

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-141491**(P2004-141491A)**

(43) 公開日 平成16年5月20日(2004.5.20)

(51) Int.Cl.⁷**A61B 8/12**

F I

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C301

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2002-311597 (P2002-311597)

(22) 出願日 平成14年10月25日 (2002.10.25)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 鯖田 知弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C301 AA02 BB03 BB14 BB30 CC01

EE01 EE04 EE07 FF04 GA15

GB14 JB29 JC02 JC14

4C601 BB05 BB09 BB12 BB14 BB24

BB27 EE01 EE02 EE04 FE01

GA11 GA14 GB01 GB14 JB34

JB45 JC01 JC15 JC20 JC21

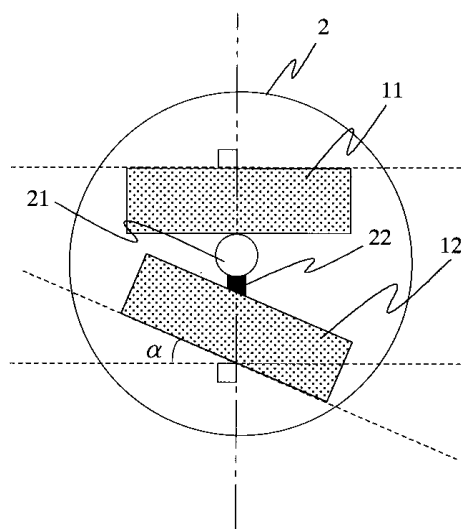
(54) 【発明の名称】 超音波診断システム

(57) 【要約】

【課題】超音波ビームのサイドローブおよび多重反射等によるアーチファクトを低減した画像を提供し、また、焦点距離以外においても、方位分解能の良い画像を提供する。

【解決手段】第1の振動子11及び第2の振動子12を超音波プローブの回転軸21に固定している固定軸22に対して、振動子表面が90°になるように第1の振動子11を固定し、振動子表面が固定軸22に対して90°+ α となるように第2の振動子12を固定する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

回転軸を中心として回転する超音波振動子により被検体に超音波を送受信して得られる超音波エコー信号に基づく超音波画像を生成する超音波診断システムにおいて、
第 1 の方向に超音波を発信する振動面を有する第 1 の超音波振動子と、前記第 1 の超音波振動子の発信する超音波とは異なる第 2 の方向に超音波を発信する振動面を有する第 2 の超音波振動子とを有する超音波プローブと、
前記第 1 および第 2 の超音波振動子により得られる超音波エコー信号を基に超音波画像を生成する超音波画像生成手段と
を備えたことを特徴とする超音波診断システム。

10

【請求項 2】

前記第 1 の超音波振動子の振動面は、
前記回転軸を中心とする中心線に略垂直である
ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断システム。

【請求項 3】

前記超音波画像生成手段は、
前記第 1 の超音波振動子および前記第 2 の超音波振動子により得られる超音波エコー信号の各音線データを基にそれぞれの振動子毎に補間した補間データを作成し、それぞれの振動子に対する前記補間データの間で加算する
ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断システム。

20

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、複数の超音波振動子を用いて超音波画像を生成し超音波診断を行う超音波診断システムに関する。

【0002】**【従来の技術】**

例えば、特開昭 63 - 99845 号公報には、異なる焦点距離を有し、選択的に励起される複数のトランスデューサを用いてエコーを受信し、受信したエコー信号の内、焦点近傍付近だけのエコー信号を電子的に合成して超音波画像表示を行う超音波内視鏡装置が提案されている。

30

【0003】**【特許文献 1】**

特開昭 63 - 99845 号公報

【0004】**【発明が解決しようとする課題】**

しかしながら、従来技術には超音波ビームのサイドローブ、多重反射等によるアーチファクトを低減できないといった問題や、焦点距離以外における方位分解能が悪いといった問題がある。

【0005】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、超音波ビームのサイドローブおよび多重反射等によるアーチファクトを低減した画像を提供することのできる超音波診断システムを提供することを目的としている。

40

【0006】

さらに、本発明は、焦点距離以外においても、方位分解能の良い画像を提供することのできる超音波診断システムを提供することを目的としている。

【0007】**【課題を解決するための手段】**

本発明の超音波診断システムは、回転軸を中心として回転する超音波振動子により被検体に超音波を送受信して得られる超音波エコー信号に基づく超音波画像を生成する超音波診

50

断システムにおいて、第 1 の方向に超音波を発信する振動面を有する第 1 の超音波振動子と、前記第 1 の超音波振動子の発信する超音波とは異なる第 2 の方向に超音波を発信する振動面を有する第 2 の超音波振動子とを有する超音波プローブと、前記第 1 および第 2 の超音波振動子により得られる超音波エコー信号を基に超音波画像を生成する超音波画像生成手段とを備えて構成される。

