

(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2009-361
(P2009-361A)

(43) 公開日 平成21年1月8日(2009.1.8)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2007-165212 (P2007-165212)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成19年6月22日 (2007. 6. 22)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	594164542
			東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100081411
			弁理士 三澤 正義
		(72) 発明者	佐藤 武史
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	平間 信
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB02 EE04 EE12 GB04 HH30 JB04 JB05 JB24 JB56 JB57

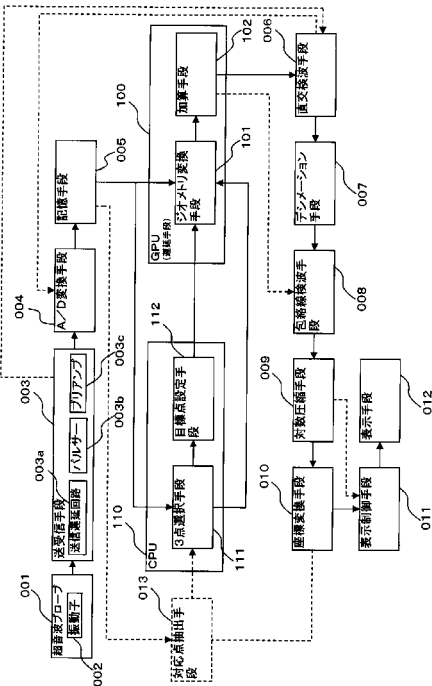
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】GPU用いてジオメトリ変換を行うことで、受信遅延処理を行う超音波診断装置を提供する。

【解決手段】複数の振動子002を有する超音波プローブ001を介して超音波信号を送受信する送受信手段003と、複数の振動子002から受信した超音波信号をそれぞれデジタルデータに変換するA/D変換手段004と、GPU100で構成され、それぞれのデジタルデータに遅延の付与を行う遅延手段101と、遅延が与えられた各データの加算を行う加算手段102と、加算されたデータを送受信時の座標系から直交座標系のデータに変換する座標変換手段010と、座標変換されたデータを表示手段012に表示する表示制御手段011とを備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の振動子を有する超音波プローブを介して超音波信号を送受信する送受信手段と、
前記複数の振動子から受信した超音波信号をそれぞれデジタルデータに変換する A / D 変換手段と、

G P U で構成され、前記それぞれのデジタルデータに遅延の付与を行う遅延手段と、
前記遅延が与えられた各データの加算を行う加算手段と、
前記加算されたデータを送受信時の座標系から直交座標系のデータに変換する座標変換手段と、

前記座標変換されたデータを表示手段に表示する表示制御手段と
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

振動子を介して超音波信号を送受信する送受信手段と、

受信した超音波信号をデジタルデータに変換する A / D 変換手段と、

深さ方向に所定の偏向角を有する超音波ビームそれぞれに対応するフォーカス点の深さ毎の前記デジタルデータを取得し、複数の前記デジタルデータに対しジオメトリ変換を一括して行うことで該複数のデジタルデータに対し遅延を与える遅延手段と、

前記遅延が与えられたデータを加算する加算手段と、

前記加算されたデータを送受信時の座標系から直交座標系のデータに変換する座標変換手段と、

20

前記座標変換されたデータを表示手段に表示する表示制御手段と
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記遅延手段として G P U を使用することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記 G P U とは、プログラミング可能なプロセッサであって、並列処理による演算が行え、その並列処理による演算を用いてある形状を他の形状に変換するジオメトリ変換を行うことが可能なプロセッサであることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

30

前記遅延手段は、

深さ方向の所定の偏向角を有する超音波ビームそれぞれに対応するフォーカス点の深さ毎の前記デジタルデータを受けて、フォーカス点までの深さ方向の距離を縦軸とし、振動子の位置を横軸とする座標系に、遅延時間を加味した位置に表わされた、同じ深さのフォーカス点から各振動子が受信した超音波信号で表わされる等波面を求め、前記座標系上の同じ前記等波面上の複数の点及び、深さの異なる等波面上の少なくとも 1 つの点を選択し、選択した点で形成される領域が互いに重ならず、かつ前記座標系上の前記等波面を表わす点が全て前記領域のいずれかに含まれるように前記選択を繰り返す点選択手段と、

前記等波面が直線になり、さらに前記同じ等波面上の隣り合う点が前記直線上でも隣り合うように、前記選択された点で形成される領域を変換するジオメトリ変換手段と
を備えることを特徴とする請求項 2 又は請求項 4 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

前記遅延手段は、

深さ方向の所定の偏向角を有する超音波ビームそれぞれに対応するフォーカス点の深さ毎に前記デジタルデータを取得し、同じ深さのフォーカス点に対応する各振動子の受信した超音波信号による面である等波面を求め、前記等波面上の 2 点及び前記 2 点の一方に対応する前記等波面上にない 1 点の、あわせて 3 点を選択し、前記デジタルデータをフォーカス点までの距離と振動子の位置で表わされた遅延用座標系上の点で表わした場合、前記 3 点で形成される領域が互いに重ならず、かつ前記デジタルデータが全て前記領域のいずれかに含まれるように前記選択を繰り返す 3 点選択手段と、

50

前記 2 点と前記 1 点が直角三角形になり、かつ前記等波面が直線になり、さらに前記 2 点が形成する直線が隣り合う前記 2 点が形成する直線と連続するように、前記座標系に前記 3 点の変換の目標となる目標点を設定していく目標点設定手段と、

前記 3 点に対応する前記目標点に一致するように、前記領域を幾何学的に変換することでそれぞれの前記等波面が直線になるように変換するジオメトリ変換手段と、

を備えることを特徴とする請求項 2 又は請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記遅延手段は、

深さ方向の所定の偏向角を有する超音波ビームそれぞれに対応するフォーカス点の深さ毎の前記デジタルデータを受けて、フォーカス点までの深さ方向の距離を縦軸とし、振動子の位置を横軸とする座標系に、遅延時間を加味した位置に表わされた、同じ深さのフォーカス点から各振動子が受信した超音波信号で表わされる等波面を求め、前記座標系上の同じ前記等波面上の複数の点及び、深さの異なる等波面上の少なくとも 1 つの点を選択し、選択した点で形成される領域が互いに重ならず、かつ前記座標系上の前記等波面を表わす点が全て前記領域のいずれかに含まれるように点を選択し、該選択した点を予め記憶しておく記憶部と、

前記記憶している前記選択した点に対し、前記等波面が直線になり、さらに前記同じ等波面上の隣り合う点が前記直線上でも隣り合うように、前記選択された点で形成される領域を変換するジオメトリ変換手段と

を備えることを特徴とする請求項 2 又は請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記遅延手段は、

深さ方向の所定の偏向角を有する超音波ビームそれぞれに対応するフォーカス点の深さ毎に前記デジタルデータを取得し、同じ深さのフォーカス点に対応する各振動子の受信した超音波信号による面である等波面を求め、前記等波面上の 2 点及び前記 2 点の一方に対応する前記等波面上にない 1 点の、あわせて 3 点を選択し、前記デジタルデータをフォーカス点までの距離と振動子の位置で表わされた遅延用座標系上の点で表わした場合、前記 3 点で形成される領域が互いに重ならず、かつ前記デジタルデータが全て前記領域のいずれかに含まれるように点を選択し、該選択した点を予め記憶しておき、さらに、前記 2 点と前記 1 点が直角三角形になり、かつ前記等波面が直線になり、さらに前記 2 点が形成する直線が隣り合う前記 2 点が形成する直線と連続するように、前記座標系に前記 3 点の変換の目標となる目標点を記憶しておく記憶部と、

前記記憶している選択した点における前記 3 点に対応する前記記憶している目標点に一致するように、前記領域を幾何学的に変換することでそれぞれの前記等波面が直線になるように変換するジオメトリ変換手段と、

を備えることを特徴とする請求項 2 又は請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記直交座標系上の点に対応する前記デジタルデータである対応データを求める対応データ抽出手段をさらに備え、

前記遅延手段は前記対応データに対し前記遅延を与え、

前記加算手段は遅延が与えられた前記対応データを加算し、

前記表示制御手段は加算された前記対応データを前記表示手段の前記表示する点に表示させる

ことを特徴とする請求項 2 乃至 8 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記直交座標系上の点は前記表示手段のピクセル単位に対応することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記対応データに対する遅延、及び前記遅延が与えられた前記対応データの前記加算の処理を、GPU で処理させることを特徴とする請求項 9 又は請求項 10 に記載の超音波診

10

20

30

40

50

断装置。

【請求項 1 2】

前記受信した超音波信号を直交検波してベースバンド信号に変換する直交検波手段をさらに備え、

前記 A / D 変換手段は前記ベースバンド信号をデジタルデータに変換する

ことを特徴とする請求項 2 乃至 11 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記受信した超音波信号をヒルベルト変換するヒルベルト変換手段をさらに備え、

