

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4585326号
(P4585326)

(45) 発行日 平成22年11月24日(2010.11.24)

(24) 登録日 平成22年9月10日(2010.9.10)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 13 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2005-31282 (P2005-31282)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成17年2月8日(2005.2.8)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2006-217934 (P2006-217934A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成18年8月24日(2006.8.24)	(74) 代理人	100110777
審査請求日	平成19年7月5日(2007.7.5)		弁理士 宇都宮 正明
		(74) 代理人	100100413
			弁理士 渡部 温
		(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】 超音波撮像装置及び超音波撮像方法

(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、被検体から伝播した超音波エコー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評価する評価手段と、

前記評価手段の評価結果に基づいて受信信号ごとに決定された信号増幅率で、前記一群の受信信号を増幅する可変増幅手段と、
を具備する超音波撮像装置。

【請求項2】

前記評価手段が、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に基づいて、前記被検体から伝播した超音波エコー信号が発生した領域における組織性状を求め、前記領域の組織性状に応じて前記一群の受信信号の信号増幅率を受信信号ごとに決定する、請求項1記載の超音波撮像装置。

【請求項3】

被検体内の組織の性状を表す複数種類の組織情報であって、超音波エコー信号を表す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それぞれ関連付けられている前記複数種類の組織情報を記録している記録部をさらに具備し、

前記評価手段が、前記複数種類の組織情報に基づいて、前記被検体から伝播した超音波

10

20

エコー信号が発生した領域における組織性状を判別する、
請求項 2 記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】

前記一群の受信信号を受信信号ごとに異なる信号増幅率で増幅する際に用いられる複数の信号増幅率制御パターンであって、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又は前記複数種類の組織情報に関連付けられている前記複数の信号増幅率制御パターンを記録している第 2 の記録部をさらに具備し、

前記評価手段が、前記複数の信号増幅率制御パターンの内から、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又は前記組織情報に基づいて少なくとも 1 つの信号増幅率制御パターンを選択し、

10

前記可変増幅手段が、前記評価手段によって選択された少なくとも 1 つの信号増幅率制御パターンに従って、前記一群の受信信号を増幅する、
請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】

前記可変増幅手段が、少なくとも 1 種類の信号増幅率制御パターンで前記一群の受信信号を増幅することにより、少なくとも 1 群の増幅済みの受信信号を生成し、

前記可変増幅手段によって生成された少なくとも 1 群の増幅済みの受信信号に対して、位相を整合して加算する処理を施すことにより、少なくとも 1 種類の B モード画像データを生成する画像データ生成手段をさらに具備する、
請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

20

【請求項 6】

前記画像データ生成手段によって生成された複数種類の B モード画像データが供給されたときに、それに基づいて複数種類の超音波画像情報を表す合成画像データを生成する合成画像データ生成手段をさらに具備する、請求項 5 記載の超音波撮像装置。

【請求項 7】

前記 1 群の受信信号に対して整相加算処理を施すことにより、B モード画像データを生成する第 2 の画像データ生成手段をさらに具備する請求項 5 又は 6 記載の超音波撮像装置。

【請求項 8】

前記 1 群の受信信号に対して整相加算処理を施すことにより、B モード画像データを生成する第 2 の画像データ生成手段と、

30

前記合成画像データ生成手段によって生成された合成画像データにより表される超音波画像と、前記第 2 の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り表される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ための表示制御手段と、

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 9】

前記画像データ生成手段によって生成された少なくとも 1 種類の B モード画像データに基づいて色信号を生成する手段をさらに具備する請求項 5 ~ 8 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

40

【請求項 10】

前記評価手段が、前記一群の受信信号に含まれる正反射成分の度合いを評価する、請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 11】

前記評価手段が、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に基づいて、前記被検体内の所定の領域が硬組織又は軟組織のいずれであるかを判別する、請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 12】

被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体から伝播した超音波エコー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を用

50

いることによって取得された受信信号に基づいて、超音波画像を生成するための情報を取得する方法であって、

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評価するステップ(a)と、

ステップ(a)における評価結果に基づいて受信信号ごとに決定された信号増幅率で、前記一群の受信信号を増幅するステップ(b)と、
を具備する超音波撮像方法。

【請求項13】

ステップ(a)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に基づいて、前記被検体から伝播した超音波エコー信号が発生した領域における組織性状を求め、前記領域における組織性状に応じて前記一群の受信信号の信号増幅率を受信信号ごとに決定することを含む、

請求項12記載の超音波撮像方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受信して生体内の臓器や骨等の撮像を行うことにより、医療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及び超音波撮像方法に関する。

【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信号を受信し、超音波エコー信号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。

【0003】

超音波トランスデューサから送信される超音波の強度は、被検体における超音波のエネルギー吸収や超音波ビームの屈折及び散乱等の影響によって、被検体内部の深度に伴って低下する。従って、超音波トランスデューサにおいて受信される超音波エコー信号の強度は、反射位置の深度に伴って減衰する。このような超音波エコー信号の強度の減衰を補正するために、超音波の送信から超音波エコー信号の受信までに要する時間(反射位置の深度に対応している)に応じて、受信回路における増幅器のゲインを変化させる手法が、従来から用いられている。このような手法は、STC(sensitivity time control:センシティビティ・タイム・コントロール)、又は、TGC(time gain compensation:タイム・ゲイン・コンペンセーション)と呼ばれている。