【 0 0 0 8 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【 0 0 0 9 】

図 1 ないし図 1 7 は本発明の一実施の形態に係わり、図 1 は超音波診断システムの構成を示す構成図、図 2 は図 1 の第 1 の振動子及び第 2 の振動子の走査方向を示す図、図 3 は図 1 の第 1 の振動子及び第 2 の振動子の配置を示す図、図 4 は図 1 の超音波処理装置の構成を示す構成図、図 5 は第 1 の振動子側の図 4 のフレームメモリへのデータ保存形式について説明する第 1 の図、図 6 は第 1 の振動子側の図 4 のフレームメモリへのデータ保存形式について説明する第 2 の図、図 7 は第 1 の振動子側の図 4 のフレームメモリ内のデータを直交座標系に変換する方法について説明する図、図 8 は第 2 の振動子側の図 4 のフレームメモリへのデータ保存形式について説明する第 1 の図、図 9 は第 2 の振動子側の図 4 のフレームメモリへのデータ保存形式について説明する第 2 の図、図 1 0 は第 2 の振動子側の図 4 のフレームメモリ内のデータを直交座標系に変換する方法について説明する第 1 の図、図 1 1 は第 2 の振動子側の図 4 のフレームメモリ内のデータを直交座標系に変換する方法について説明する第 2 の図、図 1 2 は図 1 の超音波診断システムの効果を説明する第 1 の図、図 1 3 は図 1 の超音波診断システムの効果を説明する第 2 の図、図 1 4 は図 1 の超音波診断システムの効果を説明する第 3 の図、図 1 5 は図 1 の超音波診断システムの効果を説明する第 4 の図、図 1 6 は図 1 の超音波診断システムの効果を説明する第 5 の図、図 1 7 は図 1 の超音波診断システムの効果を説明する第 6 の図である。

【 0 0 1 0 】

(構成)

図 1 に示すように、本実施の形態の超音波診断システム 1 は、シース 2 に覆われた挿入部を体腔内に挿入し先端側に設けた照明窓 3 より照明光を照射し光学観察窓 4 を介して体腔内像を観察しながら挿入軸に対して垂直な超音波断層像を得るために超音波を送受波する超音波プローブ 5 と、超音波プローブ 5 に超音波駆動信号を供給すると共にエコー信号を受信し超音波画像を構築する超音波処理装置 6 と、超音波処理装置 6 に対して超音波画像のゲイン、コントラスト等を調整を指示するキーボード 7 と、超音波画像を表示するモニター 8 とを設けて構成されている。

【 0 0 1 1 】

超音波プローブ 5 は、先端内部に第 1 の振動子 1 1 及び第 2 の振動子 1 2 に設け、また基端内部に第 1 の振動子 1 1 及び第 2 の振動子 1 2 をフレキシブルシャフト 1 3 を介して回転するためのモータ 1 4 及びモータ 1 4 の回転位置を検出するエンコーダ 1 5 を設けている。

【 0 0 1 2 】

次に、超音波プローブ 5 内の第 1 の振動子 1 1 及び第 2 の振動子 1 2 の配置について図 2 及び図 3 を用いて説明する。

【 0 0 1 3 】

図 2 に示すように、回転軸 2 1 の径方向に対する第 1 の振動子 1 1 及び第 2 の振動子 1 2 の走査角度が異なるように超音波を送受信するため、図 3 に示すように、第 1 の振動子 1 1 及び第 2 の振動子 1 2 を超音波プローブ 5 の回転軸 2 1 に固定している固定軸 2 2 に対して、振動子表面が 90° になるように第 1 の振動子 1 1 を固定し、振動子表面が固定軸 2 2 に対して $90^\circ + \alpha$ となるように第 2 の振動子 1 2 を固定する。

【 0 0 1 4 】

超音波処理装置 6 は、図 4 に示すように、内部の各回路を制御する制御回路 3 1 と、送信

波形を生成し第1の振動子11及び第2の振動子12に印加する送信回路32とを備え、第1の振動子11及び第2の振動子12より得られたRF信号をそれぞれ別々に処理するための、受信回路33a, 33b、A/D変換器34a, 34b、補間処理回路35a, 35b、フレームメモリ36a, 36b、DSC処理回路37a, 37bを設けている。

【0015】

さらに、DSC処理回路37a, 37bにてフレームメモリ36a, 36b内のデータを直交座標に変換する際に、どのアドレス内のデータを参照するかをあらかじめ計算してそのアドレスを保存した、ルックアップテーブル(以後LUTと記す)38a, 38bも2つ設け、DSC処理後の各々のデータをピクセルごとに加算する加算回路39と、加算回路39の出力画像をモニタ8に表示させる表示回路40とを設けている。

