

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給して超音波を被検体に送信すると共に、被検体によって反射された超音波エコーを受信した前記複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の受信信号を処理する送受信部と、

前記送受信部から出力される複数の受信信号に対して受信フォーカス処理を施すことにより超音波の受信方向に沿った音線信号を生成する受信フォーカス処理手段と、

前記受信フォーカス処理手段によって生成される音線信号に基づいて、超音波画像を表す画像信号を生成する超音波画像生成手段と、

被検体内の複数の領域における音速分布を用いて、該複数の領域の境界面における超音波の屈折によって超音波画像に生じる位置ずれを画像信号において補正する位置ずれ補正手段と、

を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記受信フォーカス処理手段によって生成される音線信号に基づいて、超音波が送信されてから超音波エコーが受信されるまでの伝播時間を計測する伝播時間計測手段と、

前記伝播時間計測手段によって計測される伝播時間に基づいて、被検体内の複数の領域における音速分布を算出する音速分布算出手段と、

をさらに具備する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記音速分布算出手段が、前記伝播時間計測手段によって計測される伝播時間に基づいて求められる第 1 の音速分布に対して平滑化処理を施すことにより第 2 の音速分布を求め、第 2 の音速分布に対して閾値処理を施すことにより第 3 の音速分布を求め、第 3 の音速分布に対して領域連結処理を施すことにより、前記複数の領域における音速分布を算出する、請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記音速分布算出手段が、被検体内の領域を 2 つの領域に統合する、請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記位置ずれ補正手段が、被検体内の複数の領域の境界面における超音波の屈折によって音線の密度が低下する領域において画像信号を補間する、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記位置ずれ補正手段が、被検体内で複数の音線が交差する位置に関する画像信号の値を、前記複数の音線に対応する複数の画像信号の値を重み付け加算することによって求める、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記位置ずれ補正手段が、被検体内の複数の領域における音速分布を用いて、該複数の領域における音速の違いによって超音波画像に生じる位置ずれを画像信号において補正する、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記音速分布算出手段によって算出される音速分布に基づいて、被検体内の複数の領域における音速分布を表示するための音速マップを表す画像信号を生成する音速マップ作成手段をさらに具備する、請求項 2 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記音速マップ作成手段が、前記音速分布算出手段によって算出される音速分布に基づいて、被検体内の複数の領域における音速の違いによって音速マップに生じる位置ずれを、音速マップを表す画像信号において補正する、請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記位置ずれ補正手段が、前記超音波画像生成手段によって生成された超音波画像にお

50

いて超音波の屈折方向が表示された画像信号を生成し、及び/又は、前記音速マップ作成手段が、音速マップにおいて超音波の屈折方向が表示された画像信号を生成する、請求項 8 又は 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記超音波画像生成手段によって生成された画像信号に基づく超音波画像と、前記音速マップ作成手段によって生成された画像信号に基づく音速マップと、前記位置ずれ補正手段によって補正された画像信号に基づく超音波画像との内の少なくとも 1 つを選択的に表示部に表示させる画像表示制御手段をさらに具備する、請求項 8 ~ 10 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な撮像技術が開発されている。特に、超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、X線写真や R I (radio isotope) シンチレーションカメラ等の他の医用画像技術と異なり、放射線による被曝がない。そのため、超音波撮像は、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

20

【0003】

超音波撮像の原理は、次のようなものである。超音波は、被検体内における構造物の境界のように、音響インピーダンスが異なる領域の境界において反射される。そこで、超音波ビームを人体等の被検体内に送信し、被検体内において生じた超音波エコーを受信し、超音波エコーが生じた反射点や反射強度を求めることにより、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）の輪郭を抽出することができる。

【0004】

音響インピーダンスとは、次式(1)で表されるように物質固有の定数であり、その単位としては、一般に、 $M R a y l$ (メガ・レイル) が用いられ、 $1 M R a y l = 1 \times 10^6 k g \cdot m^{-2} \cdot s^{-1}$ である。

30

$$Z = \rho \cdot C \quad \dots (1)$$

ここで、 ρ は音響媒質の密度を表しており、 C は音響媒質中の音速を表している。

【0005】

また、第 1 の媒質の音響インピーダンスを Z_1 とし、第 1 の媒質に隣接する第 2 の媒質の音響インピーダンスを Z_2 とすると、第 1 の媒質と第 2 の媒質との界面における超音波の垂直反射率 R は、次式(2)で与えられる。

$$R = (Z_2 - Z_1) / (Z_2 + Z_1) \quad \dots (2)$$

一般には、被検体内の各サンプル点において反射された超音波の強度に基づいて超音波画像が生成されるが、被検体内の組織によって音速が異なるので、アーチファクト(虚像)が発生するという問題が生じている。

40

【0006】

図 12 に示すように、被検体内において、遅い音速値を有する領域(例えば、脂肪層)と、早い音速値を有する領域(例えば、筋肉層)とが存在する場合に、超音波探触子 10 によって送受信される超音波の音線がそれらの領域の境界面において屈折するので、被検体内の対象物 T の位置が超音波画像においてずれて表示されてしまう。図 12 において、破線は実際の音線経路と対象物 T を示しており、実線は超音波画像上の音線経路と対象物 F を示している。例えば、脂肪層の音速値が $1470 m/s$ 、筋肉層の音速値が $1550 m/s$ であり、境界面が水平方向にあって滑らかであるとした場合に、脂肪層から境界面

50

に入射角 $\theta_I = 45^\circ$ で入射した音線は、境界面から筋肉層に出射角 $\theta_T = 48^\circ$ で出射するので、境界面から深さ 5 cm に位置する対象物の超音波画像は、水平方向に 0.5 cm ずれることが予想される。

【0007】

関連する技術として、特許文献 1 には、病変部位と正常部位との鑑別が容易であり且つ高い診断効率で生体組織の診断が可能な超音波組織診断装置が開示されている。この超音波組織診断装置は、複数の超音波振動子が配列された超音波振動子アレイと、この超音波振動子アレイの各振動子に接続され送信に使用される複数の隣接する第 1 の振動子群とこの第 1 の振動子群から所定の距離だけ離れて受信に使用される第 2 の振動子群とを送受で切り換えるスイッチ部と、この第 1 の振動子群から所定の方向に超音波が送波されるように第 1 の振動子群の各振動子に時間差を持った駆動パルスを供給する送波部と、この超音波送波から受波までの伝搬時間を計測する伝搬時間計測部と、上記伝搬時間計測部から得られたデータに基づいて音速を算出する算出部と、上記第 1 の振動子群及び第 2 の振動子群の少なくともいずれか一方の中心位置を移動させることにより 1 次元又は 2 次元の音速の特性図を求めてこれを画像表示する手段とを備えている。しかしながら、特許文献 1 には、算出された音速を利用して超音波画像を生成することに関しては、特に開示されていない。

