

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2002 年 2 月 21 日 (21.02.2002)

PCT

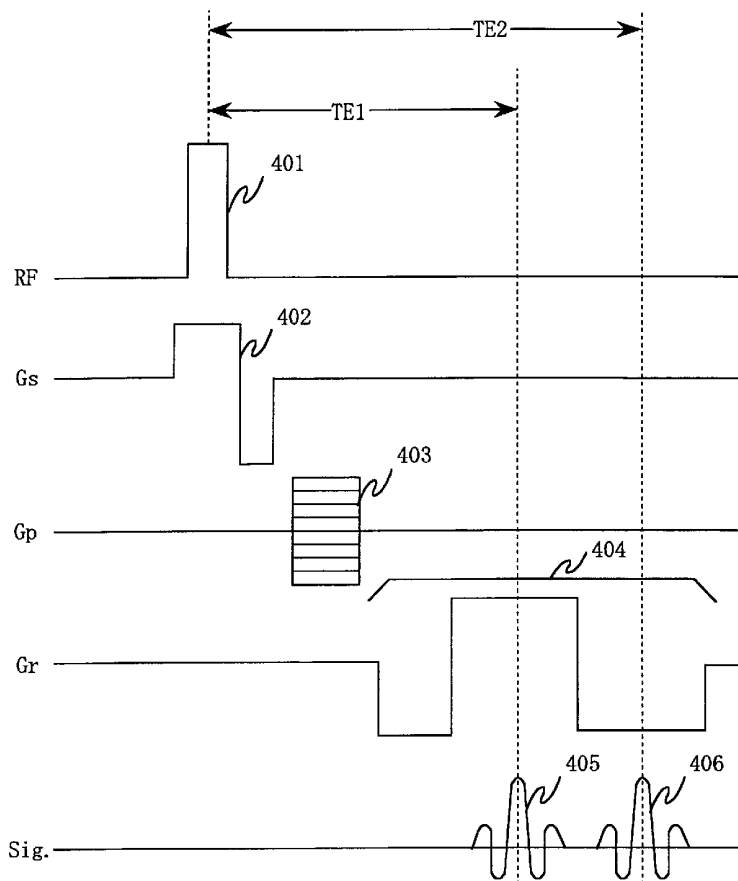
(10) 国際公開番号
WO 02/13692 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 5/055, G01R 33/48 (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).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP01/06910
- (22) 国際出願日: 2001 年 8 月 10 日 (10.08.2001) (72) 発明者; および
- (25) 国際出願の言語: 日本語 (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 小村和美 (KOMURA, Kazumi) [JP/JP]; 〒270-2241 千葉県松戸市松戸新田531-7 Chiba (JP). 高橋哲彦 (TAKAHASHI, Tetsuhiko) [JP/JP]; 〒340-0011 埼玉県草加市栄町3-4-24-910 Saitama (JP).
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ: 特願2000-244219 2000 年 8 月 11 日 (11.08.2000) JP (81) 指定国 (国内): US.
- (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置



(57) Abstract: A favorable morphological image and a favorable temperature variation distribution image are efficiently created. A pulse sequence for measuring echo signals of different echo times in a state where a same-phase encode is given to an excited spin is carried out. A morphological image is restructured by using an echo signal (405) suitable for morphological information (anatomical image) and captured at echo time TE1 selected among from the echo signals captured by carrying out the pulse sequence. A phase method is applied to an echo signal (406) suitable for temperature measurement and captured at echo time TE2 and a temperature variation distribution image is created. The echo signal used for the morphological image can be a spin echo signal or a gradient signal.

[続葉有]



WO 02/13692 A1



添付公開書類：
— 国際調査報告書

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。

(57) 要約:

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ために、励起されたスピンへ同一位相エンコードが付与された状態でエコー時間の異なる複数のエコー信号を計測するパルスシーケンスが実行され、これによって取得された複数のエコー信号のうち、形態情報（解剖学的画像）に適したエコー時間 TE1 に取得されたエコー信号 405 を用いて形態画像が再構成される。一方、温度計測に適したエコー時間 TE2 に取得されたエコー信号 406 には位相法が適用され温度変化分布画像が生成される。形態画像に用いるエコー信号はスピンエコー信号またはグラジエントエコー信号とすることができる。

明 細 書

磁気共鳴イメージング装置

5 技術分野

本発明は磁気共鳴イメージング装置における被検体の形態情報（解剖学的情報）、および被検体内の温度分布の計測技術に関するものである。

背景技術

- 10 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。

- 近年、このような MRI 装置を、治療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 が適用される治療法としては、レーザ治療、エタノールなどの薬物注入による治療、RF 照射切除、低温治療などがある。これらの治療法において、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リ
15
20 ングや、レーザ治療中における体内温度分布の画像化のために用いられている。

一方、MRI を用いて被検体内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 Sift 法)、NMR 信号の温度に依存する拡散係数から温度分布を求める方法などが知られている。

- 25 ここで、位相法による温度分布の計測法の詳細について、グラジ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。

図 7 に示すように、グラジエントエコー法パルスシーケンスでは、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 G_{s102} 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、

2

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されたグラジエントエコー信号 105 を発生させ、これを検出する。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。

- 5 そして、検出されたグラジエントエコー信号を二次元フーリエ変換して求める複素画像の実部 $S_r(x, y)$ と虚部 $S_i(x, y)$ から、例えば、式 (1) に従って位相分布 $\phi(x, y)$ が求められる。

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

- 10 このように求められた空間位相分布と、90° 高周波パルス RF101 を印加した時点からグラジ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/°C) より、例えば、式 (2) に従って温度分布 $T(x, y)$ が求められる。

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

- 15 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、同様にグラジ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。

- 20 図 7 に示されるグラジエントエコー法パルスシーケンスの繰り返しによって取得されたグラジ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 T_1 、横緩和時間 T_2 、フリップ角 α 、磁化強度 M を用いて、式 (3) で表される。

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

ここで、縦緩和時間 $T1$ は温度に依存して変化する。例えば、肝臓組織の $T1$ の温度変化は $2.5\text{ms}/^\circ\text{C}$ 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する。この信号強度に依存して MRI 装置が生成する形態画像の輝度に変化する。すなわち、温度が上昇すると、その部分のグラジエントエコー信号の信号強度は弱まり、MRI 装置がグラジエントエコー信号に基づき表示する形態画像中で、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、信号強度法によって取得された形態画像を観測すると、被検体内に生じた温度の変化をある程度知ることができる。

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。

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、組織の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 $0.71、1.09、2.17^\circ\text{C}$ 、計測可能な温度範囲はそれぞれ $130.2、195.3、390.6^\circ\text{C}$ 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。したがって、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画像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。

以上の理由から、温度分布計測を前述した IV-MRI へ適用することが困難となる。さらに処理負荷の増大などによる効率低下をもたらすことになる。

そこで、本発明は、MRI 装置において、形態画像と、温度分布または温度変化分布を表す画像との双方を良好にかつ効率的に取得可能とすることを課題としている。

発明の開示

本発明は、上記課題を達成するために、本発明においては磁気共鳴イメージング装置が、被検体が置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記静磁場に置かれた前記被検体の検査対象領域に存在する核スピンの核磁気共鳴を起こさせる高周波パルス印加手段と、前記検査対象から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、前記核スピンを 1 回励起した後に同一位相エンコードの下でエコー時間の異なる複数の核磁気共鳴信号を発生させるパルスシーケンスを前記高周波パルス及び前記傾斜磁場の印加を制御して繰返し実行する制御手段と、前記検査対象から発生するエコー時間の異なる複数の核磁気共鳴信号を検出する検出手段と、前記検出手段によって第 1 のエコー時間に検出された核磁気共鳴信号を用いて前記検査対象領域の温度分布画像を生成する温度分布画像生成手段と、前記検出手段によって第 2 のエコー時間に検出された核磁気共鳴信号を用いて前記検査対象領域の形態画像を生成する形態画像生成手段と、前記温度分布画像と前記形態画像とを表示する画像表示手段とを備えて構成される。

