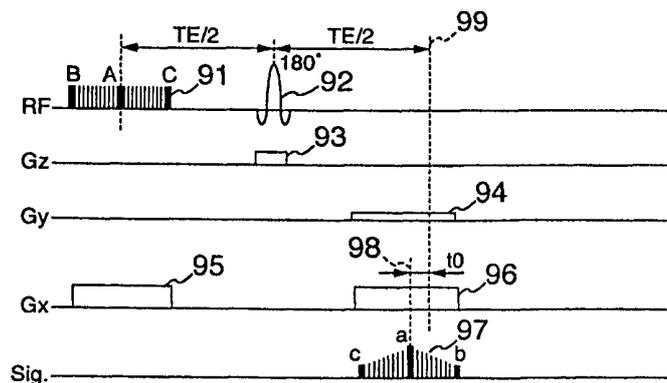




<p>(51) 国際特許分類7 A61B 5/055, G01R 33/485</p>	<p>A1</p>	<p>(11) 国際公開番号 WO00/32107</p> <p>(43) 国際公開日 2000年6月8日(08.06.00)</p>
<p>(21) 国際出願番号 PCT/JP99/06797</p> <p>(22) 国際出願日 1999年12月3日(03.12.99)</p> <p>(30) 優先権データ 特願平10/344401 1998年12月3日(03.12.98) JP</p> <p>(71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION)[JP/JP] 〒101-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo, (JP)</p> <p>(72) 発明者 ; および</p> <p>(75) 発明者 / 出願人 (米国についてのみ) 清水博道(SHIMIZU, Hiromichi)[JP/JP] 〒125-0033 東京都葛飾区東水元2-16-7 第7竹石マンション303 Tokyo, (JP) 渡部 滋(WATANABE, Shigeru)[JP/JP] 〒302-0102 茨城県北相馬郡守谷町松前台5-12-9 Ibaraki, (JP)</p> <p>(74) 代理人 浅村 皓, 外(ASAMURA, Kiyoshi et al.) 〒100-0004 東京都千代田区大手町2丁目2番1号 新大手町ビル331 Tokyo, (JP)</p>		<p>(81) 指定国 US, 欧州特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE)</p> <p>添付公開書類 国際調査報告書</p>

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGE DIAGNOSING APPARATUS

(54) 発明の名称 磁気共鳴画像診断装置



(57) Abstract

A burst wave (91) is applied as an RF magnetic field so as to excite hydrogen nuclei, a gradient magnetic field (95) gradient in the read direction is applied, and thus magnetization in strips is achieved. Thereafter an RF magnetic field pulse (92) for magnetization reversal for selecting a slice is applied, and a signal (97) is measured while applying a read-out gradient magnetic field (96). The timing at which a spin echo is generated is made different from that at which a gradient magnetic field echo is generated so as to the signal reflects the phase rotation due to chemical shift. The MR signal (97) is subjected to two-dimensional Fourier transform, the phase distribution is found from the real and imaginary parts of complex data after the Fourier transform, and the distribution is converted to a temperature change distribution and displayed. The temperature change of the diseased part resultant from IVMR is monitored in real time.

(57)要約

水素原子核を励起するためにRF磁場としてバースト波91を印加するとともに、リード方向の傾斜磁場95を印加し、磁化をストリップ状に励起する。その後、スライスを選択する磁化反転用RF磁場パルス92を印加し、リードアウト傾斜磁場96を印加しつつ信号97を計測する。この際、スピンエコーと傾斜磁場エコーの発生時刻を異ならせ、ケミカルシフトによる位相回転が信号に反映されるようにする。MR信号97を2次元フーリエ変換し、変換後の複素データの実部と虚部とから位相分布を計算し、温度変化に換算して表示する。IVMRに伴う、患部の温度変化をリアルタイムでモニターすることが可能になる。

PCTに基づいて公開される国際出願のパムフレット第一頁に掲載されたPCT加盟国を同定するために使用されるコード(参考情報)

AE	アラブ首長国連邦	DM	ドミニカ	KZ	カザフスタン	RU	ロシア
AL	アルバニア	EE	エストニア	LC	セントルシア	SD	スーダン
AM	アルメニア	ES	スペイン	LI	リヒテンシュタイン	SE	スウェーデン
AT	オーストラリア	FI	フィンランド	LK	スリ・ランカ	SG	シンガポール
AU	オーストラリア	FR	フランス	LR	リベリア	SI	スロヴェニア
AZ	アゼルバイジャン	GA	ガボン	LS	レソト	SK	スロヴァキア
BA	ボスニア・ヘルツェゴビナ	GB	英国	LT	リトアニア	SL	シエラ・レオネ
BB	バルバドス	GD	グレナダ	LU	ルクセンブルグ	SN	セネガル
BE	ベルギー	GE	グルジア	LV	ラトヴィア	SZ	スワジランド
BF	ブルキナ・ファソ	GH	ガーナ	MA	モロッコ	TD	チャド
BG	ブルガリア	GM	ガンビア	MC	モナコ	TG	トーゴ
BJ	ベナン	GN	ギニア	MD	モルドヴァ	TJ	タジキスタン
BR	ブラジル	GW	ギニア・ビサウ	MG	マダガスカル	TZ	タンザニア
BY	ベラルーシ	GR	ギリシャ	MK	マケドニア旧ユーゴスラヴィア	TM	トルクメニスタン
CA	カナダ	HR	クロアチア		共和国	TR	トルコ
CF	中央アフリカ	HU	ハンガリー	ML	マリ	TT	トリニダード・トバゴ
CG	コンゴ	ID	インドネシア	MN	モンゴル	UA	ウクライナ
CH	スイス	IE	アイルランド	MR	モーリタニア	UG	ウガンダ
CI	コートジボワール	IL	イスラエル	MW	マラウイ	US	米国
CM	カメルーン	IN	インド	MX	メキシコ	UZ	ウズベキスタン
CN	中国	IS	アイスランド	NE	ニジェール	VN	ヴェトナム
CR	コスタ・リカ	IT	イタリア	NL	オランダ	YU	ユーゴスラビア
CU	キューバ	JP	日本	NO	ノルウェー	ZA	南アフリカ共和国
CY	キプロス	KE	ケニア	NZ	ニュージーランド	ZW	ジンバブエ
CZ	チェッコ	KG	キルギスタン	PL	ポーランド		
DE	ドイツ	KP	北朝鮮	PT	ポルトガル		
DK	デンマーク	KR	韓国	RO	ルーマニア		

明 細 書

磁気共鳴画像診断装置

5 技術分野

本発明は、磁気共鳴診断装置(MRI)に関し、特に温度分布を計測するのに好適な医療用MRI装置に関する。

背景技術

- 近年MRIは組織描出能に優れた画像診断装置として、X線CTと並んで疾病の重要な診断手段となっている。さらに最近では、MRIを診断ばかりでなく、低侵襲治療の際にカテーテルやレーザーファイバーのガイドに応用する技術(Interventional MR:IVMR)が発展している。その応用の一つとして組織の温度分布の検出があり、腫瘍やヘルニア等の患部の組織を焼いて治療するレーザーアブレーション(laser ablation)、収束超音波アブレーションの際、患部の治療状態をリアルタイムでモニターするための手段として注目されている。

- 磁気共鳴(MR)信号を規定するパラメータの中で、温度依存性を示すパラメータにはスピン密度 ρ 、縦緩和時間 T_1 、横緩和時間 T_2 、水の拡散係数、水プロトンのケミカルシフト δ (J. C. Hindman, J. Chem. Phys. Vol. 44. 4582頁, 1966) 等がある。これらの中で、温度以外のファクターへの依存性が少ない点で、水プロトンのケミカルシフトの信頼性が高いとされている。

- ケミカルシフトの利用法としては、空間分解能が高く計測時間が短い点から、位相マップを用いる方法が有効である(特開平5-253192号, 「水プロトンのケミカルシフトを利用した高精度且つ高速温度マッピング(A precise and Fast Temperature Mapping Method Using Water Proton Chemical Shift)」 Y. Ishihara, A. Calderon et al., Abstracts of the Society of Magnetic Resonance Medicine, 11th Annual Meeting, Berlin, p.4803(1992))。

この方法は、グラディエントエコー(GrE)法等のケミカルシフト感受性を持ったシーケンスを用いて、温度変化の前後でのケミカルシフトの変化を、MR信号の位相差として検出する。温度による水プロトンの周波数シフトは $0.01\text{ppm}/\text{C}$ で