10

【0016】

この超音波処理装置6の特徴は、加算回路39の前に補間処理回路を振動子の数だけ設けたところである。この順にデータを処理することによって、補間処理された十分な画像データに対して、加算回路39がピクセル単位でデータを加算することが可能となる。

【0017】

なお、第1の振動子11及び第2の振動子12の配置について、図3は1例であり、図2に示すように回転軸21の径方向に対する第1の振動子11及び第2の振動子12の走査角度が異なるように(挿入軸に対して垂直な断面上で回転軸21の径方向に対して、第1の振動子11及び第2の振動子12の超音波を送受信する方向が異なるように)、第1の振動子11及び第2の振動子12を配置すると同じ効果が得られる。また、第1の振動子11及び第2の振動子12の大きさ、形状、フォーカス位置、周波数特性についても特に限定はしない。

20

【0018】

(作用)

まず、超音波処理装置6における画像化の流れを説明する。

【0019】

～開始～

(1) キーボード7により診断を開始するための操作を行う。

(2) 制御回路31からの命令により、送信回路が1波のパルス信号を生成し、そのパルス信号を第1の振動子11及び第2の振動子12に同時に印加する。

30

(3) パルス信号を印加された第1の振動子11及び第2の振動子12は被検体に超音波を送信し、その後RF信号を受信して電気信号に変換し、各受信回路33a, 33bへ出力する。

【0020】

以下(4)～(9)の処理は第1の振動子11及び第2の振動子12で得られた各々のRF信号に対して並列で行われる。

【0021】

(4) 受信回路33a, 33bは第1の振動子11及び第2の振動子12から入力された1音線分のRF信号に対して、増幅、検波等の処理を施した後、A/D変換器34a, 34bへ出力する。

40

(5) A/D変換器34a, 34bは、入力された増幅、検波後のアナログ信号をデジタルデータに変換し、フレームメモリ36a, 36bに出力する。

(6) フレームメモリ36a, 36bは入力されたデジタルデータを音線ごとに保存する。

(7) 上記(2)～(6)の作用を第1の振動子11及び第2の振動子12が1回転するまで繰り返し行い、フレームメモリ36a, 36b内に1フレーム分の音線データを保存する。

(8) フレームメモリ36a, 36b内に1フレーム分の音線データが保存されると、補間処理回路35a, 35bはフレームメモリ36a, 36b内のデータに対し、補間処理を行い、データ数(音線数)を増やす。このとき補間処理の方法は2点補間、4点補間等

50

、とくに限定はしない。

【 0 0 2 2 】

(9) 補間処理終了後、D S C 処理回路 3 7 a , 3 7 b が L U T 3 8 a , 3 8 b 内に予め保存されたアドレスを参照して、フレームメモリ 3 6 a , 3 6 b 内のデータを直交座標に変換する。このとき、直交座標のアップ位置 (図 5 及び図 7 の $x = 0$ の位置) に第 1 の振動子 1 1 で始めに得られた音線データがくるように座標変換を行う。また、処理はモニタ画面に表示する順番に 1 ピクセルごとに行い、1 ピクセルごとに加算回路 3 9 に出力する。

【 0 0 2 3 】

(1 0) 加算回路 3 9 は直交座標に変換された第 1 の振動子 1 1 及び第 2 の振動子 1 2 のデータを、入力されたデータ順にピクセル単位で加算し、表示回路 4 0 に出力する。 10

【 0 0 2 4 】

(1 1) 表示回路 4 0 は入力された画像データをアナログ信号に変換し、モニタ 8 に出力する。

(1 2) モニタ 8 は入力されたアナログ信号を表示する。

【 0 0 2 5 】

～ 終了 ～

次に、フレームメモリ 3 6 a のデータ保存形式について、図 5 及び図 6 を用いて説明する。

【 0 0 2 6 】

第 1 の振動子 1 1 を回転して超音波を送受信することで、図 5 に示すような音線データ (第 1 音線、第 2 音線、...) が得られる。このとき、第 1 音線のデータを振動子近点から径方向に $a 1 1$ 、 $a 1 2$ 、 $a 1 3$ 、 $a 1 4$ 、... ..、第 2 音線のデータを振動子近点から径方向に $a 2 1$ 、 $a 2 2$ 、 $a 2 3$ 、 $a 2 4$ 、... ..とすると、これらのデータを図 6 に示すような形式で、音線データ、振動子からの距離ごとにフレームメモリ 3 6 a に保存する。 20