そして、上記磁気共鳴イメージング装置における前記温度分布画像生成手段には、前記検出手段が第 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、前記検査対象領域の温度分布を画像化する手段が含まれる。

また、本発明の磁気共鳴イメージング装置における前記形態画像生成手段には、前記検出手段が前記第 1 のエコー時間において検出した核磁気共鳴信号と前記第 2 のエコー時間において検出した核磁気共鳴信号とを用いて前記検査対

象領域の形態画像を生成する手段が含まれる。

- さらに、本発明の磁気共鳴イメージング装置における前記画像表示手段には、前記温度分布画像と前記形態画像とを単一の表示画面へ並べて表示させる手段が含まれ、また、前記画像表示手段には、全画面に表示された前記形態画像中に前記検査対象領域の温度分布または温度分布が計測された領域の温度分布画像を嵌め込んで表示させる手段を含んでもよい。

本発明において用いられるパルスシーケンスは、1回のRFパルスの印加とそれに引き続いて極性を反転して印可される複数の読取り傾斜磁場とを含むグラジエントエコータイプのパルスシーケンスである。

- さらに、本発明において用いられるパルスシーケンスは、第1のRFパルスと、この第1のRFパルスによって励起された核スピンを反転させる第2のRFパルスと、それに引き続いて極性を反転して印可される複数の読取り傾斜磁場とを含むスピンエコータイプのパルスシーケンスでもよい。

- さらに、本発明は上記課題を達成するために、磁気共鳴イメージング装置を、被検体が置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記静磁場に置かれた前記被検体の検査対象領域に存在する核スピんに核磁気共鳴を起こさせる高周波パルスを印加する高周波パルス発生手段と、前記検査対象から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、前記核スピンを1回励起した後に同一位相エンコードの下でエコー時間の異なる複数の核磁気共鳴信号を発生させるパルスシーケンスを前記高周波パルス及び前記傾斜磁場の印加を制御して繰返し、経時的に前記被検体の検査対象領域を複数回撮影する制御手段と、前記撮影毎に前記検査対象から発生するエコー時間の異なる複数の核磁気共鳴信号を検出する検出手段と、前記検出手段によって第1のエコー時間に検出された核磁気共鳴信号を用いて各撮影の前記検査対象領域の温度分布を求め、異なる撮影の温度分布から前記検査対象領域の温度変化分布画像を生成する温度変化分布画像生成手段と、前記1回の撮影において前記検出手段によって第2のエコー時間に検出された核磁気共鳴信号を用いて前記検査対象領域の形態画像を生成する形態画像生成手段と、前記温度変化分布画像と

前記形態画像とを表示する画像表示手段とを備えて構成される。

- そして、上記磁気共鳴イメージング装置における前記温度変化分布画像生成手段には、基準と成る撮影における前記検出手段が第 1 のエコー時間において検出した核磁気共鳴信号と、前記基準となる撮影より後の撮影における前記検
- 5 出手段が第 1 のエコー時間において検出した核磁気共鳴信号とから求まる空間位相分布に基づいて、前記検査対象領域の温度変化分布を画像化する手段が含まれる。

- また、上記磁気共鳴イメージング装置における前記温度変化分布画像生成手段には、基準と成る撮影における前記検出手段が第 1 のエコー時間において検
- 10 出した核磁気共鳴信号から基準複素画像を算出するとともに、前記基準となる撮影より後の撮影における前記検出手段が第 1 のエコー時間において検出した核磁気共鳴信号から複素画像を算出する手段と、前記複素画像算出手段によって算出された 2 つの複素画像の差分演算を行って複素差分画像を算出する手段とが含まれ、
- 15 さらに、前記温度変化分布画像生成手段には、前記複素差分画像に対し静磁場変動を補正する手段が更に含まれてもよい。

- さらに、上記磁気共鳴イメージング装置における前記形態画像生成手段には、1 回の撮影において前記検出手段が前記 1 のエコー時間において検出した核磁気共鳴信号と前記 2 のエコー時間において検出した核磁気共鳴信号とを用いて
- 20 前記検査対象領域の形態画像を生成する手段が含まれる。

- 上記磁気共鳴イメージング装置において、前記画像表示手段は、前記温度変化分布画像と前記形態画像とを単一の表示画面へ並べて表示させる手段を含み、前記画像表示手段には、全画面に表示された前記形態画像中に前記検査対象領域の温度変化分布が計測された領域の温度変化分布画像を嵌め込んで表示させる
- 25 手段を含んでもよい。

また、上記磁気共鳴イメージング装置において、前記パルスシーケンスは 1 回の RF パルスの印加とそれに引き続いて極性を反転して印可される複数の読取り傾斜磁場とを含むグラジエントエコータイプのパルスシーケンスを用いてもよく、更には、前記パルスシーケンスは、第 1 の RF パルスと、この第 1 の RF

パルスによって励起された核スピンを反転させる第2のRFパルスと、それに引き続いて極性を反転して印可される複数の読取り傾斜磁場とを含むスピンエコータイプのパルスシーケンスを用いてもよい。

- さらに、上記磁気共鳴イメージング装置において、前記制御手段は、原子核
5 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、第2のエコー時間に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、
第1のエコー時間にグラジエントエコー信号を発生させるように前記高周波パ
ルス発生手段と前記傾斜磁場発生手段とを制御する。

10

図面の簡単な説明

- 図1は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である。図
2は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である。図3は本発明の実施形態に係るMRI装置の
15 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
ートである。図4は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である。図5は本発明の実
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
グチャートである。図6は本発明の実施形態に係るMRI装置の第3の動作例に
20 によるパルスシーケンスを示すタイミングチャートである。図7は従来のグラデ
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
ングチャートである。

発明を実施するための最良の形態

- 25 以下、本発明の実施形態について説明する。

図1に、本実施形態に係るMRI装置の構成を示す。図示のように、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。

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 H_0 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に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。

- 5 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 G_x, G_y, G_z を発生する傾斜磁場コイル 209a、209b と、傾斜磁場電源 210 とから成り、被検体 201 から生じる核磁気共鳴 (NMR) 信号へ位置情報を付与するものである。

- 10 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 へ高周波磁場を印加し、被検体 201 内の原子核スピン (以下、単にスピンという) を励起させる。通常は励起対象とされる核種は ^1H (プロトン) であるが、 ^{31}P 、 ^{13}C 等の他の原子核が対象とされることもある。

- 15 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 を備える。コイル 214b によって検出された NMR 信号は増幅器 215 を通った後、検波器 216 へ入力され直交位相検波処理によって二系列のデータとされ、A/D 変換器 217 によってデジタル化されてコンピュータ 208 へ入力される。

- 20 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。

- 25 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。

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。

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、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。

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。

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とを生成する動作について説明する。以下においては便宜上、スライス選択傾斜磁場 G_s の傾斜の方向を z 軸方向、位相エンコード傾斜磁場 G_p の傾斜の方向を y 軸方向、周波数エンコーディング／読取り傾斜磁場 G_r の傾斜の方向を x 軸方向として説明を行う。