あり、位相差 $\Delta\phi$ は次式(1)で表される。

$$\Delta\phi = 2\pi \cdot \Delta\delta \cdot \gamma B_0 \cdot TE \quad (1)$$

- (式中、 $\Delta\phi$ は注目画素における位相差、 $\Delta\delta$ は当該画素における水プロトンのケミカルシフトの変化、 γ は核磁気回転比、 B_0 は静磁場強度、 TE はエコー時間である。以下、同じ。)

この位相差 $\Delta\phi$ から更に式(2)により温度差 ΔT を求める。

$$\Delta T(x, y) = \frac{\Delta\phi(x, y)}{2\pi \cdot \gamma B_0 \cdot TE \cdot \alpha} \quad (2)$$

10

(式中、 α は水プロトンのケミカルシフトの温度依存性[0.01ppm/°C]である。以下、同じ。)

この方法による温度の計測精度は、信号のS/N比とハードウェアの安定性に依存するが、 $\pm 1^\circ\text{C}$ 程度である。

- 15 従来のGrE法シーケンスによる位相マップ作成では、2次元計測では空間の1方向に位相エンコードループを反復する必要があるため、3次元計測では空間の2方向に2重の位相エンコードループを反復する必要があるため、短時間で位相マップを作成することは困難である。一例として高速GrE法にて、エコー時間 $TE=20\text{ms}$ 、繰り返し時間 $TR=30\text{ms}$ 、位相エンコードステップ数64を仮定すると、画像作成に
- 20 約2秒を要する。さらにスライスエンコードを16ステップ行うには32秒を要することになる。IVMRにおける温度計測では収束超音波治療等による患部の温度変化をリアルタイムでモニターする必要があるため、1秒あたり、数枚の画像を撮影することが望ましく、また併せて3次元の温度分布を表示することが望ましい。しかし上述したように従来のGrE法ではこれらは困難である。

- 25 従って本発明は、極めて短時間で温度分布画像を作成、表示することが可能なMRI装置を提供することを目的とする。

発明の開示

上記課題を解決するため、本発明では水プロトンを励起するための高周波磁場として、複数のサブパルスからなる一連の高周波パルス(以下、バースト波とい

う)を用いるとともにスピネコーよりも位相感受性の高い傾斜磁場エコーを発生させることにより、極めて高速で位相マップ作成、温度分布表示を可能とした。

尚、バースト波を用いた高速撮像シーケンスとしては、バースト法として知られているが(特公平6-34784号)、本発明ではこのバースト法のシーケンスを變形したシーケンスを実行し、ケミカルシフトに比例した位相回転が付与された傾斜磁場エコーを発生させ、位相マップおよび温度マップを取得可能にしたことを特徴としている。

即ち、本発明のMRI装置は、被検体の置かれる空間に静磁場、傾斜磁場および高周波(RF)磁場の各磁場を発生させる磁場発生手段と、前記被検体から生じるMR信号を検出する検出手段と、前記検出したMR信号に基づき画像を再構成する画像再構成手段と、画像表示手段と、これらを制御する制御手段とを備え、前記制御手段は、

- 1) 前記RF磁場としてバースト波を印加すると同時に、少なくとも1方向の傾斜磁場を印加し、
- 2) 前記傾斜磁場と同じ方向の傾斜磁場をリードアウト用傾斜磁場として印加しながら、MR信号を傾斜磁場エコーとして検出し、
- 3) 前記バースト波の印加の際または前記MR信号の検出の際に、前記MR信号を位相エンコードする傾斜磁場を印加し、
- 4) 検出された前記MR信号をフーリエ変換し、変換後の複素データの実部と虚部とから位相分布を計算し、
- 5) 前記位相分布または前記位相分布から求めた温度分布を画像として前記表示手段に表示する。

ここでバースト波とは、図3Aに示すような複数のサブパルス p から構成される一連のRFパルスをいい、時間軸上のバースト波をフーリエ変換すると、周波数軸上では図3Bに示すような同じ数の一連のパルス列が得られる。ここで、時間軸上のRFバーストを構成するサブパルスの間隔を u (秒)、パルス列全体の長さを W (秒)とすると、周波数軸上のパルス列を構成する方形波の間隔は $1/u$ (Hz)、幅は $1/W$ (Hz)となる。このようなバースト波で励起するとともに傾斜磁場を印加することにより、図3Cに示すようにその傾斜磁場方向(図では x 方向)に櫛状

の領域301が励起され、またRFパルスと同数のエコーを発生させることができる。これらエコーに異なる位相エンコードを付与することにより、ワンショットで2次元の位相分布或いは温度分布を得ることができる。従って、IVMRなどにおいてリアルタイムで位相画像あるいは温度分布像を更新しながら表示させることができる。この方法は、傾斜磁場の高速反転が不要であるため、ワンショットで2次元画像を形成できるEPI (Echo Planar Imaging) 法と比べても、さらに高速化が可能である。

また本発明では、MR信号を、スピンのディフェイズーリフェイズによって発生する傾斜磁場エコーとして計測することにより、位相感受性のあるデータを得ることができる。

本発明の1つの態様では、バースト波を印加した後に、スライス選択用の傾斜磁場とともに磁化反転用の高周波磁場パルスを印加する。この場合、傾斜磁場エコーは、磁化反転用の高周波磁場パルスを印加することによって発生するスピンエコーと異なる時刻に発生させる。スピンエコー生成時刻と傾斜磁場エコー形成時刻の差を t_0 とすると、この時間差 t_0 とケミカルシフトに比例した位相回転が信号に付与される。

本発明においては、スピンエコーを生成させず、傾斜磁場エコーのみを発生させてもよい。この場合は実効TEを長く設定でき、位相感度を向上させることができる。但し、磁化反転用の高周波磁場パルスを用いたスライス選択はできないので、スライス方向に位相エンコードを行う3次元計測に適する。

また本発明の他の態様によれば、位相エンコードのための傾斜磁場をスライス方向にも印加し、スライス方向についてエンコードステップを反復してデータ収集を行い、3次元の位相分布を作成する。この場合、バースト波を印加した後に、磁化反転用の高周波磁場パルスを用いてもよいし、磁化反転用の高周波磁場パルスを用いなくてもよい。

エンコードステップを反復する場合には、エンコードステップのサイクル毎にバースト波の周波数を変え、リード方向に平行な異なる部分を励起すると共に、縦磁化回復時間を待たずに励起用のバースト波を印加してもよい。

既に述べたようにバースト波の印加と共にリードアウト方向の傾斜磁場を印加

することにより、リード方向の縦磁化の励起は櫛の歯状（ストリップ状）になり、縦磁化の一部分のみが励起される。従って、励起周波数をシフトさせ、未励起部分（図3C中、302）の縦磁化を励起するようにすれば、通常のTRよりも短い待ち時間の経過後に次の励起を行うことができる。

- 5 また本発明において、温度分布は、位相分布の測定を異なる時刻に2回以上行い、これらの位相分布の差分を計算し、この位相差を温度変化に換算することにより求める。温度分布画像は、通常温度（例えば被検体の体温）を基準とする温度差を色相、階調或いはそれらの組合せで表示することができる。温度分布画像は、組織画像に重畳して表示することが好ましい。これにより温度変化を生じている組織を色等で確認しながらIVMR手技（treatment）を進めることができる。

以上説明したように、本発明によれば励起用高周波磁場としてバースト波を用いた位相感度の高い撮像シーケンスを採用することにより、3次元的な温度分布を高速に表示することができ、MRIモニター下のIVMR手術の安全性を向上させることができる。

15 図面の簡単な説明

図1は本発明のMRI装置における温度分布計測の手順を示す図。

図2は本発明のMRI装置で採用する撮像シーケンスの一実施例を示す図。

図3Aおよび3Bは図2のシーケンスで採用するバースト波を示す図、図3Cはバースト波によって励起される領域を示す図。

20 図4は本発明の適用対象であるMRI装置の全体の構成を示す図。

図5は本発明のMRI装置で得られる位相マップを模式的に示す図。

図6は本発明のMRI装置で採用する撮像シーケンスの他の実施例を示す図。

図7は本発明のMRI装置で採用する撮像シーケンスの他の実施例を示す図。

図8は本発明のMRI装置で採用する撮像シーケンスの他の実施例を示す図。

25 発明を実施するための最良の形態

以下、本発明のMRI装置について図面を参照して詳細に説明する。

図4は本発明が適応される磁気共鳴診断装置の概略構成図である。このMRI装置は、磁場発生手段として被検体401内部に一様な静磁場 B_0 を発生させるための電磁石または永久磁石を備えた静磁場発生磁気回路402と、高周波磁場を発生す

