

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2003年11月6日 (06.11.2003)

PCT

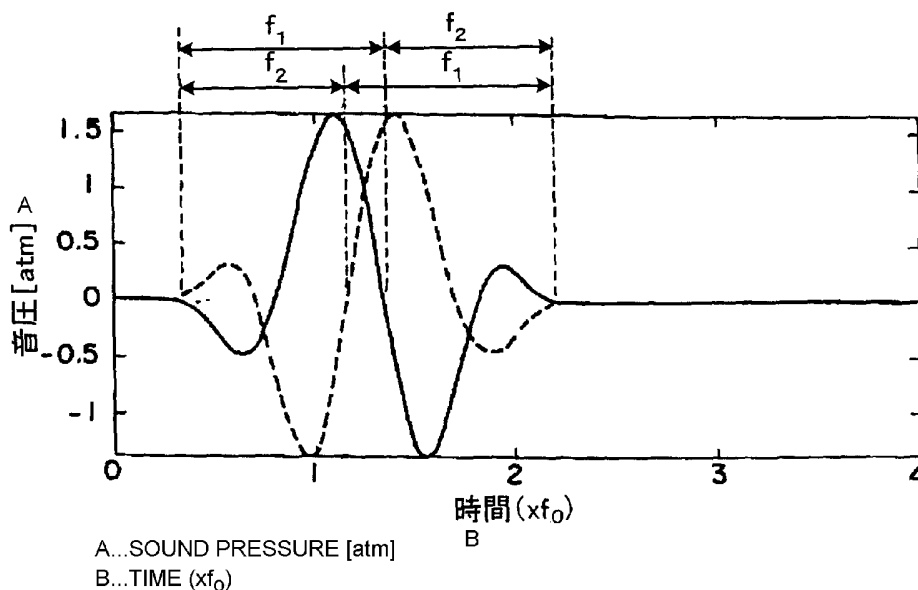
(10) 国際公開番号
WO 03/090625 A1

- | | | |
|---------------|------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| (51) 国際特許分類: | A61B 8/00 | (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/JP03/04285 | |
| (22) 国際出願日: | 2003年4月3日 (03.04.2003) | (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): 岡田一孝 (OKADA, Kazutaka) [JP/JP]; 〒278-0055 千葉県野田市岩名1-72-11 Chiba (JP). 神田浩 (KANDA, Hiroshi) [JP/JP]; 〒359-1111 埼玉県所沢市緑町4-15-4 Saitama (JP). 大竹剛 (OTAKE, Tsuyoshi) [JP/JP]; 〒277-0055 千葉県柏市青葉台1-11-57-601 Chiba (JP). 木村剛 (KIMURA, Tsuyoshi) [JP/JP]; 〒277-0812 千葉県柏市花野井76-2-102 Chiba (JP). 林達也 |
| (26) 国際公開の言語: | 日本語 | |
| (30) 優先権データ: | 特願2002-126075 2002年4月26日 (26.04.2002) JP | |

[続葉有]

(54) Title: ULTRASONOGRAPH

(54) 発明の名称: 超音波診断装置



(57) **Abstract:** An ultrasonograph comprising an ultrasonic probe, a transmitting unit for transmitting an ultrasonic signal to a subject through the ultrasonic probe, a receiving unit for processing the received signal received by the ultrasonic probe, and an image creating unit for creating an image from the received signal processed by the receiving unit. The transmitting unit has a function of transmitting the ultrasonic signal having a varying frequency in the same direction at temporal intervals a plurality of times. The repetitively transmitted ultrasonic signal includes a first waveform having an increasing frequency and a second waveform having a decreasing frequency. The receiving unit has a function of effecting in-phase addition of the received signal corresponding to the first waveform to the received signal corresponding to the second waveform. While maintaining the resolution of tissue harmonic imaging, the penetration is improved.

(57) 要約: 超音波診断装置を、超音波探触子と、超音波探触子を介して被検体に超音波信号を送信する送波部と、超音波探触子により受信された受波信号を処理する受波部と、受波部で処理された受波信号に基づいて画像を生成

[続葉有]



WO 03/090625 A1



(HAYASHI, Tatsuya) [JP/JP]; 〒277-0803 千葉県 柏市
小青田 1 5 6 - A 1 0 5 Chiba (JP).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

(81) 指定国 (国内): CN, US.

(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY,
CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC,
NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR).

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。

する画像生成部とを備えてなり、送波部は、周波数が推移する超音波信号を同じ方向に時間間隔をおいて複数回
送信する機能を有し、この複数回送信される超音波信号は、周波数が増加するように推移する第1波形と、周波数
が低減するように推移する第2波形とを含み、受波部は、第1波形に対応する受波信号と、第2波形に対応する受波
信号とを整相加算する機能を有してなる構成とすることで、ティッシュ・ハーモニック・イメージングにて、分解
能を維持しつつペネトレーションを向上する。

超音波診断装置

5 技術分野

本発明は、超音波診断装置に係り、特に超音波が被検体内を伝播する際発生する高調波信号を画像化する超音波診断装置に関する。

背景技術

10 超音波診断装置は、被検体内に超音波信号を送信し、そのエコー信号を含む受信信号に基づいて例えば断層画像等の診断に供する情報を得るものである。

このような断層画像を表示する技術において、送信信号の基本波成分（周波数 f_0 ）に対する高調波成分（例えば周波数 $2f_0$, $3f_0$ 等）を画像化することによって、
15 ティッシュ・ハーモニック・イメージング(Tissue Harmonic Imaging)と呼ばれている。

上述した高調波成分は、主に超音波が被検体内を伝播する際に生ずる非線型歪みに起因して発生する。すなわち、生体内に照射された超音波は、組織の非線型
20 応答により組織伝播中に信号が歪み、高調波成分が増大する。この結果、そのエコー信号には例えば基本波 f_0 の 2 倍周波数の $2f_0$ や、3 倍周波数の $3f_0$ の成分が含まれることとなる。

ティッシュ・ハーモニック・イメージングにおいては、いかにして強い高調波成分のエコーを抽出できるかがポイントとなる。従来報告されているティッシュ・ハーモニック・イメージング方法の一例として、フィルタ法と呼ばれるもの
25 がある。

これは、中心周波数が例えば $2f_0$ の帯域通過フィルタを用いて受信信号から例えば $2f_0$ の高調波成分を抽出するものである。また、他の一例として、パルスインバージョン法と呼ばれるものがある。これは、極性を相互に反転させた第 1 および第 2 の送信波形を時間間隔をおいて送信し、それぞれのエコー信号を整相加

算して基本波成分を打ち消すことによって2次の高調波成分を強調するものである。また、例えば、日本国の特開 2002-34976 号公報には、2つの中心周波数の異なった送信信号に対して得られた受信信号中から、それぞれフィルターを經由させてハーモニック成分を抽出し、その後合成してハーモニック成分を広帯域化させ、ビーム深さ方向の解像度と信号強度を増大させかつモーションアーチファクトの発生を抑制することを開示している。しかしながら、超音波信号の高調波成分は、基本波成分と比べて周波数が高いから伝播時に減衰の影響を受けやすく、深部からのエコー信号の到達度、つまりペネトレーションがよくないという問題点があった。一方、基本波の中心周波数 f_0 を下げれば減衰の影響を受けにくくなるからペネトレーションは改善できるが、周知のように分解能が低下してしまう。

発明の開示

本発明は、以上を鑑みて成されたものであり、その課題は、分解能を維持しつつペネトレーションを向上することにある。

本発明は超音波探触子と、超音波探触子を介して被検体に超音波信号を送信する送波部と、超音波探触子により受信された受波信号を処理する受波部と、受波部で処理された受波信号に基づいて画像を生成する画像生成部とを備えてなり、送波部は、周波数が推移する超音波信号を同じ方向に時間間隔をおいて複数回送信する機能を有し、この複数回送信される超音波信号は、周波数が増加するように推移する第1波形と、周波数が低減するように推移する第2波形とを含み、受波部は、第1波形に対応する受波信号と、第2波形に対応する受波信号とを整相加算する機能を有してなる超音波診断装置によって、上述した課題を解決する。

これによれば、従来のように同じ周波数 f_0 の波形を極性反転して送波する場合に対して整相加算後の受波信号の周波数スペクトラムが変化し、 f_0 ないし $2f_0$ の周波数帯域における成分を強調することができる。このような周波数帯域の成分は $2f_0$ よりも周波数が低いから減衰の影響を受けにくく、ペネトレーションがよい。したがって、この周波数成分を抽出し、これに基づいて画像を生成することによって、 f_0 を下げなくても、つまり分解能を低下させなくても、ティッシュ・ハーモニック・イメージングにおけるペネトレーションを向上させることができ

る。

ここで、周波数が推移する波形とは、例えば周波数の異なる波形の1サイクルまたは複数サイクルを連結してなるものであってもよい。また、周波数が異なる波形の1/2サイクル、1/4サイクル、1/8サイクル等の部分を連結してなる構成としてもよく、連続的に周波数が変化するチャープ波形を用いるものであってもよい。

この場合、上述した周波数スペクトラムの変化は第1波形および第2波形の周波数が推移する変化率を可変設定することにより変化するが、特に被検体内の深い部位（探触子から遠い部位）からの診断情報を得る場合には、受波信号の周波数スペクトラムを低く偏移させてペネトレーション重視の設定とするとよい。そこで、送波部は超音波信号の送波フォーカス深さを可変設定する機能を有し、第1波形および第2波形の周波数が推移する変化率が送波フォーカス深さに応じて可変設定されるようにするとよい。

また、この場合、第1波形および第2波形はそれぞれ信号強度が低減するように推移するようにすると、上述したスペクトラムの変化を強調することができる。この場合、送波フォーカス深さに応じて第1波形および第2波形の信号強度が推移する変化率を送波フォーカス深さに応じて可変設定するようにしてもよい。

また、第1波形および第2波形の極性が相互に反転されている構成とし、受波部は、第1波形および第2波形にそれぞれ対応する受波信号をゲインの差をつけてそれぞれ増幅または低減し、整相加算する機能を有する構成としてもよい。

このようにしても整相加算後の受波信号の周波数スペクトラムが変化し、 f_0 ないし $2f_0$ の周波数帯域における成分を強調することができるから、 f_0 を下げなくても、つまり分解能を低下させなくても、ペネトレーションを向上することができる。この場合、ゲインの差が受波信号の受信タイミング、つまり受波フォーカス深さに応じて可変設定される構成としてもよい。例えば、第1波形と第2波形とにそれぞれ対応する受波信号に対して、受信タイミングとゲインとの相関曲線が異なったタイム・ゲイン・コントロールを行なう構成にするとよい。

また、受波部は、受波信号に受波フォーカス処理を行なう機能と、この受波信号の設定周波数帯域を抽出するフィルタとを有し、受波フォーカスの設定深さに

応じて周波数帯域を可変設定する構成としてもよい。これによれば、受波フォーカス深さ、すなわち被検体内の診断対象部位の深さの違いに起因する減衰の違いによる受波信号のスペクトラムの変化に適應し、好適な周波数帯域の成分を抽出することができる。