まず、第 1 の動作例について説明する。

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 G_p の印加に対して、形態情報（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）との双方を生成させるマルチエコー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。

以下、このような動作の詳細を説明する。まず、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 G_p の印加とによって、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タイプ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、SSFP (Steady State Free Precession) 系の高速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 G_p の印加に対してマルチエコ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。

10

図示のパルスシーケンス例では、まず、目的とされるスライスの z 方向位置に応じて選択されたスライス選択傾斜磁場 G_s402 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スピンを励起し、引き続き、位相エンコード傾斜磁場 G_p403 を印加する。次に形態情報の取得に適したエコー時間

5 TE1（例えば、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 G_r404 の印加量と極性の制御を行って、スピンの位相を拡散、再収束させる。こうしてエコー時間 TE1 のエコー信号 405 を検出する。

次いで、温度計測に適したエコー時間 TE2（例えば、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 G_r404 の極性を反転

10 させる。こうしてエコー時間 TE2 のエコー信号 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 G_p403 によって y 方向の位置情報が位相に、読み取り傾斜磁場 G_r404 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。

このパルスシーケンスを、位相エンコード傾斜磁場 G_p403 の強度を例えば 128

15 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画像形成に必要な数、例えば 128 個ずつ得る。以下、この 1 スライス分のエコー時間 TE1 と TE2 のエコー信号を画像形成に必要な数だけ得る動作を、1 回の撮影と呼ぶ。同じスライスに対して、このような撮影を複数回繰り返して、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。

20 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。図 3 は、この形態画像と温度変化分布画像の生成の手順を示す。

まず、操作部 221 より計測の開始が指示されると、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て図 3 に示された処理を開始し、まず、第 1 回目の撮影を行う。（ステップ 301）

25 そして、コンピュータ 208 は、1 回目の撮影の結果得られた TE2 のエコー信号を二次元フーリエ変換して複素画像を求め、そして、これを基準複素画像として記憶する。（ステップ 302）

次に、コンピュータ 208 は、1 回目の撮影の結果得られた TE1 のエコー信号に、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）。

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形態画像の生成のために用いてもよい。加算により SN 比を向上することができるからである。但し、TE1 と TE2 との差を比較し、その差が大きい場合には、形態画像において目的とされてい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

5 可能性もあるので、その場合には加算を行わない選択をできるようにしてもよい。

その後、コンピュータ 208 は操作部 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る。(ステップ 304)

計測の終了が指示されていない場合には、処理ステップはステップ 305 以降へ進められる。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

10 で計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 以降のステップの処理に進むようにするとよい。

ステップ 305 からステップ 309 までの処理では、まず、コンピュータ 208 はステップ 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

15 TE2 のエコー信号を二次元フーリエ変換して複素画像を求め、これを現複素画像とする (ステップ 306)。次に、コンピュータ 208 は、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複素差分画像を求める。(ステップ 307)

そして、コンピュータ 208 は、演算結果に対して、第 1 回目の撮影時と今回

20 の撮影時との間の静磁場変動の影響を補正する。(ステップ 308)

次に、コンピュータ 208 は、この静磁場変動の影響が補正された後の複素差分画像を式 (1) に適用して空間位相変化分布を求め (ステップ 309)、次いで、求められた空間位相変化分布を式 (2) に適用して温度変化分布画像を生成する。

(ステップ 310)

25 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内の温度変化の分布を表す。

次に、コンピュータ 208 は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)

コンピュータ 208 はこれを計測終了の指示が出るまで繰り返し、各時点で生成された形態画像と温度変化分布画像とを生成し表示する。表示の方法としては、形態画像と温度分布画像とをディスプレイ 228 の画面へ並列に表示してもよいし、温度分布画像を形態画像に重ねて表示してもよい。

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 の表示画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 の表示画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イ 228 の表示画面の全面に表示させるようにするとともに、温度変化分布画像 903 を縮小して、または温度変化を生じている領域の画像を切り出して、ディスプレイ 228 の表示画面で任意の位置にまたは移動可能に表示させてもよい。この表示形態によれば形態画像は大きく表示され、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 がウインドウ形式で表示される。

さらに表示態様は、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させるようにするとともに、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させてもよい。以上のような表示形態を採用することによって、一つの画面で、または一つの画像で、形態（解剖学的情報）と温度変化をモニタリングすることができる。

このような表示態様を実現する手段としては、複数の画像を記憶するメモリと、このメモリに記憶された複数の画像データを読み出して画像合成する手段とがあればよく、このような技術は医療機器の分野では公知の技術であるので、説明は省略する。

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。

1 3

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、その差分から空間位相分布を求め、温度変化分布を求めたが、等価な結果を得られるものであれば、例えば、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) 、例えば、 $S(x, y)$ 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、温度変化分布画像の生成に際しては、ステップ 308
5
10
で行った静磁場変動の補正の他、式 (1) のアークタンジェント演算により生じるアークタンジェントエリアシングの補正などの適当な補正をさらに付加して行うようにしてもよい。

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が、次に、本発明の 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 の動作態様について説明する。
15

第 2 の動作態様では、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 G_p の印加とに対して、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ジエントエコー信号の双方を生成させるマルチエコータイプのパルスシーケンスが用いられる。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ジエントエコー信号を同時に得る。
20
第 1 の動作態様と同様に、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。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が生成される。また、基準とする時点において求めた 1 スライス分のグラジエントエコー信号と各時点において求めた 1 スライス分のグラジ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が生成される。
25

このパルスシーケンス例を図 5 に示す。

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 $RF501$ とを印加して、被検

1 4

体の目的スライスの核スピンの励起され、引き続き、位相エンコード傾斜磁場 Gp505 が印加される。次にスライス選択傾斜磁場 Gs504 と 180° 高周波パルス RF502 とが印加され目的スライスの核スピンの反転させられる。

5 次いで、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 が発生するように読取り傾斜磁場 Gr506 の印加、反転制御が行われ、スピンエコー信号 507 が計測される。

10 さらに続けて読取り傾斜磁場 Gr506 の印加、反転がなされて、スピンエコー信号 507 発生時 (TE) から ϵ 経過後に、グラディエントエコー信号 508 が発生させられ、検出される。

このパルスシーケンスが、位相エンコード傾斜磁場 Gp505 の強度を画像形成に必要な数、例えば 128 段階変化させながら繰り返して実行され、1 スライス分の撮影が行われる。そして、同じスライスに対して、このような撮影が繰り返され、撮影の各時点における形態画像と温度分布画像とが生成される。

15 第 2 の動作態様における形態画像と温度分布画像の生成は、前記第 1 の動作態様とほぼ同様であるが、図 3 に示されるステップ 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することによって、形態画像が生成される。この場合にも画像の劣化を招かない範囲で、グラ
20 ディエントエコー信号の加算を行ってもよい。

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ジェントエコー信号の時間的間隔 ϵ が式 (2) の TE として適用される。

25 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。

次に、本発明の 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 の動作態様について説明する。

第 3 の動作態様でも第 2 の動作例と同様に、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 との印加に対して、形態情報の取得に適したス

1 5

ピンエコー信号と温度計測に適したグラジ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が用いられる。但し、この動作態様におけるパルスシーケンスでは、形態情報の取得に適したスピンエコーは、温度計測に適したグラジエントエコー信号よりも時間的に後に発生され、取得される。

