

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4594836号
(P4594836)

(45) 発行日 平成22年12月8日(2010.12.8)

(24) 登録日 平成22年9月24日(2010.9.24)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 12 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2005-273500 (P2005-273500)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成17年9月21日(2005.9.21)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2006-122666 (P2006-122666A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成18年5月18日(2006.5.18)	(74) 代理人	100110777
審査請求日	平成20年1月21日(2008.1.21)		弁理士 宇都宮 正明
(31) 優先権主張番号	特願2004-283319 (P2004-283319)	(74) 代理人	100100413
(32) 優先日	平成16年9月29日(2004.9.29)		弁理士 渡部 温
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	唐澤 弘行
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士写真フイルム株式会社内
		審査官	富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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デ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デューサからそれぞれ出力された複数の受信信号の中で、前記被検体内の領域に関する少なくとも一群の受信信号の空間強度分布又は該空間強度分布に基づいて算出された統計量に基づいて、前記領域における組織性状に関する情報を生成する組織性状情報生成手段と、
を具備する超音波撮像装置。

【請求項 2】

前記組織性状情報生成手段が、前記一群の受信信号を検波して、検波された前記少なくとも一群の受信信号の空間強度分布又は該空間強度分布に基づいて算出された統計量を求める、請求項 1 記載の超音波撮像装置。

【請求項 3】

前記組織性状情報生成手段が、前記空間強度分布又は該空間強度分布に基づいて算出された統計量を表す量をパラメータとして用いることにより、前記領域に関する組織性状を表す画像データを生成する組織性状画像データ生成部を含む、請求項 1 又は 2 記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】

前記組織性状画像データ生成部が、前記領域について、前記パラメータに対応する色を

10

20

割り当てることにより前記領域に関する組織性状を表す画像データを生成する、請求項3記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】

前記組織性状画像データ生成部が、硬部組織を表すパラメータを有する領域と、軟部組織を表すパラメータを有する領域とに、互いに異なる色を割り当てる、請求項4記載の超音波撮像装置。

【請求項 6】

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た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をさらに具備する請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

10

【請求項 7】

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た複数の受信信号について位相整合を施すと共に、前記空間強度分布又は該空間強度分布に基づいて算出された統計量を表す量をパラメータとして用いることにより、組織性状別に表された B モード画像をそれぞれ表す複数種類の組織性状別 B モード画像データを生成する手段をさらに具備する請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 8】

前記複数種類の組織性状別 B モード画像データに基づいて、複数の組織性状別 B モード画像を画面に表示させる手段をさらに具備する、請求項7記載の超音波撮像装置。

【請求項 9】

20

前記複数種類の組織性状別 B モード画像データの各々についてゲインを調整すると共に、ゲインを調整された複数種類の組織性状別 B モード画像データを重ね合わせることにより、合成 B モード画像データを生成する手段をさらに具備する、請求項7又は8記載の超音波撮像装置。

【請求項 10】

前記 B モード画像データによって表される画像と前記領域に関する組織性状を表す画像データによって表される画像とを重ね合わせることにより、合成画像データを生成する手段をさらに具備する請求項6記載の超音波撮像装置。

【請求項 11】

前記組織性状別 B モード画像データによって表される組織性状別 B モード画像と、該組織性状別 B モード画像に表された領域に関する組織性状を表す画像データによって表される画像とを重ね合わせることにより、合成画像データを生成する手段をさらに具備する請求項7記載の超音波撮像装置。

30

【請求項 12】

前記合成 B モード画像データによって表される合成 B モード画像と、該合成 B モード画像に表された領域に関する組織性状を表す画像データによって表される画像とを重ね合わせることにより、合成画像データを生成する手段をさらに具備する請求項9記載の超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【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超音波撮像装置に関する。

【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デ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

50

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。

【 0 0 0 3 】

このように、一般的な超音波画像は、組織間の音響インピーダンスの差を利用して被検体内の組織の形状を表すものである。そのため、肝臓のように、超音波の波長に近いサイズの多数の反射体から構成される臓器の超音波画像においては、超音波エコーの干渉によって明るい点と暗い点とが散在するスペックルパターンの成分が主に現れる。そのような超音波画像においては、臓器内部の組織に腫瘍等が含まれていても、組織の輪郭に明確な反射面が見られないので、正常組織と異常組織との違いがスペックルパターンの差によってしか判断できない。そのため、腫瘍等の組織性状の判断や、それに基づく医療診断が困難である。また、骨部近傍のように、筋肉等の軟部組織や、骨、腱、髄核等の硬部組織が複雑に入り組んでいる領域についても、軟部組織を硬部組織から分離して視認することは極めて困難である。そこで、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。

10

【 0 0 0 4 】

関連する技術として、特許文献 1 には、超音波画像において、非コヒーレント加算信号に基づく表示を抑制することにより、伝播時間のばらつきにより位相整合信号が非コヒーレント加算されて画像が劣化するのを防ぐために、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ことが開示されている（第 1 頁）。また、特許文献 1 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 2 3 頁）。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。

20

30

【 0 0 0 5 】

特許文献 1 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、反射体の組織性状や超音波ビームに対する角度を求めることは行われていない。また、位相整合前の信号（即ち、上記の信号 A 又は信号 B を構成する複数の受信信号）に対する解析は行われていない。

【 0 0 0 6 】

また、特許文献 2 には、屈折や多重反射等によって受信信号の波形が歪んでしまった場合においても、そのような歪みが画質に影響するのを抑制するために、配列された複数の振動子それぞれの励振信号及びこれらの振動子が被検体からの超音波反射波を受波して得られた受信信号に個別の遅延時間を与えることにより送信及び受信の指向性を超音波に付与し、この指向性を付与した超音波で被検体内部を走査して超音波画像を得る超音波撮像装置において、受信信号の歪みを振動子ごとに評価する受信信号評価部と、その評価結果に従って励振信号の強度と受信信号の増幅率との少なくとも一方を制御する口径制御部とを具備し、複数の受信信号の波形類似性、相関係数、強度等を利用して受信信号の歪みの程度を評価する超音波診断装置が開示されている（第 1 頁）。

40

【 0 0 0 7 】

特許文献 2 によれば、受信信号の波形の歪みをパラメータとすることにより、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、特許文献 2 においても、やはり、反射体の組織性状や超音波ビームに対する角度を求めることは行われていない。また、受信信号の強度が波形の類似性を表すものとして使用されているが、種々の統計的性質は利

