

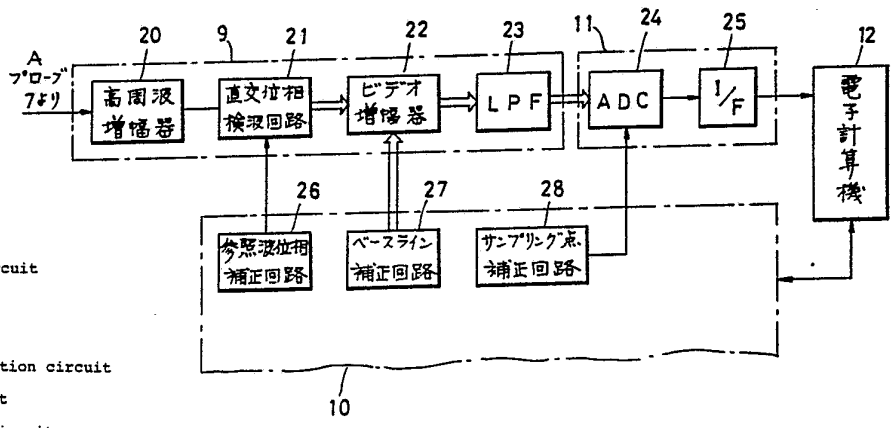


特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(51) 国際特許分類 ⁴ A61B 10/00, G01N 24/08	A1	(11) 国際公開番号 WO 89/ 02723
		(43) 国際公開日 1989年4月6日 (06.04.89)

(21) 国際出願番号 PCT/JP88/01005
 (22) 国際出願日 1988年9月30日 (30. 09. 88)
 (31) 優先権主張番号 特願昭62-244355
 (32) 優先日 1987年9月30日 (30. 09. 87)
 (33) 優先権主張国 JP
 (71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について)
 株式会社 東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]
 〒210 神奈川県川崎市幸区堀川町7番地 Kanagawa, (JP)
 (72) 発明者; および
 (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ)
 佐藤幸三 (SATO, Kozo) [JP/JP]
 〒247 神奈川県横浜市栄区桂町656-5 Kanagawa, (JP)
 (74) 代理人
 弁理士 鈴江武彦, 外 (SUZUYE, Takehiko et al.)
 〒100 東京都千代田区霞が関3丁目7番2号 UBEビル
 Tokyo, (JP)
 (81) 指定国
 DE (欧州特許), GB (欧州特許), NL (欧州特許), US.
 添付公開書類 国際調査報告書

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING SYSTEM
 (54) 発明の名称 磁気共鳴イメージングシステム



- A ... From probe 7
- 20 ... r-f amplifier
- 21 ... Orthogonal phase detect circuit
- 22 ... Video amplifier
- 12 ... Electronic computer
- 26 ... Reference wave phase correction circuit
- 27 ... Base line correction circuit
- 28 ... Sampling point correction circuit

(57) Abstract

A magnetic resonance imaging system has magnetic resonance signal detect means (1, 2, 3, 4, 7, 8, 10) for detecting magnetic resonance signals from a material to be inspected, receiving means (9) for phase-detecting and amplifying the magnetic resonance signals, data collecting means (11) for sampling and digitizing the magnetic resonance signals from the receiving means (9), and image reconstituting means (12) for reconstituting the image based on the sampled data of the magnetic resonance signals produced by the data collecting means (11). The magnetic resonance imaging system further has a reference wave phase correction circuit (26) for correcting the phase of a reference wave for phase detection in the receiving means (9), a base line correction circuit (27) for correcting the base lines of magnetic resonance signals detected by the magnetic resonance signal detect means (1, 2, 3, 4, 7, 8, 10), and a sampling point correction circuit (28) for correcting the sampling points of magnetic resonance signals in the data collection means (11).

(57) 要約

磁気共鳴イメージングシステムは、被検体内から磁気共鳴信号を検出するための磁気共鳴信号検出手段(1, 2, 3, 4, 7, 8, 10)と、上記磁気共鳴信号を位相検波し且つ増幅するための受信手段(9)と、この受信手段(9)で得られる磁気共鳴信号をサンプリングしデジタル化するためのデータ収集手段(11)と、このデータ収集手段(11)で得られる磁気共鳴信号のサンプリングデータに基づいて画像再構成を行なう画像再構成手段(12)とを具備する。該磁気共鳴イメージングシステムは、上記受信手段(9)における位相検波用参照波の位相を補正するための参照波位相補正回路(26)と、上記磁気共鳴信号検出手段(1, 2, 3, 4, 7, 8, 10)により検出される磁気共鳴信号のベースラインを補正するためのベースライン補正回路(27)と、上記データ収集手段(11)における磁気共鳴信号のサンプリング点を補正するためのサンプリング点補正回路(28)とを具備する。

情報としての用途のみ

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第1頁にPCT加盟国を同定するために使用されるコード

AT	オーストリア	FR	フランス	MR	モーリタニア
AU	オーストラリア	GA	ガボン	MW	マラウイ
BB	バルバドス	GB	イギリス	NL	オランダ
BE	ベルギー	HU	ハンガリー	NO	ノルウエー
BG	ブルガリア	IT	イタリア	RO	ルーマニア
BJ	ベナン	JP	日本	SD	スーダン
BR	ブラジル	KP	朝鮮民主主義人民共和国	SE	スウェーデン
CF	中央アフリカ共和国	KR	大韓民国	SN	セネガル
CG	コンゴ	LI	リヒテンシュタイン	SU	ソビエト連邦
CH	スイス	LK	スリランカ	TD	チャード
CM	カメルーン	LU	ルクセンブルグ	TG	トーゴ
DE	西ドイツ	MC	モナコ	US	米国
DK	デンマーク	MG	マダガスカル		
FI	フィンランド	ML	マリ		

— 1 —

明 細 書

磁気共鳴イメージングシステム

技 術 分 野

本発明は、磁気共鳴イメージングシステムに係り、特に、収集される磁気共鳴データに対する補正をハードウェアにより行なうことにより、画像再構成のためのフーリエ変換処理以外のソフトウェア処理の負担を軽減し、システムのスループットの向上を図った磁気共鳴イメージングシステムに関する。

背 景 技 術

磁気共鳴イメージングは、既に知られているように、原子核に固有のスピンと該スピンに基づく磁気モーメントとを有する原子核の集団が、一様な静磁場中に置かれたときに、該静磁場の方向と垂直な面内において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、分子の化学的および物理的な微視的情報を得ることを可能にする技術である。

磁気共鳴イメージングを用いて、被検体内の特定原子核（例えば、水および脂肪に含まれる水素原子核）の空間的分布を映像化する方法としては、例えば、ローターバー（Lauterbur）による投影再構成法、クマー（Kumar）、ウェルチ（Welch）またはエルンスト（Ernst）によるフーリエ法、このフーリエ法の変形であるハチソン（Hutchison）その他によるスピンワープ法、およびマンフィールド

(Mansfield) によるエコープラナ法 (echo planar method) 等が提案されている。

これらの方法に基づいて磁気共鳴イメージングを行なう場合、収集される磁気共鳴データから高精度で且つ画質のよい再構成画像を得るために、種々の誤差要因に対する補正が行なわれる。

磁気共鳴データの収集および磁気共鳴画像の再構成に際しての補正としては、例えば、磁気共鳴信号 (エコー) のベースラインの補正、磁気共鳴データのサンプリング点の補正、および検波用参照信号の位相補正のような補正が考えられる。これらの補正のための方法としては、収集された磁気共鳴データに対して、画像再構成処理に先立つ前処理として、ソフトウェア処理により、ベースライン補正、補間操作によるサンプリング点のシフト、および位相補正を行なう方法が考えられる。このような補正処理により補正された磁気共鳴データをフーリエ変換処理することにより適正な画像再構成が行える。

特に、フーリエ空間の原点に対する点対称位置のデータが互いに複素共役であることを利用して、フーリエ空間における半空間分の測定データから他の半空間分のデータを求める、いわゆるハーフエンコード法においては、磁気共鳴データの誤差が再構成画像に与える影響が大きいので、上記補正処理は必要不可欠である。

このような補正処理を含む磁気共鳴データ収集および画

像再構成のハーフエンコード法による手順の一例を第1図に示す。

まず、位相エンコード用の勾配磁場の印加を省いた磁気共鳴励起シーケンスにより被検体または適当なファントムから位相エンコードされていない磁気共鳴エコーデータ（「零エンコードMRデータ」と称する）を収集する（ステップS1）。収集された零エンコードMRデータに基づいてエコー信号のオフセット値を求め、該オフセットの補正を行なう（ステップS2）。収集された零エンコードMRデータからエコー信号のノルムのピーク点位置を検出する（ステップS3）。検出されたピーク点位置に基づいてサンプリング点位置の補正のためのシフト量 Δt_s を求める（ステップS4）。上記ピーク点位置における零エンコードMRデータに基づいて検波用参照信号の補正用位相角 $\Delta \phi_c$ を求める（ステップS6）。以上のような予備的な測定および補正值決定処理を行なった後、次のようにして本測定および画像再構成の処理を行なう。

イメージング用の磁気共鳴励起シーケンス（位相エンコード用勾配磁場の印加を含む）により、第k番目（ $k=1, 2, \dots$ ）のエンコードによる磁気共鳴データ（「第kエンコードMRデータ」と称する）を収集する（ステップS6）。収集された第kエンコードMRデータに対し、ベースライン補正処理を行なうとともに、上記ステップS4で求められたサンプリング点補正量 $\Delta \phi_c$ を用いて補間