10

【0008】

特許文献 2 には、超音波探触子のレンズ層及び / 又は生体の脂肪層による超音波の屈折の影響を考慮して遅延時間を設定することができる超音波撮像装置が開示されている。この超音波撮像装置は、配列振動子を備えた超音波探触子と、超音波を被検体に対して送信及び / 又は受信する際に送波フォーカシング又は受波フォーカシングを行うために各振動子に対する遅延時間を制御する遅延制御手段と、配列振動子と設定された焦点位置との間の超音波伝搬媒体による超音波の屈折効果を織り込んで送波フォーカシング又は受波フォーカシングを行うための遅延時間を生成して遅延制御手段に供給する屈折補正遅延データ生成手段と、超音波画像を表示する表示ユニットとを備えている。特許文献 2 には、各振動子に対する遅延時間を制御することにより超音波の屈折効果を織り込んで送波フォーカシング又は受波フォーカシングを行うことが開示されているが、その信号処理は複雑で、処理時間も長くなる。

20

【特許文献 1】特開昭 61 - 290942 号公報 (第 1 - 2 頁、第 3 図)

30

【特許文献 2】国際公開第 01 / 26555 号パンフレット (第 32 頁、図 1)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、被検体内の複数の領域の境界面における超音波の屈折によって生じる虚像の位置を超音波画像において実際の位置に補正することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するため、本発明の 1 つの観点に係る超音波診断装置は、複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給して超音波を被検体に送信すると共に、被検体によって反射された超音波エコーを受信した複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の受信信号を処理する送受信部と、送受信部から出力される複数の受信信号に対して受信フォーカス処理を施すことにより超音波の受信方向に沿った音線信号を生成する受信フォーカス処理手段と、受信フォーカス処理手段によって生成される音線信号に基づいて、超音波画像を表す画像信号を生成する超音波画像生成手段と、被検体内の複数の領域における音速分布を用いて、該複数の領域の境界面における超音波の屈折によって超音波画像に生じる位置ずれを画像信号において補正する位置ずれ補正手段とを具備する。

40

【発明の効果】

50

【0011】

本発明によれば、被検体内の複数の領域における音速分布を用いて該複数の領域の境界面における超音波の屈折によって超音波画像に生じる位置ずれを画像信号において補正することにより、超音波の屈折によって生じる虚像の位置を超音波画像において実際の位置に補正することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。

図1は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波探触子10と、走査制御部11と、送信遅延パターン記憶部12と、送信制御部13と、駆動信号発生部14と、受信信号処理部21と、受信遅延パターン記憶部22と、受信制御部23と、伝搬時間計測部24と、音速分布算出部25と、音速マップ生成部26と、Bモード画像生成部27と、位置ずれ補正部28と、画像表示制御部29と、D/A変換器30と、表示部31と、操作卓32と、制御部33と、格納部34とを有している。

10

【0013】

被検体に当接させて用いられる超音波探触子10は、1次元又は2次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ10aを備えている。それらの超音波トランスデューサ10aは、印加される駆動信号に基づいて超音波を送信すると共に、伝搬する超音波エコーを受信して受信信号を出力する。

20

【0014】

各超音波トランスデューサは、例えば、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛:Pb(lead) zirconate titanate)に代表される圧電セラミックや、P(VDF)(ポリフッ化ビニリデン:polyvinylidene difluoride)に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料(圧電体)の両端に電極を形成した振動子によって構成される。そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電気信号を送って電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

30

【0015】

走査制御部11は、超音波ビームの送信方向及び超音波エコーの受信方向を順次設定する。送信遅延パターン記憶部12は、超音波ビームを形成する際に用いられる複数の送信遅延パターンを記憶している。送信制御部13は、走査制御部11において設定された送信方向に応じて、送信遅延パターン記憶部12に記憶されている複数の遅延パターンの中から所定のパターンを選択し、そのパターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ10aの駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。あるいは、送信制御部13は、複数の超音波トランスデューサ10aから一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように遅延時間を設定しても良い。

【0016】

駆動信号発生部14は、例えば、複数の超音波トランスデューサ10aに対応する複数のパルスによって構成されている。駆動信号発生部14は、送信制御部13によって設定された遅延時間に従って、複数の超音波トランスデューサ10aから送信される超音波が超音波ビームを形成するように複数の駆動信号を超音波探触子10に供給し、又は、複数の超音波トランスデューサ10aから一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように複数の駆動信号を超音波探触子10に供給する。

40

【0017】

受信信号処理部21は、複数の超音波トランスデューサ10aに対応して、複数の増幅器(プリアンプ)21aと、複数のA/D変換器21bとを含んでいる。超音波トランスデューサ10aから出力される受信信号は、増幅器21aにおいて増幅され、増幅器21

50

a から出力されるアナログの受信信号は、A / D 変換器 2 1 b によってデジタルの受信信号に変換される。A / D 変換器 2 1 b は、デジタルの受信信号を、受信制御部 2 3 に出力する。

【 0 0 1 8 】

受信遅延パターン記憶部 2 2 は、複数の超音波トランスデューサ 1 0 a から出力される複数の受信信号に対して受信フォーカス処理を行う際に用いられる複数の受信遅延パターンを記憶している。受信制御部 2 3 は、走査制御部 1 1 において設定された受信方向に基づいて、受信遅延パターン記憶部 2 2 に記憶されている複数の受信遅延パターンの中から所定のパターンを選択し、そのパターンに基づいて複数の受信信号に遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が形成される。

10

【 0 0 1 9 】

制御部 3 3 は、撮像動作を行う前に、被検体内における超音波の音速分布を求めるように各部を制御する。まず、被検体内における超音波の伝搬時間を計測するために、走査制御部 1 1 の制御の下で、被検体内の複数の位置に向けて超音波ビームが順次送信され、超音波エコーが受信される。伝搬時間計測部 2 4 は、送信制御部 1 3 によって設定される遅延時間と、受信制御部 2 3 によって生成される音線信号とに基づいて、超音波が送信されてから被検体内のそれぞれの位置において反射された超音波エコーが受信されるまでの伝播時間を計測する。伝播時間の計測は、例えば、次のようにして行われる。