50

用されていない。

【0008】

特許文献3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に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(第1頁)。

10

【0009】

特許文献3によれば、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することはできるが、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おらず、対象物体の組織性状を識別することはできない。

【0010】

特許文献4には、生体組織を透過した超音波の空間的な広がりを利用して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(第1頁)。

20

【0011】

しかしながら、特許文献4においては、超音波振動子間における強度分布が求められているが、透過による干渉現象を利用しているため、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ず、組織内部の性質については、積分情報として得られるだけである。また、超音波の干渉が生じる物体以外については、情報を得ることができない。

【0012】

また、特許文献5には、スペックルパターンの統計的性質を利用して画像の平滑化を行い、微小構造物を抽出することにより、均質な組織構造の中にある微小な異常病変を観察するために、被検体に超音波パルスを照射することにより断層像を得る超音波診断装置において、被検体部位から発生するエコー信号の強度あるいは振幅情報の統計的性質を用いて特定の信号を抽出する解析演算手段と、該解析演算手段より抽出した結果を表示する表示手段とを備える超音波診断装置が開示されている(第2頁)。

30

しかしながら、特許文献5においては、位相整合後の信号の強度統計量を画像化することは行われているが、素子レベルの信号については触れられていない。

【特許文献1】特表2002-534184号公報(第1頁、第23頁)

【特許文献2】特開平11-235341号公報(第1頁)

【特許文献3】特開平10-258052号公報(第1頁)

【特許文献4】特開平8-117225号公報(第1頁)

【特許文献5】特開2003-61964号公報(第2頁)

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

このように、上記の特許文献1～5によれば、超音波画像の画質改善は期待できるものの、反射体の組織性状を求めることはできない。

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波エコーを受信することによって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に基づいて、反射体の組織性状を検出することを第1の目的とする。また、本発明は、反射体の組織を表す超音波エコー信号と、スペックル成分を表す超音波エコー信号とを分離することにより、反射体の組織をわかりやすく描出することを第2の目的とする。さらに、本発明は、軟部組織及び硬

50

部組織を明確に区別して表すことにより、医療診断に適した画像表示を行うことを第3の目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記課題を解決するため、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デューサを含む超音波用探触子と、該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の中で、上記被検体内の領域に関する少なくとも一群の受信信号の空間強度分布又は該空間強度分布に基づいて算出された統計量に基づいて、上記領域における組織性状に関する情報を生成する組織性状情報生成手段とを具備する。

10

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、複数の受信信号の空間強度分布又は該空間強度分布に基づいて算出された統計量を表す量をパラメータとして用いることにより、被検体内の組織の性状に関する情報を求めることができる。従って、Bモード画像によって表される被検体内の組織の形状だけでなく、そのようにして求められた組織の性状の違いを画像化する等して利用することにより、超音波画像を用いた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】

【0016】

20

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、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15と、駆動信号発生部16と、送受信切換部17とを含んでいる。

【0017】

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。

30

【0018】

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、PVDf（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電体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。

40

【0019】

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、フアブリーペロー共振器やファイバブラッググレーティングによって構成される。

【0020】

50

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、CPU 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 CPU に動作を実行させるプログラム等が記録されている。

【0021】

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）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。

【0022】

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 におい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。

【0023】

また、本実施形態に係る超音波撮像装置は、前置増幅器（PREAMP）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、組織性状画像データ生成手段 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。

【0024】

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デューサ 10a、10b、... 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デ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/デジタル変換を行う。

【0025】

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。

【0026】

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。

【0027】

B モード画像データ生成部 24 は、位相整合部 23 において形成された音線データに対して包絡線検波処理及び STC（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。

【0028】

一方、組織性状画像データ生成手段 2 は、信号前処理部 25 と、空間強度分布解析部 26 と、組織性状画像データ生成部 27 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

10

20

30

40

50

(i) ~ (i i i) に示す強度補正を行う。

【 0 0 2 9 】

(i) 素子感度補正

超音波トランスデューサアレイを製造する際に生じる超音波トランスデ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 1 0 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デ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。

【 0 0 3 0 】

(i i) 立体角強度補正

超音波トランスデ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デューサほど、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）、各超音波トランスデ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デ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。

【 0 0 3 1 】

(i i i) 距離補正

受信深度と各超音波トランスデ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 2 】

さらに、信号前処理部 2 5 は、補正された受信信号に対して、スムージング、包絡線検波等の処理を行い、それらの受信信号をデジタル信号に変換する。このように、組織性状画像生成のためのデータ解析の前に包絡線検波処理を行うことにより、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、生成された組織性状画像データを、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。

【 0 0 3 3 】

空間強度分布解析部 2 6 は、信号前処理部 2 5 において処理された複数の受信信号の中で、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、それを解析して種々の統計量を算出する演算処理を行う。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 2 2 から供給される遅延パターンに基づいて決定される。後述するように、それらの統計量は、反射体の組織性状に関する質的な情報を表している。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、靱帯）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）の他に、均一な内部組織であることや、スペckルパターン等も含まれる。

【 0 0 3 4 】

組織性状画像データ生成部 2 7 は、空間強度分布解析部 2 6 によって算出された種々の統計量をパラメータとして用いることにより、被検体内の反射体の組織性状を表す情報として、組織性状画像データを生成する。組織性状画像データは、超音波画像を画面に表示する際における色信号を表しており、組織性状画像において、反射体の表面性状や内部組織が、色分けして表示される。

組織性状画像データ生成手段 2 における画像生成の原理については、後で詳しく説明する。

【 0 0 3 5 】

画像合成部 3 0 は、B モード画像データ生成部 2 4 において生成された B モード画像データと、組織性状画像データ生成部 2 7 において生成された組織性状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組織性状画像が重ね合わせられた合成画像データを生成する。組織性状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 3 0 に

10

20

30

40

50

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。

【0036】

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 におい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。

【0037】

次に、組織性状画像を生成する原理について説明する。

10

まず、図 2 の (a) に示すように、超音波トランスデューサ 10a ~ 10e を含む超音波トランスデ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、超音波トランスデューサ 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、超音波トランスデューサ 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デューサ (素子) の位置を示し、縦軸は、受信信号の強度を示している。

