

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3672976号  
(P3672976)

(45) 発行日 平成17年7月20日(2005.7.20)

(24) 登録日 平成17年4月28日(2005.4.28)

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

A 6 1 B 5/055

F I

A 6 1 B 5/05 3 8 0

請求項の数 7 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願平7-227632	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成7年9月5日(1995.9.5)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開平9-70397	(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
(43) 公開日	平成9年3月18日(1997.3.18)	(72) 発明者	金山 省一 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
審査請求日	平成14年8月26日(2002.8.26)	(72) 発明者	アルトウロ・カルデロン 神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株 式会社東芝研究開発センター内
		審査官	神谷 直慈

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴映像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

一様な静磁場中に置かれた被検体に高周波磁場と勾配磁場を所定のパルスシーケンスに従って印加し、前記被検体からの磁気共鳴信号を検出して前記被検体の内部情報を第1の磁気共鳴画像と第2の磁気共鳴画像として映像化する磁気共鳴映像装置において、前記第1の磁気共鳴画像の前記第2の磁気共鳴画像各々の空間周波数データの振幅情報と位相情報との少なくとも一方に基づいて、前記第1の磁気共鳴画像と前記第2の磁気共鳴画像との間で位置と大きさの少なくとも一方を整合することを特徴とする磁気共鳴映像装置。

【請求項2】

前記振幅情報と前記位相情報との少なくとも一方に関する前記第1の磁気共鳴画像と前記第2の磁気共鳴画像との間の相互相関係数に基づいて、前記整合のための補正値を求め、前記補正値に基づいて前記第1の磁気共鳴画像と前記第2の磁気共鳴画像との少なくとも一方を補正することを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴映像装置。

【請求項3】

前記補正値は前記相互相関係数が最大となるように求められることを特徴とする請求項2記載の磁気共鳴映像装置。

【請求項4】

前記第1の磁気共鳴画像と前記第2の磁気共鳴画像各々の空間周波数データを極座標表現に変換し、前記極座標表現のもとで、スケール及び回転に関するずれを整合するための補

10

20

正值を求め、前記補正值に基づいて前記第1の磁気共鳴画像と前記第2の磁気共鳴画像との少なくとも一方を補正することを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴映像装置。

【請求項5】

前記極座標表現に変換された前記空間周波数データの径方向の座標スケールを対数的に変換して、前記補正值を求めることを特徴とする請求項4記載の磁気共鳴映像装置。

【請求項6】

前記空間周波数データから直交座標表現のもとで、前記整合のための補正值を求めることを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴映像装置。

【請求項7】

前記整合を必要回数繰り返し実行することを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴映像装置 10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、一様な静磁場中に置かれた被検体に高周波磁場と勾配磁場を所定のパルスシーケンスに従って印加し、被検体からの磁気共鳴信号を検出して被検体の内部情報を磁気共鳴画像として映像化する磁気共鳴映像装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

磁気共鳴映像法はよく知られているように、固有の磁気モーメントを持つ核スピンの集団 20  
が一様な静磁場中に置かれたときに、特定の周波数で回転する高周波磁場のエネルギーを共鳴的に吸収する現象を利用して、物質の化学的および物理的な微視的情報を映像化する手法である。

【0003】

この磁気共鳴映像法では、核スピンの縦緩和時間 $T_1$ を強調したコントラストの画像（以下、 $T_1$ 画像という）、核スピンの横緩和時間 $T_2$ を強調したコントラストの画像（以下、 $T_2$ 画像という）、核スピンの密度分布を強調したコントラストの画像（以下、密度画像という）、核スピンの横緩和時間 $T_2$ とボクセル内での微視的な磁場不均一性による核スピンの急激な位相変化を反映した実際的な横緩和時間 $T_2^*$ を強調したコントラストの画像（以下、 $T_2^*$ 画像という）といった種々のコントラストの画像を得る事ができる。 30