【 0 0 2 0 】

図 2 は、本発明の一実施形態における伝播時間の計測方法を説明するための図である。ここでは、説明を簡単にするために、超音波探触子 1 0 が、位置 A 1 ~ A 1 0 において 1 0 個の超音波トランスデューサ 1 0 a を備えているものとする。図 1 に示す走査制御部 1 1 が、被検体の第 1 の領域内に存在する点 P 1 を焦点として設定し、それに応じて、送信制御部 1 3 が、位置 A 1 ~ A 3 における超音波トランスデューサ 1 0 a の駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。

20

【 0 0 2 1 】

駆動信号発生部 1 4 が、送信制御部 1 3 によって設定された遅延時間に従って複数の駆動信号を生成し、それらの駆動信号を位置 A 1 ~ A 3 における超音波トランスデューサ 1 0 a に供給する。これにより、位置 A 1 ~ A 3 における超音波トランスデューサ 1 0 a から送信される超音波が、送信角 θ_1 で点 P 1 において焦点が絞り込まれた超音波ビーム（音線）を形成する。

30

【 0 0 2 2 】

この超音波ビームは、点 P 1 において部分的に反射され、その超音波エコーが、位置 A 6 における超音波トランスデューサ 1 0 a を中心とした複数の超音波トランスデューサ 1 0 a に受信角 θ_1 で入射する。受信制御部 2 3 は、走査制御部 1 1 によって設定された受信角 θ_1 に基づいて複数の受信信号に遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、点 P 1 において焦点が絞り込まれた音線信号が形成される。伝搬時間計測部 2 4 は、位置 A 2 において超音波が送信されてから、点 P 1 において反射された超音波エコーが位置 A 6 において受信されるまでの伝播時間 T 1 を計測する。

40

【 0 0 2 3 】

位置 A 2 と位置 A 6 との間の距離を Y 1 とすると、超音波が伝搬した距離 L 1 は、次式 (3) に従って求められる。

$$L 1 = Y 1 / \sin \theta_1 \quad \dots (3)$$

音速分布算出部 2 5 は、伝播時間計測部 2 4 によって計測される伝播時間 T 1 に基づいて、被検体の第 1 の領域内の音速 C 1 を、次式 (4) に従って算出する。

$$C 1 = L 1 / T 1 \quad \dots (4)$$

【 0 0 2 4 】

このようにして、焦点の位置をずらしながら被検体内の複数の位置における音速が求め

50

られる。密度が同じ領域内においては音速もほぼ同じとなるので、新たな位置において求められた音速が以前に求められた音速から所定の割合以上変化した場合には、音速が異なる領域（組織）の境界面を乗り越えたことが分る。これにより、音速分布算出部 25 は、被検体内における複数の領域の境界面を検出し、第 1 の領域の深さ D_1 を求めることができる。

【0025】

図 2 に示す点 P_2 は、第 1 の領域とは異なる第 2 の領域内に存在する。図 1 に示す走査制御部 11 が、被検体の第 2 の領域内に存在する点 P_2 を焦点として設定し、それに応じて、送信制御部 13 が、位置 $A_1 \sim A_3$ における超音波トランスデューサ 10a の駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。これにより、位置 $A_1 \sim A_3$ における超音波トランスデューサ 10a から送信される超音波が、送信角 θ_2 で点 P_2 において焦点が絞り込まれた超音波ビーム（音線）を形成する。

10

【0026】

この超音波ビームは、点 P_2 において部分的に反射され、その超音波エコーが、位置 A_9 における超音波トランスデューサ 10a を中心とした複数の超音波トランスデューサ 10a に受信角 θ_2 で入射する。受信制御部 23 は、走査制御部 11 によって設定された受信角 θ_2 に基づいて複数の受信信号に遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、点 P_2 において焦点が絞り込まれた音線信号が形成される。伝搬時間計測部 24 は、位置 A_2 において超音波が送信されてから、点 P_2 において反射された超音波エコーが位置 A_9 において受信されるまでの伝播時間 T_2 を計測する。

20

【0027】

位置 A_2 と位置 A_9 との間の距離を Y_2 とすると、超音波が伝搬した距離 L_2 は、次式 (5) に従って求められる。

$$L_2 = Y_2 / \sin \theta_2 \quad \dots (5)$$

ここで、超音波が伝搬した距離 L_2 は、第 1 の領域において超音波が伝搬した距離 $2 \cdot D_1 / \cos \theta_2$ と、第 2 の領域において超音波が伝搬した距離との和であるから、次式 (6) が成立する。

$$T_2 = (2 \cdot D_1 / \cos \theta_2) / C_1 + (L_2 - 2 \cdot D_1 / \cos \theta_2) / C_2 \quad \dots (6)$$

30

音速分布算出部 25 は、伝播時間計測部 24 によって計測される伝播時間 T_2 に基づいて、第 2 の領域における音速 C_2 を、式 (6) に従って算出する。

【0028】

ただし、送信角 θ_2 がゼロでない場合には、第 1 の領域と第 2 の領域との境界面において超音波の屈折が生じるので、式 (6) に従って求められる音速 C_2 の値にも誤差が生じる。そこで、音速 C_2 の値をさらに正確に求める場合には、一度求めた音速 C_2 の値を用いて音線経路を補正してから音速 C_2 の値を再度求めても良いし、そのような処理を繰り返すことにより音速 C_2 の値を収束させても良い。

【0029】

以下同様にして、第 3 の領域等における音速の値が求められ、その結果、被検体内の複数の領域における音速分布が算出される。図 1 に示す音速マップ作成部 26 は、音速分布算出部 25 によって算出される音速分布に基づいて、被検体内の複数の領域における音速分布を表示するための音速マップを表す画像信号を生成する。

40

【0030】

あるいは、上記とは別の方法によって、被検体内の音速分布を求めても良い。例えば、制御部 33 が、被検体内で最も表層に位置する第 1 の領域における幾つかの音速値を推定し、第 1 の領域内に存在する点を焦点として設定して超音波の送受信を行うように各部を制御する。受信制御部 23 は、それぞれの音速値を用いて受信フォーカス処理を行うことにより音線信号を形成する。制御部 33 が、その音線信号に基づいて B モード画像生成部 27 によって生成される超音波画像におけるフォーカスの精度を判定することにより、第

