(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第3547552号

(P3547552)

(45)発行日　平成16年7月28日(2004.7.28)　(24)登録日　平成16年4月23日(2004.4.23)

(51)Int.Cl.[7]　F I

A61B 5/055　A61B 5/05　311

G01R 33/48　G01N 24/08　510Y

請求項の数 3　(全 15 頁)

(21)出願番号　特願平8-58755

(22)出願日　平成8年3月15日(1996.3.15)

(65)公開番号　特開平9-248286

(43)公開日　平成9年9月22日(1997.9.22)

審査請求日　平成15年3月4日(2003.3.4)

(73)特許権者　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　板垣　博幸
東京都国分寺市東恋ケ窪１丁目２８０番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者　岡島　健一
東京都国分寺市東恋ケ窪１丁目２８０番地
株式会社日立製作所中央研究所内

審査官　伊藤　幸仙

最終頁に続く

(54)【発明の名称】核磁気共鳴を用いた検査装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

静磁場を発生する静磁場発生手段と、三方向にそれぞれに強度勾配を有する磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、検査対象の核磁化を励起する高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段と、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、前記信号検出手段で検出された信号の演算を行い、前記検査対象における所定の断面の画像を取得する画像取得手段と、前記核磁気共鳴信号検出する所定のパルスシーケンスの実行を制御する制御手段とを有する核磁気共鳴を用いた検査装置において、

前記制御手段は、エコープラナー法パルスシーケンスの実行を制御し、

前記画像取得手段は、（１）前記信号検出手段によって検出されたエコー信号データを計測データとして位相空間（以下、ｋ空間という）へ配置し、（２）前記ｋ空間へ配置された計測データ配列の位相値及び前期ｋ空間へ配置された計測データ配列中の所定の１次元配列データから補正のための基準と成る位相値をフーリエ変換により算出し、（３）前記計測データ配列の位相値を前記基準位相値により補正し、前記検査対象の信号計測中の体動を補正し、（４）補正された計測データ配列に対し前記位相値を求めるフーリエ変換の方向とは異なる方向へフーリエ変換し前記検査対象の体動を除去された画像を得る、ことを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査装置。

【請求項２】

前記１次元配列データとして、前記ｋ空間の座標軸の１つに平行に配列しているデータが選択されることを特徴とする請求項１に記載の核磁気共鳴を用いた検査装置。

【請求項３】
前記１次元配列データは、前記ｋ空間の座標軸の二つの座標軸毎にそれぞれが平行に配列している二つの配列データが選択されることを特徴とする請求項１に記載の核磁気共鳴を用いた検査装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は核磁気共鳴を用いた検査装置、及び検査方法に関し、とくにＭＲＩ装置を用いた脳機能計測（以下、ｆＭＲＩ）におけるデータ処理法に関する。更に詳細にいうと、呼吸や心拍などの生理的要因により生じる脳の位置ずれを、高精度に補正する体動補正法に関する。
【０００２】
【従来の技術】
ｆＭＲＩは、時系列に撮影した画像を使用して、脳の活動を抽出する計測法である。即ち、光や音などの刺激を所定期間被験者に加えつつ、数１０枚から数１００枚の時系列画像を撮影する。その後、刺激と同期して信号強度が増加した領域（以下、活性化領域）を時系列画像から抽出し、刺激印加前後における信号変化を観察する。この信号変化は微小であり、かつ局所的に生じるため、信号変化を高感度に検出する撮影法を用いることが重要になる。また、計測期間中の被験者の体動を考慮する必要がある。ｆＭＲＩでは、刺激印加前のＭＲＩ画像を参照画像とし、刺激印加後の時系列画像から参照画像を減算して活性化状を画像化している。このため、体動は偽像発生の原因となる。以下に、ｆＭＲＩで用いられる１）撮影法、２）体動補正法、の従来技術について説明する。
【０００３】
１）ｆＭＲＩで用いられる撮影法：
ｆＭＲＩで用いられる時系列画像撮影法の一つに、１画像を１００ｍｓ以下で撮影可能なエコープラナー（Ｅｃｈｏ　Ｐｌａｎａｒ　Ｉｍａｇｉｎｇ：以下、ＥＰＩ）がある。ＥＰＩにおける傾斜磁場強度とその印加手順を記したタイムチャート（以下、シーケンス）の一例を、図１１に示す。ＥＰＩでは、高周波磁場ＲＦ１０１の印加により核スピンを励起した後、傾斜磁場Ｇｘ１０６を高速でスイッチングさせるとともに、傾斜磁場Ｇｙ１０４を繰り返し印加し、画像作成に必要な全エコー信号を一度に取得する。なお、それぞれの傾斜磁場の役割から、傾斜磁場Ｇｘは傾斜磁場を信号読みだし傾斜磁場、傾斜磁場Ｇｙは位相エンコード傾斜磁場、傾斜磁場Ｇｚはスライス選択傾斜磁場と呼ばれる。エコー信号の持つ情報には、信号強度、周波数と位相がある。傾斜磁場Ｇｘ、Ｇｙの印加により核スピンが変調され、位置情報が周波数及び位相として付与される。但し、実際には周波数も位相差として検出されている。取得されたエコー信号は、図１２に示すようにｋ空間上に配列される。ここでｋｘはｘ方向の空間角周波数、ｋｙはｙ方向の空間角周波数である。また、図１２中の丸印はＡ／Ｄのサンプリングポイントである。横軸ｋｘのサンプリングポイント間の距離は、１サンプリング時間中に印加される傾斜磁場Ｇｘ１０６の印加量に対応し、ｋｙ軸方向のサンプリングポイント間の距離は、傾斜磁場Ｇｙ１０４の印加量（磁場強度の時間積分値）に対応している。このｋ空間上のデータに２次元のフーリエ変換を施し画像を作成する。この処理を画像再構成と呼ぶ。
【０００４】
ＥＰＩは時間分解能に優れた撮影法であるが、強力な傾斜磁場Ｇｘ１０６の高速なスイッチングにより生じる渦電流によりエコー信号の位相に乱れが生じ、画質を劣化させる欠点もある。この欠点を解決する方法として、エコー信号の位相の乱れを検出するための体動基準データを取得し、本撮影データの位相を補正する方法が、特開平５－６８６７４号公報に提案されている。なお、体動基準データは図１１の傾斜磁場Ｇｙ１０３及び１０４を印加せずに取得される。この補正手順の一例を図１３に示す。まず体動基準データを取得する（処理２１）。体動基準データにｋｘ方向の１次元フーリエ変換を施し（処理２２）、フーリエ変換後のｋｘ方向の位相変化を計算し（処理２３）、計算結果の符号を反転し