【 0 0 2 7 】

ここで図 6 の θ は図 5 に示すように第 1 音線を $\theta = 0$ とした時の時計回りの音線データの角座標を表し、 r は音線方向の距離を表している。また、図 6 の $\circ$ の部分には補間処理回路 3 5 a によって補間されたデータが保存される。

【 0 0 2 8 】

次に、フレームメモリ 3 6 a 内のデータを直交座標系に変換する方法について図 7 を用いて説明する。 30

【 0 0 2 9 】

図 7 に示すように、求める直交座標系において $x = 0$ の位置に第 1 音線が相当するようにフレームメモリ 3 6 a 内のデータを直交座標に変換する。求める直交座標系のある点 ($x 1$ 、 $y 1$) を第 1 音線からの角度を $\theta 1$ 、音線方向距離を $r 1$ を用いて以下のように表すことができる。

【 0 0 3 0 】

【 数 1 】

$$\theta 1 = \tan^{-1} (x 1 / y 1) \quad (1) \quad 40$$

【 数 2 】

$$r1 = \sqrt{x1^2 + y1^2} - R \quad (2)$$

但し、 R はプローブの中心から第 1 の振動子 1 1 表面までの距離を表す。

【 0 0 3 1 】

よって、上記関係式より求める直交座標系の点 ($x 1$ 、 $y 1$) をフレームメモリ 3 6 a の保存形式に変更することができる。

【 0 0 3 2 】

この関係式に基づき直交座標系のそれぞれの座標が、フレームメモリ 36 a 内のどのアドレスに相当するかを予め計算し、LUT 38 a 内にそのアドレスを保存しておく。そして DSC 処理回路 37 a は LUT 38 a のアドレスを参照してフレームメモリ 36 a 内のデータを直交座標に変換する。

【0033】

次に、フレームメモリ 36 b のデータ保存形式について図 8 及び図 9 を用いて説明する。

【0034】

第 2 の振動子 12 は第 1 の振動子 11 に対して図 3 に示した位置に配置されているため、得られる音線データは、図 8 に示すように、第 1 の振動子 11 で得られる音線データに対して約 $180^\circ + \alpha$ 進んだ位置における音線データが得られる。このとき第 2 の振動子 12 で得られる第 1 音線のデータを振動子近点から径方向に b_{11} 、 b_{12} 、 b_{13} 、 b_{14} 、...、第 2 音線のデータを振動子近点から径方向に b_{21} 、 b_{22} 、 b_{23} 、 b_{24} 、... とすると、これらのデータを図 9 に示すような形式で、音線データ、振動子からの距離ごとにフレームメモリ 36 b に保存する。

【0035】

ここで図 9 の k は第 2 の振動子 12 の音線方向の距離を表しており、また θ は第 2 の振動子 12 の第 1 音線の角度を $\theta = 0$ としたときの時計回りの音線データの角座標を表している。また、図 9 の $\circ$ の部分には補間処理回路 35 b によって補間されたデータが保存される。

【0036】

次に、フレームメモリ 36 b 内のデータを直交座標系に変換する方法について図 10 及び図 11 を用いて説明する。

【0037】

図 10 に示すように、求める直交座標系の $x = 0$ の位置に第 1 の振動子 11 の第 1 音線が相当するようにフレームメモリ 36 b 内のデータを直交座標に変換する。

【0038】

図 10 の直交座標系の点 (x_2, y_2) は、図 11 に示すように、第 2 の振動子 12 が θ 回転したときの音線データ上にあり、第 2 の振動子 12 表面からの距離 k の座標に等しい。つまり θ と k を求めることで、 (x_2, y_2) はフレームメモリ 36 b のどのアドレスに相当するかがわかる。そこで x_2 、 y_2 を θ 、 k を用いて表すと以下のようなになる。

【0039】

【数 3】

$$x_2 = - (k + D + L \cos \alpha) \sin (\alpha + \theta) + L \sin \alpha \cos (\alpha + \theta) \quad (3)$$

【数 4】

$$y_2 = - \{ (k + D + L \cos \alpha) \cos (\alpha + \theta) + L \sin \alpha \sin (\alpha + \theta) \} \quad (4)$$

但し、 D は第 2 の振動子 12 の厚み、 L は振動子固定軸 22 の長さ、 α は第 1 の振動子 11 に対する第 2 の振動子 12 の傾きを示す。

【0040】

上式 (3)、(4) の連立方程式を解くことによって θ と k を求めることができる。

【0041】

この計算に基づき直交座標系のそれぞれの座標が、フレームメモリ 36 b 内のどのアドレスに相当するかを予め計算し、LUT 38 b 内にそのアドレスを保存しておく。