【0038】

20

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デューサ 10c によってまず受信され、その後、超音波トランスデューサ 10b 及び 10d、超音波トランスデューサ 10a 及び 10e 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せ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、超音波トランスデューサ 10c の位置をピークとする強度分布で、超音波トランスデューサ 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) という。

B モード画像を生成する場合には、同じ位相整合線 L1 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 を含む領域に関する超音波情報を表す音線信号 SL が形成される。

30

【0039】

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、超音波トランスデューサ 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 L1 上に乗っているため、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 SL が形成される。

40

【0040】

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、超音波トランスデューサ 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。

【0041】

次に、正反射体が、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

50

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、超音波トランスデューサ 10a ~ 10e によって受信される。図 4 の (b) に示すように、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 L1 上に乗っているため、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 SL が形成される。

【0042】

しかしながら、超音波ビームが、超音波トランスデ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ため、図 4 の (c) に示すように、超音波トランスデューサ 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。

10

【0043】

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律に決定されるが、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。即ち、複数の受信信号の相互関係は、組織の境界に関する質的な情報を表すと言える。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容易であり、硬部組織と軟部組織とを十分に判別することができる。また、性状が均一な部位のように輪郭が明確でない領域であっても、所定以上の振幅を有する受信信号が検出される領域については、それらの受信信号の相互関係に着目することにより、性状が均一である等の組織性状の特性を求めることができる。

20

【0044】

次に、複数の受信信号の相互関係に基づいて組織性状を画像化する方法について、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、横軸をトランスデ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。

30

【0045】

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。

【0046】

空間強度分布解析部 26 は、この度数分布に基づいて、以下の (1) ~ (5) に示す統計量を算出する。

40

(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もできる。

【0047】

(1-1) メディアン

50

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。

【 0 0 4 8 】

(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。

10

【 0 0 4 9 】

(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。

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

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。

20

【 0 0 5 0 】

(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。

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

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。

30

【 0 0 5 1 】

(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（p - v 値）や、隣接する超音波トランスデューサ間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ckル成分が大きいことを示す。

【 0 0 5 2 】

図1に示す組織性状画像データ生成部27は、空間強度分布解析部26において算出された統計量をパラメータとして、解析領域に対応する超音波画像上の表示領域に所定の色を割り当てることにより、組織性状画像データを生成する。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（正反射体）に青系の色を割り当てることとし、分散や尖度の値に応じて、対応する表示領域に割り当てる色の濃度や彩度を変化させる。また、図6の曲線（5）に示すように、分散が所定の閾値よりも大きい領域（散乱反射体）の表示領域に、赤系の色を割り当てることとする。さらに、図7の曲線（6）に示すように、p - v 値や隣接素子間の2乗平均が所定の閾値よりも大きい領域（スペckルパターンや、境界内部の均一な組織）には、黄系の色を割り当てる。

40

【 0 0 5 3 】

図8は、Bモード画像と組織性状画像との合成画像を模式的に示している。図8に示す

50

超音波画像において、骨部 1 1 1 や腱及び靱帯 1 1 2 の表面は、組織性状（例えば、硬さ）に応じて異なる色によって表示されている。また、筋肉組織 1 1 3 や、スペックル領域 1 1 4 も、他の領域とは異なる色によってそれぞれ表示されている。さらに、各領域の内部において、同じ性状を有する領域（均一な組織）は同じ色によって表示されている。

【 0 0 5 4 】

以上説明したように、本実施形態によれば、分散等の正反射度を表す統計量に基づいて、組織の輪郭の性状（明確な反射面か否か、硬さ又は軟らかさ等）を求めることができ、 $p-v$ 値等のコヒーレンシーを表す統計量に基づいて、明確な反射面を有しないスペックルパターンや内部組織の性状を求めることができる。また、そのように求められた組織性状（正反射体、散乱反射体、スペックルパターン、均一な組織等）を組織性状に応じて色分けすることにより、異なる組織が互いに分離された、見やすい超音波画像を表示することができる。そのため、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、組織性状が画像化されているため、腱や筋肉等の異なる組織を判別し易くなる。また、肝臓のようにスペックル成分を多く含む臓器においても、スペックルパターンと実際の組織とを明確に分離して表示することができる。さらに、スペックルパターンが微妙に異なる複数のスペックル部が隣接している場合であっても、それらのスペックル部を区別して表示することにより、組織性状の差を表すことが可能である。従って、そのような超音波画像を用いることにより、医療診断の質や効率を向上させることが可能になる。

【 0 0 5 5 】

以上説明した本実施形態においては、Bモード画像データ生成手段 1 と組織性状画像データ生成手段 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 2 5 を、Bモード画像データ生成手段 1 と組織性状画像データ生成手段 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。

【 0 0 5 6 】

また、本実施形態においては、反射体の組織性状を表す情報として、組織性状を色分け表示するための画像データ（色信号）を生成しているが、その他にも、様々な種類の情報を生成することができる。例えば、画像処理技術を用いることにより、反射体の組織性状を質感の違いによって可視化するための画像データを生成しても良い。また、反射体の組織性状を必ずしも画像化する必要はなく、例えば、統計量に基づいて得られた反射体の組織性状を表す情報を Bモード画像データに付帯させておいても良い。さらに、統計量そのものを反射体の組織性状を表す情報として用いても良い。

【 0 0 5 7 】

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 9 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 9 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、反射率補正部 4 0 をさらに有している。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。

反射率補正部 4 0 は、空間強度分布解析部 2 6 によって算出された統計量をパラメータとして用いることにより、Bモード画像データ生成部 2 4 に対して、Bモード画像データを補正するための補正量を与える。

【 0 0 5 8 】

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 1 0 1 及び 1 0 3 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 4 の (a) に示すように、正反射体 1 0 3 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 1 0 a、1 0 b、... に受信されない場合が生じる。その結果、受信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、反射体の傾きに基づいて、Bモ

10

20

30

40

50

ード画像データが反射体表面の真の反射率を表すように、データ値を補正する。

【0059】

反射率補正部40は、反射率補正用パラメータ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、空間強度分布解析部26によって算出された各解析領域に関するパラメータに対応する補正量を、Bモード画像データ生成部24に出力する。反射率補正用パラメータとしては、モードや尖度等を用いることができる。例えば、モードがゼロの場合とは、図2の(a)に示すように反射体が傾いていないことを表しており、その場合には、Bモード画像データの補正量もゼロとなる。また、モードの絶対値が大きくなるほど、図4の(a)に示すように反射体の傾きは大きくなるので、Bモード画像データの補正量も大きくなる。

