

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2003 年 6 月 19 日 (19.06.2003)

PCT

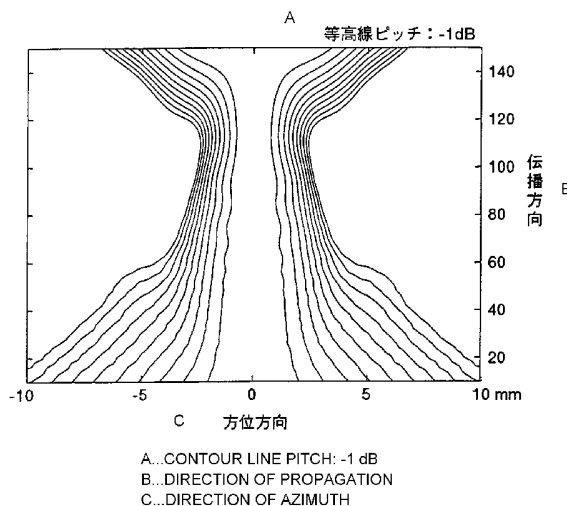
(10) 国際公開番号
WO 03/049618 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 8/00 (72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 梅村 晋一郎
(21) 国際出願番号: PCT/JP02/05558 (UMEMURA, Shinichiro) [JP/JP]; 〒185-8601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地株式会社日立製作所中央研究所内 Tokyo (JP). 三和 祐一 (MIWA, Yuichi) [JP/JP]; 〒185-8601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地株式会社日立製作所中央研究所内 Tokyo (JP). 東隆 (AZUMA, Takashi) [JP/JP]; 〒185-8601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地株式会社日立製作所中央研究所内 Tokyo (JP). 杉山 隆司 (SUGIYAMA, Takashi) [JP/JP]; 〒101-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 栗原 浩 (KURIBARA, Hiroshi) [JP/JP]; 〒101-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP).
(22) 国際出願日: 2002 年 6 月 5 日 (05.06.2002)
(25) 国際出願の言語: 日本語
(26) 国際公開の言語: 日本語
(30) 優先権データ:
特願 2001-378074
2001 年 12 月 12 日 (12.12.2001) JP
(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]; 〒101-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP).
(74) 代理人: 小川 勝男 (OGAWA, Katsuo); 〒103-0025 東京都中央区日本橋茅場町二丁目9番8号友泉茅場町ビル日東国際特許事務所 Tokyo (JP).

[続葉有]

(54) Title: ULTRASONOGRAPH

(54) 発明の名称: 超音波診断装置



(57) Abstract: An ultrasonograph that produces a transmission ultrasonic beam comprising a main beam having a uniform width over a wide range in the direction in which the ultrasonic beam travels in one transmission of an ultrasonic pulse. A weighted average of the transmission delay times corresponding to the respective focal lengths of the transmission focuses preset for each transmitted pulse wave in the directions in which transmission beams travel is determined for each element constituting a transmission aperture, and used as a time delay. The beams are transmitted with such time delays. As the weight used when the delay time average is determined, the transmission effective aperture width corresponding to each transmission focal length is selected, and the weight in the direction of the transmission aperture is calculated. The weight is also used as the weight in the direction of the focal length. As a result, the curvature of the wave front of the transmitted wave at the center of the transmission aperture is approximate to that of the wave front of a short focal length, and the curvature at the periphery is approximate to that of the wave front of a long focal length. Therefore the wave front is aspherical.

[続葉有]



(81) 指定国 (国内): CN, US.

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

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。

添付公開書類:

— 国際調査報告書

(57) 要約:

本発明は、1回の超音波パルスの送信で、超音波伝播方向の広い範囲にわたって一様な幅の主ビームをもつ送信ビームを形成できる超音波診断装置を提供する。超音波伝播方向に複数設定した送波焦点をそれぞれ形成する送信パルス波について、各焦点距離に対応する複数の送波遅延時間の重みづけ平均値を送波口径を構成する各素子ごとに求め、それを遅延時間として実際の送波を行う。遅延時間平均値を求めるときの重みとしては、まず、各送波焦点距離に応じた送波実効口径幅を選び、それを実現する送波口径方向の重みを計算して、次に、これを焦点距離方向に用いる。送波される波面の曲率は、結果として、送波口径中央部では短い焦点距離の波面に近く、周辺部では長い焦点距離の波面に近くなり、非球面の波面が形成される。

明 細 書

超音波診断装置

技術分野

- 5 本発明は、超音波を生体等の被検査体に対して送受信することにより、その内部を撮像する超音波診断装置に関する。

背景技術

- 10 生体に対してパルス状超音波を送受信し、その内部を撮像する超音波診断装置は、医療診断に広く用いられている。超音波の送受信における焦点は、撮像対象範囲の生体内すべての点に設定して撮像するのが、得られる超音波像の分解能とS/N比の両面から理想である。

- 15 受信については、最近のデジタル回路技術の進歩により、電子フォーカス型装置では、超音波パルス送信からの経過時間に応じて焦点距離を徐々に伸張していくダイナミックフォーカスが可能となった。これにより、1回の送信ごとに、その超音波パルスが伝播する範囲の生体内すべての点について撮像できる。従って、撮像速度を犠牲にすることなく、撮像対象範囲の生体内すべての点について、良好な受信条件による優れた分解能とS/N比の超音波像が得られるようになった。
- 20 た。

- 25 ところが、送信については、受信のようなダイナミックフォーカスが不可能である。そこで、上記のような撮像の場合には、送波口径を狭く用いて送波フォーカスを甘くすることにより、送波ビームによる方位分解能向上を犠牲にして、その代償として焦点深度(被写界深度)を拡大することにより、必要とされる送信回数の増加を抑えて、撮像速度を確保するのが一般的である。この撮像モードの欠点を部分的に

補うために、場合によっては、特定距離にある関心領域に送波焦点距離を合わせ、送波口径を比較的広く用いて送波フォーカスの効果を強調することにより、関心領域外における分解能とS/N比を犠牲にして、関心領域における両者を優先する撮像モード、あるいは、撮像速度を犠牲にして、そのようなモードの撮像を送波の焦点距離を段階的に変えながら行うことにより、対象範囲全体にわたり高い分解能とS/N比の撮像を行うモードを選択可能な装置構成とするのが一般的である。

X線やMRIに続いて診断用超音波の分野でも、最近では、必要に応じて造影剤が用いられるようになってきた。X線やMRI用の造影剤は、撮像のために照射される電磁波や印加される磁場などの作用により造影剤の物性が不可逆的に変化することはないのに対し、安定化マイクロバブル製剤系の超音波造影剤は、撮像のために照射される超音波の強度があるレベルを越えると、それにより崩壊してしまうことがある。その造影能は、崩壊して十分に時間が経過すれば消失するが、安定化のための殻が崩壊した直後には、むしろ顕著に大きくなる種類のものもある。