補正値として保存する（処理２４）。なお、この処理はｋ空間の全ての行に渡って行う（処理２５）。次に本撮影のデータを取得する（処理２６）。本撮影のデータにｋｘ方向の１次元フーリエ変換を施し（処理２７）、フーリエ変換後のｋｘ方向の位相変化を計算する（処理２８）。この位相の値に、処理２４で計算された補正値を対応する行毎に加え、位相補正を行う（処理２９）。補正後のデータをｋｙ方向に１次元フーリエ変換し（処理３０）、再構成画像を作成する。以上の処理により、エコー信号の位相の乱れが除去され、ＥＰＩ画像の高画質化を達成できる。

【０００５】

２）体動補正法：

ｆＭＲＩで問題となる体動は二つに大別できる。一つは頭部全体の動きである。以下、これを第一の体動とする。第一の体動は、頭部の固定を強固にし、その発生を防止できる。また、例えば特開平５－１５４１３０号公報のように、信号処理により体動を補正する方法も提案されている。この方法では、体動検出用のエコー信号（以下、ナビゲーションエコー）を発生させ、体動の検出と補正値の導出を行っている。もう一つの体動は、呼吸や心臓の拍動で頭蓋内圧が変化することに起因する、脳の動きである。以下、これを第二の体動とする。第二の体動は生理的な要因が原因であるため、その発生を防止できない。従って、信号処理により体動の影響を低減する必要がある。Ｍａｇｎ．　Ｒｅｓｏｎ．　Ｍｅｄ．３１、４９５－５０３（１９９４）は、第二の体動に対してナビゲーションエコーを用いて補正を行った例である。活性化領域における信号ゆらぎの低減として、補正効果が確認されている。

【０００６】

【発明が解決しようとする課題】

従来のナビゲーションエコーを用いた体動補正法は、通常撮影や高速撮影の際に広く用いられているが、ＥＰＩに適用するには問題点がある。以下に、その問題点を示す。通常撮影や高速撮影の場合は図１４（ａ）で示すように、一つのナビゲーションエコーから算出される補正値で一つのエコー信号を補正している。一方、ＥＰＩの場合は、一つのナビゲーションエコーから算出される補正値で全エコー信号を補正することになる（図１４（ｂ））。即ち、従来の補正アルゴリズムが適用できないし、体動の及ぼす影響が各エコー信号で異なる場合は対応できない。また、体動の及ぼす影響が各エコー信号で等しいと仮定して補正を行う場合にも、次のような問題がある。図１１で示したように、ＥＰＩでは１度の核スピンの励起で画像作成に必要な全エコー信号を取得している。

【０００７】

エコー信号の強度Ｍは、ＲＦ印加からの時間ｔ、緩和時間Ｔ、ｔ＝０でのエコー信号の強度Ｍ０を用いて、Ｍ＝Ｍ０・ＥＸＰ｛－ｔ／Ｔ｝と表される。即ち、エコー信号のＳＮ比は時間経過と共に劣化する。画像作成用エコー信号より前にナビゲーションエコーを取得する場合、画像作成用エコー信号の取得開始時間が遅くなり、画質劣化を引き起こす可能性がある。これとは逆に、画像作成用の全エコー信号を取得した後にナビゲーションエコーを取得する場合、体動補正にＳＮ比の低い信号を用いることになり、十分な補正精度を得ることが困難になる。

【０００８】

以上の理由により、ＥＰＩで撮影されたｆＭＲＩの時系列データに対しては体動補正が十分になされておらず、高精度な体動補正法が求められていた。本発明の目的は、ナビゲーションエコーを発生させることなしに、体動補正を高精度に行うことにある。

【０００９】

【課題を解決するための手段】

本発明では、体動の影響を補正するための基準データ（以下、体動基準データ）を使用する。この体動基準データは検査対象の時系列画像の撮影と同一のシーケンスで撮影する。この体動基準データと時系列画像を作成する計測データ（以下、計測データ）との位相差から、体動の影響を補正する補正値を算出する。本発明では、エコー信号毎に補正値を算出でき、高精度の体動補正を実現できる。

【００１０】
以下に、本発明の特徴をより詳細に説明する。本発明は、静磁場を発生する静磁場発生手段と、三方向のそれぞれに強度勾配を有する磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、検査対象の核磁化を励起する高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段と、上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、上記信号検出手段の検出信号の演算を行い、上記検査対象の所定の断面での核磁化の励起、及び上記核磁気共鳴信号を検出するパルスシーケンスを制御する演算制御手段とを有する核磁気共鳴を用いた検査装置において、上記演算制御手段は、
（ａ１）エコープラナー撮影法を行う所定のパルスシーケンスの制御と、
（ｂ１）（１）上記所定のパルスシーケンスで上記検査対象を計測して得るエコー信号データを計測データとして位相空間（以下、ｋ空間という）に配置し、上記ｋ空間の複数の座標点を指定すること、
（２）上記所定のパルスシーケンスで計測した、上記検査対象の体動の影響を補正する基準データを上記ｋ空間に配置し、上記座標点における上記基準データの位相値（以下、基準位相値という）を算出すること、
（３）上記所定のパルスシーケンスで計測した、上記検査対象の計測データを上記ｋ空間に配置し、上記座標点における上記計測データの位相値を算出すること、（４）上記計測データの位相値と上記基準位相値との位相差を用いて、上記検査対象の体動の影響を表す体動補正値を算出することと、及び
（５）上記体動補正値を用いて、上記検査対象の上記ｋ空間における上記計測データの位相差を除去することからなる、上記検査対象の体動補正の影響を除去する演算処理と、を行うことに特徴がある。
【００１１】
また、上記演算制御手段は、
（ａ２）エコープラナー撮影法を行う所定のパルスシーケンスの制御と、
（ｂ２）（１）上記所定のパルスシーケンスで上記検査対象を計測して計測データとして得るエコー信号の発生順序に対応した位相歪の補正値を算出すること、
（２）画像再構成に使用する上記計測データを位相空間（以下、ｋ空間という）に配置し、上記ｋ空間の複数の座標点を指定すること、
（３）上記所定のパルスシーケンスで計測した、上記検査対象の体動の影響を補正する基準データを上記ｋ空間に配置し、上記座標点における上記基準データの位相値（以下、基準位相値という）を算出すること、
（４）上記所定のパルスシーケンスで計測した、上記検査対象の計測データを上記ｋ空間に配置し、上記座標点における上記計測データの位相値を算出すること、（５）上記計測データの位相値と上記基準位相値との位相差を用いて、上記検査対象の体動の影響を表す体動補正値を算出すること、
（６）上記体動補正値を用いて、上記検査対象の上記ｋ空間における上記計測データの位相差を除去することからなる、上記検査対象の体動補正の影響を除去すること、及び
（７）上記検査対象の体動補正の影響を除去された上記計測データを使用して、画像再構成演算を行うことの演算処理と、を行うことに特徴がある。
【００１２】
さらに、上記特徴を有する核磁気共鳴を用いた検査装置において、
（ａ）上記ｋ空間の座標軸の一つと平行に配列していること、
（ｂ）上記座標点は、上記ｋ空間の座標軸から選択された二つ以上の座標軸毎に座標軸と平行に配列していること、
（ｃ）上記座標点は、上記ｋ空間上に設定された直交座標軸の一つと平行に配列していること、
（ｄ）上記座標点は、上記ｋ空間上に設定された直交座標軸から選択された二つ以上の座標軸毎に座標軸と平行に配列していること、
（ｅ）上記検査対象の呼吸と同期をとって、上記基準データを得ること、