- 5 また、送波フォーカスの設定深さに応じて第1波形と第2波形の周波数が推移する変化率または信号強度が推移する変化率を可変設定する場合には、これらを可変することによる受波信号のスペクトラム変化に適應するため、フィルタの周波数帯域を送波フォーカスの設定深さに応じて可変設定する構成としてもよい。

10 図面の簡単な説明

- 図1は本発明を適用してなる超音波診断装置の第1の実施例の構成を示す図である。図2は既存のパルスインバージョン法による送波信号波形と、送波信号および受波信号のスペクトラムとのシミュレーション結果を示すグラフである。図3は図1の超音波診断装置における送波信号波形と、送波信号および受波信号の
- 15 スペクトラムとのシミュレーション結果を示すグラフである。図4は受波信号の発生深さによる受信スペクトラムの変化を示す模式図である。図5は本発明を適用してなる超音波診断装置の第2の実施例の送波信号波形と、送波信号および受波信号のスペクトラムとのシミュレーション結果を示すグラフである。図6は本発明を適用してなる超音波診断装置の第3の実施例の構成を示す図である。図7
- 20 は本発明を適用してなる超音波診断装置の第3の実施例の送波信号および受波信号のスペクトラムのシミュレーション結果を示すグラフである。図8は本発明を適用してなる超音波診断装置の第3の実施例の送波信号および受波信号のスペクトラムのシミュレーション結果を示すグラフである。図9は、本発明を適用してなる超音波診断装置の第3の実施例の送波信号および受波信号のスペクトラムの
- 25 シミュレーション結果を示すグラフである。

発明を実施するための最良の形態

実施例1

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の第1の実施例について説明する。

5

図 1 は、本実施例の超音波診断装置の構成を示す図である。図 1 に示すように、超音波診断装置は、超音波探触子 1 と、超音波探触子 1 を介して図示しない被検体に超音波信号を送信する送波部 3 と、超音波探触子 1 を介して被検体からのエコー信号等を含む受波信号を受信し処理する受波部 5 と、受波部 5 によって処理された受波信号に基づいて診断画像を生成し表示する画像作成表示部 7 とを有して構成されている。画像作成表示部 7 は、図示しない検波、圧縮等を行なうビデオ処理部、ドプラ処理部および走査変換部を含んでなる。

送波部 3 は、所望の振幅、周波数、開始位相をそれぞれ有する複数の波形を組み合わせた送波信号を生成する機能を有する任意波形発生器 9 と、任意波形発生器 9 が出力した波形を時間反転させる機能を有する時間軸制御器 11 と、パワーアンプを有してなり、時間軸制御器 11 の出力信号に応じて超音波探触子 1 に駆動信号を供給する送波器 13 とを有してなる。なお、時間軸制御器 11 は、任意波形発生器 9 の出力を入力信号としていわゆるファーストイン・ファーストアウト機能とファーストイン・ラストアウト機能とを有するものであり、シフトレジスタを有して構成されている。

受波部 5 は、超音波探触子 1 から出力される受波信号が入力され、図示しない前置増幅器、タイム・ゲイン・コントロール (TGC) 増幅器、A/D 変換器を含んでなる受信器 15 と、受信器 15 から出力される超音波探触子 1 の各振動子に対応するチャンネルの受波信号を整相し、加算して RF ライン信号として出力する整相加算器 17 と、整相加算部 17 から先に出力された受波信号を保持し、時間遅延させて後に出力された受波信号と位相まで考慮して RF 加算して出力するライン加算器 19 と、ライン加算器 19 の出力信号から特定の周波数帯域を抽出する帯域通過デジタルフィルタ演算機能を有する帯域フィルタ 21 とを有して構成されている。整相加算部 17 として、加算処理中の歪みを最小限とするため、いわゆるデジタルビームフォーマを用いる。また、上述した送波部 3、受波部 5 および画像作成表示部 7 内の各要素の動作を統括して制御するシステム制御部 23 が設けられている。また、超音波探触子 1 は、図示しない被検体に対向して列状または面状に並べられた複数の振動子 25 を有して構成されている。

次に、上述した超音波診断装置の動作について説明する。はじめに、任意波形

発生器 9 は、システム制御部 23 からの指示に基づいて、送波信号の波形を生成し出力する。この任意波形発生器 9 の出力信号波形は、経時的に周波数を変えた波形を連続させて構成されている。この点、詳細につき後述する。任意発生器 9 の出力信号は時間軸制御器 11 に入力され、先ずファーストイン・ファーストアウト機能により時間反転させることなく第 1 波形として出力される。そして、時間軸制御器 11 は、第 1 波形から時間的に遅延させて、ファーストイン・ラストアウト機能によって、第 1 波形を時間軸に直交する線に対して対称に反転した形状を有する第 2 波形を出力する。送波器 13 は、これらの第 1 波形、第 2 波形に基づいて、周知の送波フォーカス処理を施して、超音波探触子 1 の各振動子 25 の駆動信号を生成し、出力する。送波器 13 から図示しない送受波分離回路を経て駆動信号を供給された振動子 25 はそれぞれ振動して超音波を発生し、それぞれの振動子 25 から出た超音波の波面が一致する方向に進む超音波ビームが図示しない被検体内に形成される。

一方、このような超音波ビームとして被検体内を伝播する超音波信号は、被検体内の音響インピーダンスが異なる部位において反射し、この反射波は超音波探触子 1 に戻り、受波信号として受信される。受波信号は振動子 25 によって音波から電気的な信号に変換され、図示しない送受波分離回路を経て受信器 15 に入力される。受信部 15 において、各振動子 25 に対応する各チャンネルの受波信号は前置増幅器および TGC 増幅器による増幅を受け、A/D 変換され、出力される。受信部 15 の出力信号は整相加算器 17 に入力され、受波信号の発生部位から各振動子 25 までの距離の違いに起因する受波信号の各チャンネル間のタイミングのずれを時間遅延処理によって逐次補正をする周知のダイナミックフォーカス処理を施された後に加算され、出力される。これらの受波に伴う処理は、上述した第 1 波形、第 2 波形のそれぞれに対応した受波信号のそれぞれについて行なわれる。そして、これらの第 1 波形に対応する受波信号と、第 2 波形に対応する受波信号とは、ライン加算器 19 が第 1 波形に対応する受波信号を一時的に保持し、時間遅延させてから第 2 波形に対応する受波信号と加算することによって合成され、合成された受波信号として出力される。そして、帯域フィルタ 21 において、合成された受波信号の所定の周波数帯域成分が抽出され、画像作成表示部 7 は、

この抽出された周波数帯域成分の信号に基づいて超音波診断画像を生成して表示する。すなわち、超音波診断装置は、以上の動作をビーム方向を走査しながら実施し、画像作成表示部 7 において、各走査線に対応するライン加算器の出力に検波、圧縮等のビデオ処理、ドプラ信号処理、走査変換を行ない周知の B モードまたはドプラモードの画像を生成する。なお、システム制御部 23 は、これらの一連の動作をコントロールするとともに、任意波形発生器 9 のデータも併せて発生する。

次に、本実施例の超音波診断装置の特徴に係る第 1 波形、第 2 波形の波形および、送波信号および受波信号の周波数スペクトラムについて説明する。まず、本実施例の特徴を理解しやすくするため、既存のパルスインバージョン法における第 1 波形、第 2 波形の波形および送波信号および受波信号の周波数スペクトラムについて図 2 にシミュレーション結果を図示し、説明する。図 2a は、時間を横軸にとり、送波信号の音圧を縦軸にとって第 1 波形および第 2 波形を示したグラフである。ここで、第 1 波形を実線で示し、第 2 波形を破線で示す。図 2a に示すとおり、第 1 波形および第 2 波形はともに同じ周波数 f_0 ($=2\text{MHz}$) である正弦波 2 周期の連続に、生体中の波形に類似させるためにハニング重みを掛けたものである。そして、第 1 波形と第 2 波形とは、その極性を反転した関係となっている。すなわち、第 1 波形は信号の開始時において音圧が立ち下がる極性となっており、第 2 波形は立ち上がる極性となっている。

図 2b は、送波信号と、第 1 波形および第 2 波形にそれぞれ対応する受波信号を整相加算した受波信号との周波数スペクトラムを示すグラフである。このグラフは横軸に $f_0=2.0\text{MHz}$ に対する比周波数 (f/f_0) をとり、縦軸に信号強度 (dB) をとったものである。図 2b において、送波信号のスペクトラムを破線で示し、合成された受波信号のスペクトラムを実線で示している。

図 2b に示すように、送波信号のスペクトラムは、周波数を 0 から向上させると信号強度が向上し、周波数 f_0 において第 1 の極大となるピークを有する。そして、さらに周波数が高くなると信号強度が低減され、周波数 $2f_0$ においては、第 1 のピークに対して -40dB 以下まで低減される。そして、周波数 $2f_0$ からさらに周波数を向上させると信号強度は再び向上に転じ、周波数 $2.3f_0$ 近傍において第 2

のピークをとり、その後は再び低減する。この第 2 のピークの信号強度は、第 1 のピークに対して約 -32dB となっている。

一方、合成された受波信号のスペクトラムは、信号強度が極大となるピークを $0.6f_0$ 近傍、 $2f_0$ 近傍および $4f_0$ 近傍に有し、信号強度が極小となる谷を $1.2f_0$ 近傍
5 および $3.3f_0$ 近傍に有する。ピークのうち信号強度が最大となるのは $2f_0$ 近傍のピークであって、この信号強度に対する $0.6f_0$ 近傍および $4f_0$ 近傍のピークの信号強度はともに約 -14dB である。一方、信号強度が極小となる谷における信号強度は、 $2f_0$ のピークにおける信号強度に対して $1.2f_0$ 近傍において約 -28dB 、 $3.3f_0$ 近傍において約 -21dB である。

10 次に、本実施例の超音波診断装置における周波数が推移する第 1 波形および第 2 波形の波形と、送波信号および受波信号の周波数スペクトラムの一例について図 3 にシミュレーション結果を図示し、説明する。図 3a は、時間を横軸にとり、送波信号の音圧を縦軸にとって第 1 波形および第 2 波形を示したグラフである。ここで、第 1 波形を実線で示し、第 2 波形を破線で示す。図 3a に示すように、
15 第 1 波形は、周波数 f_1 ($=1.8\text{MHz}$) の 1 サイクル目と、周波数 f_2 ($=2.2\text{MHz}$) の 2 サイクル目とを連続させて構成され、信号開始時に音圧が立ち下がる極性となっている。一方、第 2 波形は、周波数 f_2 の 1 サイクル目と、周波数 f_1 の 2 サイクル目とを連続させて構成され、そのサイクル間はある変化率をもって推移するようになり、信号開始時には音圧が立ち下がる極性となっている。また、
20 これらの第 1 波形および第 2 波形にはいずれも図 2a に示す波形と同様のハニング重みが掛けられている。換言すれば、第 2 波形は、第 1 波形を時間反転させたものといえる。