これらのことは、送波フォーカスについて新たな技術的問題を科することになった。すなわち、単一の焦点距離を設定して送波したのでは、伝播方向の超音波強度の変化が一様でなく、焦点距離付近の領域でのみ、造影剤が崩壊し、崩壊時の比較的強いエコー信号の発生することになってしまう。また、単に送波口径を狭く用いて送波フォーカスを甘くし、伝播方向の広い範囲について造影剤の信号が取れるように超音波強度を上げていくと、1回の送信で、その送信時には受信ビームの設定されていない範囲の造影剤までも崩壊させてしまうことになり、あとに続く送信でその範囲の造影エコー信号を得ようとし

でも不可能になってしまう。

この問題を少なくとも部分的に解決する従来技術としては、超音波パルスが伝播方向に複数の送波焦点を設定し、それぞれに対応する波面を送波口径中央部で時相を合わせて重ね、同時に送信する方式が、

5 「2nd International Kyoto Symposium on Ultrasound Contrast Imaging (予稿集 p.83、2000年10月)」において報告されている。この方式による送信パルスの時間方向の広がり、送波口径の中心部では、この重ね送信を行わない場合と同様に小さいが、口径の周辺方向へ移動するにつれて大きくなり、その波形は、異なる送波焦点に対応

10 する送波信号同士が干渉しあった結果のものとなる。従って、送波波形は、送波口径を形成する各素子ごとに少しずつ変化させる必要がある。また、それぞれの焦点付近では、他の焦点に集まるべき成分が方位方向の音響ノイズとなってしまう。このような音響ノイズが、マイクロバブル系造影剤による映像法において問題になりにくいのは、以下

15 下の事情によるものと考えられる。

そもそも、安定化マイクロバブル系造影剤からのエコー信号は、マイクロバブルの非線形振動子としての性質を反映して、送信信号の2倍の周波数をもつ第2高調波成分を多く含むので、これを利用して周りの組織からのエコー信号と区別するために、エコー信号から抽出し

20 た第2高調波成分により映像化されることが多い。マイクロバブルから発生する第2高調波成分の振幅は、基本波成分の振幅が送信信号の振幅の1乗に比例するのとは異なり、送信信号の振幅の2乗に比例する。従って、基本波成分による映像化の場合に比べて、送信ビームの音響ノイズレベルの重要性が低く、逆に、その主ビーム太さの一様性

25 の重要性が高いと考えられる。送信信号の振幅があるレベルを越えると崩壊するマイクロバブルの性質からも、同様に、送信ビームのうち

そのレベルを越える範囲の幅が一様であることが、低レベルの音響ノイズよりも重要であると考えられる。

前述の報告された従来方式では、超音波伝播方向に複数設定した送波焦点をそれぞれ形成する送信パルス波を、送波口径を構成する各素子について音圧すなわち駆動電圧方向に加算して、各素子の駆動波形を得ている。この方式では、異なる送波焦点に対応する送波信号同士の干渉が起きるので、それによる打ち消しあいを防ぐため、設定する送波焦点の数を数個以上に増やすことはできなかった。その結果、形成される主ビームの幅の超音波伝播方向における一様性に限界があり、また、各素子の送信波形の制御も複雑であった。

発明の開示

本発明では、このような現状を鑑み、1回の超音波パルスの送信で、超音波伝播方向の広い範囲にわたって一様な幅の主ビームをもつ送信ビームを形成できる超音波診断装置を提供することを目的とする。

本発明の方式では、超音波伝播方向に複数設定した送波焦点をそれぞれ形成する送信パルス波について、各焦点距離に対応する複数の送波遅延時間の重みづけ平均値を送波口径を構成する各素子ごとに求め、それを遅延時間として実際の送波を行うものである。

遅延時間平均値を求めるときの重みとしては、まず、各送波焦点距離に応じた送波実効口径幅を選び、それを実現する送波口径方向の重みを計算して、次に、これを焦点距離方向に用いる。各送波焦点距離に応じた送波実効口径幅として、送波実効Fナンバーが一定となるように選ぶのが、最も典型的である。しかし、コンベックス・アレイ・トランスデューサによるエコー像のように、超音波走査線同士が並行からややずれている場合には、主ビーム幅が焦点距離の関数として超

音波走査線間隔に比例するように、送波実効口径幅を微調整するのが望ましい。このように、各送波焦点距離に対応する送波実効口径幅を設定することにより、送波される波面の曲率は、結果として、送波口径中央部では短い焦点距離の波面に近く、周辺部では長い焦点距離の波面に近くなり、非球面の波面が形成される。

これによって、1回の超音波パルスの送信で、超音波伝播方向の広い範囲にわたって一様な幅で比較的細い主ビームをもつ送信ビームを、送波口径中の各素子に遅延時間と口径重みづけを除き略同一の送波波形を与えることにより形成することができる。

10 このように、本発明の方式では、各素子ごとに送波フォーカスのための遅延時間や重みとしての振幅は変化させるが、波形そのものは変化させないので、異なる送波焦点に対応する送波信号同士の干渉の影響を受けることなく超音波伝播方向に送波焦点を十分に細かく多数設定できる。これにより、主ビーム幅の一様性がより高い送波ビーム
15 を形成できると期待される。また、波形そのものは各素子共通なので、そのような送波ビームを、比較的容易な制御により形成できる。

また、これにより、特にマイクロバブル系造影剤を用いた造影超音波撮像に適した超音波診断装置が実現出来る。また、造影剤を用いない撮像においても、撮像速度を犠牲にすることなく、方位分解能が比
20 較的良好な超音波像を形成できる。

図面の簡単な説明

図1は、本発明の一実施例になる超音波診断装置の構成を示すブロック図、図2は、重みづけ平均遅延時間の計算に用いる送波口径重み関数の例を示す図、図3は、重みづけ平均により求めた非球面フォーカスによる送波遅延時間
25 を示す図、図4は、重みづけ平均により求め

た非球面フォーカスにおける送波口径重みを示す図、図 5 は、非球面フォーカスによる送波遅延時間と送波口径重みを用いて超音波を送信したときに形成される本発明による送波ビームを示す図、図 6 は、球面フォーカスによる送波遅延時間とガウス関数型の送波口径重みを用いて超音波を送信したときに形成される従来技術による送波ビームを示す図、図 7 は、送波口径の端にゼロ点をもつハニング関数にガウス関数を乗じて得られる送波口径重み関数を示す図、図 8 は、非球面フォーカスによる送波遅延時間と図 7 の送波口径重みを用いて超音波を送信したときに形成される本発明による送波ビームを示す図、図 9 は、重みづけ平均遅延時間の計算に用いる送波口径重み関数の他の一例を示す図、図 10 は、図 9 の送波口径重み関数を用いて計算した非球面送波遅延時間と図 7 の送波口径重みを用いて超音波を送信したときに形成される本発明の非球面フォーカスによる送波ビームを示す図である。

15

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の実施例について、図を用いて説明する。

図 1 は、パルスエコー法を基本とする超音波診断装置に本発明を実施した装置の典型的な構成を示すブロック図である。

20 送波フォーカスモード選択部 1 では、超音波伝播方向に幅が一様な送波ビームを送信するか、特定の焦点距離付近のみで良好な分解能と S/N 比をもつ送波ビームを送信するかを選択する。その選択に基づき、送波フォーカス遅延データ選択部 2 では、対応する送波フォーカス遅延データと送波口径重みデータとが選択される。