る送信コイル414aと、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409とを備えている。傾斜磁場コイル409は、傾斜磁場コイルに電流を供給するための電源410に接続されている。また検出手段として被検体401から生じるMR信号を検出するための検出コイル414bと、

5 MR信号に画像再構成のための種々の計算を行うコンピュータ408と、計算結果を記憶する記憶装置(424~427)や表示するディスプレイ428を備えた信号処理系406と、コンピュータ408への入力等を行うためのキーボード422, マウス423を含む操作部421を備えている。コイル414a, 414bは図示するように送受信別々でもよいが、両用のコイルでもよい。

10 コンピュータ408は、各磁場発生手段や検出手段を制御する制御手段としても機能し、シーケンサ407を介して傾斜磁場発生系403(傾斜磁場コイル409およびその電源410)、送信系404および検出系405の各動作を制御する。

次に本装置の動作の概要を説明する。シンセサイザ411により発生させた高周波を、シーケンサ407によって制御されたタイミングで変調器412で変調し、電力

15 増幅器413で増幅し、コイル414aに供給する。これにより被検体401の内部に高周波磁場を発生させ、核スピンを励起させる。本発明では高周波磁場として複数のサブパルスからなる一連の高周波パルス、即ちバースト波を発生する。対象とする原子核は、 ^1H の他、 ^3P 、 ^{12}C 等であるが、本発明の温度計測においては水プロトンを対象とする。

20 一方、傾斜磁場電源410を介して傾斜磁場コイル409を駆動し、スライス方向、位相エンコード方向、周波数エンコード方向の各傾斜磁場を印加し、核スピンを励起する領域(スライス)を選択し、また発生する核磁気共鳴信号を位相エンコード及び/または周波数エンコードする。

被検体401から放出されるMR信号はコイル414bにより受信され、増幅器415を通

25 った後、検波器416で直交位相検波され、A/D変換器417を経てコンピュータ408へ入力される。コンピュータ408は信号処理後、前記核スピンの密度分布、緩和でコントラストを付与した密度分布、スペクトル分布等に対応する画像をCRTディスプレイ428に表示する。本発明においては、核スピンの密度分布である組織画像に加え、位相画像及び/または組織の温度分布を示す情報を例えばカラー表示

によって表示する。尚、計算途中のデータあるいは最終データはメモリ424、425に収納される。

上述した傾斜磁場発生系403、送信系404、検出系405は、計測の目的に応じて定められたパルスシーケンスに従いシーケンサ407によって制御され、このシーケンサ407はコンピュータ408によって制御される。本発明においてコンピュータ408は、バースト波を用いたシーケンスを実行するとともに検出されたMR信号の計算によって位相分布を求める。さらに2つの異なる時刻で位相分布を求める計測を行い、得られた位相分布の差から組織の温度分布を求め、これをディスプレイ428に表示させる。

- 10 次にこのような装置を用いた本発明による温度計測の実施例を図1および図2を参照して説明する。ここではIVMRとして腫瘍のレーザーアブレーションを行い、患部の温度をモニターする場合を想定する。

図1は温度計測の手順を示す図で、温度計測はレーザーアブレーションを行う前、即ち温度変化を生じる前およびレーザーアブレーションの処理中或いは処理後の温度変化が生じている状態の少なくとも2回の計測を行う。それぞれの計測では、撮像シーケンスの実行によるデータの計測(17、11)、計測データのフーリエ変換(18、12)、位相マップの作成(19、13)および位相アンラップ(unwrap)処理(101、14)から成っている。

- 20 さらにこれら2つの計測で得られた位相マップから位相差マップを作成し(15)、これから温度差マップを作成し表示する(16)。

ステップ(17、11)で実行される撮像シーケンスの一実施例を図2に示す。図中、RFは高周波磁場パルス、Gz、Gy、Gxはそれぞれ直交する3方向の傾斜磁場パルス、Sigはエコー信号を表わし、本実施例においてGzはスライス方向、Gyは位相エンコード方向、Gxはリードアウト方向の傾斜磁場とする。

- 25 この撮像シーケンスでは、まずRFバースト91により磁化を励起し、これと同時にリードアウト方向傾斜磁場Gx95を印加する。RFバースト91は、図3Aに示すような複数のサブパルスpから構成される一連のRFパルスであり、ここでサブパルスの振幅はバースト全体によるフリップ角が90度になるように設定されている。このようなRFバースト91と傾斜磁場Gx95により、図3Cに示すようにx方向のス

トリップ状の領域301の磁化のみが励起される。例えば、RFバーストのサブパルスの幅を $200 \mu s$ とすると、周波数軸状のサブパルスの間隔は $1/(200 \mu s)=5kHz$ である。RFと同時に印加する G_x の強度を $23.3mT/m$ とすると、 $\gamma \times (5mm) \times G_x=5kHz$ となり、 x 方向に $5mm$ 間隔で磁化が励起されることになる。

- 5 次にバースト波91の中心から、 $TE/2$ 経過後に反転用 (180°) RFパルス92を印加する。この反転用RFパルス92の印加と同時に傾斜磁場 G_z93 を印加し、スライスを選択する。反転用RFパルス92を印加後、横磁化励起時に印加した傾斜磁場 G_x95 と同符号のリードアウト方向の傾斜磁場 G_x96 を印加しつつ信号を計測する。励起時の傾斜磁場 G_x95 により位相が分散したストリップ領域301 (図3C) 内の磁化は、
- 10 リードアウト方向傾斜磁場 G_x96 により再収束し、バースト波のサブパルスの数と同数の傾斜磁場エコー97が生成する。これと同時に、一定振幅の傾斜磁場パルス G_y94 を印加し、個々のエコーに異なる位相エンコードを付与する。これにより、1回のシーケンスの実行により、サンプリング数 \times リードアウト方向の画素数(ストリップ数)をマトリクスとする1スライス分のデータを得ることができる。
- 15 ここで、反転用RFパルス92を印加したことにより、磁化が反転され、その印加から $TE/2$ 経過後の時刻99にスピンエコーが発生するが、傾斜磁場エコー97の中心のエコーが発生する時刻98が、スピンエコー発生時刻99と時間 t_0 だけ異なるようにリードアウト傾斜磁場 G_x96 の印加タイミングを設定する。また傾斜磁場 G_x95 と傾斜磁場 G_x96 は同符号であることにより、バースト波のサブパルスにそれぞれ対
- 20 応するエコーは、その発生順序がサブパルスの印加順序と順番が入れ替わる。即ち、傾斜磁場 G_x95 の作用量と同じ作用量の傾斜磁場 G_x96 で再収束するので、図2のサブパルスA、B、Cとエコーa、b、cが対応する。

このようにリードアウト傾斜磁場 G_x96 の印加タイミングおよび符号を制御することにより、それぞれのエコーはいずれもスピンエコー時刻と t_0 の時間差で発生

25 することになる。これにより各エコーには、化学シフトも含む静磁場不均一 $E_s(x, y)$ と t_0 に比例した位相回転が信号に与えられる。従ってこれらエコー信号をフーリエ変換することにより、選択されたスライス面について位相画像を得ることができる(ステップ(18、12))。

このことを下式(3)、(4)により説明する。即ち、各エコーは次式(3)

で表される。位相成分は虚数因子のexpの項で表わされる。

$$S(t, G_y) = \iint \rho(x, y) \exp \left[i \gamma (G_y t_y y + G_x t x + (t - t_0) E_s(x, y)) \right] dx dy \quad (3)$$

$$= \iint \rho(x, y) \exp \left[i \gamma (G_y t_y y + G_x (x + E_s(x, y)/G_x) t - t_0 E_s(x, y)) \right] dx dy$$

5

(式中、 ρ はプロトン密度、 t_y はエコー間隔、 t はエコー毎に定義されるエコー中心からの時間である)

式(3)の第2式において、 $E_s(x, y)/G_x$ が x に比べ無視できる場合には、式(3)は式(4)で近似できる。

10

$$S(t, G_y) = \iint \rho(x, y) \exp(-i \gamma t_0 E_s(x, y)) \exp(i \gamma (G_y t_y y + G_x x t)) dx dy \quad (4)$$

式(4)から、信号 $S(t, G_y)$ をフーリエ変換することにより、 $\rho(x, y) \exp(-i \gamma t_0 E_s(x, y))$ が得られる。即ち、 $t_0 \times E_s(x, y)$ に比例した位相回転を含んだ密度分布が得られることが分かる。