【0042】

そして DSC 処理回路 37 b は LUT 38 b のアドレスを参照してフレームメモリ 36 b 内のデータを直交座標に変換する。

【0043】

(効果)

以下、本実施の形態の効果の詳細について図 12 ないし図 17 を用いて説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

図 1 2 のように、通常、凹面単板振動子 1 0 1 から照射される超音波ビームは振動子径方向に幅をもっている。この図 1 2 の A の断面での音圧特性は、図 1 3 に示すようにメインビームの他にサイドロープと呼ばれるピークが現れる。そのため図 1 4 のようにある一つ丸い散乱体 1 0 2 に対して、凹面単板振動子 1 0 1 を回転（メカニカルラジアル走査）して散乱体 1 0 2 を画像化すると、本来丸い散乱体 1 0 2 であるが、サイドロープの影響によって画像上では散乱体 1 0 2 が横伸びして表示される。画像化したモニタ画面の 1 例を図 1 5 に示す。

【 0 0 4 5 】

ここで、本実施の形態の超音波診断システム 1 を用いて図 1 4 に示した散乱体 1 0 2 を画像化する場合を考える。 10

【 0 0 4 6 】

第 1 の振動子 1 1 によって得られる画像は図 1 5 と同じで散乱体 1 0 2 が横伸びして表示される。

【 0 0 4 7 】

また、第 2 の振動子 1 2 は図 3 に示すように第 1 の振動子 1 1 と回転軸 2 1 の径方向に対する超音波走査角度が異なるため、得られる画像は図 1 6 のようになり、図 1 5 と同様に散乱体 1 0 2 は伸びて表示されるが、伸びている角度が異なる。

【 0 0 4 8 】

よって加算回路 3 9 によって図 1 5 、図 1 6 の画像データを加算することでデータが重なっている部分（本来、散乱体 1 0 2 がある部分）と、データが重ならない部分（アーチファクト）の輝度差が大きくなり、キーボード 7 上でゲイン（受信回路 3 3 a , 3 3 b の増幅）等を調整することで、図 1 7 に示すように、サイドロープによるアーチファクトを低減した画像をモニタ 8 に表示することができる。さらにサイドロープだけでなく、多重反射等のアーチファクトも同様の方法で低減することができる。 20

【 0 0 4 9 】

また、振動子の焦点近傍以外の部分を画像化するとき、図 1 2 に示すように超音波ビームの幅が広いため、方位分解能が悪くなることが知られているが、本実施の形態の超音波診断システム 1 では、上記した方法で焦点近傍以外においても方位分解能の良い画像を得ることができる。 30

【 0 0 5 0 】

なお、図 1 7 に示したモニタ画面は半円表示しているが、表示方法については特に限定しない。

【 0 0 5 1 】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【 0 0 5 2 】

【 発明の効果 】

以上説明したように本発明によれば、超音波ビームのサイドロープおよび多重反射等によるアーチファクトを低減した画像を提供することができるという効果があり、また、焦点距離以外においても、方位分解能の良い画像を提供することができるという効果がある。 40

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の一実施の形態に係る超音波診断システムの構成を示す構成図