操作によるサンプリング点シフト処理を行なう（ステップ S 7）。上記ステップ S 7 を経たデータに対し、上記ステップ S 5 で求められた補正用位相角 $\Delta \phi_c$ を用いて検波用参照信号の位相補正処理を行なう（ステップ S 8）。上記ステップ S 6 ~ S 8 を所定回数繰返して、ハーフエンコード法による画像再構成に必要な磁気共鳴データを収集し且つ補正する。このようにして収集され補正された磁気共鳴データをもとにフーリエ空間での点対象データを生成する（ステップ S 9）。以上の処理により得られる磁気共鳴データを 2 次元フーリエ変換して再構成画像を得る（ステップ S 10）。

ステップ S 7 のベースライン補正およびサンプリング点シフトと、ステップ S 8 の検波用参照信号の位相補正とが、上述した補正処理であり、これらの補正処理はソフトウェアにより行われる。

上記補正処理を、上述のようなソフトウェア的処理により行なうと、上記補正処理を実行するための演算およびデータの転送に多くの時間が必要となり、これを短縮することが磁気共鳴イメージングシステムのスループットを向上するために必要となる。

特に、被検体の複数のスライスの磁気共鳴データを短時間で得て複数のスライスの磁気共鳴画像を得るためのマルチスライスイメージング、または被検体の隣接する複数のスライスに対応する 3 次元撮像領域の磁気共鳴データの取

集を行なって該3次元撮像領域の磁気共鳴画像情報を得るための3次元イメージングでは、補正のためのサンプリング点シフト量 Δt_s および位相角 $\Delta \phi_c$ の値が被検体のスライス毎に異なる。しかも、これらマルチスライスイメージングおよび3次元イメージングでは、単一のスライスのイメージングに比して取り扱うデータ量が膨大となる。したがって、マルチスライスイメージングおよび3次元イメージングでは、上記補正処理に必要な時間を短縮することが強く要求される。

また、上記補間操作を十分な精度で行なうには、ナイキスト周波数で定まるサンプリングピッチに比してかなり高速のサンプリングを行なう必要がある。例えば(256×256)マトリックスの画像を作る場合においても、1024点または512点の信号サンプリングを行ない、該サンプリングされたデータに対して上述の各種補正を施した後、データを4点おきを選択して256点とし、2次元フーリエ変換操作を行なって画像を得る。この場合には、本来必要な量以上のメモリを用意しなければならず、その上、上記補正処理に要する時間も長くなる。

フーリエ空間の原点近傍(すなわちピークエコー付近)での磁気共鳴信号の変化は急激である。このため、ピークエコー付近の磁気共鳴信号については、十分な高精度で補間を行なう必要があるので、補間操作には高次補間が行なわれることになるが、このような高次補間には多大な計算

時間を要する。

また、補間操作には、それ自体ある程度の誤差が含まれるので、可能ならば補間操作なしに、正しいフーリエ空間でのデータが求められることが望ましい。

一方、フーリエ空間の全空間についてのエンコードを行なういわゆるフルエンコード法では、補間操作を行わずにフーリエ変換によって得られる実および虚数部画像から絶対値画像を求めることが一応可能ではある。この場合には、当然、絶対値を求めるための演算時間が必要となるばかりでなく、位相情報が失なわれるためにインバージョンリカバリ画像（IR像）の負信号領域が反転してしまう。このため、正しいIR像が得られず、さらには位相情報を用いて流速分布を画像化することができなくなるという致命的欠陥を生じる。すなわち、フルエンコード法を適用した場合においても、補間操作を行なうことによって正しい実数部画像を求めることが一般的には必要である。この場合にも、半空間のデータを生成するために補間操作が必要不可欠な半エンコード法の場合と実質的に同様の問題が生じる。

磁気共鳴イメージングシステムに用いられる計算機は、通常いわゆるミニコンピュータであり、これに専用演算装置を付加した場合でも、 (256×256) マトリックスの画像再構成に対して数秒程度の演算時間が必要である。このため、上述の各種のソフトウェア的補正を必要とする方式では、

短時間（例えば10msec程度）のうちに画像再構成を行なって、心臓のような動的対象部位の画像をリアルタイム的にディスプレイ上に表示することは不可能である。

しかしながら、近年の磁気共鳴計測技術の進歩によって磁気共鳴計測におけるS/N比が向上したことにより、励起によるフリップ角を一般に用いられる90°によりも十分に小さな微小フリップ角（例えば10°）として、熱平衡状態への回復をスピン格子緩和（縦緩和）時間（T₁）に比べて十分に速めることが可能となっている。したがって、従来とは異なり、磁気共鳴データ収集後の熱平衡状態への回復のための待ち時間をほぼ零にして、スピン系の準連続励起を行なうことが可能となっている。

このような微小フリップ角の使用と、エコープラナー法、高速フーリエ法等の超高速イメージングの手法とを同時に組合わせて適用することにより、リアルタイム磁気共鳴イメージングシステムを実現することが可能であると考えられる。このようなシステムの実現のためにも画像再構成時間の著しい短縮が望まれている。そこで、磁気共鳴イメージングシステムにおける画像再構成は本来フーリエ変換操作のみであることに注目すれば、フーリエ変換操作以外の前処理または後処理を不要とするようなシステム構成を達成することが画像再構成時間の短縮のために極めて有効であると思われる。

このように、磁気共鳴イメージングシステムにおいては、

各種補正処理を計算機内でソフトウェア的に行なうと、イメージングのために、長い時間と本来不要なメモリ容量が必要となるという問題を解決するための対策が望まれていた。

本発明は、このような問題を解決するためになされたもので、補正処理のための簡単なハードウェアを付加し、簡単な手順によって、補正処理をハードウェアによって達成する構成とすることにより、適切な磁気共鳴データを得て、単なるフーリエ変換（2次元画像の場合には2次元フーリエ変換、3次元画像の場合には3次元フーリエ変換）のみによって画像再構成ができるようにして、再構成に要する時間を著しく短縮し得る磁気共鳴イメージングシステムを提供することを目的とする。

発 明 の 開 示

本発明の磁気共鳴イメージングシステムは、上述の目的を達成するために、磁気共鳴信号のベースラインを補正するためのベースライン補正回路と、磁気共鳴信号のサンプリング点のずれを補正するためのサンプリング点補正回路（または読出し用勾配磁場の印加時間調整回路）、および磁気共鳴信号の位相検波用参照波の位相を補正する参照波位相補正回路を設け、且つ補正データ決定モードにて所定の手順によって求めたデータに基づいて計算機からこれらの回路に補正值を供給してイメージングモードの操作を行なうことによって、自動的に正しい画像再構成のための磁

気共鳴信号のサンプリングデータが得られるようにする。

本発明による磁気共鳴イメージングシステムによれば、上述の3つの補正回路によって、ハードウェア的に正しい画像再構成用磁気共鳴データが得られる。これによってソフトウェア的な補正処理を用いずにフーリエ変換のみによって磁気共鳴による再構成画像が得られるので、再構成時間が著しく短縮される。これによって診断効率が向上し、さらには実用的な実時間磁気共鳴イメージングシステムが実現される。

図面の簡単な説明

第1図は磁気共鳴イメージングシステムにおけるソフトウェア処理による各種補正の手順を示すフローチャート、第2図は磁気共鳴イメージングシステム全体のブロック図、第3図は本発明の一実施例に係る磁気共鳴イメージングシステムにおける主要部の構成を示すブロック図、第4図は同実施例における補正処理の手順を説明するための図、第5図は同実施例における参照波位相補正回路の構成を説明するための図、第6図は同実施例におけるベースライン補正回路の構成を説明するための図、第7図は同実施例におけるサンプリング点補正回路の構成を説明するための図、第8図は2次元フーリエ法のパルスシーケンスを示す図、第9図(a)(b)は点対称性による半空間でのデータ構成法をフーリエ法およびエコープラナー法について示す図、第10図は θ° パルスによるエコープラナー法のパルスシーケン

スを示す図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、図面を参照して本発明の実施例を詳細に説明する。

第2図は本発明の一実施例による磁気共鳴イメージングシステムの構成を示す図である。

静磁場磁石1は、例えば複数のコイルユニットを具備する。該静磁場磁石1は、システムコントローラ10により制御される励磁用電源2によって駆動され、寝台6上に載置される被検体5（例えば患者）に対して一様な静磁場を印加する。

勾配磁場コイル2は、例えば複数組のコイルエレメントを具備する。該勾配磁場コイル2は、システムコントローラ10により制御される駆動回路4によって駆動され、被検体5に対して、所望のスライス面内の直交するx、yの二方向、および該スライス面に垂直なz方向に磁場強度が直線的に変化する勾配磁場 G_x 、 G_y 、および G_z をそれぞれ（上記静磁場に重畳して）印加する。

被検体5には、さらにシステムコントローラ10の制御の下で、送信部8からの高周波信号によりプローブ7から発生される高周波磁場が印加される。プローブ7により受信される磁気共鳴信号は、受信部8で増幅され且つ検波された後、システムコントローラ10の制御の下でデータ収集部11に送られる。