15 位相マップは、直交位相検波した計測信号(複素数)をフーリエ変換し、画素値の実部と虚部とから、符号付きの \arctan (虚部/実部)を計算することにより得られる(図1のステップ(19、13))。このように得られる位相マップ(位相画像)を図5に模式的に示す。尚、図5中、領域27はレーザーアブレーション等により温度が上昇した部分であり、温度変化により周辺領域に比べ位相が大きく変化しているところである。

20

この位相マップは、図5の位相が 2π ジャンプしている線26で示すように、 \arctan 演算を行っているため、位相が 2π ラジアン毎に折り返しており、このままでは正確な温度変化を求めることができない。このため位相アンラップ処理を施す(図1のステップ(101、14))。アンラップの方法としては、例えば、位相

25 マップの基準点(x_0, y_0)を定め、位相基準点から処理を開始し、隣接しあう画素で 2π 以上の変化があった場合に 2π を加減して変化を縮小してゆく方法を採用することができる。

つまり、 $2\pi + \alpha$ を α として処理する。

次に位相マップから温度マップを作成する。既に述べたように、上述した撮像

シーケンスの実行、計測データのフーリエ変換、位相マップの作成、位相アンラップ処理までの手順は、温度変化前後（或いは温度変化中）で少なくとも2回行っているため、これらで得られた位相マップの差分を取り、位相差マップ $\Delta\phi(x, y)$ を作成する（図1のステップ15）。この位相差マップから計算によって温度差マップ $\Delta T(x, y)$ を作成する（ステップ16）。

位相差から温度差を作成する計算は次のようになる。

エコー信号を表わす式（4）において、その位相に回転を与える静磁場不均一性 $E_s(x, y)$ がプロトンケミカルシフトの温度変化のみに依存する場合、 $E_s(x, y)$ は式（5）で表される。

$$E_s(x, y) = B_0 \Delta\delta \quad (5)$$

（式中、 $\Delta\delta$ はケミカルシフトの温度による変化、 B_0 は静磁場強度である）
従って、 $E_s(x, y)$ による位相変化 $\Delta\phi$ は式（6）で表わされる。

$$\Delta\phi = \gamma t_0 E_s(x, y) = \gamma t_0 B_0 \Delta\delta \quad (6)$$

一方、温度変化 ΔT は、式（1）および（2）から $\Delta T = \Delta\delta / \alpha$ （ α は水のプロトンのケミカルシフトの温度依存性[0.01ppm/°C]）であるため、式（6）の位相変化 $\Delta\phi$ から温度変化 ΔT は、式（7）で求められる。

$$\Delta T = \frac{\Delta\delta}{\alpha} = \frac{\Delta\phi}{\alpha \gamma t_0 B_0} \quad (7)$$

こうして求められた温度差マップをディスプレイに表示する（ステップ16）。温度差の表示は、予め取得された組織像に重畳して表示することが好ましい。また温度差マップの表示方法としては、例えば所定の温度幅毎に任意の色を割り当てたカラーバーを用意し、ある画素の温度をこのカラーバーの温度に対応する色で表示する。即ち、例えば青—緑—黄色—橙色—赤のように色相が順次変化するカラーバーに10°Cきざみで30°C～200°Cの温度を割り当て、ある画素の温度が100°C（或いは温度変化前の温度との差が74°C）であれば、その温度（温度差）に対応するカラーバーの色、例えば橙色を画素の輝度に重ねて表示する。

温度の表示方法としては、上述したカラー表示の他、同一色相で階調を変化させる、等温線を用いるなどの方法を採用することができ、いずれの場合にも組織像と重畳して表示することが望ましい。これにより温度変化の生じている部位を確認することができる。

- 5 このように本実施例では、撮像シーケンスとしてバースト波を用いた高速シーケンスを採用すると共にスピネコーとは異なる時刻で傾斜磁場エコーを発生させて、これを計測して計算処理することにより、0.1秒以下の短時間で2次元の位相マップを作成できる。従ってIVMRの術中にほぼリアルタイムで2次元温度マップを計測、表示できる。
- 10 尚、上述した実施例では、撮像シーケンスとしてエコー計測時に位相エンコード傾斜磁場Gy94を印加したシーケンスを示したが、図6に示すように位相エンコードGy61は横磁化の励起時に行ってもよく、この場合も図2の実施例と同様の効果が得られる。図6のシーケンスは位相エンコード傾斜磁場Gy61を印加するタイミングが異なる以外は図2のシーケンスと同様である。
- 15 また上述した実施例では2次元計測の場合を説明したが、スライス方向の位相エンコードループを追加し、3次元計測を行うことができる。

本発明の第2の実施例として、3次元計測のシーケンスを図7に示す。このシーケンスは、基本的には図2に示すシーケンスと同じであり、同一のパルスは同じ番号で示している。但し図7に示すシーケンスでは、バースト波91と反転用RF

20 パルス92との間にスライス方向位相エンコード傾斜磁場Gz71が印加される。また反転用RFパルス92と共に印加される傾斜磁場Gz93は、ここでは計測しようとするスライス全体を含む領域（スラブ）を選択するための傾斜磁場である。

このシーケンスをスライス方向の位相エンコード傾斜磁場Gz71の強度を変化させつつ繰り返し時間TRで繰り返すことにより3次元の計測データが得られる。この計測データは、2次元計測の場合と同様に位相感度を有するデータであり、これ

25 を3次元フーリエ変換することにより、3次元位相マップを得ることができる。

3次元計測においても、得られた3次元位相マップから位相差マップ、温度差マップを作成し、温度を表示することは2次元計測の場合と同様である。

一般にバースト波を用いた計測では、励起時にスライス選択ができないので、

反転用RFパルスにスライス選択性をもたせている。しかし本発明のシーケンスでは基本的に傾斜磁場エコーを生成するので、スライス選択は不可能になる。従って、スライス方向の位相エンコードGzを付加した3次元計測が有効となる。また3次元計測とした場合でも、1励起サイクルの計測が極めて短時間（0.1秒程度）であり、またスライス方向の位相エンコードステップ数は比較的少数、例えば16程度でよいので、IVMRの目的に合った短時間計測が可能である。

尚、以上の説明ではシーケンスの繰り返しを縦磁化の回復時間を待って繰り返し時間TRで繰り返す場合を説明したが、励起用バースト91の搬送波周波数を励起毎にシフトさせ、励起される領域（図3Cの301）をずらして未励起の縦磁化を励起するようにすれば、通常縦緩和時間T1よりも短いTRを設定できる。

即ち、既に述べたようにRFバースト91と同時にリードアウト方向傾斜磁場Gx95を印加することにより励起される磁化は、図3Cに示すようなx方向のストリップ状の領域301の磁化である。従ってこの領域301の間の領域302に存在する磁化は未励起であって、バーストの周波数をシフトすることにより、励起することができる。周波数のシフトは、例えば、 $1/(u \times \text{リードアウト方向画素数})$ (Hz)だけ、励起毎にシフトさせる。

このようにバースト91の周波数を順次シフトさせながらシーケンスを短い繰り返し時間で繰り返し、順次新たな領域を励起し、信号計測を行う。そして最初に励起した領域の縦緩和時間T1が経過した後、最初にその領域を選択した周波数に戻って位相エンコードステップをインクリメントする。以下、同様に順次バースト91の周波数を順次シフトさせながらシーケンスを繰り返し、全ての位相エンコードステップを完了する。これにより撮影時間を増加を伴うことなく、或いは最小にして、スライス方向の空間分解能を上げることができる。

この3次元計測では、例えばエコー時間TE=40ms、繰り返し時間TR=60ms、スライス方向位相ステップ数（スライス方向画素数）16を仮定すると、約1秒で3次元計測を実行できる。

尚、このバースト91の搬送波周波数を励起毎にシフトさせる方法は3次元計測のみならず2次元計測にも応用することが可能である。但し、このようなシーケンスの繰り返しを伴う計測の場合、未励起の縦磁化は反転パルス92により、サイ

クル毎に+zと-z方向へと向きを変えるので信号の位相も反転することに注意が必要である。

次に本発明の第3の実施例として、反転RFパルスを用いない場合のシーケンスを図8で説明する。このシーケンスでは、図2、図6および図7のシーケンスとは異なり反転用RFパルス92を用いることなく傾斜磁場エコー97を発生させる。この場合、反転用RFパルス92によるスライス選択を行わないので、スライス方向に位相エンコード傾斜磁場81を付加し、その強度を変化させながら繰り返し時間TRでサイクルを繰り返し、3次元計測を行う。