前記 A / D 変換手段は前記ヒルベルト変換された信号をデジタルデータに変換する

ことを特徴とする請求項 2 乃至 11 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 1 4】

振動子を介して超音波信号を送受信する送受信段階と、

受信した超音波信号をデジタルデータに変換する A / D 変換段階と、

前記デジタルデータに対しジオメトリ変換を行うことで遅延を与える遅延段階と、

前記遅延が与えられた前記デジタルデータを加算する加算段階と、

前記加算された前記デジタルデータを直交座標系のデータに変換する座標変換段階と、

前記座標変換されたデータを表示手段に表示する表示制御段階と

を有することを特徴とする超音波画像生成方法。

【請求項 1 5】

前記直交座標系上の点に対応するデジタルデータである対応データを求める対応データ抽出段階をさらに備え、

前記遅延段階は前記対応データに対し前記遅延を与え、

前記加算段階は遅延が与えられた前記対応データを加算し、

前記表示制御段階は加算された前記対応データを前記表示手段の前記表示する点に表示させる

20

ことを特徴とする請求項 1 4 に記載の超音波画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受信して超音波画像を生成する超音波診断装置及び超音波画像生成方法に関する。さらに詳しくは、受信信号の遅延加算処理を行う受信ビームフォーマに関する。

30

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置ではプローブ内のアレイ振動子の素子毎に送信パルスの時間を変化させることで、ある地点にフォーカスがかかった超音波を送信する。この送信パルスによる反射エコーをアレイ振動子の素子毎に受信して全ての素子でフォーカスが掛かるような遅延制御を行った後、各素子からの受信信号を加算する。この遅延制御及び受信信号の加算を行うブロックは受信ビームフォーマと呼ばれる。

【0003】

40

ここで、従来の受信ビームフォーマについて図 1 1 及び図 1 2 を参照して説明する。図 1 1 は各アレイ振動子における遅延距離及び遅延時間を説明するための図である。図 1 2 は超音波ビームの偏向角 $\theta = 30^\circ$ (超音波を反射させる点のアレイ振動子中央からの角度) で深さが 10 mm 毎の等波面における各アレイ振動子の遅延距離を示した図である。

【0004】

直線上に並んだアレイ振動子 70 において、角度 θ に偏向した深さ d (以下では、「受信フォーカス点 d 」ということがある。) の点 P から受信エコーを得る場合で説明する。点 P までの距離はアレイ振動子中央 71 と x 離れた位置の振動子 72 とでは、

$$\delta = d - d' + d_0$$

$$= d - \{ (d \sin \theta - x)^2 + (d \cos \theta)^2 \}^{1/2} + d_0 \quad (\text{式 1})$$

50

d_0 : 遅延が負にならないためのバイアス値
の差がある。

【 0 0 0 5 】

したがって、振動子 7 2 からの反射エコーに対しては、アレイ振動子中央 7 1 における反射エコーのタイミングを調整するため、振動子 7 2 で受信した信号には式 1 の距離分だけ遅延を与える必要がある。

【 0 0 0 6 】

(式 1) の距離を時間に変換すると、

$$\tau = \delta / C$$

$$= (d - \{ (d \sin \theta - x)^2 + (d \cos \theta)^2 \}^{1/2} + d_0) / C \quad (\text{式 2})$$

10

C : 音速

に相当する。

【 0 0 0 7 】

図 1 2 はバイアス値 $d_0 = 10 \text{ mm}$ を加算している。図中の白丸は、アレイ振動子中央 7 1 に対応する等波面での各振動子における位置を表わしている。ここで、振動子は素子位置 4 mm 毎の位置で並んでいる。図 1 2 に示す振動子 8 0 はアレイ振動子中央 7 1 から 14 mm の位置にある。そして、式 2 を基に、この図から振動子毎の各深さにおける遅延距離が求められる。例えば白丸 8 1 の値遠距離を算出する場合で説明する。図 1 2 に示すようにアレイ振動子中央 7 1 からの深さが $d_1 = 10 \text{ mm}$ の点に対する振動子 8 0 からの深さは $d_2 \text{ mm}$ と計測される。そして、角度は $\theta = 30^\circ$ であり、振動子中央 7 1 と振動子 8 0 との遅延距離は (式 1) から、

20

$$\delta = 10 - \{ (10 \sin 30^\circ - 14)^2 + (10 \cos 30^\circ)^2 \}^{1/2} + 10$$

$$6.8$$

である。

【 0 0 0 8 】

そこで、(この値遠距離を計測された深さから引く。すなわち、 $d_2 - 6.8$ と求められる。) 計測された深さ d_2 及び算出した遅延距離 6.8 を与えて振動子 8 0 におけるエコー信号を求める。

【 0 0 0 9 】

以上をアレイ振動子中央 7 1 から 10 mm の深さに対応する等波面上の点に対して行い、各振動子に対応する信号を求め、それらの信号を加算することで、アレイ振動子中央 7 1 から深さ 10 mm における信号を求める。

30

【 0 0 1 0 】

そして、以上の信号を求める作業を、アレイ振動子中央 7 1 からの各深さに対応して行い、各深さに対応するエコー信号を求める。

【 0 0 1 1 】

このようにすることで、アレイ振動中央 7 1 から一定の角度 (上記説明では 30°) の走査線のデータが生成できる。以上の作業を受信ビームフォーミングという。

【 0 0 1 2 】

従来技術では、この遅延及び加算をハードウェアで行っている。以前は、このハードウェアはアナログ遅延線を用いたアナログ回路で実現していたが、近年では各素子の受信信号を A / D 変換してデジタル回路で遅延及び加算を行っている。この際に、通常のサンプリング周波数 (例えば 40 MHz) では遅延精度が良くないために、数倍にアップサンプリングして遅延を与えて全素子 (振動子) からの信号を加算している。加算後は元のサンプリング周波数にダウンサンプリングする。例えば、サンプリング点の個数は図 1 2 の白丸の個数であるが、振動子の個数は固定であるため図 1 2 で示す縦方向の点の個数で決定される。例えば、図 1 2 の状態ではサンプリング点の個数は 80 個である。そして、例えば 2 倍にアップサンプリングするとは、縦方向の点の個数を 2 倍にすることであり、図 1 2 におけるサンプリング点が縦方向の各点の間及び一番下の点の下に補間により生成され、全部で 160 個の点になる。その 160 個の点に対し上述の遅延及び加算を行って 1 つ

40

50

の走査線上のデータを生成する。

【0013】

以上の作業をハードウェアで実現する場合、深さ、すなわち受信フォーカス点 d は連続的に変化するため、そのハードウェアの構成は複雑となる。

【0014】

さらに、超音波画像生成装置では、受信ビームフォーミングの後、直交検波を行い受信ビームフォーミングで生成したデータを同相 (In-phase) 成分 (以下、「I 信号」という。) と、直交 (Quadrature-phase) 成分 (以下、「Q 信号」という。) に変換する。この変換された信号を I Q 信号という。次に、サンプリング点を間引く decimation を行い、さらに短時間の最大値のトレース作業である包絡検波を行う。そして、ダイナミックレンジを広く取るため包絡検波したデータを対数圧縮する。さらに、以上で求めたラスタデータを直交座標系に座標変換する。そして、超音波画像生成装置は、以上で求めたデータを基に超音波画像を表示手段表示させる。

【0015】

また、以上では受信した RF (Radio Frequency) 信号のままビームフォーミングする方法を説明したが、他にも、受信した RF 信号を直交検波してベースライン I Q 信号に変換した後又はヒルベルト変換をして解析信号 I Q 信号に変換した後に受信ビームフォーミングする方法もある。

【0016】

具体的には、受信した RF 信号は

$$A(t - \tau) \cos \{ \omega(t - \tau) + \varphi \} \quad (\text{式 3})$$

$A(t)$: 包絡線、 ω : 周波数、 φ : 初期位相、 τ : 時間遅延と表わせる。

【0017】

(式 3) を直交検波 (ベースライン I Q 信号へ変換) すると、

$$A(t - \tau) e^{j(-\omega\tau + \varphi)} \quad (\text{式 4})$$

となる。(式 4) よりベースライン I Q 信号では、 τ の時間遅延と $\omega\tau$ の位相遅延が必要になる。

【0018】

また、(式 3) をヒルベルト変換 (解析信号 I Q 信号へ変換) すると、

$$A(t - \tau) e^{j\{\omega(t - \tau) + \varphi\}} \quad (\text{式 5})$$

となる。(式 5) より解析信号 I Q 信号では、 τ の時間遅延のみが必要となる。

【0019】

ここで、(式 4) 及び (式 5) では絶対値を取るだけで包絡線 $A(t)$ が導出できる。

【0020】

このように求めた (式 4) 又は (式 5) を基にビームフォーミングを行う。このような方法においても、ハードウェアでビームフォーミングを行う場合には、ハードウェアの構成は複雑になる。また、サンプリング点を増加させようとしても、元のサンプリング点の数倍のサンプリング点を取得することができるに過ぎない。

【0021】

そこで、最近では受信ビームフォーミングをソフトウェアで実現する技術 (例えば、特許文献 1 参照。) も提案されている。これは遅延加算処理が規定されたプログラムを DSP (Digital Signal Processor) や CPU (Central Processing Unit) で処理させることで、前述の受信ビームフォーミングを行うものである。

【0022】

【特許文献 1】特開 2003 - 180688 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0023】