（ｆ）上記検査対象が呼吸を止めた状態で、上記基準データを得ること、
（ｇ）上記検査対象の心電波形と同期をとって、上記基準データを得ること、
（ｈ）上記計測データの位相値と上記基準位相値との位相差を、対応する上記座標点毎に計算し、上記座標点毎の位相差と上記ｋ空間における座標値から、上記各座標点における上記体動補正値を導出する演算処理を含むこと、
（ｉ）上記計測データの位相値と上記基準位相値との位相差を、対応する上記座標点毎に計算し、上記位相差と上記座標点の上記ｋ空間における座標軸を変数とする近似直線を作成する演算処理を含むこと、
（ｊ）上記計測データの位相値と上記基準位相値との位相差を、対応する上記座標点毎に計算し、上記位相差と上記座標点の上記ｋ空間における座標軸を変数とする近似直線を作成する演算処理と、上記近似直線と上記ｋ空間における座標値から、上記各座標点における体動補正値を導出する演算処理とを含むこと、
（ｋ）上記（ｉ）、（ｊ）において、上記近似直線を求める演算処理は、最小自乗法を用いること、上記計測データのうち信号強度の高い上記計測データを用いて上記近似直線を最小自乗法を用いて求めるること、
（ｌ）上記（ｉ）、（ｊ）で得た上記近似直線から算出した、あるいは上記（ｋ）の近似直線を用いて、信号強度の高い領域、及び低信号領域ので算出した、上記ｋ空間の上記各座標点における位相差を、上記検査対象の上記ｋ空間における計測データから除去する演算処理を含むこと、あるいは上記計測データの位相値と上記基準位相値との位相差の符号を反転して、体動補正値として用いる演算処理を含むこと、
（ｍ）上記（ｌ）の上記近似直線の傾きを除去して、上記検査対象の上記ｋ空間における計測データから除去する演算処理を含むこと、
（ｎ）上記（ｌ）の上記近似直線の傾きと位相差のオフセット成分を除去し、上記検査対象の上記ｋ空間における計測データから除去する演算処理を含むこと、
（ｏ）渦電流に起因する位相歪の補正値を導出した後に体動補正を行うこと、等にも特徴がある。

【００１３】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施例を図面を参照し詳細に説明する。

【００１４】

本発明が適用されるＭＲＩ装置の構成を図１５に示す。４１は静磁場を発生する磁石、４２は被験者などの撮影対象（検査対象）、４３は撮影対象４２を載せるベッド、４４は高周波磁場を発生させると同時に、撮影対象４２から生じるエコー信号を検出する高周波磁場コイル、４８、４９、５０はそれぞれｘ方向、ｙ方向、ｚ方向の傾斜磁場を発生させるための傾斜磁場発生コイルである。４５、４６、４７はそれぞれ傾斜磁場発生コイル４８、４９、５０に電流を供給するコイル駆動装置である。５５は計測されたデータを処理し、画像再構成を行う計算機、５６は計算機５５の再構成画像を表示するＣＲＴディスプレイである。装置の動作の概要を説明する。撮影対象４２の核磁化を励起する高周波磁場は、シンセサイザ５１により発生させた高周波を、変調装置５２で波形整形、電力増幅し、高周波磁場コイル４４に電流を供給して発生させる。撮影対象４２からのエコー信号は、高周波磁場コイル４４により受信され、増幅器５３で増幅、検波装置５４で検波された後、計算機５５に入力され、メモリ５７に保存される。メモリ５７には、演算処理途中のデータや最終結果が格納される。計算機５５は画像再構成を行い、その結果をＣＲＴディスプレイ５６で表示する。なお、計算機５５は、シンセサイザ５１、傾斜磁場発生コイル４８、４９、５０に電流を供給するコイル駆動装置４５、４６、４７、その他のＭＲＩ装置の各部を制御して、所定のパルスシーケンスの制御を行う。また、計算機５５の代わりに、ＭＲＩ装置のための制御、及び演算処理を行う演算制御処理装置（手段）を使用してもよい。

【００１５】

本発明では、体動基準データと計測データの位相を用いて、体動の検出とその補正を行う

。前述したように、体動基準データは時系列画像の撮影と同一のシーケンスで撮影する。そのため、計測データの１つを体動基準データに割り当てることができるが、呼吸を止めて体動基準データの取得を行うことが望ましい。

【００１６】

まず、体動の検出に使用するデータの指定法を説明する。図２は、体動基準データと計測データのｋ空間の図である。線分ＡＢ上のサンプリングポイントを用いて、体動を検出する。線分ＡＢは、ｋｙ軸と一致または平行であれば、ｋ空間の任意の位置に設定できるが、信号のＳＮ比の点から、信号強度の高い領域に設定したほうが良い。なお、図２のように線分ＡＢをｋｙ軸と平行にした場合、本補正法ではｙ方向の体動が補正される。ｘ方向の体動を補正するには、ｋｘ軸と平行に線分ＣＤ（図示せず）を設け、線分上にあるサンプリングポイントを用いて体動を検出する。同様にして、ｚ方向の体動を補正することも可能である。また、例えばｘ方向の体動補正とｙ方向の体動を組み合わせて、ｘｙ平面内の体動を補正することもできる。この理由については後述する。本発明は、各方向とも同一のアルゴリズムで体動の検出と補正を行うため、以降の説明では、図２で示した線分ＡＢ上のサンプリングポイントを例にとり説明する。

