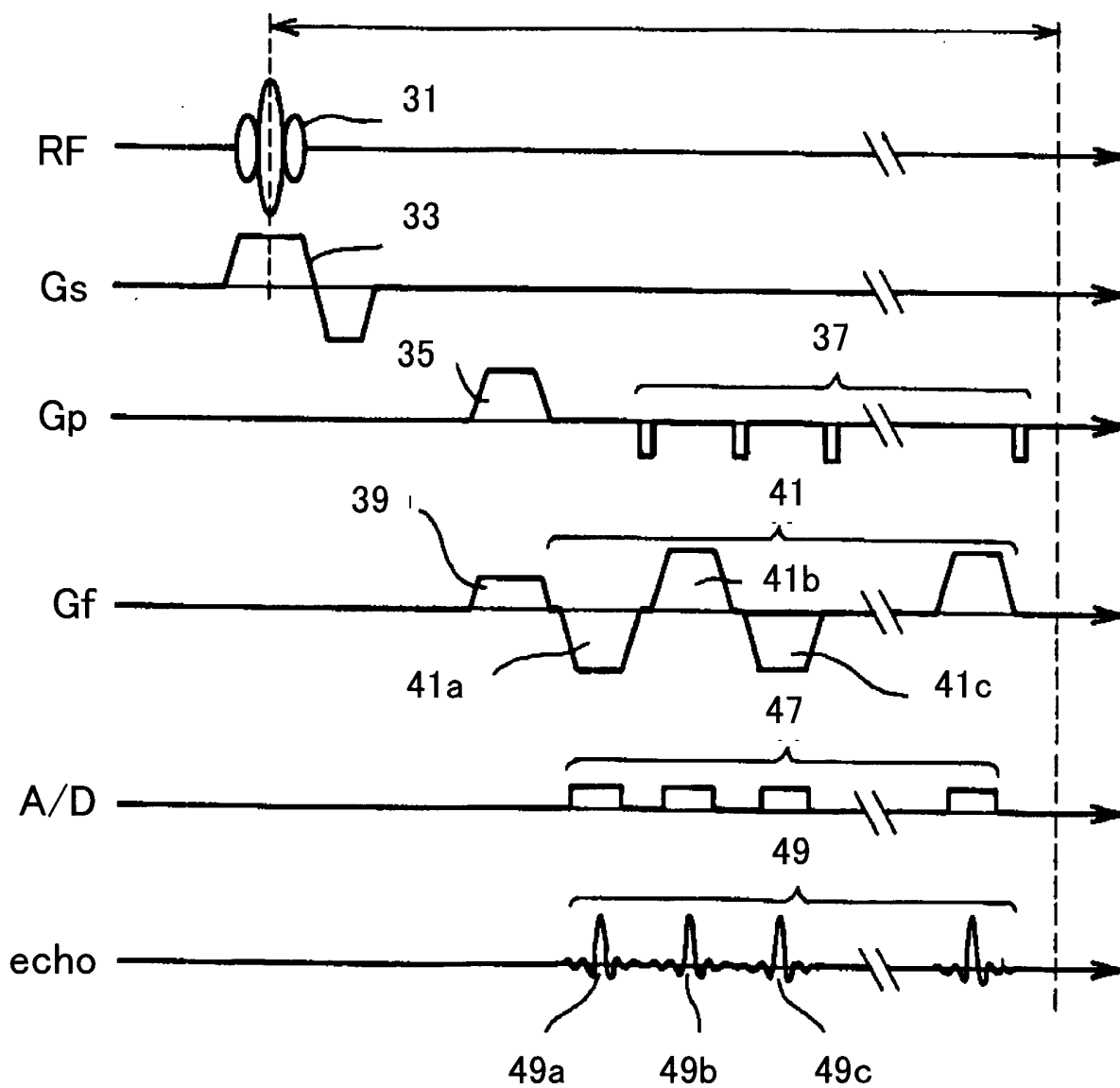


Fig.4