25 送波フォーカス遅延・振幅制御部 3 では、そのデータに基づき、送波波形に制御された振幅を与えて制御されたタイミングで駆動アン

プ 4 に入力する。その出力は、トランスデューサアレイ 6 を構成する素子から素子選択スイッチ 5 により選択された各素子に伝えられ、指向性をもった送波波面が形成される。

このようにしてトランスデューサアレイ 6 から生体へ送り出された送信超音波パルスは、生体組織や造影剤に反射され、その一部が再びトランスデューサアレイ 6 に戻って来て、これを構成する各素子に受信される。各受波信号のうち、素子選択スイッチ 5 により選択された素子の各信号は、プリアンプ 7 により増幅された後、A/D 変換され、一旦、受波メモリ 8 に蓄えられる。

より詳細には、プリアンプの直後に、送信からの経過時間に従って増幅率が漸増するよう制御された T G C アンプを通した後、A/D 変換するのが一般的である。これは、生体中を伝播する超音波が、伝播距離にほぼ比例して減衰するのに対応して、受信信号の振幅が、送信からの経過時間にほぼ比例して減少するのを補償して、A/D 変換器入り口における信号振幅の大きさを一定の範囲に保つための処理である。これにより、A/D 変換における振幅量子化による信号ダイナミックレンジの低下を防ぐ。さらに、これに加えて、A/D 変換の前に帯域制限フィルタを通すことにより、A/D 変換における時間軸量子化によるエイリアシングを防ぐことができるのは周知の通りである。

受波指向性を得るためには、一旦、メモリ 8 に蓄えられた各素子の受波信号に、各素子の位置に応じた一種の遅延を与えた後に互いに加算して収束効果を得る必要がある。受波フォーカス遅延加算部 9 では、その処理を行う。各素子の信号に与えるべき遅延時間の最適値は、受波焦点距離により変化する。

また、良好なパルスエコー像を得るための受波焦点距離の最適値は、

送信からの経過時間と音速に比例して長くなる。従って、各素子の信号に与える遅延時間を送信からの経過時間に応じて変化させるダイナミックフォーカス受信方式を用いることが望ましい。この方式は、図 1 に示したような、各素子の受波信号を一旦メモリに書き込んでから再び読み出して互いに加算する構成であれば、読み出し時あるいは書き込み時の制御により、比較的容易に実現することができる。

一般の超音波診断装置の B モードでは、受波収束のための遅延加算により得られた信号から、検波処理により振幅を求め、これを対数的に圧縮して表示信号とする。この処理は、図中の表示信号選択生成部 10 1 2 において行い、これをスキャンコンバータ 1 3 で 2 次元像あるいは場合によっては 3 次元像に変換し、C R T あるいは場合によっては液晶による表示器 1 4 に表示する。

また、ハーモニックイメージング法では、受波収束のための遅延加算により得られた信号から着目信号成分抽出部 1 1 により非線形成分を抽出して、この成分について同様の処理をして表示信号とする。これにより、生体組織に比較して非線形反射能の大きな安定化マイクロバブル系造影剤の分布を強調したパルスエコー像を得ることができる。

このハーモニックイメージング法の最も基本的な方式では、非線形効果で生じた高調波を帯域通過フィルタにより基本波と分離して抽出する。帯域通過フィルタに依存しない非線形成分抽出法には、パルス反転法と振幅変調法がある。振幅変調法では、振幅を複数通りに変えて送波する。非線形成分抽出には、受波エコー線形成分の振幅は送波振幅に比例するが、非線形成分の振幅は送波振幅に比例しないことを原理として用いる。2 通りの振幅を用いる場合を例に説明すると、第 1 の振幅 a_1 で送波することにより得られた受波収束後の信号を一

且受波フォーカス後信号メモリ 10 に記録し、第 2 の振幅 a_2 で送波することにより得られた受波収束後の信号を a_1 / a_2 倍して、メモリ 10 に記録した信号との差分をとることにより、線形成分を消去し、非線形成分を抽出する。通常の振幅変調法では、 a_1 と a_2 は正の実数
5 である。一方、 a_1 と a_2 として符号を反転した絶対値が等しい実数のペアを用いるのがパルス反転法であるといえる。

以下では、超音波伝播方向に幅が一様な送波ビームを送信するとき
に、送波フォーカス遅延データ選択部 2 で選択される、送波フォーカス遅延データと送波口径重みデータの計算方法について詳しく説明
10 する。送信超音波周波数 2 MHz のリニア・アレイ・トランスデューサによる撮像において、焦点距離 20 mm から 100 mm の範囲で一様な幅をもつ主ビームを形成する場合を一例として説明する。

距離 20 mm から 100 mm まで 1 mm という十分に細かい間隔
で多数の焦点距離を設定し、各焦点距離 L に対応して送波口径中の n
15 番目の素子に与える口径重み $A_n(L)$ を計算する。

図 2 には、例として、 $A_n(20\text{mm})$ と $A_n(100\text{mm})$ を送波口径上座標
の関数としてプロットした。口径重み関数としては、フーリエ変換により形状が変化しないため伝播中の回折によっても形状が変化すること
がないという好ましい特性をもつガウス関数を選び、その 2 つの
20 変曲点の間隔で定義した F ナンバーが 6 となるような幅を、各焦点距離 L に対応して選択した。

次に、各焦点距離 L について送波フォーカスのために各素子に与える遅延時間 $T_n(L)$ をもとに、ここで計算した口径重み $A_n(L)$ を用いて、各素子について次式のように重みつき平均値 U_n (送波遅延時間)
25 を求め、この遅延時間を超音波パルスの送信に用いる。

$$U_n = \int T_n(L) A_n(L) dL / \int A_n(L) dL \quad \dots\dots\dots (1)$$

超音波パルスの送信に用いる口径重みづけは、上記数式(1)の右辺分母を規格化した B_n (送波口径重み)を次式のように求めて用いるのが自然である。

$$B_n = \int A_n(L) dL / \int dL \quad \dots\dots\dots (2)$$

- 5 図3には、このようにして求めた非球面フォーカスによる送波遅延時間 U_n を焦点距離60mmと80mmの通常の球面フォーカスによる送波遅延時間 T_n (60mm)と T_n (80mm)と比較してプロットした。ただし、縦軸は、音速をかけて伝播距離に換算した。全体としての曲率半径は T_n (80mm)よりさらに大きい、中央部の曲率半径は T_n (60mm)
10 よりむしろ小さくなっている。

また、図4には、上記のようにして求めた送波口径重み B_n をガウス関数口径重み A_n (60mm)と比較してプロットした。中央部の重みは似ているが、裾がより広がっている。

- 図5には、このようにして求めた非球面フォーカスによる送波遅延
15 時間 U_n と送波口径重み B_n を用いて周波数2MHzの超音波を送信したときに形成される送波ビームを数値計算シミュレーションにより求め、1dBきざみの等高線図として、伝播方向の各距離における超音波振幅の最大値から-10dBの範囲をプロットした。48mmの送波口径を用いて伝播距離20mmから140mmの範囲で一様な
20 幅をもつ主ビームを形成する場合について、変曲点間隔で定義したFナンバーが5となるような幅のガウス関数の重みを各焦点距離に与えて求めた U_n と B_n を適用した。