10

20

30

40

50

しかし、CPUやDSPのソフトウェアで上述の受信ビームフォーミングを実現した場合、処理のアルゴリズムが複雑であり、長い処理時間が必要となるため、超音波画像を検査とほぼ同時に表示させることは困難である。

【0024】

この発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、ジオメトリ変換を用いて受信遅延処理を行う超音波診断装置を提供することを目的としている。

【0025】

また、このジオメトリ変換を汎用のGPU(Graphicals Processing Unit)に処理させる超音波画像診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

10

【0026】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の超音波診断装置は、複数の振動子を有する超音波プローブを介して超音波信号を送受信する送受信手段と、前記複数の振動子から受信した超音波信号をそれぞれデジタルデータに変換するA/D変換手段と、GPUで構成され、前記それぞれのデジタルデータに遅延の付与を行う遅延手段と、前記遅延が与えられた各データの加算を行う加算手段と、前記加算されたデータを送受信時の座標系から直交座標系のデータに変換する座標変換手段と、前記座標変換されたデータを表示手段に表示する表示制御手段とを備えることを特徴とするものである。

【0027】

請求項2に記載の超音波診断装置は、振動子を介して超音波信号を送受信する送受信手段と、受信した超音波信号をデジタルデータに変換するA/D変換手段と、深さ方向に所定の偏向角を有する超音波ビームそれぞれに対応するフォーカス点の深さ毎の前記デジタルデータを取得し、複数の前記デジタルデータに対しジオメトリ変換を一括に行うことで該複数のデジタルデータに対し遅延を与える遅延手段と、前記遅延が与えられたデータを加算する加算手段と、前記加算されたデータを送受信時の座標系から直交座標系のデータに変換する座標変換手段と、前記座標変換されたデータを表示手段に表示する表示制御手段とを備えることを特徴とするものである。

20

【0028】

請求項14に記載の超音波画像生成方法は、振動子を介して超音波信号を送受信する送受信段階と、受信した超音波信号をデジタルデータに変換するA/D変換段階と、前記デジタルデータに対しジオメトリ変換を行うことで遅延を与える遅延段階と、前記遅延が与えられた前記デジタルデータを加算する加算段階と、前記加算された前記デジタルデータを直交座標系のデータに変換する座標変換段階と、前記座標変換されたデータを表示手段に表示する表示制御段階とを有することを特徴とするものである。

30

【発明の効果】

【0029】

請求項1に記載の超音波診断装置によると、グラフィック処理をハードウェアで行うことが可能なGPUによって、受信した超音波信号の遅延加算処理である受信ビームフォーミングを行わせることができる。これにより、受信ビームフォーミング用の専用のハードウェアの開発が不要となり、超音波診断装置の製造が容易となり、コストの削減が可能となる。

40

【0030】

請求項2に記載の超音波診断装置及び請求項14に記載の超音波診断方法によると、ジオメトリ変換により遅延処理を行うことができる。ジオメトリ変換は浮動小数点演算で行われるため、受信ビームフォーミングにおける遅延精度を向上させることが可能となる。また、表示させる点に対応したデータに対して受信ビームフォーミングを行うことができるので、補間することで表示させる点に対応してデータを生成する場合に比べ分解能を向上させることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0031】

50

〔第 1 の実施形態〕

以下、この発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。図 1 は本実施形態に係る超音波診断装置の機能を表すブロック図である。

【0032】

超音波プローブ 001 は N 個の振動子 002 により構成されている。振動子 002 は、送信手段 003 からパルス信号（パルサー）を受けて超音波に変換しその超音波を被検体に送信する。ここで、超音波は一度の送信で特定の 1 点で焦点を結ぶ。以下では、この点をフォーカス点という。さらに、振動子 002 は被検体で反射した超音波エコー受信し受信した超音波エコーを電気信号に変換して送受信手段 003 に出力する。

【0033】

送受信手段 003 は、各振動子 002 から送信される超音波がフォーカス点で同時に当たるように各振動子 002 からフォーカス点までの距離（以下では、「深さ」ということがある。）に応じた遅延を与える送信遅延回路（不図示）、パルス信号を送信するパルサー（不図示）、及び電圧を増幅するプリアンプ（不図示）で構成される。送受信手段 003 は、内蔵する送信遅延回路で振動子 002 を駆動するパルス信号に送信遅延を与え超音波プローブ 001 にパルス信号を出力する。さらに、送受信手段 003 は、超音波プローブ 001 から入力を受けた信号をプリアンプ（不図示）により増幅した後、その増幅した信号を A/D 変換手段 004 に出力する。

【0034】

A/D 変換手段 004 は、送受信手段 003 から入力を受けた信号をデジタル信号に変換する。そして、A/D 変換手段 004 は、デジタル信号を記憶手段 005 に記憶させる。

【0035】

記憶手段 005 は、メモリなどの記憶媒体で構成されている。記憶手段 005 は、A/D 変換手段 004 から入力を受けたデジタルデータに対応する、データを取得したときの超音波ビームの偏向角、フォーカス点までの距離（深さ）、そのデジタルデータを受信した振動子 002 の位置、及び、デジタルデータの値（B モード処理では輝度、ドブラ処理ではパワー）を記憶する。ここで、デジタルデータの値は、送信した超音波のフォーカス点における反射と想定されるデータの値を用いる。また、フォーカス点までの距離は、その反射と想定されるデータを取得するまでに掛かった時間を計測することで求める。

【0036】

3 点選択手段 111 及び目標点設定手段 112 は CPU 110 で構成されている。

【0037】

3 点選択手段 111 は、記憶手段 005 から走査方向がアレイ振動子中心から角度 θ であるデータを受け取る。このデータはグラフで表わした場合、図 2 に示すような深さと振動子 002 の位置の座標系に、対応した点のデジタルデータの値を表わしたグラフとなる。ここで、図 2 は走査方向 θ におけるジオメトリ変換前のデータの配置のグラフの図である。図 2 に表わされたグラフの縦軸はフォーカス点までの距離（深さ）であり、図における下に行くほど深さが深くなる。また、図 2 に表わされたグラフの横軸は振動子 002 の位置であり、アレイ振動子中央 201 からの距離で表わしている。図 2 では振動子 002 は 4 mm 毎の振動子 202 で構成されているとして、振動子 002 を模式的に表わしているが、振動子 002 は実際にはもっと小さく、例えば振動子 002 の間隔が 0.5 mm の場合には本実施例の振動子 202 の 4 mm 毎とは 8 個の振動子 002 毎ということである。さらに、図 2 ではアレイ振動子中央 201 からの距離が 10 mm 毎の等波面 204、及び等波面 204 上にある 4 mm ごとの振動子に対する点を白丸 203 として模式的なサンプル点を表わしているが、実際にはもっと細かいサンプル点を取っている。例えば、A/D 変換器 004 のサンプリング周波数を 40 MHz とすると、10 mm の間には 261 個のサンプル点が含まれる。

【0038】

3 点選択手段 111 は、例えば、図 3 に示すように、点 300 a、点 300 b、点 30

10

20

30

40

50

0 c といった 3 点を選択する。図 3 は 3 点選択手段 1 1 1 による 3 点の選択を説明するための図である。ここでは、説明の都合上選択する三点を図 2 に示したサンプル点である白丸 2 0 3 と同じ点上に 3 点を選択しているが、点 3 0 0 a 及び点 3 0 0 b は同じ等波面上に存在する 2 点であればよく、さらに、点 3 0 0 c は 3 0 0 a もしくは点 3 0 0 b と同じ横軸方向の位置にある点で、かつ点 3 0 0 c が 3 0 0 a 及び 3 0 0 b 以外の点であればよい。すなわち、点 3 0 0 a、点 3 0 0 b、及び点 3 0 0 c はいずれも図 2 のサンプル点上にある必要はなく、サンプル点の間の点を選択しても良い。その場合には周囲の点からバイリニア補間などの補間をもちいて点 3 0 0 a、点 3 0 0 b、又は点 3 0 0 c にしたい点を求める必要がある。このバイリニア補間は GPU 1 0 0 で行われる。

【 0 0 3 9 】

ここで、GPU (Graphics Processing Unit) とは、プログラミング可能なプロセッサであって、並列処理による演算が行え、その並列処理による演算を用いてある形状を他の形状に変換するジオメトリ変換を行うことが可能なプロセッサである。さらに、GPU が有するジオメトリ変換機能とは、一般的には次のような機能を示す。例えば、図 1 3 に示すように点 1 3 1、点 1 3 2、点 1 3 3、点 1 3 4 で形成される四角形から、別の形状の四角形である点 1 3 5、点 1 3 6、点 1 3 7、点 1 3 8 で形成される四角形に変換するものである。図 1 3 はジオメトリ変換を説明するための模式図である。この四角形の変換を行うためには、4 つの頂点の移動先を設定するだけでよい。実際には点 1 3 1、点 1 3 2、点 1 3 3 で形成される三角形ポリゴンが点 1 3 5、点 1 3 6、点 1 3 7 で形成される三角形ポリゴンに変換される。また点 1 3 2、点 1 3 3、点 1 3 4 で形成される三角形ポリゴンが点 1 3 6、点 1 3 7、点 1 3 8 で形成される三角形ポリゴンに変換される。この場合四角形 3 3 0 は四角形 3 3 1 に変換され、円 3 3 2 は楕円 3 3 3 に変形される。また、変換先に対応する変換もとの座標にサンプル点が無い場合があり、その場合には変換元の周囲の画像数点から補間によって変換後の画像が作成される。GPU は近隣 4 点を使ったバイリニア補間を高速に実行可能である。さらに、GPU は演算回路 (パーテックスシェーダ及びピクセルシェーダと呼ばれる回路) を多数並列に搭載しており、並列処理により高速に演算可能である。それらの処理はプログラム可能である。このように GPU はコンピュータグラフィックの分野での応用に特化して高速な処理が可能なプロセッサである。ここで、ポリゴンとはジオメトリ変換の変換元の領域のことを指す。以下では、ジオメトリ変換の変換元になる領域のことを「ポリゴン」ということがある。