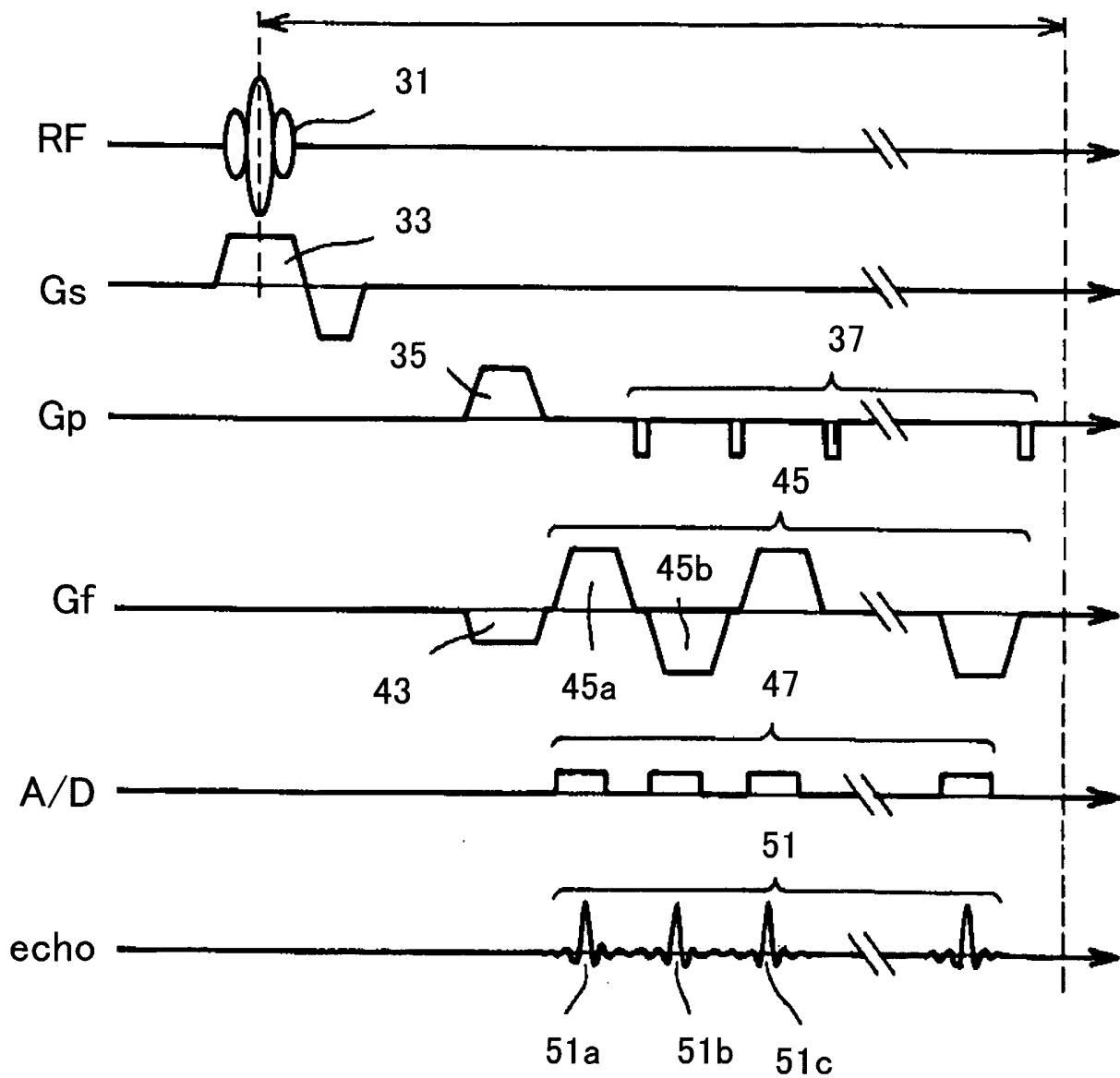


Fig.5

