



(57) 要約

この画像診断装置は、共通の超音波送受信装置を使用して、Bモード2次元イメージングとパルスドップラー信号の測定とを時分割で行う場合に、リアルタイム性のよいBモード2次元イメージングと十分なデータレートによるパルスドップラー測定とを、簡単なドップラー信号の補間手段により両立させたものであり、超音波送受信手段(21, 23~25, 27)は、被検体(22)に対して、複数回のパルスドップラーモード用超音波送受信シーケンスと1回のBモード2次元イメージング用超音波送受信シーケンスとの組合せを繰返し実行し、復調手段(38~41)は、パルスドップラーモード用超音波送受信シーケンスによって得られる受信信号に基づいて、ドップラー信号を復調し、サンプリング手段(42~44)は、復調されたドップラー信号をレンジゲートサンプリングし、補間手段(45)は、サンプリング出力信号に、Bモード2次元イメージング用超音波送受信シーケンスの実行時に失われるドップラー信号のサンプリング値を補間し、ドップラー信号処理手段(46~48)は、補間済みのサンプリング信号を処理し、Bモード2次元イメージング手段(28~34)は、Bモード2次元イメージング用超音波送受信シーケンスによって得られる受信信号を処理する。

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

## 1

## 明 細 書

## 画像診断装置

## 〔技術分野〕

本発明は、Bモード2次元イメージングとパルスドプラ方式によるドプラ信号の獲得との双方の動作を実時間的に共存、協調せしめることができるようにした画像診断装置に関する。

## 〔背景技術〕

超音波を用いた画像診断は、Bモード2次元イメージ法により行うのが一般的である。Bモード2次元イメージ法は、被検体に超音波を照射し、反射波を受けて電気信号に変換処理して、主として被検体内の反射源の反射強度の空間分布を表わすところの2次元のイメージを得、それをCRT等の表示装置に表示させるものである。他の画像診断技術としては、Mモードイメージ方式やパルスドプラ方式による診断法がある。この内、パルスドプラ方式はドプラ効果を利用したもので、動いている被写体（例えば心臓、血行系等）の動きの様子を知ることができる。

ところで、ドプラ情報を抽出すべきサンプリング点乃至その反射源の位置を、被検体の目的領域例えば人体内部において動的に或いは連続的に定位乃至同定するためには、リアルタイムのBモード2次元イメージを見ながらパルスドプラシステムのサンプル点を設定できる画像診断装置が必須とされる。

しかしながら、従来の画像診断装置で、Bモード2次元イメージングとパルスドプラシステムによるデータ収集の双方のモード（以下B/Dモードと略す）を互いに干渉なく、時分割的に実行しようとするとは非常に困難な制約があった。即ち、従来装置でBモード2次元イメージをリアルタイム性を十分維持した状態で得ようとする、所定の到達深度に対する最大繰返しパルス周期（例えば周波数として4KHz）のうち、例えば半分をBモードに半分をパルスドプラモードにする、即ち、パルス毎に両モードを交互に実行するものにするが、このような方法によれば、パルスドプラモードの方のデータレートが、全パルスをパルスドプラモードとした場合の半分となるの

## 2

で、あいまいさ（ドブラ・アンビギュイティ）を生ぜしめないで観察できる最高視線速度が著しく低くなってしまふ。従つて、通常人の動脈血流の部分で既に折り返し領域となつてしまひ、それより速い視線速度を有する部分のドブラ信号を正しく得ることは實質上不可能となり、実用上の制約が大きい。

このような不具合をなくすため、逆にパルスドブラモードを全てのパルスに割りつけてしまふと、今度はサンプル点の確認のためのBモード2次元イメージを得ることができなくなつてしまひ、操作者は盲同然になつてしまふ。そこで、パルスドブラモードの実行中の1秒の内に1~2回程度だけBモードを瞬間的に割り込ませることが考えられる。その場合、例えば1秒毎に20ms~40ms、間けつ的に休止が入つても、パルスドブラモードの観測、分析の目的には特に大きな支障は生じないが、このような方法によつても尚Bモード2次元イメージの動的追従把握乃至パルスドブラモードの方のサンプリング点や音線の動的確認は非常に困難である。このような不具合は、1台のエコーサウンダ（超音波の送受信及びビームフォーミングの機能をいう）をB/D両モードの使用のために時分割で使用する限り発生が避けられないと考えられていた。

このような問題点を解決するものとして、特開昭58-89242号に開示された技術がある。この技術は、パルスドブラモードの実行中の1秒の内に、Bモードの完全な1フィールドの走査または部分的な走査を、リアルタイム性のよい2次元イメージを得るのに十分な頻度で割込ませ、その間に中断されたドブラ信号は、Bモードが割込まない期間に測定してあるものから推量して補うようにしたものである。しかしながら、この方法では、Bモード走査が割込んでいる間の例えば15msの間の大量のドブラ信号を推量によつて補う必要があるので、そのための手段が大掛りなものとなり、かつ、実際のドブラ信号と推量によつて補うドブラ信号とのつなぎ目を連続化するための信号編集手続等も必要となる。

（発明の開示）

本発明は、このような点に鑑みてなされたもので、その目的は、1台のエコーサウンダを時分割で用いてB/D両モードで使用する場合において、Bモード2次元イメージングのリアルタイム性の維持と、十分なデータレートによるパルスドブラ信号の