【0004】

しかしながら、超音波照射領域に反射率の大きい境界がある場合には、その境界において反射した超音波エコー信号の強度は極端に大きくなる。そのため、STCによって生成された超音波画像における境界は高輝度で表示されるので、その境界付近における画像の視認性が低下してしまう。例えば、図18に示すように、人体を超音波撮像することによって得られた超音波画像においては、図19に示すように、筋肉等の軟組織と骨部等の硬組織との境界において反射する超音波エコー信号の振幅が非常に大きくなる。そのため、骨部とその手前にある軟組織との境界は、高輝度で表示される。一方、骨部において大きな反射が生じたため、骨部の内部や骨部の後方からの超音波エコー信号は非常に弱くなる。さらに、強度の大きい超音波エコー信号に起因するリング等の影響は、骨内部において発生した超音波エコーが受信されるのに相当する時間まで残るので、骨内部からの受信信号に大振幅のリングが加算されてしまう。しかしながら、リングが加算され

10

20

30

40

50

た受信信号から、骨内部の情報を表す微弱な信号成分を分離することは通常不可能である。また、骨部の手前に存在する軟組織からの超音波エコー信号についても、骨部の表面において生じた強度の大きい超音波エコー信号の存在により、表示画面における視認性が著しく低下してしまう。

このように、硬組織の周辺において発生した超音波エコー信号が、硬組織において発生した振幅の大きな超音波エコー信号に埋もれてしまうので、反射率の高い硬組織の近傍を明確に画像化することは極めて困難である。

【 0 0 0 5 】

関連する技術として、特許文献 1 には、受信アナログ系回路のゲインまたは T G C ゲインを適性に保つように自動制御するために、超音波を受信し超音波エコー信号を出力する超音波探触子と、超音波エコー信号を増幅しアナログ処理して音線信号を出力する受信アナログ系回路と、音線信号からフレームデータを生成するフレームデータ生成手段と、フレームデータに基づいて画像を表示する画像表示手段とを備えた超音波診断装置において、上記フレームデータの代表値を取得し、当該代表値に基づいて受信アナログ系回路のゲインを制御する超音波診断装置の制御方法が開示されている。

10

【 0 0 0 6 】

特許文献 1 によれば、画像を複数の部分領域に分割すると共に、各部分領域に対応するフレームデータの代表値を取得し、この代表値を監視して対応する T G C ゲインにフィードバックすることにより、各部分領域におけるゲインを自動的に適性に維持することができる。しかしながら、特許文献 1 が開示されている発明は、超音波画像の全体的な画質向上を図るものであり、骨部等の反射率の高い組織に近い領域を表す画像の画質を向上できるわけではない。

20

【 0 0 0 7 】

また、特許文献 2 には、超音波プローブ、診断部位、被検体等の状態が変化した場合においても、的確な S T C 補正を自動的に行うと共に、常に最適な断層画像を得るために、利得制御回路に加え、平滑回路、微分回路、閾値設定回路、第 1 の積分回路、第 2 の A / D コンバータ、第 2 の積分回路、及び第 2 の D / A コンバータによって S T C 回路を構成することが開示されている。それにより、エコーフリー部を極端に増幅してしまうことなく、また、例えば、組織中に存在する腫瘍のように周囲よりも特異的に明るく表示される部分にも、利得を極端に低下させて周囲の組織との判別を困難にしまうこともない S T C カーブを得ることができる。しかしながら、特許文献 2 が開示されている発明も、超音波画像の全体的な画質向上を図るものであり、反射率の高い組織に近い領域を表す画像の画質向上を期待できるわけではない。

30

【 0 0 0 8 】

ところで、超音波画像を生成するに際して、超音波エコー信号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。

【 0 0 0 9 】

関連する技術として、特許文献 3 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。

40

【 0 0 1 0 】

即ち、特許文献 3 においては、生体内の音響不均一性によって歪んでしまった受信信号

50

の影響を低減するために、歪みの大きい受信信号の強度又はパワーを低減した上で整相加算を行っている。それにより、Bモード画像全体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3においては、振動子間の受信信号の相関を求めることは行われてものの、それは、受信信号の歪みを評価するための受信信号の類似性を求めるために行われているだけであり、受信信号間の関係に基づいて被検体内の組織の特性を求めたり、特定の組織を抽出することは行われていない。

【0011】

また、特許文献4には、受信入力信号を取得して出力信号を表示する医用超音波イメージングシステムにおける適応型の対応付け方法において、(a)入力信号のばらつきの統計的尺度を決定し、(b)少なくとも部分的に(a)の統計的尺度に基づいて、軟組織に
10 相応する入力信号の部分を識別し、(c)(b)で識別された入力信号の部分を、出力信号値の軟組織レンジに対応付ける医用超音波イメージングシステムにおける適応形の対応付け方法が開示されている。また、この方法においては、軟組織を識別するために、反射信号の振幅の空間的統計分布であるレイリー分布が用いられている。

【0012】

特許文献4においては、軟組織を表す信号のS/Nを向上させることが目的とされており、そこに開示されている医用超音波イメージングシステムは、軟組織を適正な濃度で表示するための自動補正機能を有している。しかしながら、特許文献4に開示されている発明には、振幅の大きい信号の中から振幅の小さい信号を抽出するという観点はないため、
20 骨部等の反射率の高い組織の近傍を表す画像を適切に表示することはできない。

【特許文献1】特開平7-236637号公報(第3、4頁)