10

【0060】

反射率補正用テーブルは、例えば、次のようにして作成することができる。即ち、標準反射源の傾きを変化させて超音波用探触子10から超音波ビームの送受信を行い、それによって得られた受信信号を用いてパラメータ(例えば、モード)を算出する。一方、標準反射源の傾きに依りて生じた超音波ビームの検出強度の減少率を求め、その減少率を補正量として、標準反射源の傾きを介してパラメータと関連付ければ良い。

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に基づいてBモード画像表示することができる。

【0061】

また、反射率補正用パラメータによって求められた反射体の傾きを、Bモード画像における輪郭補正(補間)に用いても良い。それにより、輪郭の連続性を向上させることができるので、反射体の形状が明確に表れた、見やすい超音波画像を生成することができる。

20

【0062】

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10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10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おける組織性状画像データ生成手段2の替わりに、組織性状画像データ生成手段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。

【0063】

組織性状画像データ生成手段3は、信号前処理部25と、ヒストグラム解析部50と、組織性状画像データ生成部51とを有している。ヒストグラム解析部50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、組織性状画像データ生成部51は、算出された統計量をパラメータとして用いることにより、組織性状画像データを生成する。

30

【0064】

以下において、ヒストグラム解析部50及び組織性状画像データ生成部51の動作について、詳しく説明する。

図11は、第1の例に係るヒストグラム解析部50及び組織性状画像データ生成部51(図10)の動作を示すフローチャートである。

40

図11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12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12の(b)に示すヒストグラムを作成する。ここで、図12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。

【0065】

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、 $X \sim$

50

$B(\alpha, \beta)$ 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

【0066】

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】

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

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

20

30

【0067】

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】

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

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

40

これにより、ベータ分布に近似する分布が求められる。

【0068】

ステップS15において、図13に示すように、ベータ分布パラメータをクラス化し、 α 及び β の値に応じて、解析領域に対応する超音波画像上の表示領域に所定の色を割り当てることにより、組織性状画像データを生成する。ここで、図13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。

【0069】

50

(i) $\alpha < 1$ 、 $\beta < 1$ の場合

この場合には、図 14 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 12 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おり、反射体表面が超音波を正反射する硬部組織であることを表している。そこで、そのような解析領域に対応する表示領域の組織性状画像データに、青系の色を割り当てることとする。その際に、図 14 の (a) 又は (b) に示すように、 $|\alpha \times \beta|$ の値が小さいほど、確率密度関数 $f(x)$ の U 字勾配が急になり、強い正反射を表すので、濃い青色を割り当てるようにする。反対に、図 14 の (c) に示すように、 $|\alpha \times \beta|$ 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り、正反射が弱くなるので、薄い青色を割り当てるようにする。

10

【 0 0 7 0 】

(i i) $(\alpha - 1) \times (\beta - 1) = 0$ の場合

この場合には、図 15 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正反射であるが、強度のピーク中心が、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。例えば、図 16 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 17 の (a) ~ (d) のように変化する。

【 0 0 7 1 】

この場合には、解析領域に対応する表示領域の組織性状画像データには青系の色を割り当てても良いし、反射体の角度を上記 (i) の場合から区別するために、緑系の色を割り当てても良い。また、図 15 の (a) 又は (b) に示すように、 $|\alpha / \beta|$ の値が 1 から離れるほど J 字の勾配が急になり、強い正反射を表すので、濃い青色又は緑色を割り当てるようにする。反対に、図 15 の (c) 又は (d) に示すように、 $|\alpha / \beta|$ の値が 1 に近いほど、J 字の勾配が緩やか (例えば、勾配 0) になり、弱い正反射を表すので、薄い青色又は緑色を割り当てるようにする。

20

【 0 0 7 2 】

(i i i) $\alpha > 1$ 、 $\beta > 1$ の場合

この場合には、図 18 の (a) ~ (c) に示すように、確率密度関数 $f(x)$ は単峰 (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、反射体表面が超音波を散乱反射する軟部組織であることを表している。そこで、そのような解析領域に対応する表示領域の組織性状画像データに、赤系の色を割り当てることとする。その際に、図 18 の (a) 又は (b) に示すように、 $|\alpha \times \beta|$ 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ので、濃い赤色を割り当てるようにする。反対に、図 18 の (c) に示すように、 $|\alpha \times \beta|$ 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ので、薄い赤色を割り当てるようにする。或いは、ある設定された閾値よりも $|\alpha \times \beta|$ の値が小さい領域については、黄系の色を割り当てても良い。そのような領域は、スペckル成分を表すことが多い。

30

【 0 0 7 3 】

次に、第 2 の例に係るヒストグラム解析部 50 及び組織性状画像データ生成部 51 (図 10) の動作について説明する。

40

この例においては、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、四分位偏差 QR は、第 1 四分位数 $X_{0.25}$ 及び第 3 四分位数 $X_{0.75}$ を用いて、次式によって求められる。なお、四分位数とは、データを小さい方から整列した場合に、度数を 4 等分する位置における値のことであり、第 1 四分位数は小さい方から 25% に位置する値であり、第 3 四分位数は小さい方から 75% に位置する値である。

50

$$QR = (X_{0.75} - X_{0.25}) / 2$$

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】

次に、算出された統計量に基づいて、解析領域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、組織性状画像データを生成する。

(i) 分散 σ^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、解析領域が散乱反射面であるとして、対応する表示領域の組織性状画像データに赤系の色を割り当てる。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 σ^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、解析領域が反射面であるとして、対応する表示領域の組織性状画像データに青系の色を割り当てる。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、度数が一樣分布であるときの各統計量を閾値として用いても良い。また、統計量の大きさに応じて、割り当てられた色の濃さや彩度を変化させても良い。

【0076】

次に、第3の例に係るヒストグラム解析部50及び組織性状画像データ生成部51（図10）の動作について説明する。この例においては、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、その分布形状に応じて、使用される統計量を選択する。即ち、そのベータ分布の形状が、単峰型又はJ字である場合には、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19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つの領域A及びBに分割し、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に示す超音波撮像装置における組織性状画像データ生成手段2の替わりに、組織性状画像データ生成手段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】