【0004】

Magnetic Resonance in Medicine 23,37-45(1992)に記載されているように、生体組織内の局所的な血流量や血流速が変化すると磁気共鳴映像装置のある種の撮像法では生体組織の緩和時間（例えば $T_1$ 等）が見かけ上、変化したように観測され、画像コントラストが変化。これらの撮像法や造影剤を利用することにより、生体内のperfusionやdiffusionに関する情報を得ることができる。perfusionやdiffusionの画像化法では、時間的な変化を調べるため複数の画像の差分を求めたり、あるいは微少な信号変化を検出するため加算平均を求めることが多いが、しばしば生体の動きの影響等で画像間での位置ずれが問題となる。

【0005】

一方、Magnetic Resonance in Medicine 14,68-78(1990)に記載されているように、生体内の血中ヘモグロピンは動脈血中に多量に含まれる酸化ヘモグロピンは反磁性を示し、静脈血中に多く含まれる還元ヘモグロピンは常磁性を示す事が知られている。そしてMagnetic Resonance in Medicine 24,375-383(1992)に記載されているように、反磁性物質である酸化ヘモグロピンは局所的な磁場をあまり乱さないが（生体組織との帯磁率差0.02ppm）、常磁性物質である還元ヘモグロピンは周辺組織との帯磁率差が大きく（生体組織との帯磁率差0.15ppm）局所的に磁場を乱すため $T_2^*$ が短縮される。

【0006】

上記性質を利用する事により、例えば光刺激に伴う脳の皮質部にある視覚領域の活性など、生体組織内の細胞活性等の生理機能に起因した酸素濃度の変化や血流の変化を画像化で 50

きる事が、Proc.Natl.Acad.Sci.USA 89,5675-5679(1992)等に記載されている。これらの画像化に際して用いられる撮像法は、一般にグラジエントエコー法やエコープラナー法と呼ばれるパルスシーケンスである。

【0007】

しかし、これらの画像化法によって得られる生体内の生理機能に伴って生ずる信号変化(画像コントラスト変化)は非常に微少である。そのため、この微少な信号変化を検出する方法として、生理機能現象が起こる前後の画像の差分をとる方法や統計的処理を行う方法が従来より用いられている。統計的データ処理法としては、Magnetic Resonance Imaging 11,451-459(1993)に記載されているpaired-t検定法を用いた方法等がある。差分法を用いる場合には、SN比の高い画像を得る必要があり、また統計的処理を行う場合には複数の画像が必要となるため、撮影時間が長くなる。そのために、生体の動きの影響を受けやすい。

10

【0008】

また、他の生体の動き補正法としては、画像自身の大きさや位置を補正する、いわゆるパターンマッチングを行う方法がある。パターンマッチングでよく知られている方法としては、画像間の相互相関を利用する方法がある。位相の相互相関を利用して磁気共鳴画像の補正を行った例はIEEE Tras.Pattern Anal. Machine Intel,16(12),1156-1168(1994)に記載されている。

【0009】

また、静磁場分布が不均一な場合には画像歪を生じる事は良く知られているが、特に上記生体の細胞活性などの生理機能現象の検出に用いる $T_2^*$ コントラストの画像撮像法においては上記画像歪が顕著である。このような画像歪みを、アフィン変換などの方法を用いて補正する方法については、特願平5-22759号に記載されている。

20

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

生体内のperfusion、diffusion、細胞活性等の情報を画像化するために複数の画像間でデータの処理を実施する場合に、生体の動きの影響等による画像の位置ずれや大きさの変化のために生じる画像の不一致があると、良好にperfusion、diffusion、細胞活性等の情報を画像化することが難しい。

【0011】

実際に脳が心拍に同期して大きさや位置が変化する事が、Radiology,185,645-651(1992)にも記載されているように、よく知られている。

30

このように、従来の方法では呼吸や心拍等に伴う体動の影響等により、生体内の種々の生理機能情報を正確に検出する事ができないという問題がある。

【0012】

本発明は上記問題点を解決し、MR画像間の位置や大きさを整合して、被検体内の生理機能情報を高精度で得ることができる磁気共鳴映像装置を提供することを目的とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】

本発明は、一様な静磁場中に置かれた被検体に高周波磁場と勾配磁場を所定のパルスシーケンスに従って印加し、上記被検体からの磁気共鳴信号を検出して上記被検体の内部情報を第1の磁気共鳴画像と第2の磁気共鳴画像として映像化する磁気共鳴映像装置において、上記第1の磁気共鳴画像の上記第2の磁気共鳴画像各々の空間周波数データの振幅情報と位相情報との少なくとも一方に基づいて、上記第1の磁気共鳴画像と上記第2の磁気共鳴画像との間で位置と大きさの少なくとも一方を整合することを特徴とする。