【００１７】

体動の検出法について説明する。まず、本補正法の原理を説明するため、実空間上の点ｐが、ｐ１（ｐｘ，ｐｙ）からｐ２（ｐｘ，ｐｙ＋ｄｐｙ）に移動した場合の位相変化を求める。図１１に示すパルスシーケンスにおいて、傾斜磁場Ｇｘ、Ｇｙの印加により、点ｐ１で生じる位相変調は（数１）に示すθ１で、点ｐ２で生じる位相変調は（数２）に示すθ２で表される。

【００１８】

【数１】

$$\theta 1 = \gamma \int (G1 \cdot px + G2 \cdot py)\, dt \qquad \cdots (数1)$$

【００１９】

【数２】

$$\theta 2 = \gamma \int \{G1 \cdot px + G2 \cdot (py + dpy)\}\, dt \qquad \cdots (数2)$$

但し、γは磁気回転比（定数）、Ｇ１とＧ２は傾斜磁場Ｇｘ及びＧｙの振幅、ｔは時間である。点ｐ１から点ｐ２への移動による点ｐの位相変調の差ｄθは、（数３）となる。

【００２０】

【数３】

$$d\theta = \theta 2 - \theta 1 = \gamma \int (G2 \cdot dpy)\, dt \qquad \cdots (数3)$$

ここで、ｙ方向の傾斜磁場は図１１のように離散的に印加されるため、（数３）は（数４）のように変形できる。

【００２１】

【数４】

$$d\theta = \gamma \cdot G2 \cdot dpy \cdot n \cdot T \qquad \cdots (数4)$$

但し、Ｔは矩形状に印加した磁場１０４の一回当たりの印加時間であり、ｎはエコー信号の番号である。（数４）から、位相差ｄθはエコー信号の発生順序に比例し、その比例定数が移動量を反映していることが分かる。即ち、図２で示したｋｙ軸に平行な線分ＡＢの位相プロファイルの傾きにより、体動の検出ができる。以上、ｙ方向体動について説明したが、次にｘｙ平面内の体動について説明する。（数４）をｋ空間における位相分布を表す式に置き換えると、座標点（０，ｐｋｙ）における体動基準データの位相差θｐｋｙは、（数５）で表される。

【００２２】

【数５】

$$\theta pky = \theta 0 + \alpha y \cdot pky \qquad \cdots (数5)$$

但し、θ０は原点における位相オフセット、αｙはｋｙ方向の位相差の傾きである。同様に、座標点（ｐｋｘ，０）における体動基準データの位相差θｐｋｘは、（数６）で表される。

【００２３】
【数６】
θｐｋｘ＝θ０＋αｘ・ｐｋｘ …（数６）
但し、αｘはｋｘ方向の位相差の傾きである。（数５）と（数６）とから、ｋ空間上の座標点ｐｋ（ｐｋｘ，ｐｋｙ）における体動基準データとの位相差θを計算でき、（数７）で表される。
【００２４】
【数７】
θ＝θ０＋αｘ・ｐｋｘ＋αｙ・ｐｋｙ …（数７）
このようにして、（ｋｘ，ｋｙ）平面の位相差のマップθ（ｋｘ，ｋｙ）が作成される。その結果、ｘｙ平面内の体動を補正できる。
【００２５】
次に実際のデータを用いた具体例を示す。但し、体動はｙ方向のみである。図３は、体動基準データと計測データの位相プロファイルである。但し、信号強度の高い領域のみを抜き出して表示している。グラフ横軸に示す番号はエコー信号の番号であり、番号１が図２のＡ側、番号２５が図２のＢ側である。図３（ａ）は体動基準データの位相プロファイル、図３（ｂ）は体動無しの計測データ（以下、計測データ１）の位相プロファイル、図３（ｃ）は体動有りの計測データ（以下、計測データ２）の位相プロファイルである。体動の検出は、体動基準データと計測データとの位相値の差分から求める。図４は、２つの計測データと体動基準データとの位相差をグラフで表示している。最小自乗法などを用いて直線近似すると、（計測データ１－体動基準データ）のグラフは傾きがほぼ０であるのに対し、（計測データ２－体動基準データ）のグラフは、傾きαを持っていることが分かる。前述したように、このグラフの傾きが位置ずれの大きさを反映している。また、傾きαの除去により体動を補正できる。
【００２６】
体動補正法について説明する。図１に体動補正に関わるデータ処理手順の一例を示す。（処理１）は、図２で一例を既に説明した。（処理２）の体動基準データは、計測データと同一のシーケンスで取得する。従って、計測データから任意の一枚を体動基準データに割り当てても良い。その後、体動基準データの位相値を計算し、その結果である基準位相値を保存する（処理３、処理４）。次に計測データを取得し（処理５）、その位相値を計算する（処理６）。（処理６）で計算した位相値と基準位相値との位相差、即ち、（計測データの位相値－基準位相値）の計算を行い（処理７）、計算結果に最小自乗法を適用し近似直線を算出する（処理８）。（処理８）で算出した近似直線を用い、各ｋｙ座標点での位相差の値を求め（処理９）、その符号を反転した値を補正値として計測データを補正する（処理１０）。図４に示すデータを使用して、傾きαの除去により体動を補正した結果を図５に示す。補正後では、傾きαはほとんど０である。
【００２７】
それぞれの計測データで補正値が異なるため、（処理５）から（処理１０）は計測データ毎に行う必要がある。なお、補正値の導出は、必ずしも最小自乗法を用いずに、（処理７）で求めた位相差の符号を反転して、補正値として用いても良い。また、信号強度の高い領域をのみ用いて近似直線を作成し、その近似直線を用いて低信号領域の補正値を導出できる。
【００２８】
以上の説明はｙ方向の体動補正を行う場合であるが、ｘｙ平面内の体動を補正する場合（即ち、ｘｙの両方向の体動を補正する場合）も、図１６に示すように、このアルゴリズムを拡張して対応できる。先ず、ｋｘ方向の位相プロファイルを求める、計測空間上のデータ点を決定し（処理３１）、図１で説明した（処理１）から（処理５）を実行する。次いで、（処理３１）と（処理１）で決定した各データ点の位相値を求め（処理３２）、この位相値と基準位相値との位相差を計算する（処理３３）。（処理３３）で得たｋｘ方向、及びｋｙ方向の位相差に、それぞれ最小自乗法ををを適用し、近似直線を計算し（処理３４