図 3b は、送波信号と、第 1 波形および第 2 波形にそれぞれ対応する受波信号を整相加算してなる受波信号との周波数スペクトラムを示すグラフである。この
25 グラフは、図 2b と同様に横軸に $f_0=2.0\text{MHz}$ に対する比周波数 (f/f_0) をとり、縦軸に信号強度 (dB) をとったものである。図 3 (b) において、送波信号のスペクトラムを破線で示し、整相加算された受波信号のスペクトラムを実線で示している。

図 3b に示すように、送波信号のスペクトラムは、周波数を 0 から向上させる

と信号強度が向上し、周波数 f_0 において極大となるピークを有する。そして、さらに周波数を向上すると、信号強度が低下する。周波数 $2f_0$ 附近において、信号強度の低下率は小さくなり、低下率がほぼ 0 となった後、再び信号強度は低下率を大きくしつつ低減する。ちなみに周波数 $2f_0$ 近傍における信号強度は、周波数 f_0 のピークに対し約 -23dB である。

一方、整相加算された受波信号のスペクトラムは、信号強度が極大となるピークを $0.4f_0$ 近傍、 $1.6f_0$ 近傍および $2.8f_0$ 近傍に有し、信号強度が極小となる谷を $0.7f_0$ 近傍、 $2.2f_0$ 近傍および $3.7f_0$ 近傍に有する。極大となるピークのうち信号強度が最大となるのは $1.6f_0$ 近傍のピークであって、この信号強度に対する $0.4f_0$ 近傍および $2.8f_0$ 近傍のピークの信号強度はそれぞれ約 -12dB および -2dB である。一方、信号強度が極小となる谷における信号強度は、 $0.7f_0$ 近傍において約 -14dB 、 $2.2f_0$ 近傍において約 -17dB 、 $3.7f_0$ 近傍において約 -35dB である。

図 3b を図 2b と比較すると明らかなように、既存のパルスインバージョン法においては、第 1 波形と第 2 波形とにそれぞれ対応する受波信号を合成すると、 $2f_0$ 近傍の周波数成分が最も強調されるのに対し、 f_1 と f_2 とをずらすことによって、信号強度のピークが $1.6f_0$ 近傍となり、周波数スペクトラムが低く偏移していることがわかる。

そして、本実施例の超音波診断装置においては、送波フォーカスの設定深さに応じて、周波数 f_1 と f_2 との差 Δf ($= |f_1 - f_2|$) を可変設定していることを特徴とする。具体的には、送波フォーカス深さが深くなるにつれて、第 1 波形および第 2 波形にそれぞれ対応する受波信号を合成した信号の周波数スペクトラムが低く偏移するように Δf を可変設定している。なお、このとき周波数 f_1 と f_2 の平均周波数は f_0 のまま一定である。また、送波フォーカス深さが浅いときには、 Δf を 0 として既存のパルスインバージョン法による送受信を行なうようにしている。そして、送波フォーカス深さが深くなるにつれて Δf を変化させ、上述した周波数スペクトルのピークが、 $2f_0$ から例えば f_0 まで、好ましくは $2f_0$ から例えば $1.5f_0$ まで偏移するように送波信号を生成する。例えば、送波フォーカス深さを変えた複数の超音波ビームの受波信号をつなぎ合わせて 1 本のビームラインに係る受波信号を完成させる周知の送信多段フォーカスを行なう場合においては、各段のフ

10

フォーカス深さに応じて Δf を可変するようにする。例えば、3段のフォーカスを行なう場合、フォーカス深さが浅い準に周波数スペクトラムのピークが例えば $2f_0$ 、 $1.8f_0$ 、 $1.6f_0$ となるように各段の Δf を設定するようにする。このような送波フォーカス深さに応じた Δf の設定は、シミュレーションまたは超音波ファントムを用いた実験によって行なうことができる。

また、本実施例の超音波診断装置においては、上述した周波数スペクトラムの偏移に応じて帯域フィルタ 21 の通過周波数帯域を可変することを特徴とする。具体的には、整相加算後の受波信号のスペクトラムの偏移に適応するため、送波フォーカス深さが深くなるにつれて通過周波数帯域を低く偏移させる。

10 また、この帯域フィルタ 21 の通過周波数帯域は、送波信号が変わらない場合でも、受波フォーカスの深さに応じて可変される。すなわち、図 4 は、被検体の浅い部位、つまり超音波探触子から近い部位からの受波信号の受信スペクトラムと、被検体の深い部位、つまり超音波探触子から遠い部位からの受波信号の受信スペクトラムを示す模式図である。なお、図 4 においては、説明の簡単のため、
15 高調波成分として $2f_0$ のみを表示している。なお、送波信号は通常数サイクルのパルス波であるから図 4 に示すようにスペクトラムは、 f_0 、 $2f_0$ を中心にそれぞれある程度の帯域を有する。図 4 に示すように、深い位置からの受波信号のスペクトラムは、超音波が生体内を伝播する際の非線型歪みに起因して高調波成分が多くなるが、高調波成分のスペクトラム分布に着目すると、周波数が高い成分ほど
20 伝播時の減衰による影響が大きいため、周波数スペクトラムは低く偏移し、中心周波数も低下する。そこで、これに対処するため、帯域フィルタ 21 の通過周波数帯域は、受波フォーカスのダイナミックフォーカスに連動して、受波フォーカスのフォーカス深さが深くなるにつれて低く偏移するように設定される。具体的には、帯域フィルタ 21 としてデジタル FIR フィルタを用いる場合、その
25 係数を受波フォーカス深さに連動して可変にするとよい。

以上のように、本実施例によれば、周波数が増加するように推移する第 1 波形と周波数が低減するよう推移する第 2 波形とにそれぞれ対応する受波信号を整相加算することによって、 f_0 ないし $2f_0$ における周波数成分を強調しているから、 $2f_0$ を強調する既存のパルスインバージョン法よりも減衰の影響を受けにくく、フ

11

フォーカス深さの深い部分でペネトレーションを向上することができ、また浅い部分では、 $2f_0$ 成分で画像化するので、分解能も維持できる効果がある。

また、第1波形と第2波形の周波数が推移する変化率を送波フォーカス深さに応じて可変設定しているのもので、浅いフォーカス深さにおいては比較的高い周波数成分を強調してコントラスト重視の設定とし、深いフォーカス深さにおいては比較的低い周波数成分を強調してペネトレーション重視の設定とすることができ、送波フォーカスの設定深さに適応して良好な画像を生成することができる。

さらに、整相加算後の受波信号に対して周波数帯域通過フィルタ演算を行ない、この通過周波数帯域を送波フォーカス深さに応じて可変しているのもので、送波信号の周波数が推移する変化率に応じて強調される周波数帯域を抽出することができる。

また、この通過周波数帯域は受波フォーカス深さに応じて可変設定されるのもので、受波信号の伝播距離の違いによる減衰の違いに起因する受波信号のスペクトラム変化に適応した周波数帯域を抽出することができる。

また、例えばペネトレーションが問題となりにくい比較的浅い部位を診断する場合には、 $2f_0$ よりも高い周波数の成分を抽出して画像生成を行なうようにしてもよい。例えば、図3bを見ると、 $2.8f_0$ 近傍にもピークがあることがわかるが、例えばこのような周波数が $2f_0$ よりも大きいピーク近傍の信号強度を帯域通過フィルタによって抽出し、画像生成を行なってもよい。これによれば、浅い部位を診断する際の画像コントラストが良好となる。

また、このような浅い部位を診断する場合には、送波信号の中心周波数を高くするようにしてもよい。例えば、図3の例においては、中心周波数 $f_0=2.0\text{MHz}$ とし、第1波形と第2波形を $f_1=1.8\text{MHz}$ 、 $f_2=2.2\text{MHz}$ としているが、これを例えば中心周波数 $f_0=2.1\text{MHz}$ 、 $f_1=2.0\text{MHz}$ 、 $f_2=2.2\text{MHz}$ としてもよい。これによれば、ペネトレーションが問題となりにくい比較的浅い深度においてコントラストの良好な画像を得ることができる。

なお、上述した実施例においては、時間軸制御器によって第1波形を時間反転させることによって第2波形を得ているが、任意波形発生器が直接第2波形を発生可能な場合には、時間軸制御器は不要である。

1 2

また、上述した実施例においては、第1波形と第2波形はそれぞれ2サイクルの波形を連続させてなるが、3サイクル以上の波形を連続する構成としてもよい。例えば、第1波形が $f_1=1.8\text{MHz}$ 、 $f_2=2.0\text{MHz}$ 、 $f_3=2.2\text{MHz}$ の波形をそれぞれ1サイクルずつ連続させたものであり、第2波形が第1波形を時間反転させたものであってもよい。このように、第1波形が中心周波数 f_1 、 f_2 、 \dots 、 f_n 、 \dots 、 f_N ($N \geq 2$)の1サイクル波形の連続であって、かつ $f_1 < f_2 < \dots < f_n < \dots < f_N$ であり、第2波形が第1波形の時間軸反転関係にある場合、 $N=4$ 以上であっても本発明の趣旨は損なわれないが、波数が増加すると両送波の差は相対的に軽減されるから、本発明は $N < 6$ 程度の範囲でとりわけ有効であると考えられる。

また、上述した実施例においては、第1波形と第2波形とはそれぞれ1サイクル毎に周波数を異ならせた正弦波の組合せによって構成しているが、例えば2サイクル以上毎に周波数を異ならせるようにしてもよい。また、例えば1/2サイクル、1/4サイクル毎のように細かく周波数を異ならせたり、さらに、周波数が連続的に推移するいわゆるチャープ波形を用いる構成としてもよい。

15

実施例 2

次に、本発明を適用してなる超音波診断装置の第2の実施例について説明する。第1の実施例と同じ部分については説明を省略し、相違点についてのみ説明する。本実施例の超音波診断装置は、第1波形および第2波形の振幅がともに推移することを特徴とする。すなわち、本実施例においては、第1波形と第2波形のそれぞれの最初のサイクルの波形の振幅が、これに続く波形の振幅よりも大きく設定されていることを特徴とする。

本実施例の超音波診断装置における周波数及び振幅が推移する第1波形および第2波形の波形と、送波信号および受波信号の周波数スペクトラムの一例について図5にシミュレーション結果を図示し、説明する。図5aは、時間を横軸にとり、送波信号の音圧を縦軸にとって第1波形および第2波形を示したグラフである。ここで、第1波形を実線で示し、第2波形を破線で示す。図5aに示すように、第1波形は、周波数 $f_1 (=1.8\text{MHz})$ の1サイクル目と、周波数 $f_2 (=2.2\text{MHz})$ の2サイクル目とを連続させて構成され、信号開始時に音圧が立ち下がる極性と

25

なっている。一方、第2波形は、周波数 f_2 の1サイクル目と、周波数 f_1 の2サイクル目とを連続させて構成され、信号開始時に音圧が立ち上がる極性となっている。そして、第1波形、第2波形ともに、1サイクル目の振幅 A_1 よりも2サイクル目の振幅 A_2 が小さく設定され、例えば図5aの場合には、 $A_2=0.9A_1$ に設定されている。