【 0 0 4 0 】

3 点選択手段 1 1 1 は、上記の 3 点の選択を繰返し全てのサンプル点が作成した 3 つの点で囲まれる範囲に含まれるように、かつ、作成した 3 つの点で囲まれる範囲がそれぞれ重ならないように配置する。例えば、本実施形態では、図 4 に示す線の交点に当たる 3 つの点で囲まれる最小の領域、すなわち点 3 0 0 a、点 3 0 0 b、点 3 0 0 c の 3 つの点で表わされるのと同様の領域で図 5 のようにグラフ全てを覆う。図 4 はジオメトリ変換後のデータの配置を説明するための図である。ここで、点 3 0 0 a 及び点 3 0 0 b が底辺点にあたり、点 3 0 0 c が頂点にあたる。本実施形態では、底辺点及び頂点が形成する領域が全て同形の三角形でグラフ全体を覆っている。

【 0 0 4 1 】

この点、このグラフを覆う領域の大きさや形は (ここで、「大きさ」とは振動子 0 0 2 の間隔及び底辺点から頂点までの距離を指す。) 同形である必要はなく、大きさや形の異なる領域でグラフを覆っても良い。例えば、図 6 は大きさや形の異なる領域を用いてグラフ全体を覆った一例の図である。図 6 に示すように、浅いところでは等波面 2 0 4 の歪みが大きいため細かく点を取り領域を小さくしてグラフィック変換の精度を向上させ、深い (アレイ振動子中央 2 0 1 からの距離が長い) ところでは等波面の歪みが小さいため粗く点を取り大きい領域を使用しても精度の低下は少ないため、大きな領域を使用して処理を早くするなどしてもよい。ここで、5 MHz の周波数で受信する場合に中心から 1 4 mm 離れた端の振動子 0 0 2 で線形補間により波長の 1 0 0 分の 1 の精度を保つために必要な

10

20

30

40

50

底辺点の間隔及び底辺点から頂点までの間隔は深さ 10 mm のフォーカスを掛ける場合には 1.2 mm あれば十分であり、深さ 100 mm のフォーカスを掛ける場合には 12.0 mm あれば十分である。このように、深いところではサンプル点の間隔を粗くとすることができ、こうすることにより、グラフィック変換の処理速度を上げることが可能となる。

【0042】

目標点設定手段 112 は、3 点選択手段 111 が選択した 3 点を受けて、直角を挟む 2 辺の長さがそれぞれ点 300 a と点 300 b の横軸方向の距離、及び点 300 a と点 300 c の距離となる直角三角形を作成する、ここでは、点 300 a、点 300 b、及び点 300 c のそれぞれに対応する点を点 400 a、点 400 b、及び点 400 c とする。この点 400 a、点 400 b、及び点 400 c が変換の目標となる目標点である。そして、図 4 に示すように、直角を挟む辺、すなわち点 400 a 及び点 400 b の作る辺、点 300 a 及び点 300 c の作る辺が各軸と平行になるように配置する。

10

【0043】

目標点設定手段 112 は、同様に 3 点選択手段 111 が選択した 3 点全てに対して目標点を配置していく。このとき、図 3 の同一等波面上の 2 点に対応する辺で、等波面上で隣り合うものについては連続するように配置していく。具体的には図 3 における点 300 a と点 300 b に対応する辺である点 400 a と点 400 b とのなす辺 401 a と、点 300 a と点 300 b に隣り合う辺である点 300 b と点 300 d に対応する辺である点 400 b と点 400 d のなす辺 401 b が図 4 で示すように連続するようにそれぞれの目標点が設定される。このようにすることで、図 3 における等波面 201 が図 4 における直線で表わされる等波面 402 に変換されるようになる。

20

【0044】

G P U 100 は、グラフィック処理をハードウェアで行うことが可能なプロセッサである。G P U 100 は図 1 に示すようにジオメトリ変換手段 101 及び加算手段 102 で構成される。G P U 100 は本発明における「遅延手段」にあたり、かつ、本実施形態に係る超音波診断装置では G P U 100 の中に本発明における「加算手段」も含まれている。

【0045】

ジオメトリ変換手段 101 は、3 点選択手段 111 が選択した 3 点、点 300 a、点 300 b、及び点 300 c が形成する領域に含まれる点（サンプル点）を、目標点設定手段 112 が設定した 3 点、点 400 a、点 400 b、及び点 400 c が形成する領域上の点に変換する。この変換は点 300 a が点 400 a に、点 300 b が点 400 b に、点 300 c が点 400 c に、それぞれ変換されるように行われる。さらに、グラフ全体では、点 300 a が点 400 a に、点 300 s が点 400 s に、点 300 t が点 400 t に、点 300 u が点 400 u に対応するようにそれぞれ変換される。また、本実施形態では同形の三角形でグラフを覆った状態でジオメトリ変換を行っているが、例えば図 6 に示すようなサンプル点の間隔を異ならせてグラフを覆う領域の大きさや形を変化させた場合にも、その各領域にジオメトリ変換を行うことで図 7 に示すように等波面が直線になり、かつ等波面上で隣り合う辺が連続するように変換することが可能である。図 7 は大きさや形の異なる領域を用いてグラフ全体を覆った場合のジオメトリ変換後のデータの配置を示す一例の図である。図 6 における領域の図 7 のへのジオメトリ変換においては、図 6 における点 600 a が点 700 a に、点 600 s が点 700 s に、点 600 t が点 700 t に、点 600 u が点 700 u に対応するようにそれぞれ変換される。このジオメトリ変換が本発明における「遅延の付与」に当たる。

30

40

【0046】

ここで、ジオメトリ変換手段 101 は、変換先に対応する変換元の座標にサンプル点が存在しない場合には、変換元の周囲の複数のサンプル点からバイリニア補間などの補間によって変換元の点を作成し、その点を変換することで必要な変換先の点を生成する。この補間によって、従来の遅延処理で利用されてきたサンプリング点の補間に比べ、等波面上のデータを直線に並べる（以下では、「波面の合わせ込み」という。）精度を向上させることが可能となる。そして、これらの補間演算を含めた G P U 100 の処理は全て浮動小

50

数点演算で行われる。すなわち、波面の合わせ込み精度は浮動小数点演算の精度だけあるといえる。具体的には、従来の遅延処理では、図 8 (A) に示すように波面の合わせ込みの精度を上げるため黒丸で示されたオリジナルのサンプリング点の間に小さい白丸で示す補間点を生成することで 2 倍に増やすなどして、その点の中から出力データを生成し、波面の合わせ込みを行っていた。ここで、図 8 (A) は従来のサンプリング点の補間を説明するための図である。この方法では、オリジナルのサンプリング点及び補間点をあわせた以上の遅延制度は得られない。これに対し、本発明における浮動小数点を利用したサンプリング点の補間の場合、例えば小数点以下 3 桁までの浮動小数点演算を行うときにはサンプリング点を 10^3 倍した点を使用する精度で波面の合わせ込みを行うことができる。例えば、図 8 (B) に示すように、必要とする出力データに対応する入力データ (サンプリング点の補間点) を小数点以下 3 桁までの浮動小数点を用いて補間演算を行うため、小さい白丸で示すように小数点以下 3 桁の精度で任意の補間点を生成することが可能となる。これにより本実施形態にかかる超音波診断装置は小数点以下 3 桁の浮動小数点演算の遅延精度を有することが可能となる。図 8 (B) は浮動小数点を用いたサンプリング点の補間を説明するための図である。ここで、サンプリング点の補間とは背景技術で説明した「アップサンプリング」と同様の処理である。

【 0 0 4 7 】

なお、前記の変換元の点の補間として、バイリニア補間では周波数特性的に精度が不足する場合も考えられる。その場合には、形の変形を行うプログラムであるシェーダのプログラムを作成することで、より高次の補間を行うことができる。さらに、GPU 100 はシェーダの処理を行う演算回路を多数 (上位チップでは 128 個以上) 並列に有しているため、上述のシェーダのプログラムを並列処理により高速に演算可能である。そして、GPU 100 におけるこれらの処理はプログラム可能である。