）、この近似直線を用いて、各ｋｘ座標点での位相差を計算する（処理３５）。（処理３５）で求めたｋｘ方向の位相差の符号を反転した値を補正値とし、計測値の位相を補正する（処理３６）。（処理３４）で得た近似直線を用いて、各ｋｙ座標点での位相差を計算する（処理３７）。（処理３７）で求めたｋｘ方向の位相差の符号を反転した値を補正値とし、計測値の位相を補正する（処理３８）。

【００２９】

或いは、図１７に示すように、（数７）で求めた（ｋｘ，ｋｙ）平面での各座標点での位相差のマップθ（ｋｘ，ｋｙ）を用いて位相差の除去を行うことできる。図１７において、（処理３１）、（処理１）から（処理５）、（処理３２）から（処理３４）の処理は、図１６において説明した処理と同じである。（処理３４）で得た近似直線を用いて、ｋ空間上の各座標点での位相差、即ち、（数７）によるマップθ（ｋｘ，ｋｙ）を計算する（処理３９）。（処理３９）で求めたｋ空間上の各座標点での位相差の符号を反転した値を補正値とし、計測値の位相を補正する（処理４０）。図１６の（処理３８）、図１７の（処理４０）で得られる補正された計測値にｋｘ、ｋｙ両方向の２次元フーリエ変換を施して画像を得る。

【００３０】

以上説明したように、本発明を用いれば、体動があった場合、エコー信号毎に異なる補正値が導出される。ナビゲーションエコーを用いて全エコー信号を一つの値で補正する方法と比較し、高精度に体動を補正できる。

【００３１】

なお、ＥＰＩ画像を作成する場合は、渦電流による位相歪の除去が必須である。本発明の体動補正法と渦電流による位相歪の除去を組み合わせた画像再構成法は、図６のフローチャートに示すように、渦電流に起因する位相歪の補正値を導出する（処理１２）、画像再構成時の体動基準データの処理（処理１３）、及び画像再構成時の計測データの処理（処理１４）からなる。即ち、図１３で説明した（処理２１）から（処理２５）、及び（処理２６）から（処理２９）の処理の後、補正された本撮影データにｋｘ方向の１次元フーリエ逆変換を行い、次いで図１で説明した（処理１）、（処理３）、（処理４）を行う。計測データもこれと同様に、渦電流による位相歪を除去した後に体動補正を行う。即ち、図１３で説明した（処理２６）から（処理２９）の処理の後、補正された本撮影データにｋｙ方向の１次元フーリエ逆変換を行い、次いで図１で説明した（処理６）から（処理１０）を実行し、補正された本撮影データにｋｘ、ｋｙの両方向の２次元フーリエ変換（処理１１）により画像を得る。

【００３２】

これまで説明したＥＰＩは、一度の励起で画像作成に必要な全エコー信号を取得するｏｎｅｓｈｏｔ　ＥＰＩであった。この他に、エコー信号の取得を複数回に分割して行うｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩと呼ばれる方法もある。ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩをｆＭＲＩに用いた場合も脳の位置ずれが問題になるため、補正処理が必要になる。本発明の体動補正法をｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩに適用する場合、その一部を変更する必要がある。以下、この変更点について説明した後、ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩにおける体動補正手順を示す。

【００３３】

計測データ取得中に動きがあった場合、ｏｎｅｓｈｏｔ　ＥＰＩでは画像の位置ずれとしてその影響が現れるのに対し、ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩでは画像の位置ずれと輪郭のボケとして影響が現れる。この影響の差が生じる原因を説明する。図７は、（ａ）ｏｎｅｓｈｏｔ　ＥＰＩと（ｂ）ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩのそれぞれ信号取得順序を、ｋ空間を用いて示した図である。但し、ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩは４回の信号取得で１画像を作成するものとした。ここで重要な点は、体動の影響があった場合、ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩでは、それぞれのデータ取得の間で、（１）位相の値が不連続になること、（２）体動による位相差の傾きが異なることである。ｏｎｅｓｈｏｔ　ＥＰＩと同様の体動補正法を用いた場合、図８（ａ）に示すように位相値の不連続な点が残るため、画像の

位置ずれと輪郭のボケは完全には解決されない。従って、ｍｕｌｔｉｓｈｏｔＥＰＩにおける体動補正では、位相差の傾きを除去する以外に、位相値の不連続点を除去し、図８（ｂ）に示すように、補正後に位相値の不連続点のない位相プロファイルを作成する補正アルゴリズムが必要になる。この処理手順のフローチャートを図９に示す。ここで、ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩは、ｍ回の分割撮影で取得した計測データから、１画像を作成するものとする。図９に示すように、補正後に位相値の不連続点のない位相プロファイルの作成は、図１に示す（処理１）から（処理４）までの処理、ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩ計測データの位相差の傾きを除去する処理（処理１８）、及びｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩ計測データ間の位相差を除去する処理（処理１９）とからなる。

【００３４】

まず、ｍ回の分割取得で得られた計測データにおいて、それぞれの位相差の傾きを除去する（処理１８）。即ち、ループカウンタを、ｎ＝１に初期化し（処理１５）、ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩ計測データのうち第ｎ回目に取得した計測データをメモリから読み込み（処理１６）、図１に示す（処理６）から（処理１０）までの処理を行う。次いで、ｎ＝ｍが成立するか否かの判定を行う。ｎ≠ｍの場合には、ループカウンタをｎ＝ｎ＋１に更新する（処理１７）。ｎ＝ｍの場合には、第１回目から第ｎ回目に取得した計測データの間の位相差を除去する（処理１９）。