【特許文献2】特開平7-323032号公報(第1、5、6頁、図1)

【特許文献3】特開平11-235341号公報(第1、2頁)

【特許文献4】特表2004-500915号公報(第2、18頁)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波エコー信号の中から、反射特性が異なる領域において発生した超音波エコー信号を選択的に抽出することにより、超音波画像を組織別に表示することができる超音波撮像装置及び超音波撮像方法を提供することを目的とする。
30 特に、本発明は、振幅の大きい信号に埋もれてしまう振幅の小さい信号を抽出することにより、反射率の高い組織の近傍を適切に表示することを目的とする。

【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、被検体から伝播した超音波エコー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、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、被検体内の領域に関する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評価する評価手段と、
40 該評価手段の評価結果に基づいて受信信号ごとに決定された信号増幅率で、一群の受信信号を増幅する可変増幅手段とを具備する。

【0015】

また、本発明に係る超音波撮像方法は、被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体から伝播した超音波エコー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を用いることによって取得された受信信号に基づいて、超音波画像を生成するための情報を取得する方法であって、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の中で、被検体内の領域に関する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評価するステップ(a)と、ステップ(a)における評価結果に基づいて受信信号ごとに決定された信号増幅率で、一群の受信信号を増幅するステップ(b)とを具備する。
50

なお、本願において、信号増幅率は1以下の値も含むものとする。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、ある領域において発生した超音波エコー信号を表す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、上記一群の受信信号の信号増幅率を受信信号ごとに調節するので、上記一群の受信信号に含まれる所定の組織性状に関する信号成分を抽出することができる。それにより、振幅の大きい信号に埋もれがちな信号を抽出することが可能となる。従って、そのように信号増幅率を調節された一群の受信信号を整相加算することにより、組織別のBモード画像を生成することができる。即ち、近傍に硬組織が存在する場合であっても、軟組織を明確に画像表示することが可能となる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

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、超音波撮像装置本体と、超音波撮像装置本体にケーブル等によって接続された超音波用探触子100とを含んでいる。

【0018】

超音波用探触子100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100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信号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。

20

【0019】

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、PVPDF(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。

30

【0020】

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ブラッググレーティングによって構成される。

40

【0021】

また、超音波撮像装置本体は、制御部110と、記録部111と、操作パネル112と、送信遅延制御部114と、駆動信号発生部115と、送受信切換部116と、前置増幅器(PREAMP)120と、A/D変換器121と、信号前処理部122と、受信遅延制御部123と、組織別整相加算方法決定部130と、組織別整相加算処理部133と、第1~第Nの組織別Bモード画像データ生成部136a、136b、...と、画像合成部137と、色信号生成部138と、整相加算処理部140と、Bモード画像データ生成部141と、表示画像制御部151と、表示部152とを含んでいる。

【0022】

50

制御部 110 は、本実施形態に係る超音波撮像装置の各部を制御しており、例えば、CPU 及びソフトウェアによって構成されている。

記録制御部 111 は、CPU に動作を実行させるための基本プログラム及び種々の処理を行うために用いられるプログラム（ソフトウェア）や、それらの処理に用いられる情報等を記録するための記録媒体を制御する。記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、外付けハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM 等を用いても良い。

【0023】

記録制御部 111 によって制御されている記録媒体には、記録領域として、組織別反射情報記録部 111a 及び信号増幅率制御パターン記録部 111b が形成されている。

10

組織別反射情報記録部 111a には、超音波エコー信号を表す一群の受信信号の相互的な性質（「反射情報」ともいう）に関連付けられた複数種類の組織情報が記録されている。ここで、組織情報には、対象とする組織が硬い（例えば、骨部や腱や靱帯等の硬組織）、軟らかい（例えば、皮膚や筋肉や血管等の軟組織）といった組織の性状や、スペックルパターンが含まれる。また、一群の受信信号の相互的な性質には、複数の受信信号の空間強度分布や、それに基づいて得られた統計量等が含まれる。

【0024】

なお、スペックルパターンとは、超音波エコー信号の干渉によって生じる明るい点と暗い点とが散在するパターンのことであり、例えば、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見られる。臓器内部の組織に腫瘍等が含まれているが、組織の輪郭に明確な反射面が見られない場合には、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判断できる場合があるので、スペックルパターンも医療診断において重要な要素である。

20

【0025】

また、信号増幅率制御パターン記録部 111b には、被検体内において発生した超音波エコー信号を表す一群の受信信号の信号増幅率を受信信号ごとに制御するために用いられる複数の信号増幅率制御パターン（以下において、単に「増幅率制御パターン」ともいう）が、上記の複数種類の組織情報に関連付けて記録されている。或いは、複数の増幅率制御パターンを、一群の受信信号の相互的な性質に直接関連付けて記録しておいても良い。一群の受信信号の相互的な性質、及び、相互的な性質と組織情報との関係については、後で詳しく説明する。

30

【0026】

操作パネル 112 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（例えば、組織情報強調入力部 112a）を含んでいる。

【0027】

開口径設定部 113 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 100 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に応じて、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。

40

送信遅延制御部 114 は、開口径設定部 113 において設定された開口に含まれる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 115 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 114 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 116 は、制御部 110 の制御の下で、超音波用探触子 100 に駆動信号を供給する送信モードと、超音波用探触子 100 から受信信号を出力する受信モードとを切り換える。