50

1の領域における最適な音速値を求めることができる。このような動作を複数の点に対して行うことにより、同じ音速値を有する第1の領域の範囲が認識される。

【0031】

第1の領域における最適な音速値が求められると、制御部33は、第1の領域に隣接して深層に位置する第2の領域における幾つかの音速値を推定し、第2の領域内に存在する点を焦点として設定して超音波の送受信を行うように各部を制御する。受信制御部23は、第1の領域における最適な音速値と第2の領域におけるそれぞれの音速値とを用いて受信フォーカス処理を行うことにより音線信号を形成する。制御部33が、その音線信号に基づいてBモード画像生成部27によって生成される超音波画像におけるフォーカスの精度を判定することにより、第2の領域における最適な音速値を求めることができる。以下同様にして、第3の領域等における音速の値が求められ、その結果、被検体内の複数の領域における音速分布が算出される。

10

【0032】

実際に計測される音速分布は、かなり複雑なものになるので、音速マップを精度良く作成することは困難であり、仮に、複雑な音速マップを精度良く作成することが可能であったとしても、計算が複雑になり、処理時間が長くなってしまふ。そこで、実際に計測される音速分布を単純化することにより、音速分布を簡素化したモデルを作成することが望ましい。以下においては、被検体内の音速分布を2層化したモデルを作成する場合について、図1及び図3を参照しながら説明する。

【0033】

図3は、被検体内の音速分布を2層化したモデルを作成する過程を説明するための図である。図3の(a)は、伝播時間計測部24によって計測された伝播時間に基づいて求められた音速分布(音速マップ)を示している。音速分布算出部25は、図3の(a)に示す音速分布に対して平滑化処理を施すことにより、図3の(a)に示す音速分布を求める。平滑化処理は、例えば、計測された音速分布を表す多値信号(例えば、8ビットデータ)に対して2次元ローパスフィルタ処理を施すことにより行われる。

20

【0034】

次に、音速分布算出部25は、図3の(b)に示す音速分布に対して閾値処理を施すことにより、図3の(c)に示す音速分布を求める。閾値処理としては、1つの閾値を用いる2値化処理や、複数の閾値を用いる多値化処理が該当するが、ここでは、2値化処理を施すこととする。さらに、音速分布算出部25は、図3の(c)に示す音速分布に対して領域連結処理を施すことにより、被検体内の領域を2つの領域に統合して、図3の(d)に示す音速分布を求める。領域連結処理においては、音速分布における各領域の面積が計算され、面積の小さい領域が、面積の大きい領域に連結される。

30

【0035】

再び図1を参照すると、制御部33は、被検体内における音速分布が求められると、超音波画像を生成するための撮像動作を開始するように各部を制御する。これにより、超音波の送受信が行われ、Bモード画像生成部27が、受信制御部23によって形成された音線信号に基づいて、被検体内の組織に関する断層画像情報であるBモード画像信号を生成する。Bモード画像生成部27は、STC(sensitivity time control)部27aと、包括線検波部27bと、DSC(digital scan converter: デジタル・スキャン・コンバータ)27cとを含んでいる。

40

【0036】

STC部27aは、受信制御部23によって形成された音線信号に対して、超音波の反射位置の深度に応じて、距離による減衰の補正を施す。包括線検波部27bは、STC部27aにおいて補正が施された音線信号に対して包括線検波処理を施すことにより、包括線信号を生成する。DSC27cは、包括線検波部27bによって生成された包括線信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換(ラスタ変換)し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、Bモード画像信号を生成する。

【0037】

50

位置ずれ補正部 28 は、音速分布算出部 25 によって算出された音速分布を用いて、被検体内の複数の領域の境界面における超音波の屈折によって超音波画像（Bモード画像）に生じる位置ずれを、Bモード画像生成部 27 によって生成された Bモード画像信号において補正する。

【0038】

図 4 は、超音波画像に生じる位置ずれの補正方法を説明するための図である。例として、被検体が、音速値が C_1 である脂肪層と、音速値が C_2 ($C_2 > C_1$) である生体層とを含んでいるものとする。図 4 においては、実際の音線経路と対象物 T が破線で示され、超音波画像上の音線経路と対象物 F が実線で示されている。

【0039】

まず、位置ずれ補正部 28 は、音速分布算出部 25 によって算出された音速分布に基づいて、脂肪層と生体層との間の境界線を抽出し、超音波探触子 10 の送受信面に対する境界線の角度 θ_s を求め、さらに、超音波探触子 10 から送信された超音波ビーム（音線）の角度 θ_p とから、次式（7）に従って、脂肪層から境界線に入射する音線の入射角 θ_I を求める。

$$\theta_I = \theta_p + \theta_s \quad \dots (7)$$

【0040】

次に、位置ずれ補正部 28 は、次式（8）によって表されるスネルの法則に従って、境界線から生体層に出射する音線の出射角 θ_T を求める。

$$(\sin \theta_I) / C_1 = (\sin \theta_T) / C_2 \quad \dots (8)$$

【0041】

境界線と音線との交点を Q とすると、位置ずれ補正部 28 は、次式（9）に従って、超音波画像上の対象物 F の位置（ベクトル \vec{QF} ）を実際の対象物 T の位置（ベクトル \vec{QT} ）に変換する。ここで、 $R(\theta_T - \theta_I)$ は、ベクトルの変換に用いられるテンソルを表している。

【数 1】

$$\vec{QT} = R(\theta_T - \theta_I) \vec{QF} = \begin{pmatrix} \cos(\theta_T - \theta_I) & -\sin(\theta_T - \theta_I) \\ \sin(\theta_T - \theta_I) & \cos(\theta_T - \theta_I) \end{pmatrix} \vec{QF} \quad \dots (9)$$

【0042】

これにより、図 4 において、境界線よりも上側に位置する脂肪層においては、Bモード画像生成部 27 によって生成される Bモード画像信号がそのまま用いられ、境界線よりも下側に位置する生体層においては、Bモード画像生成部 27 によって生成される Bモード画像信号において、超音波の屈折によって生じる位置ずれが補正される。