すなわち、受信部9は、第3図に示すように、プローブ

7で受信される磁気共鳴信号を高周波増幅器20で増幅し、直交位相検波回路21で直交検波してビデオ帯域の信号にした後、ビデオ増幅器22で増幅し、さらにローパスフィルタ23を介してデータ収集部11に供給する。データ収集部11は、受信部9から与えられる磁気共鳴信号を、A/D変換器24でサンプリングし且つデジタル化した後、インタフェース25を介して電子計算機12に送る。

電子計算機12は、コンソール13を介してオペレータにより操作制御される。該電子計算機12は、データ収集部11から入力される画像生成用のサンプリングされた磁気共鳴データを用いて画像再構成処理を行い、磁気共鳴画像データを得る。また、電子計算機12は、システムコントローラ10を制御する。電子計算機12により得られる画像データは画像ディスプレイ14に供給され、画像表示される。

第3図は、第2図におけるシステムコントローラ10内の本発明に係る部分(補正回路)、ならびに受信部9およびデータ収集部11の構成を詳しく示したものである。

システムコントローラ10内には、直交位相検波回路21に供給する参照波の位相を補正するための参照波位相補正回路26、磁気共鳴信号のベースラインのずれを補正するためのベースライン補正回路27およびA/D変換器24に供給するサンプリングクロックのタイミングを遅延制御するためのサンプリング点補正回路28が設けられてい

る。

第4図に、第8図のような2次元フーリエ法のパルスシーケンスによってイメージングを行なう場合の手順を示す。

本来のイメージングのためのイメージングモードの操作に先立って、補正データを決定するための補正データ決定モードの操作が行なわれる。

まず、第8図のシーケンスからエンコード用勾配磁場 G_e を除いたシーケンス、すなわち零エンコードの励起シーケンスに従って、高周波パルス $r f$ 、スライス用勾配磁場 G_s および読出し用勾配磁場 G_r を被検体または調整用に用意された適宜なるファントムに印加して、零エンコード状態における磁気共鳴エコー信号を観測し、零エンコードMRデータを収集する(ステップ31)。読出し用勾配磁場 G_r を印加するタイミング (t_1, t_2, t_3) は、エコーピークが所定の時刻 ($t = 2\tau$) に現われるように、パルスシーケンスの調整時において予め設定される。同様に、ベースラインおよび検波用の参照波の位相(直交検波の絶対位相および 90° 相対位相)も調整時に正しく設定される。ステップ31~38の一連の操作は、何らかの原因で起こるこれらのずれを補正することを目的としている。

エコー信号が完全に減衰した時間領域でデータ収集を行なうことにより上記零エンコードMRデータについてのベースライン値 $V_b(t)$ を求める(ステップ32)。時間的変動を伴うベースライン値 $V_b(t)$ を求めるためには、無

信号状態、例えば高周波パルス $r f$ を印加しないシーケンスにより勾配磁場 G_s および G_r の印加を行なった状態で、所定のタイミングにおいてデータ収集を行なえばよい（位相エンコードによってもベースライン値 $V_b(t)$ が変動する場合には、さらにエンコード用勾配磁場を含むシーケンスを用いれば、エンコードされた場合のベースライン値 $V_b(t)$ をも求めることが可能である）。このようなベースライン値の収集に際し S/N （信号対雑音比）が充分でない場合には、適宜複数回のデータ収集によるアベレーシングを行なう。決定されたベースライン値 $V_b(t)$ を用いて第2図のビデオ増幅器22のオフセットを調節することにより、ベースラインを補正する（ステップ33）。次に、零エンコードデータのノルム（エコーベクトルの大きさ、すなわち複素データの絶対値に相当するデータ）から補間操作によってエコーピークを検出する（ステップ34）。このエコーピークの最近接サンプリング時刻からのずれを求めて、これを Δt_s とする。これを用いて、A/D変換器24におけるエコーデータのサンプリングのタイミングを Δt_s だけ前後にシフトして調整し（ステップ35）、再度零エンコードデータを収集する（ステップ36）。このデータは、既にベースラインの補正、およびサンプリング点シフト補正をハード的に行なっているため、直ちにエコーピーク（ $t_r = 0$ ）において、周知のアルゴリズムを用いて、すなわちエコーピーク点での複素データ

$V_r + i V_i$ から $\tan \Delta \phi_c = V_i / V_r$ によって位相誤差に対する補正用位相角 $\Delta \phi_c$ が決定される (ステップ 37)。これによって第 2 図の直交位相検波回路 21 に供給される直交検波用参照波の位相を $\Delta \phi_c$ だけシフトして補正する (ステップ 38)。

以上の手順によって、第 3 図における補正回路 26, 27 および 28 による補正が完了したことになる。したがって、次はイメージングモードの操作を行なう。

このイメージングモードでは、第 8 図のパルスシーケンスに基づいて所定のステップで G_e による位相エンコードを行なって半空間、例えば第 9 (a) 図に示すフーリエ空間における $t_e \geq 0$ の領域でのエコーデータを収集する。こうして収集されるエコーデータから、原点に対して点対称位置にあるエコーデータが互いに複素共役であるという性質によって、第 9 (a) 図に示したように他の半空間 ($t_e < 0$) の領域のエコーデータが直ちに生成されることになるので、後は 2 次元フーリエ変換操作のみによって求める画像が得られる (ステップ 39)。

第 3 図における各補正回路 26, 27 および 28 の具体的な構成の例をそれぞれ第 5 図～第 7 図を参照して説明する。

第 6 図はベースライン補正回路 27 およびそれに関連する部分を示している。ビデオ増幅器 22 は 2 個の差動増幅器 51 および 52 からなる。該ビデオ増幅器 22 は、直交

位相検波回路 21 から得られるエコー信号の実部および虚部の検波出力を電圧増幅し、ローパスフィルタ 23 に供給する。ベースライン補正回路 27 は、第 4 図のステップ 32 によって電子計算機 12 で求められるベースライン値 $V_b(t)$ を、電子計算機 12 からインタフェース 51, D/A 変換器 54 および 55 を介して差動増幅器 51 および 52 の反転入力端に印加することによって、自動的にベースライン補正を行なう。

第 7 図には、サンプリング点補正回路 28 およびそれに関連する部分が表示されている。サンプリング点補正回路 28 は、サンプリングクロック生成器 61 の出力パルスを電圧制御型パルス遅延回路 62 を介して第 3 図の A/D 変換器 24 にサンプリングクロックとして供給する。遅延時間は既に述べた手順によって電子計算機 12 によって決定され、該電子計算機 12 から、インタフェース 63 および D/A 変換器 64 を介してパルス遅延回路 62 に制御電圧として供給される。遅延時間 t_d は、サンプリングインターバルを ΔT_s として例えば $0 \leq t_d < \Delta T_s$ になる範囲で決定すればよい。

第 5 図には参照波位相補正回路 26 およびそれに関連する部分が表示されている。該参照波位相補正回路 26 は、参照波発生器 41 から出力される位相検波用参照波の位相を電圧制御移相器 42 によって、既に述べた方法で決定された補正量 $\Delta \phi_c$ だけシフトさせる。 $\Delta \phi_c$ に相当する制御

電圧は電子計算機 12 によって求められ、インタフェース 43 および D/A 変換器 44 を介して電圧制御移相器 42 に供給される。 $\Delta\phi_c$ の範囲は、例えば $|\Delta\phi_c| \leq \pi$ とすればよい。

以上においては、直交位相検波の 90° 相対位相およびチャンネル間の振幅バランスは予め調整されているものとして説明したが、上述の絶対位相補正とほぼ同様のハードウェアと補正手順を用いることによって、直交位相検波の 90° 相対位相およびチャンネル間の振幅バランスの一方または両方の理想状態からのずれを自動的に補正することも可能である。

本発明は上に説明したフーリエ法あるいはスピンワープ法等に従来用いられている方法の他に、例えば第10図に示したシーケンスによるエコープランナー法のような超高速イメージングに対しても適用することができる。その場合には、必要に応じて図に示した全ての信号 (FID, 第1エコー, 第2エコー等) について、ベースライン補正、サンプリング点補正および参照波位相補正を行なう。この補正に際して、一般には各信号に対して補正值が異なる (k ($k=1, 2, 3, \dots$) 番目のエコーの位相誤差を $\Delta\phi_k$ 、サンプリング点のシフト量を Δt_{sk} としてベースライン値を $V_{bk}(t)$ とすると、 $\Delta\phi_1 \neq \Delta\phi_2 \neq \Delta\phi_3 \dots$ 、 $\Delta t_{s1} \neq \Delta t_{s2} \neq \Delta t_{s3} \dots$ 、 $V_{b1}(t) \neq V_{b2}(t) \neq V_{b3}(t) \dots$) ので、第2図のシステムコントローラ 10 によって第10図に示した

ように補正値を逐次変化させる必要がある以外は、上述の実施例と同様のハードウェアおよび手順によって補正される。第10図に示したエコープラナー法にハーフエンコードを適用した場合の、データの収集および共役データの生成はフーリエ空間では第9(b)図に示すようになる。