## 3

獲得を、簡単なドプラ信号の補間手段により、両立させることができるB/D両モードの画像診断装置を実現することにある。

この画像診断装置は、超音波送受信手段(21, 23~25, 27)で、被検体(22)に対して、複数回のパルスドップラーモード用超音波送受信シーケンスと1回のBモード2次元イメージング用超音波送受信シーケンスとの組合せを繰返し実行し、復調手段(38~41)で、パルスドップラーモード用超音波送受信シーケンスによって得られる受信信号に基づいて、ドップラー信号を復調し、サンプリング手段(42~44)で、復調されたドップラー信号をレンジゲートサンプリングし、補間手段(45)で、サンプリング出力信号に、Bモード2次元イメージング用超音波送受信シーケンスの実行時に失われるドップラー信号のサンプリング値を補間し、ドップラー信号処理手段(46~48)で、補間済みのサンプリング信号を処理し、Bモード2次元イメージング手段(28~34)で、Bモード2次元イメージング用超音波送受信シーケンスによって得られる受信信号を処理するようにしたものである。

(図面の簡単な説明)

第1図は本発明の一実施例を示す電氣的構成図、

第2図は補間装置の一実施例を示すブロック図、

第3図は第2図に示す補間装置の各部の波形を模式化したタイミングチャート、

第4図は第1図に示す実施例の各部の動作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)

レンジゲート方式のパルスドプラシステムにおいては、ベースバンドドプラ信号のサンプリング値は、その送受信シーケンスの都度1つの複素数、即ち1つのベクトルとして得られる。このことは、パルスドプラ信号が可聴領域のオーディオ信号とほぼ等価な性格を有していることから、パルスドプラシステムの特性を考察するにあたって、音声のサンプル値列伝送、例えば、PCM方式の電話回線等における会話音声の扱われ方が十分に参考となりうることを意味している。

ところで、音声信号の伝送等においては、会話音声を8KHzのサンプリング周波数でサンプル値列化した後、サンプル間引きによるデータレート低減の後、巧みな予測復元工程を経るならば、実用上全く遜色のない復元と会話の維持とを行いうること

## 4

がわかっている (THE BELL SYSTEM TECHNICAL JOURNAL VOL. 62, NO. 6, 1983に記載されている論文 Sample Reduction and Subsequent Adaptive Interpolation of Speech Signals...以下参考文献と略す)。同様の考えが音声信号と酷似した性質を有するCWドブラ乃至パルスドブラシステムにおけるベースバンドドブラ信号についても成り立ちうる筈である。参考文献には、4サンプル中1サンプル間引いた場合が示されているが、このことはパルスドブラモードにおけるサンプリングによるデータ獲得についても妥当する。

本発明においては、この間引いた1サンプルに相当する時間をBモードイメージ (以下「2次元」の語は略す) の実時間処理に用いる。即ち、パルスドブラモードでの4回の送受信の内1回分を間引き、その間引きの時間にパルスドブラモードシステム側では紛失するデータの復元処理を行い、一方Bモードシステム側ではその間にBモードのイメージ獲得のための音線の送受信を1回分だけ行うのである。この場合において、受信の際マルチビーム受信を行えば一気に隣り合う4音線を探索することもできる。このようにマルチビームで得られたBモードイメージは、測定の全期間をBモードにして1音線ずつ順次に受信していく場合と実用上品質に差異が生じない。2音線受信とすれば、常識的なフレームレート (例えば30FPS) が半分 (15FPS) におちるのみで済み、心臓等のイメージを得る場合等にも十分に実時間動態観察を行うことができる。なお、単音線のみ受信としても、リアルタイム性の低下は実用上許容できることが多い。

次に1サンプル間引くことにより紛失したデータの復元処理について説明する。参考文献に記載されている補間方法を説明する。今、会話信号を $x(t)$ 、そのバンドリミットを $f_c$  [Hz]、サンプリング周波数 $f_s$  [Hz]とすると、標本化定理により

$$f_s \geq 2 f_c \quad (1)$$

が成立することが必要である。サンプリングして得られた原信号列を $\{x_k\}$ とし、 $n$ 回のサンプリングごとに1サンプルを捨てるものとする。第2図は補間装置の一実施例のブロック図で、本発明においてもそのまま適用することができる。

入力会話信号 $x(t)$ はフィルタ1を経た後、サンプリング回路2でサンプリング

## 5

される。このサンプリング周波数は第1の発振器3の周波数 $f_s$ で規定される。サンプリングされた原信号列 $\{x_k\}$ はギアダウンチェンジングバッファ4に入って、 $n$ 回のサンプルごとに1サンプル間引かれる。間引かれた後、第2の発振器5の発振周波数 $F_s$ で規定される周波数の信号列 $\{y_k\}$ に変換される。ここで、 $F_s$ とバンドリミット $f_c$ との間には

$$F_s < 2f_c \quad (2)$$

の関係が成立するものとする。尚、間引き操作を行うために、第1の発振器3の出力が、分周器6の出力によって制御される禁止回路7を通じてギアダウンチェンジングバッファ4に入っている。

圧縮された信号列 $\{y_k\}$ はチャンネル8を經由してギアアップチェンジングバッファ9に入る。ギアアップチェンジングバッファ9はギアダウンチェンジングバッファ4と同様、第2の発振器5及び禁止回路7の出力を受け、もとの周波数 $f_s$ の信号列 $\{z_k\}$ に変換する。但し、この信号列 $\{z_k\}$ は周波数のみ元の信号に復元されたのみで、間引かれた情報は補填されていない。この信号列 $\{z_k\}$ は補間回路10に入って紛失データの復元がなされた信号列 $\{\hat{z}_k\}$ となる。この復元信号 $\{\hat{z}_k\}$ はフィルタ11を介して外部に取り出される。