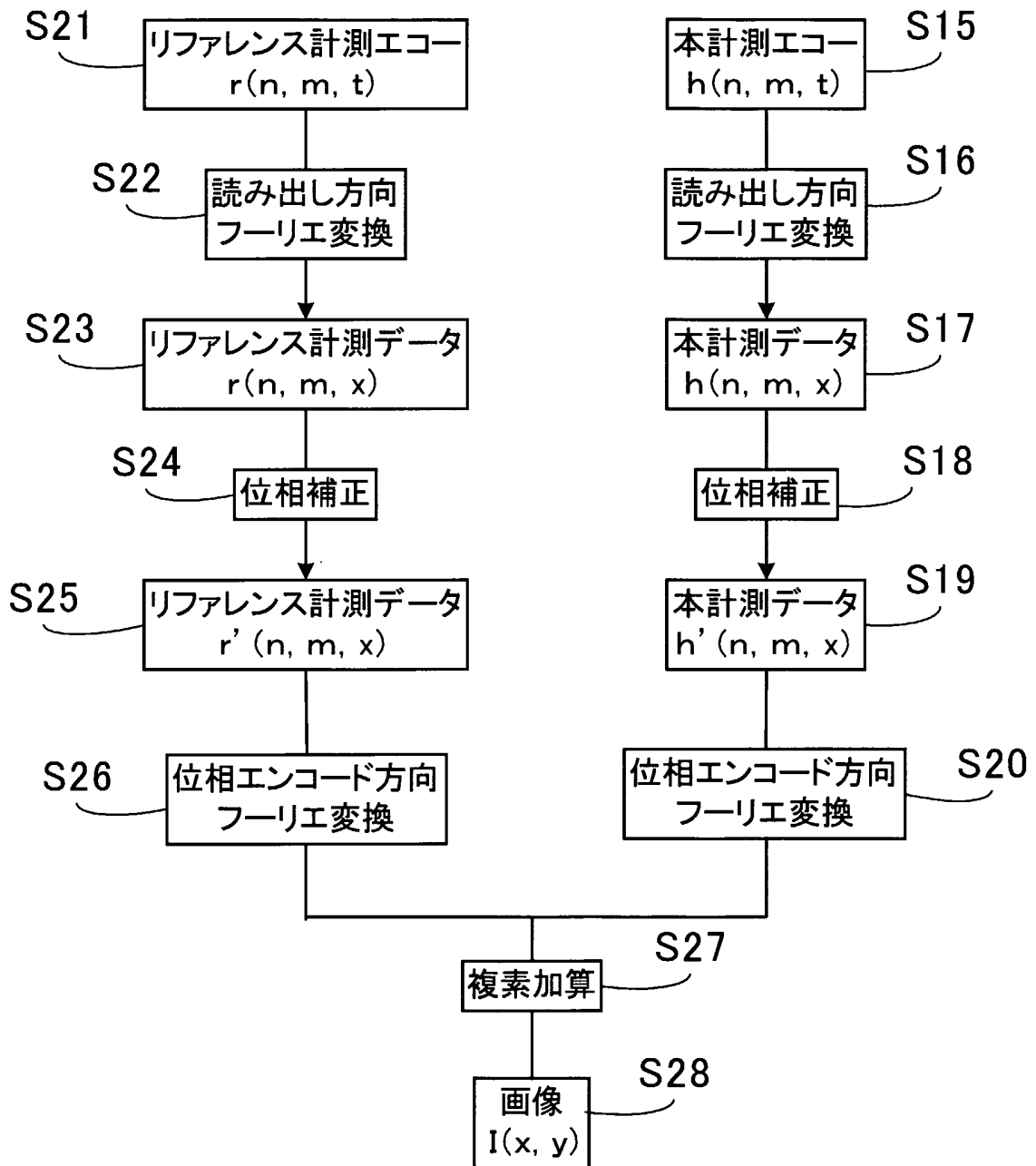


Fig.6