図5bは、送波信号と、第1波形および第2波形にそれぞれ対応する受波信号を整相加算してなる受波信号との周波数スペクトラムを示すグラフである。図2bと同様に横軸に $f_0=2.0\text{MHz}$ に対する比周波数(f/f_0)をとり、横軸に信号強度(dB)をとったものである。図5bにおいて、送波信号のスペクトラムを破線で示し、整相加算された受波信号のスペクトラムを実線で示している。

図5bに示すように、送波信号のスペクトラムは図3(2)に示す送波信号スペクトラムと類似しているが、周波数 $2f_0$ 近傍における信号強度は f_0 近傍における信号強度に対して約 -25dB となっている。

一方、整相加算された受波信号のスペクトラムは、信号強度が極大となるピークを $0.4f_0$ 近傍、 $1.6f_0$ 近傍および $2.8f_0$ 近傍に有し、信号強度が極小となる谷を $0.7f_0$ 近傍、 $2.2f_0$ 近傍および $3.8f_0$ 近傍に有する。極大となるピークのうち信号強度が最大となるのは $1.6f_0$ 近傍のピークであって、この信号強度に対する $0.4f_0$ 近傍および $2.8f_0$ 近傍のピークの信号強度はそれぞれ約 -13dB および約 -2dB である。一方、信号強度が極小となる谷における信号強度は、 $0.7f_0$ 近傍において約 -17dB 、 $2.2f_0$ 近傍において約 -10dB 、 $3.8f_0$ 近傍においては -40dB 以下となっている。

図5bと図2bとを比較すると明らかなように、本実施例のように周波数 f_1 と f_2 とをずらし、振幅 A_1 と A_2 とをずらすことによって、信号強度のピークが $1.6f_0$ 近傍となり、周波数スペクトラムが低く偏移していることがわかる。

そして、本実施例の超音波診断装置においては、送波フォーカスの設定深さに応じて、周波数 f_1 と f_2 との差 Δf を可変設定し、さらに振幅 A_1 および A_2 の比 A_2/A_1 を可変設定している。具体的には、第1の実施例と同様に、送波フォーカス深さが深くなるにつれて、第1波形および第2波形にそれぞれ対応する受波信号を合成した信号の周波数スペクトラムが低く偏移するように Δf および A_2/A_1

A1 を可変設定している。

以上のように、本実施例によれば、上述した第 1 の実施例と同様の効果に加え、第 1 波形と第 2 波形の振幅をともに推移させることによって、整相加算された受波信号のスペクトラム偏移をより強調することができる。

5

実施例 3

次に、本発明を適用してなる超音波診断装置の第 3 の実施例について説明する。これも第 1 の実施例と同じ部分については説明を省略し、相違点についてのみ説明する。

10

図 6 は、本実施例の超音波診断装置の構成を示す図である。図 6 に示すように、超音波診断装置は、図示しない複数の超音波振動子または超音波トランスデューサのアレーを有する超音波探触子または超音波プローブ 31 と、超音波プローブ 31 を介して図示しない被検体に送信される送波信号を制御するパルス反転制御部 33 と、パルス反転制御部 33 からの指示に応じて送波信号を生成し、超音波プローブ 31 を駆動する送波整相回路 35 とを有する。送波整相回路 35 は、図示しない送波タイミング発生回路、送波ビームフォーミング回路および送波ドライバを有し、超音波プローブ 31 に高圧送波信号を供給するものである。このとき、送波ビームフォーミング回路は、送波タイミング発生回路により発生された送波タイミング信号に基づき、所定の方位の超音波ビームを形成するビームフォーミング信号を生成する。ビームフォーミング信号は、方位に対応した時間差が付与された複数の駆動信号からなる。

15

20

25

また、超音波プローブを介して被検体から受信された受波信号を、複数の超音波トランスデューサの各チャンネルにわたって整相加算する受信整相回路 37 と、受信整相回路 37 の出力信号を可変設定されるゲインに応じて増幅または低減する可変ゲイン回路 39 と、可変ゲイン回路 39 の出力信号を一時的に記憶し、時間間隔において可変ゲイン回路 39 が出力した信号と整相加算する 2 ビーム加算部 41 とが設けられている。そして、2 ビーム加算器 41 の出力信号に対してデジタル帯域通過フィルタ演算を行なう可変帯域フィルタ 43 が設けられ、この可変帯域フィルタ 43 の出力信号に基づいて、検波、対数圧縮、エンハンス処理を含

む周知の B モード画像処理を行なう B モード処理部 45 と、DSC 回路 47 と、DSC 回路 47 が出力するビデオ信号を画像表示するモニタ 49 が設けられている。また、可変ゲイン回路 39 と可変帯域フィルタ 43 とを制御する制御部 51 が設けられ、制御部 51 には入力手段を有する操作卓 53 がつながれている。

- 5 なお、可変ゲイン回路 39 は、パルス反転制御部 33 および制御部 51 からの指示に基づいて、時間間隔において受信された複数の受波信号に対して異なったゲインにより周知のタイム・ゲイン・コントロールを行なう機能を有する。また、可変帯域フィルタ 43 は、制御部 51 が発する時間制御信号により、通過周波数帯域の中心周波数と帯域幅とが受信深さに応じて可変する受波ダイナミックフィルタ機能を有する。
- 10

次に、上述した超音波診断装置の動作について説明する。本実施例の超音波診断装置においては、第 1 波形及び第 2 波形は図 2a に示したのと同じ波形、すなわち、周波数 f_0 の波形を 2 つ連続させ、第 1 波形と第 2 波形とが時間反転または極性反転の関係となる既存のパルスインバージョン法と同じ波形を用いる。そして、可変ゲイン回路 39 において、第 1 波形に対応する受波信号と、第 2 波形に対応する受波信号とに、受波信号の受信タイミング、つまり検出部位の深さに応じて異なったゲイン（振幅利得）によってタイム・ゲイン・コントロールを行なってから、2 ビーム加算部 41 において整相加算し 1 本の RF 信号とすることを特徴とする。

- 15
- 20 図 7 ないし 9 は、本実施例における送波信号と、合成された受波信号の周波数スペクトラムのシミュレーション結果を示すグラフであって、それぞれ第 1 波形と第 2 波形に対応する受波信号に対するゲインの比が、それぞれ 1:1, 1.2:0.8, 1.35:0.65 であるものを示すグラフである。各図とも、図 2b と同様に、横軸に $f_0=2\text{MHz}$ に対する比周波数 (f/f_0) をとり、縦軸に信号強度 (dB) をとっている。また、送波信号のスペクトラムを破線で示し、整相加算後の受波信号のスペクトラムを実線で示している。なお、ここで送波信号のスペクトラムは、いうまでもなく図 2b に示したのと同様になる。
- 25

次に、各図における整相加算後の受波信号のスペクトラムについて説明する。図 7 は、第 1 波形および第 2 波形にそれぞれ対応する受波信号に対するゲインの

比（以下、「ゲイン比」と称する。）が1:1であるときのものである。図7に示すように、受波信号のスペクトラムは、信号強度が極大となるピークを $0.6f_0$ 近傍、 $1.9f_0$ 近傍および $3.7f_0$ 近傍に有する。一方、信号強度が極小となる谷を $1.1f_0$ 近傍および $2.9f_0$ 近傍に有する。信号強度が最大となるのは $1.9f_0$ 近傍のピークにおいてであり、このときの信号強度に対する各ピークおよび谷における信号強度は、 $0.6f_0$ 近傍において約 -9dB 、 $1.1f_0$ 近傍において約 -25dB 、 $2.9f_0$ 近傍において約 -17dB 、 $3.7f_0$ 近傍において約 -6dB である。

図8は、ゲイン比が1.2:0.8であるときのものである。図8に示すように、受波信号のスペクトラムは、信号強度が極大となるピークを $0.6f_0$ 近傍、 $1.9f_0$ 近傍および $3.7f_0$ 近傍に有する。一方、信号強度が極小となる谷を f_0 近傍および $2.9f_0$ 近傍に有する。信号強度が最大となるのは $1.9f_0$ 近傍のピークにおいてであり、このときの信号強度に対する各ピークおよび谷における信号強度は、 $0.6f_0$ 近傍において約 -8dB 、 f_0 近傍において約 -15dB 、 $2.9f_0$ 近傍において約 -13dB 、 $3.7f_0$ 近傍において約 -5dB である。

図9は、ゲイン比が1.2:0.8であるときのものである。図9に示すように、受波信号のスペクトラムは、信号強度が極大となるピークを $0.6f_0$ 近傍、 $1.9f_0$ 近傍および $3.7f_0$ 近傍に有する。一方、信号強度が極小となる谷を $0.9f_0$ 近傍および $2.9f_0$ 近傍に有する。信号強度が最大となるのは $1.9f_0$ 近傍のピークにおいてであり、このときの信号強度に対する各ピークおよび谷における信号強度は、 $0.6f_0$ 近傍において約 -8dB 、 $0.9f_0$ 近傍において約 -9dB 、 $2.9f_0$ 近傍において約 -10dB 、 $3.7f_0$ 近傍において約 -5dB である。

図7ないし図9を比較すると明らかなように、ゲイン比を変化させることによって整相加算した受波信号のスペクトラムは変化し、例えば f_0 から $2f_0$ の周波数帯域における成分に着目すると、図7よりも図8、図8よりも図9のほうが強調されていることがわかる。例えば、 $1.5f_0$ における信号強度に着目すると、 $1.9f_0$ のピークに対する信号強度は、図7では約 -7dB 、図8では約 -5dB 、図9では約 -3dB となっている。

そして、本実施例においては、受波フォーカスの設定深さに応じて、ゲイン比を可変設定している。具体的には、受波フォーカス深さが深くなるにつれてゲイ

ン比が大きくなるように設定している。このようなゲイン比の変更は、周知の受波ダイナミックフォーカスと連動し、受波タイミングに応じて連続的に行なわれる。すなわち、第1波形と第2波形とにそれぞれ対応する受波信号に対して、受信タイミングとゲインとの相関曲線が異なったタイム・ゲイン・コントロールを行なうようにしている。

また、可変帯域フィルタ 43 は、受波フォーカスの設定深さに応じて通過周波数帯域を可変設定するようにしている。具体的には、受波フォーカス深さが浅い領域においては、通過周波数帯域を広く設定し、かつその中心周波数を低く設定することにより 2 次高調波成分を広帯域で通過させるようにしている。そして、受波フォーカス深さが深くなり、基本波成分が強調されてくるにつれて可変帯域フィルタの通過周波数帯域を狭く設定し、かつその中心周波数および下限周波数を高く設定することにより、基本波成分の低減を図るようにしている。

以上のように、本実施例によれば、第1波形と第2波形が相互に極性を反転されなる構成とし、第1波形および第2波形にそれぞれ対応する受波信号をゲインの差をつけてそれぞれ増幅または低減することによって、整相加算後の受波信号の周波数スペクトラムを変化させ、 f_0 ないし $2f_0$ の周波数帯域における成分を強調することができるから、 f_0 を下げなくても、分解能を低下させなくても、ペネトレーションを向上することができる。