- また、図6には、通常の球面フォーカスによる焦点距離70mmの送波ビームを同様にプロットした。送波口径重みは、同じく、変曲点
25 間隔で定義したFナンバーが5となるような幅のガウス関数を用いた。こうすることにより、口径中央部の最大送波振幅を共通としなが

ら、送波ビーム内で積分した超音波パワーをほぼ等しくすることができた。

図 6 の送波ビームは、焦点距離 20 mm と 120 mm における主ビーム幅が、焦点距離 70 mm における幅の 3 倍程度まで広がってしま
5 っているのに対し、図 5 では、距離 20 mm から 130 mm にわたってほぼ一様な幅の送波ビームが本発明の方法を適用することにより形成されている。

しかしながら、図 5 の主ビーム幅には、伝播方向にわずかなリップルが見られる。これは、上記のようにして送波口径重み B_n を限られた
10 送波口径幅 48 mm で打ち切ったため、口径の端に送波重みの段差を生じたためである。そこで、口径の端でちょうど重みがゼロとなるハニング関数に、送波ビーム内で積分した超音波パワーがほぼ等しくなるよう適当な幅のガウス関数を乗じて、図 7 のような送波口径重み関数を生成し、 B_n に代えて用いると、図 8 のような送波ビームを形成で
15 きる。図 5 のようなリップルがなく滑らかなビームが、距離 20 mm から 140 mm にわたって形成されている。

これに加えて、送波遅延時間 U_n を生成するために T_n に与える口径重み関数 A_n として、ガウス関数に代え、図 9 のようなハニング関数が最大値をとる中央部に平坦部分を設けた平頭ハニング関数に対して焦
20 点距離に反比例する重みを与えて用いると、図 10 のような送波ビームを形成できる。ここでは、平頭ハニング関数全幅の中央部 1/3 を平坦とし、これに変曲点間隔すなわち半値幅で定義した F ナンバーが 3 となるような幅を与えた。これにより、 A_n の面積は、焦点距離によらず一定となっている。これらの結果、距離 20 mm から 140 mm
25 にわたって主ビーム幅の一様性が高い送波ビームが形成されている。

なお、上記実施例では、送波ビーム幅をトランスジューサからの距

離 20 mm から 140 mm までの範囲にわたって一様にする場合について述べたが、本発明はこれに限定されない。複数セットの非球面フォーカスデータを記録しておき、それを任意に読み出して送波制御データとして用いる構成とすることにより、かかる範囲を診断目的に

5 応じて可変とすることが容易である。

また、従来の単一な送波フォーカスを用いる超音波診断装置では、その送波フォーカスの深さを、超音波エコー像を表示する画面上に三角印などで示す装置が多いが、本発明の非球面送波フォーカスを用いる装置では、そのような 1 点を指し示す印の代りに、深さ方向の送波

10 フォーカスの範囲を示す、棒状あるいは両端に矢羽をもつ矢印などにより表示するよう構成することにより、使いやすい超音波診断装置を実現できる。

また、これまで述べてきた本発明に基づく送波波面の波形は、次のようにして計測できる。例えば、針状ハイドロホン 2 本を水中に没したトランスジューサアレイ表面の直近に置き、トランスジューサアレイから発せられた送波パルスを受信して観察する。このとき、針状ハイドロホン 2 本のうち 1 本を少しずつアレイ配列方向に移動しながら送波パルスを受信し、針状ハイドロホン 2 本による受信波形の時間差を移動量の関数として記録することにより、送波波面の曲率を計測

15

20 することができる。

以上述べたように、本発明は、超音波伝播方向に複数設定した送波焦点をそれぞれ形成する送信パルス波について、各焦点距離に対応する複数の送波遅延時間の重みづけ平均値を送波口径を構成する各素子ごとに求め、これを遅延時間として送波を行う。送波される波面の

25 曲率は、結果として、送波口径中央部では短い焦点距離の波面に近く、周辺部では長い焦点距離の波面に近くなり、非球面の波面が形成され

る。これによって、1回の超音波パルスの送信で、超音波伝播方向の広い範囲にわたって一様な幅で比較的細い主ビームをもつ送信ビームを、送波口径中の各素子に遅延時間と口径重みづけを除き略同一の送波波形を与えることにより形成することができる。

- 5 また、これにより、特にマイクロバブル系造影剤を用いた造影超音波撮像に適した超音波診断装置が実現出来る。また、造影剤を用いない撮像においても、撮像速度を犠牲にすることなく、方位分解能が比較的良好的な超音波像を形成できる。

10 産業上の利用可能性

本発明は、1回の超音波パルスの送信で、超音波伝播方向の広い範囲にわたって一様な幅の主ビームをもつ送信ビームを形成し得る超音波診断装置を実現するものである。従って、本発明による医療ならびに工業における意義は大きいといえることができる。

15

20

25

請 求 の 範 囲

1. トランスジューサアレイを用いて、超音波パルスを被検査体に対して送受信することにより、被検査体内部を撮像する超音波診断装置にあって、前記トランスジューサアレイの送波口径から送信される超音波パルスの波面が非球面を形成してなることを特徴とする超音波診断装置。
2. トランスジューサアレイを用いて、超音波パルスを造影剤が導入された被検査体に対して送受信することにより、被検査体内部を撮像する超音波診断装置にあって、前記トランスジューサアレイの送波口径から送信される超音波パルスの波面が非球面を形成してなることを特徴とする超音波診断装置。
3. トランスジューサアレイを用いて、超音波パルスを被検査体に対して送受信することにより、被検査体内部を撮像する超音波診断装置にあって、前記トランスジューサアレイの送波口径から送信される超音波パルスの波面は、その口径中央部の曲率が中央部以外の部分の曲率より大きくなるよう制御されてなることを特徴とする超音波診断装置。
4. トランスジューサアレイを用いて、超音波パルスを造影剤が導入された被検査体に対して送受信することにより、被検査体内部を撮像する超音波診断装置にあって、前記トランスジューサアレイの送波口径から送信される超音波パルスの波面は、その口径中央部の曲率が中央部以外の部分の曲率より大きくなるよう制御されてなることを特徴とする超音波診断装置。
5. トランスジューサアレイを用いて、超音波パルス波を被検査体に対して送受信することにより、被検査体内部を撮像する超音波診断装置にあって、超音波伝播方向に複数設定した送波焦点をそれぞれ形成

する送信パルス波について、各焦点距離に対応する複数の送波遅延時間の重みづけ平均値を、前記トランスジューサアレイの送波口径を構成する各素子ごとに求め、それを遅延時間として送波を行うよう構成したことを特徴とする超音波診断装置。

