

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の超音波トランステューサから被検体に向けて送信され、該被検体から反射された超音波を受信することによって取得された複数の受信信号の内で、前記被検体内の所定の領域に関する複数の受信信号間の相互的な関係を求めるステップ(a)と、

前記相互的な関係に基づいて前記被検体内の複数の異なる組織の境界を検出することにより、組織の境界に関する情報を生成するステップ(b)と、
を具備する超音波画像境界抽出方法。

【請求項 2】

ステップ(a)が、前記相互的な関係として、前記複数の受信信号の空間強度分布、又は、前記複数の受信信号間の統計的性質を求めることが含まれる、請求項 1 記載の超音波画像境界抽出方法。 10

【請求項 3】

ステップ(a)が、前記複数の受信信号間の統計的性質を、ベータ分布を利用して求めることを含む、請求項 2 記載の超音波画像境界抽出方法。

【請求項 4】

前記相互的な関係に基づいて、前記複数の超音波トランステューサから送信された超音波に対する組織の境界の角度を求めるステップをさらに具備する請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波画像境界抽出方法。

【請求項 5】

複数の超音波トランステューサから被検体に向けて送信され、該被検体から反射された超音波を受信することによって取得された複数の受信信号の内で、被検体内の所定の領域に関する複数の受信信号間の相互的な関係を求める解析手段と、

前記相互的な関係に基づいて前記被検体内の複数の異なる組織の境界を検出することにより、組織の境界を表す情報を生成する境界検出手段と、
を具備する超音波画像境界抽出装置。

【請求項 6】

前記解析手段が、前記相互的な関係として、前記複数の受信信号の空間強度分布、又は、前記複数の受信信号間の統計的性質を用いる、請求項 5 記載の超音波画像境界抽出装置。 30

【請求項 7】

前記解析手段が、前記複数の受信信号間の統計的性質を、ベータ分布を利用して求める、請求項 6 記載の超音波画像境界抽出装置。

【請求項 8】

前記相互的な関係に基づいて、前記複数の超音波トランステューサから送信された超音波に対する組織の境界の角度を求める境界角度検出手段をさらに具備する 5 ~ 7 のいずれか 1 項記載の超音波画像境界抽出装置。

【請求項 9】

被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体から反射された超音波を受信することにより受信信号を出力する複数の超音波トランステューサを含む超音波用探触子と、

前記複数の超音波トランステューサからそれぞれ出力された複数の受信信号の内で、被検体内の所定の領域に関する複数の受信信号間の相互的な関係を求める解析手段と、

前記相互的な関係に基づいて前記被検体内の複数の異なる組織の境界を検出することにより、組織の境界を表す情報を生成する境界検出手段と、

前記組織の境界を表す情報に基づいて、検出された境界を表す画像データを生成する境界画像データ生成手段と、

前記複数の受信信号について位相整合を施すことにより、前記被検体内の所定の領域に関する B モード画像データを生成する B モード画像データ生成手段と、
を具備する超音波撮像装置。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記解析手段によって求められた前記相互的な関係に基づいて、前記複数の超音波トランステューサから送信された超音波に対する組織の境界の角度を求める境界角度検出手段をさらに具備する請求項 9 記載の超音波撮像装置。

【請求項 11】

前記境界角度検出手段によって求められた前記組織の境界の角度に基づいて、前記 B モード画像データ生成手段によって生成された B モード画像データによって表される信号強度を補正する強度補正手段をさらに具備する、
請求項 10 記載の超音波撮像装置。

【請求項 12】

前記境界角度検出手段によって求められた前記組織の境界の角度に基づいて、前記境界検出手段によって検出された境界に対応する画素において用いられる画素内パターンを生成する画素内パターン生成手段をさらに具備する、請求項 10 又は 11 記載の超音波撮像装置。10

【請求項 13】

前記境界角度検出手段によって求められた前記組織の境界の角度に基づいて、前記境界検出手段によって検出された境界に対して繋ぎ処理を行う手段をさらに具備する請求項 10 ~ 12 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。10

【請求項 14】

前記組織の境界を表す情報の内で、少なくとも、境界の位置を表す情報を記憶する境界位置情報記憶手段をさらに具備する請求項 9 ~ 13 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置20。
。

【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生体内の臓器や骨等の撮像を行うことにより、診断のために用いられる超音波画像を生成するための超音波画像境界抽出方法及び超音波画像境界抽出装置、並びに、それを用いた超音波撮像装置に関する。20

【背景技術】

【0002】

医療診断に用いられる超音波撮像装置においては、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランステューサを含む超音波用探触子（プローブ）が用いられる。このような超音波用探触子から、複数の超音波の合波によって形成される超音波ビームを被検体に向けて送信すると、超音波ビームは、被検体内部における音響インピーダンスが異なる領域、即ち、組織の境界において反射される。そのようにして生じた超音波エコーを受信し、超音波エコーの強度に基づいて画像を構成することにより、被検体内部の様子を画面に再現することができる。30

【0003】

このような超音波画像において、従来より、容易且つ正確に組織の輪郭（境界）を抽出することが試みられている。輪郭を抽出することにより、3 次元画像処理や腫瘍の良悪判定等の診断に利用できるからである。40

【0004】

関連する技術として、特許文献 1 には、オペレータによる手作業なしで、又は、簡単な手作業により、組織の輪郭を客観的に抽出するために、被検体内で反射した超音波を受信することにより、被検体内に広がる断層面内の各点に対応する画像データを得る超音波診断装置であって、上記画像データのグラジェント（勾配）を、断層面内の複数の点について求めるグラジェント演算手段と、グラジェントに対応するスカラ量を、断層面内の複数の点について求めるスカラ量演算手段と、スカラ量が極大となる、上記断層面内の複数の極大点を求める極大点演算手段と、複数の極大点に基づいて、被検体内の所定の組織の輪郭を求める輪郭抽出手段とを備えた超音波診断装置が開示されている。

【0005】

10

20

30

40

50

特許文献 2 には、腫瘍境界を多角形で近似すると共に、各辺に直角な方向に輝度勾配を計算することにより、視覚と一致する境界を客観的に決定するために、生体へ超音波を送受波し、得られたエコーデータを用いて、上記生体内の超音波断層像の表示を行う超音波画像における腫瘍境界表示装置であって、上記超音波断層像上の視覚的腫瘍境界を多角形で近似する腫瘍境界近似手段と、該腫瘍境界近似手段により得られた多角形の各辺上から直角に多角形の内側と外側の各点を選定する選定手段と、該選定手段により選定された多角形の内側と外側の各点の輝度勾配を抽出する輝度勾配抽出手段と、該輝度勾配抽出手段により抽出された輝度勾配の変化度合いの最大値を示す点を求める輝度勾配比較手段と、該輝度勾配比較手段により得られた最大値を示す点を腫瘍境界とする自動腫瘍境界補正手段とを備えた腫瘍境界表示装置が開示されている。

10

【0006】

特許文献 3 には、境界の形状に応じて探索範囲の設定を行うことにより、ノイズや臓器境界と類似した画素値分布から誤った位置を境界として出力する可能性を小さくするために、操作者からの初期点の入力を受け付ける初期点指定手段と、既知の境界点に基づいて新たな境界点を探索する範囲を設定する探索範囲設定手段と、既知の境界点から探索線を設定する探索線設定手段と、探索線周辺の画素値の平滑化を行う平滑化手段と、探索線上のグラジエント（勾配）を計算して探索線方向の微分値を算出するグラジエント演算手段と、探索線上の微分値に基づいて境界点位置を判定する境界点判定手段と、導出された境界点より境界線を形成する境界形成手段とを備えた臓器境界抽出装置が開示されている。

20

【0007】

特許文献 4 には、超音波三次元画像の形成に当たって組織の表面抽出を正確且つ迅速に行うために、生体内三次元領域で超音波を送受波することによって取り込まれたエコーデータを格納する三次元データメモリと、該エコーデータに基づいて組織の境界抽出を行う境界抽出手段と、抽出された境界を利用して超音波画像を形成する画像形成手段とを含む超音波画像処理装置が開示されている。上記境界抽出手段は、注目座標で交差しつつ三次元的に広がる複数の参照方向ごとに、エコーデータの方向別分散値を求める第 1 の分散値演算手段と、複数の方向別分散値から更に分散値を演算することにより、注目画素の境界値を求める第 2 の分散値演算手段と、境界値の大きさから、上記注目座標が境界点か否かを判定する境界判定手段とを含んでいる。

30

【0008】

特許文献 5 には、超音波 3 次元画像から腫瘍（特に、乳腺腫瘍）の領域を高い精度で発見すると共に、悪性腫瘍の判断を再現性良く自動抽出するために、超音波診断法等の可視化技術を用いて 3 次元画像として抽出した（良性や悪性）腫瘍の表面積 S と堆積 V との比のパラメータ $S/V - ratio$ を定義して腫瘍表面形状の凹凸不整を定量化し、生体の MRI 画像や超音波画像等によって構成される 3 次元画像で表された組織間の境界を抽出して正常組織の中から癌組織を発見する腫瘍診断方法が開示されている。

40

【0009】

一方、近年、超音波画像を生成するに際して、超音波エコーの強度以外の要素を用いることが検討されている。そのような要素として、複数の超音波トランスデューサによってそれぞれ受信された複数の超音波エコー信号の相互関係を表す統計的性質（統計量）を利用することが考えられる。

40

【0010】

特許文献 6 には、コヒーレント・イメージング・システムにおいて非コヒーレント・データを相応に抑制するために、取得したエコー信号を、従来のコヒーレントな受信ビームを形成するように設定された時間遅延を用いる受信信号処理経路と、例えば、時間遅延をゼロとすることにより非コヒーレント加算が適用されるように設定された時間遅延を用いる受信信号処理経路との両方の処理経路において処理し、それによって得られたコヒーレント加算信号と非コヒーレント加算信号とに基づいて超音波画像を生成する装置が開示されている。また、特許文献 6 においては、コヒーレンス度に基づいて画像を生成し、これを B モード画像上にオーバーレイしてカラーマップすることも行われている（第 23 頁）

50

。ここで、コヒーレンス度とは、位相整合された信号（コヒーレントに加算された信号A）と位相整合されていない信号（非コヒーレントに加算された信号B）との類似の程度のことであり、信号Aと信号Bとの差や、信号Aの信号Bに対する比等によって表される。特許文献6によれば、コヒーレンス度に基づいて受信信号を取捨選択することにより、超音波画像の画質を改善することは期待できる。しかしながら、組織の境界や超音波ビームに対する反射面の角度を求めるることは行われていない。

【0011】

特許文献7には、生体組織を透過した超音波の強度分布を利用することにより、生体組織の微視的な構造を解析するために、生体組織に対して超音波を送波する送波手段と、生体組織を透過して広がった超音波を受波して超音波の強度分布を求める強度分布取得手段と、得られた強度分布に基づき生体組織の評価値を算出する評価値演算手段とを具備する生体組織評価装置が開示されている。10