【 図 2 】 図 1 の第 1 の振動子及び第 2 の振動子の走査方向を示す図

【 図 3 】 図 1 の第 1 の振動子及び第 2 の振動子の配置を示す図

【 図 4 】 図 1 の超音波処理装置の構成を示す構成図

【 図 5 】 第 1 の振動子側の図 4 のフレームメモリへのデータ保存形式について説明する第 1 の図

【 図 6 】 第 1 の振動子側の図 4 のフレームメモリへのデータ保存形式について説明する第 2 の図

【図 7】第 1 の振動子側の図 4 のフレームメモリ内のデータを直交座標系に変換する方法について説明する図

【図 8】第 2 の振動子側の図 4 のフレームメモリへのデータ保存形式について説明する第 1 の図

【図 9】第 2 の振動子側の図 4 のフレームメモリへのデータ保存形式について説明する第 2 の図

【図 10】第 2 の振動子側の図 4 のフレームメモリ内のデータを直交座標系に変換する方法について説明する第 1 の図

【図 11】第 2 の振動子側の図 4 のフレームメモリ内のデータを直交座標系に変換する方法について説明する第 2 の図

10

【図 12】図 1 の超音波診断システムの効果を説明する第 1 の図

【図 13】図 1 の超音波診断システムの効果を説明する第 2 の図

【図 14】図 1 の超音波診断システムの効果を説明する第 3 の図

【図 15】図 1 の超音波診断システムの効果を説明する第 4 の図

【図 16】図 1 の超音波診断システムの効果を説明する第 5 の図

【図 17】図 1 の超音波診断システムの効果を説明する第 6 の図

【符号の説明】

1 ... 超音波診断システム

5 ... 超音波プローブ

6 ... 超音波処理装置

20

7 ... キーボード

8 ... モニタ

1 1 ... 第 1 の振動子

1 2 ... 第 2 の振動子

2 1 ... 回転軸

2 2 ... 固定軸

3 1 ... 制御回路

3 2 ... 送信回路

3 3 a , 3 3 b ... 受信回路

3 4 a , 3 4 b ... A / D 変換器

30

3 5 a , 3 5 b ... 補間処理回路

3 6 a , 3 6 b ... フレームメモリ

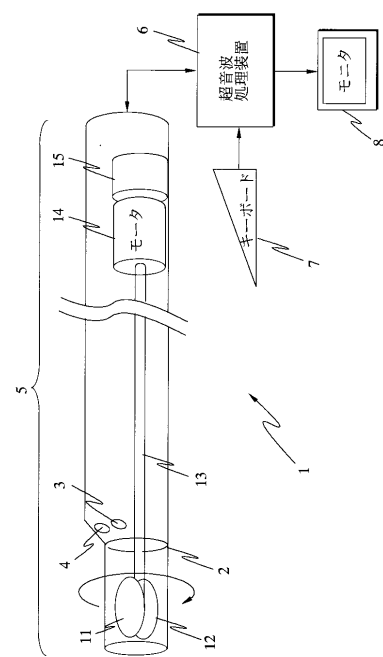
3 7 a , 3 7 b ... D S C 処理回路

3 8 a , 3 8 b ... L U T