また、ゲインの差および可変帯域フィルタの通過周波数帯域を受波フォーカス深さに応じて可変設定しているから、比較的浅い部位においてはゲイン差を小さくするか、あるいは 0 とし、また可変帯域フィルタの通過周波数帯域を広く設定することによって基本波成分を打ち消された広帯域な 2 次の高調波成分を強調することができる。一方、比較的深い部位においてはゲイン差を大きくし、また通過周波数帯域を狭くし、かつその中心周波数を低くすることによってペネトレーションを向上することができる。

なお、上述した実施例では、第1波形に対応する受波信号に対するゲインと、第2波形に対応する受波信号に対するゲインとをともに可変させているが、一方を固定して他方のみ可変させる構成としてもよい。例えば、第1波形に対応するゲインを 1 に固定し、第2波形に対応するゲインのみ可変してもよい。例えば、

ゲインの比を、 $1:1$, $1:0.6$, $1:0.3$ のように段階状に可変設定するようにしてもよい。また、受波信号に対するゲインを異ならせることに加え、あるいは代えて、第1波形と第2波形の送波時の振幅を異ならせるようにしてもよい。

請 求 の 範 囲

1. 超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体に超音波信号を送信する送波部と、前記超音波探触子により受信された受波信号を処理する受波部と、前記受波部で処理された前記受波信号に基づいて画像を生成する画像生成部とを備えてなり、前記送波部は、周波数が推移する超音波信号を同じ方向に時間間隔をおいて複数回送信する機能を有し、該複数回送信される超音波信号には第1波形と第2波形とを含み、前記受波部は、前記第1波形に対応する受波信号と前記第2波形に対応する受波信号とを整相加算する機能を有してなる超音波診断装置において、前記送波部は上記第1波形を経時的に周波数が増加するように推移させ、かつ上記第2波形を経時的に周波数が低減するように推移させる機能を有するか、あるいは前記受波部が前記第1波形および前記第2波形にそれぞれ対応する受波信号をゲインの差をつけてそれぞれ増幅または低減し、整相加算する機能を有することのいずれかあるいは双方を特徴とする超音波診断装置。
2. 前記送波部が上記第1波形を経時的に周波数が増加するように推移させ、かつ上記第2波形を経時的に周波数が低減するように推移させる機能を有する場合において、上記第1波形と上記第2波形は時間軸の直交線に対して線対称の形状を有することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。
3. 前記送波部が上記第1波形を経時的に周波数が増加するように推移させ、かつ上記第2波形を経時的に周波数が低減するように推移させる機能を有する場合において、前記送波部は前記超音波信号の送波フォーカス深さを可変設定する機能を有し、前記第1波形および前記第2波形の周波数が推移する変化率が前記送波フォーカス深さに応じて可変設定されることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

4. 前記送波部が上記第1波形を経時的に周波数が増加するように推移させ、かつ上記第2波形を経時的に周波数が低減するように推移させる機能を有する場合において、前記第1波形および前記第2波形はそれぞれ信号強度が低減するよう推移するものであることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。
5. 前記送波部が上記第1波形を経時的に周波数が増加するように推移させ、かつ上記第2波形を経時的に周波数が低減するように推移させる機能を有する場合において、前記送波部は前記超音波信号の送波フォーカス深さを可変設定する機能を有し、前記第1波形および第2波形の周波数が推移する変化率と、該第1波形および第2波形の信号強度が推移する変化率との少なくとも1つが前記送波フォーカス深さに応じて可変設定されることを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。
6. 前記受波部が前記第1波形および前記第2波形にそれぞれ対応する受波信号をゲインの差をつけてそれぞれ増幅または低減し、整相加算する機能を有する場合において、前記ゲインの差が前記受波信号の受信タイミングに応じて可変設定されることを特徴とする請求項15に記載の超音波診断装置。
7. 前記送波部が上記第1波形を経時的に周波数が増加するように推移させ、かつ上記第2波形を経時的に周波数が低減するように推移させる機能を有する場合において、前記受波部は、前記受波信号の設定周波数帯域を抽出するフィルタとを有し、前記受波信号の受信タイミングに応じて前記周波数帯域を可変設定することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。
8. 前記送波部は上記第1波形を経時的に周波数が増加するように推移し

21

させ、かつ上記第2波形を経時的に周波数が低減するように推移させる機能を有する場合において、上記第1波形あるいは上記第2波形あるいは上記第1波形と上記第2波形の双方が2サイクル以上毎に周波数を増加減少させることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

5

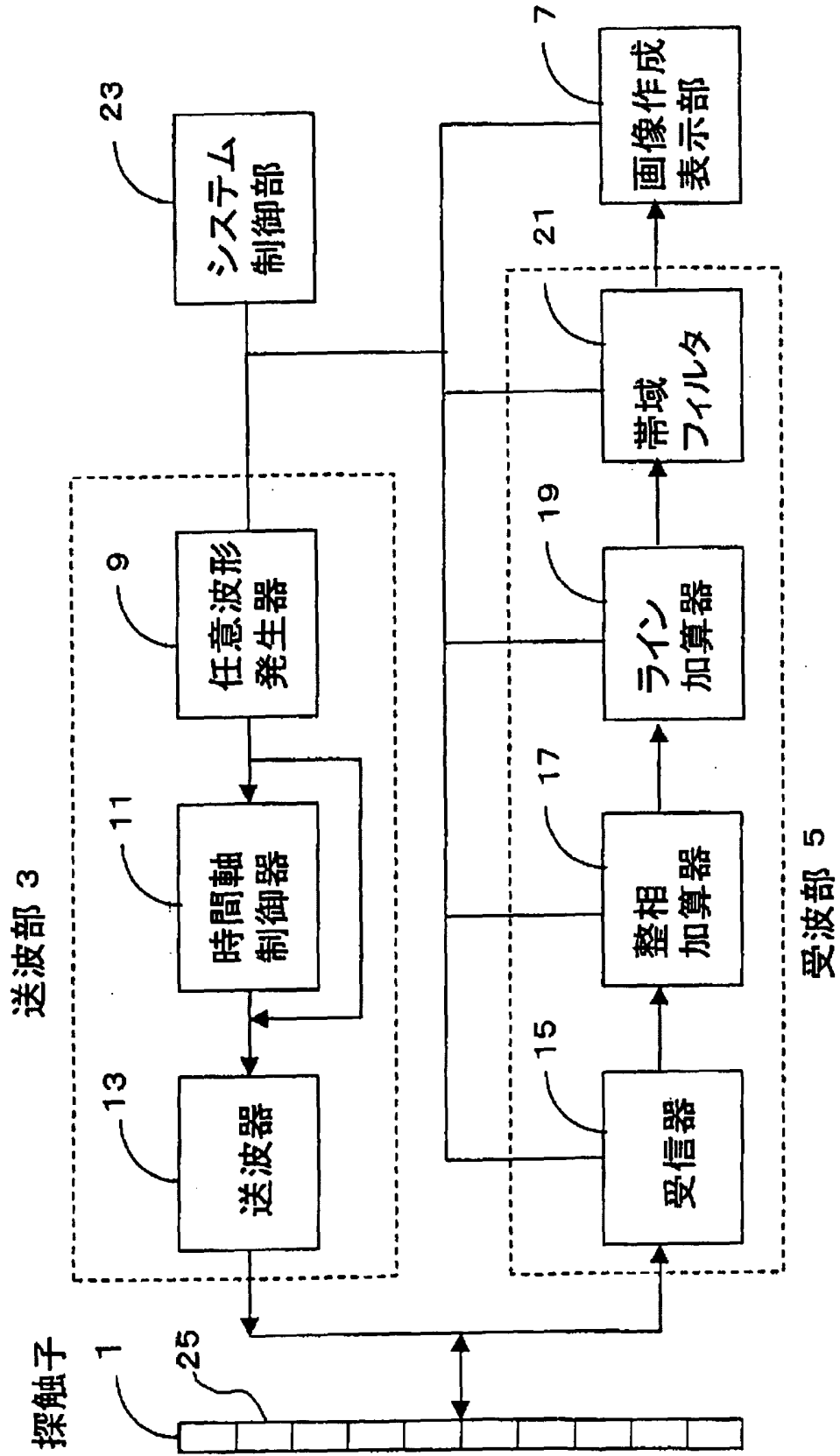
9. 前記送波部は上記第1波形を経時的に周波数が増加するように推移させ、かつ上記第2波形を経時的に周波数が低減するように推移させる機能を有する場合において、上記第1波形あるいは上記第2波形あるいは上記第1波形と上記第2波形の双方が1サイクル未満毎に周波数を増加減少させることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

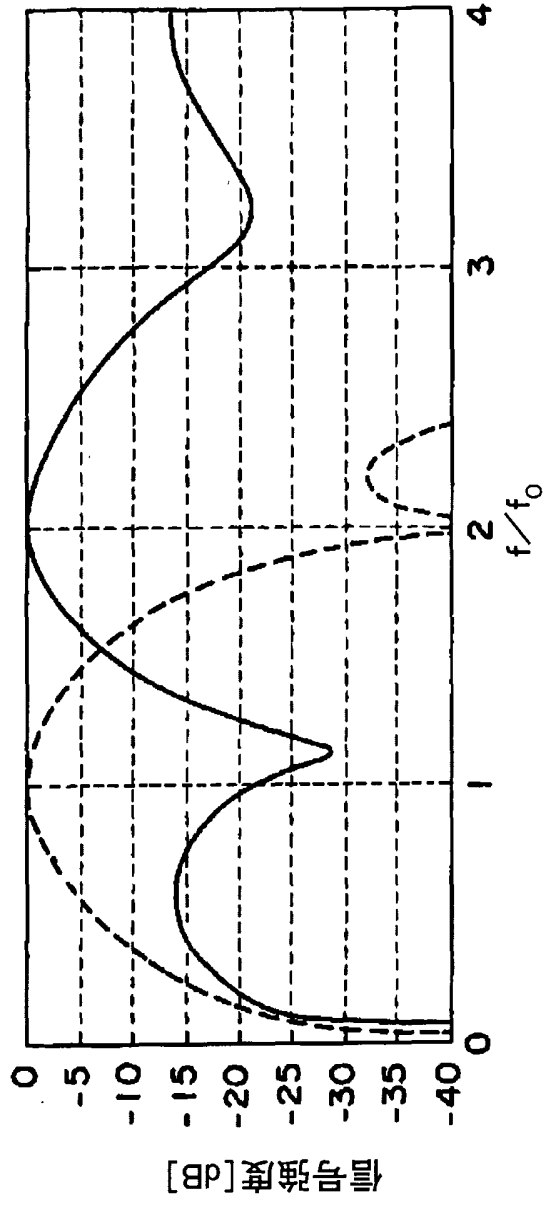
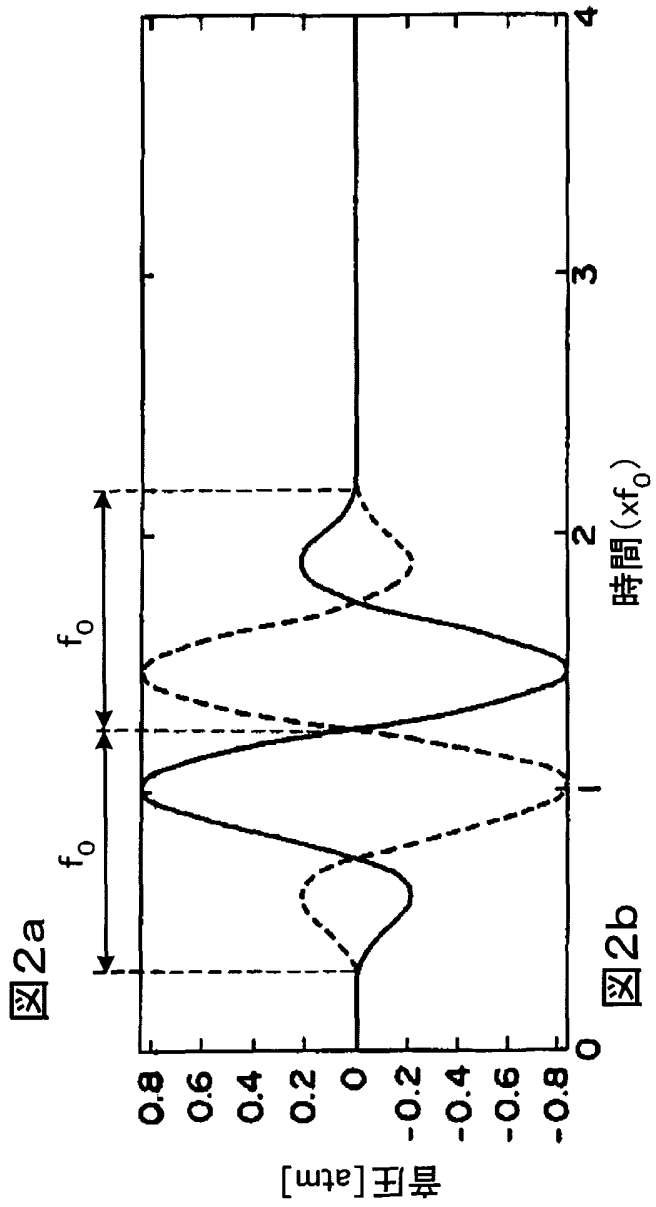
10