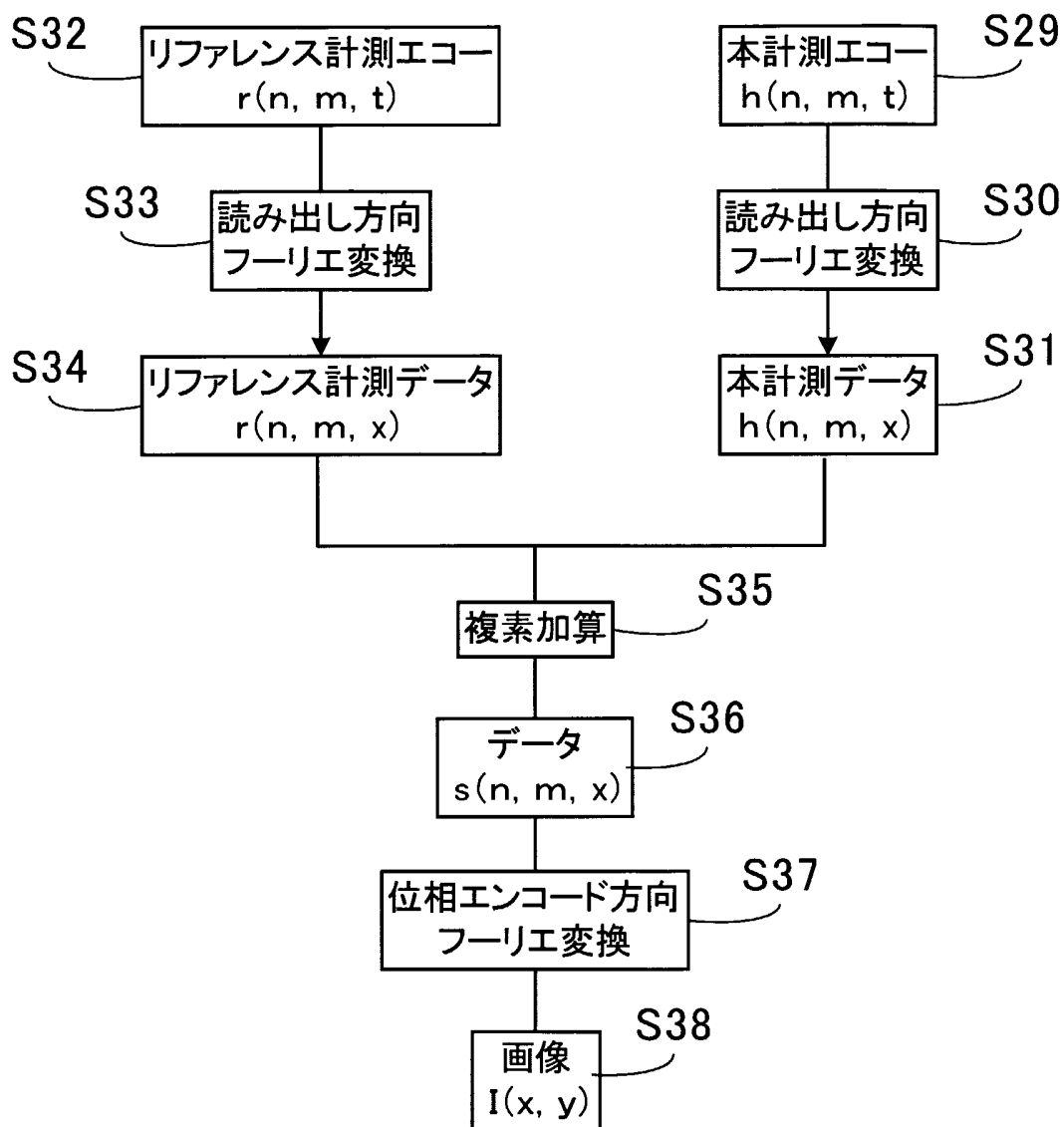


Fig.7

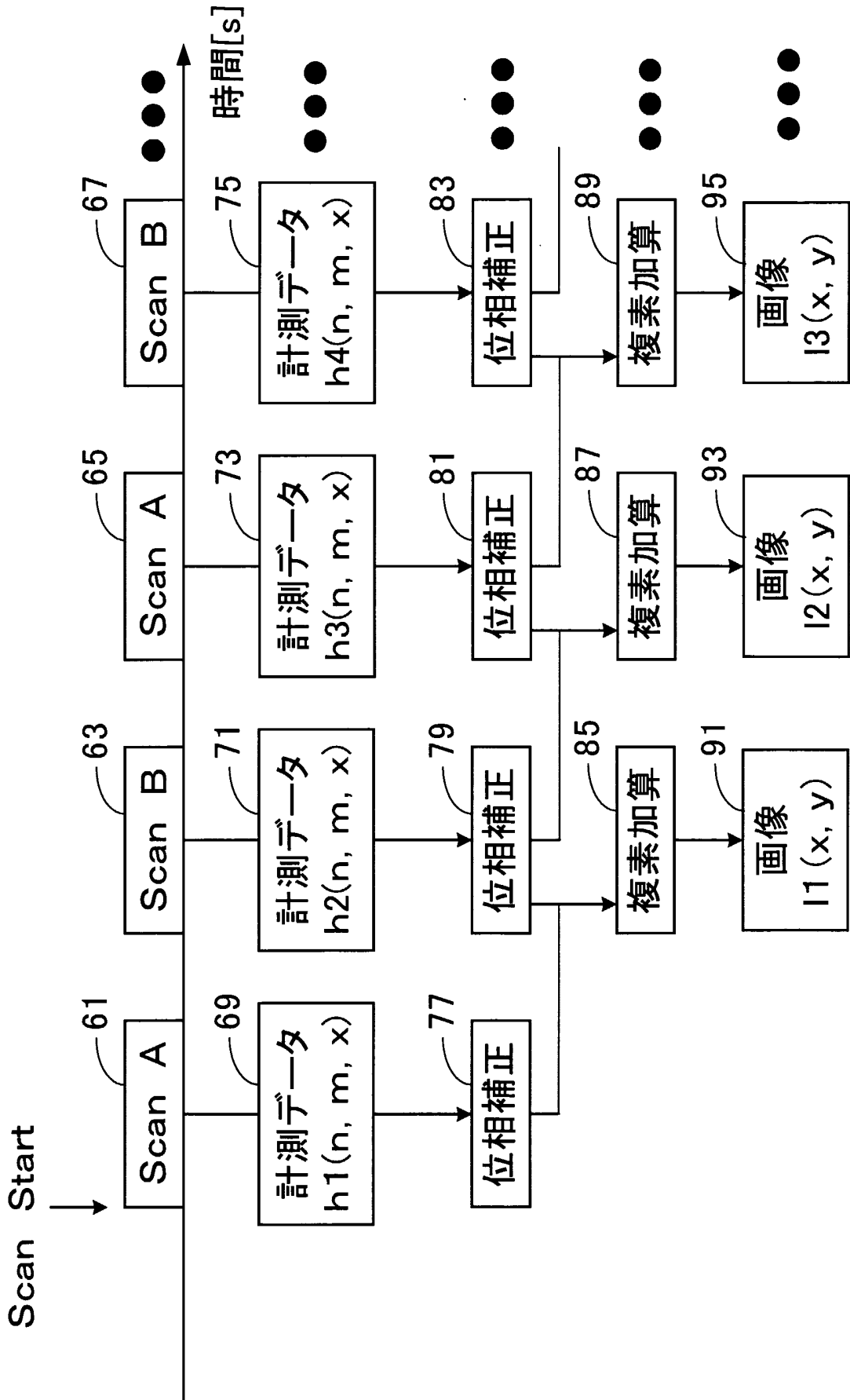