このシーケンスでは、反転用RFパルス92による縦磁化の反転がないので、リードアウト傾斜磁場Gx96は、バースト波91と同時に印加される傾斜磁場Gx95と異符号とする。また原理的にスピンエコーは発生しないので、TEは任意に設定することができる。スピンの位相はTEに比例して変化するので、TEを長く設定することにより位相感度を高めることができる。但し、エコー列97を構成する個々のエコーについて見ると、励起RFパルス91からエコー発生までの時間が各々異なり、k空間（位相空間）上のky軸方向にTEが異なることになるが、エコー列の全長が実効TE（中心エコーaのTE）に比べて短ければ、即ち、 $TE \gg t_d$ なら近似的に個々のエコーのTEの差は無視できる。

従って、図7と同じ結果が得られる。

この実施例でもGy方向の位相エンコードは縦磁化の励起時、エコー計測時のいずれに行ってもよい。また励起バーストの搬送波周波数を励起毎にシフトさせて未励起の縦磁化を励起することにより、繰り返し時間TRを通常の縦緩和時間T1よりも短くすることができる。

また本発明で用いるバースト波としては、図3A、3Bに示すような一定振幅のパルス列の他、種々の変形を用いることもできる。例えば、励起バーストに適切な周波数変調または振幅変調を行い、励起スペクトルのパルスの幅を広げることにより、信号強度を向上させる技術を併用してもよい。

また、本発明では、位相分布のみを利用することもできる。

位相の折り返しが生じている場合は正確な温度は分からないが、温度変化前後の時間差が小さければ位相変化は 2π 以下となり、位相の折り返しは発生しない。

このようなケースでは温度分布に換算する前の位相分布も、温度モニターに使用することができる。

また、本発明の他の実施例として、静磁場分布とケミカルシフト分布が無視できる条件下では、温度変化前後の差分を取らなくてもよい。この場合は温度変化がないときの位相マップは実質的に平坦になる。位相変化量と温度変化量の比例関係を予め計測しておき、位相の値から温度を直接求めることができる。この場合、数1における $\Delta\delta$ は被写体が置かれた環境温度からの温度変化によるケミカルシフトの変化分を表す。

この場合は、図1のシーケンスステップ17, 18, 19, 101または11, 12, 13, 14により位相マップを求め、この位相マップから温度変化を表わす画像を作成して表示することができる。

本発明は上述の実施例に限定されるものでなく、クレームの精神に入る様々な変形例も含むものである。

産業上の利用可能性

15 被検体の温度分布を計測するのに好適な医療用MRI装置や分析用MRI装置。

請求の範囲

1. 被検体の置かれる空間に静磁場、傾斜磁場および高周波磁場の各磁場を発生させる磁場発生手段と、前記被検体から生じる磁気共鳴信号を検出する検出手段と、前記検出した磁気共鳴信号に基づいて画像を再構成する手段と、画像を表示する表示手段と、前記各手段を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴画像診断装置において、前記制御手段は、以下のシーケンス
- 1) 前記高周波磁場として水素原子核を励起するバースト波を印加すると同時に、少なくとも1方向の傾斜磁場を印加し、
 - 2) 前記バースト波を印加した後に、スライス選択用の傾斜磁場と共に磁化反転用の高周波パルス
 - 3) 前記高周波パルスの印加によって発生するスピンエコーの発生時刻と異なる時刻に傾斜磁場エコーを発生させるようにリードアウト用傾斜磁場を印加し、
 - 4) 前記バースト波の印加の際又は前記磁気共鳴信号の検出の際、前記磁気共鳴信号を位相エンコードする傾斜磁場を印加し、
 - 5) 磁気共鳴信号を傾斜磁場エコーとして検出し、
 - 6) 検出された前記磁気共鳴信号をフーリエ変換し、変換後の複素データの実部と虚部とから位相分布を計算し、
 - 7) 前記位相分布から画像を構成し、該画像を前記表示手段に表示するシーケンス
2. 請求項1の磁気共鳴画像診断装置において、前記制御手段は、前記位相分布から画像を構成する際、前記位相分布から求めた温度分布を画像として構成することを特徴とする。
3. 請求項1の磁気共鳴画像診断装置において、前記制御手段は、前記バースト波を印加した後に、スライス方向に位相エンコードする傾斜磁場を印加し、該傾斜磁場の強度を変えながら前記シーケンス1) - 5) を繰り返し、得られたデータを3次元フーリエ変換して3次元の位相分布を作成することを特徴とする。
4. 請求項3の磁気共鳴画像診断装置において、前記制御手段は、前記スライス方向の位相エンコードの繰り返し毎に、前記バースト波の周波数を変化させて

順次異なる領域を励起し、縦磁化回復時間より短い繰り返し時間で前記シーケンス1) -5) を繰り返すことを特徴とする。

5 5. 請求項1の磁気共鳴画像診断装置において、前記制御手段は、前記シーケンス1) -5) を異なる時刻に2回以上行い、前記シーケンス1) -5) の実行毎に位相分布を求め、これらの位相分布の差分を計算し、該差分を温度変化に換算して表示することを特徴とする。

6. 被検体の置かれる空間に静磁場、傾斜磁場および高周波磁場の各磁場を発生させる磁場発生手段と、前記被検体から生じる磁気共鳴信号を検出する検出手段と、前記検出した磁気共鳴信号に基づいて画像を再構成する手段と、画像を表示する表示手段と、前記各手段を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴画像診断装置において、前記制御手段は、以下のシーケンス

1) 前記高周波磁場として水素原子核を励起するバースト波を印加すると同時に、3方向のうち少なくとも1方向の傾斜磁場を印加し、

15 2) 前記傾斜磁場と逆極性の傾斜磁場をリードアウト用傾斜磁場として印加しながら、磁気共鳴信号を傾斜磁場エコーとして検出し、

3) 検出された前記磁気共鳴信号をフーリエ変換し、変換後の複素データの実部と虚部とから位相分布を計算し、

4) 前記位相分布から画像を構成し、該画像を前記表示手段に表示するシーケンスを実行することを特徴とした磁気共鳴画像診断装置。

20 7. 請求項6の磁気共鳴画像診断装置において、前記制御手段は、前記位相分布から画像を構成する際、前記位相分布から求めた温度分布を画像として構成することを特徴とする。

8. 請求項6の磁気共鳴画像診断装置において、前記制御手段は、前記バースト波を印加した後に、スライス方向に位相エンコードする傾斜磁場を印加し、該傾斜磁場の強度を変えながら前記シーケンス1) -2) を繰り返し、得られたデータを3次元フーリエ変換して3次元の位相分布を作成することを特徴とする。

9. 請求項8の磁気共鳴画像診断装置において、前記制御手段は、前記スライス方向の位相エンコードの繰り返し毎に、前記バースト波の周波数を変化させて順次異なる領域を励起し、縦磁化回復時間より短い繰り返し時間で前記シーケ

ス1) - 2) を繰り返すことを特徴とする。

10. 請求項6の磁気共鳴画像診断装置において、前記制御手段は、前記シーケンス1) - 2) を異なる時刻に2回以上行い、前記シーケンス1) - 2) の実行毎に位相分布を求め、これらの位相分布の差分を計算し、該差分を温度変化に換算して表示することを特徴とする。

11. 被検体の置かれる空間に静磁場、傾斜磁場および高周波磁場の各磁場を発生させる磁場発生手段と、前記被検体から生じる磁気共鳴信号を検出する検出手段と、前記検出した磁気共鳴信号に基づいて画像を再構成する手段と、画像を表示する表示手段と、前記各手段を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴画像診断

10 装置において、該磁気共鳴画像診断装置は、

バースト波を前記被検体に印加することにより、前記被検体の所定の領域を励起する手段と、

前記バースト波による磁気共鳴信号を傾斜磁場エコーとして検出する手段と、

検出された磁気共鳴信号をフーリエ変換し、変換後の複素データから位相分布

15 を求める手段と、

前記位相分布から画像を構成する手段と、

を含む磁気共鳴画像診断装置。

12. 請求項11の磁気共鳴画像診断装置において、前記画像を構成する手段は、前記位相分布から求めた温度分布を画像として構成する手段を含む。

20 13. 請求項11の磁気共鳴画像診断装置は更に、スライス方向に位相エンコードする傾斜磁場を印加し、該傾斜磁場の強度を変えながら前記磁気共鳴信号を検出する手段を含み、