【0012】

しかしながら、特許文献7においては、透過による干渉現象を利用していいるため、超音波ビームの奥行き方向に関する情報を得ることができない。また、超音波の干渉が生じる物体以外について、情報を得ることもできない。さらに、特許文献7においては、複数の超音波振動子によって得られた複数の受信信号間の強度分布を求め、その強度分布に基づいて生体組織を評価しているが、異なる組織の境界を検出することは行われていない。

【0013】

特許文献8には、任意の位置における所定開口による一回の受信により、検出対象の方位ないし変位を検出すると共に、高い分解能を得たり、実際に受信していない開口に対応する受信信号に相当する信号を得るために、開口内に達した波動をその開口内の位置の情報を伴って受信する受信器と、受信器で得られた受信信号を、開口内の位置を変数とする複数種類の重み付け関数それぞれで重み付け処理を行う重み付け処理部と、重み付け処理部における重み付け処理により得られた複数の重み付け受信信号に基づいて、開口に達した波動の伝播方向、もしくはその波動を生成した波源の位置を求める演算を含む演算を行う演算部とを備える波動受信装置が開示されている。20

【0014】

しかしながら、特許文献8においては、受信信号を開口内の位置に応じて重み付けすることにより、検出対象の方向や位置を検出しているが、複数の超音波トランスデューサから得られる受信信号相互間の性質や統計量は利用されていない。30

【特許文献1】特開平8-206117号公報（第1頁、図1）

【特許文献2】特開2002-291750号公報（第1頁、図3）

【特許文献3】特開2000-107183号公報（第2頁、図20）

【特許文献4】特開平7-8487号公報（第2頁）

【特許文献5】特開2000-126182号公報（第1頁）

【特許文献6】特表2002-534184号公報（第1頁、第23頁）

【特許文献7】特開平8-117225号公報（第1頁）

【特許文献8】特開平10-258052号公報（第1頁）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

上記の特許文献1～5のいずれにおいても、境界を抽出するためのデータとして、画像信号の強度（即ち、輝度）、その微分値、分散、統計量等のように、画像信号の性質が用いられている。この画像信号は、超音波が組織の境界において反射することによって得られる超音波エコーの強度に基づいて生成されるので、組織の表面性状（凹凸や硬軟）等の様々な要因の影響を受け易い。そのため、そのような画像信号を用いて境界を検出しても、精度が悪く、境界以外の組織が境界として誤検出される場合もある。また、輝度の階調等により、検出精度が不安定になることが多い。

また、上記の特許文献6～8は、専ら超音波画像の画質改善を目的としており、組織の50

境界を抽出することは行われていない。

【0016】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力された複数の受信信号（超音波エコー信号）に基づいて、複数の異なる組織の境界（組織の輪郭）を正確に抽出することを第1の目的とする。また、本発明は、抽出された境界の超音波送信方向に対する角度を検出することにより、より正確で分解能の良い超音波画像を生成することを第2の目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0017】

上記課題を解決するため、本発明に係る超音波画像境界抽出方法は、複数の超音波トランステューサから被検体に向けて送信され、該被検体から反射された超音波を受信することによって取得された複数の受信信号の内で、被検体内の所定の領域に関する複数の受信信号間の相互的な関係を求めるステップ（a）と、相互的な関係に基づいて被検体内の複数の異なる組織の境界を検出することにより、組織の境界に関する情報を生成するステップ（b）とを具備する。10

【0018】

また、本発明に係る超音波画像境界抽出装置は、複数の超音波トランステューサから被検体に向けて送信され、該被検体から反射された超音波を受信することによって取得された複数の受信信号の内で、被検体内の所定の領域に関する複数の受信信号間の相互的な関係を求める解析手段と、相互的な関係に基づいて被検体内の複数の異なる組織の境界を検出することにより、組織の境界を表す情報を生成する境界検出手段とを具備する。20

【0019】

さらに、本発明に係る超音波撮像装置は、被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体から反射された超音波を受信することにより受信信号を出力する複数の超音波トランステューサを含む超音波用探触子と、複数の超音波トランステューサからそれぞれ出力された複数の受信信号の内で、被検体内の所定の領域に関する複数の受信信号間の相互的な関係を求める解析手段と、相互的な関係に基づいて被検体内の複数の異なる組織の境界を検出することにより、組織の境界を表す情報を生成する境界検出手段と、組織の境界を表す情報に基づいて、検出された境界を表す画像データを生成する境界画像データ生成手段と、複数の受信信号について位相整合を施すことにより、被検体内の所定の領域に関するBモード画像データを生成するBモード画像データ生成手段とを具備する。30

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、複数の受信信号間の相互的な関係に基づいて、解析対象となる領域が組織の境界であるか否かを判断するので、複数の異なる組織の境界を容易且つ正確に抽出することができる。そのため、そのようにして抽出された境界を用いることにより、被検体内の様子を正確に表した画質の良い超音波画像を生成することができる。また、抽出された境界に基づいて、病状組織の診断に利用し得る様々な計測量を正確に算出できる。従って、医療診断の質や効率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】

【0021】

以下、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図1は、本発明の第1の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。本実施形態に係る超音波撮像装置は、一般的な超音波撮像装置が有するBモード画像生成機能（Bモード画像生成手段1）に加えて、複数の異なる組織に境界を抽出するための機能（境界抽出手段2）を備えている。

【0022】

図1に示すように、本実施形態に係る超音波撮像装置は、超音波用探触子10と、操作卓11と、制御部12と、記録部13と、送受信位置設定部14と、送信遅延制御部154050

と、駆動信号発生部 16 と、送受信切換部 17 とを含んでいる。

【0023】

超音波用探触子 10 は、被検体に当接させて用いられることにより、被検体に向けて超音波ビームを送信及び受信する。超音波用探触子 10 は、印加される駆動信号に基づいて超音波ビームを送信すると共に、伝播する超音波エコーを受信して受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサ 10a、10b、…を含んでいる。これらの超音波トランスデューサ 10a、10b、…は、1 次元又は 2 次元状に配列されてトランスデューサアレイを構成している。

【0024】

各超音波トランスデューサは、例えば、P Z T (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 V D F (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ている。このような振動子の電極に、パルス状の電気信号又は連続波の電気信号を送って電圧を印加すると、圧電体は伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状の超音波又は連続波の超音波が発生し、こ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、伝播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。これらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0025】

或いは、超音波トランスデューサとして、変換方式の異なる複数種類の素子を用いても良い。例えば、超音波を送信する素子として上記の振動子を用い、超音波を受信する素子として光検出方式の超音波トランスデューサを用いるようにする。光検出方式の超音波トランスデューサとは、超音波信号を光信号に変換して検出するものであり、例えば、ファブリーペロー共振器やファイバプラッギンググレーティングによって構成される。

【0026】

操作卓 11 は、オペレータが命令や情報を超音波撮像装置に入力する際に用いられる。操作卓 11 は、キーボードや、調整ツマミや、マウスを含むポインティングデバイス等を含んでいる。

制御部 12 は、例えば、C P U 及びソフトウェアによって構成されており、操作卓 11 から入力された命令や情報に基づいて、超音波撮像装置の各部を制御する。記録部 13 には、制御部 12 を構成する C P U に動作を実行させるプログラム等が記録されている。

【0027】

送受信位置設定部 14 は、被検体内の所定の領域を超音波ビームによって走査するために、超音波用探触子 10 から送信される超音波ビームの送信方向及び受信方向並びに焦点の深さと、超音波トランスデューサアレイの開口径 (即ち、使用される複数の超音波トランスデューサ) とを設定する。また、送信遅延制御部 15 は、送受信位置設定部 14 によって設定された超音波ビームを送信するために、複数の超音波トランスデューサに与えられる遅延時間を設定する。

【0028】

駆動信号発生部 16 は、複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給される複数の駆動信号を発生する複数の駆動回路によって構成されている。これらの駆動回路は、送信遅延制御部 15 によって設定された遅延時間に基づいて、駆動信号を発生する。

送受信切換部 17 は、制御部 11 の制御の下、超音波用探触子 10 に駆動信号を供給する送信モードと、超音波用探触子 10 から受信信号を出力する受信モードとを切り換える。

【0029】

また、本実施形態に係る超音波撮像装置は、前置増幅器 (P R E A M P) 20 と、A / D 変換器 21 と、受信遅延制御部 22 と、B モード画像データ生成手段 1 と、境界抽出手段 2 と、画像合成部 30 と、画像データ記憶部 31 と、画像処理部 32 と、表示部 33 とを含んでいる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

前置増幅器 20 及び A / D 変換器 21 は、複数の超音波トランステューサ 10 a、10 b、…に対応する複数のチャンネルを有しており、複数の超音波トランステューサからそれぞれ出力される受信信号を入力し、各受信信号に対して前置増幅及びアナログ / ディジタル変換を行う。

【 0 0 3 1 】

受信遅延制御部 22 は、超音波エコーの受信方向及び焦点深度に応じた複数の遅延パターン（位相整合パターン）を有しており、複数の受信信号に与えられる遅延パターンを、送受信位置設定部 14 によって設定された受信方向及び焦点深度に応じて選択し、位相整合部 23 及び空間強度分布解析部 26 に供給する。10

【 0 0 3 2 】

B モード画像データ生成手段 1 は、位相整合部 23 と、B モード画像データ生成部 24 とを含んでいる。

位相整合部 23 は、受信遅延制御部 22 から供給された遅延パターンに基づいて、A / D 変換された複数の受信信号（受信データ）にそれぞれ遅延を与え、それらを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（音線データ）が形成される。

【 0 0 3 3 】

B モード画像データ生成部 24 は、位相整合部 23 によって形成された音線データに対して包絡線検波処理及び S T C（センシティビティ・タイム・ゲイン・コントロール）を施すことにより、B モード画像データを生成する。20

【 0 0 3 4 】

一方、境界抽出手段 2 は、信号前処理部 25 と、空間強度分布解析部 26 と、境界検出部 27 と、境界画像データ生成部 28 とを含んでいる。

信号前処理部 25 は、A / D 変換された複数の受信信号について、必要に応じて以下の (i) ~ (i i i) に示す強度補正を行う。

【 0 0 3 5 】**(i) 素子感度補正**

超音波トランステューサアレイを製造する際に生じる超音波トランステューサの性能のばらつきを補正する。この補正は、標準反射源を用いて超音波用探触子 10 から超音波ビームの送受信を行うことにより、予め各超音波トランステューサの特性を測定して補正テーブルを作成しておき、受信信号の処理時に、その補正テーブルを用いることによって行うことができる。30