40

【0014】

本発明により、第1と第2の磁気共鳴画像は位置と大きさの少なくとも一方が整合される。したがって、両画像間の差分等により与えられる生理機能情報が、被検体の動き等の影響を受けることなく高精度で得られる。

【0015】

50

**【発明の実施の形態】**

以下、図面を参照して本発明の一実施の形態について説明する。

図1は、本発明の一実施の形態に係る磁気共鳴診断装置の構成を示すブロック図である。同図において、静磁場磁石1、磁場均一性調整コイル3および勾配磁場生成コイル5はそれぞれ励磁用電源2、磁場均一性調整コイル用電源4および勾配磁場生成コイル用電源6にて駆動される。これらにより被検体7には一様な静磁場とそれと同一方向で互いに直交する3方向に線形傾斜磁場分布を持つ勾配磁場が印加される。被検体7に高周波磁場を印加するために、送信部10から高周波信号がプローブ9に送られる。ここでプローブ9は送受信両用でも、あるいは送受信別々に設けてもよい。プローブ9で受信された磁気共鳴信号は受信部11で直交位相検波された後、データ収集部13に転送されA/D変換後、電子計算機14に送られる。以上、励磁用電源2、磁場均一性調整コイル用電源4、勾配磁場生成コイル用電源6、送信部10、受信部11、データ収集部13はすべてシステムコントローラ12によって制御されている。システムコントローラ12は電子計算機14を介してコンソール15により制御される。

10

**【0016】**

電子計算機14ではデータ収集部13から送られた磁気共鳴信号に基づいてMR画像(磁気共鳴画像)を再構成し、MR画像データを得る。得られたMR画像は画像表示装置16に表示される。電子計算機14および寝台8はコンソール15により制御される。

**【0017】**

本実施の形態における被検体7内のスライス面内のMR画像データを収集するためのパルスシーケンス、及び被検体7に光や音等の刺激を与える刺激装置17はシステムコントローラ12によって制御される。

20

**【0018】**

図2と図3はそれぞれ本実施の形態に係る被検体7内の生理機能画像化のためのフィールドエコー法によるパルスシーケンス、エコープラナー法によるパルスシーケンスである。図中のRFは高周波磁場であり、Gs, Gr, Geはそれぞれスライス用、読み出し用、位相エンコード用の勾配磁場であり、SIG/ADCは磁気共鳴信号とデータ収集(サンプリング)のタイミングをそれぞれ示す。Gsは被検体7内の所望の領域を励起するためのスライス用勾配磁場、Grは磁気共鳴信号の周波数情報に位置情報をエンコードするための読み出し用勾配磁場、Geは磁気共鳴信号の位相情報に位置情報をエンコードするための位相エンコード用勾配磁場である。

30

**【0019】**

図2においては、はじめに高周波磁場パルスRFとスライス用勾配磁場Gsとを印加して、所望の領域の磁化スピンを選択的に励起し、自由誘導減衰NMR信号を発生させる。続いて、位相エンコード用勾配磁場Ge、読み出し用勾配磁場Grを順次印加し、読み出し用勾配磁場Grの印加中に発生するエコー信号echoを収集する。そして、同様のパルスシーケンスを位相エンコード用勾配磁場Geの印加量を順次変えながら繰り返し時間TRで繰り返し実行する。生理機能を画像化するための典型的な条件は、繰り返し時間TRが50~100ミリ秒、エコー時間TE(高周波磁場パルスRFの中心からデータを配列した際に中心となるデータまでの時間間隔)が30~70ミリ秒である。また、高周波磁場パルスによるスピンの励起角(フリップ角)は10~40°である。