このような補正法は、第10図のシーケンスを高速で繰返し、心臓のような動的臓器のリアルタイムイメージングを可能とするリアルタイム磁気共鳴イメージングシステムにおいて特に効果的である。すなわち、リアルタイム磁気共鳴イメージングシステムに上述の補正を適用すると、第1図に示したような従来行なわれているソフトウェア処理による補正を省くことができるので、2次元フーリエ変換のみによる画像再構成が可能となり、実時間化が実現される。但し、リアルタイム磁気共鳴イメージングでは、高周波パルスとして 90° パルスのかわりに微小フリップ角に対応する θ° パルス($0 < \theta^\circ < 90^\circ$)を用いる必要が生じる。上述の実施例の他に、マルチスライスイメージング、3次元磁気共鳴イメージング、化学シフトイメージング等の全ての方式に対して、本発明による補正回路を適用することができる。その他、本発明は要旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施することが可能である。

もちろん、上述したベースライン補正回路、サンプリング点補正回路、および参照波位相補正回路のうちの一部を設けても、それに対応するソフトウェア的な補正処理が不

要となり、システムのソフトウェアの負担を軽減することができる。

産業上の利用可能性

本発明によれば、磁気共鳴信号のベースラインを補正するベースライン補正回路、磁気共鳴信号のサンプリング点を補正するサンプリング点補正回路、および磁気共鳴信号の位相検波用参照波の位相を補正する参照波位相補正回路を設けることにより、電子計算機によるフーリエ変換操作のみによって画像再構成ができるので、診断効率の著しく高い磁気共鳴イメージングシステム、さらには実用的な実時間磁気共鳴イメージングシステムを提供することが可能となる。

また、本発明による磁気共鳴信号のベースラインを補正するベースライン補正回路、磁気共鳴信号のサンプリング点を補正するサンプリング点補正回路、および磁気共鳴信号の位相検波用参照波の位相を補正する参照波位相補正回路の少なくとも一部を設けることにより、電子計算機による画像再構成のための前処理が軽減されるので、診断効率の高い磁気共鳴イメージングシステムを提供することができる。

請 求 の 範 囲

1. 一様な静磁場中に配置される被検体に高周波磁場と、スライス用、位相エンコード用および読出し用の各勾配磁場とを所定のシーケンスに従ってパルス的に印加することにより、被検体内から磁気共鳴信号を検出するための磁気共鳴信号検出手段(1, 2, 3, 4, 7, 8, 10)と、上記磁気共鳴信号を位相検波し且つ増幅するための受信手段(9)と、この受信手段(9)で得られる磁気共鳴信号をサンプリングしデジタル化するためのデータ収集手段(11)と、このデータ収集手段(11)で得られる磁気共鳴信号のサンプリングデータに基づいて画像再構成を行なう画像再構成手段(12)とを備えた磁気共鳴イメージングシステムにおいて、

上記受信手段(9)における位相検波用参照波の位相を補正するための参照波位相補正回路(26)と、

上記磁気共鳴信号検出手段(1, 2, 3, 4, 7, 8, 10)により検出される磁気共鳴信号のベースラインを補正するためのベースライン補正回路(27)と、

上記データ収集手段(11)における磁気共鳴信号のサンプリング点を補正するためのサンプリング点補正回路(28)とを具備することを特徴とする磁気共鳴イメージングシステム。

2. 上記参照波位相補正回路(26)、ベースライン補正回路(27)およびサンプリング点補正回路(28)は、画像再構成に先立ち、予め計算機(12)により求められた位相補正值、

ベースライン値、サンプリング点シフト量に基づいてそれぞれ制御されることを特徴とする請求の範囲第1項記載の磁気共鳴イメージングシステム。

3. 上記ベースライン補正回路(27)は、上記受信手段(9)の増幅系のオフセット値を制御する手段を含む請求の範囲第1項記載の磁気共鳴イメージングシステム。

4. 上記参照波位相補正回路(26)、ベースライン補正回路(27)およびサンプリング点補正回路(28)は、画像再構成に先立ち、予め位相エンコードを行なわないシーケンスにより得られる磁気共鳴データに基づいて計算機(12)により求められる位相補正值、ベースライン値、サンプリング点シフト量に基づいてそれぞれ制御されることを特徴とする請求の範囲第1項記載の磁気共鳴イメージングシステム。

5. 磁気共鳴信号検出手段(1,2,3,4,7,8,10)は、フーリエ空間の半分の領域のフーリエデータに対応する磁気共鳴データのみを求める手段を含み、且つ画像再構成手段(12)は、上記磁気共鳴データからフーリエ空間での原点に対する点対称位置のデータが互いに複素共役であることを用いて他の半空間のデータを求めて画像再構成を行なう手段を含むことを特徴とする請求の範囲第1項記載の磁気共鳴イメージングシステム。

6. 上記磁気共鳴信号検出手段(1,2,3,4,7,8,10)は、磁気共鳴信号として多重エコー信号列を検出する手段を含み、且つ上記参照波位相補正回路(26)は、この多重エコー信号

列の各エコー信号毎に個別に位相検波用参照波の補正を行なう手段を含むことを特徴とする請求の範囲第1項記載の磁気共鳴イメージングシステム。

7. 上記磁気共鳴信号検出手段(1, 2, 3, 4, 7, 8, 10)は、 90° 未満のフリップ角の磁気共鳴の励起による磁気共鳴信号を検出する手段を含むことを特徴とする請求の範囲第1項記載の磁気共鳴イメージングシステム。

8. 一様な静磁場中に配置される被検体に高周波磁場と、スライス用、位相エンコード用および読出し用の各勾配磁場とを所定のシーケンスに従ってパルス的に印加することにより、被検体内から磁気共鳴信号を検出するための磁気共鳴信号検出手段(1, 2, 3, 4, 7, 8, 10)と、上記磁気共鳴信号を位相検波し且つ増幅するための受信手段(9)と、この受信手段(9)で得られる磁気共鳴信号をサンプリングしデジタル化するためのデータ収集手段(11)と、このデータ収集手段(11)で得られる磁気共鳴信号のサンプリングデータに基づいて画像再構成を行なう画像再構成手段(12)とを備えた磁気共鳴イメージングシステムにおいて、上記データ収集手段(11)における磁気共鳴信号のサンプリング点を補正するためのサンプリング点補正回路(28)を含む補正回路を具備することを特徴とする磁気共鳴イメージングシステム。

9. 上記補正回路は、上記受信手段(9)における位相検波用参照波の位相を補正するための参照波位相補正回路(2

6)を含むことを特徴とする請求の範囲第8項記載の磁気共鳴イメージングシステム。

10. 上記補正回路は、上記磁気共鳴信号検出手段(1,2,3,4,7,8,10)により検出される磁気共鳴信号のベースラインを補正するためのベースライン補正回路(27)を含むことを特徴とする請求の範囲第8項記載の磁気共鳴イメージングシステム。

1/8

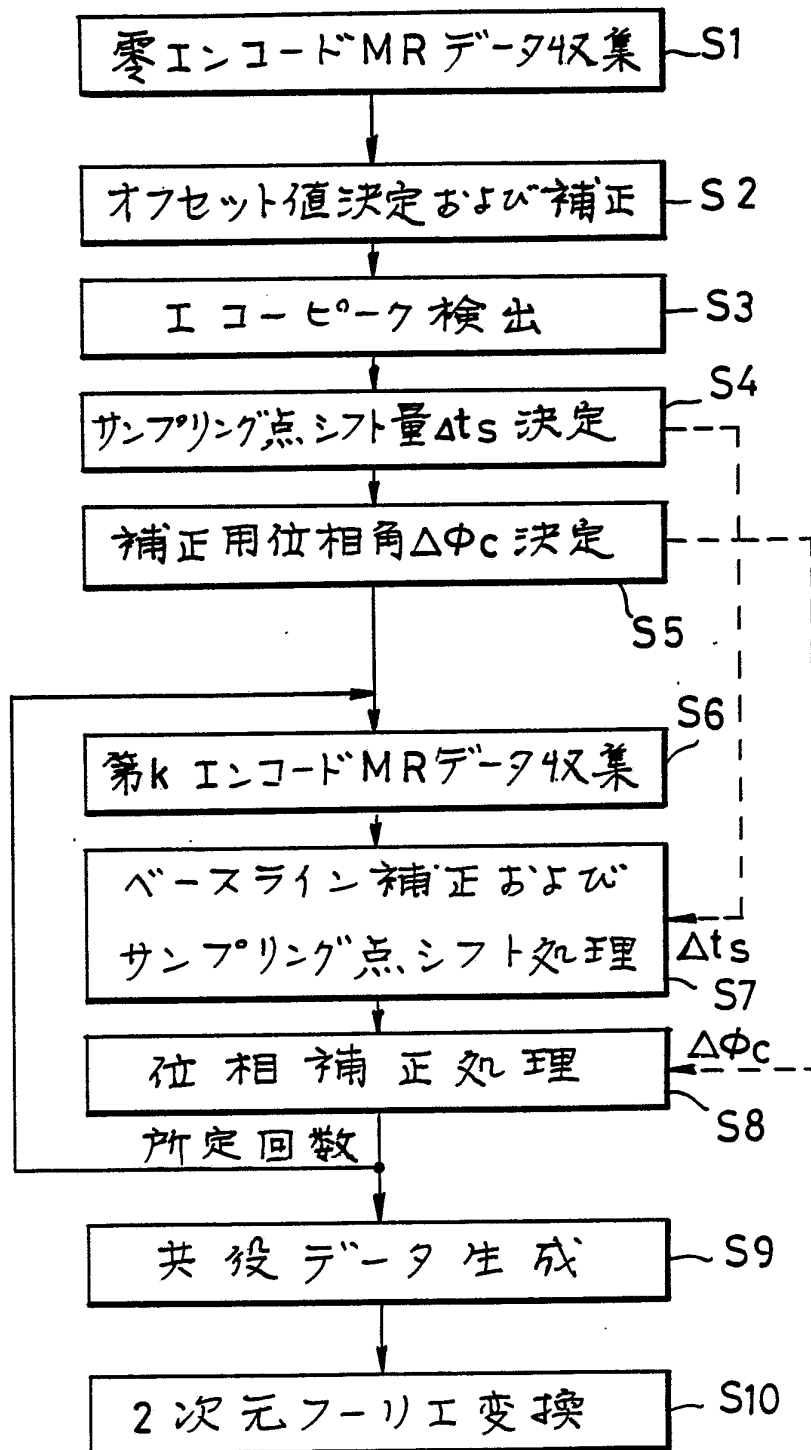


Fig. 1.