- 5 6. トランスジューサアレイを用いて、超音波パルス波を造影剤が導入された被検査体に対して送受信することにより、被検査体内部を撮像する超音波診断装置にあって、超音波伝播方向に複数設定した送波焦点をそれぞれ形成する送信パルス波について、各焦点距離に対応する複数の送波遅延時間の重みづけ平均値を、前記トランスジューサアレイの送波口径を構成する各素子ごとに求め、それを遅延時間として送波を行うよう構成したことを特徴とする超音波診断装置。
- 10

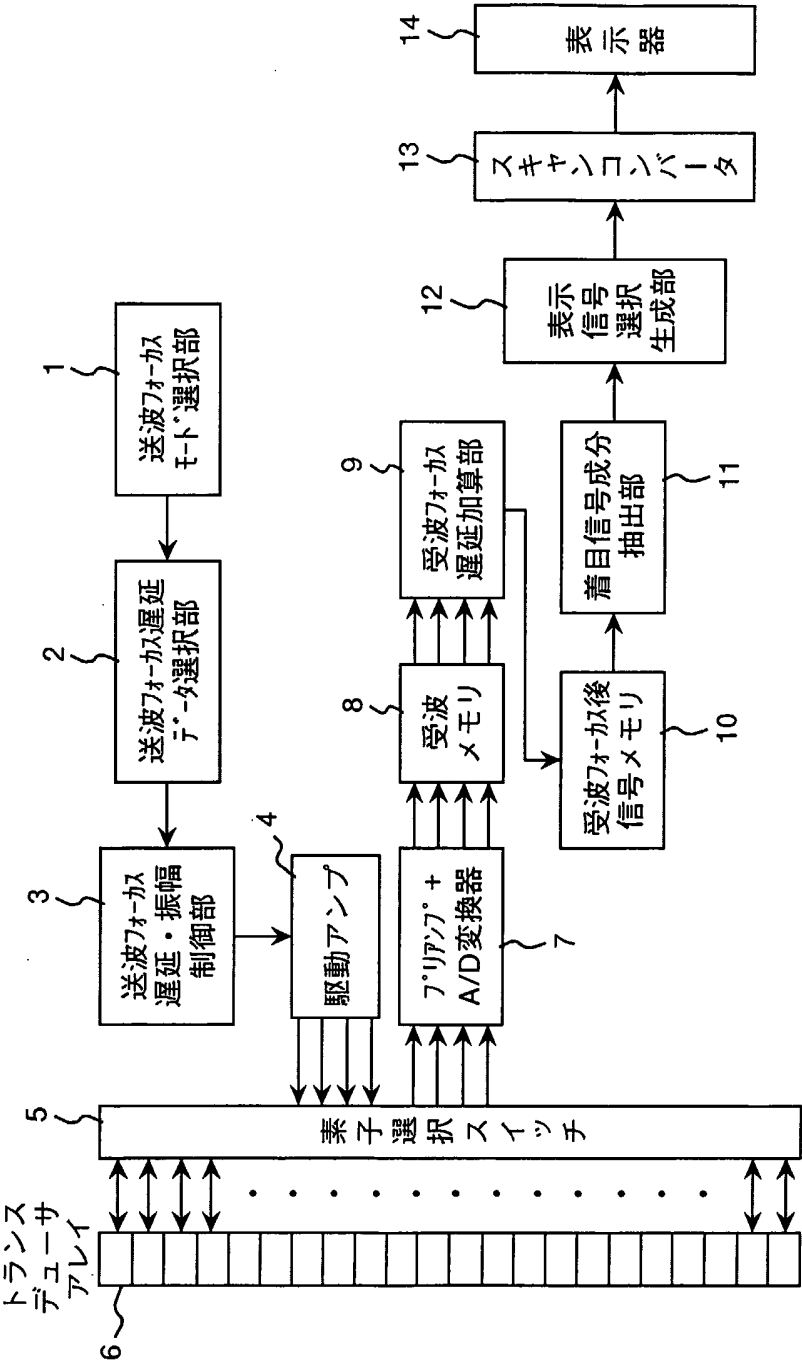
7. 前記送波口径の重みづけが、唯一のピークを口径中央部にもつ関数をもとに構成されていることを特徴とする請求項 5 又は 6 記載の超音波診断装置。

- 15 8. 前記送波口径の重みづけが、ガウス関数をもとに構成されていることを特徴とする請求項 5 又は 6 記載の超音波診断装置。

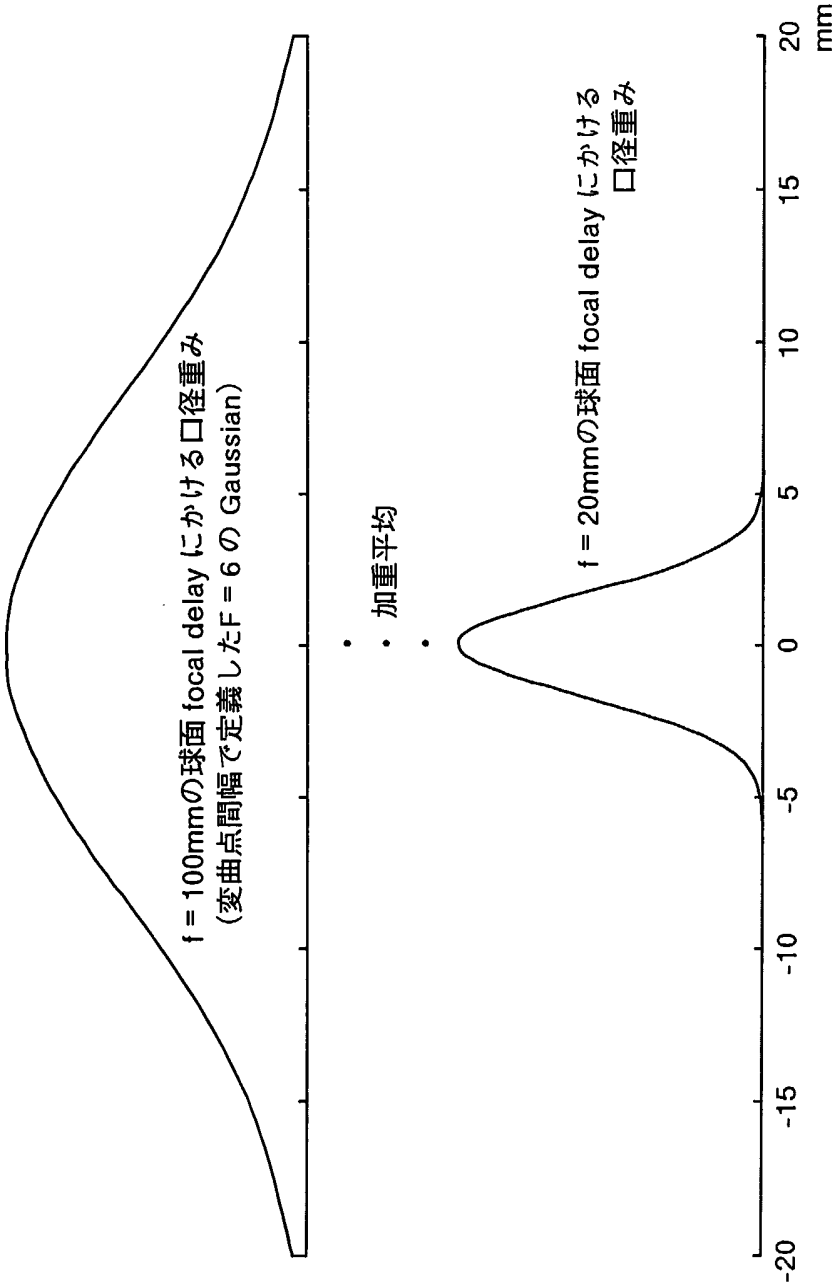
9. 前記トランスジューサアレイの送波口径を構成する各素子の送波波形が、遅延時間と送波口径の重みづけを除いて略同一であるよう構成したことを特徴とする請求項 5 又は 6 記載の超音波診断装置。