【0043】

再び図 1 を参照すると、画像表示制御部 29 は、Bモード画像生成部 27 によって生成された Bモード画像信号に基づく超音波画像と、音速マップ作成部 26 によって生成された画像信号に基づく音速マップと、位置ずれ補正部 28 によって補正された画像信号に基づく超音波画像との内の少なくとも 1 つを選択することにより、表示用の画像信号を生成する。

【0044】

D/A変換器 30 は、画像表示制御部 29 から出力されるデジタルの画像信号を、アナログの画像信号に変換する。表示部 31 は、例えば、CRT や LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、アナログの画像信号に基づいて診断画像を表示する。

【0045】

制御部 33 は、操作卓 32 を用いたオペレータの操作に従って、走査制御部 11、伝搬時間計測部 24 ~ 画像表示制御部 29 等を制御する。実施形態においては、走査制御部 11、送信制御部 13、受信制御部 23 ~ 画像表示制御部 29、及び、制御部 33 が、CPU とソフトウェア（プログラム）によって構成されるが、これらをデジタル回路やアナ

10

20

30

40

50

ログ回路で構成しても良い。ソフトウェア（プログラム）は、格納部 34 に格納される。格納部 34 における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM等を用いることができる。

【0046】

以上においては、計測によって被検体内の音速を求める場合について説明したが、オペレータ（診断者）が、操作卓 32 を用いて、音速が異なる領域の境界線や音速値を設定するようにしても良い。

【0047】

図 5 は、表示部に表示される超音波画像の一例を示す図である。オペレータは、図 1 に示す B モード画像生成部 27 によって生成された B モード画像信号に基づく超音波画像を見ながらマウス等を操作して、音速が異なる複数の領域（図 5 においては、領域 1 及び領域 2 を示す）の境界線を設定すると共に、領域 1 の音速及び領域 2 の音速を設定することができる。位置ずれ補正部 28 は、オペレータによって設定された音速分布を用いて、被検体内の複数の領域の境界面における超音波の屈折によって超音波画像に生じる位置ずれを B モード画像信号において補正する。

10

【0048】

図 6 は、表示部に表示される超音波画像の別の例を示す図である。図 1 に示す音速分布算出部 25 によって算出される音速分布は、図 4 に示すような層構造に限られるものではなく、様々な形状をしていても良い。図 6 においては、遅い音速値の層（例えば、脂肪層）と、速い音速値の層（例えば、生体層）と、脂肪層内の速い音速値の部位（例えば、腹直筋）とが示されている。そのような場合においても、位置ずれ補正部 28 は、音速分布算出部 25 によって算出される音速分布、又は、オペレータによって設定される音速分布を用いて、被検体内の複数の領域の境界面における超音波の屈折によって超音波画像に生じる位置ずれを補正することができる。

20

【0049】

次に、位置ずれ補正部 28 によって行われる B モード画像信号の補間等の処理について説明する。

図 7 は、被検体内の複数の領域の境界面における超音波の屈折によって音線の密度が低下する領域が発生する例を示す図である。図 7 に示すように、被検体内において、遅い音速値の層（例えば、脂肪層）と速い音速値の層（例えば、生体層）とが存在する場合に、超音波の屈折によって音線の密度が低下する領域が発生する。

30

【0050】

そのような場合に、位置ずれ補正部 28 は、第 1 の音線上における画素 A の輝度値 D_A と第 2 の音線上における画素 B の輝度値 D_B とを用いて、例えば、次式（10）に従って重み付け加算を行うことにより、第 1 の音線と第 2 の音線との間における画素 X の輝度値 D_X を補間する。

$$D_X = (L_B D_A + L_A D_B) / (L_A + L_B) \cdots (10)$$

ここで、 L_A は画素 A と画素 X との間の距離を表しており、 L_B は画素 B と画素 X との間の距離を表している。さらに計算を簡単にするために、画素 A と画素 B との内の一方の輝度値を、画素 X の輝度値 D_X として用いても良い。例えば、画素 A と画素 B との内で画素 X に近い方の画素の輝度値が、画素 X の輝度値 D_X として用いられる。

40

【0051】

あるいは、遅い音速値 C_1 の脂肪層の密度 ρ_1 と速い音速値 C_2 の生体層の密度 ρ_2 とを設定することにより、式（11）及び式（12）に従って、それらの層の音響インピーダンスが求められる。

$$Z_1 = \rho_1 \cdot C_1 \cdots (11)$$

$$Z_2 = \rho_2 \cdot C_2 \cdots (12)$$

さらに、脂肪層から境界面に入射する第 1 及び第 2 の音線の入射角をそれぞれ θ_{I1} 及び θ_{I2} とし、境界面から生体層に出射する第 1 及び第 2 の音線の出射角をそれぞれ θ_{T1}

50

及び 2_T とすると、式 (13) 及び式 (14) に従って、第 1 の音線の透過率 T_1 及び第 2 の音線の透過率 T_2 が求められる。

【数 2】

$$T_1 = \frac{4 \cdot Z_1 \cdot Z_2 \cos \theta_{1i} \cos \theta_{1T}}{(Z_1 \cos \theta_{1T} + Z_2 \cos \theta_{1i})^2} \quad \dots (13)$$

【数 3】

$$T_2 = \frac{4 \cdot Z_1 \cdot Z_2 \cos \theta_{2i} \cos \theta_{2T}}{(Z_1 \cos \theta_{2T} + Z_2 \cos \theta_{2i})^2} \quad \dots (14)$$

位置ずれ補正部 28 は、これらの透過率を用いて、次式 (15) に従って重み付け加算を行うことにより、第 1 の音線と第 2 の音線との間における画素 X の輝度値 D_X を補間する。

$$D_X = (T_1 \cdot D_A + T_2 \cdot D_B) / (T_1 + T_2) \quad \dots (15)$$

【0052】

図 8 は、被検体内の複数の領域の境界面における超音波の屈折によって複数の音線が交差する例を示す図である。図 8 に示すように、被検体内において、遅い音速値の層（例えば、脂肪層）と速い音速値の部位（例えば、腹直筋）とが存在する場合に、超音波の屈折によって複数の音線が交差する場合が発生する。