組織画像データ生成手段4は、図1に示す組織画像データ生成手段2に対して、ヒストグラム解析部50及びアルゴリズム選択部60をさらに有しており、組織性状画像データ生成部27の替わりに、組織性状画像データ生成部61を有している。ヒストグラム解析部50の動作については、本発明の第3の実施形態において説明したものと同様である。

【0080】

アルゴリズム選択部60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50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、組織性状画像データ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組織性状画像データ生成のためのアルゴリズムとを、組織性状画像データ生成部61に与える。組織性状画像データ生成部61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、組織性状画像データを生成する。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3の実施形態において説

10

20

30

40

50

明したものと同様である。

【 0 0 8 1 】

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、超音波トランスデ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、強度分布解析情報とヒストグラム解析情報とを組み合わせる使用するように予め設定しておいても良い。例えば、反射体の組織性状を表す統計量（分散等）については、ヒストグラム解析情報を用い、反射体の傾きを表す統計量（尖度等）については、強度分布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。

10

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る使用により、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。

【 0 0 8 2 】

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 21 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 21 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、組織性状別 B モード画像データ生成部 70 及びゲイン調整・B モード画像合成部 71 をさらに有している。また、この超音波撮像装置は、図 1 に示す画像合成部 30 の替わりに、画像合成部 72 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。

20

【 0 0 8 3 】

組織性状別 B モード画像データ生成部 70 は、位相整合部 23 におい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 を施すことにより B モード画像データを生成すると共に、空間強度分布解析部 26 によって算出された種々の統計量をパラメータとして用いることにより、B モード画像データを組織性状ごとに分離する。それにより、複数種類の組織性状別 B モード画像データが生成される。例えば、第 1 の実施形態において説明したのと同様に統計量として分散を算出し、B モード画像データを、分散が所定の閾値よりも小さい領域（正反射体）と大きい領域（散乱反射体）とに分離する。その結果、骨部等の硬部組織を表す B モード画像データと、筋肉組織や靱帯等の軟部組織を表す B モード画像データとが生成される。或いは、統計量として $p - v$ 値や隣接素子間の 2 乗平均を用いることにより、B モード画像データを、肝臓等の臓器を表す B モード画像データと、その内部に生じたスペックルパターンの領域を表す B モード画像データとに分離する。これらの組織性状別 B モード画像データは、直接、或いは、ゲイン調整・B モード画像合成部 71 を介して画像合成部 72 に出力される。

30

【 0 0 8 4 】

ゲイン調整・B モード画像合成部 71 は、複数種類の組織性状別 B モード画像データの各々についてゲインを調整し、さらに、それらを合成することにより、合成 B モード画像データを生成する。ゲインの大きさは、組織性状に応じて、又は、パラメータとして用いられた統計量に応じて予め設定されていても良いし、画面に表示された合成 B モード画像を見ながら、ユーザが所望の値を設定しても良い。例えば、骨部や靱帯や筋肉組織等の様々な組織が表された画像に対して（図 8 参照）、散乱反射体を表す B モード画像データのゲインをゼロにすることにより、図 22 の（a）に示すように、骨部を抽出する B モード画像データが生成される。或いは、正反射体を表す B モード画像データのゲインを低くし、散乱反射体を表す B モード画像データのゲインを高くすることにより、図 22 の（b）に示すように、筋肉組織や靱帯等を明確に表示する B モード画像データが生成される。このように、本実施形態においては、B モード画像において任意の組織を強調することが可能となる。

40

【 0 0 8 5 】

さらに、ゲイン調整・B モード画像合成部 71 は、組織性状別 B モード画像データごと

50

に、所定の色信号を割り当てても良い。それらを合成することにより、図 22 の (c) に示すように、骨部や靱帯や筋肉組織等の組織の各々を明確に識別可能な合成 B モード画像データが生成される。

【0086】

画像合成部 72 は、B モード画像生成部 24 において生成された通常の B モード画像データと、組織性状画像データ生成部 27 において生成された組織性状画像データと、組織性状別 B モード画像データ生成部 70 において生成された組織性状別 B モード画像データ又はゲイン調整・B モード画像合成部 71 において生成された合成 B モード画像データとに基づいて、合成画像データを生成する。例えば、任意の組織を抽出する組織性状別 B モード画像データとその組織に関する組織性状画像データとを重ね合わせることで、任意の組織をさらに見やすく表示することができる。また、合成 B モード画像データと、合成 B モード画像に表される複数の組織に対応する組織性状画像データとを重ね合わせることで、各組織を明確に識別させることが可能となる。

10

【0087】

或いは、画像合成部 72 は、組織性状別 B モード画像データ生成部 70 から出力された組織性状別 B モード画像データに基づいて、1 種類の組織性状別 B モード画像のみを表示する画面を生成しても良いし、複数の組織性状別 B モード画像を並べて表示する画面を生成しても良いし、通常の B モード画像又は組織性状ごとに色分けされた合成画像と所望の組織性状別 B モード画像とを並べて表示する画面を生成しても良い。

20

【0088】

本発明の第 5 の実施形態においては、図 1 に示す超音波撮像装置に対して組織性状別 B モード画像を生成する機能を付加したが、図 9、図 10、及び、図 20 に示す超音波撮像装置に対して、組織性状別 B モード画像データ生成部 70 及びゲイン調整・B モード画像合成部 71 を追加しても構わない。

【0089】

以上説明したように、本発明の第 1 ~ 第 5 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、被検体内における奥行き方向の各位置の組織性状を、簡単な計算によってリアルタイムに画像化することができる。また、第 1 ~ 第 5 の実施形態における組織性状画像データ生成手段は、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。

30

【産業上の利用可能性】

【0090】

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】

【0091】

【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。

40

【図 3】散乱反射体に向けて超音波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組織性状画像データに割り当てられる色との関係を説明するための図である。

【図 7】受信信号の空間強度分布と組織性状画像データに割り当てられる色との関係を説明するための図である。

50

【図 8】B モード画像と組織性状画像との合成画像を表す模式図である。

【図 9】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 10】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 11】第 1 の例に係るヒストグラム解析部及び組織性状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 12】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 13】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 14】ベータ分布が U 字型となる場合を示す図である。

10

【図 15】ベータ分布が J 字型となる場合を示す図である。

【図 16】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 17】図 16 に示す空間強度分布に対応するヒストグラムである。