【 0 0 3 6 】**(i i) 立体角強度補正**

超音波トランステューサアレイにおいては、開口の端に位置する超音波トランステューサほど、超音波エコーの反射位置に対する立体角が小さくなるので、見かけの受信強度が小さくなる。そのため、受信深度（超音波エコーの反射位置の深さ）、各超音波トランステューサとの位置関係、及び、開口によって定まる超音波トランステューサ間の受信立体角の差に応じて、受信信号について強度補正を行う。40

【 0 0 3 7 】**(i i i) 距離補正**

受信深度と各超音波トランステューサとの位置関係によって変化する超音波エコーの距離減衰量を補正する。補正量は観察部位によって変わるので、観察部位に応じた標準値をデフォルト値として予め設定しておいて、表示された画像を見ながらオペレータが設定値を調整するようにしても良い。

【 0 0 3 8 】

さらに、信号前処理部 25 は、補正された受信信号に対して、スムージング、検波等の処理を行い、それらの受信信号をディジタル信号に変換する。このように、境界画像生成のためのデータ解析の前に検波を行うことにより、ノイズによる影響を抑制することがで50

きると共に、その後の処理における計算量を低減することができる。また、後述するように、境界画像データ生成部28によって生成された境界画像データを、色信号を表す画像データとして、そのままBモード画像データに重ね合わせることができるようになる。

【0039】

空間強度分布解析部26は、信号前処理部25によって処理された複数の受信信号の内で、同一の位相整合線上にある複数の受信信号の空間強度分布（以下において、単に強度分布という）を求め、それを解析することにより、被検体内の反射体の組織性状を表す情報を生成する。これらの同一位相整合線上にある複数の受信信号は、受信遅延制御部22から供給された遅延パターンに基づいて決定される。ここで、反射体の組織性状には、反射体の表面が硬い（例えば、骨部や、腱や、靭帯）又は軟らかい（例えば、皮膚や筋肉）といった表面状態（表面性状）の他、均一な内部組織や、スペックル成分等も含まれる。また、反射体の組織性状を表す情報には、そのような反射体の組織性状の特性を表す統計量等が含まれる。

【0040】

境界検出部27は、空間強度分布解析部26によって生成された反射体の組織性状を表す情報に基づいて、それをパラメータとして用いることにより、超音波画像における反射体の境界（輪郭）を検出する。

境界画像データ生成部28は、境界検出部27によって検出された境界に対応する表示画面上の領域（表示領域）に所定の色を割り当てることにより、境界画像データを生成する。

上記境界抽出手段2において行われる境界抽出の原理、及び、境界抽出手段2の動作については、後で詳しく説明する。

【0041】

画像合成部30は、Bモード画像データ生成部24によって生成されたBモード画像データと、境界画像データ生成部28によって生成された境界画像データとに基づいて、Bモード画像の対応する領域に境界画像が重ね合わせられた合成画像データを生成する。境界画像が重ね合わせられるBモード画像上の領域は、画像合成部30によって自動的に決定されても良いし、操作卓11を用いることにより、オペレータがマニュアル指定しても良い。

【0042】

画像データ記憶部31は、生成された合成画像データを記憶する。また、画像処理部32は、合成画像データについて走査変換や階調処理等を含む所定の画像処理を施すことにより、画面表示用の画像データを生成する。表示部33は、例えば、CRTやLCD等のディスプレイ装置を含んでおり、画像処理部32によって画像処理が施された画像データに基づいて、超音波画像を表示する。

【0043】

次に、境界を抽出する原理について説明する。

まず、図2の(a)に示すように、超音波トランステューサ10a～10eを含む超音波トランステューサアレイを用いて、反射体101に向けて超音波ビームを送信し、深度Dに位置する反射体101の表面において反射された超音波エコーを受信する場合を考える。図2の(b)は、超音波トランステューサ10a～10eにおける超音波エコーの受信波形を表している。なお、図2の(b)において、横軸は、時刻(t)を示しており、縦軸は、受信信号の電圧を示している。また、図2の(c)は、超音波トランステューサ10a～10eから出力される受信信号の強度分布を表している。図2の(c)において、横軸は超音波トランステューサ(素子)の位置を示し、縦軸は、受信信号の強度を示している。

【0044】

反射点101aにおいて反射した超音波エコーは、図2の(b)に示すように、反射点101aの正面に位置する超音波トランステューサ10cによってまず受信され、その後、超音波トランステューサ10b及び10d、超音波トランステューサ10a及び10e

10

20

30

40

50

によって順に受信される。このとき、反射体 101 が、骨部のように、超音波エコーをあまり散乱されることなく反射する物体である場合には、超音波エコーは、図 2 の (c) に示すように、超音波トランステューサ 10c の位置をピークとする強度分布で、超音波トランステューサ 10a ~ 10e に受信される。以下において、そのような反射体（反射面）のことを、正反射体（正反射面）といい、反射体表面の正反射し易さ（即ち、散乱し難さ）のことを、正反射度という。

B モード画像を生成する場合には、同じ位相整合線 L 1 上の受信信号に所定の遅延時間を与えて加算する。それにより、反射点 101a に関する超音波情報を表す音線信号 S_L が形成される。

【0045】

次に、軟部組織のように、超音波を散乱し易い反射体に向けて超音波ビームを送信する場合について考える。以下において、そのような反射体（反射面）のことを散乱反射体（散乱反射面）という。図 3 の (a) に示すように、深度 D に位置する散乱反射体 102 に向けて超音波ビームを送信すると、その超音波ビームは、反射点 102a において様々な方向に反射される。そのようにして生じた超音波エコーは、図 3 の (b) に示すように、深度 D 及び反射点 102a の位置に応じたタイミングで、超音波トランステューサ 10a ~ 10e によって受信される。これらのタイミングは、図 2 の (b) に示す超音波エコーの受信波形と同様に、位相整合線 L 1 上に乗っているので、B モード画像を生成するために位相整合を行うと、図 2 の (b) に示すのと同様の音線信号 S_L が形成される。

【0046】

しかしながら、超音波ビームが散乱反射体によって反射された場合には、超音波エコーの強度が様々な方向に分散してしまうので、超音波トランステューサ 10a ~ 10e から出力される受信信号の強度分布は、図 3 の (c) に示すように、比較的平坦なものとなる。

【0047】

次に、正反射体が、超音波トランステューサアレイに対して傾いている場合について考える。図 4 の (a) に示すように、深度 D に位置する正反射体 103 に向けて超音波ビームを送信すると、その超音波ビームは、正反射体 103 の傾きに応じて、超音波ビームが送信された方向とは異なる方向に反射される。そのようにして生じた超音波エコーは、深度 D 及び反射点 103a の位置に応じたタイミングで、超音波トランステューサ 10a ~ 10e によって受信される。これらのタイミングは、図 2 の (b) に示す超音波エコーの受信波形と同様に、位相整合線 L 1 上に乗っているので、位相整合を行うと、やはり、図 2 の (b) に示すのと同様の音線信号 S_L が形成される。

【0048】

しかしながら、超音波ビームが、超音波トランステューサアレイに対して傾いている反射体によって反射された場合には、超音波エコーの伝播方向が変化しているので、図 4 の (c) に示すように、超音波トランステューサ 10a ~ 10e から出力される受信信号の強度分布において、ピークがシフトする。

【0049】

このように、受信信号を位相整合する場合には、超音波エコーの反射位置（組織の境界）を表す音線信号が一様に決定されるが、複数の受信信号の相互関係（例えば、強度分布）に注目することにより、反射体の組織性状や傾きを求めることが可能になる。特に、骨部の反射率は軟部組織の 100 倍程度に及ぶので、各受信信号レベルで解析することは可能であり、硬部組織と軟部組織とを十分に判別することができる。

【0050】

次に、境界抽出手段 2 に含まれる空間強度分布解析部 26 ~ 境界画像データ生成部 28 の動作について、図 5 を参照しながら説明する。

まず、図 1 に示す空間強度分布解析部 26 は、解析対象となる領域（解析領域）に関する複数の受信信号の強度分布を求める。即ち、横軸をトランステューサの位置座標とし、縦軸を受信信号の強度とするグラフにおいて、超音波トランステューサアレイの内、開口

10

20

30

40

50

径 D A に含まれる複数の超音波トランスデューサから出力された同位相整合線上の受信信号の強度をプロットする。次に、その強度分布図において、横軸をデータ数値と読み替え、縦軸を度数と読み替える。図 5 に示すように、それによって得られた関係図を、以下において、確率変数 x と確率密度関数 $f(x)$ との関係を表す度数分布図として取り扱う。

【0051】

図 5において、曲線(1)は、度数分布がある値に集中している場合、即ち、超音波ビームが正反射体によって反射された場合における度数分布を表している。また、曲線(2)は、度数がランダムに分布している場合、即ち、超音波ビームが散乱反射体によって反射された場合における度数分布を表している。さらに、比較のために示す曲線(3)は、超音波ビームが複数の方向に同一強度で反射された仮想的な場合における度数分布を表している。

【0052】

空間強度分布解析部 26 は、この度数分布に基づいて、例えば、以下の(1)～(5)に示す内から必要な統計量を算出する。

(1) 平均

度数の定量的特性を表す値として、平均が用いられる。超音波トランスデューサアレイの正面方向から伝播する超音波エコーを受信すると、通常は平均がゼロ(中央)となるが、反射体が超音波トランスデューサアレイに対して傾いている場合には、平均が中央から端部にずれてくる。平均としては、通常の算術平均(相加平均)の他に、メディアン(中央値)やモード(最頻値)も用いられる。なお、これらの算術平均、メディアン、モードの大小関係は、度数の分布状態に応じて変化するので、度数のばらつきを推定する際に用いることができる。

【0053】

(1-1) メディアン

度数を最小値から順に並べた場合において、データ数の中央に位置する値のことをいう。データ数が偶数個である場合には、中央の 2 つの値の算術平均が用いられる。

(1-2) モード

度数の中で、最も頻度の高い値のことをいう。

【0054】

(2) 分散

分散は、度数のばらつきを示す尺度の 1 つであり、各検出データと算術平均との差である偏差の 2 乗和を、データ数(又は、データ数 - 1)で割ることによって求められる。曲線(1)のように、度数分布が正規分布に近く、ピークが立っている場合には、分散の値が小さくなる。反対に、曲線(2)のように、度数分布がランダムである場合や、曲線(3)のように、度数分布が一様である場合には、分散の値は大きくなる。

【0055】

(3) 歪度

歪度とは、度数の平均の周りにおける非対称の度合いを表す尺度であり、次式により求められる。

$$\text{歪度} = (\text{偏差の } 3 \text{ 乗和} / \text{データ数}) / \text{標準偏差の } 3 \text{ 乗}$$

歪度がゼロとは、度数分布が偏っていないことを表し、この場合に、算術平均とメディアンとモードとが等しくなる。また、歪度が正とは、度数分布が負に偏っていることを表し、この場合に、算術平均 > メディアン > モードという関係になる。さらに、歪度が負とは、度数分布が正に偏っていることを表し、この場合に、算術平均 < メディアン < モードという関係になる。