第3図は第2図に示す補間装置の各部の波形を模式化したタイミングチャートである。図において、(a)は原信号列 $\{x_k\}$ を、(b)は圧縮信号列 $\{y_k\}$ を、(c)は周波数のみ復元された信号列 $\{z_k\}$ を、(d)は補間して復元された信号列 $\{\hat{z}_k\}$ をそれぞれ示す。圧縮信号列 $\{y_k\}$ は、図に示すようにサンプル値とサンプル値の間の周期が $1/F_s$ になり(a)図に示す原信号列 $\{x_k\}$ のそれ $1/f_s$ よりも長くなっている。又、周波数のみ復元された信号列 $\{z_k\}$ には、(c)図に示すように間引きにより紛失したデータは復元されずにそのままである。補間回路10により紛失データが補間された復元信号列 $\{\hat{z}_k\}$ は(d)図に示すように(a)に示す原信号列 $\{x_k\}$ とほぼ同様のデータが再現されている。(d)図の破線で示すデータが復元データである。

復元信号列 $\{\hat{z}_k\}$ を原信号列 $\{x_k\}$ にどの程度近づけることができるかは、ひとえに補間回路10の性能のよしあしで決定される。参考文献に記載されている補間

## 6

方法は以下のとおりである。

前述した信号列  $\{z_k\}$  から、お互いの距離が  $1/f_s$  秒だけ離れたサンプル数  $W$  の連続したブロックを取出す。信号列  $\{z_k\}$  はそれ故  $n$  回のサンプルごとに 1 サンプル間引かれた  $W$  個のサンプルから構成される。今、このブロックが

$x_1, \dots, x_{n-1}, \hat{z}_n, x_{n+1}, \dots, x_{w-2}, x_{w-1}, \hat{z}_w$   
なるコンポーネントで構成されているものとする。ここで、 $\hat{z}_r$  は補間すべきサンプルを示し、 $r$  としては

$$r = n, 2n, \dots, W-n, W$$

のうちの任意の値をとりうるものとする。各会話信号サンプルを補間するにあたり、補間すべきサンプルの前後の  $\lambda$  個のサンプル値を使用する。但し  $\lambda$  としては

$$\lambda \leq n - 1 \quad (3)$$

の制約がある。

ここで、第 3 図の (c) に示す第  $r$  番目の紛失データ点における補間データ  $\hat{z}_r$  は次式で与えられる。

$$\hat{z}_r = \sum_{i=-\lambda}^{-1} a_i x_{r+i} + \sum_{i=1}^{\lambda} a_i x_{r+i} \quad (4)$$

ここで、 $a_i$  は補間係数である。(4) 式は次のように書くこともできる。

$$\hat{z}_r = \sum_{i=-\lambda}^{\lambda} a_i x_{r+i} \quad (5)$$

ここで、 $a_0 = 0$  である。第  $r$  番目のサンプルに対する補間誤差  $e_r$  は次式で与えられる。

$$e_r = x_r - \hat{z}_r \quad (6)$$

参考文献によれば、(6) 式で与えられる補間誤差  $e_r$  の 2 乗  $e_r^2$  が最小になるような係数  $a_i$  を選択すれば補間誤差  $e_r$  が最小になることがわかっている。更に、1 ブロックのサンプル数  $W$  が 256 以上になると補間係数  $a_i$  を求めるための補間マトリクスも簡略化されることが記述されている。

本発明に用いる補間方法は、上述のような方法に限らず、種々の方法を用いることができる。補間方法としては、以下のようなものがある。

- (1) 直線補間法…隣り合う 2 点間を直線で結びその 2 点間に存在すべき紛失データを補間するもので、両隣りのサンプルがあれば補間できる。

(2) 2次乃至さらに高次の偶数次補間法…両 $n$ 隣りまでのサンプル数があれば補間することができる。

以上の何れの方法を用いても本発明を実現することができるが、サンプル値の1発抜けを一定の周期で繰り返す場合に、全体として復元信号の品質を良くするという点を考慮すると、参考文献記載の方法が一番秀れている。

以下、図面を参照し、本発明の実施例を詳細に説明する。

第1図は本発明の一実施例を示す電氣的構成図である。図において、21は被検物体22に超音波を照射し、反射波を受信する超音波プローブ、23は超音波送信信号を超音波プローブ21に送り、超音波プローブ21の受信信号を受ける送受信機アレイ、24は送受信機アレイ23に送出用のパルスを送る送波ビームフォーマ、25は送受信機アレイ23からの受信パルスを受け、受信パルスの波形整形を行う受波ビームフォーマ、26はこれら送波ビームフォーマ24及び受波ビームフォーマ25の動作を制御すると共に、各種演算制御を行うコントローラである。

27は送波ビームフォーマ24及びコントローラ26にパルス信号を与えるパルス発生器、SWは受波ビームフォーマ25の出力を受けてBモードイメージングモード側(B側)に接続するか、パルスドプラ信号獲得モード側(D側)に接続するかを決める切換スイッチである。28は切換スイッチSWからの信号を受けるバンドパスフィルタ、29はバンドパスフィルタ28の出力を受けて信号圧縮を行うログアンプ、30はログアンプ29の出力を検波する検波回路、31は検波回路30の出力を受けてビデオ信号として出力するビデオアンプである。

32はパルス発生器27の出力を受けて、ビデオアンプ31に時間と共に変化するゲイン信号を与えるタイムゲインコントロール回路、33はビデオアンプ31の出力を受けるアンチリアリングフィルタ、34はフィルタ33の出力を受けるデジタルスキャンコンバータ(DSC)である。デジタルスキャンコンバータ34は所定の制御信号を受けて縦方向に読み込んだデータを横方向に変換して出力する。