【0029】

50

前置増幅器 1 2 0 及び A / D 変換器 1 2 1 は、複数の超音波トランスデューサ 1 0 a、1 0 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。

【 0 0 3 0 】

信号前処理部 1 2 2 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。

(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 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 1 】

(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、超音波エコー信号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 (超音波エコー信号が生じたの反射点の深さ)、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 2 】

(i i i) 距離補正

開口内における各超音波トランスデューサの位置と受信深度との位置関係によって変化する超音波エコー信号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。

さらに、信号前処理部 1 2 2 は、補正された受信信号に対して、スムージング等の信号処理を行っても良い。

【 0 0 3 3 】

受信遅延制御部 1 2 3 は、超音波エコー信号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、開口径設定部 1 1 3 によって設定された受信方向及び焦点深度に応じて、複数の受信信号に与えられる遅延パターンを選択し、組織別整相加算方法決定部 1 3 0、組織別整相加算処理部 1 3 3、及び、整相加算処理部 1 4 0 に供給する。受信遅延制御部 1 2 3 から供給された遅延パターンにより、被検体内において発生した超音波エコー信号を表す一群の受信信号が決定される。これらの一群の受信信号は、その超音波エコー信号が発生した領域に関する超音波情報を含んでいる。

【 0 0 3 4 】

組織別整相加算方法決定部 1 3 0 は、反射分布計算部 1 3 1 及び反射信号評価部 1 3 2 を含んでおり、被検体内のある領域に関する一群の受信信号について、組織別の B モード画像を生成するために用いられる 1 種類又は複数種類の整相加算方法を決定する。組織別整相加算方法決定部 1 3 0 の動作については、後で詳しく説明する。

【 0 0 3 5 】

組織別整相加算処理部 1 3 3 は、可変増幅部 1 3 4 及び整相加算部 1 3 5 を含んでおり、組織別整相加算方法決定部 1 2 0 によって決定された組織別整相加算方法に従って、上記一群の受信信号に対して位相整合を行って加算する。この整相加算処理 (受信フォーカス処理) により、超音波エコー信号の焦点が絞り込まれた少なくとも 1 種類の音線データが形成される。この音線データは、用いられた組織別整相加算方法に応じて、第 1 ~ 第 N の組織別 B モード画像データ生成部 1 3 6 a、1 3 6 b、... に蓄積される。

【 0 0 3 6 】

第 1 ~ 第 N の組織別 B モード画像データ生成部 1 3 6 a、1 3 6 b、... の各々は、蓄積

10

20

30

40

50

された音線データによって表される波形について検波を行うと共に、STC（センシティブティ・タイム・ゲイン・コントロール）処理を施すことにより、超音波画像を構成する画素の値（輝度値）を表す画像データを生成し、さらに、画像データの走査フォーマットを変換するDSC（デジタル・スキャン・コンバータ）処理を施す。それにより、超音波ビームの走査空間における音線方向の画像情報を表す画像データが、物理空間における表示用の画像データに変換される。即ち、DSC処理においては、画像表示範囲に対応するリサンプリングと、超音波の走査方式に対応する座標変換及び補間が行われる。例えば、リニア走査によって得られた画像データには、リニア画像を生成するための補間処理が施される。また、セクタ走査、コンベックス走査、又は、ラジアル走査によって得られた画像データには、極座標変換及び補間処理が施される。

10

【0037】

これらの第1～第Nの組織別Bモード画像データ生成部136a、136b、...の処理により、骨等の硬組織の表面を表すBモード画像や、筋肉組織や血管等の軟組織を表すBモード画像や、スペックル成分を表すBモード画像のように、組織別に分離されたBモード画像を表す画像データが生成される。

【0038】

画像合成部137は、第1～第Nの組織別Bモード画像データ生成部136a、136b、...においてそれぞれ生成された複数種類の組織別画像データを重ね合わせるにより、合成画像データを生成する。その際には、組織毎に加算比を変化させても良い。或いは、画像合成部137は、制御部110の制御の下で、選択された複数種類の組織別画像データを重ね合わせるようにしても良いし、選択された1種類の組織別画像データをそのまま合成画像データとして扱うようにしても良い。オペレータは、操作パネル112の組織情報強調入力部112aを用いることにより、重ね合わせられる組織別画像データを選択したり、各組織別画像の輝度値（濃度）を調節したりすることができる。それにより、所望の組織のみを画面に表示したり、複数の組織が表示された超音波画像において所望の組織を強調することができる。

20

【0039】

色信号生成部138は、第1～第Nの組織別Bモード画像データ生成部136a、136b、...においてそれぞれ生成された複数種類の組織別画像データに基づいて、Bモード画像を組織別に色分けして表示するための色信号を生成する。例えば、硬組織を表すBモード画像データに基づいて青色の色信号が生成され、軟組織を表すBモード画像データに基づいて、赤色の色信号が生成され、スペックル成分を表すBモード画像データに基づいて黄色の色信号が生成される。

30

【0040】

整相加算処理部140は、受信遅延制御部123から供給された遅延パターンに基づいて、A/D変換及び必要に応じて前処理された複数の受信信号の位相を整合して加算する。この整相加算処理により、超音波エコー信号の焦点が絞り込まれた音線データが形成される。

【0041】

Bモード画像データ生成部141は、整相加算処理部140において形成された音線データによって表される波形について検波を行うと共に、STC処理を施すことにより、超音波画像を構成する画素の値を表すBモード画像データを生成し、さらに、このBモード画像データの走査フォーマットを変換（DSC処理）することにより、表示用のBモード画像データを生成する。