【0056】

(4) 尖度

尖度とは、度数の平均の周りにおける集中度(尖っている度合い)を表す尺度であり、次式により求められる。

$$\text{尖度} = (\text{偏差の } 4 \text{ 乗和} / \text{データ数}) / \text{標準偏差の } 4 \text{ 乗}$$

10

20

30

40

50

ここで、平均が0であり、分散が1である標準正規分布においては、尖度が3となる。そのため、尖度は、数値3を基準として評価される。即ち、尖度が3である場合に、度数分布は正規分布に近い状態になっている。また、尖度が3より小さくなるほど、度数分布は平坦な状態となる。さらに、尖度が3より大きくなるほど、度数分布は平均周りが尖った状態となる。

【0057】

(5) p - v 値、隣接素子間の2乗平均等

曲線(2)のように、度数がランダムに分布している場合には、ランダムの度合いを示す尺度も算出される。そのような尺度として、例えば、図5に示すように、曲線(2)における山(peak)と谷(valley)の間隔や、隣接する超音波トランスデューサ間ににおける度数の差分2乗平均等が用いられる。これらの尺度は、値が大きいほど超音波エコーが不定状態にあり、スペックル成分が大きいことを示す。

【0058】

図1に示す境界検出部27は、空間強度分布解析部26によって算出された統計量をパラメータとして、超音波画像における組織の境界を検出し、境界の位置情報を含む境界情報を生成する。その際に、境界検出部27は、例えば、図6の曲線(4)に示すように、分散が所定の閾値より小さい領域を境界として検出しても良いし、尖度が所定の閾値より大きい領域を境界としても良い。閾値としては、例えば、ある領域内におけるそれらの統計量の平均値を選択することができる。或いは、境界検出部27は、それらの統計量の変化率、即ち、統計量の微分値に基づいて境界を判断しても良い。この場合には、境界が強調されるので、境界検出部27の境界判断性能を向上させることができる。また、境界検出部27は、検出された境界の性状を境界情報に付加しても良い。例えば、尖度が大きいほど正反射度が強い境界(即ち、硬い境界)であり、尖度が小さいほど正反射度が弱い境界(即ち、軟らかい境界)であると判断することができる。或いは、例えば、p - v 値が大きい領域は、散乱成分が多い境界であると判断しても良い。

【0059】

境界画像データ生成部28は、境界検出部27によって生成された境界情報に基づいて、検出された境界に対応する表示領域に所定の色を割り当てることにより、境界画像を表す境界画像データを生成する。その際には、正反射度の強さに応じて濃度が異なる色を割り当ても良い。例えば、正反射度の高い境界に濃い青色を割り当て、正反射度の低い境界に薄い青色を割り当てる。

【0060】

図7は、Bモード画像と境界画像との合成画像を模式的に示している。図7に示す超音波画像において、骨部111や腱及び韌帯112や筋肉組織113の表面(境界)は、硬さに応じて異なる色によって表示されている。また、スペックル領域114の内部には、異常組織115の境界が表示されている。このように、組織の境界を抽出すると共に、色分けして表示することにより、超音波画像が見やすくなるので、医療診断の質や効率を向上させることが可能になる。特に、骨部等の周辺においては、骨による超音波の多重反射が生じても組織の境界が明確に画像化されるため、腱や筋肉を容易に判別できる。

【0061】

以上説明した本発明の第1の実施形態においては、Bモード画像データ生成手段1と境界抽出手段2とにおいて、異なる信号前処理を行っているが、共通の信号前処理を行っても良い。例えば、図1に示す信号前処理部25を、Bモード画像データ生成手段1と境界抽出手段2とに分岐する前に配置すれば良い。なお、その場合には、そのような信号前処理を、受信信号のA / D 変換前に行っても良いし、A / D 変換後に行っても良い。

【0062】

次に、本実施形態に係る超音波撮像装置の変形例について説明する。

図1に示す境界抽出手段2において、境界検出部27に、位相整合部23において生成された音線データと、空間強度分布解析部26において生成された反射体の表面性状を表す情報とに基づいて、境界情報を生成させるようにしても良い。例えば、音線データにお

いて波形のピークが見られる位置について、分散や尖度等の統計量に基づいて正反射度を判定することにより、計算量を大幅に増やすことなく、境界をより正確に抽出することが可能になる。

【0063】

次に、本発明の第2の実施形態に係る超音波撮像装置について説明する。図8は、本実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

図8に示すように、この超音波撮像装置は、図1に示す境界抽出手段2の替わりに、境界抽出手段3を有している。その他の構成については、図1に示す超音波撮像装置と同様である。

【0064】

境界抽出手段3は、信号前処理部25と、ヒストグラム解析部40と、境界検出部41と、境界画像データ生成部28とを含んでいる。

ヒストグラム解析部40は、信号前処理部25によって強度補正された複数の受信信号の内、同一位相整合線上にある複数の受信信号に基づいてヒストグラムを作成することにより、反射体の組織性状の特性を表す統計量を算出する。また、境界検出部41は、算出された統計量をパラメータとして用いて境界を検出することにより、境界情報を生成する。なお、信号前処理部25及び境界画像データ生成部28の動作については、第1の実施形態において説明したものと同様である。

【0065】

以下において、ヒストグラム解析部40及び境界検出部41の動作について、詳しく説明する。

図9は、第1の例に係るヒストグラム解析部40及び境界検出部41の動作を示すフローチャートである。

図9のステップS11において、解析対象となる反射体上の領域（解析領域）に関する受信信号について、図10の（a）に示すような強度分布を求め、さらに、その強度分布に基づいて、図10の（b）に示すヒストグラムを作成する。ここで、図10の（a）は、超音波トランスデューサアレイの内、開口径DAに含まれる複数の超音波トランスデューサから出力された受信信号の強度分布を示している。

【0066】

次に、ステップS12において、作成されたヒストグラムを、値の範囲（ヒストグラムの横軸）が0～1となるように規格化する。

次に、ステップS13及びS14において、規格化されたヒストグラムの分布状態を、ベータ分布を用いて定量化する。ベータ分布は、形状パラメータ α 及び β を用いて、 $X \sim B(\alpha, \beta)$ と表され、ベータ分布における確率密度関数 $f(x)$ 、原点の周りのr次のモーメント（積率）、平均 $E(x)$ 、分散 $VAR(x)$ 、及び、モード MOD は、次式（1）～（5）によって表される。

【数1】

$$f(x) = \frac{1}{B(\alpha, \beta)} x^{\alpha-1} (1-x)^{\beta-1} \quad (0 \leq x \leq 1) \quad \cdots (1)$$

$$\mu_r = \frac{B(\alpha+r, \beta)}{B(\alpha, \beta)} \quad (r \geq 1) \quad \cdots (2)$$

$$E(x) = \frac{\alpha}{\alpha + \beta} \quad \cdots (3)$$

$$VAR(x) = \frac{\alpha \beta}{(\alpha + \beta)^2 (\alpha + \beta + 1)} \quad \cdots (4)$$

$$MOD = \frac{\alpha - 1}{\alpha + \beta - 2} \quad (\alpha > 1, \beta > 1) \quad \cdots (5)$$

10

20

30

【0067】

ベータ分布を求めるために、まず、ステップS13において、規格化されたヒストグラムから、次式(6)及び(7)を用いて標本平均 x_{AVE} 及び分散 σ^2 を求める。

【数2】

$$x_{AVE} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n f_i m_i \quad \cdots (6)$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n f_i m_i^2 - X_{AVE}^2 \quad \cdots (7)$$

40

【0068】

次に、ステップS14において、次式(8)及び(9)を用い、モーメント法によりベータ分布パラメータ α 及び β を推定により求める。

【数3】

$$\alpha: x_{AVE} \left\{ \left[x_{AVE} (1 - x_{AVE}) / \left(\frac{n-1}{n} \right) \sigma^2 \right] - 1 \right\} \quad \cdots (8)$$

$$\beta: (1 - x_{AVE}) \left\{ \left[x_{AVE} (1 - x_{AVE}) / \left(\frac{n-1}{n} \right) \sigma^2 \right] - 1 \right\} \quad \cdots (9)$$

これにより、ベータ分布に近似する分布が求められる。

【0069】

次に、ステップS15において、図11に示すように、ベータ分布パラメータをクラス

50

化し、及びの値に応じて各解析領域が境界であるかを判断する。その際に、境界の性状を求めて良い。ここで、図11における「U字」、「J字」、「一山」とは、ベータ分布における確率密度関数の形状を表している。

【0070】

(i) $| \times | < 1$ の場合

この場合には、図12の(a)～(c)に示すように、確率密度関数 $f(x)$ はU字型となる。これは、図10の(a)に示すように、受信信号の強度分布においてピークが立っていることを示し、反射面が超音波を正反射していることを表している。また、図12の(a)又は(b)に示すように、 $| \times |$ の値が小さいほど、確率密度関数 $f(x)$ のU字勾配が急になるので、反射面の正反射度が強くなる。反対に、図12の(c)に示すように、 $| \times |$ の値が大きいほど、確率密度関数のU字勾配が緩やかになるので、反射面の正反射度は弱くなる。そこで、境界検出部41は、確率密度関数 $f(x)$ がU字型となる解析領域を境界として検出すると共に、 $| \times |$ の値に応じて、正反射度の強弱を境界情報に付加する。10

【0071】

(ii) $(- 1) \times (- 1) > 0$ の場合

この場合には、図13の(a)～(d)に示すように、確率密度関数はJ字型となる。これは、受信信号の強度分布において、ある程度ピークが立っているが、強度のピーク中心が、超音波トランスデューサアレイの開口外にあることを表している。即ち、正反射体の反射面が超音波トランスデューサアレイに対して傾いていることを示している。例えば、図14の(a)に示す強度分布が得られる場合に、超音波トランスデューサの開口径DAを変化させることにより、ヒストグラムは、図15の(a)～(d)のように変化する。また、図13の(a)又は(b)に示すように、 $| / |$ の値が1から離れるほどJ字の勾配が急になるので、反射面の正反射度は強くなる。反対に、図13の(c)又は(d)に示すように、 $| / |$ の値が1に近いほど、J字の勾配が緩やか(例えば、勾配0)になるので、反射面の正反射度は弱くなる。そこで、境界検出部41は、確率密度関数 $f(x)$ がJ字型となる解析領域を境界として検出すると共に、 $| / |$ の値に応じて、正反射度の強弱を境界情報に付加する。20