【 0 0 4 8 】

加算処理手段 102 は、直線に変換された等波面 402 上の点のデータ (輝度やパワー) を、振動子 002 方向に加算していく。本実施形態ではこの加算は単純に加算を行っているが、可変口径や図 5 に示すようなアポダイゼーションという処理とあわせて加算を行っても良い。図 5 はアポダイゼーションを説明するための図である。図 5 (A) はジオメトリ変換による遅延を与えたサンプリング点のグラフの図であり、縦軸は深度、横軸は各振動子 002 のアレイ振動子中央 201 からの距離を表わしている。また、図 5 (B - 1)、(B - 2)、(B - 3) は対応する等波面で重み付けに使用する関数のグラフの図であり、縦軸は重み付けの値、横軸はアレイ振動子中央 201 からの各振動子 002 の距離である。可変口径とは、近距離では使用する口径を小さく、深部では口径を大きくする処理である。また、アポダイゼーションとは各振動子 002 のチャンネル (CH) によって重みを変化させる処理である。すなわちフォーカス点の深度が浅い部分の等波面 500 a においては、アレイ振動子中央 201 から離れた振動子 002 における超音波の送受信は偏向角が大きくなってしまいうためデータの歪みが大きくなってしまふ。したがって、アレイ振動子中央 201 付近のデータを多く使うことが好ましい。そこで、図 5 (B - 1) に示すアレイ振動子中央 201 付近のデータに強く重み付けするための関数を、等波面 500 a には使用する。フォーカス点が深くなるに従い偏向角が緩くなるため離れたところのデータの歪みも押さえられる。そこで、等波面 500 b には、図 (B - 2) に示す関数を使用し、等波面 500 c には、図 (B - 3) に示すようなアレイ振動子中央 201 から離れた場所のデータも利用する関数を使用する。この関数は例えばガウス関数などで表わさせる。この場合、加算手段 102 は、以上のようなアポダイゼーションにより重み付けを行ったデータを加算することになる。

【 0 0 4 9 】

ここで、本実施形態では、加算処理手段 102 を GPU 100 に配置し、加算処理を GPU 100 で行っているが、ジオメトリ変換後のデータを振動子間で畳み込む加算処理の負荷は大きくはないため、加算処理を GPU 100 で行わなくてもよい。この場合、加算処理手段 102 を CPU 110 に配置し、CPU 110 が、GPU 100 から入力された

10

20

30

40

50

ジオメトリ変換後のデータに対し加算処理を行う。

【0050】

直交検波手段006は、GPU100から受信ビームフォーミングして得られた角度 θ の偏向角に対応するRFデータを直交検波しIQ信号に変換する。

【0051】

デシメーション手段007は、IQ信号に変換されたサンプリング点の中から一定数を間引くことでデシメーションと呼ばれるダウンサンプリングを行う。これは、サンプル間隔で遅延の制度が決定されるため遅延を求めるには非常に多くのサンプル点を必要とするが、ここでは既に遅延処理を終えているため、実際に超音波画像を生成するのに必要な量のサンプル点を抽出するためにデシメーションを行う。例えば、デシメーション手段007は、2000点あるサンプリング点を間引き500点にする。

10

【0052】

包絡線検波手段008は、デシメーションにより間引かれたIQ信号に対し包絡線検波を行う。

【0053】

対数圧縮手段009は、ダイナミックレンジを大きくするため、求めた包絡線に対して対数圧縮をかける。これにより、例えば、16ビットのデータが8ビットに圧縮される。

【0054】

座標変換手段010は、送受信時の座標系上でラスタデータとして表されている対数圧縮手段009から入力を受けたデータを、直交座標系上で表わされるデータに変換する。

20

【0055】

表示制御手段011は、座標変換手段010で直交座標系上のデータに変換されたデータを表示手段012に表示させる。ここで、表示手段012はモニタなどである。

【0056】

次に、図9を参照して本実施形態に係る超音波診断装置による超音波画像の生成の流れを説明する。図9は本実施形態に係る超音波診断装置による超音波画像作成のフローチャートを表わす図である。

【0057】

ステップS001：送受信手段003は、超音波プローブ001の振動子002を介して被検体に超音波を送受信させ、受信信号を取得する。

30

【0058】

ステップS002：A/D変換手段004は、送信手段003から入力を受けた受信信号をデジタルデータに変換し、記憶手段005に記憶させる。

【0059】

ステップS003：3点選択手段111は、所定の偏向角を有する超音波ビームにおける、フォーカス点の深さ毎のデータを取得し等波面を求め、記憶手段005から等波面上にある2点及び、2点のいずれかとアレイ振動子中央からの位置が同じである2点以外の1点を選択する。

【0060】

ステップS004：目標設定手段112は、3点選択手段111が選択した3点の変換の目標となる目標点を、目標点が両方の軸に平行となる直角三角形を形成し、等波面が直線となり、等波面上の2点が形成する辺の隣り合う辺が連続するように設定する。

40

【0061】

ステップS005：ジオメトリ変換手段101は、3点選択手段111が選択した3点が目標点に移るように、3点が形成する領域を目標点が形成する直角三角形に対応するように写像し変換する。

【0062】

ステップS006：加算手段102は、ジオメトリ変換手段101から入力を受けた変換された等波面上のデータを加算する。

50

【 0 0 6 3 】

ステップ S 0 0 7 : 直交検波手段 0 0 6 は、G P U 1 0 0 から入力を受けた加算されたデータを直交検波し I Q 信号に変換する。

【 0 0 6 4 】

ステップ S 0 0 8 : デシメーション手段 0 0 7 は、直交検波手段 0 0 6 から入力を受けた I Q 信号を間引きデシメーションを行う。

【 0 0 6 5 】

ステップ S 0 0 9 : 包絡線検波手段 0 0 8 は、デシメーション手段 0 0 7 から入力を受けた I Q 信号の包絡線検波を行い、包絡線を求める。

【 0 0 6 6 】

ステップ S 0 1 0 : 対数圧縮手段 0 0 9 は、包絡線検波手段 0 0 8 から入力を受けた包絡線に対し対数圧縮をかける。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 0 1 1 : 座標変換手段 0 1 0 は、対数圧縮手段 0 0 9 から入力を受けたデータを送受信時の座標系上のラフターデータから直交座標系上のデータに変換する。

【 0 0 6 8 】

ステップ S 0 1 2 : 表示制御手段 0 1 1 は、座標変換手段 0 1 0 から入力を受けた直交座標系上のデータを表示手段 0 1 2 に表示させる。

【 0 0 6 9 】

本実施形態に係る超音波診断装置は、以上のような動作を規定するプログラムで構成されている。

【 0 0 7 0 】

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置は、ジオメトリ変換を用いて受信信号の遅延を求めることができる。これにより、等波面の合わせ込みの精度を浮動小数点演算の精度まで向上させることが可能となる。また、ジオメトリ変換を G P U に行わせることでハードウェアで遅延を与える演算を行える。これにより、C P U でプログラムを実行して遅延の演算を行うのに比べ処理速度が速くすることが可能となる。さらに、汎用の G P U を使用することで、遅延処理を行う専用のハードウェアを開発する必要がなくなり、遅延処理を行う超音波診断装置を製造することが容易となる。これにより、超音波診断装置の製造コストを抑えることが可能となる。

【 0 0 7 1 】

また、本実施形態では 3 点選択手段 1 1 1 及び目標点選択手段 1 1 2 を C P U 1 1 0 の機能の一部として構成しているが、これは G P U 1 0 0 の機能の一部として構成し、G P U 1 0 0 に 3 点の選択及び目標点の設定を実行させてもよい。

【 0 0 7 2 】

さらに、本実施形態ではジオメトリ変換による遅延処理、及び加算処理といった受信ビームフォーミングのみを G P U 1 0 0 で行っているが、直交検波手段 0 0 6、デシメーション手段 0 0 7、包絡線検波手段 0 0 8、対数圧縮手段 0 0 9、及び座標変換手段 0 1 0 の全て又は一部を G P U 1 0 0 の機能の一部として構成し、受信ビームフォーミング以降の直交検波から座標変換までの処理の全て又は一部を G P U 1 0 0 に実行させても良い。

【 0 0 7 3 】

また、本実施形態では R F 信号のままジオメトリ変換を行い遅延を与えているが、これは直行検波をしてベースライン I Q 信号に変換したり、ヒルベルト変換を行い解析信号 I Q 信号に変換したりした後、ジオメトリ変換を行い遅延を与えても良い。

【 0 0 7 4 】

さらに、本実施形態ではジオメトリ変換に際して 3 点を選択しその 3 点が形成する領域を直角三角形に変換しているが、この変換する領域は 3 点が形成する領域に限られるものではなく、3 点以上の点を選択しジオメトリ変換を行いビームフォーミングすることも可能である。具体的には、その選択された 3 点以上の点が形成する領域に対しジオメトリ変換を行った場合に、等波面が直線となり、かつ等波面上に並んだ複数のサンプル点に変換