【図 18】ベータ分布が単峰（一山）型となる場合を示す図である。

【図 19】第 3 の例に係るヒストグラム解析部及び組織性状画像データ生成部の動作を説明するための図である。

【図 20】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 21】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。

20

【図 22】本発明の第 5 の実施形態に係る超音波撮像装置によって生成される組織性状別 B モード画像及び合成 B モード画像を示す模式図である。

【符号の説明】

【0092】

1 B モード画像データ生成手段

2 ~ 4 組織性状画像データ生成手段

10 超音波用探触子

10 a、10 b、... 超音波トランスデューサ

11 操作卓

12 制御部

30

13 記録部

14 送受信位置設定部

15 送信遅延制御部

16 駆動信号発生部

17 送受信切換部

20 前置増幅器

21 A / D 変換器

22 受信遅延制御部

23 位相整合部

24 B モード画像生成部

40

25 信号前処理部

26 空間強度分布解析部

27、51、61 組織性状画像データ生成部

30、72 画像合成部

31 画像データ記憶部

32 画像処理部

33 表示部

40 反射率補正部

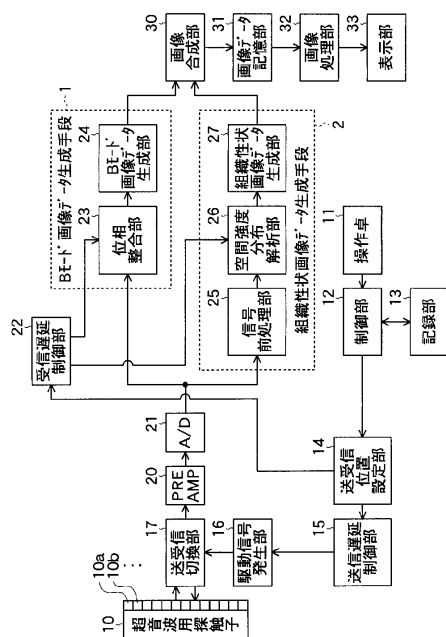
50 ヒストグラム解析部

60 アルゴリズム選択部

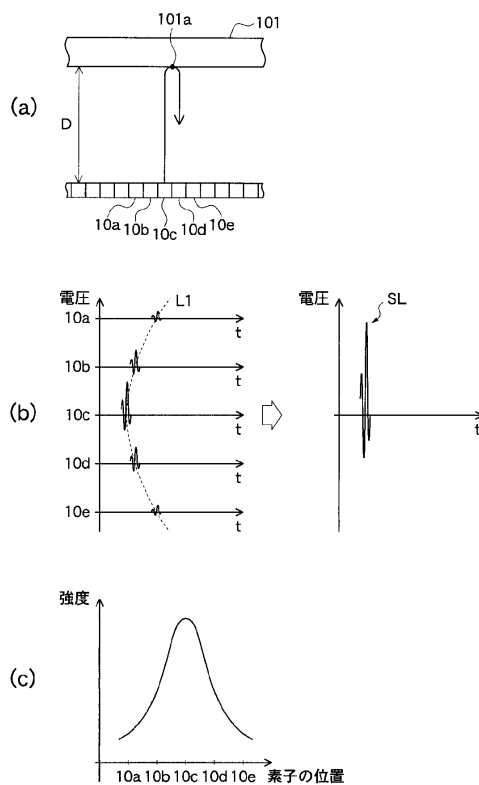
50

- | | |
|-------------|-----------------------|
| 7 0 | 組織性状別 B モード画像データ生成部 |
| 7 1 | ゲイン調整・B モード画像合成部 |
| 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 | 腱及び靱帯 |
| 1 1 3 | 筋肉組織 |
| 1 1 4 | スペックル領域 |

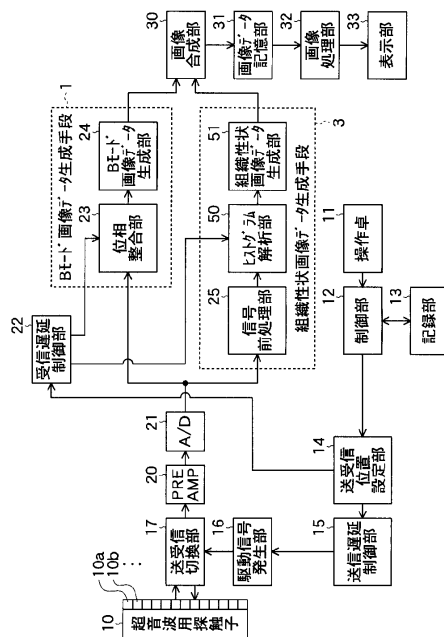
【图 1】



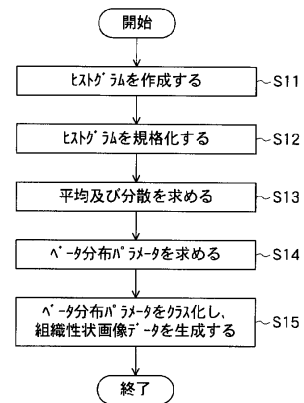
【图 2】



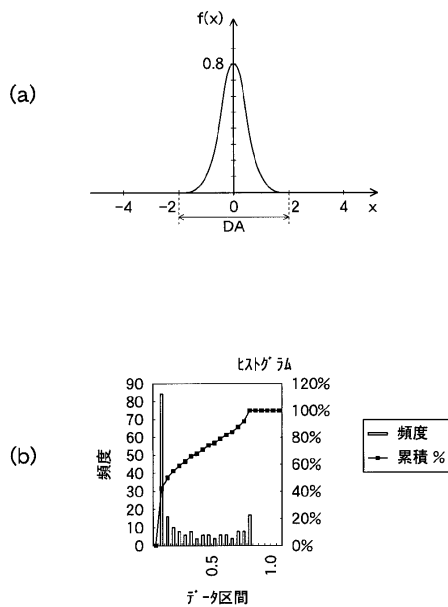
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