40

**【0020】**

図3においては、はじめに高周波磁場パルスRFとスライス用勾配磁場Gsを印加して所望の領域の磁化スピンを選択的に励起し、自由誘導減衰NMR信号を発生させる。続いて読み出し用勾配磁場Grを正負交互にスイッチング(極性反転)しながら複数のエコー信号を順次発生させ、その各々のエコー信号毎に位相エンコード用勾配磁場Geを印加する。そして、各読み出し用勾配磁場Grの中心付近で発生する複数のエコー信号echoをそれぞれ収集する。この場合には、1回のスピンの励起で1画像分のデータを得ることができる。生理機能を画像化のための典型的な条件は、エコー時間TE(高周波磁場パルスRFの中心からデータを2次元配列した際に原点となるデータまでの時間間隔)が50~

50

70ミリ秒である。

【0021】

図2あるいは図3のパルスシーケンスが繰り返され、適当な前処理をした後に、複素フーリエ変換することにより、時系列に連続した一連のMR画像の群が収集される。このようにして得られるMR画像は $T_2^*$ コントラストの画像であり、上述したように刺激や負荷に反応して脳細胞の特定部位が活性化され組織内酸素濃度や局所血流が変化することにより生じる活性化部位とその近傍での帯磁率変化に伴う $T_2^*$ コントラスト変化を捕えることができる。また、上記パルスシーケンスの条件によっては、刺激や負荷に反応した血流変化自体に伴うコントラスト変化を捕えることもできる。

【0022】

実際に、前述したようなパルスシーケンスを用いて生理機能情報を得るためには、上記刺激や負荷を与えた場合と与えない場合との複数フレームのMR画像、つまり刺激付与に対して時間的に前後して収集された少なくとも2フレームのMR画像に対して、フレーム間で加算平均、差分、統計処理等の画像処理を行う必要がある。したがって、高精度で生理機能情報を得るためには、これらMR画像間の位置やスケール(大きさ)の整合がとれている必要がある。なお、“位置”とは、勾配磁場方向に沿った空間的な位置のことをいう。本発明に係わる一連の複数のMR画像間の位置や大きさを合わせる(整合する)ために必要とされる画像処理手段としては加算平均、差分、統計処理等の画像処理の前段階で電気計算機13で実行される。

【0023】

以下、複数のMR画像間の位置や大きさを整合する画像処理手段について説明する。この画像処理手段は電子計算機13に含まれる。

本実施の形態による画像処理手段の処理の流れを図4に示す。始めに、位置やスケールの基準とされるべき参照画像データ(第1のMR画像データ)と、位置や大きさが参照画像に整合されるべき被補正画像データ(第2のMR画像データ)とが当該画像処理手段に入力される。参照画像としては、オペレータによりコンソール15を介して一連のMR画像群の中から選択されるようにしてもよいし、一連のMR画像群の中から最初に撮像されたMR画像を参照画像としてもよい。MR画像としては、2次元の画像データでも、3次元の画像データでも良い。ここでは、2次元の画像データとして説明する。本実施の形態では、参照画像データは $R(x, y)$ として表現され、被補正画像データは $F(x, y)$ として表現されるものとする。

【0024】

参照画像データと被補正画像データは、必要に応じて補間処理、フィルタ処理、マスク処理等の前処理に供せられる( $S1, S11$ )。そして、FFT(高速フーリエ変換)にかけられる( $S2, S12$ )。これにより、参照画像データと被補正画像データはそれぞれ、空間周波数データ $r(k_x, k_y)$ 、 $f(k_x, k_y)$ に変換される。

【0025】

次に、スケール・回転補正処理 $S100$ が行われる。スケール・回転補正処理は、画像の回転の取扱いが容易になるように、まず、上記空間周波数データ $r(k_x, k_y)$ 、 $f(k_x, k_y)$ 各々の絶対値が極座標形式のデータ $|R(r, \theta)|$ 、 $|F(r, \theta)|$ に変換される( $S3, S13$ )。

【0026】

更に、画像のスケールの取扱いが容易になるように、極座標形式のデータ $|R(r, \theta)|$ 、 $|F(r, \theta)|$ それぞれは、径方向の座標スケールが対数的に変換される( $S4, S14$ )。これにより $|R(\ln(r), \theta)|$ 、 $|F(\ln(r), \theta)|$ が得られる。

【0027】

そして、Hanningフィルタ等の適当なフィルタ処理が行われる( $S5, S15$ )。フィルタ処理された参照画像データと非補正画像データは(1)式のように与えられる。なお、原画像に対して $\ln(r)$ は画像のスケールを示し、 $\theta$ は回転を示す。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