Fig.8

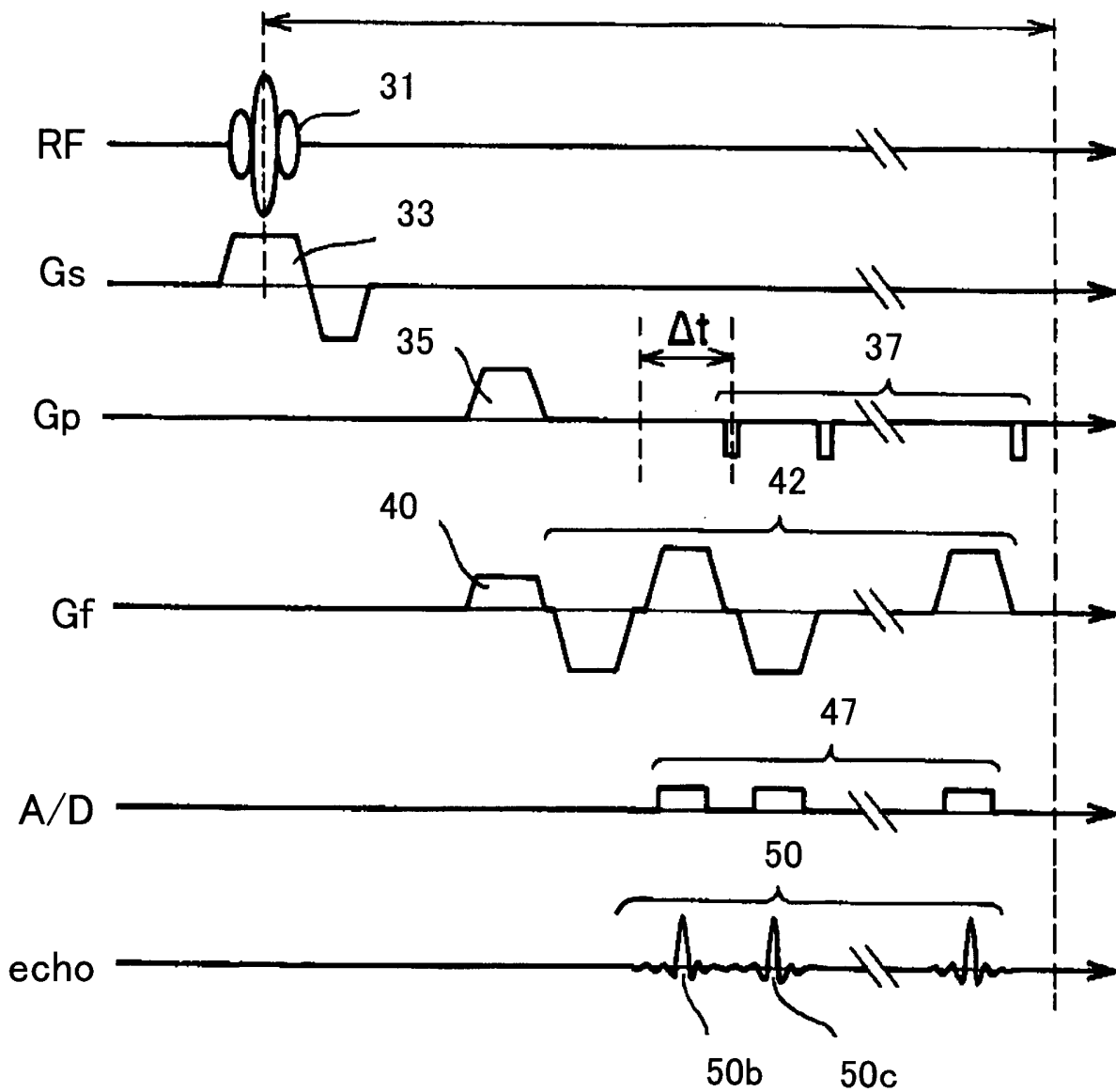