【００３５】

また、本発明の体動補正法と渦電流による位相歪の除去を組み合わせたｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩにおける画像再構成法は、図１０のフローチャートに示される。ここで、ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩは、ｍ回の分割撮影で取得した計測データから、１画像を作成するものとする。ｏｎｅｓｈｏｔ　ＥＰＩでの画像再構成法と同様に、渦電流に起因する位相歪を除去した後、体動補正量を行う。これにより、ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩで問題となる画像の位置ずれと輪郭のボケが解決される。図１０に示す処理は、図６で説明した（処理１２）、（処理１３）、ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩ計測データの位相差の傾きを除去する処理（処理６０）、ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩ計測データ間の位相差を除去する処理（処理１９）、及び補正された本撮影データにｋｘ、ｋｙの両方向の２次元フーリエ変換を行う処理（処理１１）とからなる。ｍ回の分割取得で得られた計測データにおいて、それぞれの位相差の傾きを除去する処理（処理６０）では、ループカウンタを、ｎ＝１に初期化し（処理１５）、ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩ計測データのうち第ｎ回目に取得した計測データをメモリから読み込み（処理１６）、図１３に示す（処理２６）から（処理２９）までの処理を行い、補正された本撮影データにｋｘ方向の１次元フーリエ逆変換を実行し、次いで、図１で説明した（処理６）から（処理１０）までの処理を行う。次いで、ｎ＝ｍが成立するか否かの判定を行う。ｎ≠ｍの場合には、ループカウンタをｎ＝ｎ＋１に更新する（処理１７）。ｎ＝ｍの場合には、第１回目から第ｎ回目に取得した計測データの間の位相差を除去する（処理１９）。

【００３６】

【発明の効果】

以上に述べたごとく、本発明によればナビゲーションエコーを発生させることなしに、体動補正を高精度に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の体動補正に関わるデータ処理手順の一例を示すフローチャート。

【図２】本発明の体動の検出に使用する位相プロファイルの観察する位置の例をｋ空間で示す図。

【図３】本発明を適用する、（ａ）体動基準データと、（ｂ）計測データ１、（ｃ）計測データ２の位相プロファイルの例を示す図。

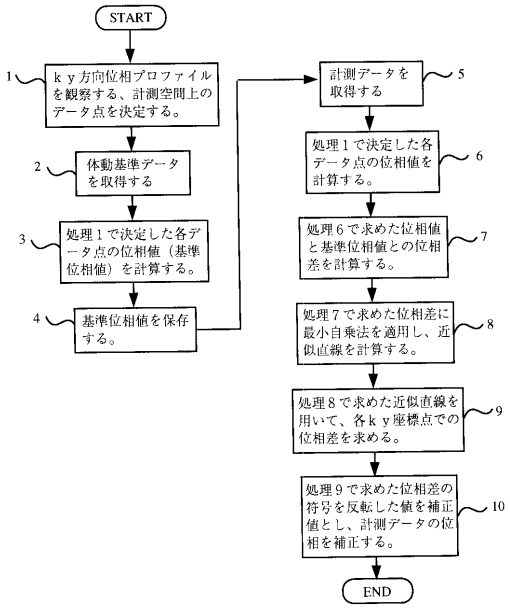
【図４】本発明を適用して得た体動基準データと２つの計測データとの位相差の例を示す図。

【図５】図４に示すデータを使用して、傾きαの除去により体動を補正した結果例を示す図。

【図６】本発明の体動補正法と渦電流による位相歪の除去を組み合わせた画像再構成の手順を示すフローチャート。
【図７】（ａ）ｏｎｅｓｈｏｔ　ＥＰＩと、（ｂ）ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩのそれぞれの計測データ取得順序をｋ空間を用いて示す図。
【図８】ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩの計測データに対し、本発明の（ａ）ｏｎｅｓｈｏｔ　ＥＰＩの体動補正法と、（ｂ）位相差の不連続を除去する補正法とを適用した結果例を示す図。
【図９】本発明でのｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩにおける体動補正の手順を示すフローチャート。
【図１０】体動補正と渦電流に起因する位相歪の補正とを組み合わせた、本発明でのｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩの画像再構成の手順を示すフローチャート。
【図１１】本発明が適用される従来技術のＥＰＩにおけるパルスシーケンスの例。
【図１２】図１１に示すパルスシーケンスによる計測データをｋ空間に配列した例を示す図。
【図１３】ＥＰＩにおいてエコー信号の位相の乱れを検出する基準データを取得し、渦電流に起因する位相歪の従来技術の補正手順を示すフローチャート。
【図１４】ナビゲーションエコーを発生する、（ａ）通常撮影、（ｂ）ＥＰＩの従来技術のパルスシーケンスの一例を示す図。
【図１５】本発明が適用されるＭＲＩ装置の構成例を示す図。
【図１６】ｘｙ平面内の体動を補正する本発明のｘｙの両方向の体動補正の手順を示すフローチャート。
【図１７】本発明のｘｙの両方向の体動補正の手順を示すフローチャート。
【符号の説明】
１…位相値の計算点決定（ｋｙ方向）、２…体動基準データの取得、３…基準位相値の計算、４…基準位相値の保存、５…計測データの取得、６…計測データ位相値の計算、７…位相差の計算、８…近似直線の作成、９…位相差の導出、１０…体動による位相差の補正、１１…ｋｘ、ｋｙ方向のフーリエ変換、１２…渦電流に起因する位相歪の算出、１３…画像再構成時の体動基準データの処理、１４…画像再構成時の計測データの処理、１５…ループカウンタ初期化、１６…ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩ計測データの読み込み、１７…ループカウンタ更新、１８…ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩ計測データの位相差の傾き除去、１９…ｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩ計測データ間の位相差除去、２１…基準データの取得、２２…ｋｘ方向フーリエ変換、２３…位相変化の計算、２４…補正値の保存、２５…補正値導出の確認、２６…本撮影データの取得、２７…ｋｘ方向フーリエ変換、２８…位相変化の計算、２９…位相補正、３０…ｋｙ方向フーリエ変換、３１…位相値の計算点決定（ｋｘ方向）、３２…位相値の計算、３３…位相差の計算、３４…ｋｘ方向及びｋｙ方向の近似直線の作成、３５…各ｋｘ座標点での位相差の計算、３６…ｋｘ方向の位相差の除去、３７…各ｋｙ座標点での位相差の計算、３８…ｋｙ方向の位相差の除去、３９…ｋ空間上の位相差のマップ作成、４０…位相差の除去、４１…静磁場発生磁石、４２…撮影対象、４３…ベッド、４４…高周波磁場コイル、４５…ｘ方向傾斜磁場コイル駆動装置、４６…ｙ方向傾斜磁場コイル駆動装置、４７…ｚ方向傾斜磁場コイル駆動装置、４８…ｘ方向傾斜磁場発生コイル、４９…ｙ方向傾斜磁場発生コイル、５０…ｚ方向傾斜磁場発生コイル、５１…シンセサイザ、５２…変調装置、５３…増幅器、５４…検波装置、５５…計算機、５６…ディスプレイ、１０１…高周波磁場、１０２…スライス選択傾斜磁場、１０３…位相エンコード傾斜磁場１、１０４…位相エンコード傾斜磁場２、１０５…信号読み出し傾斜磁場１、１０６…信号読み出し傾斜磁場２、６０…画像再構成時のｍｕｌｔｉｓｈｏｔ　ＥＰＩ計測データの位相差の傾き除去。