【0072】

(iii) $| \times | > 1$ の場合

この場合には、図16の(a)～(c)に示すように、確率密度関数 $f(x)$ は单峰(一山)型となる。これは、即ち、受信信号の強度分布が正規分布であり、反射体が超音波を散乱反射する組織であることを表している。また、図16の(a)又は(b)に示すように、 $| \times |$ の値が大きいほど確率密度関数 $f(x)$ の山が急になり、強度分布のばらつきが小さく均一な拡散面を表す。反対に、図16の(c)に示すように、 $| \times |$ の値が小さいほど確率密度関数 $f(x)$ の山が緩やかになり、強度分布のばらつきが大きくなる。或いは、ある設定された閾値よりも $| \times |$ の値が小さい領域は、スペックル成分を表すことが多い。このような解析領域は、境界とは判断されない。30

【0073】

次に、第2の例に係るヒストグラム解析部40及び境界検出部41(図8)の動作について説明する。40

この例において、ヒストグラム解析部40は、第1の例において説明したのと同様に、解析領域に関する受信信号について強度分布を求めてヒストグラムを作成し、それを規格化することによって得られたヒストグラムに基づいて、各種の統計量を算出する。統計量としては、モード、メディアン、四分位偏差、歪度、頻度等が用いられる。ここで、四分位偏差とは、度数の散布度を表す指標であり、度数全体の内、半分を占める度数の範囲Xを表す。四分位偏差QRは、次式によって求められる。

$$QR = 0.75 \times X - 0.25 \times X) / 2$$

また、その他の統計量については、第1の実施形態において説明したものと同様である。

【0074】

10

20

30

40

50

次に、境界検出部 41 は、算出された統計量に基づいて、各解析領域が境界であるか否かを判断する。また、その際に、境界の性状を求めてても良い。

(i) 分散²、四分位偏差、又は、尖度が閾値より小さい場合

度数分布が平均付近に集中している状態においては、これらの統計量は小さくなる。この場合には、解析領域は散乱反射面であると考えられる。なお、この場合には、ベータ分布は正規分布（単峰型）となる。

【0075】

(ii) 分散²、四分位偏差、又は、尖度が閾値より大きい場合

度数分布の平均からのばらつきが大きい状態においては、これらの統計量は大きくなる。この場合には、境界検出部 41 は、その解析領域を境界として検出すると共に、統計量が大きくなるに従って正反射度が強くなるように境界情報を生成する。なお、この場合には、ベータ分布は、U 字型又は J 字型となる。

ここで、上記(i)又は(ii)においては、例えば、図 5 の曲線(3)のように、度数が一様分布であるときの各統計量を閾値として用いても良い。

【0076】

次に、第 3 の例に係るヒストグラム解析部 40 及び境界検出部 41（図 8）の動作について説明する。この例において、ヒストグラム解析部 40 は、第 1 の例において説明したのと同様にベータ分布を求める。また、境界検出部 41 は、ベータ分布の形状に応じて、使用される統計量を選択し、境界か否かの判断を行う。即ち、そのベータ分布の形状が、単峰型である場合には、解析領域は散乱反射面と考えられるので、パラメータとして分散を用いる。一方、図 17 に示すように、ベータ分布の形状が U 字型である場合には、データを図の破線において 2 分割し、A 及び B の各領域について算出された分散の平均値をパラメータとして用いる。

【0077】

形状を認識する際には、パターンマッチングや、最小 2 乗法等を用いた類似度判定や、統計パラメータの理論値との類似度判定を行っても良い。その場合には、統計パラメータとして、モード、メディアン、平均周りの r 次モーメントを用いることができる。

【0078】

次に、本発明の第 3 の実施形態に係る超音波撮像装置について説明する。図 18 は、本実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

図 18 に示すように、この超音波撮像装置は、図 1 に示す境界抽出手段 2 の替わりに、境界抽出手段 4 を有している。その他の構成については、図 1 に示す超音波撮像装置と同様である。

【0079】

境界抽出手段 4 は、図 1 に示す境界抽出手段 2 に対して、ヒストグラム解析部 40 及びアルゴリズム選択部 50 をさらに有しており、また、境界検出部 27 の替わりに境界検出部 51 を有している。

アルゴリズム選択部 50 は、空間強度分布解析部 26 における解析の結果求められた統計量（強度分布解析情報）と、ヒストグラム解析部 40 における解析の結果求められた統計量（ヒストグラム解析情報）との内から、境界情報を生成するために用いられる統計量と、その統計量の種類に応じた境界情報生成のためのアルゴリズムとを、境界検出部 51 に与える。境界検出部 51 は、与えられたアルゴリズムを用いて統計量を処理することにより、境界を検出することにより、境界情報を生成する。統計量の種類に応じたアルゴリズムは、本発明の第 1 及び第 2 の実施形態において説明したものと同様である。また、ヒストグラム解析部 40 の動作については、本発明の第 2 の実施形態において説明したものと同様である。

【0080】

強度分布解析情報とヒストグラム解析情報との内のいずれを使用するかについては、超音波トランステューサアレイの開口に応じた受信信号の数や、送信超音波ビームの強度等の条件に応じて予め設定しておいても良い。また、統計量の種類に応じて、強度分布解析

10

20

30

40

50

情報とヒストグラム解析情報とを組み合わせて使用するように予め設定しておいても良い。例えば、境界か否かを判断する際には強度分布解析情報、境界の性状を求める際にはヒストグラム解析情報を用いるようにする。或いは、操作卓 11 を用いて入力されるオペレータの命令によって、使用される統計量を選択するようにしても良い。その場合には、表示部 33 に表示された超音波画像を見ながら、オペレータが命令を入力できるようにしても良い。

このように、強度分布解析情報とヒストグラム解析情報とを組み合わせて用いることにより、正確な境界を効率良く抽出することができ、診断により適した超音波画像を表示することが可能になる。

【0081】

次に、本発明の第 4 の実施形態に係る超音波撮像装置について説明する。図 19 は、本実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すプロック図である。

図 19 に示すように、この超音波撮像装置は、図 1 に示す超音波撮像装置に対して、境界角度検出部 60 及び反射率補正部 61 をさらに設けたものである。その他の構成については、図 1 に示す超音波撮像装置と同様である。

【0082】

ここで、再び図 2 及び図 4 を参照しながら、同じ表面性状を有する正反射体 101 及び 103 に、同じ強度の超音波ビームを送信する場合について考える。図 2 に示す場合と比較して、図 4 に示すように、正反射体 103 が超音波ビームの入射方向に対して傾いていると、超音波ビームは、入射方向とは異なる方向に反射されてしまうため、その一部しか超音波トランスデューサ 10a、10b、…に受信されない場合が生じる。その結果、位相整合された信号の強度が小さくなるので、本来、強い正反射体であるにもかかわらず、弱い拡散分布としてしか認識されなくなってしまう。そのため、本実施形態においては、境界の傾きに基づいて、B モード画像データが境界の真の反射率を表すように補正を行う。

【0083】

境界角度検出部 60 は、境界検出部 27 によって検出された境界について、超音波送信方向に対する角度（即ち、境界面の超音波トランスデューサアレイに対する傾き）を検出する。その際には、検出対象である境界について算出されたモードや歪度等の統計量が、パラメータとして用いられる。例えば、モードがゼロの場合とは、図 2 に示すように境界が傾いていないことを表しており、モードの絶対値が大きくなるほど、図 4 に示すように、境界の角度が大きくなる。

【0084】

また、反射率補正部 61 は、境界角度検出部 60 によって検出された角度に基づいて、B モード画像データを補正するための補正量を求め、それを B モード画像データ生成部 24 に与える。反射率補正部 61 は、境界の角度に対応する補正量が記録された反射率補正用テーブルを有しており、反射率補正用テーブルを参照することにより、検出された境界に与えられる補正量を求める。例えば、境界が傾いていない場合には、反射率の補正量はゼロとなり、境界の角度が大きくなるほど、反射率の補正量は多くなる。B モード画像データ生成部 24 は、B モード画像データについて、与えられた補正量に従って信号強度（即ち、表示画面上の輝度）を大きくする補正を行う。

なお、そのような反射率補正用テーブルは、例えば、標準反射源を用いた測定やシミュレーションを行うことにより作成することができる。

このように、本実施形態によれば、真の反射率、即ち、正確な音響インピーダンスの差を B モード画像として表示することができる。

【0085】

次に、本実施形態に係る超音波撮像装置の変形例について説明する。

図 19 に示す境界角度検出部 60 及び反射率補正部 61 は、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波撮像装置に設けても良い。その場合には、ヒストグラム解析部 40（図 8）によって作成されたヒストグラムから算出された統計量（モード、歪度等）に基づいて境界

の角度を検出しても良いし、ベータ分布の形状に基づいて境界の角度を検出しても良い。

さらに、図19に示す境界角度検出部60及び反射率補正部61を、本発明の第3の実施形態に係る超音波撮像装置(図18)に設けても良い。

【0086】

次に、本発明の第5の実施形態に係る超音波撮像装置について説明する。図20は、本実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

図20に示すように、この超音波撮像装置は、図1に示す境界抽出手段2の替わりに、境界抽出手段5を有している。その他の構成については、図1に示すものと同様である。

【0087】

境界抽出手段5は、図1に示す境界抽出手段2に対して、境界角度検出部60及び画素内パターン生成部62をさらに有している。

画素内パターン生成部62は、境界角度検出部60によって検出された境界の角度に応じて画素内パターンを生成し、Bモード画像生成部24及び境界画像データ生成部28に供給する。例えば、図21に示すように、超音波トランステューサアレイ10に対して境界120が傾いている場合に、画素内パターン生成部62は、1つの画素121を複数のマイクロドットパターン122に分け、所定の輝度信号及び色信号が与えられる所定のマイクロドットパターン(斜線部分)を設定する。Bモード画像生成部24及び境界画像データ生成部28は、その境界の位置について、与えられた画素内パターンに従って、Bモード画像データ及び境界画像データをそれぞれ生成する。なお、境界角度検出部60の動作については、第4の実施形態において説明したものと同様である。

このように、境界の位置に対応する画素内にパターンを形成することにより、超音波画像における見かけ上の分解能を向上させることができる。

【0088】

本実施形態においては、本発明の第1の実施形態に係る超音波撮像装置(図1)に、境界角度検出部60及び画素内パターン生成部62を設けたが、第2及び第3の実施形態に係る超音波撮像装置(図8、図18)にも同様に設けることができる。また、本発明の第4の実施形態に係る超音波撮像装置(図19)に、画素内パターン生成部62を追加しても良い。

【0089】

次に、本発明の第6の実施形態に係る超音波撮像装置について説明する。図22は、本実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

図22に示すように、この超音波撮像装置は、図1に示す境界抽出手段2の替わりに、境界抽出手段6を有している。その他の構成については、図1に示すものと同様である。境界抽出手段6は、図1に示す境界抽出手段2に対して、境界補正部63をさらに有している。

【0090】

図23は、境界補正部63の動作を説明するための図である。図23において、画素131(グレーの領域)は、超音波画像を構成する複数の画素130の内、境界検出部27によって検出された境界を表している。