40

【0042】

表示画像制御部151は、画像合成部137において生成された合成画像データによって表される組織別合成画像、及び、Bモード画像データ生成部141において生成されたBモード画像データによって表される通常のBモード画像を画面に表示するための表示形式を制御する。表示形式としては、組織別合成画像と通常のBモード画像との内のいずれかを選択して表示する形式や、2つの超音波画像を並べて表示する形式等がある。また、

50

色信号生成部 138 において生成された色信号を用いることにより、通常の B モード画像を組織別に色分けして表示しても良い。これらの表示形式は、予め自動指定されていても良いし、オペレータが操作パネル 112 を用いることによりマニュアルで設定しても良い。また、表示画像制御部 151 は、合成画像データ及び B モード画像データに対して階調処理等の画像処理を施しても良い。

表示部 152 は、例えば、CRT や LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示画像制御部 151 の制御の下で超音波画像を画面に表示する。

【0043】

次に、組織別 B モード画像データの生成方法について説明する。

図 2 ~ 図 4 は、被検体の組織情報を取得する原理を説明するための図である。

10

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 11 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 11 の表面において反射された超音波エコー信号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信号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。

【0044】

20

反射点 11a において反射した超音波エコー信号は、図 2 の (b) に示すように、反射点 11a 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。B モード画像を生成する場合には、同じ位相整合線 L1 上の受信信号が同位相となるように所定の遅延を与えて加算する。それにより、反射点 11a に関する超音波情報を表す音線信号 SL が形成される。

【0045】

このとき、反射体 11 が骨部等の硬組織である場合には、その表面において超音波はあまり散乱することなく、送信されて来た方向に主に反射する。また、硬組織の表面における反射率は高いので、超音波エコー信号の強度は比較的高くなる。そのため、図 2 の (c) に示すように、受信信号の強度分布においては、超音波トランスデューサ 10c の位置に比較的鋭いピークが見られる。以下において、反射体 11 のように、散乱反射が少なく、主に 1 つの方向に超音波を反射する反射体のことを「正反射体」といい、超音波の反射方向が 1 つの方向に集中している度合い、即ち、散乱反射の少ない度合いのことを「正反射度」という。一般に、正反射度の高い反射体は、硬組織である。

30

【0046】

次に、図 3 の (a) に示すように、筋肉や血管等の軟組織に超音波ビームを送信する場合について考える。一般に、軟組織の反射体は、超音波を散乱し易いので、深度 D に位置する軟組織の反射体 12 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 12a 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信号は、図 3 の (b) に示すように、深度 D 及び反射点 12a 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信号の受信波形と同様に、位相整合線 L1 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) に示すのと同様に音線信号 SL が形成される。

40

【0047】

しかしながら、軟組織においては、超音波が散乱されることによって超音波エコー信号の強度が様々な方向に分散してしまうので、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。以下において、反射体 12 のように、正反射度の低い (即ち、散乱反射の多い) 反射体のことを「散乱反射体」という。

50

【 0 0 4 8 】

次に、硬組織の近傍に存在する軟組織や、硬組織の背後にある組織を画像化する場合について考える。具体的には、図 4 の (a) に示すように、骨等の硬組織表面 1 3 の周囲に筋肉等の軟組織 1 4 が存在する領域や、骨の内部組織 1 5 であって、軟組織に近い散乱反射を示す骨髄や海綿骨構造等の領域が該当する。そのような領域に超音波を送信することにより、それぞれの組織において超音波エコー信号が生じる。

【 0 0 4 9 】

図 4 の (b) に示すように、同一位相整合線 L 1 ~ L 3 上に乗っている一群の受信信号について位相整合を行うことにより、音線信号 S L が得られる。図 4 の (b) において、位相整合線 L 1 上の受信信号は、硬組織表面 1 3 において生じた超音波エコー信号を表しており、位相整合線 L 2 上の受信信号は、軟組織 1 4 において生じた超音波エコー信号を表しており、位相整合線 L 3 上の受信信号は、骨の内部組織 1 5 において生じた超音波エコー信号を表している。

10

【 0 0 5 0 】

ここで、軟組織 1 4 の表面の反射率と比較して、硬組織表面 1 3 における反射率は非常に大きいので、軟組織 1 4 が硬組織表面 1 3 の手前側に存在する場合には、軟組織 1 4 からの超音波エコー信号が硬組織表面 1 3 からの超音波エコー信号に影響を与えることは比較的少ない。しかしながら、位相整合線 L 1 上の受信信号の強度は、位相整合線 L 2 上の受信信号と比較して非常に大きくなるため、それらの受信信号をそのまま整相加算した画像信号を同一の表示画面に表示すると、位相整合線 L 2 に関する画像（即ち、軟組織 1 4 を表す画像）の輝度が相対的に大幅に低くなってしまい、位相整合線 L 1 に関する画像（即ち、硬組織表面 1 3 ）と判別して視認することが困難になる。

20

【 0 0 5 1 】

また、図 4 の (c) に示すように、同一位相整合線 L 1 及び L 2 上における受信信号の強度分布は互いに異なっている。例えば、反射点に対して斜め方向に位置する超音波トランスデューサ 1 0 a 及び 1 0 e から出力された受信信号は、正反射体からの信号成分をあまり含んでいない。即ち、そのような受信信号においては、軟組織 1 4 からの超音波エコー信号と硬組織表面 1 3 からの超音波エコー信号との強度差が小さくなる。そこで、正反射体からの信号成分を多く含む中心付近以外の超音波トランスデューサに着目することにより、超音波画像において、硬組織表面近傍の軟組織 1 4 を大幅に見易くすることができる。