- 5 この動作態様のパルスシーケンスは TE1 を長くとることができるので、T2 強調の形態画像を得るのに適している

図 6 は第 3 の動作態様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されたスライス選択傾斜磁場 Gs603 と 90° 高周波パルス RF601 とを印加することによって、
10 被検体の目的とするスライスの核スピンの励起される。引き続き、位相エンコード傾斜磁場 Gp605 を印加される。次に、スライス選択傾斜磁場 Gs604 と 180° 高周波パルス RF602 とが印加されて目的とするスライスの核スピンの反転される。

- この 180° 高周波パルス RF602 の印加からエコー時間 TE1 の半分 ($TE1/2$)
15 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、読取り傾斜磁場 Gr606 の印加及び反転を制御して、スピンエコー発生時点より ε 前にグラジエントエコー信号 607 が発生させられ、それが検出される。

このパルスシーケンスが、位相エンコード傾斜磁場 Gp605 の強度を画像形成に必要な数、例えば 128 段階に変化させながら繰り返して実行され、1 スライス
20 分のグラジエントエコー信号とスピンエコー信号を取得して撮影が行われる。同じスライスに対して、このような撮影が繰り返され、一連の撮影の各時点における形態画像と温度分布画像が生成される。

なお、第 3 の動作態様における形態画像と温度分布画像の生成においても、第 2 の動作態様と同様に、図 3 のステップ 303 における形態画像の生成では、1
25 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ジ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、形態画像が生成される。また、ステップ 310 の温度変化分布画像の生成に際しては、検出するグラジエントエコー信号とスピンエコー信号との時間間隔 ε が式 (2) における TE として適用される。なお、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動作態様と同様である。

以上、本発明の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。

- 5 以上のように、本発明の実施形態は、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 G_p との印加に対して、形態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を用いるので、位相法を適用した精度良い温度変化または
- 10 温度分布と、SN比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を、少なくとも部分的に共通化されたパルスシーケンスとしたので、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、
- 15 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。
- 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。

請 求 の 範 囲

1. 被検体が置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、
前記静磁場に置かれた前記被検体の検査対象領域に存在する核スピンの核
5 磁気共鳴を起こさせる高周波パルス印加手段と、
前記検査対象から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、
前記核スピンを1回励起した後に同一位相エンコードの下でエコー時間の
10 異なる複数の核磁気共鳴信号を発生させるパルスシーケンスを前記高周波パ
ルス及び前記傾斜磁場の印加を制御して繰返し実行する制御手段と、
前記検査対象から発生するエコー時間の異なる複数の核磁気共鳴信号を検
出する検出手段と、
前記検出手段によって第1のエコー時間に検出された核磁気共鳴信号を用
15 いて前記検査対象領域の温度分布画像を生成する温度分布画像生成手段と、
前記検出手段によって第2のエコー時間に検出された核磁気共鳴信号を用
いて前記検査対象領域の形態画像を生成する形態画像生成手段と、
前記温度分布画像と前記形態画像とを表示する画像表示手段とを備えた磁
気共鳴イメージング装置。
20 2. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記温度分布画像
生成手段は、前記検出手段が第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、前記検査対象領域の温度分布を
画像化する手段を含む。
3. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記形態画像生成
25 手段は、前記検出手段が前記1のエコー時間において検出した核磁気共鳴信
号と前記2のエコー時間において検出した核磁気共鳴信号とを用いて前記検
査対象領域の形態画像を生成する手段を含む。
4. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記画像表示手段
は、前記温度分布画像と前記形態画像とを単一の表示画面へ並べて表示させ

る手段を含む。

- 5 5. 請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記画像表示手段は、全画面に表示された前記形態画像中に前記検査対象領域の温度分布または温度分布が計測された領域の温度分布画像を嵌め込んで表示させる手段を含む。
6. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記パルスシーケンスは1回のRFパルスの印加とそれに引き続いて極性を反転して印可される複数の読取り傾斜磁場とを含むグラジエントエコータイプのパルスシーケンスである。
- 10 7. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記パルスシーケンスは、第1のRFパルスと、この第1のRFパルスによって励起された核スピンを反転させる第2のRFパルスと、それに引き続いて極性を反転して印可される複数の読取り傾斜磁場とを含むスピンエコータイプのパルスシーケンスである。
- 15 8. 被検体が置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、
前記静磁場に置かれた前記被検体の検査対象領域に存在する核スピんに核磁気共鳴を起こさせる高周波パルスを印加する高周波パルス発生手段と、
前記検査対象から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
20 磁場発生手段と、
前記核スピンを1回励起した後に同一位相エンコードの下でエコー時間の異なる複数の核磁気共鳴信号を発生させるパルスシーケンスを前記高周波パルス及び前記傾斜磁場の印加を制御して繰返し、経時的に前記被検体の検査対象領域を複数回撮影する制御手段と、
- 25 前記撮影毎に前記検査対象から発生するエコー時間の異なる複数の核磁気共鳴信号を検出する検出手段と、
前記検出手段によって第1のエコー時間に検出された核磁気共鳴信号を用いて各撮影の前記検査対象領域の温度分布を求め、異なる撮影の温度分布から前記検査対象領域の温度変化分布画像を生成する温度変化分布画像生成手

段と、

前記1回の撮影において前記検出手段によって第2のエコー時間に検出された核磁気共鳴信号を用いて前記検査対象領域の形態画像を生成する形態画像生成手段と、

5 前記温度変化分布画像と前記形態画像とを表示する画像表示手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置。

9. 請求項8に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記温度変化分布画像生成手段は、基準と成る撮影における前記検出手段が第1のエコー時間において検出した核磁気共鳴信号と、前記基準となる撮影より後の撮影における前記検出手段が第1のエコー時間において検出した核磁気共鳴信号とから求まる空間位相分布に基づいて、前記検査対象領域の温度変化分布を画像化

10 化する手段を含む。

10. 請求項9に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記温度変化分布画像生成手段は、基準と成る撮影における前記検出手段が第1のエコー時間において検出した核磁気共鳴信号から基準複素画像を算出するとともに、

15 前記基準となる撮影より後の撮影における前記検出手段が第1のエコー時間において検出した核磁気共鳴信号から複素画像を算出する手段と、前記複素画像算出手段によって算出された2つの複素画像の差分演算を行って複素差分画像を算出する手段とを含む。

20 11. 請求項10に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記温度変化分布画像生成手段は、前記複素差分画像に対し静磁場変動を補正する手段を更に含む。

12. 請求項8に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記形態画像生成手段は、1回の撮影において前記検出手段が前記1のエコー時間において

25 検出した核磁気共鳴信号と前記2のエコー時間において検出した核磁気共鳴信号とを用いて前記検査対象領域の形態画像を生成する手段を含む。

13. 請求項8に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記画像表示手段は、前記温度変化分布画像と前記形態画像とを単一の表示画面へ並べて表示させる手段を含む。

20

- 1 4. 請求項 1 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記画像表示手段は、全画面に表示された前記形態画像中に前記検査対象領域の温度分布または温度分布が計測された領域の温度分布画像を嵌め込んで表示させる手段を含む。
- 5 1 5. 請求項 8 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記パルスシーケンスは 1 回の RF パルスの印加とそれに引き続いて極性を反転して印可される複数の読取り傾斜磁場とを含むグラジエントエコータイプのパルスシーケンスである。
- 10 1 6. 請求項 8 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記パルスシーケンスは、第 1 の RF パルスと、この第 1 の RF パルスによって励起された核スピンを反転させる第 2 の RF パルスと、それに引き続いて極性を反転して印可される複数の読取り傾斜磁場とを含むスピンエコータイプのパルスシーケンスである。
- 15 1 7. 請求項 1 6 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、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、第 2 のエコー時間に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、第 1 のエコー時間にグラジエントエコー信号を発生させるように前記高周波パルス発生手段と前記傾斜磁場発生手段とを制御する。