ここで、境界検出部27は、音線上の各解析領域について、境界であるか否かを判定することにより境界を検出している。そのため、超音波ビームの走査密度や分解能によっては、領域132や及び133のように、実際には境界であるにもかかわらず、境界として検出されない場合がある。その結果、水平方向(音線方向と垂直な方向)に並ぶ画素間ににおいて不自然な画像が生成されるおそれがある。

【0091】

そのため、境界補正部63は、音線データを1画面分蓄積すると、水平方向又は斜め方向における隣接画素間の境界の連続性を解析する。そして、複数画素分の境界が連続した後に、数画素分のみ境界が途切れている領域について、途切れた画素領域を境界とみなし、境界を接続する繋ぎ処理を行う。Bモード画像生成部24及び境界画像データ生成部28は、境界とみなされた領域についてBモード画像データ及び境界画像データをそれぞれ

10

20

30

40

50

生成する。

このように、境界の水平方向の連続性を補正することにより、超音波画像における見かけ上の分解能を向上させることができる。

【0092】

本実施形態においては、本発明の第1の実施形態に係る超音波撮像装置（図1）に対して境界補正部63を設けたが、第2～第5の実施形態に係る超音波撮像装置にも同様に設けることができる。例えば、境界補正部63を第5の実施形態に適用する場合には、斜め方向に境界補正された領域について、その境界の角度に応じて生成された画素内パターンを適用することにより、見かけ上の分解能をさらに向上させ、見やすい超音波画像を表示することができる。

10

【0093】

次に、本発明の第7の実施形態に係る超音波撮像装置について説明する。図24は、本実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

図24に示すように、この超音波撮像装置は、図1に示す超音波撮像装置に対して、境界位置情報記憶部64及び3次元画像構成部65をさらに設けたものである。その他の構成については、図1に示すものと同様である。

【0094】

境界位置情報記憶部64は、境界検出部27によって検出された境界の位置を表す境界位置情報を記憶しており、必要に応じて境界位置情報を3次元画像構成部65に出力する。また、3次元画像構成部65は、画像データ記憶部31に記憶された複数の画像データ（断層画像データ）に基づいて3次元画像を構成する。その際に、3次元画像構成部65は、境界位置情報記憶部64から出力された境界位置情報に基づいて各断層面における境界を繋ぐことにより、滑らかな3次元画像を生成することができる。

20

【0095】

また、境界位置情報記憶部64から画像処理部32に境界位置情報を直接出力させることにより、画像処理部32においてユーザ所望の画像処理を行わせることができる。例えば、ある境界に囲まれる所望の領域（例えば、ある組織内）のみに階調処理や色調補正等を施すことが可能になる。

【0096】

さらに、本実施形態に係る超音波撮像装置に変形例として、境界位置情報記憶部64に記憶されている境界位置情報を、当該超音波撮像装置に拡張機能として追加された演算処理部や、外部の演算処理装置に出力しても良い。そのような演算処理部等において、境界位置情報を用いることにより、所望の領域の長さや面積や体積を算出することができる。それらの算出量は、例えば、臓器やその内部に形成された腫瘍の大きさや縦横比や、腫瘍の良否を判定する際の指標となる表面凹凸を計測する際に利用できる。また、境界位置情報を、超音波エコー信号の統計量を算出する際の領域決定に用いることもできる。例えば、肝臓の診断に際して、正常な肝臓における信号振幅の確率密度関数はレイリー分布に従い、硬変部においてはレイリー分布から逸脱することが知られている。

30

本実施形態においては、本発明の第1の実施形態に係る超音波撮像装置に対して境界位置情報記憶部64を設けたが、第2～第6の実施形態に係る超音波撮像装置にも同様に設けることができる。

40

【0097】

以上説明したように、本発明の第1～第7の実施形態によれば、複数の受信信号の空間強度分布や統計量といった信号相互の関係や性質を用いることにより、超音波画像における境界を、簡単な計算によって抽出し、リアルタイムに画像化することができる。また、第1～第7の実施形態において説明した境界抽出手段及びそこで生成された境界情報を利用する各部は、一般的な超音波撮像装置に拡張機能として追加することができるので、安価にシステムを構成することが可能である。

【産業上の利用可能性】

【0098】

50

本発明は、超音波を送受信して生体内の臓器や骨等の撮像を行うことにより、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波撮像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】

【0099】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図2】正反射体に向けて超音波ビームを送受信した場合における受信信号の強度分布を表す図である。

【図3】散乱反射体に向けて超音波ビームを送受信した場合における受信信号の強度分布を表す図である。

【図4】傾きのある正反射体に向けて超音波ビームを送受信した場合における受信信号の強度分布を表す図である。

【図5】受信信号の空間強度分布を表す図である。

【図6】受信信号の空間強度分布と境界画像データに割り当てる色との関係を説明するための図である。

【図7】Bモード画像と境界画像との合成画像を表す模式図である。

【図8】本発明の第2の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図9】第1の例に係るヒストグラム解析部及び境界画像データ生成部の動作を示すフローチャートである。

【図10】受信信号の空間強度分布と、それに基づいて作成されたヒストグラムを示す図である。

【図11】クラス化されたベータ分布のパラメータを示す表である。

【図12】ベータ分布がU字型となる場合を示す図である。

【図13】ベータ分布がJ字型となる場合を示す図である。

【図14】ベータ分布がJ字型となる場合における空間強度分布を示す図である。

【図15】図14に示す空間強度分布に対応するヒストグラムである。

【図16】ベータ分布が单峰(一山)型となる場合を示す図である。

【図17】第3の例に係るヒストグラム解析部及び境界画像データ生成部の動作を説明するための図である。

【図18】本発明の第3の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図19】本発明の第4の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図20】本発明の第5の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図21】図20に示す画素内パターン生成部の動作を説明するための図である。

【図22】本発明の第6の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図23】図22に示す境界補正部の動作を説明するための図である。

【図24】本発明の第7の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

【0100】

1 Bモード画像データ生成手段

2~6 境界抽出手段

10 超音波用探触子

10a、10b、... 超音波トランスデューサ

11 操作卓

12 制御部

13 記録部

10

20

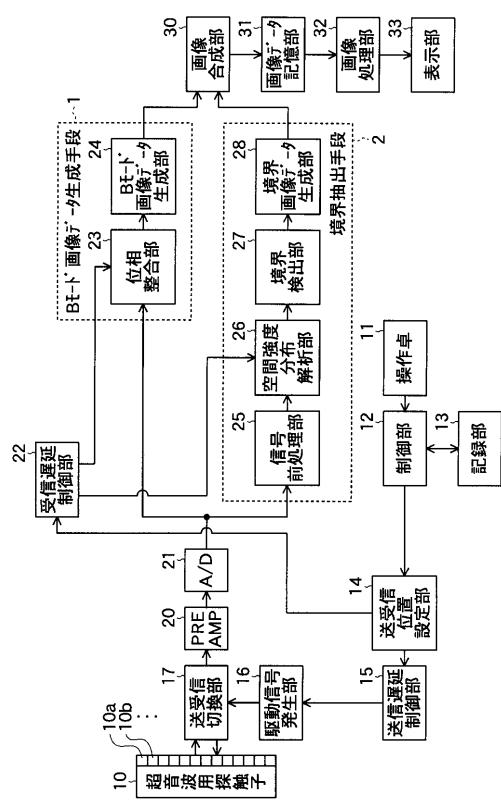
30

40

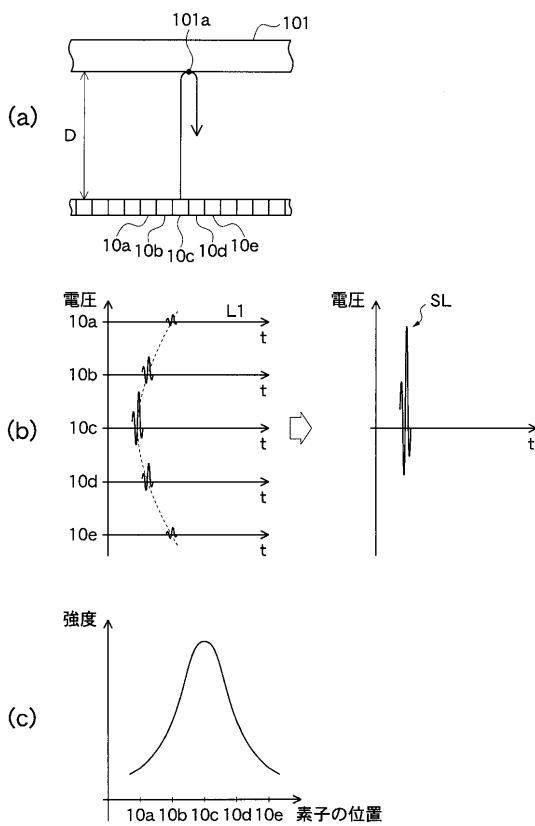
50

1 4	送受信位置設定部	
1 5	送信遅延制御部	
1 6	駆動信号発生部	
1 7	送受信切換部	
2 0	前置増幅器	
2 1	A / D 変換器	
2 2	受信遅延制御部	
2 3	位相整合部	
2 4	B モード画像生成部	
2 5	信号前処理部	10
2 6	空間強度分布解析部	
2 7、4 1、5 1	境界検出部	
2 8	境界画像データ生成部	
3 0	画像合成部	
3 1	画像データ記憶部	
3 2	画像処理部	
3 3	表示部	
4 0	ヒストグラム解析部	
5 0	アルゴリズム選択部	
6 0	境界角度検出部	20
6 1	反射率補正部	
6 2	画素内パターン生成部	
6 3	境界補正部	
6 4	境界位置情報記憶部	
6 5	3 次元画像構成部	
1 0 1 a、1 0 2 a、1 0 3 a	反射点	
1 0 1、1 0 3	正反射体	
1 0 2	散乱反射体	
1 1 1	骨部	
1 1 2	腱及び韌帯	30
1 1 3	筋肉組織	
1 1 4	スペックル領域	
1 1 5	異常組織	
1 2 0	境界	
1 2 1、1 3 0、1 3 1	画素	
1 2 2	マイクロドットパターン	
1 3 2、1 3 3	領域	