30

【 0 0 5 2 】

一方、骨の内部組織 1 5 については、硬組織表面 1 3 において生じた振幅の大きい超音波エコー信号による影響（例えば、リングング等）が問題となる。即ち、骨髄や海綿骨構造等のように、軟組織に近い散乱反射を示す骨の内部組織 1 5 から反射される超音波エコーは、元来振幅が小さく、また、骨の表面に近いほど大振幅の超音波エコー信号の影響を受け易くなるので、内部組織 1 5 からの超音波エコー信号はほぼ埋もれてしまう。従って、通常の B モード画像生成方法によって硬組織の後方に存在する組織を画像化することは極めて困難である。

【 0 0 5 3 】

40

図 4 の (d) に示すように、位相整合線 L 3 上に乗っている一群の受信信号の強度分布は、全体としては正反射体に近似した分布を示す。しかしながら、各受信信号は、内部組織 1 5 からの超音波エコー信号の成分（ 1 ）と、硬組織表面 1 3 からの超音波エコー信号（大振幅信号）の影響による成分（ 2 ）とを含んでいる。この内の成分（ 1 ）の強度分布は、軟組織表面と同様に散乱反射体としての特徴を示し、成分（ 2 ）の強度分布は、硬組織表面と同様に、正反射体としての特徴を示すため、両成分の強度分布は異なっている。

【 0 0 5 4 】

そこで、各受信信号における成分比に注目すると、例えば、超音波の反射点のほぼ正面に位置する超音波トランスデューサ 1 0 c によって受信された受信信号は、大振幅信号の影響による成分（ 2 ）を多く含んでいる。反対に、反射点に対して斜め方向に位置する超

50

音波トランスデューサ 10 a 又は 10 e によって受信された受信信号は、大振幅信号の影響による成分 (2) が少なくなり、相対的に、内部組織 15 からの散乱成分 (1) を多く含むようになる。このように、各受信信号間における成分の違いに着目することにより、大振幅信号の影響により埋もれてしまった硬組織の後方の領域を表す超音波エコー信号を抽出することができる。

同様にして、骨部等の硬組織の後方に存在する軟組織 16 (図 4 の (a)) からの超音波エコー信号を抽出することもできる。

【0055】

図 2 ~ 図 4 に示すように、ある領域に関する一群の受信信号の相互的な性質 (或いは、相互関係) に注目することにより、受信信号を単に位相整合することによって B モード画像を生成する場合と異なり、その領域の組織の性状を判別したり、反射率の高い領域 (硬組織) の近傍に存在する反射率の小さい領域 (軟組織) を抽出することが可能となる。

【0056】

図 5 は、図 1 に示す組織別整相加算方法決定部 130 の動作を説明するための図である。

まず、ステップ S1 において、組織別整相加算方法決定部 130 の反射分布計算部 131 は、信号前処理部 122 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一群の受信信号の空間強度分布を求める。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。なお、同一位相整合線上にある一群の受信信号は、受信遅延制御部 123 から供給される遅延パターンに基づいて決定される。また、以下において、これらの受信信号によって表される超音波エコー信号 (反射信号) が生じた反射点のことを解析領域といい、同一の位相整合線上にある一群の受信信号の空間強度分布のことを反射分布という。

【0057】

また、反射分布計算部 131 は、求められた反射分布に基づいて所定の統計量を算出する。その際には、先に求めた反射分布において、横軸をデータ数値と読み替え、縦軸を度数と読み替える。このようにして得られた関係図を、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。

【0058】

図 6 に示すように、曲線 (1) は、度数分布がある値に集中している場合、即ち、正反射体において反射された超音波エコー信号を表す一群の受信信号の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、散乱反射体において反射された超音波エコー信号を表す一群の受信信号の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、複数の方向から同一強度で超音波エコー信号が伝播する仮想的な場合における度数分布を表している。

【0059】

反射信号評価部 132 において算出される統計量としては、例えば、以下のものが挙げられる。

(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信号を受信すると、通常は平均がゼロ (中央) となる。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。

(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。

10

20

30

40

50

(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 6 0 】

(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。

【 0 0 6 1 】

10

(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。

【 0 0 6 2 】

20

(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。

【 0 0 6 3 】

30

(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 6 に示す曲線（ 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信号が不定状態にあり、スペckル成分が大きいことを示す。

これらの（ 1 ）～（ 5 ）の統計値に基づいて反射分布の特徴を判断するための基準値（閾値等）は、組織別反射情報記録部 1 1 1 a に記録されている。

【 0 0 6 4 】

再び、図 5 を参照すると、ステップ S 2 において、反射信号評価部 1 3 2 は、ステップ S 1 において算出された統計値に基づいて、解析領域の組織性状を判別する。この判断を行う際には、組織別反射情報記録部 1 1 1 a に記録されている組織情報が参照される。例えば、図 7 の曲線（ 4 ）に示すように、反射分布の分散が所定の閾値より小さい場合や、尖度が所定の閾値よりも大きい場合には、その解析領域は正反射体であると判断される。反対に、図 7 の曲線（ 5 ）に示すように、反射分布の分散が所定の閾値よりも大きい場合には、その解析領域は散乱反射体である（即ち、正反射体でない）と判断される。