【 数 1 】

$$|R^{\wedge}(\ln(r), \theta)|, |F^{\wedge}(\ln(r), \theta)| \quad \dots (1)$$

【 0 0 2 9 】

次に、フィルタ処理された両画像データ  $|R^{\wedge}(\ln(r), \theta)|, |F^{\wedge}(\ln(r), \theta)|$  との間で、位相の相互相関が算出される (S21)。まず、(1) 式のフィルタ処理された参照画像データと非補正画像データをそれぞれ FFT にかけたものから、(2) 式で定義される関係を用いて、係数  $p_{c1}(\ln(kr), \theta)$  を求める。但し、\* は、複素共役を示す。

10

【 0 0 3 0 】

【 数 2 】

$$p_{c1}(\ln(kr), \theta) = \frac{r^{\wedge}(\ln(kr), \theta) \cdot f^{\wedge*}(\ln(kr), \theta)}{|r^{\wedge}(\ln(kr), \theta) \cdot f^{\wedge*}(\ln(kr), \theta)|} \quad \dots (2)$$

20

【 0 0 3 1 】

さらに、係数  $p_{c1}(\ln(kr), \theta)$  を IFFT (高速逆フーリエ変換) して、両画像間の位相の相互相関係数  $PC1(\ln(r), \theta)$  が得られる。

この位相相関係数  $PC1(\ln(r), \theta)$  が最大を示すような、 $\ln(r)$  と  $\theta$  をそれぞれスケールと回転の補正值として求める (S22)。この補正值をそれぞれ  $\rho_{pc}$ 、 $\theta_{pc}$  とする。但し、 $\rho_{pc}$  は、周波数空間におけるスケールファクターであり、実空間上で画像の補正処理を行うために実空間におけるスケールファクターに変換する必要があり、具体的には  $1/\rho_{pc}$  を実空間におけるスケールファクターとすればよい。

そして、被補正画像に対して (3) 式の関係を用いてスケールと回転に関する補正を行う (S23)。

30

【 0 0 3 2 】

【 数 3 】

$$\begin{aligned} \tilde{F}(x, y) &= F(x', y'), \\ x' &= \lambda_{pc} \{x \cos(\theta_{pc}) + y \sin(\theta_{pc})\}, \\ y' &= \lambda_{pc} \{-x \sin(\theta_{pc}) + y \cos(\theta_{pc})\}. \end{aligned} \quad \dots (3)$$

40

【 0 0 3 3 】

次に、上記スケール・回転補正を受けた被補正画像  $F(x, y)$  と参照画像  $R(x, y)$  に対して位置補正処理 S101 を行う。まず、上記スケール・回転補正画像データ  $F(x, y)$  を FFT して空間周波数データ  $f(kx, ky)$  に変換する。そして、 $f(kx, ky)$  と、参照画像の空間周波数データ  $r(kx, ky)$  に対して (4) 式で定義される関係式にしたがって両画像間の位相相互相関  $p_{c2}(kx, ky)$  を算出する (S31)。

【 0 0 3 4 】

【 数 4 】

50

$$p_{c2}(k_x, k_y) = \frac{r(k_x, k_y) \cdot \tilde{f}^*(k_x, k_y)}{|r(k_x, k_y) \cdot \tilde{f}^*(k_x, k_y)|} \quad \dots (4)$$

## 【0035】

次に、(4)式で得られた位相相関係数  $p_{c2}(k_x, k_y)$  を、IFFT(高速逆フーリエ変換)して  $p_{c2}(x, y)$  を算出し、この  $p_{c2}(x, y)$  を最大とするような、 $x$  と  $y$  をそれぞれ位置の補正值として求める(S32)。この補正值をそれぞれ  $x_{pc}$ 、 $y_{pc}$  とする。 10

## 【0036】

そして、被補正画像に対して(5)式の関係を用いて位置に関する補正を行い、場合によっては補間処理やフィルタ処理を行って、スケール、回転、位置が参照画像に対して整合された補正画像  $F_{out}(x, y)$  が得られる(S33)。