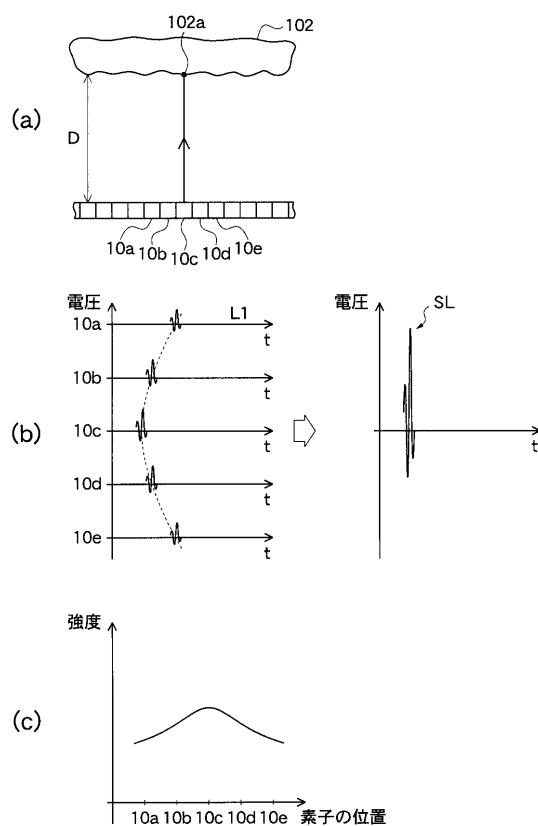
【図1】



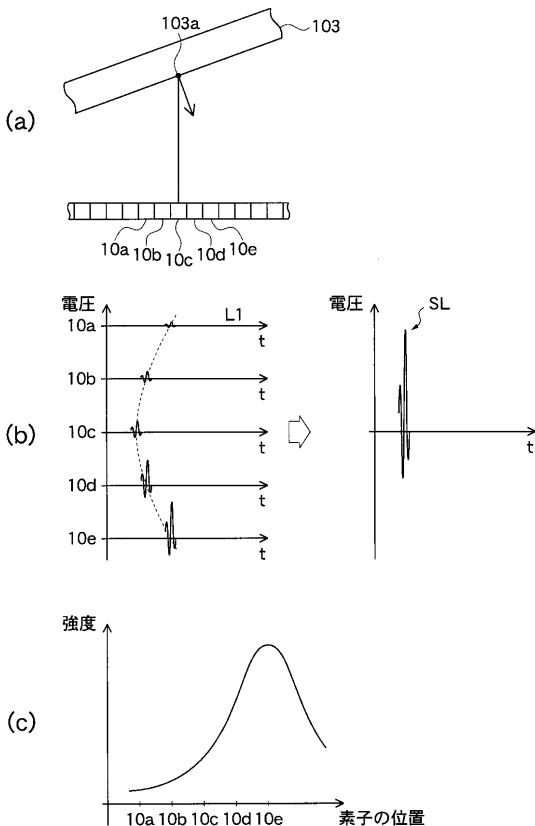
【図2】



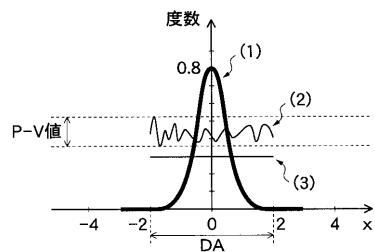
【図3】



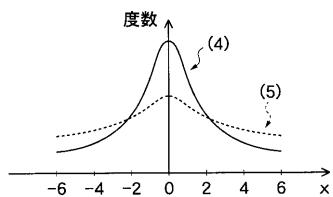
【図4】



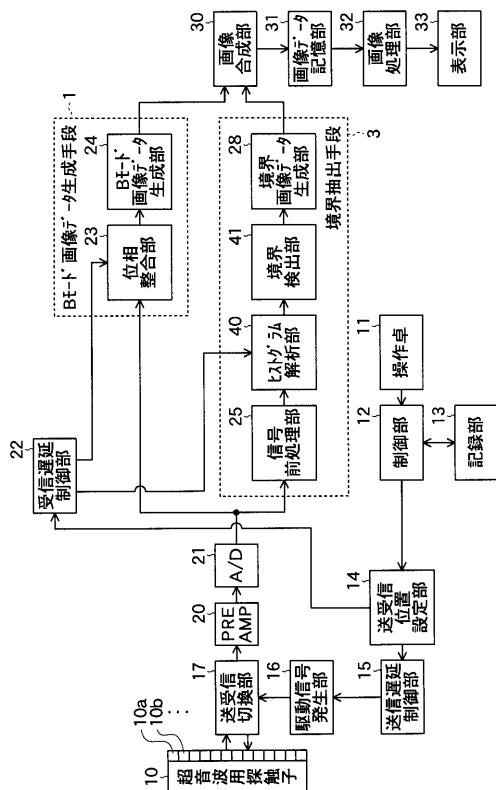
【図5】



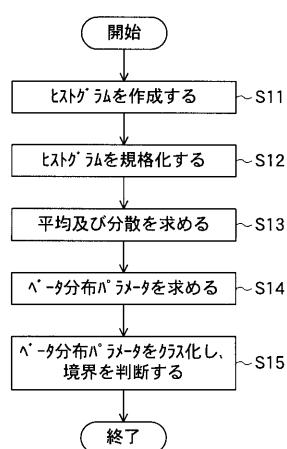
【図6】



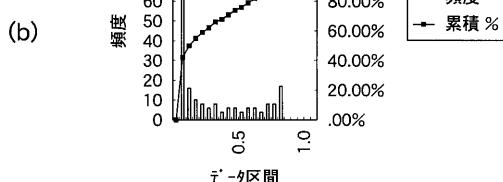
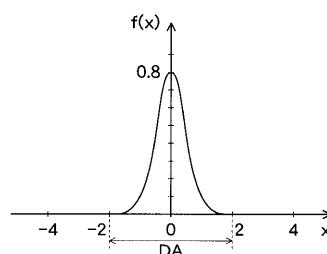
【図8】



【図9】



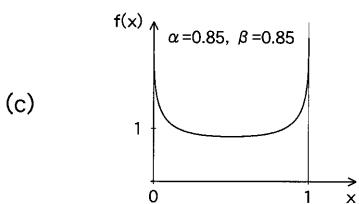
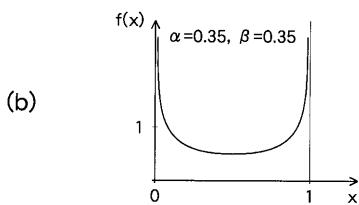
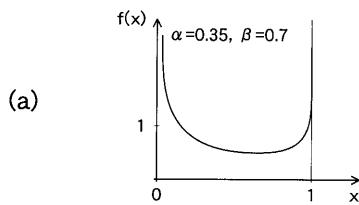
【図10】



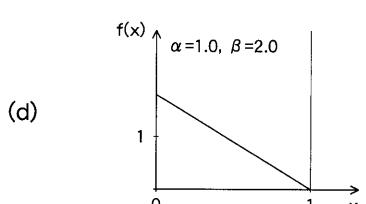
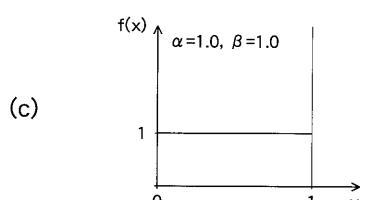
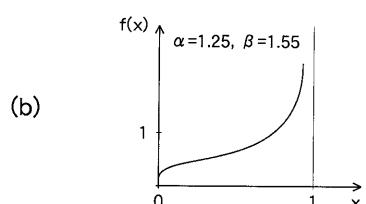
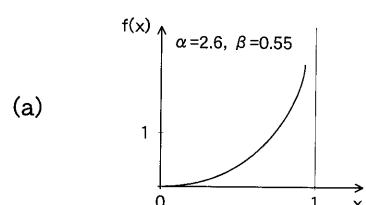
【図 1 1】

	$\beta < 1$	$\alpha = 1$	$1 < \alpha < 2$	$\alpha = 2$	$\alpha > 2$
$\alpha < 1$	U字	J字	J字	J字	J字
$\alpha = 1$	J字	一様(一字)	J字	J字(直線)	J字
$1 < \alpha < 2$	J字	J字	一山	一山	一山
$\alpha = 2$	J字	J字(直線)	一山	一山	一山
$\alpha > 2$	J字	J字	一山	一山	一山

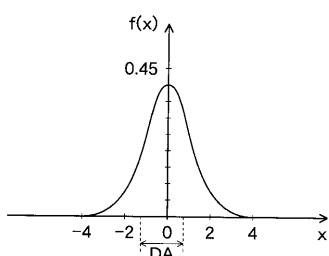
【図 1 2】



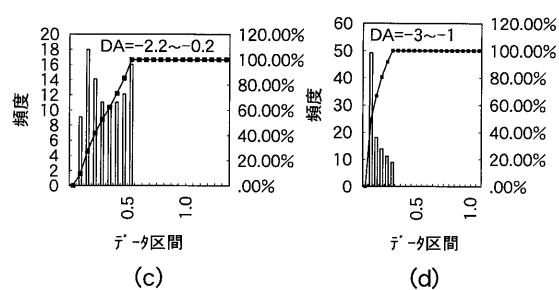
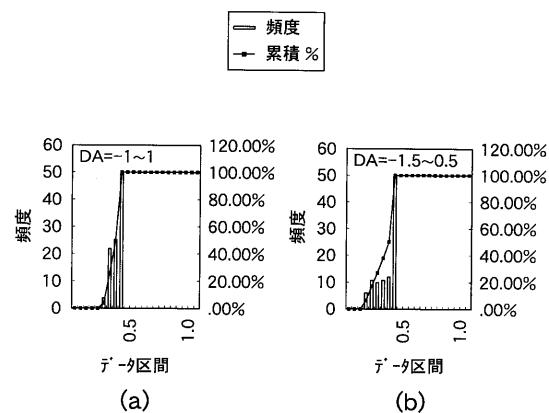
【図 1 3】