35はスイッチSWからの信号を受けるバンドパスフィルタ、36はバンドパスフィルタ35の出力を受けるリニアアンプ、37はパルス発生器27の出力を受けて時間と共に変化するゲイン信号をリニアアンプ36に与えるタイムゲインコントロール

## 8

回路である。38は局部発振器39の出力を受けて、位相が $90^\circ$ ずれた2つの信号に変換する移相器、40、41はそれぞれ一方の入力にリニヤアンプ36の出力を共通に受け、他方の入力に移相器38からのそれぞれ位相が $90^\circ$ ずれた交流信号を受ける復調器(BDM)、42、43はそれぞれ復調器40、41の出力を受け、一定の周期でサンプリングするサンプルホールド回路、44はパルス発生器27及びコントローラ26の出力を受けレンジゲート用のサンプリングパルスを生じさせるモノマルチ回路である。モノマルチ回路44の出力はサンプルホールド回路42、43に印加され、サンプリングのタイミングを決めている。

45はサンプルホールド回路42、43の出力を受け、間引きにより紛失したデータを補間する補間装置である。補間装置45には、コントローラ26から間引きのタイミングを了知させるための信号が印加されている。補間装置45としては、例えば第2図に示したような回路が用いられる。補間方法としては、第2図について説明したように(6)式に示す補間誤差 $e_p$ の2乗値 $e_p^2$ が最小となるように補間係数を選ぶ方法を用いることが最良である。しかしながら、本発明はこれに限る必要はなく、直線補間法のような古典的方法を用いてもよいことは前述したとおりである。

46、47はそれぞれ補間装置45の出力を受けるドプラフィルタ、48はこれらドプラフィルタ46、47の出力を受けてヒルベルト変換及び変換したデータを1次結合して各方向別のベースバンドドプラ信号を合成する合成回路である。合成回路48からは、USB(上側波帯)及びLSB(下側波帯)に相当する各々の可聴域のベースバンドドプラ信号が出力される。このように構成された回路の動作を第4図のタイミングチャートを参照しながら詳細に説明する。

第4図において、(a)はパルス発生器27の出力Txgを、(b)は切換スイッチSWの動作を、(c)はBモードのエコービデオ信号波形(フィルタ33の出力)を、(d)は復調器40の出力波形を、(e)はレンジゲートパルス(モノマルチ回路44の出力)を、(f)はサンプルホールド回路42の出力を、(g)はドプラフィルタ46或いは47の出力をそれぞれ示している。

パルス発生器27から出力された第4図(a)に示すようなパルスが送波ビームフォーマ24、送受信機アレイ23を経て超音波プローブ21から被検体22に照射さ

## 9

れる。被検体 22 に入った超音波は被検体の各部にあたり、それらから反射波を生ぜしめる。この反射波は、超音波プローブ 21, 送受信機アレイ 23 を経て受波ビームフォーマ 25 に入る。ビームフォーマ 25 で波形整形されたエコー信号は切換スイッチ SW に導かれる。

ここで、切換スイッチ SW が第 4 図 (b) に示すように D 側 (パルスドプラモード側) に接続されているものとする、エコー信号はバンドパスフィルタ 35 により特定の周波数領域の成分のみ抽出された後、続くリニアアンプ 36 でタイムゲインコントロールされる。タイムゲインコントロールされたエコー信号は、復調器 40, 41 で位相が  $90^\circ$  シフトされた交流信号と乗算され、第 4 図 (d) に示すような復調信号に変換される。この復調信号は、第 4 図 (e) に示すレンジゲートパルス (サンプリングパルス) の周期でサンプルホールド回路 42, 43 でサンプルホールドされる。時刻  $t_1$  でサンプリングパルスが発生すると、 $t_1$  において、復調信号がサンプリングされ、第 4 図 (f) に示すようなホールド出力が得られる。

次に時刻  $t_2$  において、第 4 図 (b) に示すように切換スイッチ SW が B モード側に切り換わると、エコー信号はバンドパスフィルタ 28, ログアンプ 29 を経て検波回路 30 に入る。検波回路 30 は入力エコー信号を検波してビデオ信号をつくる。このビデオ信号は続くビデオアンプ 31 でタイムゲインコントロールされた後、フィルタ 33 でフィルタリングされる。この結果、フィルタ 33 から第 4 図 (c) に示すような B モードビデオ信号が得られ、デジタルスキャンコンバータ 34 に入る。このような B モードイメージングのための 1 回の送受信に関するエコービデオ信号の入手が 1 サンプル周期  $T$  の間に完了する。マルチビーム受信を行えば、一度に複数音線分のエコービデオ信号がえられる。デジタルスキャンコンバータ 34 は被検体 22 を縦方向に超音波走査して得られるエコービデオ信号列から、CRT モニタにおける TV 表示に適した横方向走査のビデオ信号に変換して出力する。

この B モードイメージングが行われている期間、モノマルチ回路 44 は第 4 図 (e) に示すようにサンプリングパルスを発生しない。即ち、この期間はパルスドプラモード用のサンプルが 1 回間引かれる。時刻  $t_3$  において、切換スイッチ SW が再びパルスドプラモード側に接続されると、前述の動作を繰り返してサンプルホールド回路

## 10

42には第4図(f)に示すようなホールド出力が得られる。このパルスドプラモードを第4図に示すように3周期分続けて行い、再びBモードに移る。即ち、第1図に示す回路は4サンプルのうち1サンプル周期分をBモードイメージングに用い、残りの3サンプル周期をパルスドプラモードに使用している。このことをパルスドプラモード側からながめてみると、4サンプルに1回の割り合いで常にデータが間引かれていることになる。