10

20

30

40

50

された後も同じ順序で並んでいるように変換され、また、変換後の領域が全てのサンプル点を含んでいればビームフォーミングが行える。

【0075】

また、本実施形態ではより正確なビームフォーミングを行うため、ビームフォーミングを行うたびに等波面を求めジオメトリ変換を行っている。しかし、等波面は偏向角によって一義的に決定され、等波面を形成するラスタの数もスキャン中の変更が行われることは少ない。そこで、予めラスタごとのポリゴンを、GPU100内の記憶部（不図示）に記憶しておき、その記憶しているポリゴンに対しジオメトリ変換を行う構成にすることも可能である。この場合、都度の等波面の算出及びポリゴンの設定が不要になるため、ビームフォーミングの処理における負荷を軽減することが可能となる。

10

【0076】

〔第2の実施形態〕

以下、この発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は、第1の実施形態における超音波診断装置に対応点抽出手段013を加えた構成である。そして、図1における点線矢印が本実施形態におけるデータの流れを表わしている。

【0077】

まず、本実施形態に係る超音波診断装置が行う処理の原理を図14(A)～(E)を用いて説明する。図14(A)はジオメトリ変換前の受信した超音波エコーに基づくデータの配置のグラフの図、図14(B)はポリゴン設定を行なった後のグラフの図、図14(C)は表示手段に表示される超音波断層像の図。図14(D)はジオメトリ変換を行った後のデータの配置を表す図。図14(E)はジオメトリ変換を行ったデータに加算処理を行った後のデータを表す図。本実施形態に係る超音波診断装置が行う処理は図14(A)～(C)であるが、分かり易く説明するために、第1の実施形態に係る超音波診断装置が行う処理の流れに沿った図14(D)及び図14(E)の図も掲載している。第1の実施形態に係る超音波診断装置では図14(A)に示すグラフに配置されたデータに対し、図14(B)に示すようにポリゴン設定を行ない、そのポリゴン設定を行なったデータのいくつかに対しジオメトリ変換を行うことで全てのデータを図14(D)のように変換する。そして、ジオメトリ変換後のデータの加算を全チャンネルに対し行うことで、図14(E)のようなビームフォーミング後のデータを生成する。そして、生成したビームフォーミング後のデータをスキャン座標から直交座標に変換する座標変換を行い図14(C)に示すような超音波断層像を表示手段012に表示した。そして、この直交座標に変換する際に、表示手段012の表示ピクセルに相当する位置のビームフォーミング後のデータがあるとは限らないため、補間によってデータを作成している。これに対し、本実施形態に係る超音波診断装置は表示するピクセルの位置に対応するビームフォーミング後のデータを作る構成である。例えば、図14(C)の表示ピクセル142について説明する。表示ピクセル142のピクセル位置を (x, y) とする。ピクセル位置 (x, y) に相当するサンプル点の位置は、アレイ振動子中央から偏向角が θ で深さ d で一義的に決定できる。そして、ピクセル位置 (x, y) に相当するアレイ振動子中央から偏向角 θ 、深さ d を基に、必要なビームフォーミングのパターンを決定し、そのサンプルを含むポリゴンを決定する。この決定されたポリゴンが図14(B)に示す領域141である。そして、 θ 、 d を元に決定された領域141に対しジオメトリ変換を行なう。このジオメトリ変換は上述したように、図13で模式的に示されるように並列処理による演算を用いてある形状を他の形状に変換するものである。また、この際に、どの送信ビームに対する受信信号を使用するかの情報も予め計算しておく必要がある。直交検波後の信号に対しては、時間遅延だけでなく位相遅延を与える必要がある。位相遅延は複素乗算の演算で実現できる。位相遅延の値は θ 、 d 、及びチャンネルの位置で決定できるので、ピクセル位置 (x, y) に対応する位相遅延の値を θ 、 d 及びチャンネルの位置を基に予め計算しておく。この値とジオメトリ変換後（時間遅延後）の各チャンネルの値を複素乗算する。その結果を全チャンネル分加算することでピクセル位置 (x, y) の座標を有するピクセル142に対

20

30

40

50

応するビームフォーミング後の複素信号が得られる。その複素信号が得られたら、振幅を取ることで包絡線検波を行ない、対数圧縮を行って、表示手段 0 1 2 に表示する。以下、本実施形態に係る超音波診断装置の構成に付いて説明する。

【0078】

複数の振動子 0 0 2 で構成される超音波プローブ 0 0 1、送受信手段 0 0 3、及び A / D 変換手段は第 1 の実施形態と同様の構成を有し、送受信手段 0 0 3 による超音波の送受信までの動作は第 1 の実施形態と同様である。

【0079】

直交検波手段 0 0 6 は、送受信手段 0 0 3 から入力を受けた R F 信号のデータに対し直交検波を行い、ベースライン I Q 信号に変換する。本実施形態では直交検波手段 0 0 6 は、ベースライン I Q 信号に変換しているが、これは、ヒルベルト変換を行うことで解析信号である解析信号 I Q 信号に変換しても良い。

10

【0080】

A / D 変換手段 0 0 4 は、直行検波手段 0 0 6 から入力を受けたアナログ信号をデジタルデータに変換する。さらに、A / D 変換手段 0 0 4 は、デジタルデータに変換したベースライン I Q 信号を記憶手段 0 0 5 に記憶させる。

【0081】

対応点抽出手段 0 1 3 は、座標変換手段 0 1 0 で使用される直交座標系を記憶しており、その直交座標系における超音波画像が表示される表示ピクセルを抽出する。そして、対応点抽出手段 0 1 3 は、抽出した表示ピクセルに対応するラスタデータである包絡線を求める。さらに、対応点抽出手段 0 1 3 は、求めた包絡線からその包絡線を有するベースライン I Q 信号を抽出する。この抽出されたベースライン I Q 信号が、抽出した直交座標系上の表示ピクセルに対応する対応データである。ここで、ベースライン I Q 信号は絶対値を取ることで包絡線が求められるため、包絡線から元のベースライン I Q 信号を求めることは可能である。これは、ヒルベルト変換された解析信号 I Q 信号でも可能である。これにより、図 1 4 (C) に示す画像上の表示ピクセルに対応する図 1 4 (B) に示すグラフ上のデータ、すなわち上述の対応データが求められる。例えば、図 1 4 (C) における表示ピクセル 1 4 2 に対して図 1 4 (B) に示す領域 1 4 1 が求められることになる。

20

【0082】

3 点選択手段 1 1 1 は、対応点抽出手段 0 1 3 から受けた対応データに対し第 1 の実施形態と同様 3 点の抽出を行う。

30

【0083】

目標点設定手段 1 1 2 は、対応データにおける 3 点選択手段 1 1 1 により選択された 3 点の変換の目標となる目標点を第 1 の実施形態と同様に設定する。

【0084】

ジオメトリ変換手段 1 0 1 は、対応データにおける選択された 3 点、及びその目標点の入力を 3 点選択手段 1 1 1 及び目標点設定手段 1 1 2 からそれぞれ受け、選択された 3 点が目標点に移るように、対応データにおける選択された 3 点が形成する領域を目標点が形成する領域に写像し変換する。

40

【0085】

以上の、3 点の抽出、目標点の設定、及びジオメトリ変換により、図 1 4 (B) に示すグラフ上のデータから図 1 4 (C) に示す表示手段 0 1 2 の表示ピクセルに対応するデータが直接生成される。例えば、図 1 4 (B) における領域 1 4 1 のデータのみから、図 1 4 (C) における表示ピクセル 1 4 2 におけるデータの値が直接求められる。これにより、第 1 の実施形態で必要とされた図 1 4 (D) に示すような全てのサンプル点のジオメトリ変換、及び図 1 4 (E) に示すような、ラスタデータの作成という段階を省くことができる。

【0086】

加算手段 1 0 2 は、ジオメトリ変換手段 1 0 1 によって遅延が与えられたデータを振動子 0 0 2 方向に加算していく。

50

【 0 0 8 7 】

包絡検波手段 0 0 8 は、加算手段 1 0 2 から入力を受けた加算されたデータの包絡線を求める。

【 0 0 8 8 】

対数圧縮手段 0 0 9 は、包絡検波手段 0 0 8 から入力を受けた包絡線に対数圧縮を行う。

【 0 0 8 9 】

表示制御手段 0 1 1 は、対数圧縮手段 0 0 9 から入力を受けたデータを基に表示手段 0 1 2 に超音波画像を表示させる。

【 0 0 9 0 】

ここで、本実施形態においては、対応点抽出手段 0 1 3 が抽出した表示ピクセルに対応する超音波画像のデータを生成しているので、対応点抽出手段 0 1 3 が抽出した表示ピクセル上に生成したデータを配置すればよく、座標変換手段 0 1 0 により直交座標系上で表わされるデータに変換する必要がない。

【 0 0 9 1 】

次に、図 1 0 を参照して本実施形態に係る超音波診断装置における超音波画像作成の流れを説明する。図 1 0 は本実施形態に係る超音波診断装置における超音波画像作成のフローチャートの図である。

【 0 0 9 2 】

ステップ S 1 0 1 : 送受信手段 0 0 3 は、超音波プローブ 0 0 1 の振動子 0 0 2 を介して被検体に超音波を送受信させ、受信信号を取得する。