前記位相分布を求める手段は、得られたデータを3次元フーリエ変換して3次元の位相分布を作成する手段を含む。

25 14. 請求項13の磁気共鳴画像診断装置において、前記被検体を励起する手段は、前記スライス方向の位相エンコードの繰り返し毎に、前記バースト波の周波数を変化させて順次異なる領域を励起する手段を含み、

前記磁気共鳴画像診断装置は更に、縦磁化回復時間より短い繰り返し時間で前記傾斜磁場エコーの検出を行う手段を含む。

15. 請求項 1 1 の磁気共鳴画像診断装置は更に、前記傾斜磁場エコーを検出するシーケンスを異なる時刻に 2 回以上行う手段を含み、

前記位相分布を求める手段は、前記シーケンスの実行毎に位相分布を求める手段を含み、

5 画像を表示する手段は、前記複数の位相分布の差分を計算し、該差分を温度変化に換算して表示する手段を含む。

16. 被検体の置かれる空間に静磁場、傾斜磁場および高周波磁場の各磁場を発生させる磁場発生手段と、前記被検体から生じる磁気共鳴信号を検出する検出手段と、前記検出した磁気共鳴信号に基づいて画像を再構成する手段と、画像を表示する表示手段と、前記各手段を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴画像診断

10 装置における MR イメージング方法は、

1) 前記高周波磁場として水素原子核を励起するバースト波を印加すると同時に、少なくとも 1 方向の傾斜磁場を印加するステップと、

2) 前記バースト波を印加した後に、スライス選択用の傾斜磁場と共に磁化反
15 転用の高周波パルスを印加するステップと、

3) 前記高周波パルスの印加によって発生するスピンエコーの発生時刻と異なる時刻に傾斜磁場エコーを発生させるようにリードアウト用傾斜磁場を印加するステップと、

4) 前記バースト波の印加の際又は前記磁気共鳴信号の検出の際、前記磁気共
20 鳴信号を位相エンコードする傾斜磁場を印加するステップと、

5) 磁気共鳴信号を傾斜磁場エコーとして検出するステップと、

6) 検出された前記磁気共鳴信号をフーリエ変換し、変換後の複素データの実部と虚部とから位相分布を計算するステップと、

7) 前記位相分布から画像を構成し、該画像を前記表示手段に表示するステッ
25 プ
とを含む。

17. 請求項 1 6 の MR イメージング方法において、前記画像を表示するステップは、前記位相分布から求めた温度分布を画像として構成するステップを含む。

18. 請求項 1 6 の MR イメージング方法は更に、

前記バースト波を印加した後に、スライス方向に位相エンコードする傾斜磁場を印加するステップと、

前記傾斜磁場の強度を変えながら前記ステップ1) - 5) を繰り返すステップとを含み、

- 5 前記位相分布を計算するステップは、得られたデータを3次元フーリエ変換して3次元の位相分布を作成するステップを含む。

19. 請求項18のMRイメージング方法は更に、

前記スライス方向の位相エンコードの繰り返し毎に、前記バースト波の周波数を変化させて順次異なる領域を励起するステップと、

- 10 縦磁化回復時間より短い繰り返し時間で前記ステップ1) - 5) を繰り返すステップを含む。

20. 請求項16のMRイメージング方法は更に、前記ステップ1) - 5) を異なる時刻に2回以上行うステップを含み、

- 15 前記位相分布を計算するステップは、前記ステップ1) - 5) の実行毎に位相分布を求めるステップを含み、

前記画像を表示するステップは、これらの位相分布の差分を計算し、該差分を温度変化に換算して表示するステップを含む。

- 20 21. 被検体の置かれる空間に静磁場、傾斜磁場および高周波磁場の各磁場を発生させる磁場発生手段と、前記被検体から生じる磁気共鳴信号を検出する検出手段と、前記検出した磁気共鳴信号に基づいて画像を再構成する手段と、画像を表示する表示手段と、前記各手段を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴画像診断装置におけるMRイメージング方法は、