補間装置45は、このように間引かれたサンプルデータを種々の補間法を用いて復元し、合成回路48からドプラ信号として出力する。

上述の操作では、4サンプルに1サンプルの間引きの場合を例にとったが、本発明はこれに限る必要はなく、目的とするベースバンドドプラを遜色なく再現できる程度であれば、その間引き率に制限はない。

又、間引きの周期も、完全に一律な周期性をもつ手法の他、一定の規則に沿って、乃至ランダムに、周期が変化する如き手法も可能であり、それも又本発明の主旨の中に含まれるものである。

以上詳細に説明したように、本発明によれば、パルスドプラモードのサンプリングのうち、1回分を間引き、その間引いた時間内にBモードイメージングを行うと共に、間引かれたパルスドプラモード側では補間法により紛失した1個のデータを復元して完全なドプラ信号を得るようにすることにより、1台のエコーサウンダを時分割で用いてB/D両モードで使用する場合においてもBモードイメージのリアルタイム性を維持しつつ、且つパルスドプラ方式によるドプラ信号の獲得を所定のデータレートにより実質的に完全に得ることができる画像診断装置を実現することができる。

以上、発明を実施するための最良の形態について説明したが、この技術分野の通常の知識を持つ者にとっては、下記の請求の範囲に示されている発明の概念を逸脱することなく種々の変形を行うことが可能である。

## 11

## 請求の範囲

- 1 被検体に対する超音波パルスの印加とこの印加した超音波パルスのエコー信号の受信とを一行程とする超音波送受信シーケンスを、パルスドップラーモード用とBモード2次元イメージング用にそれぞれ有し、複数回継続するパルスドップラーモード用超音波送受信シーケンスと1回のBモード2次元イメージング用超音波送受信シーケンスとの組合せを繰返し実行する超音波送受信手段(21, 23~25, 27)、

この超音波送受信手段のパルスドップラーモード用超音波送受信シーケンスによって得られる受信信号に基づいて復調信号を得る復調手段(38~41)、

この復調手段から出力される復調信号をレンジゲートサンプリングするサンプリング手段(42~44)、

このサンプリング手段の出力信号として得られるサンプル値列において、前記超音波送受信手段がBモード2次元イメージング用超音波送受信シーケンスを実行する場合に失われるドップラー信号のサンプリング値を補間して得る補間手段(45)

この補間手段によって補間されたサンプリング信号を処理するドップラー信号処理手段(46~48)、および

前記超音波送受信手段のBモード2次元イメージング用超音波送受信シーケンスによって得られる受信信号を処理するBモード2次元イメージング手段(28~34)