- 20 10. 前記遅延時間と、特定の焦点距離について計算した遅延時間との両方を記録しておき、いずれか一方を選択して送波できるよう構成したことを特徴とする請求項 5 又は 6 記載の超音波診断装置。

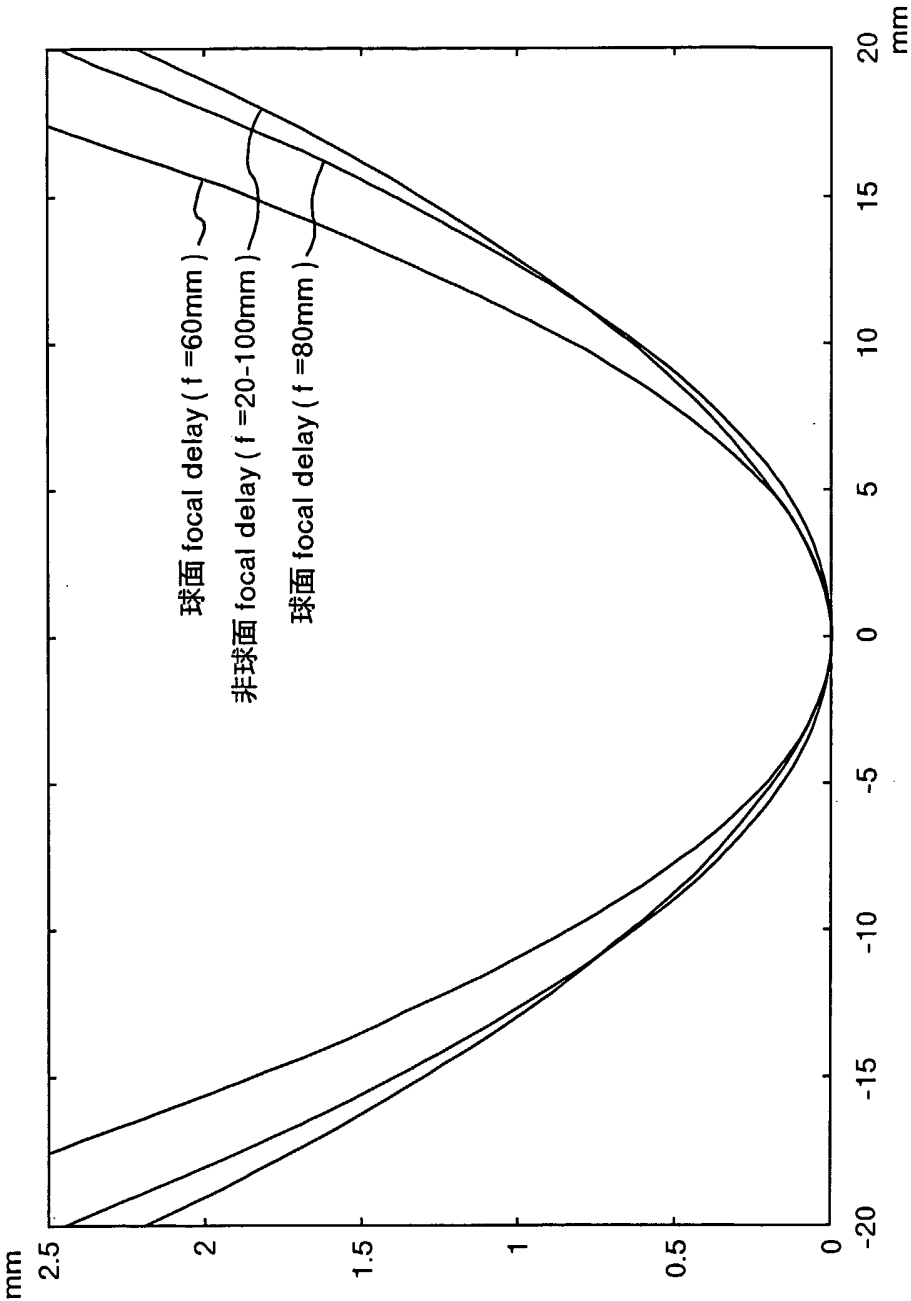
第1図



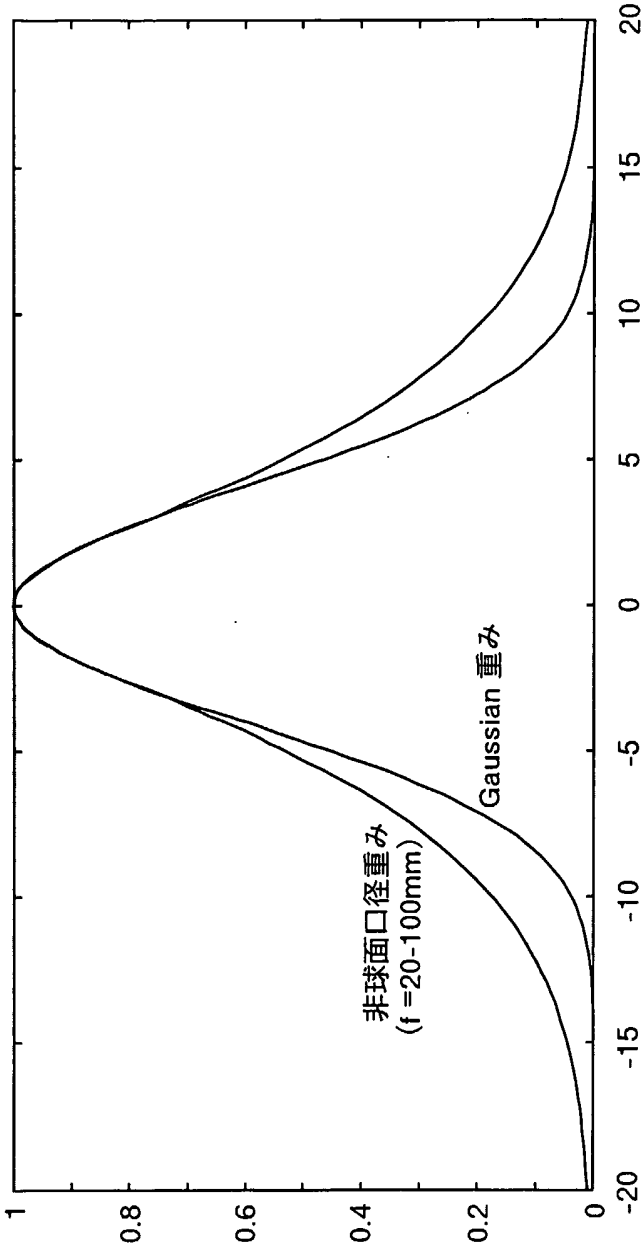
第 2 図



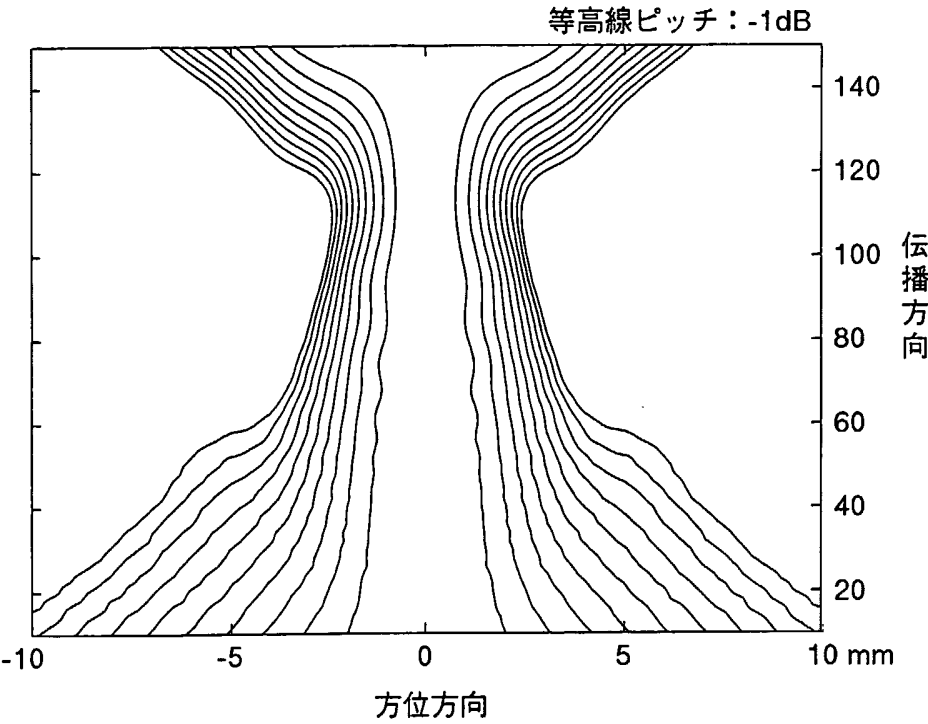
第 3 図



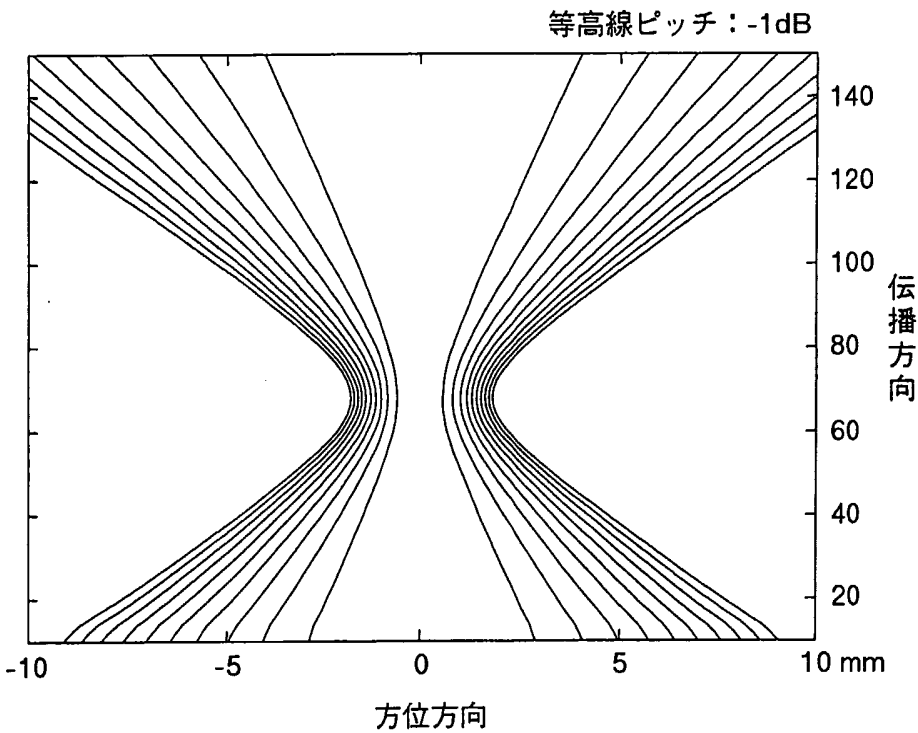
第4図



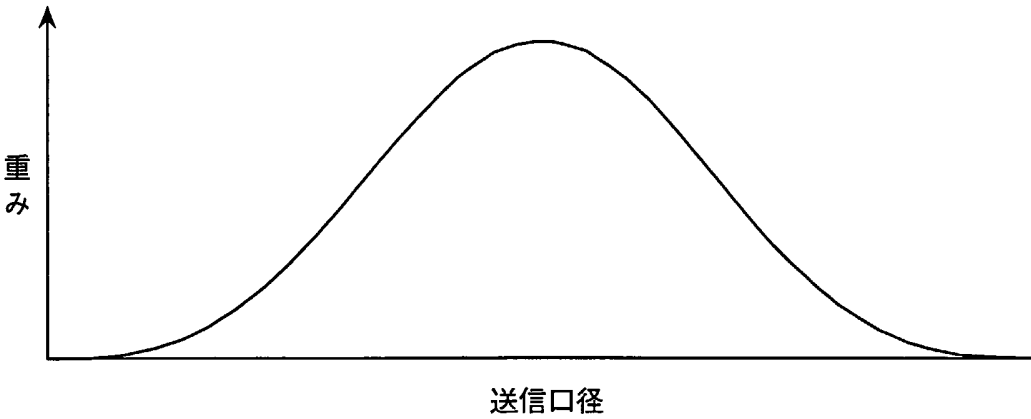
第 5 図



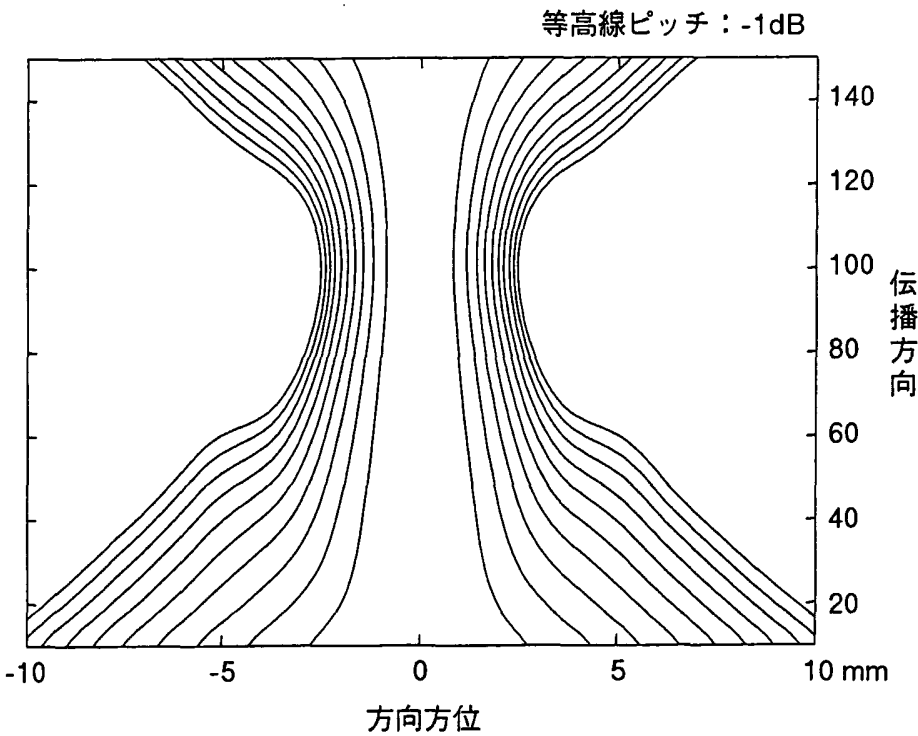
第 6 図



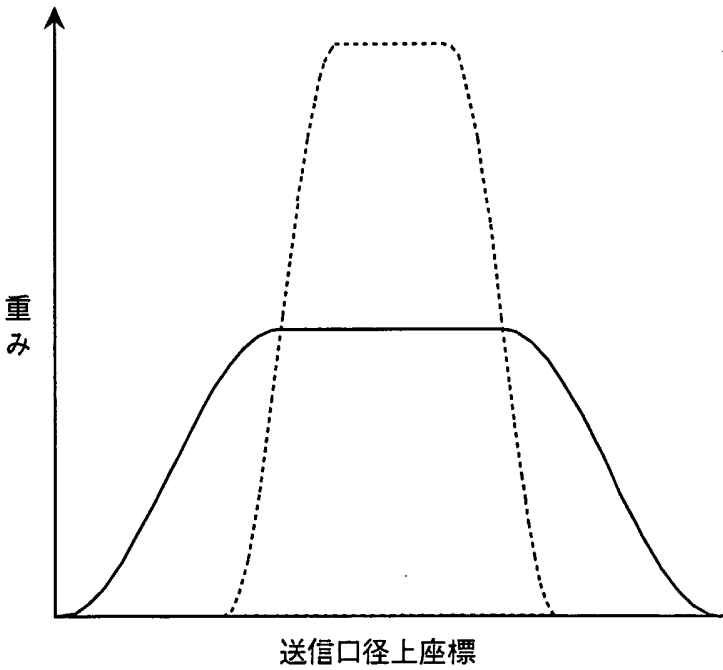
第 7 図



第 8 図

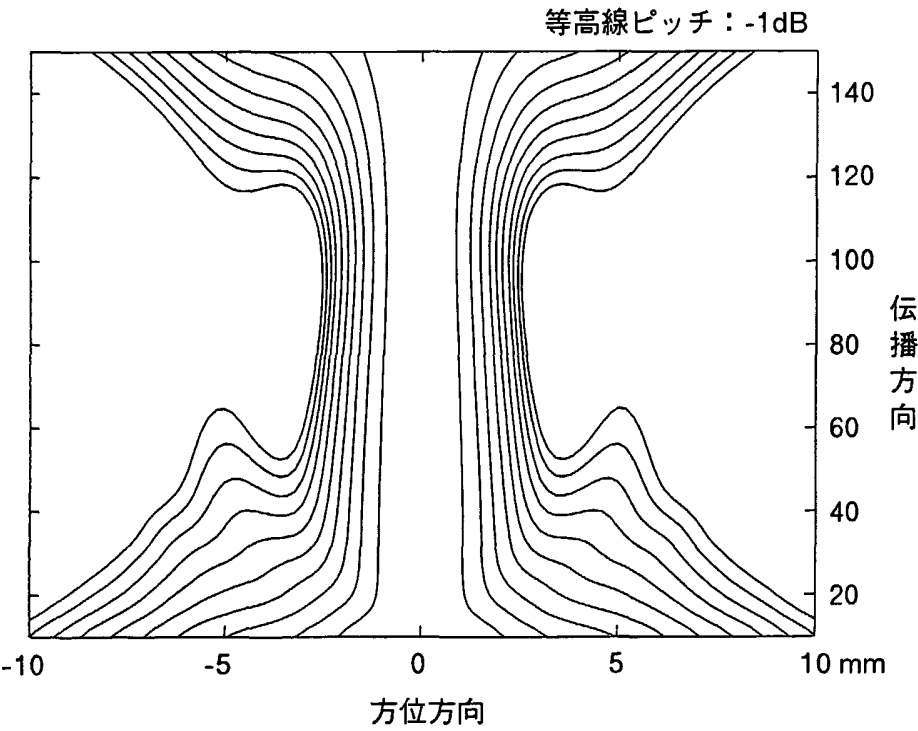


第 9 図



10/10

第 1 0 図



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/05558

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B8/00

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 A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2002
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2002	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2002