1) 前記高周波磁場として水素原子核を励起するバースト波を印加すると同時に、3方向のうち少なくとも1方向の傾斜磁場を印加するステップと、

- 25 2) 前記傾斜磁場と逆極性の傾斜磁場をリードアウト用傾斜磁場として印加しながら、磁気共鳴信号を傾斜磁場エコーとして検出するステップと、

3) 検出された前記磁気共鳴信号をフーリエ変換し、変換後の複素データの実部と虚部とから位相分布を計算するステップと、

4) 前記位相分布から画像を構成し、該画像を前記表示手段に表示するステッ

プ

とを含むMRイメージング方法。

22. 請求項 2 1 のMRイメージング方法において、前記画像を表示するステップは、前記位相分布から求めた温度分布を画像として構成するステップを含む。

5 23. 請求項 2 1 のMRイメージング方法は更に、

前記バースト波を印加した後に、スライス方向に位相エンコードする傾斜磁場を印加するステップと、

前記傾斜磁場の強度を変えながら前記シーケンス 1) - 2) を繰り返すステップとを含み、

10 前記位相分布を計算するステップは、得られたデータを 3 次元フーリエ変換して 3 次元の位相分布を作成するステップを含む。

24. 請求項 2 3 のMRイメージング方法は更に、

前記スライス方向の位相エンコードの繰り返し毎に、前記バースト波の周波数を変化させて順次異なる領域を励起するステップと、

15 縦磁化回復時間より短い繰り返し時間で前記ステップ 1) - 2) を繰り返すステップを含む。

25. 請求項 2 0 のMRイメージング方法は更に、

前記ステップ 1) - 2) を異なる時刻に 2 回以上行うステップを含み、

前記位相分布を計算するステップは、前記ステップ 1) - 2) の実行毎に位相

20 分布を求めるステップを含み、

前記画像を表示するステップは、これらの位相分布の差分を計算し、該差分を温度変化に換算して表示するステップを含む。

FIG.1

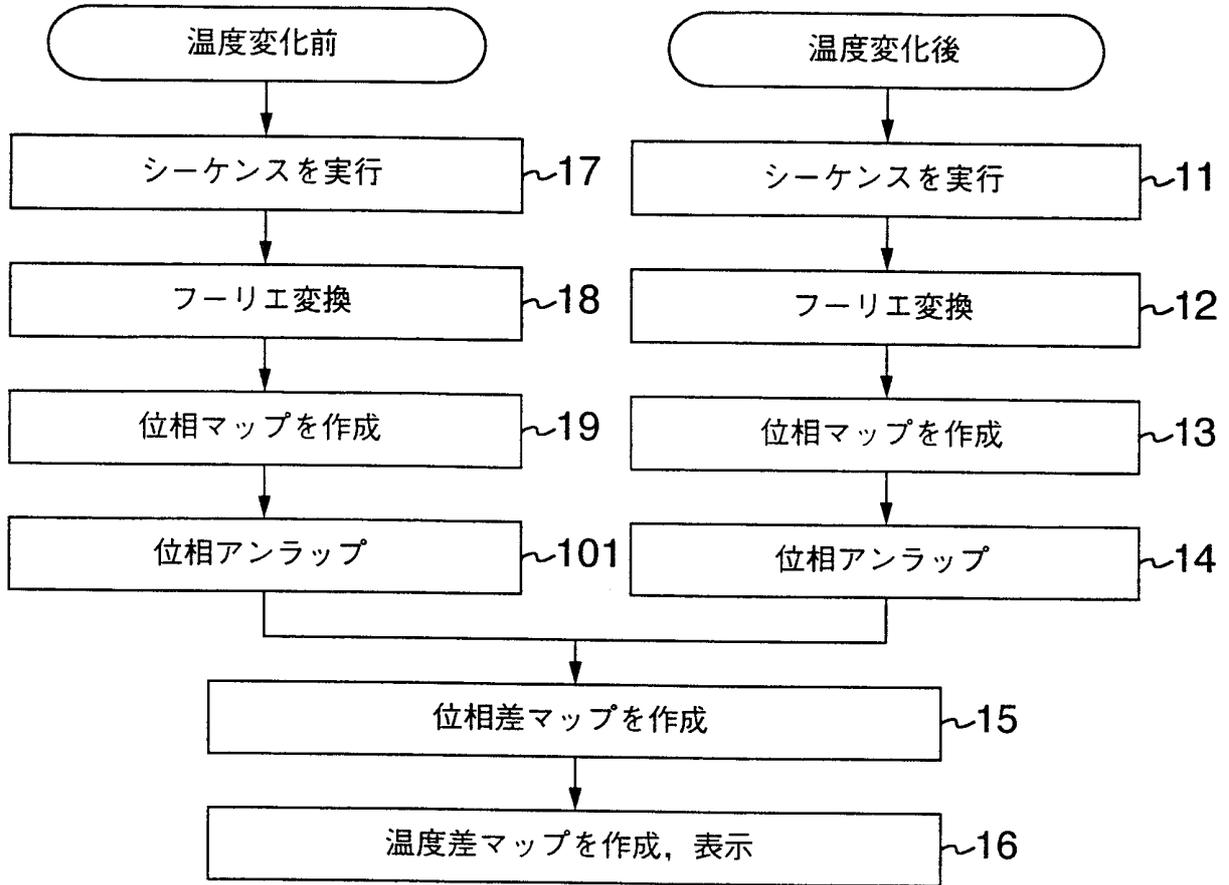


FIG.2

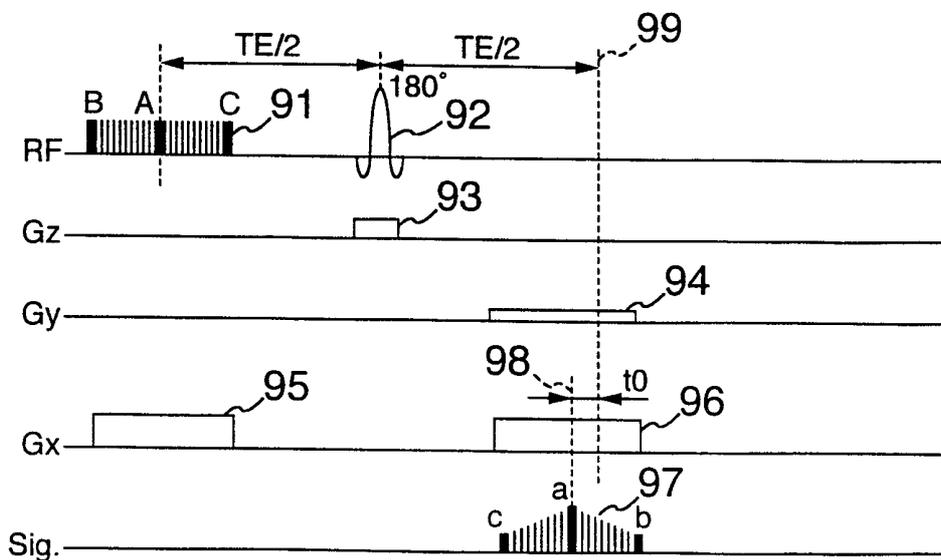
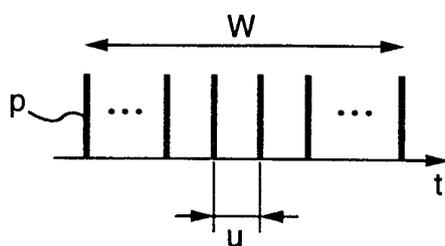