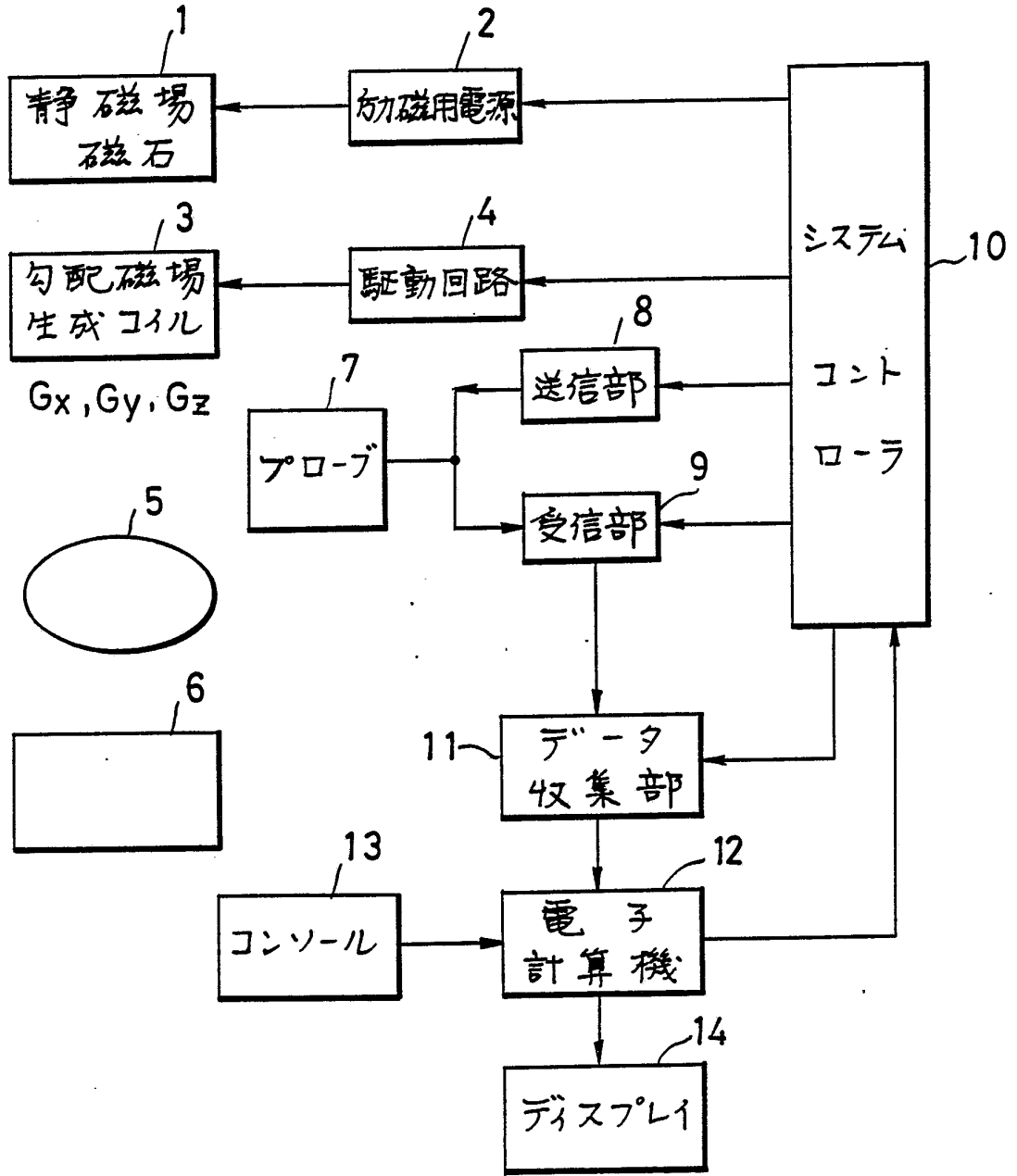


Fig. 2.

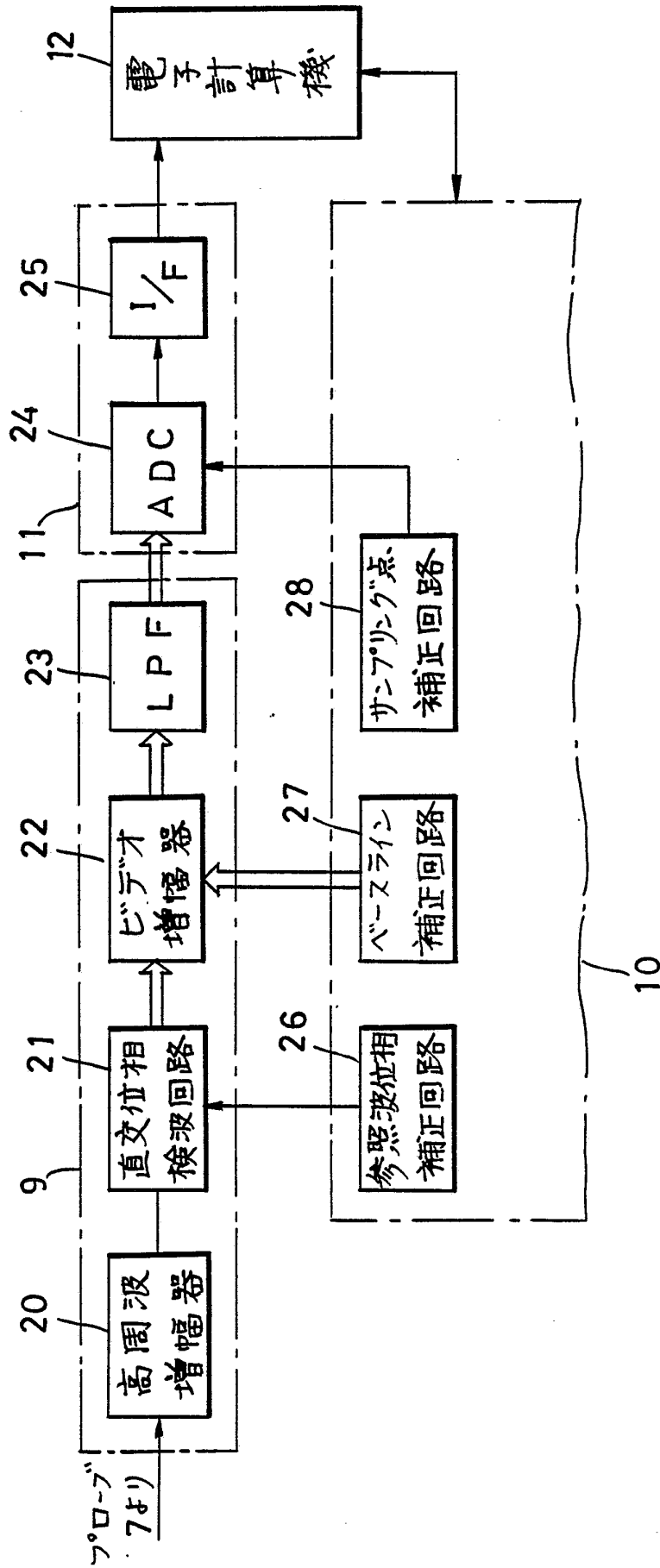


Fig. 3.