【 0 0 9 3 】

ステップ S 1 0 2 : 直交検波手段 0 0 6 は、送受信手段 0 0 3 から入力を受けたデータを直交検波しベースライン I Q 信号に変換する。

【 0 0 9 4 】

ステップ S 1 0 3 : A / D 変換手段 0 0 4 は、直行検波手段 0 0 6 から入力を受けたベースライン I Q 信号をデジタルデータに変換し、記憶手段 0 0 5 に記憶させる。

【 0 0 9 5 】

ステップ S 1 0 4 : 対応点抽出手段 0 1 3 は、抽出した表示ピクセルに対応する包絡線を求め、その包絡線を有するベースライン I Q 信号である対応データを求める。

【 0 0 9 6 】

ステップ S 1 0 5 : 3 点選択手段 1 1 1 は、対応データの中から、所定の偏向角を有する超音波ビームにおける、フォーカス点の深さ毎のデータを取得し等波面を求め、記憶手段 0 0 5 から等波面上にある 2 点及び、2 点のいずれかとアレイ振動子中央からの位置が同じである 2 点以外の 1 点を選択する。

【 0 0 9 7 】

ステップ S 1 0 6 : 目標設定手段 1 1 2 は、3 点選択手段 1 1 1 が選択した 3 点の変換の目標となる目標点を、目標点が両方の軸に平行となる直角三角形を形成し、等波面が直線となり、等波面上の 2 点形成する辺の隣り合う辺が連続するように設定する。

【 0 0 9 8 】

ステップ S 1 0 7 : ジオメトリ変換手段 1 0 1 は、3 点選択手段 1 1 1 が選択した 3 点が目標点に移るように、3 点が形成する領域を目標点が形成する直角三角形に対応するように写像し変換する。

【 0 0 9 9 】

ステップ S 1 0 8 : 加算手段 1 0 2 は、ジオメトリ変換手段 1 0 1 から入力を受けた変換された等波面上のデータを加算する。

【 0 1 0 0 】

ステップ S 1 0 9 : 包絡線検波手段 0 0 8 は、加算手段 1 0 2 から入力を受けたデータに対して包絡検波を行い、包絡線を求める。

【 0 1 0 1 】

ステップ S 1 1 0 : 対数圧縮手段 0 0 9 は、包絡線検波手段 0 0 8 から入力を受けた包絡線に対し対数圧縮をかける。

【 0 1 0 2 】

ステップ S 1 1 1 : 表示制御手段 0 1 1 は、座標変換手段 0 1 0 から入力を受けた直交座標系上のデータを表示手段 0 1 2 に表示させる。

【 0 1 0 3 】

以上のように、直交座標系上の抽出した表示ピクセルに対応した対応データに対して遅延処理、加算処理、包絡線検波、対数圧縮、及び座標変換を行って抽出した表示ピクセルに対応するデータのみを求めることができる。これにより、超音波画像を表示するために必要なデータのみを処理するため、不要なデータの処理を行う必要がなくなり、処理の負荷を減らすことが可能となる。また、従来の超音波診断装置のように、求めたデータを補間することで表示ピクセルに表示させるために必要なデータを算出する方法に比べ、分解能を向上させることが可能となる。

【 0 1 0 4 】

また、本実施形態ではジオメトリ変換に際して 3 点を選択しその 3 点が形成する領域を直角三角形に変換しているが、この変換する領域は 3 点が形成する領域に限られるものではなく、3 点以上の点を選択しジオメトリ変換を行いビームフォーミングすることも可能である。具体的には、その選択された 3 点以上の点が形成する領域に対しジオメトリ変換を行った場合に、等波面が直線となり、かつ等波面上に並んだ複数のサンプル点が変換された後も同じ順序で並んでいるように変換されればビームフォーミングが行える。

【 0 1 0 5 】

また、本実施形態ではより正確なビームフォーミングを行うため、ビームフォーミングを行うたびに等波面を求めジオメトリ変換を行っている。しかし、予めラスタごとのポリゴンを、GPU 1 0 0 内の記憶部（不図示）に記憶しておき、その記憶しているポリゴンに対しジオメトリ変換を行う構成にすることも可能である。この場合、都度の等波面の算出及びポリゴンの設定が不要になるため、ビームフォーミングの処理における負荷を軽減することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 0 6 】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の機能を表すブロック図

【図 2】走査方向 θ におけるジオメトリ変換前のデータの配置のグラフの図

【図 3】3 点選択手段による 3 点の選択を説明するための図

【図 4】ジオメトリ変換後のデータの配置を説明するための図

【図 5】(A) ジオメトリ変換による遅延を与えたサンプリング点のグラフの図 (B - 1)、(B - 2)、(B - 3) 対応する等波面で重み付けに使用する関数のグラフ

【図 6】大きさや形の異なる領域を用いてグラフ全体を覆った一例の図

【図 7】大きさや形の異なる領域を用いてグラフ全体を覆った場合のジオメトリ変換後のデータの配置を示す一例の図

【図 8】(A) 従来のサンプリング点の補間を説明するための図 (B) 浮動小数点を用いたサンプリング点の補間を説明するための図

【図 9】本実施形態に係る超音波診断装置による超音波画像作成のフローチャートを表わす図

【図 1 0】本実施形態に係る超音波診断装置における超音波画像作成のフローチャートの図

【図 1 1】各アレイ振動子における遅延距離及び遅延時間を説明するための図

【図 1 2】超音波ビームの偏向角 $\theta = 30^\circ$ で深さが 1 0 mm 毎の等波面における各アレイ振動子の遅延距離を示した図

【図 1 3】ジオメトリ変換を説明するための模式図

【図 1 4】(A) ジオメトリ変換前の受信した超音波エコーに基づくデータの配置のグラフの図、(B) サンプル点に対しポリゴン設定を行なった後のグラフの図、(C)

10

20

30

40

50

表示手段に表示される超音波断層像の図、(D) ジオメトリ変換を行った後のデータの配置を表す図、(E) ジオメトリ変換を行ったデータに加算処理を行った後のデータを表す図

【符号の説明】

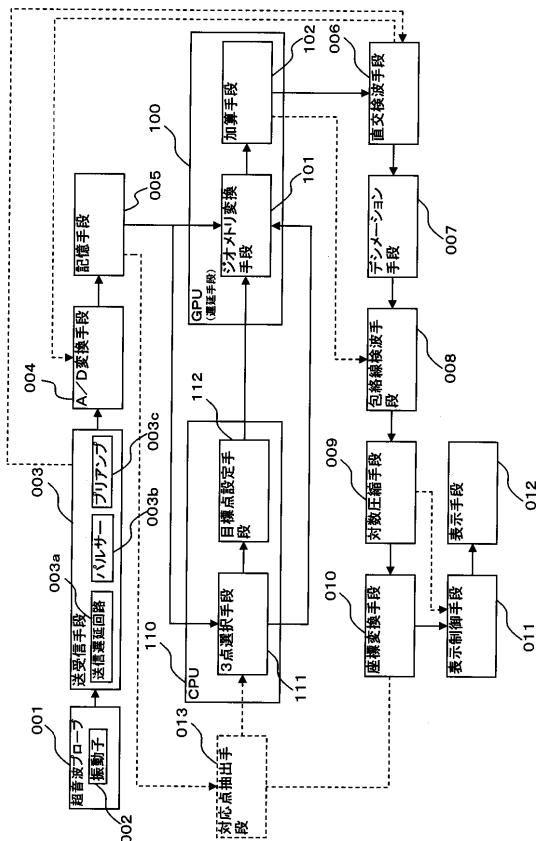
【0107】

- 001 超音波プローブ
- 002 振動子
- 003 送受信手段
- 004 A/D変換手段
- 005 記憶手段
- 006 直交検波手段
- 007 デシメーション手段
- 008 包絡線検波手段
- 009 対数圧縮手段
- 010 座標変換手段
- 011 表示制御手段
- 012 表示手段
- 013 対応点抽出手段
- 100 GPU(遅延手段)
- 101 ジオメトリ変換手段
- 102 加算手段
- 110 CPU
- 111 3点選択手段
- 112 目標点設定手段
- 113 目標点抽出手段