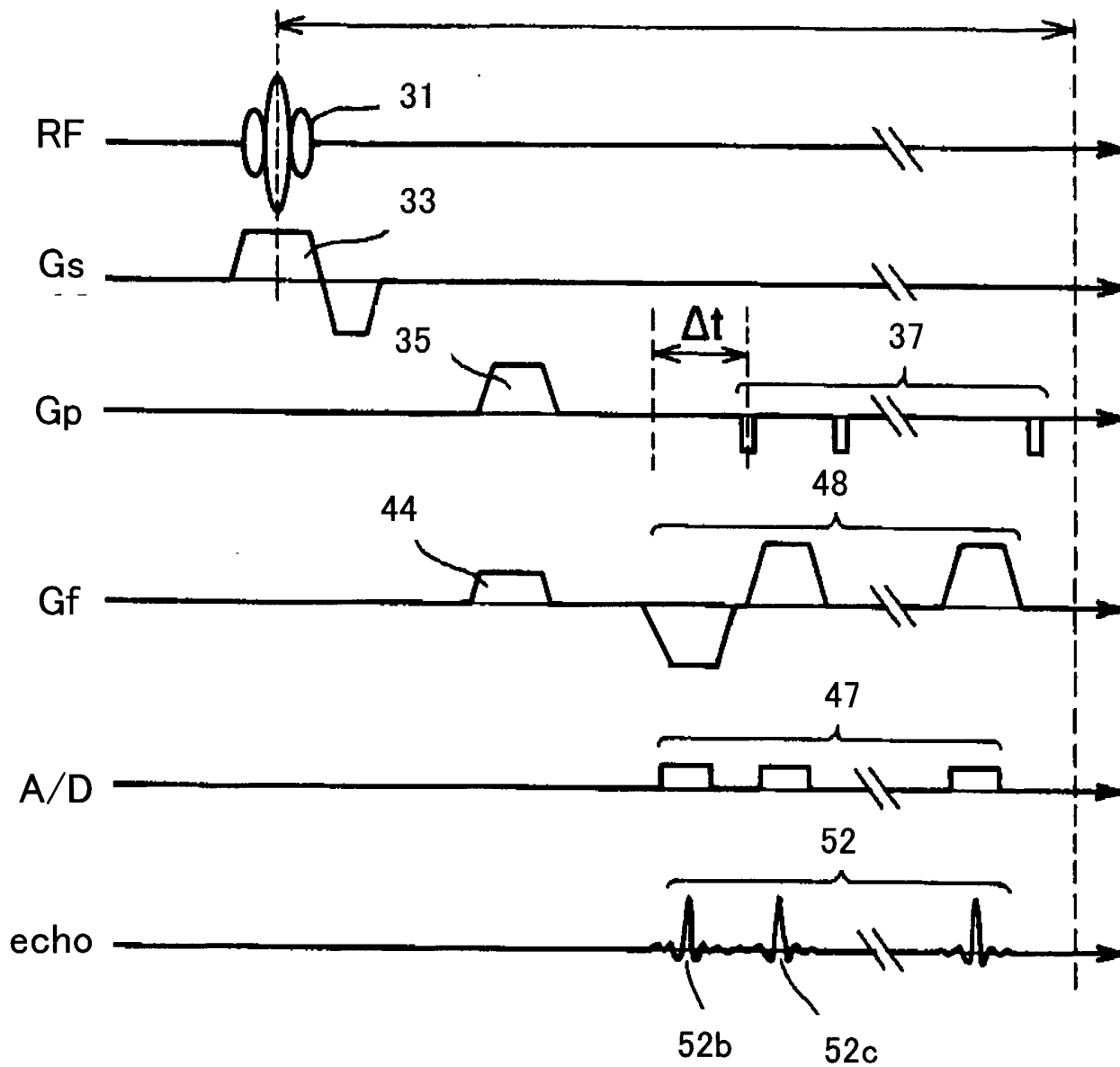