## 【0037】

## 【数5】

$$F_{out}(x, y) = \tilde{F}(x - x_{pc}, y - y_{pc}) \quad \dots (5) \quad 20$$

## 【0038】

上記説明では、磁気共鳴画像の空間周波数データの位相のみの相互相関を利用したが、一般的な振幅と位相の両方の情報を利用した相互相関、あるいは振幅のみの相互相関であってもよい。両方の情報を利用した相互相関係数は、(2)式または(4)式の分母を1として分子だけを使って求め、また振幅のみの相互相関係数は、(2)式または(4)式の分母だけを使って求める。

## 【0039】

また、図5に示すように、1回の整合処理 S100、S101 で十分な補正画像が得られない場合には、上記1回目の補正画像  $F_{out1}(x, y)$  を被補正画像として、図4のスケール・回転補正処理 S100 と位置補正処理 S101 とを所望の補正画像が得られるまで繰り返し実行するようにしてもよい。 30

## 【0040】

本発明は、上記以外にも主旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施する事が可能である。例えば、上記説明では入力データを画像データとしているが、上記画像の原収集データ(k空間に展開されるデータ)を利用する事も可能である。この場合には、一部FFT等の処理を省略することができる。また、上記説明では、2次元の画像データに関する補正を示したが、3次元データに対しても同様の補正は可能である。3次元データの場合には、回転及び位置ずれ補正のパラメータがそれぞれ1つずつ増える。 40

## 【0041】

また、本発明は基本的には上記一連の処理を実施するものであるが、上記処理の一部のみを実施するなど、種々変形して適用することも可能である。更に、本発明は上記実施の形態以外にも、perfusionやdiffusion画像をはじめ、種々の磁気共鳴画像に適用することができる。

## 【0042】

## 【発明の効果】

本発明により、第1と第2の磁気共鳴画像間の位置と大きさの少なくとも一方が整合される。したがって、両画像間の差分等により与えられる生理機能情報が、被検体の動き等の影響を受けることなく高精度で得られる。 50

【図面の簡単な説明】

- 【図1】本発明の一実施の形態に係る磁気共鳴映像装置の構成を示すブロック図。
- 【図2】磁気共鳴画像を得るためのフィールドエコー法のパルスシーケンスを示す図。
- 【図3】磁気共鳴画像を得るためのエコープラナー法のパルスシーケンスを示す図。
- 【図4】スケール、回転、位置の整合処理の手順を示す図。
- 【図5】スケール、回転、位置の整合処理を繰り返す手順を示す図。

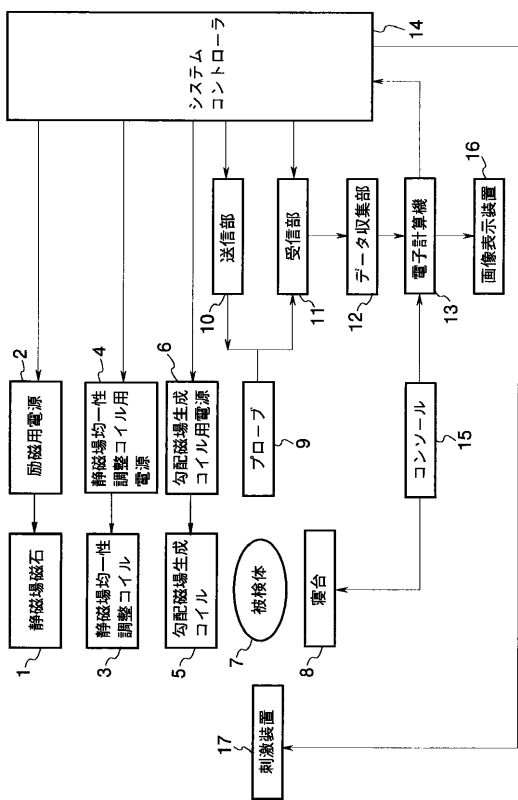
【符号の説明】

- 1 ... 静磁場磁石、
- 2 ... 励磁用電源、
- 3 ... 静磁場均一性調整コイル、
- 4 ... 静磁場均一性調整コイル用電源、
- 5 ... 勾配磁場生成コイル、
- 6 ... 勾配磁場生成コイル用電源、
- 7 ... 被検体、
- 8 ... 寝台、
- 9 ... プローブ、
- 10 ... 送信部、
- 11 ... 受信部、
- 12 ... システムコントローラ、
- 13 ... データ収集部、
- 14 ... 電子計算機、
- 15 ... コンソール、
- 16 ... 画像ディスプレイ、
- 17 ... 刺激装置。