10. 前記送波部は上記第1波形を経時的に周波数が増加するように推移させ、かつ上記第2波形を経時的に周波数が低減するように推移させる機能を有する場合において、上記第1波形あるいは上記第2波形あるいは上記第1波形と上記第2波形の双方が連続的に周波数を増加減少させることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

15

図1





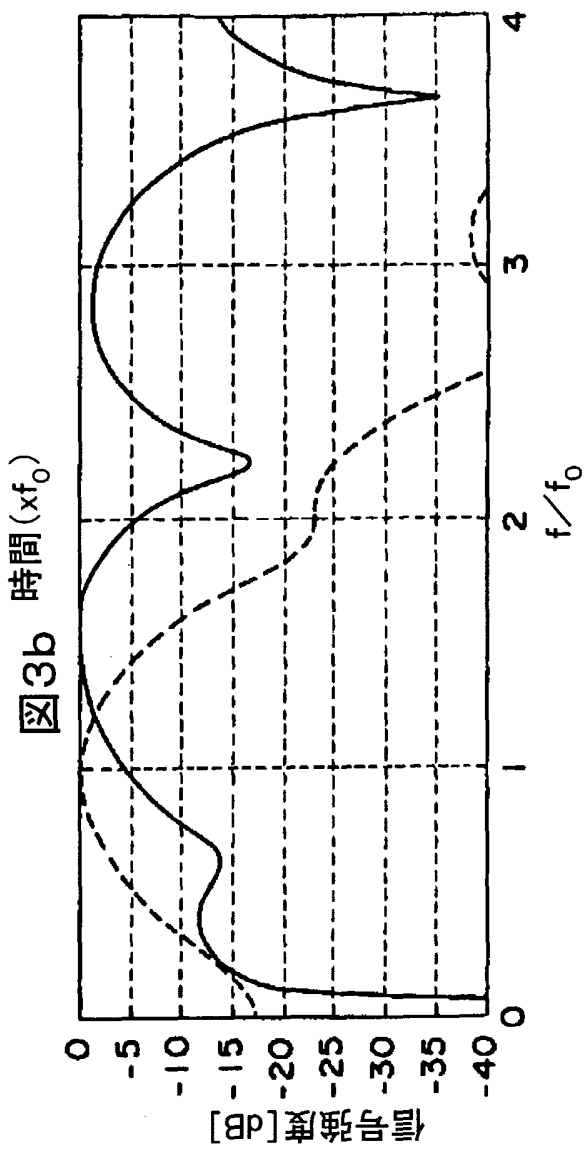
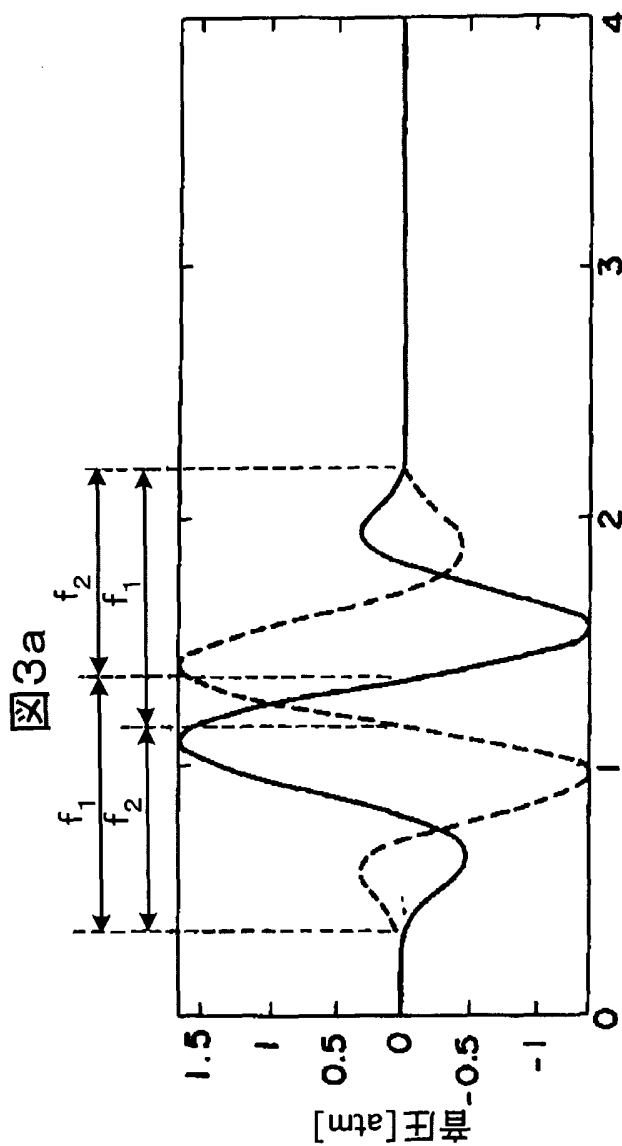
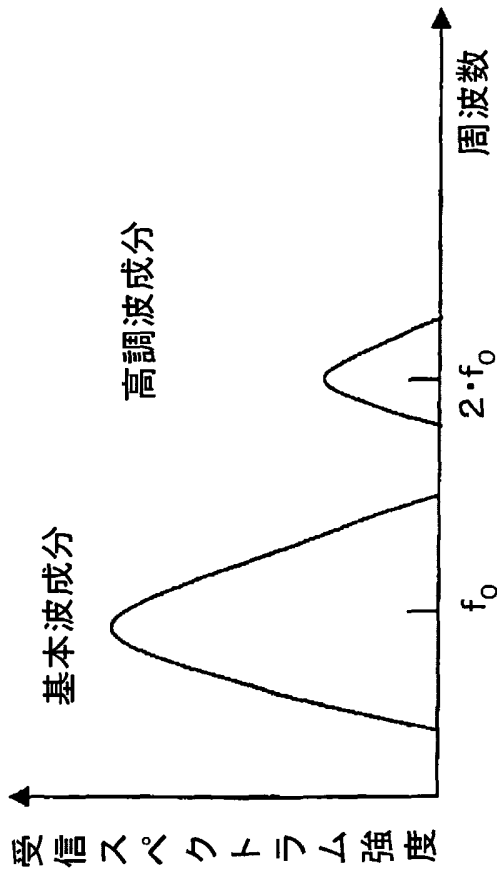
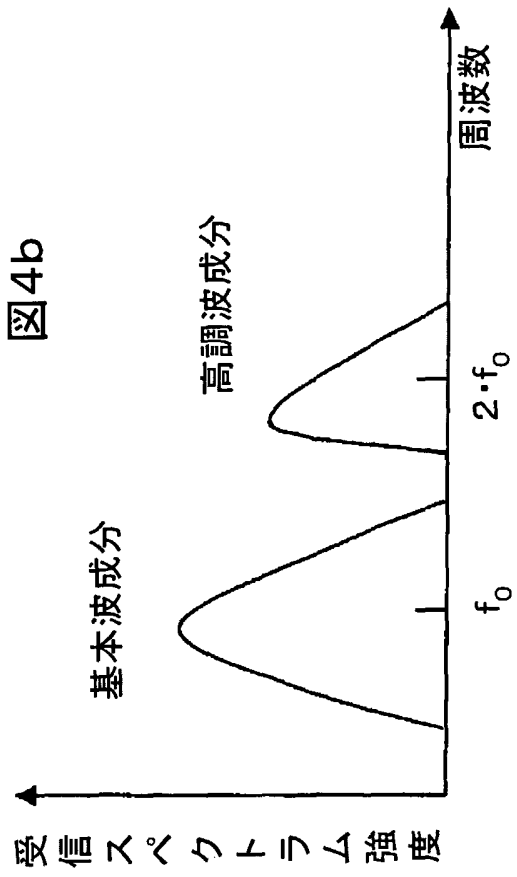