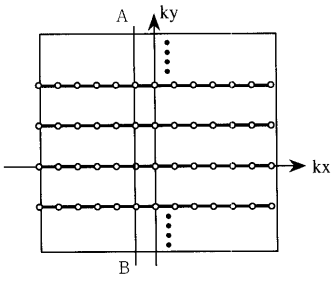
【図１】

図 1



【図２】

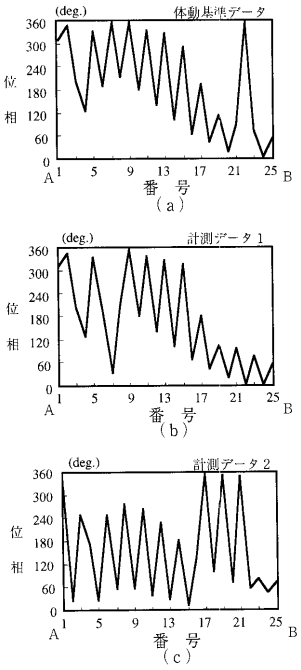
図 2



線分ＡＢ：位相プロファイル観察位置

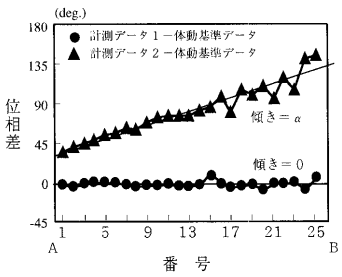
【図３】

図 3



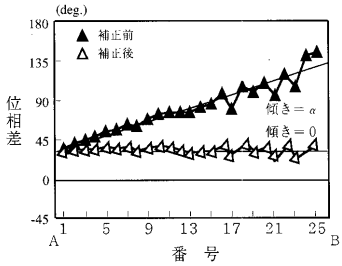
【図４】

図 4



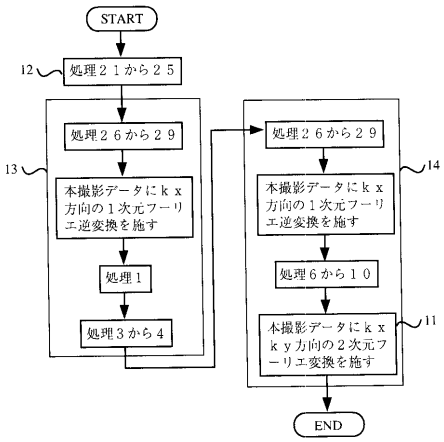
【図５】

図 5



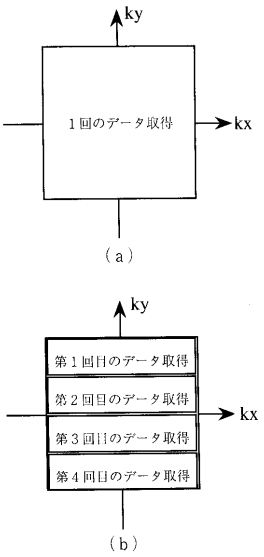
【図６】

図 6



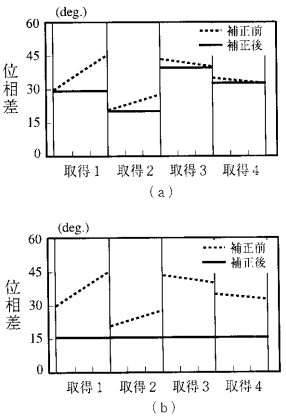
【図７】

図 7



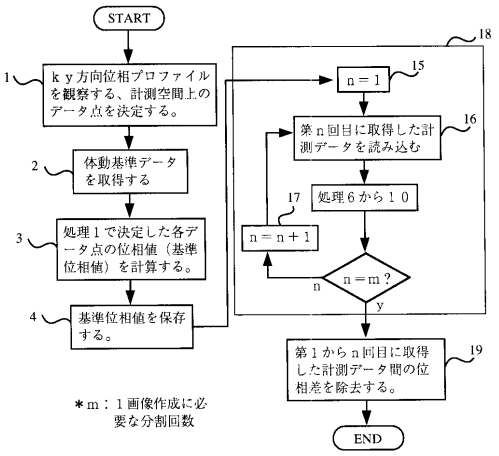
【図８】

図 8



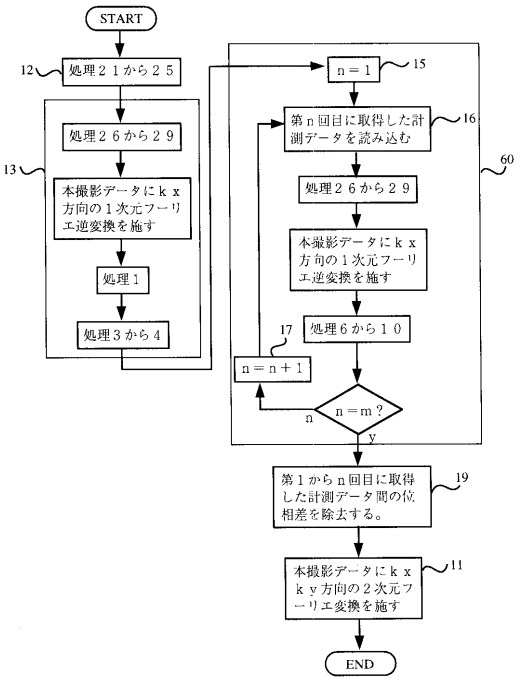
【図９】

図 9



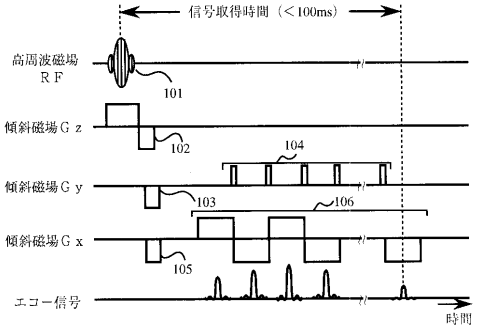
【図１０】

図　１０