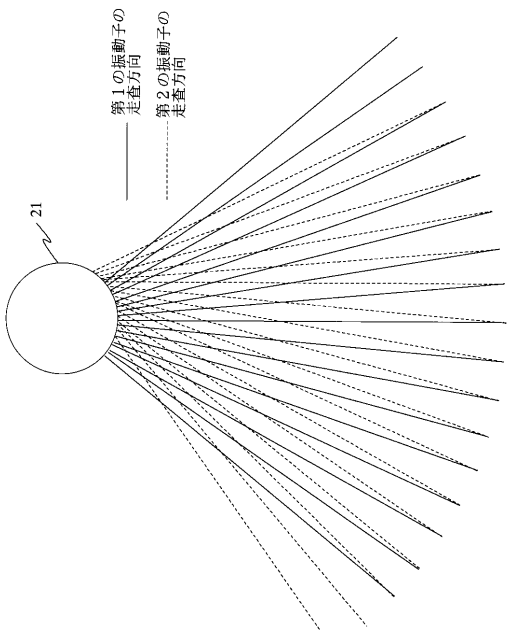
3 9 ... 加算回路

4 0 ... 表示回路

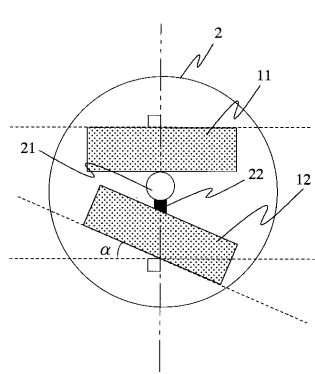
【図 1】



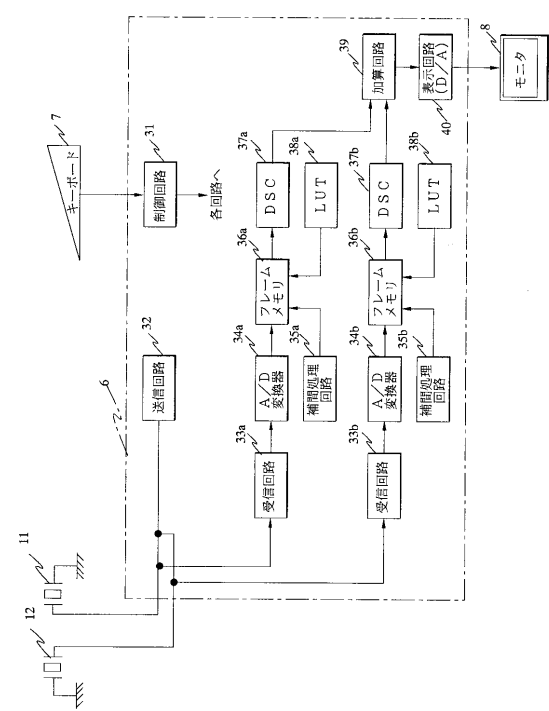
【図 2】



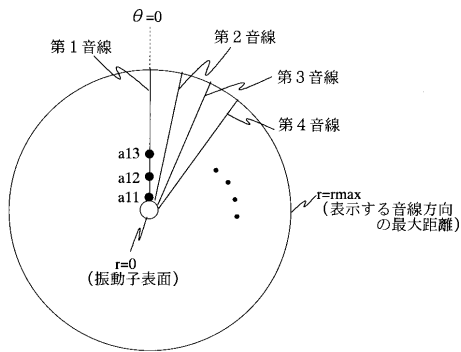
【図 3】



【図 4】



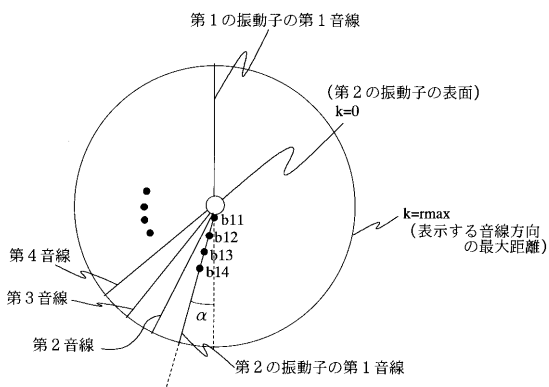
【図 5】



【図 6】

		音線方向					
		r=0					r=rmax
第1音線のデータ	$\theta=0$	a11	a12	a13	a14	a15	a16
補間データ		○	○	○	○	○	○
補間データ		○	○	○	○	○	○
第2音線のデータ		a21	a22	a23	a24	a25	a26
補間データ		○	○	○	○	○	○
補間データ		○	○	○	○	○	○
第3音線のデータ		a31	a32	a33	a34	a35	a36
補間データ		○	○	○	○	○	○
補間データ		○	○	○	○	○	○
第4音線のデータ		a41	a42	a43	a44	a45	a46
		⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
	$\theta=2\pi$						

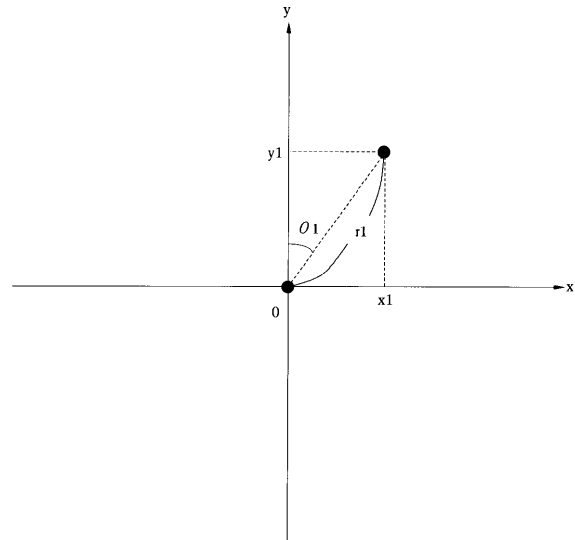
【図 8】



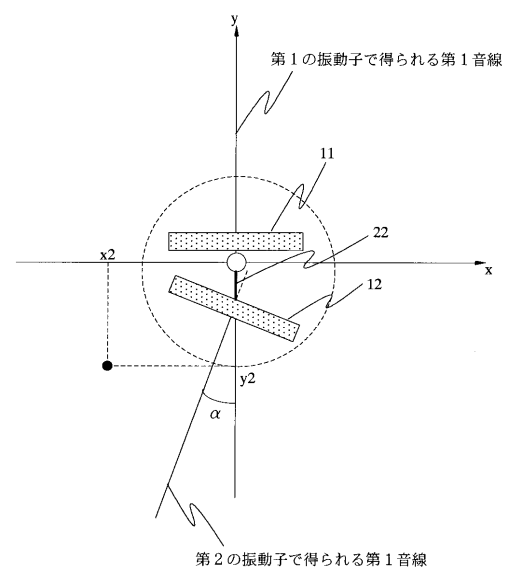
【図 9】

		音線方向					
		k=0					k=kmax
第1音線のデータ	$\theta=0$	b11	b12	b13	b14	b15	b16
補間データ		○	○	○	○	○	○
補間データ		○	○	○	○	○	○
第2音線のデータ		b21	b22	b23	b24	b25	b26
補間データ		○	○	○	○	○	○
補間データ		○	○	○	○	○	○
第3音線のデータ		b31	b32	b33	b34	b35	b36
補間データ		○	○	○	○	○	○
補間データ		○	○	○	○	○	○
第4音線のデータ		b41	b42	b43	b44	b45	b46
		⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
	$\theta=2\pi$						