図4a



浅部受信時

図4b



深部受信時

5/8

図5a

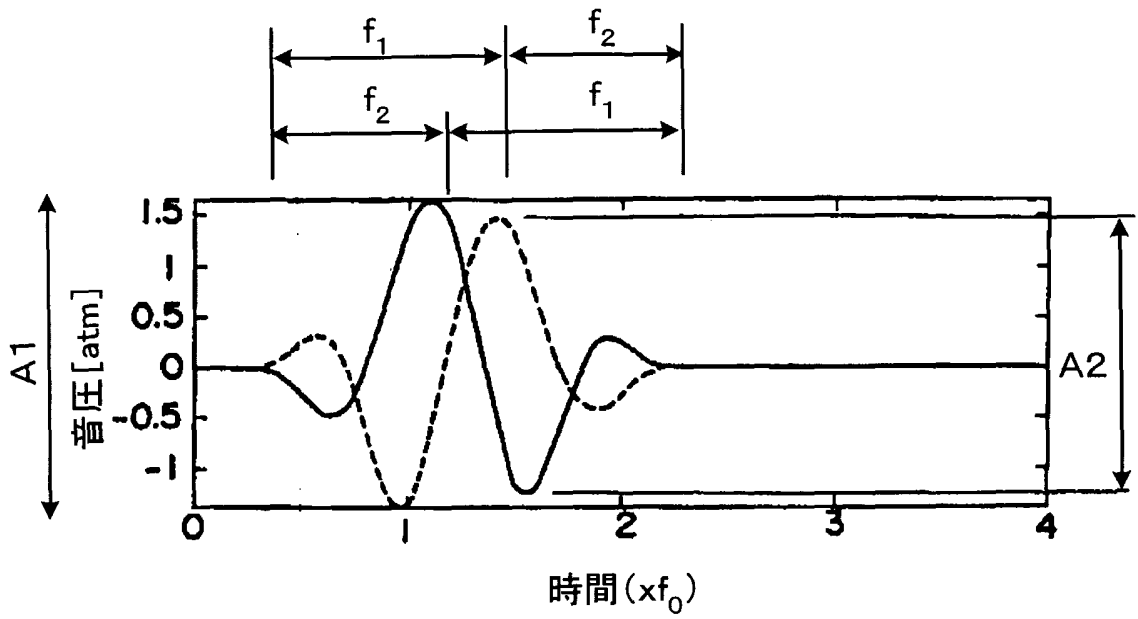


図5b

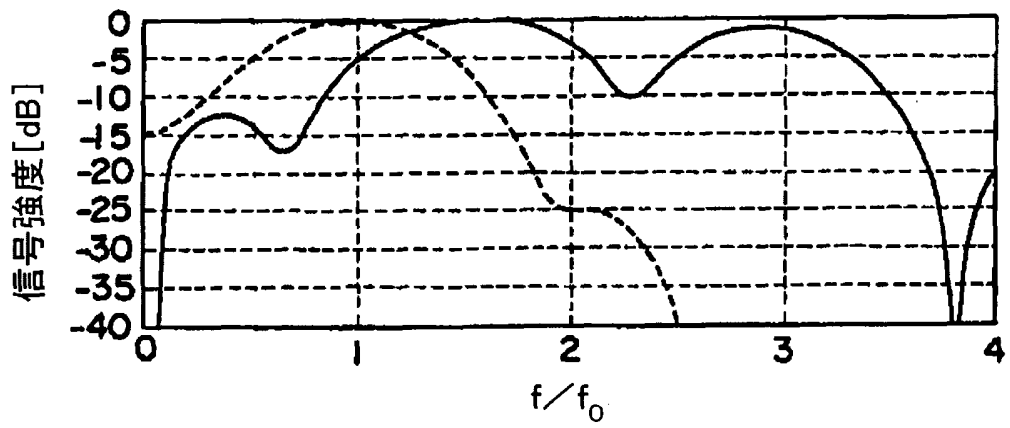
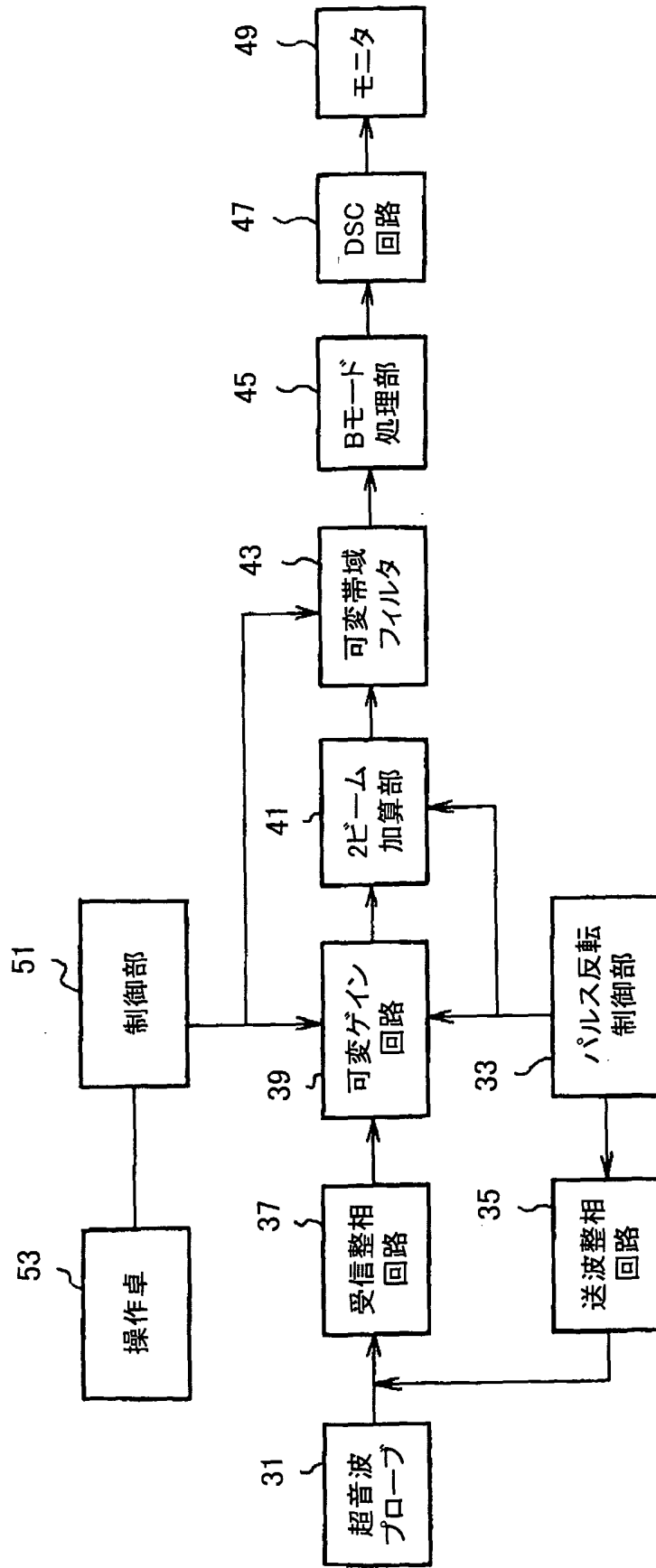