10

20

【0053】

そのような場合に、位置ずれ補正部 28 は、第 1 の音線上における画素の輝度値 D_A と第 2 の音線上における画素の輝度値 D_B とを用いて、例えば、次式 (16) に従って重み付け加算を行うことにより、複数の音線が交差する画素 X の輝度値 D_X を求める。

$$D_X = (m D_A + n D_B) / (m + n) \quad \dots (16)$$

ここで、 m 、 n の値は、例えば、第 1 の音線上における複数の画素の輝度値の平均値と、第 2 の音線上における複数の画素の輝度値の平均値とに基づいて決定される。さらに計算を簡単にするために、第 1 の音線上における画素と第 2 の音線上における画素との内の一方の輝度値を、画素 X の輝度値 D_X として用いても良い。例えば、第 1 の音線と第 2 の音線との内で、腹直筋に入射する際の入射角が小さい方の音線上の画素の輝度値が、画素 X の輝度値 D_X として用いられる。

30

【0054】

あるいは、位置ずれ補正部 28 は、遅い音速値 C_1 の脂肪層の密度 ρ_1 と速い音速値 C_2 の生体層の密度 ρ_2 を設定することによって、式 (11) ~ 式 (15) に従って、複数の音線に対応する複数の画素の輝度値を重み付け加算することにより、被検体内で複数の音線が交差する位置における画素の輝度値を求めるようにしても良い。

【0055】

次に、被検体内の複数の領域の境界面における超音波の屈折によって超音波画像に生じる位置ずれを補正する際に、それらの領域の境界において超音波画像を滑らかにつなげる方法について、図 1 及び図 9 を参照しながら説明する。

40

図 9 は、複数の領域の境界において超音波画像を滑らかにつなげる方法を説明するための図である。例として、被検体が、遅い音速値の層（例えば、脂肪層）と、速い音速値の層（例えば、生体層）とを含んでいるものとする。図 9 においては、実際の音線経路と対象物 T_1 及び T_2 が破線で示され、超音波画像上の音線経路と対象物 F_1 及び F_2 が実線で示されている。

【0056】

位置ずれ補正部 28 は、境界面から生体層に音線が屈折しながら出射する出射側部分の屈折点近傍の所定の領域（数波長 ~ 数十波長分の領域）において、画像を回転させる回転

50

角 θ を屈折点に近いほどゼロに近づける。例えば、屈折点に近いほど、回転角 θ を、 $\pi/4$ 、 $\pi/2$ 、 $3\pi/4$ 、 π と減少させる。図 9 においては、対象物 T 1 及び T 2 について算出された回転角が θ_1 及び θ_2 であったとすると、対象物 T 2 については回転角 θ_2 がそのまま用いられ、対象物 T 1 については回転角 θ_1 に替えて $\theta_1/2$ が用いられる。これにより、音速マップの精度が低くて超音波画像の補正に誤差が生じたとしても、複数の領域の境界において超音波画像を自然に見せることができる。

【 0 0 5 7 】

さらに、位置ずれ補正部 2 8 は、被検体内の複数の領域における音速分布を用いて、複数の領域における音速の違いによって超音波画像に生じる位置ずれを B モード画像信号において補正するようにしても良い。これについて、図 4 を参照しながら説明する。

10

【 0 0 5 8 】

図 4 において、被検体が、音速値が C_1 である脂肪層と、音速値が C_2 ($C_2 > C_1$) である生体層とを含んでいるものとし、実際の音線経路と対象物 T が破線で示され、超音波画像上の音線経路と対象物 F が実線で示されている。

【 0 0 5 9 】

脂肪層と生体層との間の境界線の上側においては、次式 (1 7) に従って、音速の違いによって超音波画像に生じる位置ずれが補正される。

【 数 4 】

$$\vec{PT} = \frac{\vec{PT}}{C_1/C_0} \quad \dots (17)$$

20

【 0 0 6 0 】

また、脂肪層と生体層との間の境界線の下側においては、次式 (1 8) に従って、音速の違いによって超音波画像に生じる位置ずれが補正される。

【 数 5 】

$$\vec{PT} = \frac{\vec{PQ}}{C_1/C_0} + \frac{\vec{QT}}{C_2/C_0} \quad \dots (18)$$

30

以上において、 C_0 としては、一般的に用いられている生体中の音速 (1530 m/s 又は 1540 m/s) が用いられる。

【 0 0 6 1 】

さらに、図 1 に示す音速マップ作成部 2 6 が、被検体内の複数の領域における音速分布を用いて、複数の領域における音速の違いによって音速マップに生じる位置ずれを、音速マップを表す画像信号において補正するようにしても良い。

【 0 0 6 2 】

次に、図 1 に示す表示部 3 1 に表示される画像の例について説明する。

40

図 1 0 は、表示部に表示される画像の第 1 の例を示す図である。図 1 0 においては、表示部 3 1 に、B モード画像生成部 2 7 によって生成された B モード画像信号に基づく B モード画像 (屈折率補正オフ) 3 1 a と、音速マップ作成部 2 6 によって生成された画像信号に基づく音速マップ 3 1 b と、位置ずれ補正部 2 8 によって補正された画像信号に基づく B モード画像 (屈折率補正オン) 3 1 c とが表示されている。

【 0 0 6 3 】

図 1 1 は、表示部に表示される画像の第 2 の例を示す図である。位置ずれ補正部 2 8 は、B モード画像生成部 2 7 によって生成された B モード画像において超音波の屈折方向が表示された画像信号を生成しても良い。また、音速マップ作成部 2 6 は、音速マップにおいて超音波の屈折方向が表示された画像信号を生成しても良い。図 1 1 には、そのように

50

して生成された B モード画像（屈折率補正オフ）3 1 d 及び音速マップ 3 1 e が、B モード画像（屈折率補正オン）3 1 c と共に表示されている。

【産業上の利用可能性】

【0064】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置において利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0065】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の一実施形態における伝播時間の計測方法を説明するための図である。