を具備する画像診断装置。

- 2 補間手段は、第r番目の補間値を次式で与えるものである請求の範囲1の画像診断装置。

$$\hat{z}_r = \sum_{i=-\lambda}^{\lambda} a_i x_{r+i}$$

ただし、

$\lambda$  : 補間点の前後のサンプリング値の数

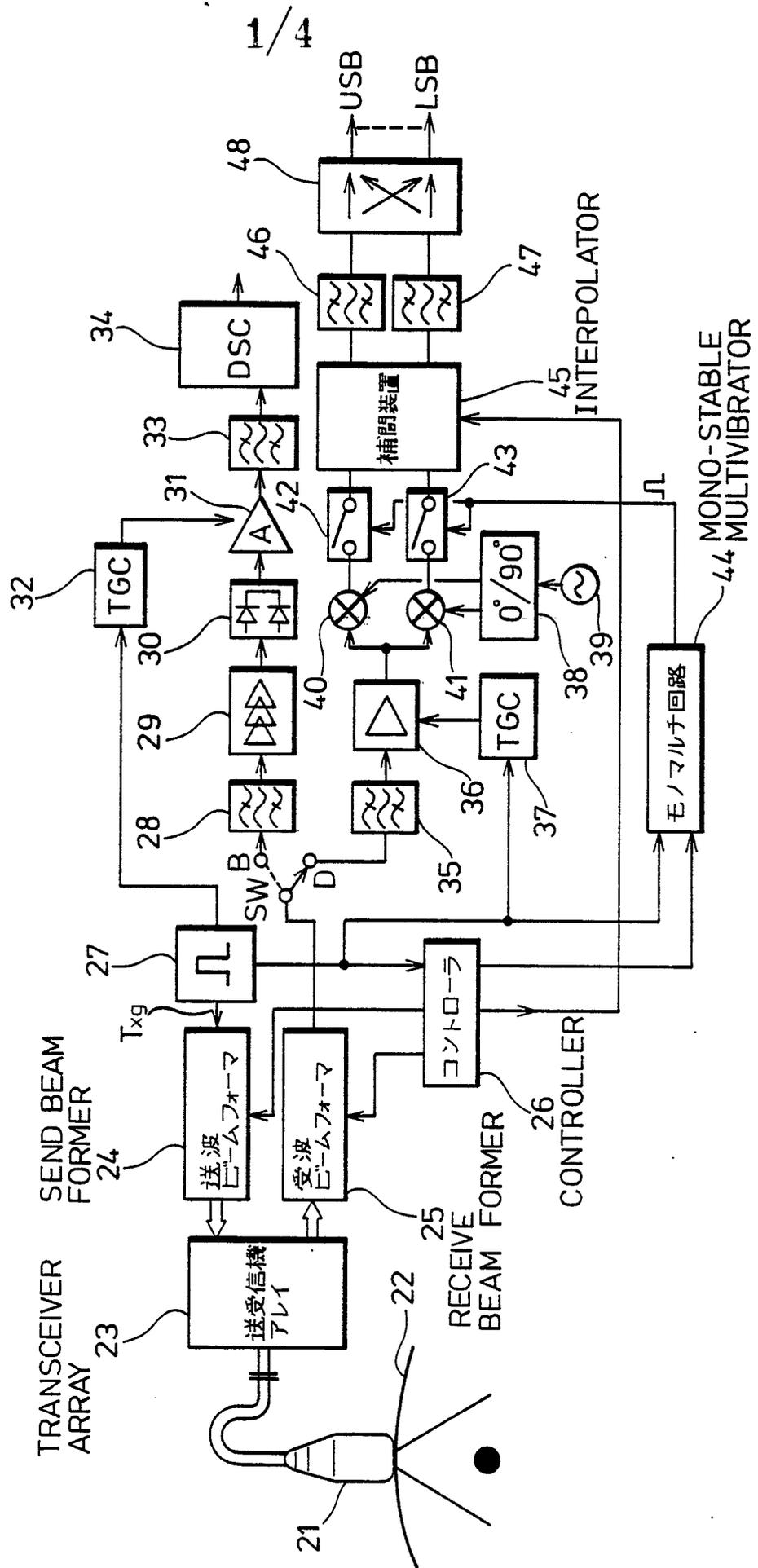
## 12

$a_j$  : 定数、

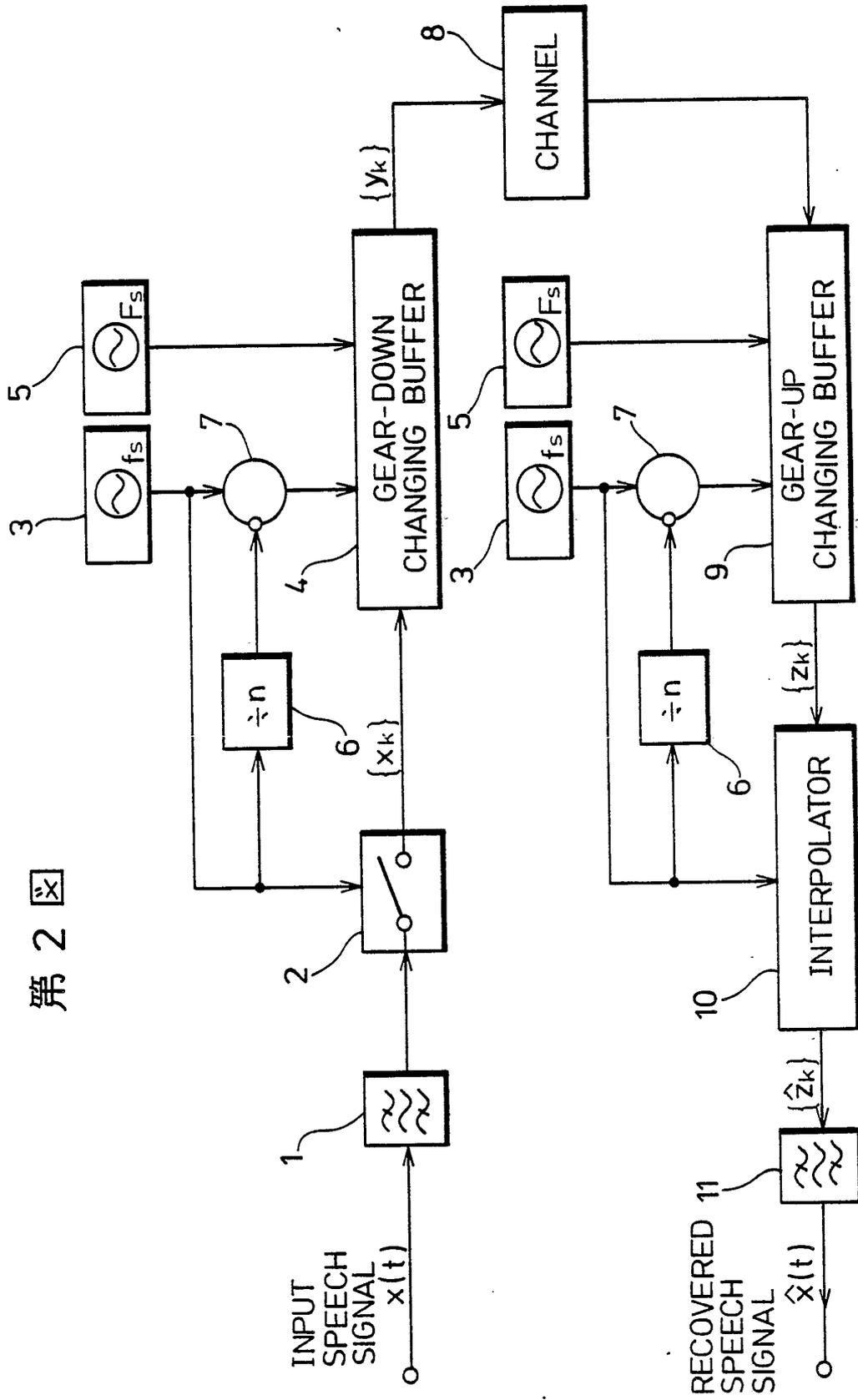
$x_{r+i}$  : 補間点の前後の実際のサンプリング値

- 3 補間手段は、補間点の前後の各1個のサンプリング値に基づいて直線補間を行うものである請求の範囲1の画像診断装置。
- 4 補間手段は、補間点の前後の各n個のサンプリング値に基づいて偶数次補間を行うものである請求の範囲1の画像診断装置。
- 5 Bモード2次元イメージング手段は、複数の音線についてマルチビーム受信を行うものである請求の範囲1の画像診断装置。