【 0 0 6 5 】

或いは、ステップ S 1 において算出された統計値を基準値と比較して正反射体か否かを判断するのではなく、統計値に基づいて、解析領域における正反射成分の度合い（解析領域の正反射度）を求めても良い。

50

【 0 0 6 6 】

ステップ S 2 において解析領域が正反射体であると判断された場合、又は、解析領域の正反射度が高い場合に、反射信号評価部 1 3 2 は、ステップ S 3 において、反射分布における信号強度の頻度を求める。

図 8 の (a) は、正反射体であると判断された解析領域における反射分布を示しており、図 8 の (b) は、その反射分布に基づいて作成された信号強度の頻度を示している。図 8 の (b) に示すように、信号強度の頻度が相対的に高い範囲（例えば、信号強度が I_0 以上の範囲）は、解析領域の特徴を表していると言える。従って、そのような頻度の高い範囲に含まれる信号の取り扱いを制御することにより、その解析領域の特徴を抽出したり、反対に、その特徴を抑制して別の要素を浮かび上がらせることができる。具体的には、信号強度の頻度が高い範囲における受信信号を抑制することにより、反射分布の端部に比較的多く含まれる軟組織からの散乱成分（図 4 参照）を明確化することができる。

10

【 0 0 6 7 】

ステップ S 4 において、反射信号評価部 1 3 2 は、信号強度の頻度が比較的低い範囲に含まれる受信信号、即ち、図 8 の (a) に示す $X_0 \sim X_1$ を除く範囲に位置する素子から出力された受信信号のゲインを下げて整相加算を行うように、組織別整相加算処理部 1 3 3 を制御する。それにより、頻度の高い範囲に含まれる受信信号、即ち、硬組織からの超音波エコー信号の成分を主に含む受信信号が抽出される。

【 0 0 6 8 】

また、ステップ S 5 において、反射信号評価部 1 3 2 は、信号強度の頻度が比較的高い範囲に含まれる受信信号、即ち、図 8 の (a) に示す $X_0 \sim X_1$ の範囲（反射分布の中央付近）に位置する素子から出力された受信信号のゲインを下げて受信信号の整相加算を行うように、組織別整相加算処理部 1 3 3 を制御する。このように頻度の高い範囲に含まれる受信信号を抑制することにより、頻度の低い範囲（反射分布の両端）に含まれる受信信号が相対的に浮かび上がってくる。それにより、軟組織からの超音波エコー信号の成分を多く含む受信信号が抽出される。

20

【 0 0 6 9 】

一方、ステップ S 2 において、解析領域が散乱反射体であると判断された場合、又は、解析領域の正反射度が低い場合に、反射信号評価部 1 3 2 は、ステップ S 6 において、反射分布における信号強度の頻度を求める。

30

図 9 の (a) は、受信信号のばらつきが比較的小さい散乱反射体における反射分布を示しており、図 9 の (b) は、その反射分布に基づいて作成された信号強度の頻度を示している。図 9 の (b) に示すように、反射分布のばらつきが比較的小さい場合には、信号強度の頻度において、比較的鋭いピークが現れる。このような一群の受信信号によって表される解析領域は、比較的均一な組織であり、一般には、肉や血管等の実体のある軟組織であると考えられる。

【 0 0 7 0 】

一方、図 10 の (a) は、受信信号のばらつきが比較的大きい散乱反射体における反射分布を示しており、図 10 の (b) は、その反射分布に基づいて作成された信号強度の頻度を示している。図 10 の (b) に示すように、強度分布のばらつきが比較的大きい場合には、信号強度の頻度においてなだらかなピークが現れる。このような一群の受信信号によって表される解析領域は実体ある組織ではなく、不安定な信号成分を多く含むスペckルであると考えられる。

40

【 0 0 7 1 】

そのため、解析領域が散乱反射体である場合には、信号強度の頻度に応じて受信信号を抽出又は抑制することにより、実体ある軟組織とスペckル成分とを分離して画像化することができる。

【 0 0 7 2 】

ステップ S 7 において、反射信号評価部 1 3 2 は、信号強度の頻度が比較的高い範囲に含まれる受信信号、即ち、図 9 の (b) に示すように、信号強度が I_1 未満又は I_2 より

50

大きい受信信号のゲインを下げて整相加算を行うように、組織別整相加算処理部 133 を制御する。それにより、信号強度が $I_1 \sim I_2$ の範囲内にある比較的安定した信号成分によって構成される受信信号、即ち、軟組織からの超音波エコー信号の成分を多く含む受信信号が抽出される。

【0073】

また、ステップ S8 において、反射信号評価部 132 は、信号強度の頻度が比較的低い範囲に含まれる受信信号、即ち、図 10 の (a) に示すように、信号強度が $I_3 \sim I_4$ の範囲内である受信信号のゲインを下げて整相加算を行うように、組織別整相加算処理部 133 を制御する。それにより、頻度の低い、即ち、不安定な信号成分 (スペックル成分) を多く含む受信信号が相対的に浮かび上がってくる。

10

【0074】

これらの各ステップ S4、S5、S7、及び、S8 における具体的な処理として、反射信号評価部 132 は、反射分布の解析結果に応じて、信号増幅率制御パターン記録部 111b に予め記録されている複数の増幅率制御パターンの内から適切な増幅率制御パターンを少なくとも 1 つ選択し、可変増幅部 134 (図 1) に供給する。なお、ステップ S2 において、解析領域の正反射度が中程度である場合 (即ち、正反射体であるか否かの判別が困難である場合) には、反射信号評価部 132 は、ステップ S3 及び S6 における両方の処理を行っても良い。