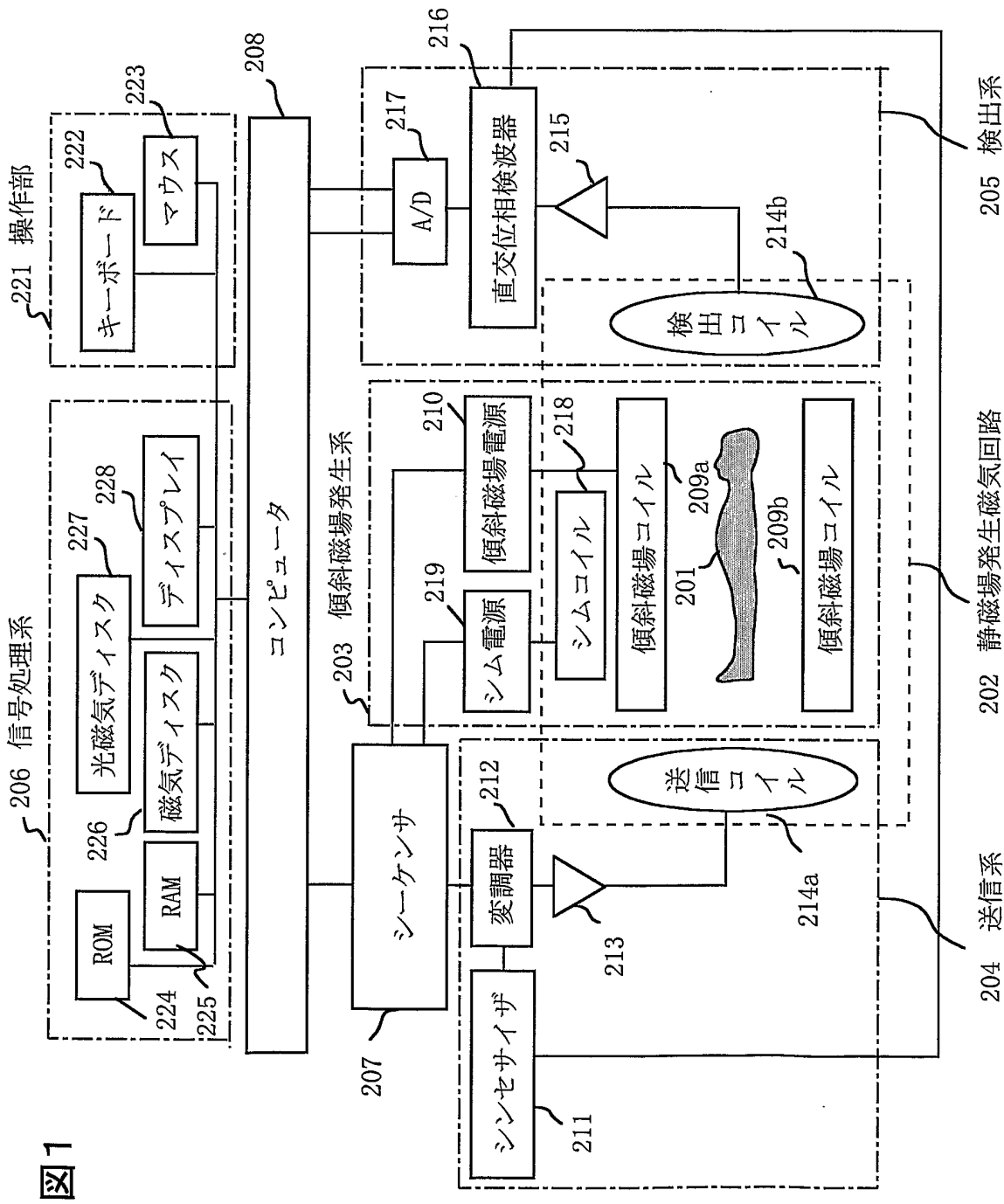
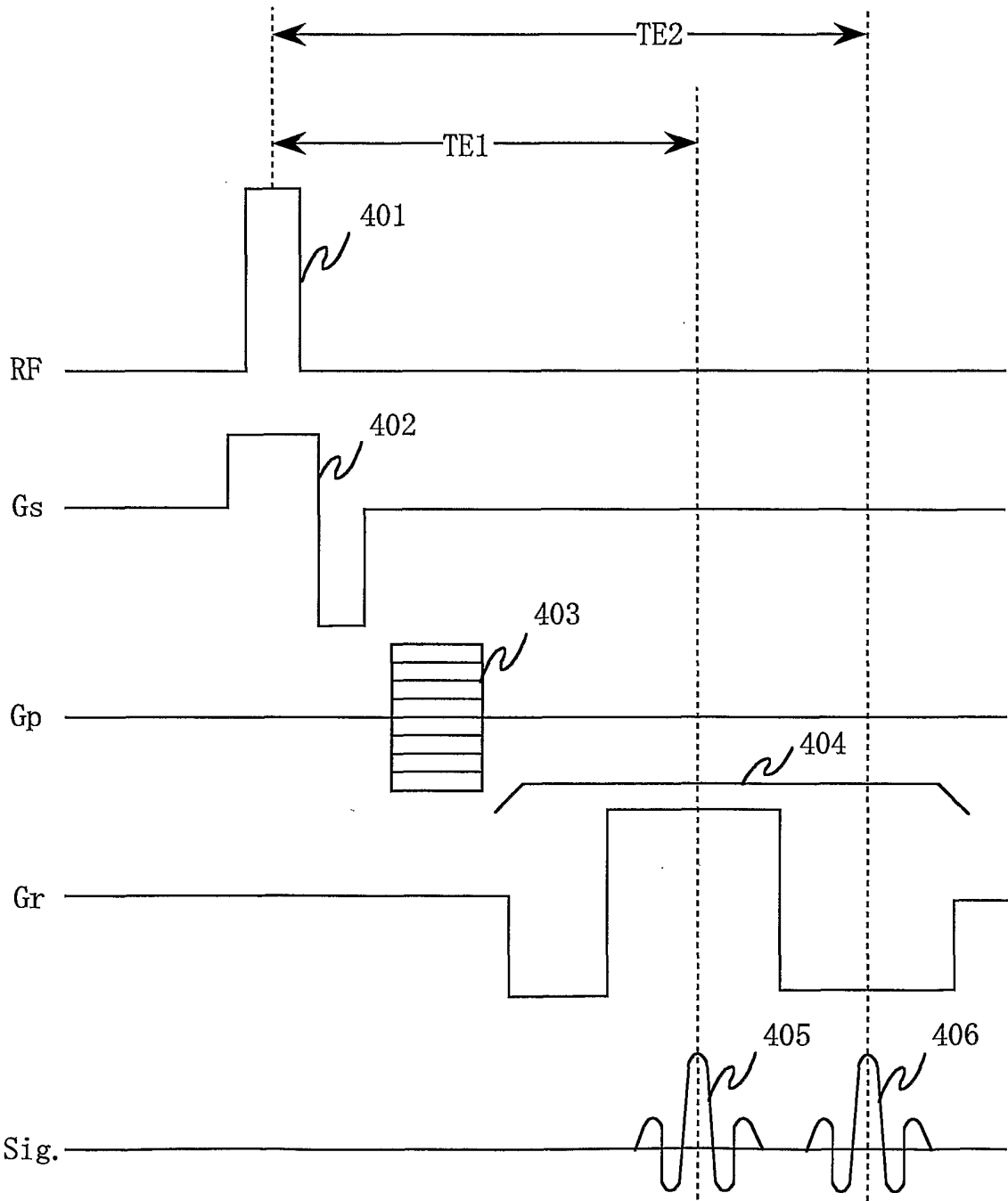