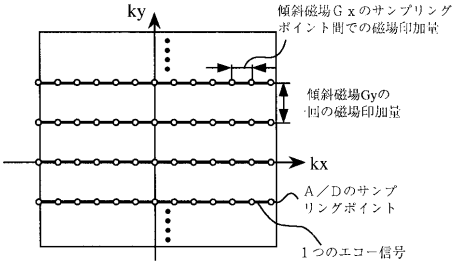
【図１１】

図　１１



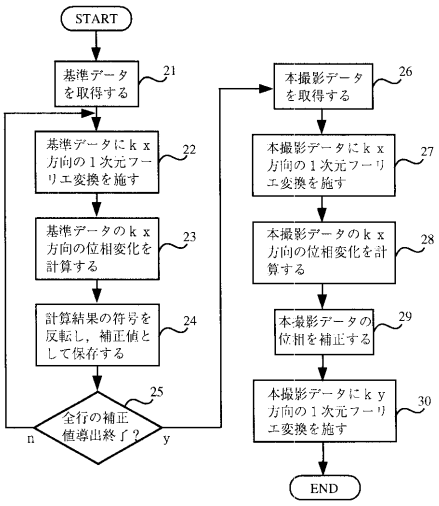
【図１２】

図　１２



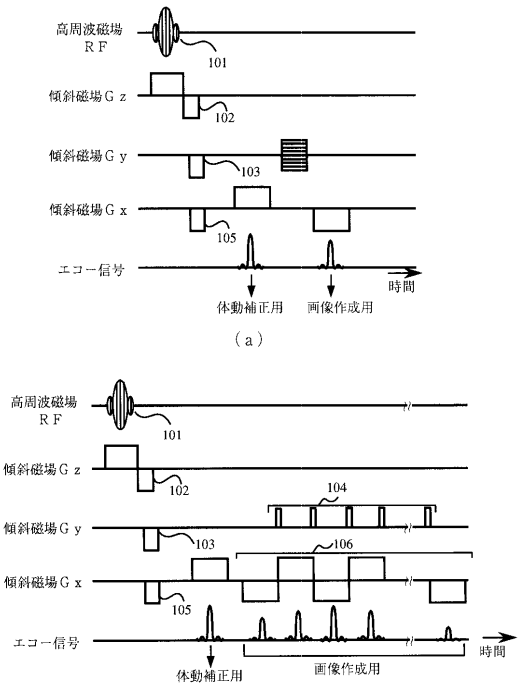
【図１３】

図　１３



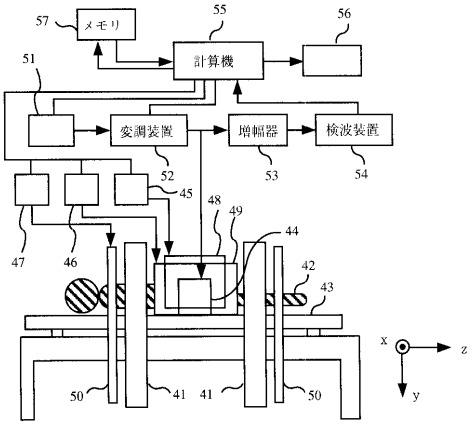
【図１４】

図　１４



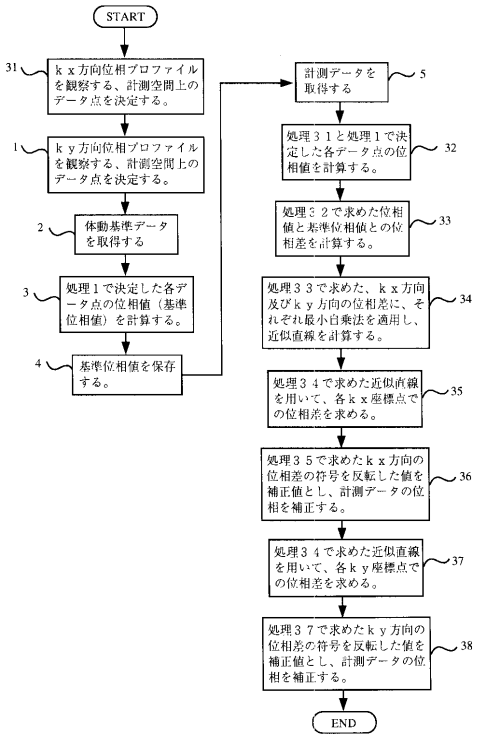
【図１５】

図　１５



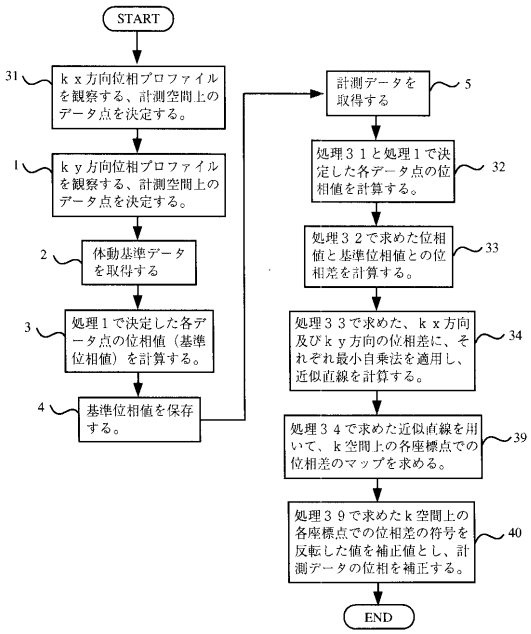
【図１６】

図　１６



【図１７】

図　１７



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平０６－３２７６５０（ＪＰ，Ａ）
板垣博幸、高橋哲彦、岡島健一，「周波数空間の位相差を用いた脳機能ＭＲＩの位置ずれ補正」，医用電子と生体工学，日本，１９９７年，Vol.35,No.4，p372-p378

(58)調査した分野(Int.Cl.^{7}，ＤＢ名)
A61B 5/055
JICSTファイル(JOIS)