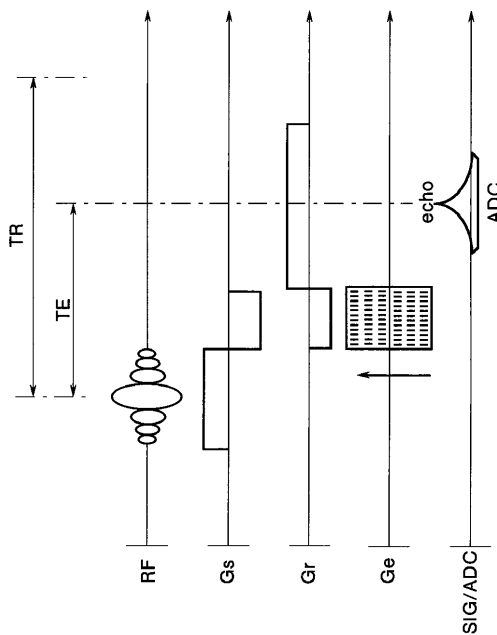
10

20

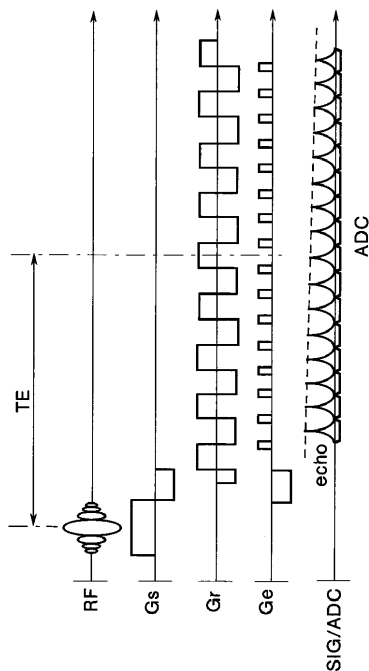
【図1】



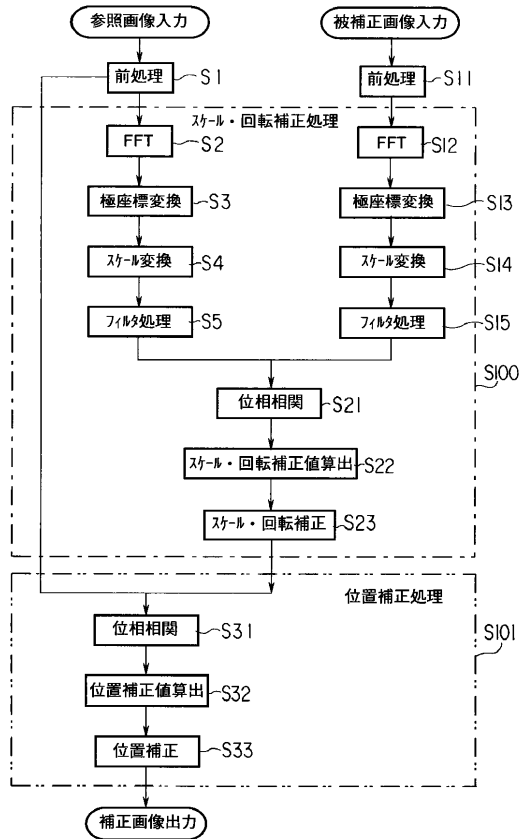
【図2】



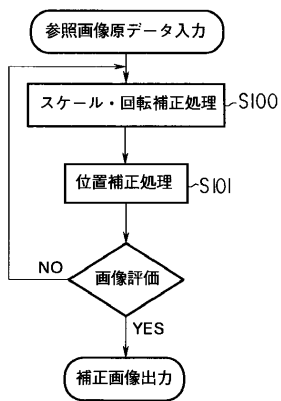
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平01 - 254156 (JP, A)  
特開平07 - 079943 (JP, A)  
特開平04 - 341239 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, DB名)  
A61B 5/055