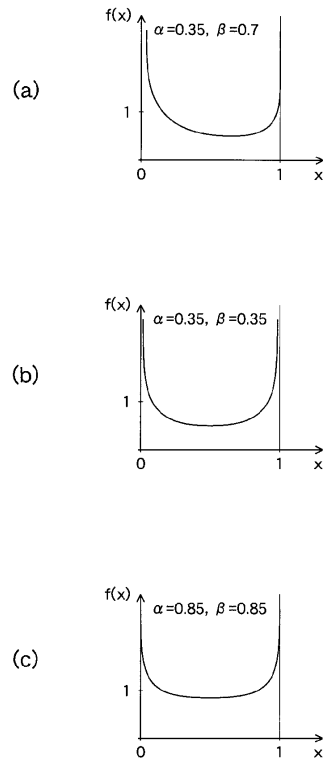
【 图 1 2 】



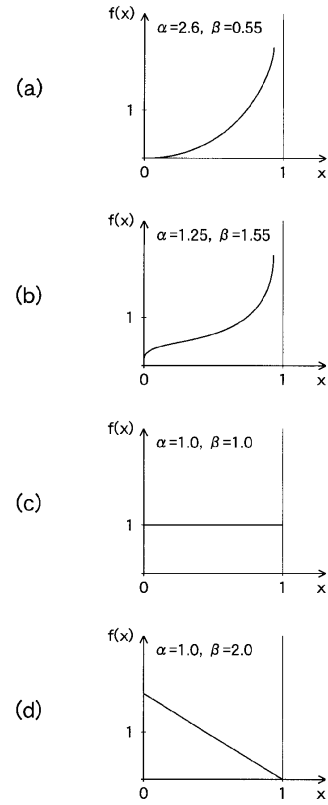
【 図 1 3 】

	$\beta < 1$	$\beta = 1$	$1 < \beta < 2$	$\beta = 2$	$\beta > 2$
$\alpha < 1$	U 字	J 字	J 字	J 字	J 字
$\alpha = 1$	J 字	一樣(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