10

【図3】被検体内の音速分布を2層化したモデルを作成する過程を説明するための図である。

【図4】超音波画像に生じる位置ずれの補正方法を説明するための図である。

【図5】表示部に表示される超音波画像の一例を示す図である。

【図6】表示部に表示される超音波画像の別の例を示す図である。

【図7】被検体内の複数の領域の境界面における超音波の屈折によって音線の密度が低下する領域が発生する例を示す図である。

【図8】被検体内の複数の領域の境界面における超音波の屈折によって複数の音線が交差する例を示す図である。

【図9】複数の領域の境界において超音波画像を滑らかにつなげる方法を説明するための図である。

20

【図10】表示部に表示される画像の第1の例を示す図である。

【図11】表示部に表示される画像の第2の例を示す図である。

【図12】被検体内の複数の領域の境界面における超音波の屈折を説明するための図である。

【符号の説明】

【0066】

10 超音波探触子

10 a 超音波トランスデューサ

11 走査制御部

30

12 送信遅延パターン記憶部

13 送信制御部

14 駆動信号発生部

21 受信信号処理部

21 a 増幅器

21 b A / D 変換器

22 受信遅延パターン記憶部

23 受信制御部

24 伝播時間計測部

25 音速分布算出部

40

26 音速マップ作成部

27 Bモード画像生成部

27 a S T C 部

27 b 包絡線検波部

27 c D S C

28 位置ずれ補正部

29 画像表示制御部

30 D / A 変換器

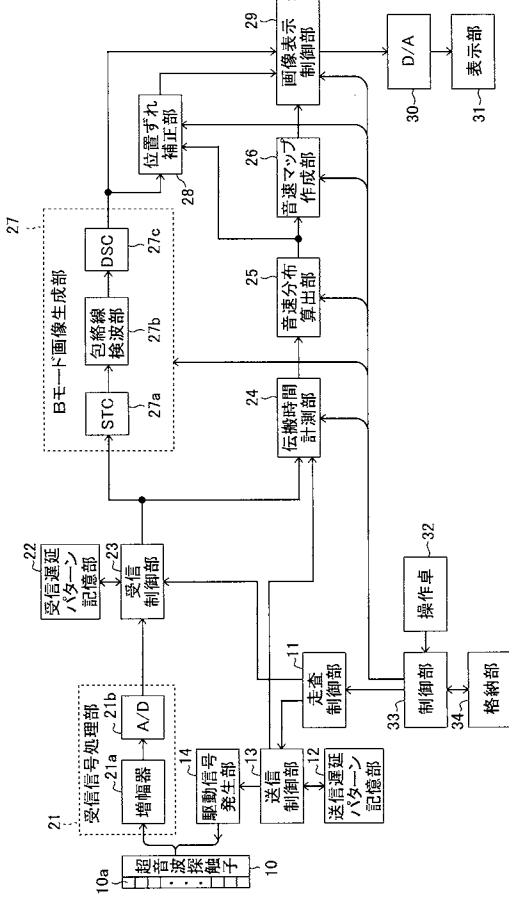
31 表示部

32 操作卓

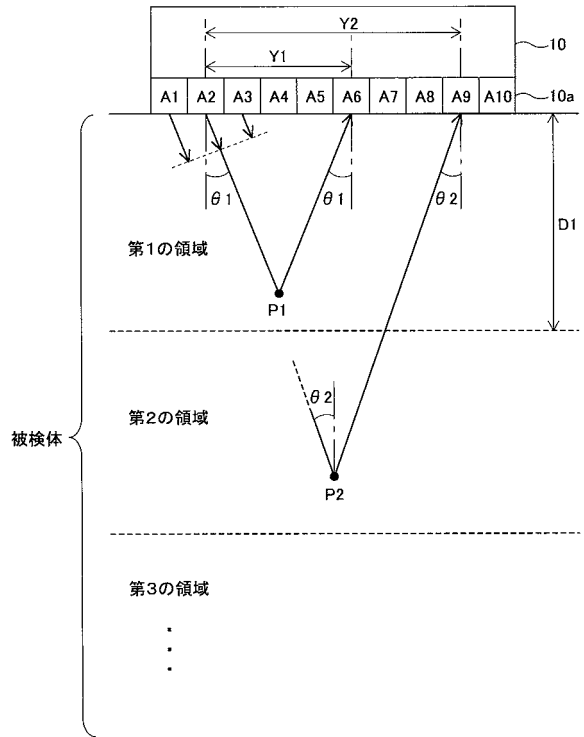
50

- 3 3 制御部
- 3 4 格納部

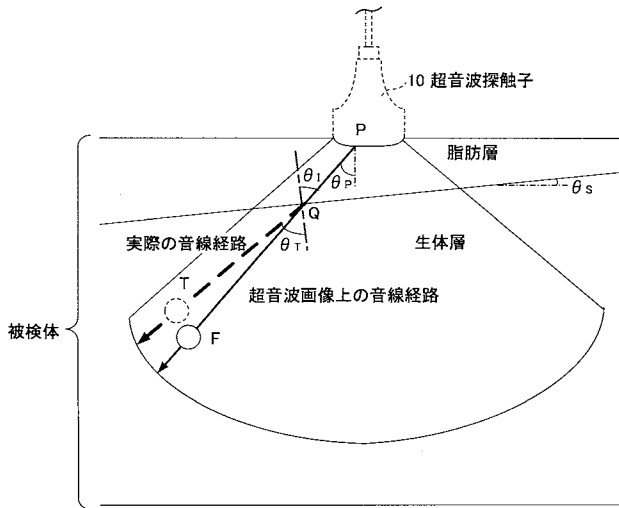
【 図 1 】



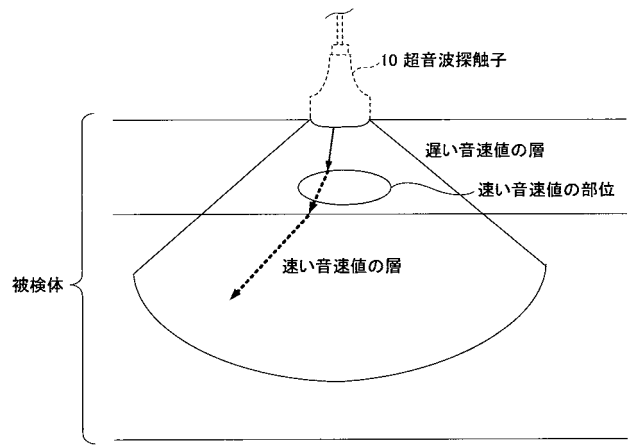
【 図 2 】



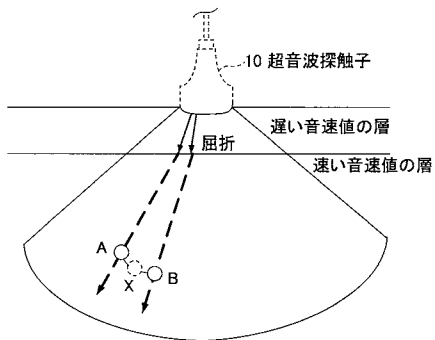
【 図 4 】