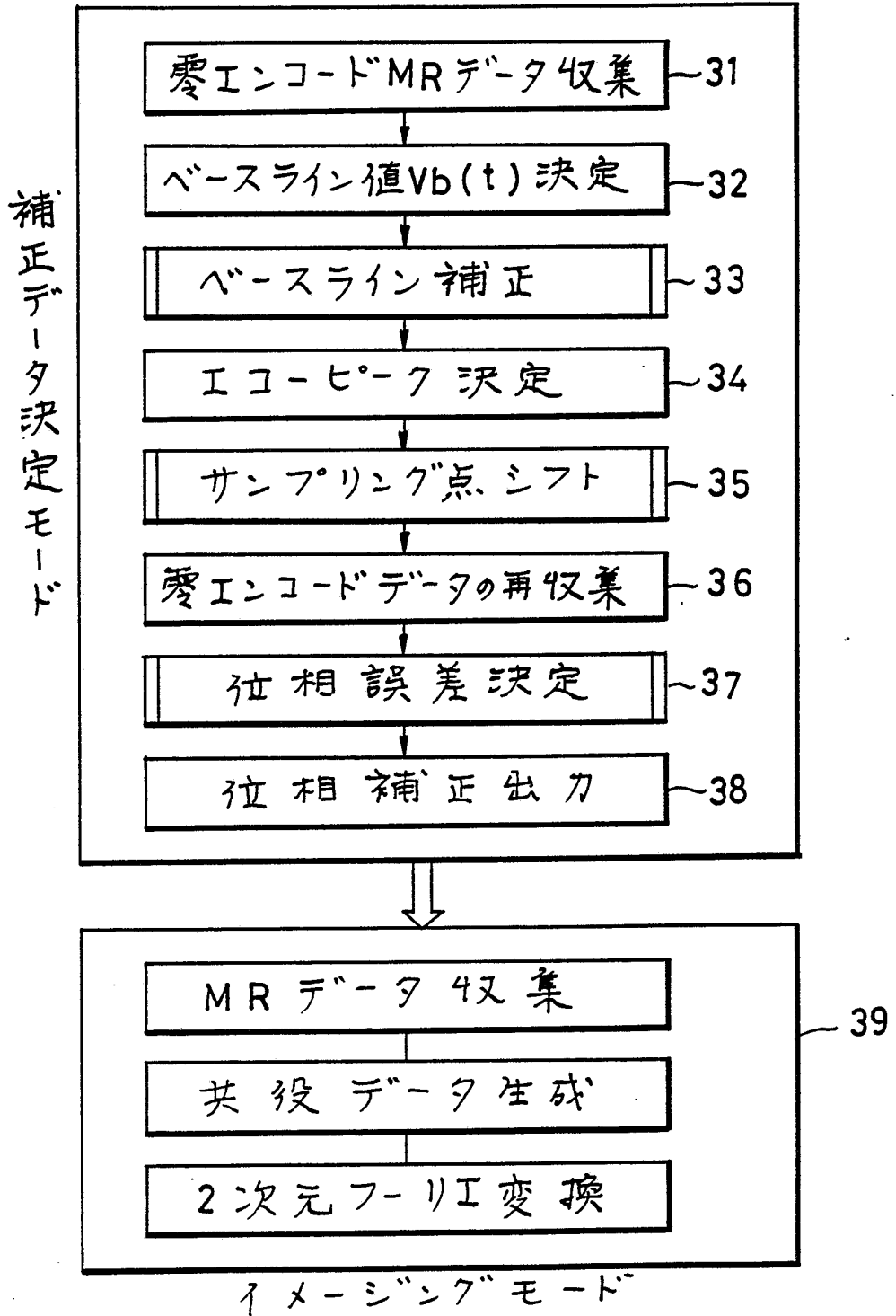


Fig. 4.

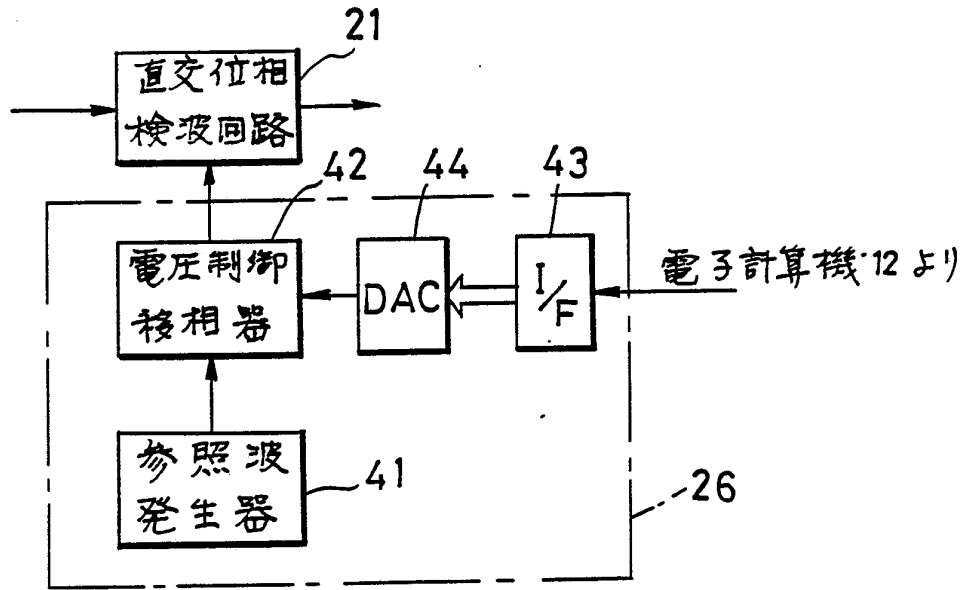


Fig. 5.

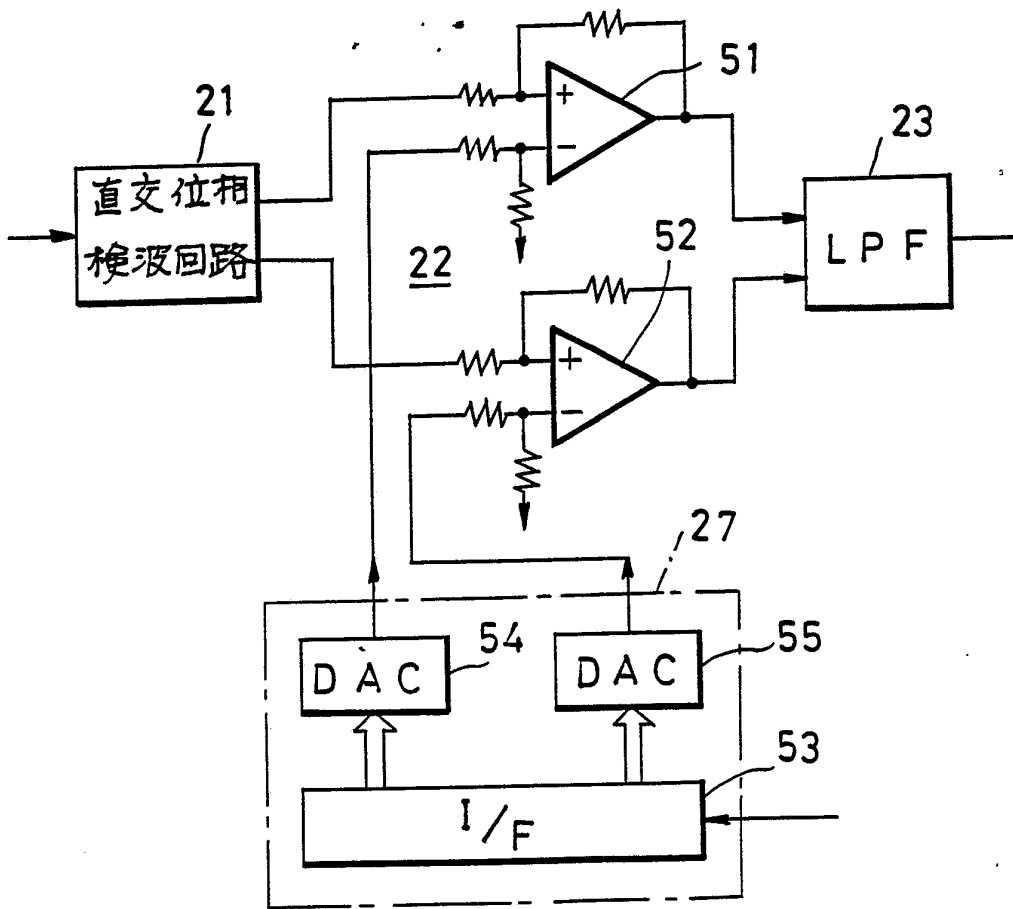


Fig. 6.

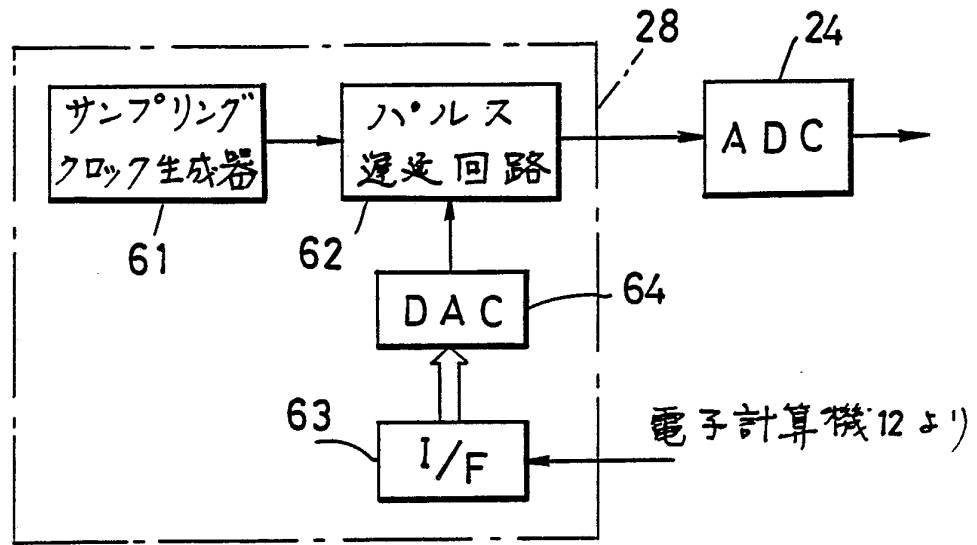


Fig. 7.