図6



7/8

図7

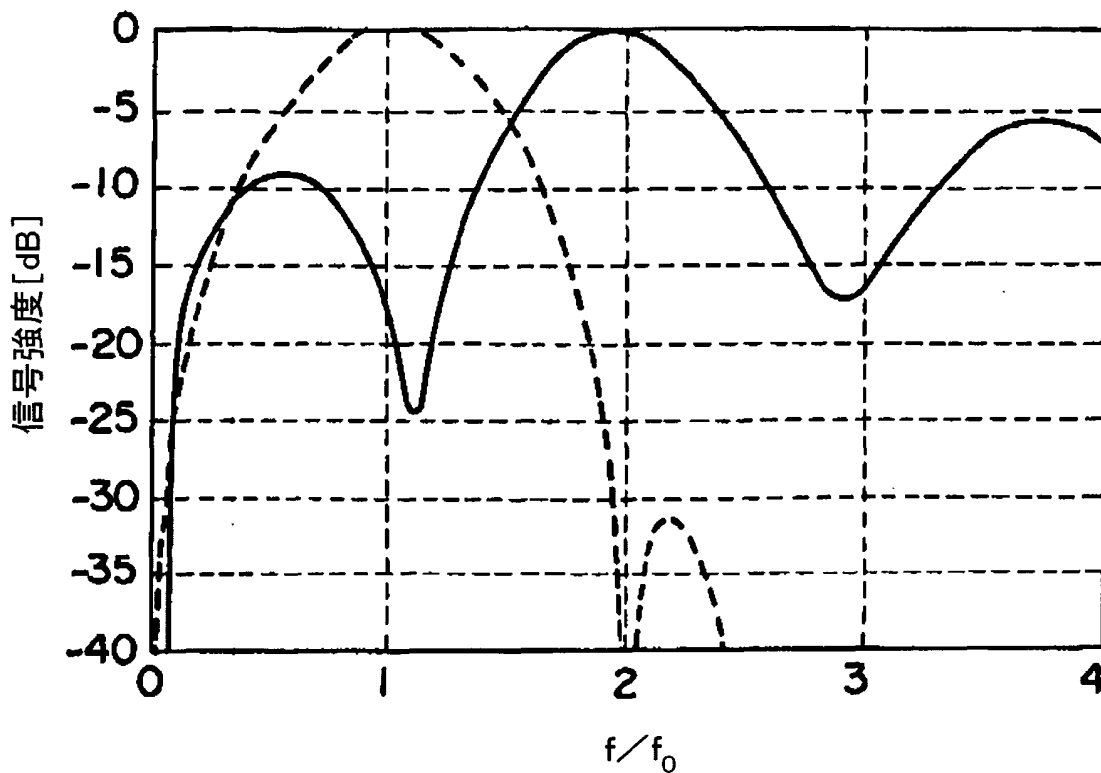


図8

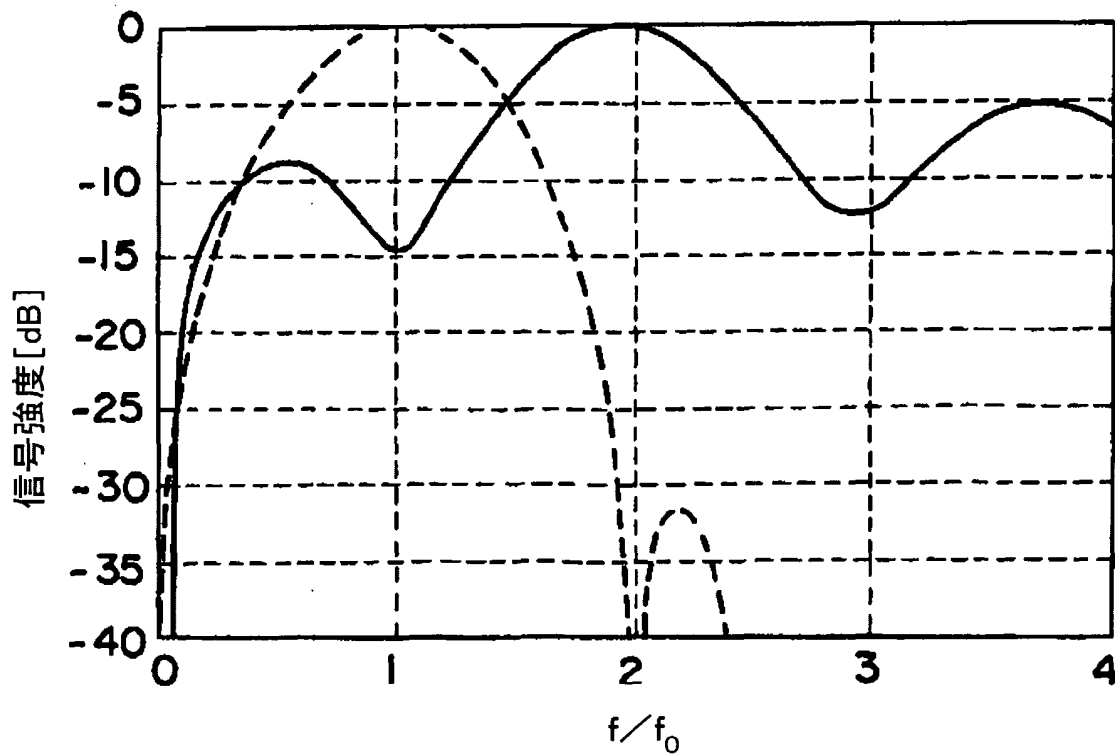
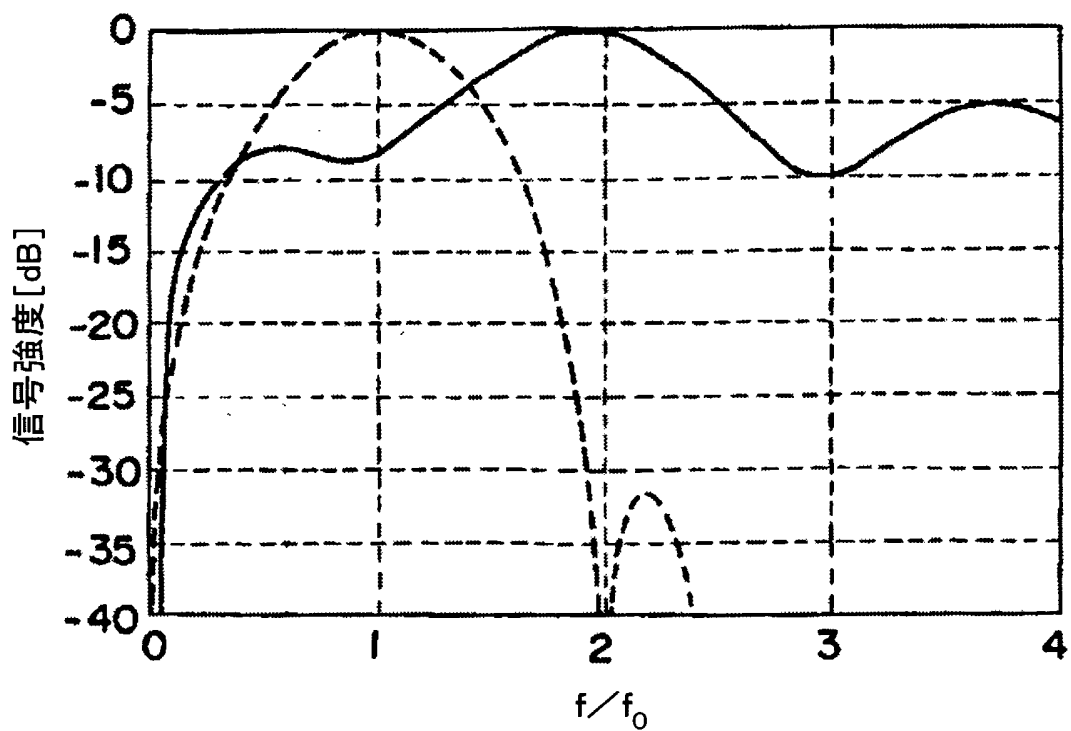


図9



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/04285

<p>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl⁷ A61B8/00</p> <p>According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC</p>														
<p>B. FIELDS SEARCHED</p> <p>Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl⁷ A61B8/00-8/15</p> <p>Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched</p> <table style="width:100%; border:none;"> <tr> <td style="width:33%;">Jitsuyo Shinan Koho</td> <td style="width:16%;">1922-1996</td> <td style="width:33%;">Toroku Jitsuyo Shinan Koho</td> <td style="width:18%;">1994-2003</td> </tr> <tr> <td>Kokai Jitsuyo Shinan Koho</td> <td>1971-2003</td> <td>Jitsuyo Shinan Toroku Koho</td> <td>1996-2003</td> </tr> </table> <p>Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)</p>			Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2003	Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2003	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2003				
Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2003											
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2003	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2003											
<p>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</p> <table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width:10%;">Category*</th> <th style="width:70%;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="width:20%;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X Y A</td> <td>JP 2000-300554 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 31 October, 2000 (31.10.00), Full text; all drawings (Family: none)</td> <td>1, 2, 6, 7, 9, 10 4 3, 5, 8</td> </tr> <tr> <td>Y A</td> <td>JP 5-42157 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 23 February, 1993 (23.02.93), Full text; all drawings (Family: none)</td> <td>4 1-3, 5-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 2002-119508 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 22 April, 2002 (22.04.02), Full text; all drawings (Family: none)</td> <td>1-10</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X Y A	JP 2000-300554 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 31 October, 2000 (31.10.00), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2, 6, 7, 9, 10 4 3, 5, 8	Y A	JP 5-42157 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 23 February, 1993 (23.02.93), Full text; all drawings (Family: none)	4 1-3, 5-10	A	JP 2002-119508 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 22 April, 2002 (22.04.02), Full text; all drawings (Family: none)	1-10
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
X Y A	JP 2000-300554 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 31 October, 2000 (31.10.00), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2, 6, 7, 9, 10 4 3, 5, 8												
Y A	JP 5-42157 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 23 February, 1993 (23.02.93), Full text; all drawings (Family: none)	4 1-3, 5-10												
A	JP 2002-119508 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 22 April, 2002 (22.04.02), Full text; all drawings (Family: none)	1-10												
<p><input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.</p>														
<p>* Special categories of cited documents:</p> <table style="width:100%; border:none;"> <tr> <td style="width:50%;"> <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> </td> <td style="width:50%;"> <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 when the document is taken alone</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>"&" document member of the same patent family</p> </td> </tr> </table>			<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 when the document is taken alone</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>"&" document member of the same patent family</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 when the document is taken alone</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>"&" document member of the same patent family</p>													
<p>Date of the actual completion of the international search 30 June, 2003 (30.06.03)</p>		<p>Date of mailing of the international search report 15 July, 2003 (15.07.03)</p>												
<p>Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office</p> <p>Facsimile No.</p>		<p>Authorized officer</p> <p>Telephone No.</p>												

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/04285

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-34976 A (Toshiba Corp.), 05 February, 2002 (05.02.02), Full text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2001-95798 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 10 April, 2001 (10.04.01), Full text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2001-8933 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 16 January, 2001 (16.01.01), Full text; all drawings (Family: none)	1-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/04285

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

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

1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.:
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 out, specifically:

3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

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

The technical feature common to all the claims is the one of claim 1. However, the international search has revealed that the technical feature of claim 1 is not novel since it is disclosed in JP 2000-300554 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.) 2000.10.31. Therefore the technical feature of claim 1 is not considered as a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13. Therefore, there is no feature common to all the inventions of the claims. No technical relationship within the meaning of PCT Rule 13 between the different inventions can be seen.

Consequently, it appears that claims 1-10 do not satisfy the requirement of unity of invention.

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. 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 claims Nos.:

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

<p>A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))</p> <p style="margin-left: 40px;">Int. Cl⁷ A61B8/00</p>																	
<p>B. 調査を行った分野</p> <p>調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))</p> <p style="margin-left: 40px;">Int. Cl⁷ A61B8/00-8/15</p>																	
<p>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</p> <table style="width:100%; border: none;"> <tr> <td style="width: 30%;">日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2003年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2003年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2003年</td> </tr> </table>			日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2003年	日本国登録実用新案公報	1994-2003年	日本国実用新案登録公報	1996-2003年							
日本国実用新案公報	1922-1996年																
日本国公開実用新案公報	1971-2003年																
日本国登録実用新案公報	1994-2003年																
日本国実用新案登録公報	1996-2003年																
<p>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)</p>																	
<p>C. 関連すると認められる文献</p> <table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width: 10%;">引用文献の カテゴリー*</th> <th style="width: 70%;">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</th> <th style="width: 20%;">関連する 請求の範囲の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="text-align: center;">X</td> <td rowspan="3">JP 2000-300554 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 2000. 10. 31, 全文, 全図 (ファミリーなし)</td> <td style="text-align: center;">1, 2, 6, 7, 9, 10</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Y</td> <td style="text-align: center;">4</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">A</td> <td style="text-align: center;">3, 5, 8</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Y</td> <td rowspan="2">JP 5-42157 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993. 02. 23, 全文, 全図 (ファミリーなし)</td> <td style="text-align: center;">4</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">A</td> <td style="text-align: center;">1-3, 5-10</td> </tr> </tbody> </table>			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	JP 2000-300554 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 2000. 10. 31, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1, 2, 6, 7, 9, 10	Y	4	A	3, 5, 8	Y	JP 5-42157 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993. 02. 23, 全文, 全図 (ファミリーなし)	4	A	1-3, 5-10
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	JP 2000-300554 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 2000. 10. 31, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1, 2, 6, 7, 9, 10															
Y		4															
A		3, 5, 8															
Y	JP 5-42157 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993. 02. 23, 全文, 全図 (ファミリーなし)	4															
A		1-3, 5-10															
<p><input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。</p>																	
<table style="width:100%; border: none;"> <tr> <td style="width: 50%; vertical-align: top;"> <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」 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</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</p> </td> <td style="width: 50%; vertical-align: top;"> <p>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>「&」 同一パテントファミリー文献</p> </td> </tr> </table>			<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」 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</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</p>	<p>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>「&」 同一パテントファミリー文献</p>													
<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」 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</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</p>	<p>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>「&」 同一パテントファミリー文献</p>																
<p>国際調査を完了した日 30.06.03</p>		<p>国際調査報告の発送日 15.07.03</p>															
<p>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</p>		<table style="width:100%; border: none;"> <tr> <td style="width: 60%;">特許庁審査官 (権限のある職員) 伊藤 幸仙</td> <td style="width: 10%; text-align: center;">2W</td> <td style="width: 30%; text-align: center;">3101</td> </tr> <tr> <td>電話番号 03-3581-1101</td> <td colspan="2" style="text-align: center;">内線 3290</td> </tr> </table>	特許庁審査官 (権限のある職員) 伊藤 幸仙	2W	3101	電話番号 03-3581-1101	内線 3290										
特許庁審査官 (権限のある職員) 伊藤 幸仙	2W	3101															
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
A	J P 2002-119508 A (松下電器産業株式会社) 2002.04.22, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10
A	J P 2002-34976 A (株式会社東芝) 2002.02.05, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10
A	J P 2001-95798 A (松下電器産業株式会社) 2001.04.10, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10
A	J P 2001-8933 A (松下電器産業株式会社) 2001.01.16, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10

第 I 欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第 1 ページの 2 の続き)

法第 8 条第 3 項 (PCT 17 条 (2) (a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度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。つまり、
3. 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であって PCT 規則 6.4(a) の第 2 文及び第 3 文の規定に従って記載されていない。

第 II 欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第 1 ページの 3 の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲に記載される全ての発明に共通する事項は、請求の範囲 1 に記載される事項である。しかしながら、調査の結果、請求の範囲 1 に記載される事項は、JP 2000-300554 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 2000. 10. 31 に開示されているので、新規でないことが明らかとなった。してみると、請求の範囲 1 に記載される事項は、PCT 規則 13 の意味において、特別な技術的特徴とは認められない。また、その他に、請求の範囲に記載される全ての発明に共通の事項はない。したがって、それらの相違する発明の間に PCT 規則 13 の意味における技術的な関連を見いだすことはできない。

よって、請求の範囲 1-10 は、発明の単一性の要件を満たさないことが明らかである。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. 追加調査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、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。