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.
X Y A	JP 2001-245889 A (Toshiba Corp.), 11 September, 2001 (11.09.01), Column 3, line 12 to column 4, line 19; column 4, lines 37 to 40; column 6, lines 21 to 42; column 7, lines 6 to 8; Fig. 3 (Family: none)	1, 3 2, 4 5-10
Y	JP 10-155793 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 16 June, 1998 (16.06.98), Column 4, line 26 to column 5, line 3; Fig. 5 (Family: none)	2, 4
A	Johan-Fredrik Synnevag, Sverre Holm, Non-linear propagation of limited diffraction beams, 1998 IEEE ULTRASONIC SYMPOSIUM, Vol.2, pages 1885 to 1888	1-10

☐ 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
19 July, 2002 (19.07.02)Date of mailing of the international search report
06 August, 2002 (06.08.02)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B8/00

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 A61B8/00

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年

日本国公開実用新案公報 1971-2002年

日本国実用新案登録公報 1996-2002年

日本国登録実用新案公報 1994-2002年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X Y A	J P 2001-245889 A (株式会社東芝) 2001.09.11 第3欄第12行目-第4欄第19行目、第4欄第37-40行目、 第6欄第21-42行目、第7欄第6-8行目、図3 (ファミリーなし)	1, 3 2, 4 5~10
Y	J P 10-155793 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 1998.06.16 第4欄第26行目-第5欄第3行目、図5 (ファミリーなし)	2, 4

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

19.07.02

国際調査報告の発送日

06.08.02

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)

右高 孝幸



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
A	Johan-Fredrik Synnevag, Sverre Holm, Non-linear propagation of limited diffraction beams, 1998 IEEE ULTRASONIC SYMPOSIUM, Vol.2, pp1885-1888	1 - 1 0