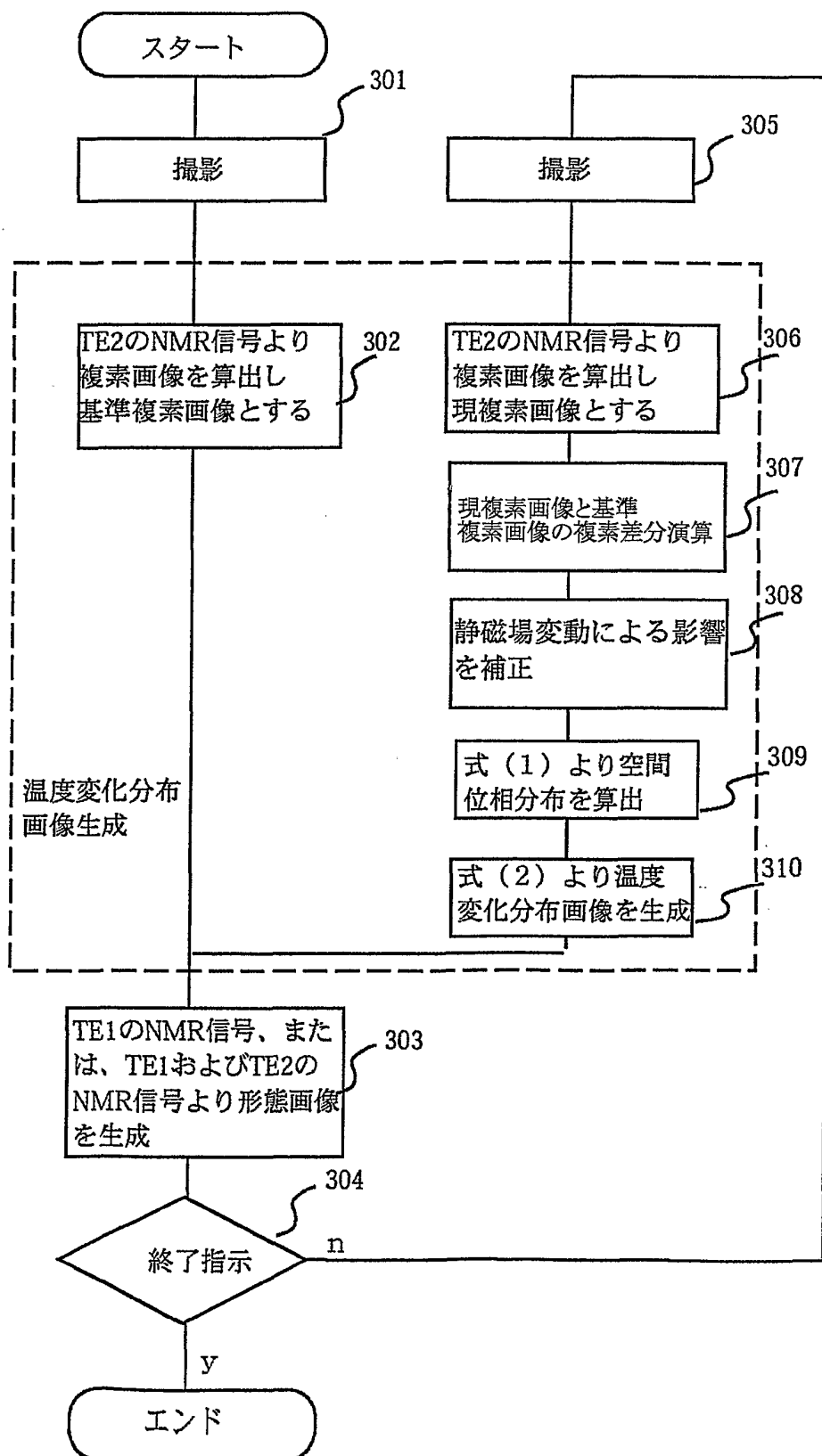