Fig.9



10/10
Fig.10

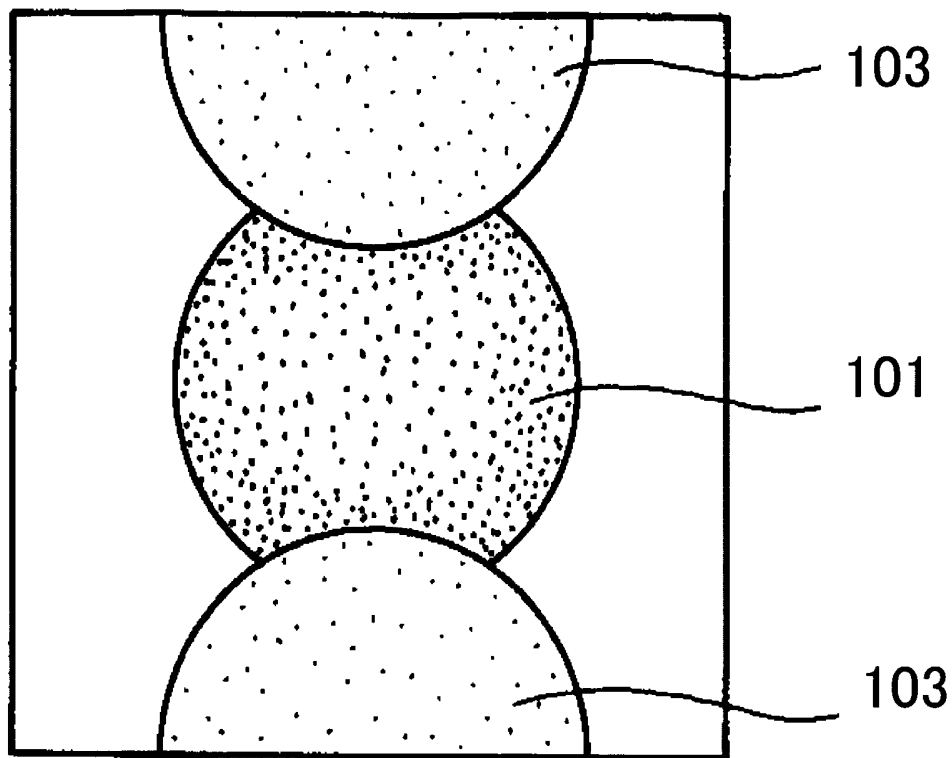
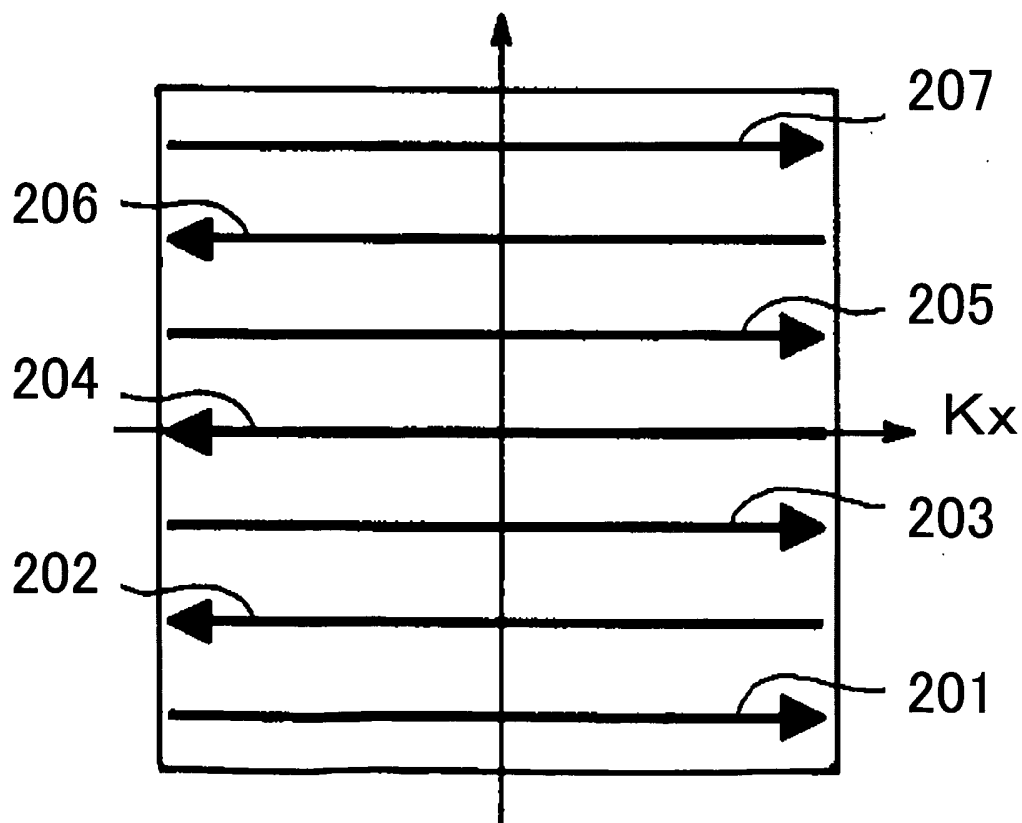