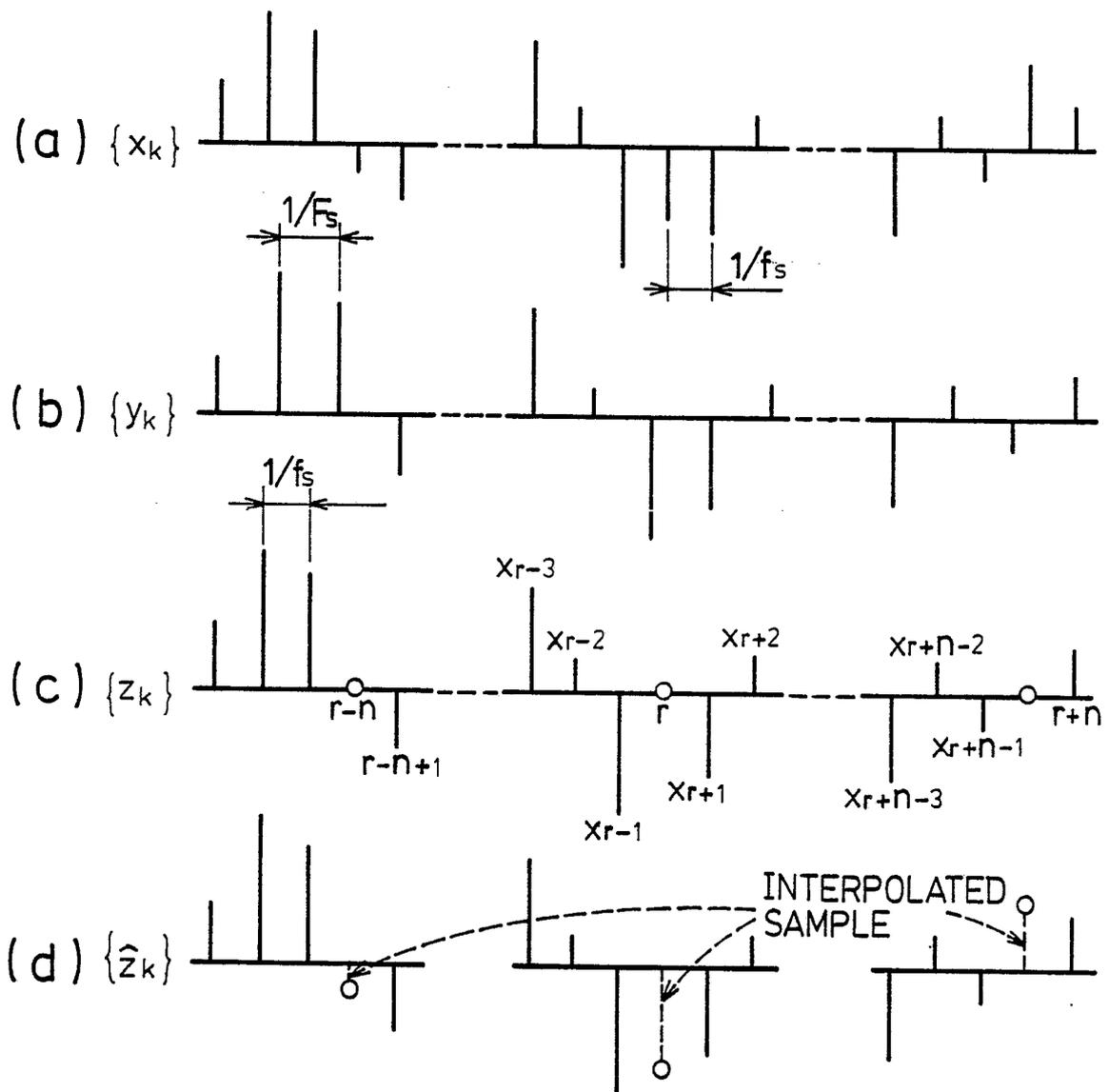
第1図



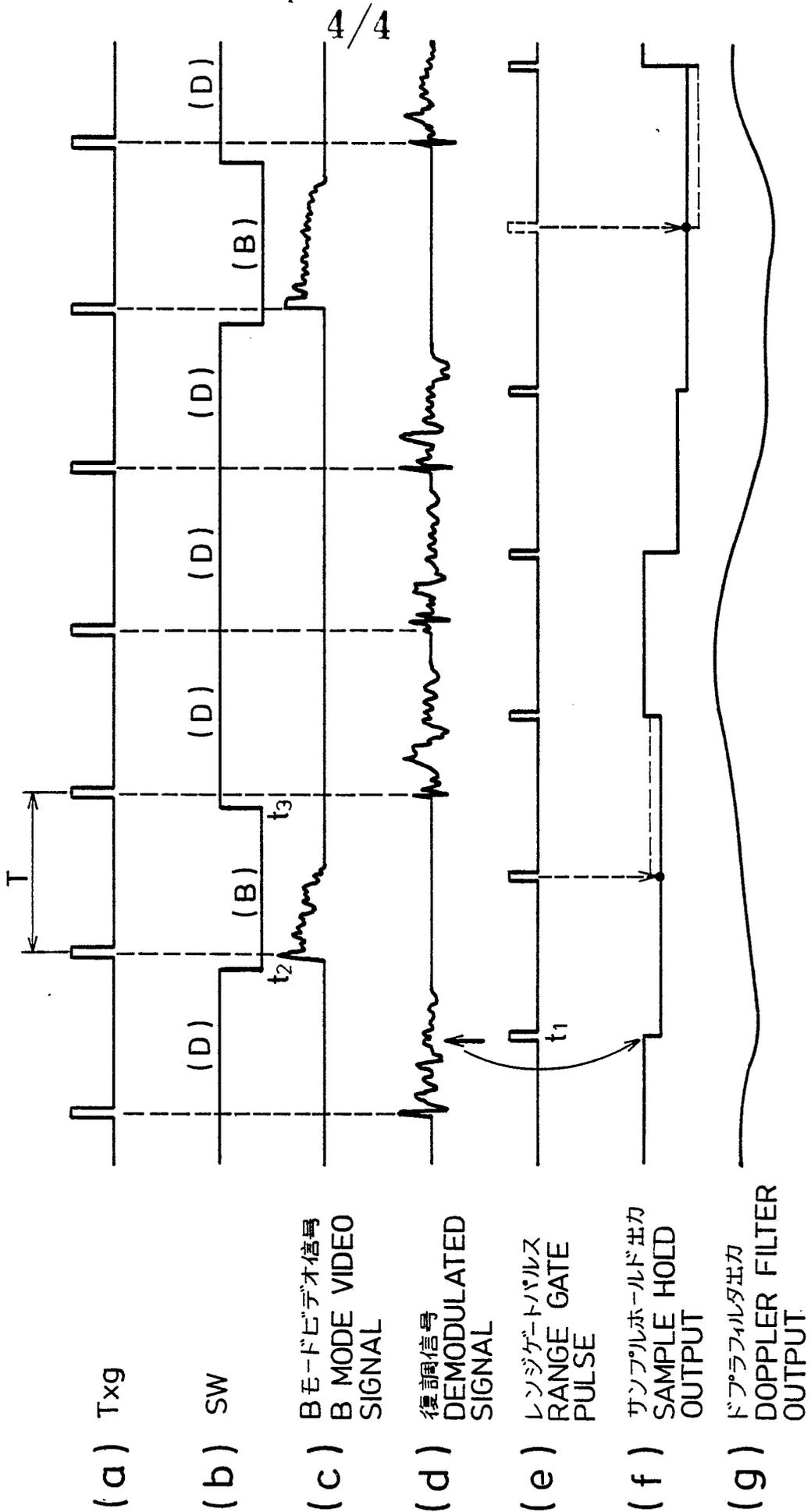
第 2 図



第 3 図



第 4 図



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No. PCT/JP85/00397

<b>I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> (if several classification symbols apply, indicate all) <sup>3</sup>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC		
Int. Cl. <sup>4</sup> A61B 8/08, A61B 8/14		
<b>II. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum Documentation Searched <sup>4</sup>		
Classification System	Classification Symbols	
IPC	A61B 8/00 - 8/14	
Documentation Searched other than Minimum Documentation to the Extent that such Documents are Included in the Fields Searched <sup>5</sup>		
<b>III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b> <sup>14</sup>		
Category <sup>*</sup>	Citation of Document, <sup>16</sup> with indication, where appropriate, of the relevant passages <sup>17</sup>	Relevant to Claim No. <sup>18</sup>
Y	JP, A, 57-180949 (Diasonics Incorporated), 8 November 1982 (08. 11. 82) & IL, AO, 65115 & AU, A1, 8097382 & GB, A, 2097533 & DE, A1, 3214740 & US, A, 4407293	1
Y	JP, A, 58-89242 (Byngmedd Aktieselskabet) 27 May 1983 (27. 05. 83) & NO, A, 821245 & FR, A1, 2516375 & DE, A1, 3241670 & GB, A1, 2112937 & NO, B, 150015 & NO, C, 150015	1
<p><sup>*</sup> Special categories of cited documents: <sup>15</sup></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>"&amp;" document member of the same patent family</p>		
<b>IV. CERTIFICATION</b>		