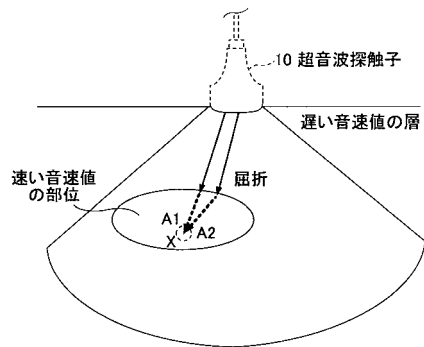
【 図 6 】



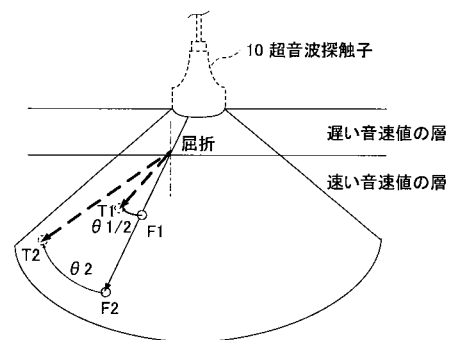
【 図 7 】



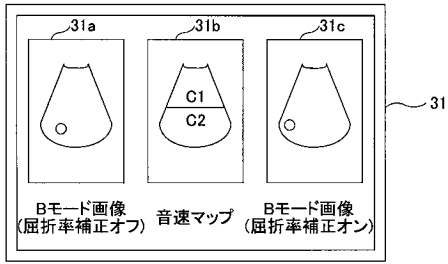
【 図 8 】



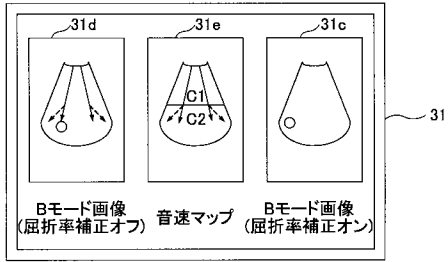
【 図 9 】



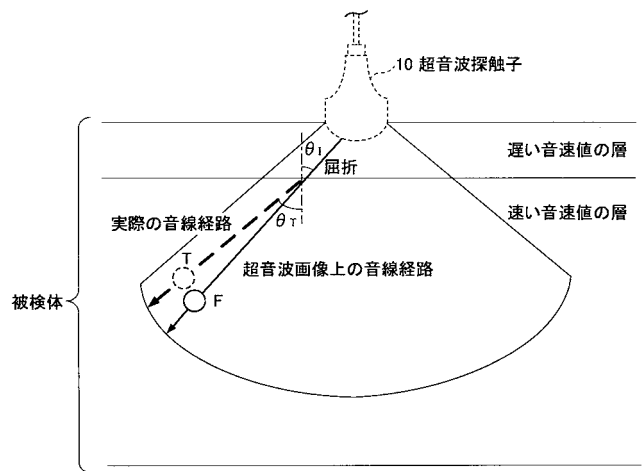
【図10】



【図11】



【図12】

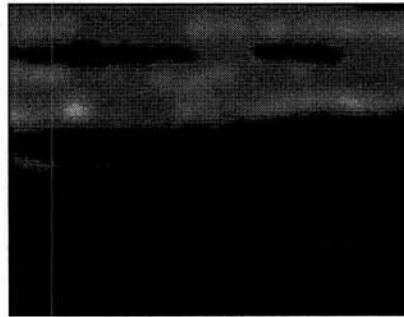


【 図 3 】

(a)



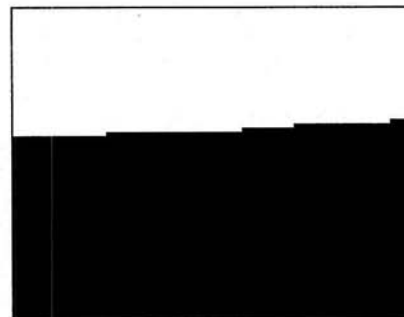
(b)



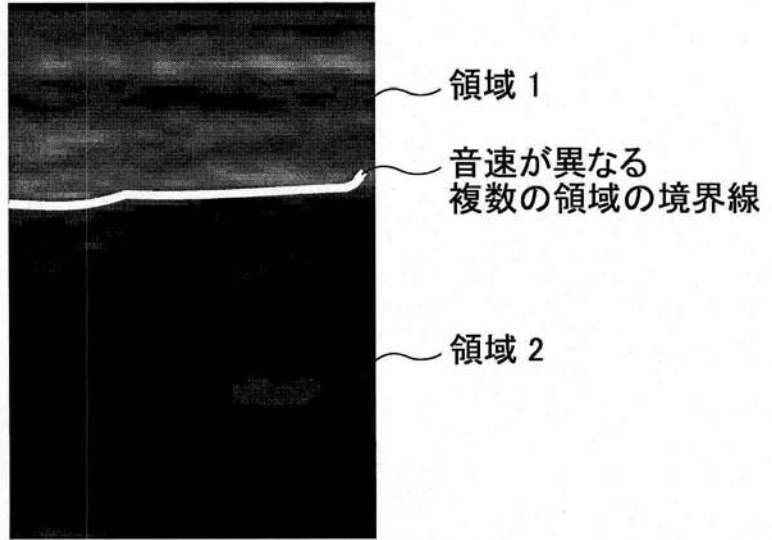
(c)



(d)



【 図 5 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009056140A	公开(公告)日	2009-03-19
申请号	JP2007226599	申请日	2007-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	宫地幸哉		
发明人	宫地 幸哉		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/HH33		
代理人(译)	宇都宫正明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

以提供多个区域能够校正实际位置在所述受试者中的超声图像中的边界表面所引起的超声波的折射的虚像的位置的超声波诊断装置的。 解决方案：该超声诊断设备包括收发器，用于处理分别从多个超声换能器输出的多个接收信号，所述多个超声换能器接收由对象反射的超声回波，和接收聚焦，用于通过对所述接收聚焦处理，基于所述声线信号产生沿该超声波的接收方向的声线信号处理装置，超声波图像生成装置，用于生成表示超声波图像的图像信号当使用在对象内的多个区域的声速分布，包括位置偏离校正装置，用于在所述多个区域中的接口中的图像信号由超声波的折射校正的超声波图像中出现的位置偏离。 点域1