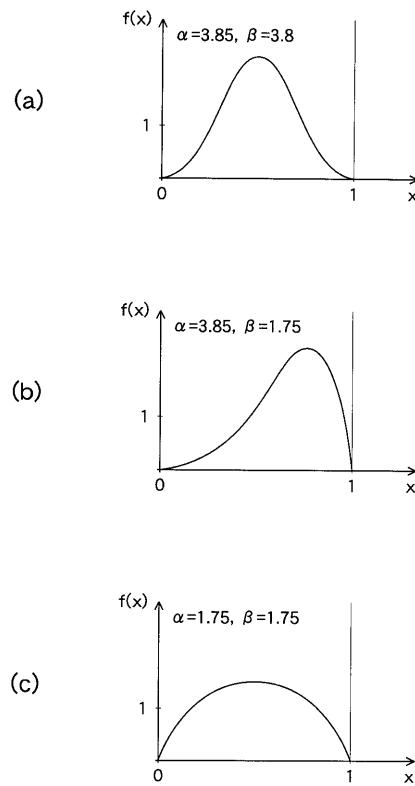
【図 1 4】



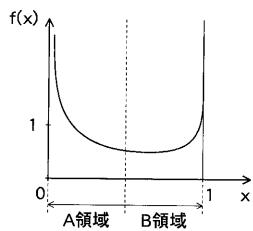
【図15】



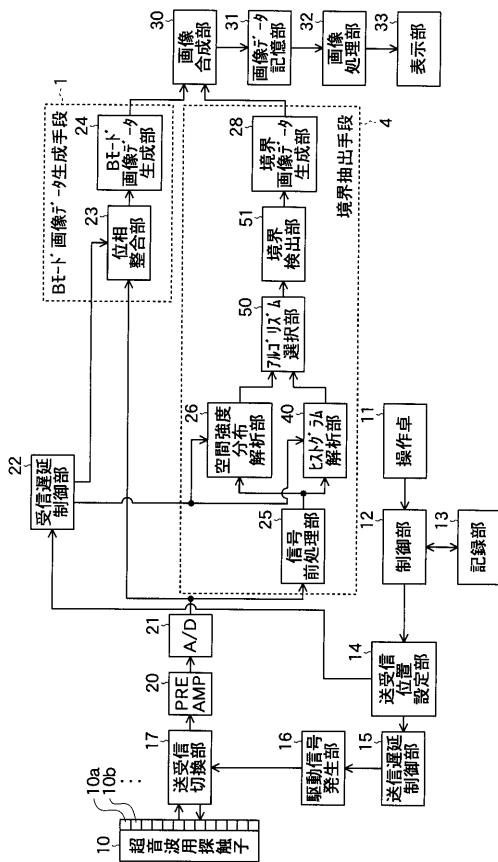
【図16】



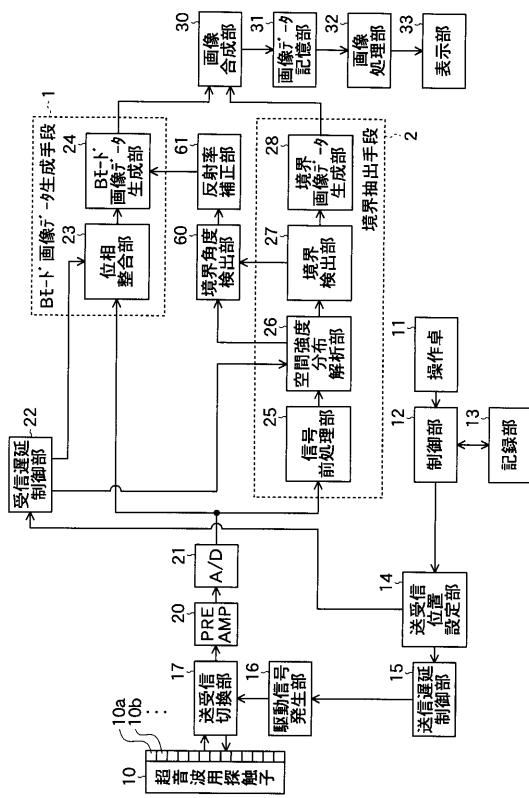
【図17】



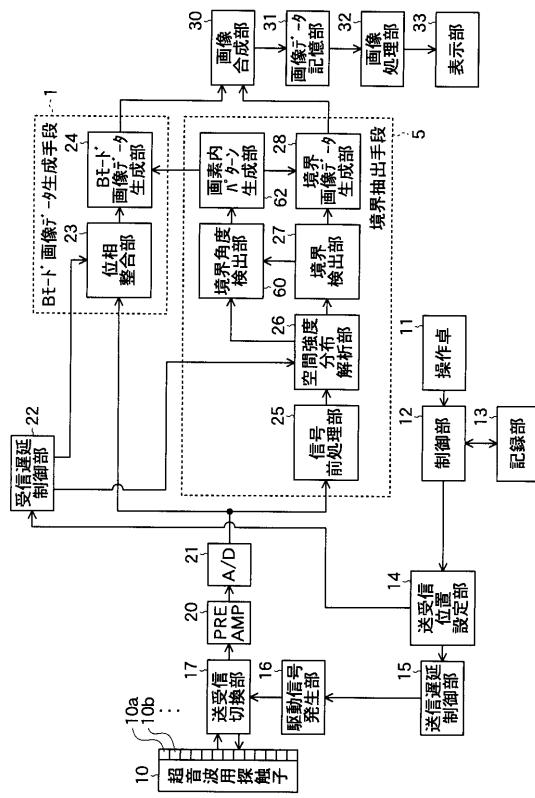
【図18】



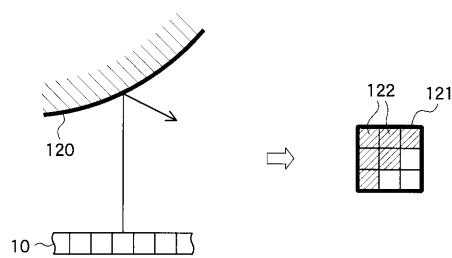
【図 19】



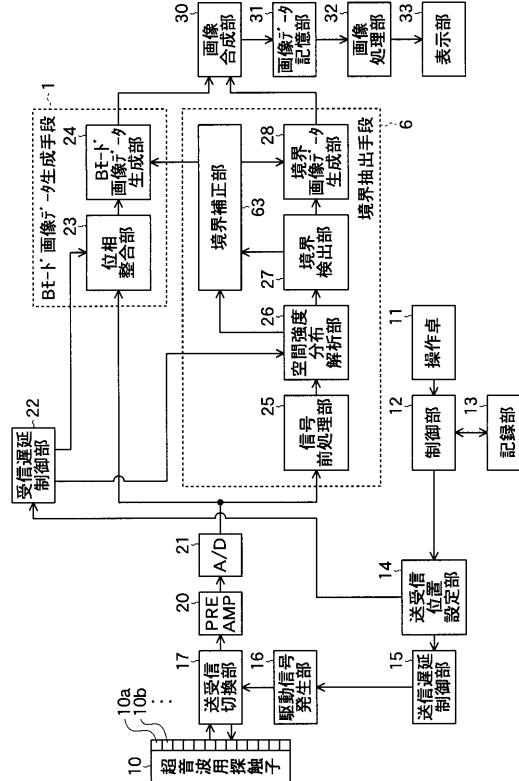
【図 20】



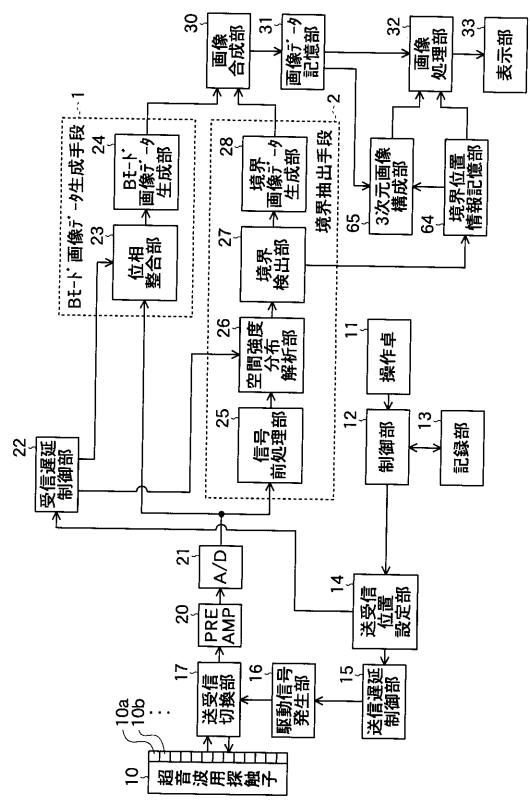
【図 21】



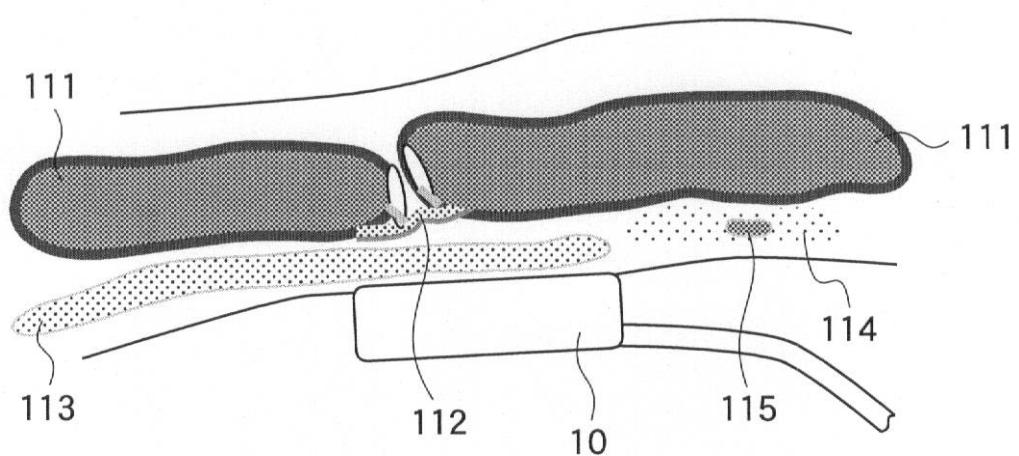
【図 22】



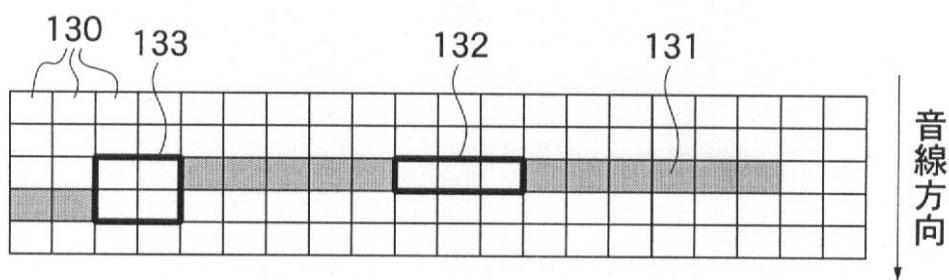
【 図 2 4 】



【図 7】



【図 2 3】



专利名称(译)	超声图像边界提取方法，超声图像边界提取装置和超声成像装置		
公开(公告)号	JP2006095002A	公开(公告)日	2006-04-13
申请号	JP2004283335	申请日	2004-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	唐澤弘行		
发明人	唐澤 弘行		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH29 4C601/JB48 4C601/JB51 4C601/JB54 4C601/JC04 4C601/JC05 4C601/JC07 4C601/JC09 4C601/KK07 4C601/KK12 4C601/LL02		
代理人(译)	宇都宮正明		
其他公开文献	JP2006095002A5 JP4575738B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过接收超声波回波，基于分别从多个超声波换能器输出的多个接收信号，准确地提取组织的轮廓。超声波图像边界提取装置包括向被检体透射的多个超声波换能器（10a，10b，...）和通过接收从被检体反射的超声波而获得的多个超声波。在接收信号中，空间强度分布分析单元26用于基于相互关系获得与对象中的预定区域有关的多个接收信号与对象中的多个不同组织之间的相互关系。边界检测单元27通过检测边界来生成指示组织边界的信息。[选型图]图1