FIG.3A



フーリエ変換



FIG.3B

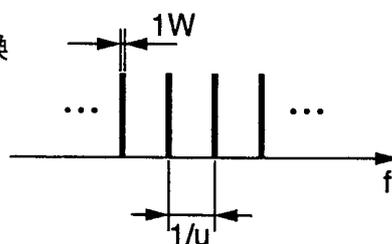


FIG.3C

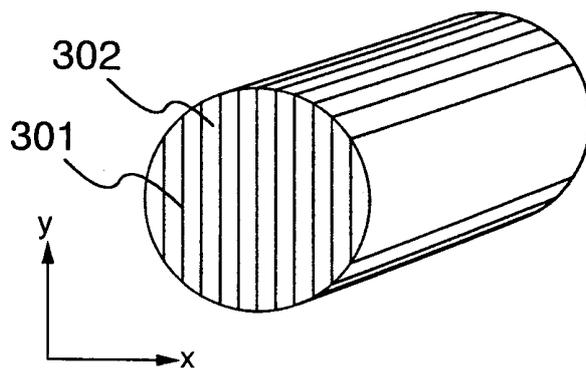


FIG.5

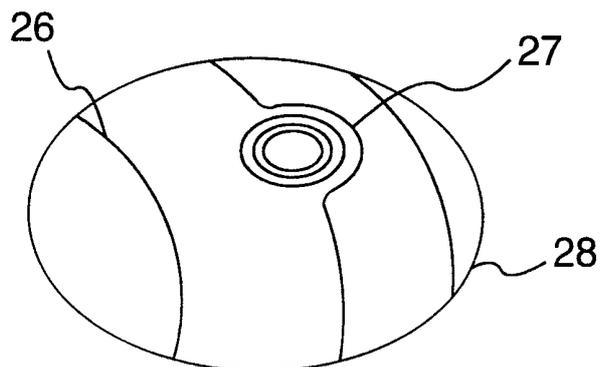


FIG.4

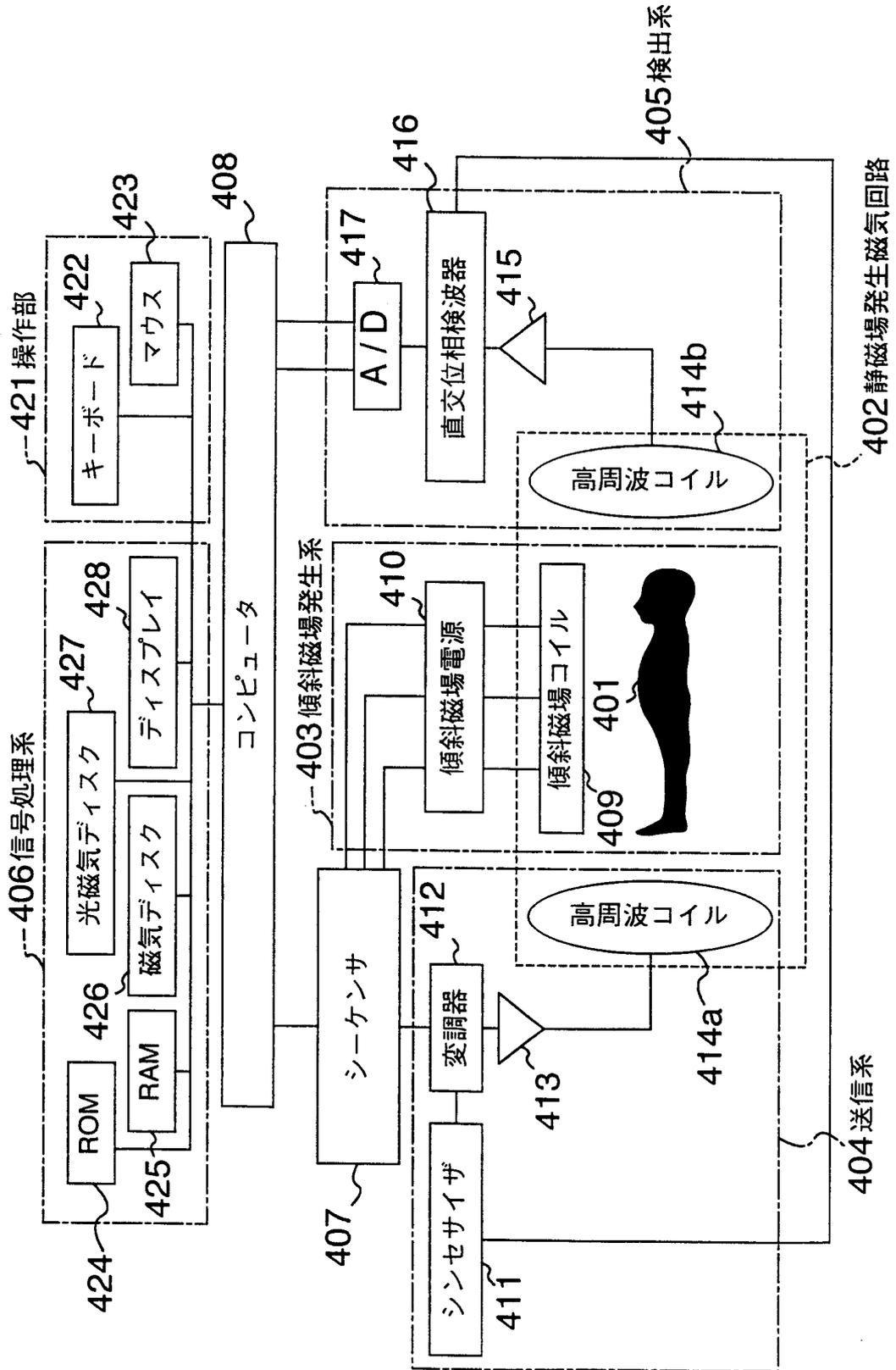


FIG.6

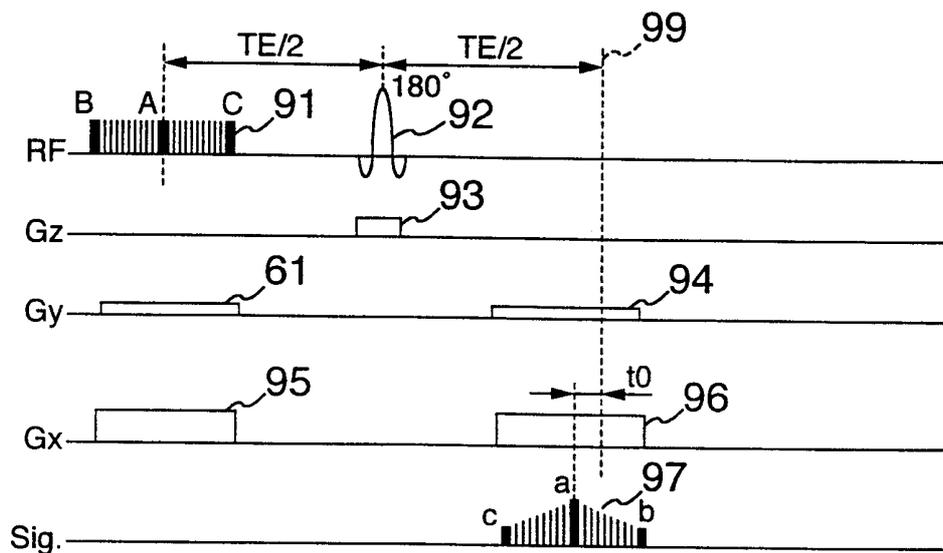


FIG.7

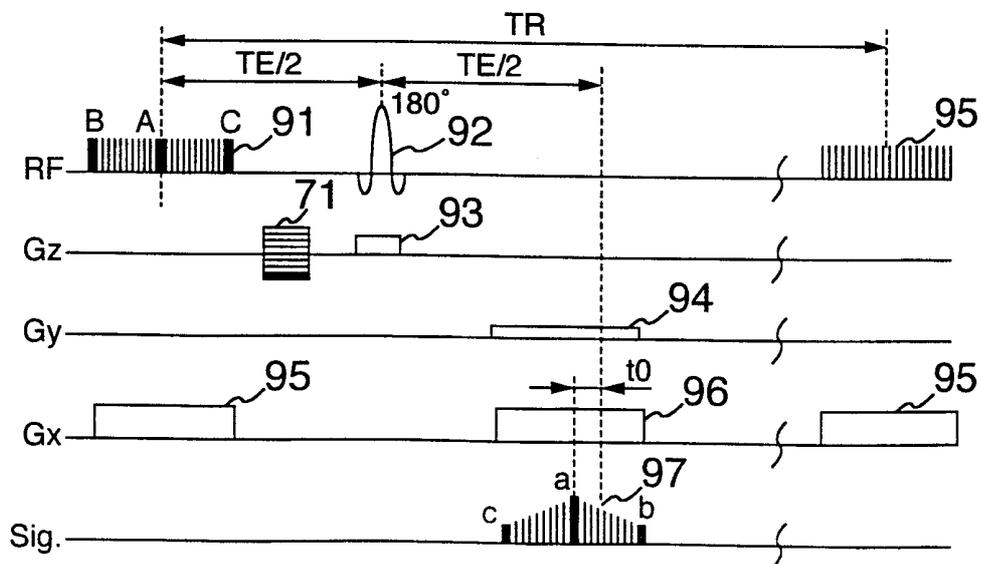
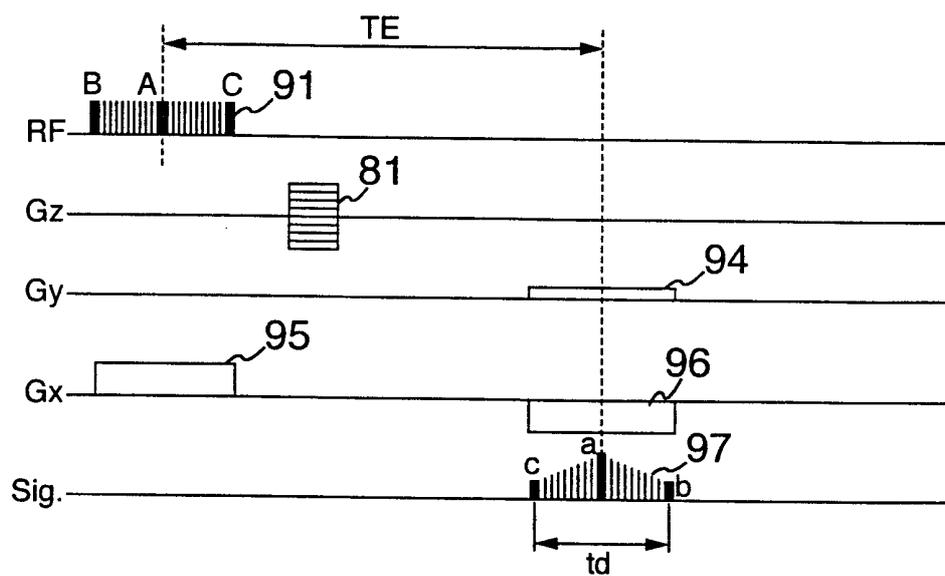


FIG.8



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP99/06797

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61B5/055, G01R33/485

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

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 1994-2000
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2000 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2000

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.
Y	JP, 9-262219, A (Hitachi Medica Corporation), 07 October, 1997 (07.10.97) & WO, 97/35517, A & CN, 1214622, A Full text; Figs. 1 to 26	1, 2, 5-7, 10-12, 15-17, 20 -22, 25
Y	JP, 8-252231, A (Toshiba Corporation), 01 October, 1996 (01.10.96) (Family: none) Full text; Figs. 1 to 4	1, 2, 5-7, 10-12, 15-17, 20 -22, 25
Y	JP, 9-168524, A (General Electric Company), 30 June, 1997 (30.06.97) & US, 5711300, A & DE, 19631916, A Full text; Figs. 1 to 3	1, 2, 5-7, 10-12, 15-17, 20 -22, 25
A	JP, 61-205853, A (Hitachi, Ltd.), 12 September, 1986 (12.09.86) & US, 4689568, A Full text; Figs. 1 to 4	1-25
A	JP, 2-241432, A (Hitachi, Ltd.), 26 September, 1990 (26.09.90) & US, 5045791, A	1-25

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
28 February, 2000 (28.02.00)

Date of mailing of the international search report
07 March, 2000 (07.03.00)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP99/06797

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
	Full text; Figs. 1 to 7	

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int. Cl⁷ A61B5/055, G01R33/485

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

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
 日本国公開実用新案公報 1971-2000
 日本国登録実用新案公報 1994-2000
 日本国実用新案登録公報 1996-2000

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
Y	JP, 9-262219, A (株式会社日立メディコ) 7. 10月. 1997 (7. 10. 97) &WO, 97/35517, A &CN, 1214622, A 全文、第1-26図	1, 2, 5-7, 10-12, 15-17, 20-22, 25
Y	JP, 8-252231, A (株式会社東芝) 1. 10月. 1996 (01. 10. 96) (ファミリーなし) 全文、第1-4図	1, 2, 5-7, 10-12, 15-17, 20-22, 25

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. 02. 00 国際調査報告の発送日 07.03.00

国際調査機関の名称及びあて先 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) 松本 征二
 2W 9808
 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, 9-168524, A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 30. 6月. 1997 (30. 06. 97) &US, 5711300, A &DE, 19631916, A 全文、第1-3図	1, 2, 5-7, 10-12, 15-17, 20-22, 25
A	JP, 61-205853, A (株式会社日立製作所) 12. 9月. 1986 (12. 09. 86) &US, 4689568, A 全文、第1-4図	1-25
A	JP, 2-241432, A (株式会社日立製作所) 26. 9月. 1990 (26. 09. 90) &US, 5045791, A 全文、第1-7図	1-25