Date of the Actual Completion of the International Search <sup>2</sup>	Date of Mailing of this International Search Report <sup>2</sup>	
October 7, 1985 (07. 10. 85)	October 28, 1985 (28. 10. 85)	
International Searching Authority <sup>1</sup>	Signature of Authorized Officer <sup>20</sup>	
Japanese Patent Office		

I. 発明の属する分野の分類		
国際特許分類 (IPC) Int.Cl. <sup>4</sup>		
A 61 B 8/08 , A 61 B 8/14		
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	
I P C	A 61 B 8/00 - 8/14	
最小限資料以外の資料で調査を行ったもの		
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, 57-180949 (ダイアソニックス・インコーポレーテッド), 8.11月.1982(08.11.82) & IL, A0, 65115 & AU, A1, 8097382 & GB, A, 2097533 & DE, A, 3214740 & US, A, 4407293	1
Y	JP, A, 58-89242 (ピングメツド・アクチーセルスカベツト), 27.5月.1983(27.05.83) & NO, A, 821245 & FR, A1, 2516375 & DE, A1, 3241670 & GB, A1, 2112937 & NO, B, 150015 & NO, C, 150015	1
<p>*引用文献のカテゴリー</p> <p>「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</p> <p>「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</p> <p>「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)</p> <p>「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</p> <p>「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</p> <p>「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</p> <p>「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</p> <p>「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</p> <p>「&amp;」 同一パテントファミリーの文献</p>		
IV. 認 証		
国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日	
07.10.85	28.10.85	
国際調査機関	権限のある職員	406530
日本国特許庁 (ISA/JP)	特許庁審査官	木村 勇夫