図2



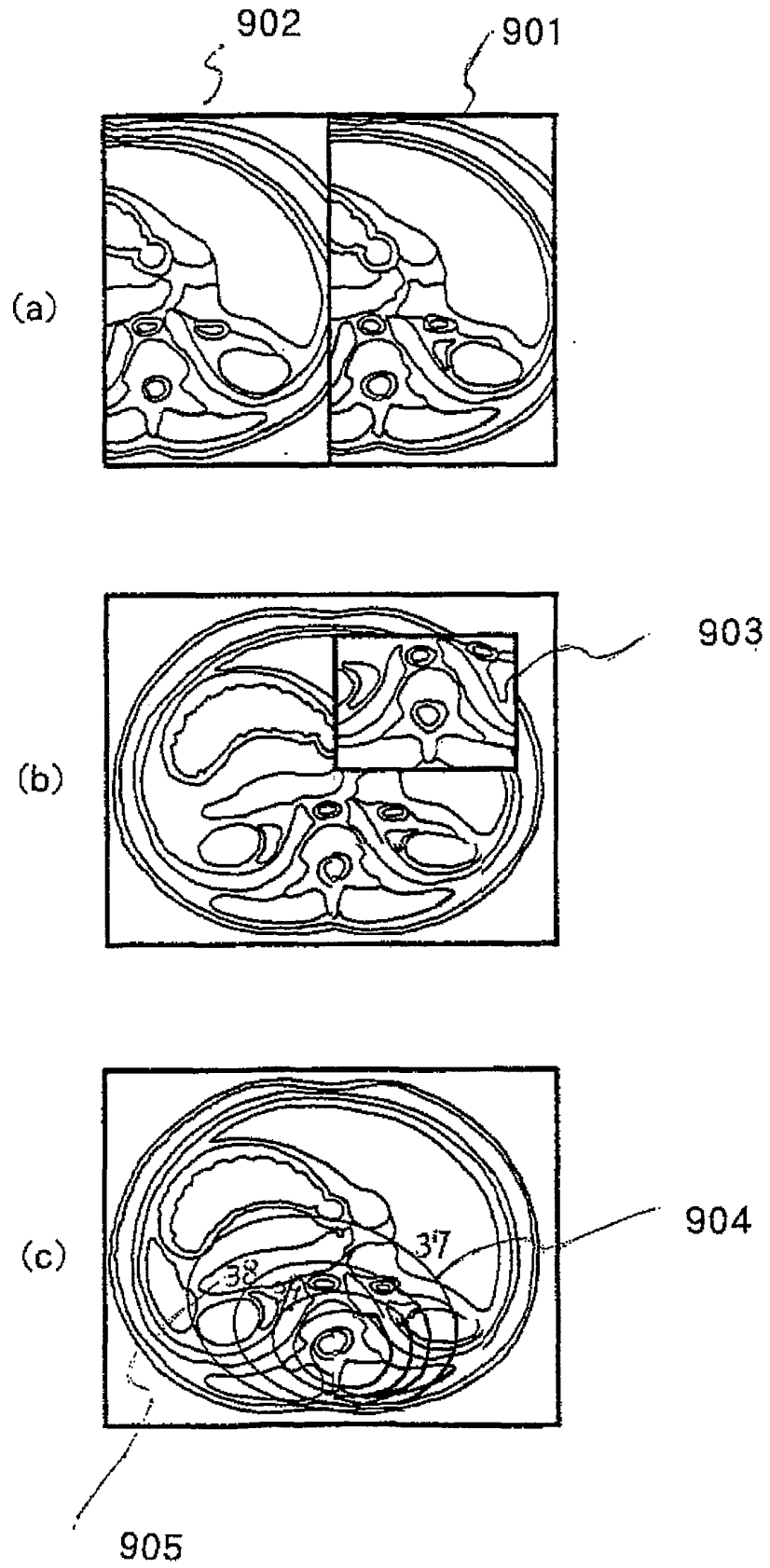
3/7

図3



4/7

図4



5/7

図5

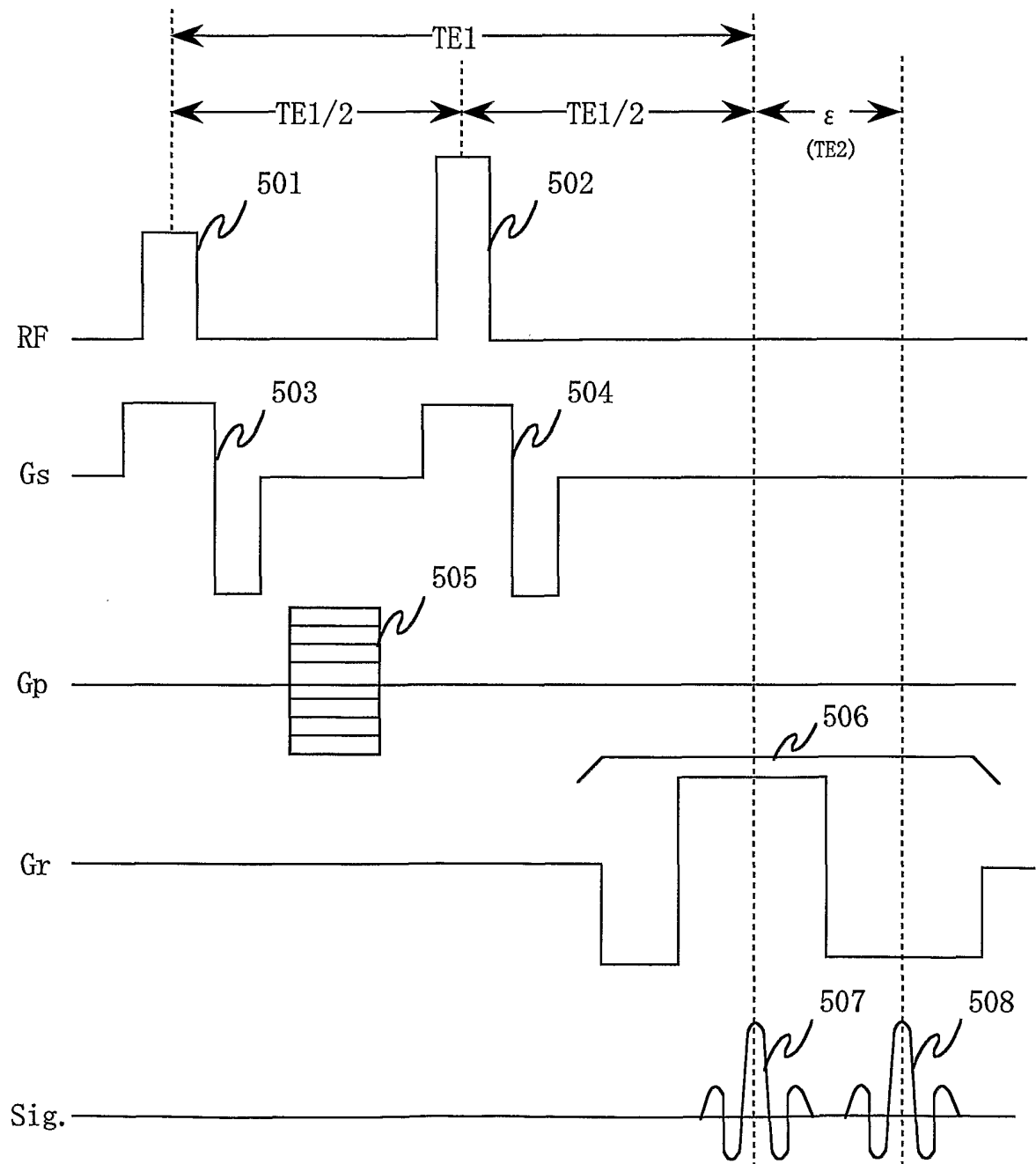


図6

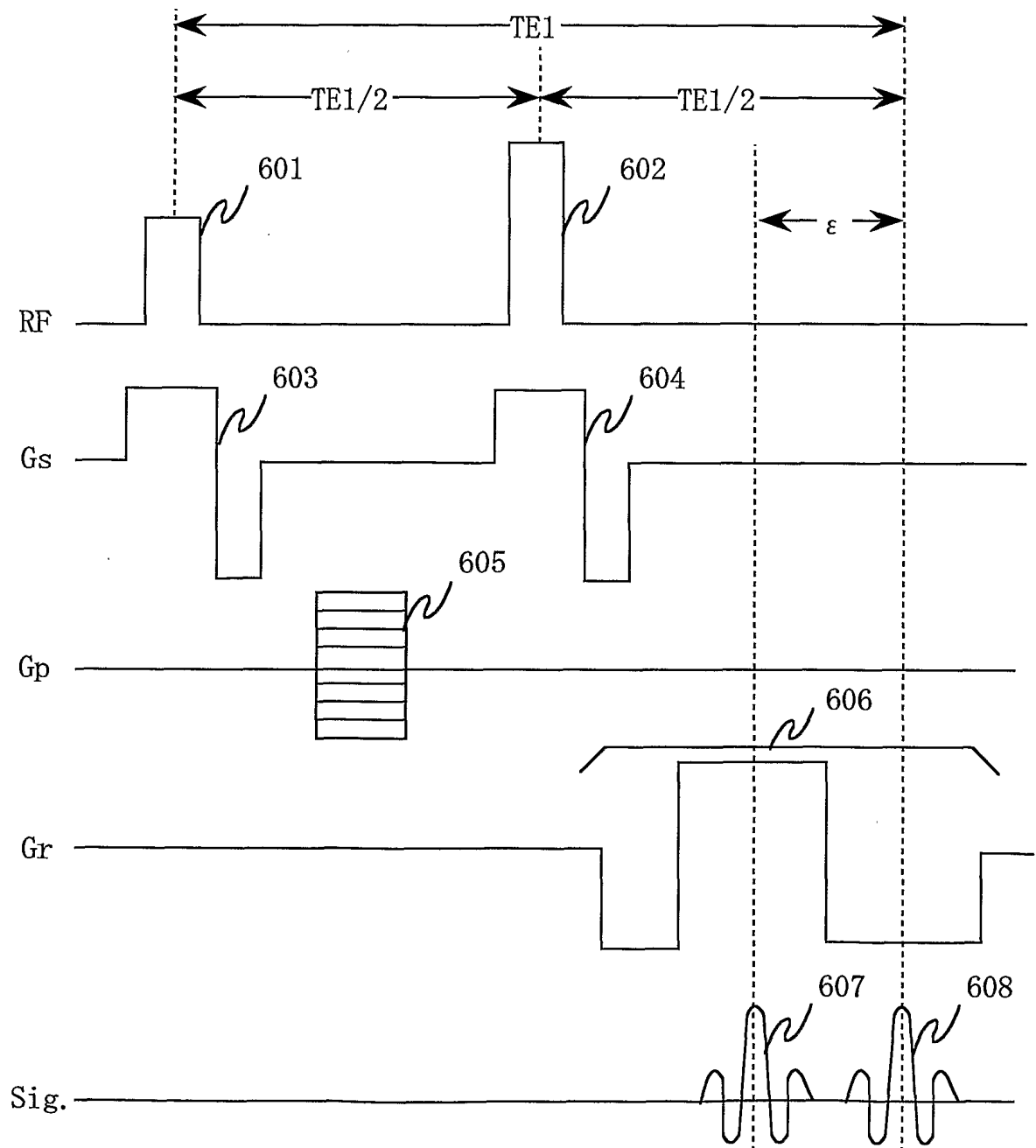
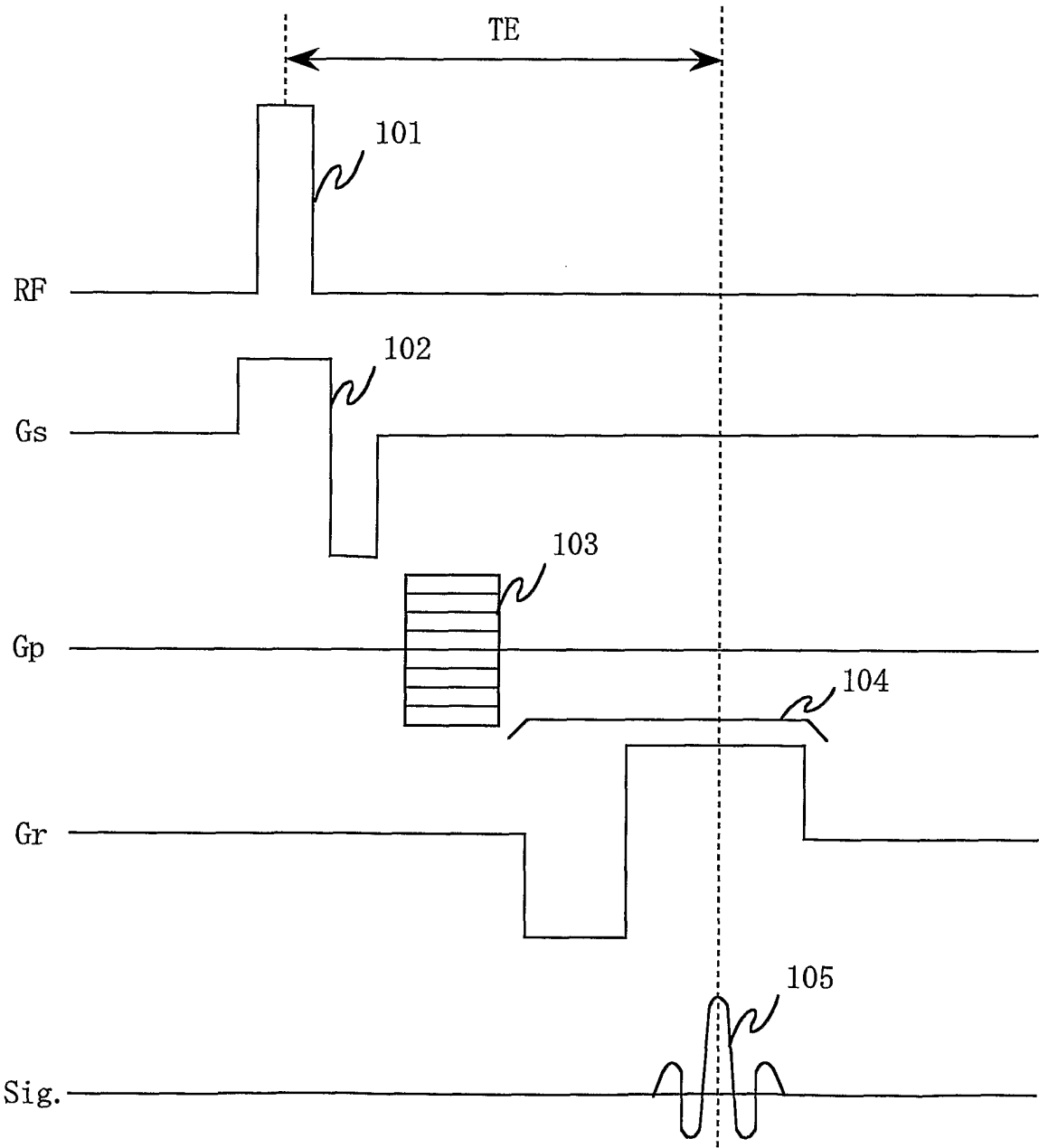


図7



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP01/06910

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61B5/055, G01R33/48

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, G01R33/20-33/64, G01N24/00-24/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1992-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2001
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2001 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2001

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 9-135824 A (Toshiba Corporation), 27 May, 1997 (27.05.97),	1-5, 7-10, 12-14, 16, 17
Y	Full text; all drawings & US 5916161 A	4, 11, 15
X	JP 8-84740 A (Toshiba Corporation), 02 April, 1996 (02.04.96),	1-5, 7-10, 12-14, 16, 17
Y	Par. No. [0156]; Fig. 24 (Family: none)	4, 11, 15
Y	JP 5-253192 A (Toshiba Corporation), 05 October, 1993 (05.10.93), Full text; Fig. 5 & EP 560397 A & US 5378987 A	4, 15
Y	JP 6-261874 A (Toshiba Corporation), 20 September, 1994 (20.09.94), Full text; all drawings (Family: none)	11

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "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) "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	"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 "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 "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 "&" document member of the same patent family