Fig.11
Ky



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP02/10662

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61B5/055, G01R33/54

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl⁷ A61B5/055, G01R33/20

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2003 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 11-290287 A (The Institute of Physical and Chemical Research), 26 October, 1999 (26.10.99), Column 6, lines 20 to 26; lines 37 to 46; Figs. 2, 3 & US 6242914 B1	1-12
A	JP 9-276243 A (Toshiba Corp.), 28 October, 1997 (28.10.97), Column 17, line 24 to column 19, line 36; Figs. 10, 11 & US 5942897 A	1-12
A	JP 11-512957 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 09 November, 1999 (09.11.99), Page 10, line 17 to page 12, line 3; Fig. 2 & WO 98/01765 A1 & US 6172502 B1	1-12

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search
10 January, 2003 (10.01.03)

Date of mailing of the international search report
28 January, 2003 (28.01.03)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/10662

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Vincent J. Schmithorst et al., Simultaneous Correction of Ghost and Geometric Distortion Artifacts in EPI Using a Multiecho Reference Scan, IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, 2001. 06, Vol.20, No.6, pages 535 to 539	1-12

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl ⁷ A61B5/055, G01R33/54		
B. 調査を行った分野		
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl ⁷ A61B5/055, G01R33/20		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの		
日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2003年 日本国登録実用新案公報 1994-2003年 日本国実用新案登録公報 1996-2003年		
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	JP 11-290287 A (理化学研究所) 1999. 10. 26 第6欄第20-26行目, 同欄第37-46行目、図2, 3 & US 6242914 B1	1-12
A	JP 9-276243 A (株式会社東芝) 1997. 10. 28 第17欄第24行目-第19欄第36行目、図10, 11 & US 5942897 A	1-12
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日	10. 01. 03	国際調査報告の発送日
		28.01.03
国際調査機関の名称及びびあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 右高 孝幸 電話番号 03-3581-1101 内線 3290



C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 11-512957 A (コニクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヱイ) 1999. 11. 09 第10頁第17行目～第12頁第3行目、図2 & WO 98/01765 A1 & US 6172502 B1	1-12
A	Vincent J. Schmithorst et al, Simultaneous Correction of Ghost and Geometric Distortion Artifacts in EPI Using a Multiecho Reference Scan, IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, 2001.06, vol. 20, no. 6, pp535-539	1-12