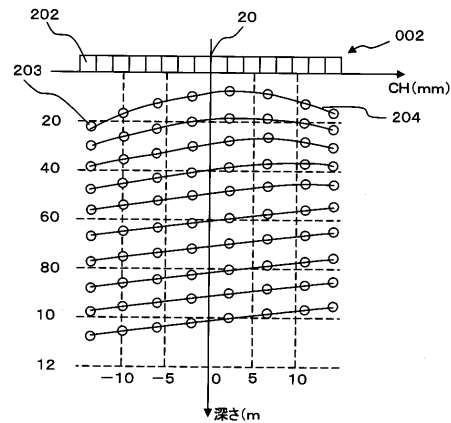
10

20

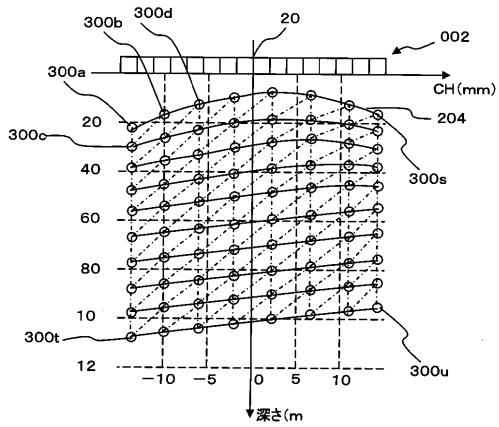
【図1】



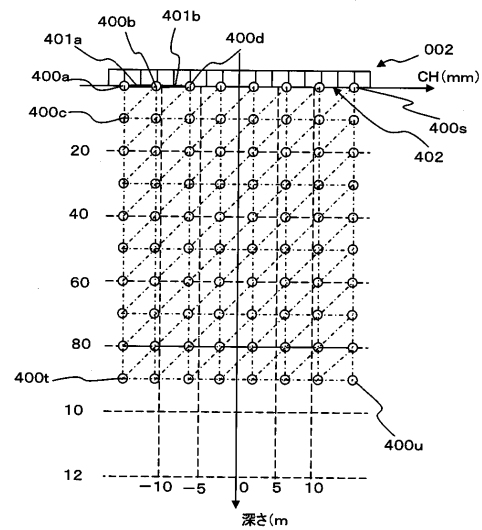
【図2】



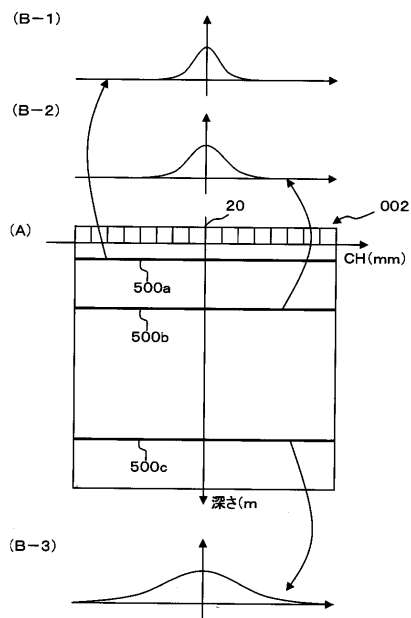
【図 3】



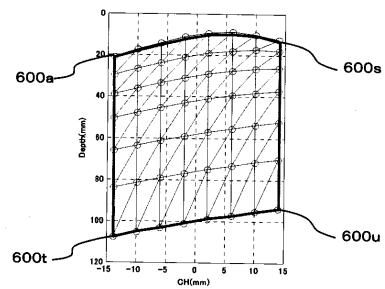
【図 4】



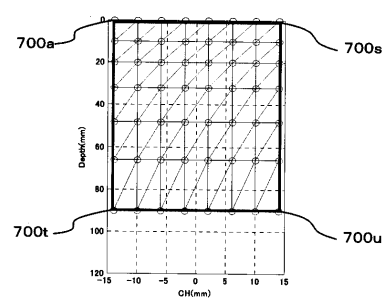
【図 5】



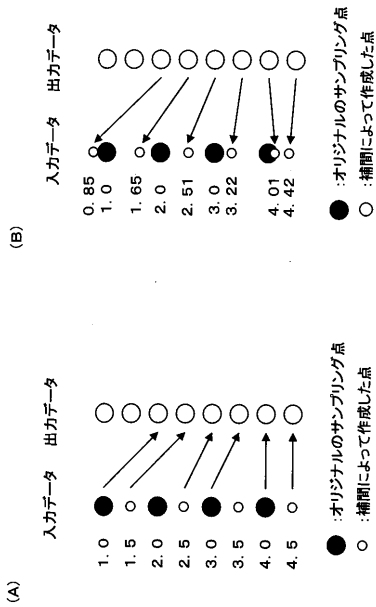
【図 6】



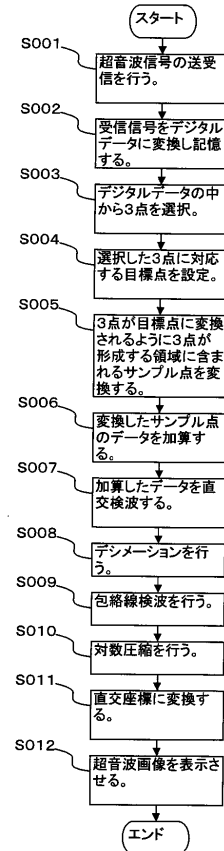
【図 7】



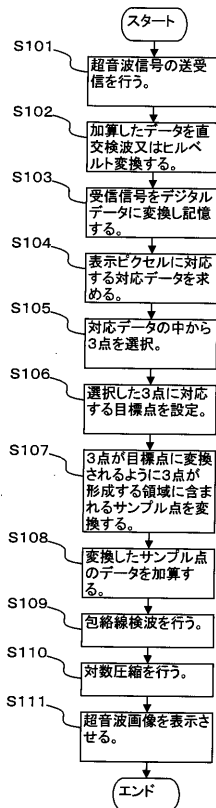
【図 8】



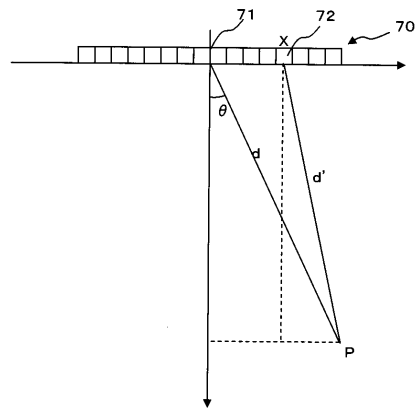
【図 9】



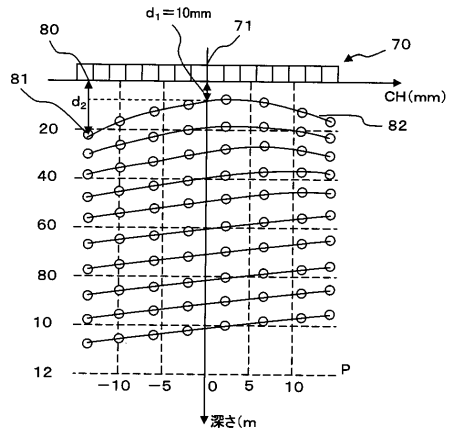
【図 10】



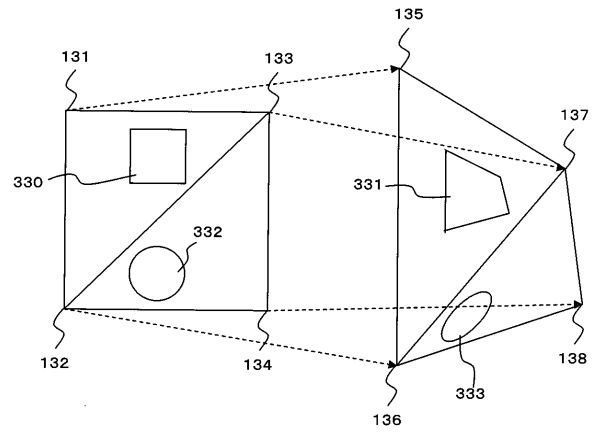
【図 11】



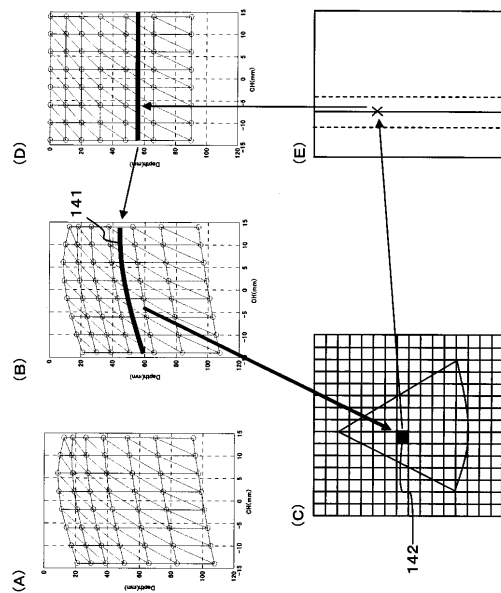
【図 12】



【図 13】



【図 14】



专利名称(译)	超音波診断装置及び超音波画像生成方法		
公开(公告)号	JP2009000361A	公开(公告)日	2009-01-08
申请号	JP2007165212	申请日	2007-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社東芝 東芝医療システム株式会社		
申请(专利权)人(译)	東芝公司 東芝医療システム有限公司		
[标]发明人	佐藤 武史 平間 信		
发明人	佐藤 武史 平間 信		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52047 G01S7/52082 G01S15/8915		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/EE12 4C601/GB04 4C601/HH30 4C601/JB04 4C601/JB05 4C601/JB24 4C601/JB56 4C601/JB57		
其他公开文献	JP2009000361A5 JP5091556B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供通过使用GPU执行几何变换来执行接收延迟处理的超声诊断设备。 解决方案：收发器装置003，用于通过具有多个换能器002的超声探头001发送和接收超声信号，A/D将从多个换能器002接收的超声信号转换成数字数据转换装置004和GPU 100.延迟用于向每个数字数据赋予延迟的装置，用于添加每个延迟数据的添加装置，以及用于将添加的数据添加到坐标系的添加装置对于正交坐标系的数据，以及在显示单元012上显示坐标转换数据的显示控制单元011。 点域1