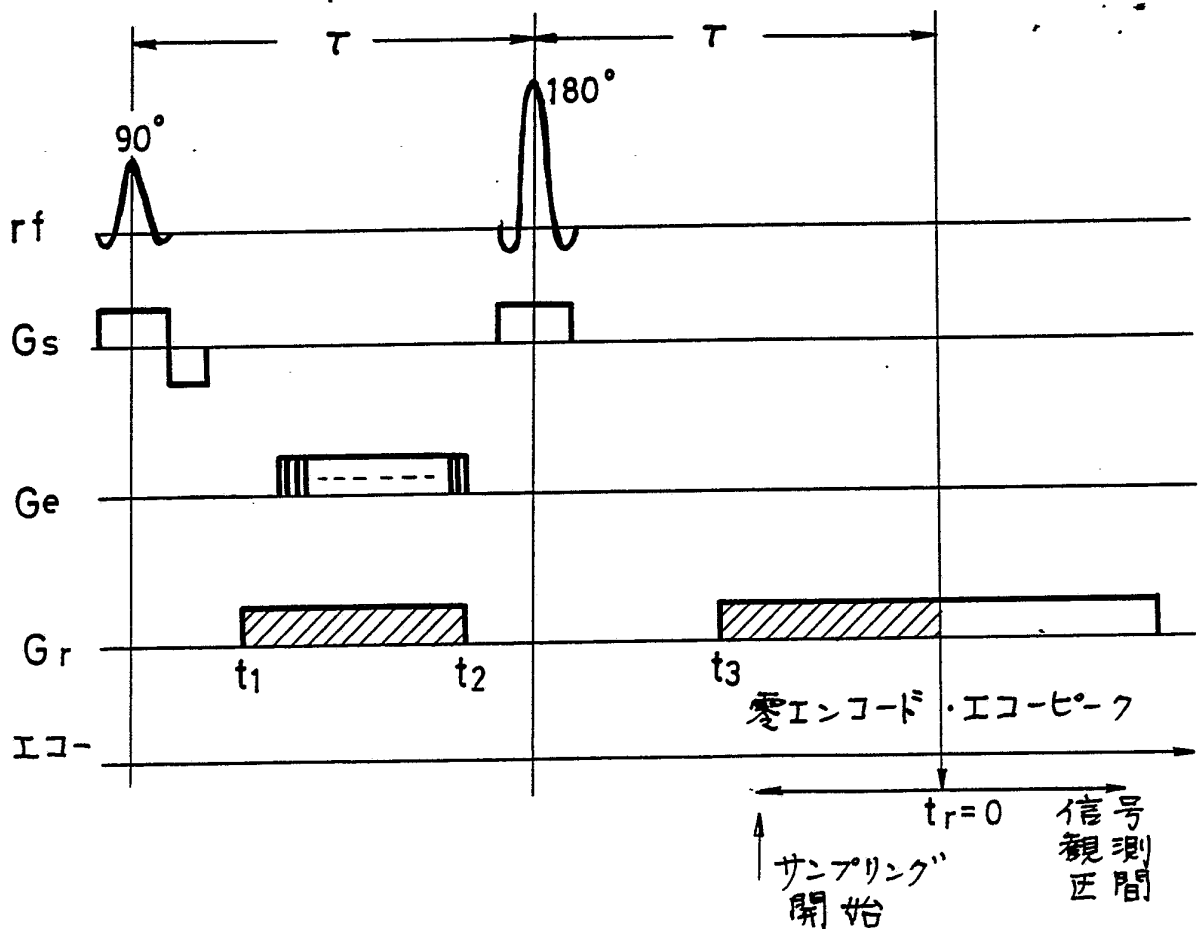


Fig. 8.

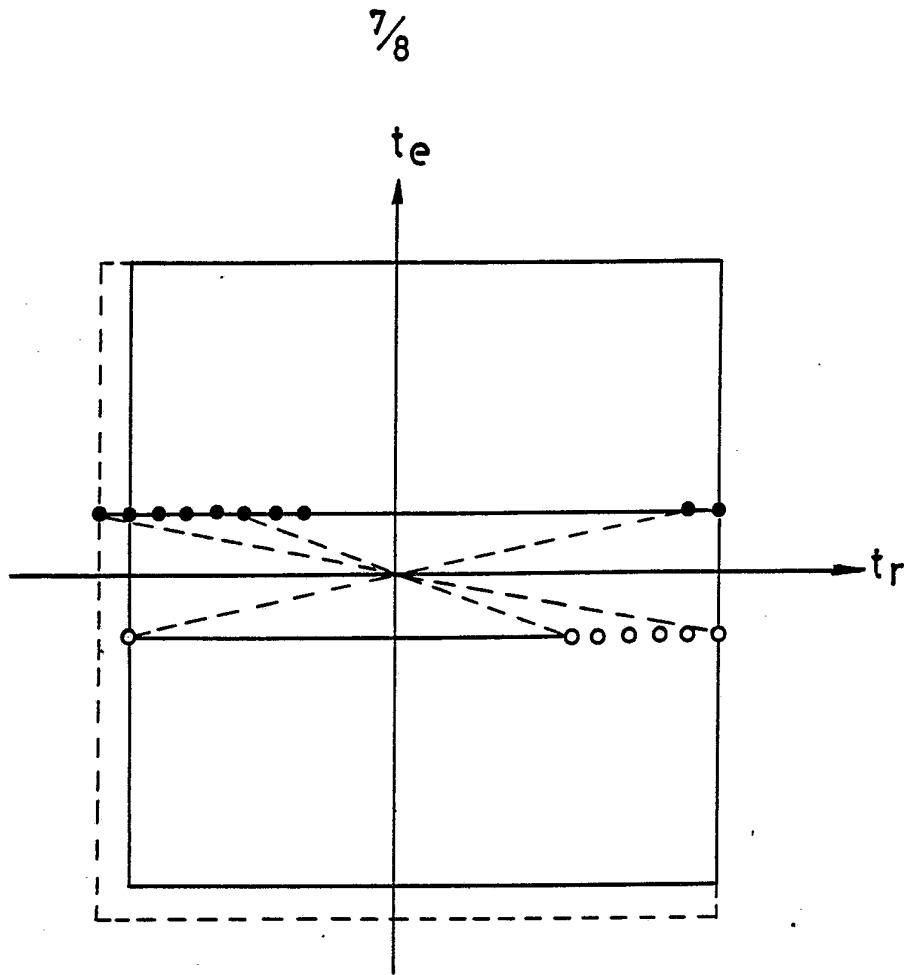


Fig. 9a.

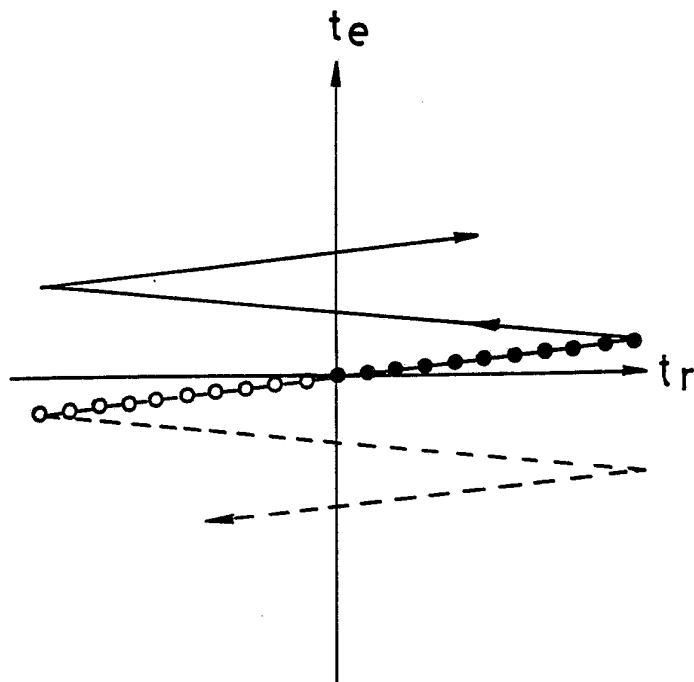


Fig. 9b.