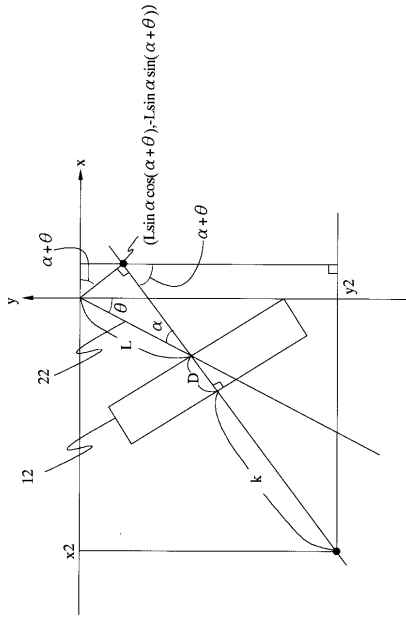
【図 7】



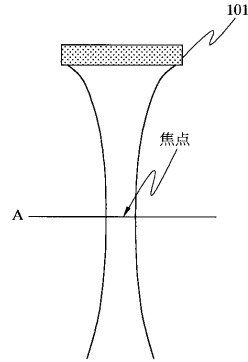
【図 10】



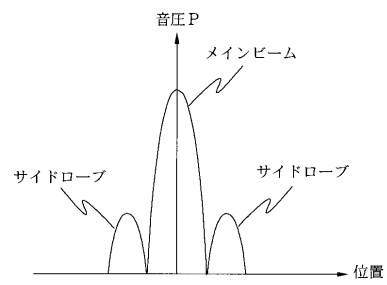
【図 1 1】



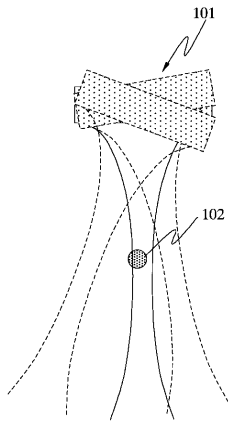
【図 1 2】



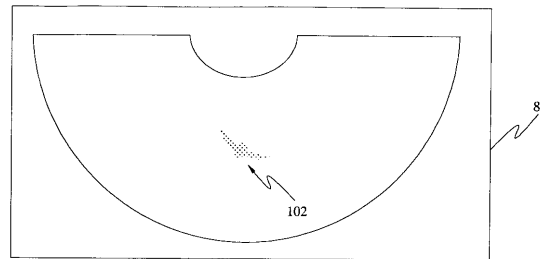
【図 1 3】



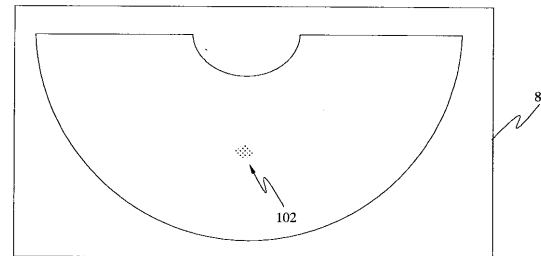
【図 1 4】



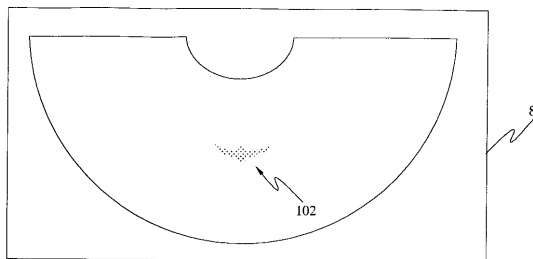
【図 1 6】



【図 1 7】



【図 1 5】



专利名称(译)	超声诊断系统		
公开(公告)号	JP2004141491A	公开(公告)日	2004-05-20
申请号	JP2002311597	申请日	2002-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	鯖田知弘		
发明人	鯖田 知弘		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB03 4C301/BB14 4C301/BB30 4C301/CC01 4C301/EE01 4C301/EE04 4C301/EE07 4C301/FF04 4C301/GA15 4C301/GB14 4C301/JB29 4C301/JC02 4C301/JC14 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB12 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/BB27 4C601/EE01 4C601/EE02 4C601/EE04 4C601/FE01 4C601/GA11 4C601/GA14 4C601/GB01 4C601/GB14 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JC01 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供减少了由于旁瓣和超声波束的多次反射而导致的伪影的图像，并且提供了除焦距以外具有良好方位角分辨率的图像。 解决方案：第一振荡器11和第二振荡器12固定到带有固定轴22的超声波探头的旋转轴21上，从而使振动器的表面为 90° 。 振荡器11被固定，第二振荡器12被固定，使得振荡器表面相对于固定轴22为 $90^\circ + \alpha$ 。 [选择图]图3