--	--

Date of the actual completion of the international search
28 August, 2001 (28.08.01)

Date of mailing of the international search report
11 September, 2001 (11.09.01)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B5/055, G01R33/48

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. Cl⁷ A61B5/055, G01R33/20-33/64, G01N24/00-24/14

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	1992-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2001年
日本国登録実用新案公報	1994-2001年
日本国実用新案登録公報	1996-2001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)

JICSTファイル (JOIS)

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	J P 9-135824 A (株式会社東芝) 27. 5月. 1997 (27. 05. 97)	1-5, 7-10, 12-14, 16, 17
Y	全文, 全図 & US 5916161 A	4, 11, 15
X	J P 8-84740 A (株式会社東芝) 2. 4月. 1996 (02. 04. 96)	1-5, 7-10, 12-14, 16, 17
Y	段落【0156】, 第24図 (ファミリーなし)	4, 11, 15

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ 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

の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

28. 08. 01

国際調査報告の発送日

11.09.01

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
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)

神谷 直慈



2W 9310

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
Y	JP 5-253192 A (株式会社東芝) 5. 10月. 1993 (05. 10. 93) 全文, 第5図 & EP 560397 A & US 5378987 A	4, 15
Y	JP 6-261874 A (株式会社東芝) 20. 9月. 1994 (20. 09. 94) 全文, 全図 (ファミリーなし)	11