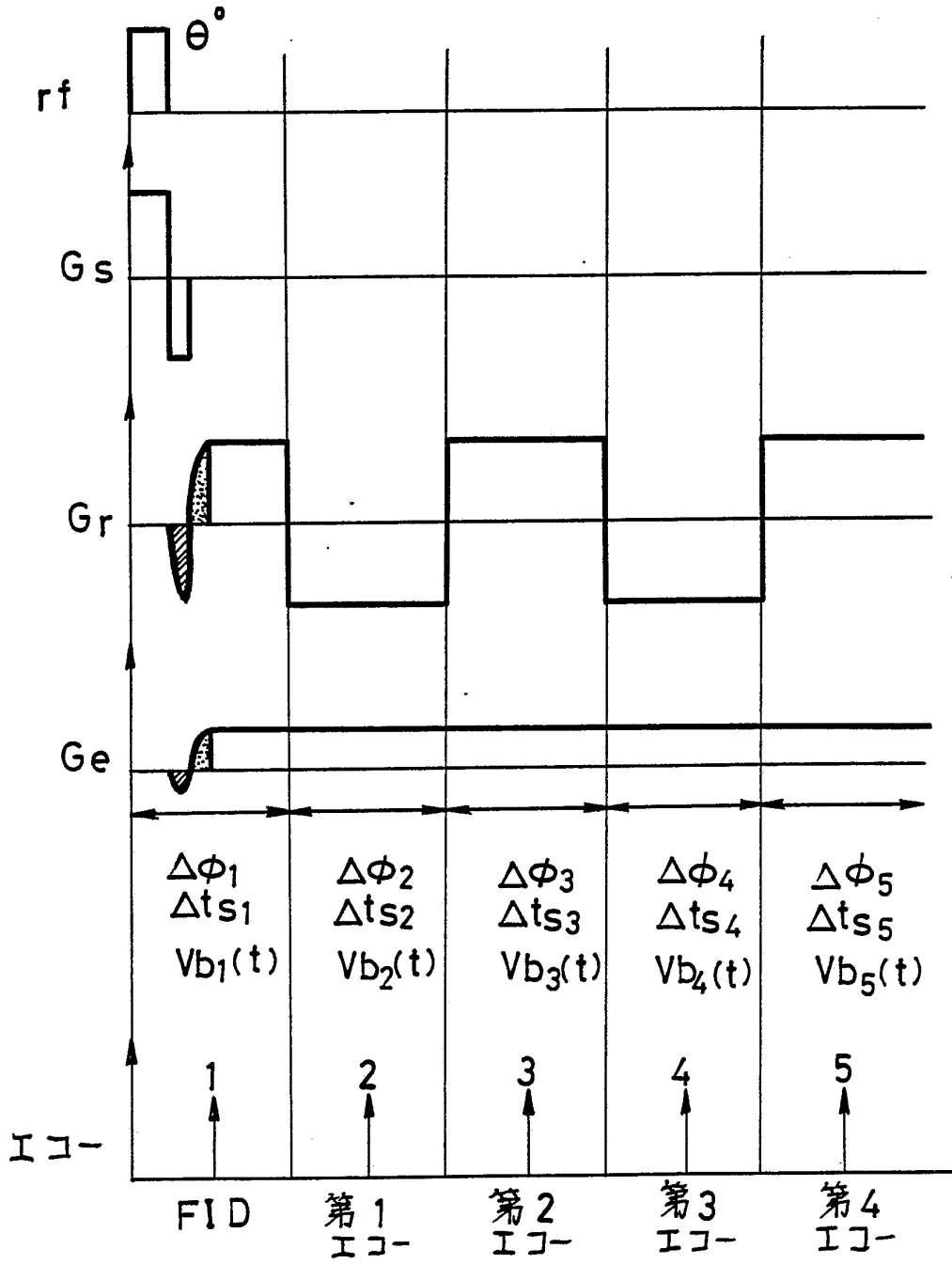


Fig. 10.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No PCT/JP88/01005

I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER (if several classification symbols apply, indicate all) ⁶		
According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC		
Int.Cl ⁴ A61B10/00, G01N24/08		
II. FIELDS SEARCHED		
Minimum Documentation Searched ⁷		
Classification System	Classification Symbols	
IPC	A61B10/00, G01N24/08, G06F15/332	
Documentation Searched other than Minimum Documentation to the Extent that such Documents are Included in the Fields Searched ⁸		
Jitsuyo Shinan Koho	1926 - 1988	
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971 - 1988	
III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT ⁹		
Category *	Citation of Document, ¹¹ with indication, where appropriate, of the relevant passages ¹²	Relevant to Claim No. ¹³
Y	JP, A, 60-263842 (Toshiba Corp.) 27 December 1985 (27. 12. 85) Page 1, lower left column, lines 5 to 14 (Family: none)	1-10
Y	JP, A, 60-179643 (Shimadzu Corporation) 13 September 1985 (13. 09. 85) Page 1, lower left column, lines 5 to 14 (Family: none)	1-10
Y	JP, A, 55-112556 (JEOL Ltd.) 30 August 1980 (30. 08. 80) Page 3, lower right column, line 13 to page 4, upper left column, line 4 (Family: none)	1-10
Y	JP, A, 61-48752 (Hitachi, Ltd.) 10 March 1986 (10. 03. 86) Page 2, upper left column, lines 2 to 13 (Family: none)	1-10
<p>* Special categories of cited documents: ¹⁰</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"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</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step</p> <p>"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</p> <p>"Z" document member of the same patent family</p>		
IV. CERTIFICATION		
Date of the Actual Completion of the International Search	Date of Mailing of this International Search Report	
December 2, 1988 (02. 12. 88)	December 19, 1988 (19. 12. 88)	
International Searching Authority	Signature of Authorized Officer	
Japanese Patent Office		

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM THE SECOND SHEET

Y	JP, A, 60-238973 (General Electric Co.) 27 November 1985 (27. 11. 85) Page 3, lower left column, lines 2 to 15, page 6, upper left column, line 1 to upper right column, line 20 & DE, A1, 3509777	1-10
---	---	------

V. OBSERVATIONS WHERE CERTAIN CLAIMS WERE FOUND UNSEARCHABLE¹⁰

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2) (a) for the following reasons:

1. Claim numbers....., because they relate to subject matter¹² not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claim numbers....., because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out¹³, specifically:

VI. OBSERVATIONS WHERE UNITY OF INVENTION IS LACKING¹¹

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims of the international application.

2. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims of the international application for which fees were paid, specifically claims:

3. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claim numbers:

4. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, the International Searching Authority did not invite payment of any additional fee.

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by applicant's protest.
 No protest accompanied the payment of additional search fees.

I. 発明の属する分野の分類		
国際特許分類 (IPC) Int. Cl. ⁴ A 61 B 10 / 00 , G 01 N 24 / 08		
II. 国際調査を行った分野		
調査を行った最小限資料		
分類体系	分類記号	
IPC	A 61 B 10 / 00 , G 01 N 24 / 08 , G 06 F 15 / 332	
最小限資料以外の資料で調査を行ったもの		
日本国実用新案公報 1926-1988年		
日本国公開実用新案公報 1971-1988年		
III. 関連する技術に関する文献		
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	請求の範囲の番号
Y	JP, A, 60-263842 (株式会社 東芝) 27. 12月. 1985 (27. 12. 85) 第1頁, 左下欄, 第5-14行 (ファミリーなし)	1-10
Y	JP, A, 60-179643 (株式会社 島津製作所) 13. 9月. 1985 (13. 09. 85) 第1頁, 左下欄, 第5-14行 (ファミリーなし)	1-10
Y	JP, A, 55-112556 (日本電子株式会社) 30. 8月. 1980 (30. 08. 80) 第3頁, 右下欄, 第13行-第4頁, 左上欄, 第4行 (ファミリーなし)	1-10
Y	JP, A, 61-48752 (株式会社 日立製作所) 10. 3月. 1986 (10. 03. 86) 第2頁, 左上欄, 第2-13行 (ファミリーなし)	1-10
※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」 先行文献ではあるが、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の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の文献		
IV. 認 証		
国際調査を完了した日 02. 12. 88	国際調査報告の発送日 19. 12. 88	
国際調査機関 日本国特許庁 (ISA/JP)	権限のある職員 特許庁審査官 村上友幸	4 C 7 2 5 9

第2ページから続く情報		
Y	<p>(Ⅷ欄の続き)</p> <p>JP, A, 60-238973 (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー) 27. 11月. 1985 (27. 11. 85) 第3頁, 左下欄, 第2-15行, 第6頁, 左上欄, 第1行 - 右上欄, 第20行 & DE, A1, 3509777</p>	1-10
<p>V. <input type="checkbox"/> 一部の請求の範囲について国際調査を行わないときの意見</p> <p>次の請求の範囲については特許協力条約に基づく国際出願等に関する法律第8条第3項の規定によりこの国際調査報告を作成しない。その理由は、次のとおりである。</p> <p>1. <input type="checkbox"/> 請求の範囲 _____ は、国際調査をすることを要しない事項を内容とするものである。</p> <p>2. <input type="checkbox"/> 請求の範囲 _____ は、有効な国際調査をすることができる程度にまで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。</p> <p>3. <input type="checkbox"/> 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲でありかつPCT規則6.4(a)第2文の規定に従って起草されていない。</p>		
<p>VI. <input type="checkbox"/> 発明の単一性の要件を満たしていないときの意見</p> <p>次に述べるようにこの国際出願には二以上の発明が含まれている。</p> <p>1. <input type="checkbox"/> 追加して納付すべき手数料が指定した期間内に納付されたので、この国際調査報告は、国際出願のすべての調査可能な請求の範囲について作成した。</p> <p>2. <input type="checkbox"/> 追加して納付すべき手数料が指定した期間内に一部分しか納付されなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付があった発明に係る次の請求の範囲について作成した。 請求の範囲 _____</p> <p>3. <input type="checkbox"/> 追加して納付すべき手数料が指定した期間内に納付されなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲に最初に記載された発明に係る次の請求の範囲について作成した。 請求の範囲 _____</p> <p>4. <input type="checkbox"/> 追加して納付すべき手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加して納付すべき手数料の納付を命じなかった。</p> <p>追加手数料異議の申立てに関する注意</p> <p><input type="checkbox"/> 追加して納付すべき手数料の納付と同時に、追加手数料異議の申立てがされた。</p> <p><input type="checkbox"/> 追加して納付すべき手数料の納付に際し、追加手数料異議の申立てがされなかった。</p>		