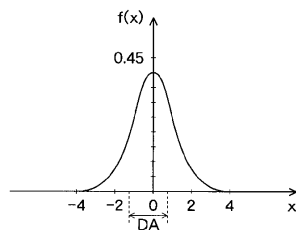
【図 1 4】



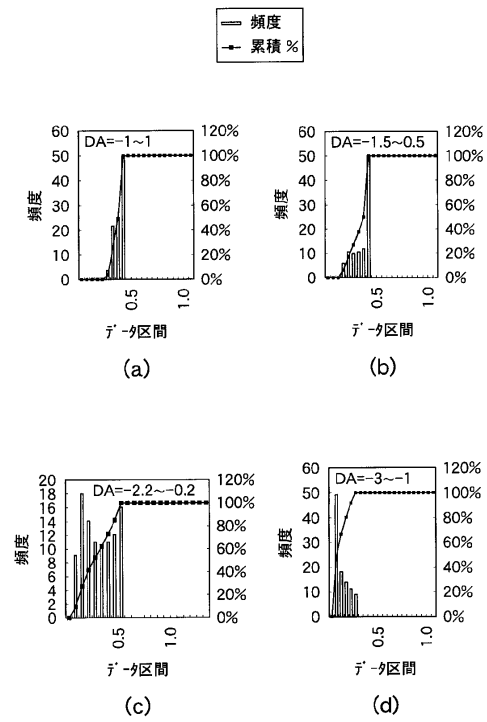
【図 1 5】



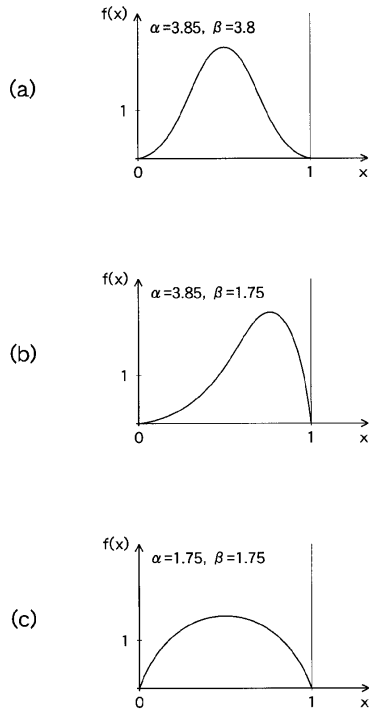
【図 1 6】



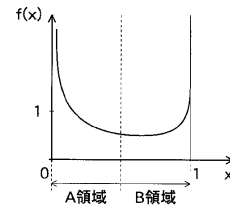
【図 1 7】



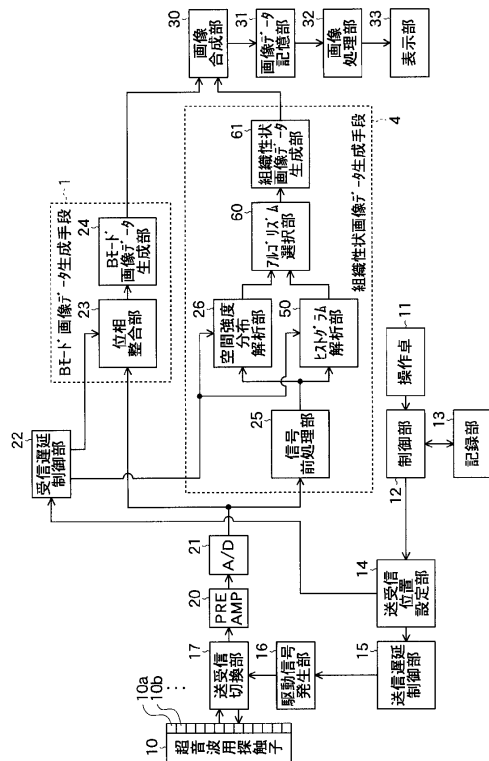
【図 18】



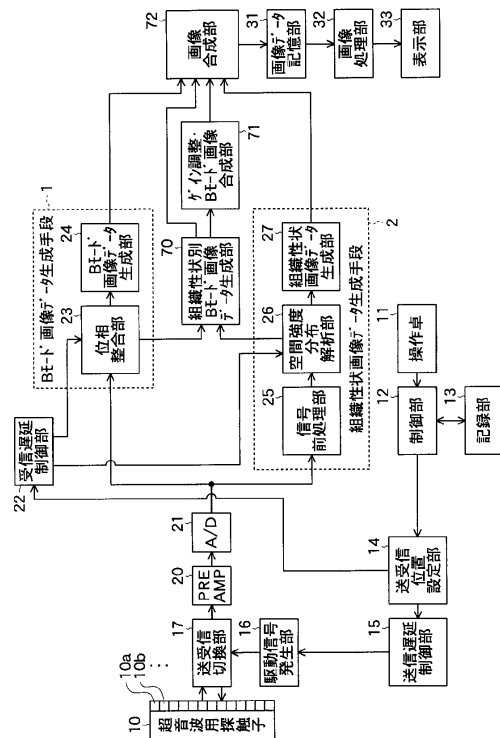
【図 19】



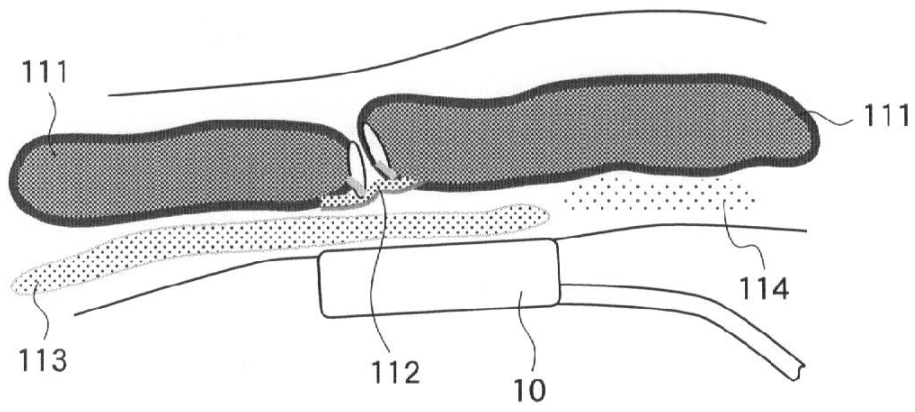
【図 20】



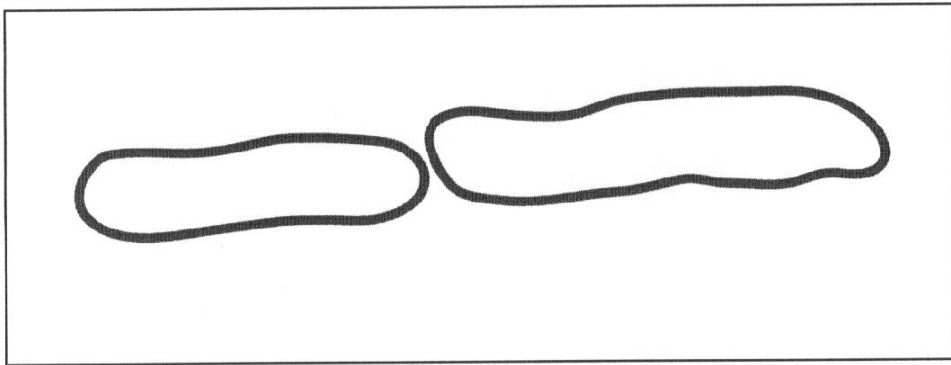
【図 21】



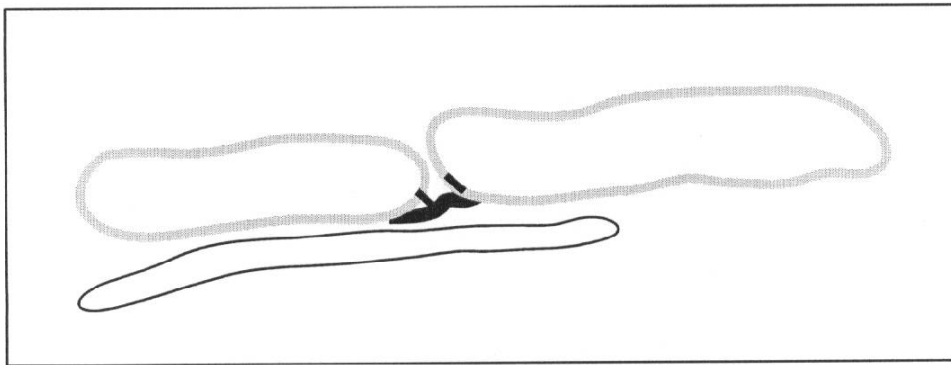
【図 8】



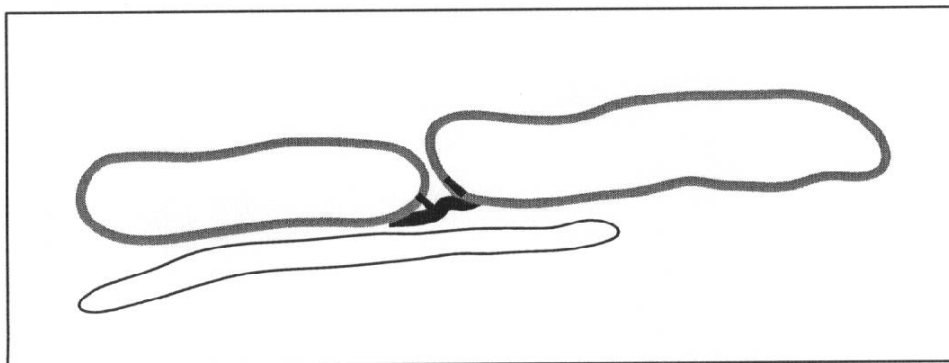
【図 22】



(a)



(b)



(c)

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-252276(JP,A)
特開2003-339698(JP,A)
特開2006-095000(JP,A)
特開平10-234732(JP,A)
特表平07-506986(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP4594836B2	公开(公告)日	2010-12-08
申请号	JP2005273500	申请日	2005-09-21
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	唐澤弘行		
发明人	唐澤 弘行		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/EE30 4C601/JB34 4C601/JB60		
代理人(译)	宇都宫正明		
优先权	2004283319 2004-09-29 JP		
其他公开文献	JP2006122666A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：基于通过接收超声回波从多个超声换能器输出的多个输入信号来检测反射器的组织特性。该解决方案：该超声波成像装置包括超声波探头10和组织特性图像数据生成装置2，超声波探头10包括：多个超声波换能器，其通过向对象发射超声波输出输入信号并接收从对象反射的超声波；以及组织特性图像数据生成装置2，用于生成信息。基于分别从多个超声换能器输出的多个输入信号中的关于对象内的区域的至少一组输入信号的相互关系，对对象内的区域中的组织特性进行研究。Ž

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

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