【0075】

図 1 に示す可変増幅部 134 は、反射信号評価部 132 から供給された増幅率制御パターンに基づいて、一群の受信信号を受信信号ごとに決定されたゲインで増幅する。それにより、増幅率制御パターンの種類に応じて、1 つ又は複数群の増幅済み受信信号が形成される。整相加算部 135 は、各群の増幅済み受信信号に所定の遅延を与えることにより位相を整合して加算する。それにより、1 つ又は複数種類の音線データが生成される。そのようにして生成された音線データは、増幅率制御パターンの種類に応じて、第 1 ~ 第 N の組織別 B モード画像データ作成部 136a、136b、... のいずれかに蓄積される。

20

【0076】

図 11 は、本実施形態に係る超音波撮像装置によって生成された超音波画像を示す模式図である。図 11 に示すように、この超音波画像においては、特に、骨部 111 等の硬組織の近傍に存在する軟組織 112 を明確に画像化することができる。また、筋肉や血管等の実体ある軟組織 113 と、実体のないスペックル領域 114 とを互い分離して画像化することができる。さらに、組織性状の種類に応じて B モード画像を色分けして表示することにより、超音波画像をより見やすくすることができる。

30

【0077】

以上説明したように、本発明の第 1 の実施形態によれば、ある反射点において生じた超音波エコー信号を表す一群の受信信号の反射分布に応じて、一群の受信信号のゲインを受信信号ごとに変化させることにより、描出したい組織に関する信号成分を主に含んだ受信信号を抽出することができる。それにより、所望の組織を、超音波画像として適切に表示することができる。従って、超音波エコー信号の強度差が大きい構造物が近傍に存在している場合であっても、目的とする組織の構造を画像化することが可能となる。また、骨部のように反射率が非常に大きい領域からの信号成分を選択的に抑制することにより、全体として見やすい超音波画像を生成することも可能である。

40

【0078】

また、本実施形態によれば、一群の受信信号に対して適用される増幅率制御パターンを変化させることにより、複数の組織別 B モード画像を生成することができる。それにより、医療診断の目的やユーザの好みに応じて、所望の組織のみを組み合わせた超音波画像や、所望の組織を強調した超音波画像や、異なる組織を色分けして表示させた超音波画像等を表示させることができる。さらに、そのような組織別 B モード画像又はそれらの合成画像と通常の B モード画像とを同時に、或いは、いずれか一方を選択的に切り替えて表示することができるので、診断効率を向上させることができる。

50

【0079】

加えて、本実施形態によれば、一群の受信信号の空間強度分布（反射分布）及びその統計量を利用することにより、超音波エコー信号を生じさせた反射体の組織性状を簡単な計算で評価することができる。従って、組織別のBモード画像をリアルタイムで生成することが可能となる。

【0080】

なお、本発明の第1の実施形態においては、図5に示すステップS2において正反射体か否かを判別した後で、受信信号の反射分布の解析をさらに行っているが（ステップS3及びS6）、それらの2段階の処理を同時に行っても良い。その場合には、複数種類の信号増幅率パターンを、一群の受信信号の相互的な性質（反射情報）に関連付けて記録しておけば良い。

10

【0081】

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。本実施形態に係る超音波撮像装置においては、図1に示す組織別整相加算方法決定部130における処理が、第1の実施形態に係る超音波撮像装置におけるものと異なっている。即ち、本実施形態においては、反射分布に対応するヒストグラムの形状に基づいて、受信信号の反射分布を解析することを特徴としている。その他の構成については、本発明の第1の実施形態におけるものと同様である。

【0082】

図1に示す反射分布計算部131は、信号前処理部122において所定の処理を施された同一の位相整合線上にある一群の受信信号に基づいて反射分布を作成すると共に、その反射分布に基づいてヒストグラムを作成する。

20

ここで、図12の曲線（6）～（8）に示すように、反射分布に対応するヒストグラムの形状は、概ね3つの形状に分類される。

【0083】

曲線（6）は、図8の（a）に示すように、正反射体に対応するヒストグラムである。この場合に、受信信号は、強度が大きい範囲及び／又は強度が小さい範囲に集中するため、ヒストグラムの形状は、U字型となる。このような反射分布を示す解析領域は、通常、硬組織であるが、硬組織の近傍に軟組織が存在する場合においても、同様の反射分布が示される。

30

【0084】

曲線（7）は、図9の（a）に示すように、ばらつきが比較的小さい散乱反射体に対応するヒストグラムである。この場合に、受信信号の強度は、ある程度狭い範囲に集中するため、ヒストグラムの形状は、急なピークを有する単峰型となる。このような反射分布を示す解析領域は、通常、軟組織である。

【0085】

曲線（8）は、図10の（a）に示すように、ばらつきが比較的大きい散乱反射体に対応するヒストグラムである。この場合に、受信信号の強度は、ある程度広い範囲にばらつくため、ヒストグラムの形状は比較的緩い単峰型となる。このような反射分布が示される場合には、通常、スペックルパターンが現れる。

40

【0086】

図1に示す反射信号評価部132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等を用いて、ヒストグラムの形状を判定することにより、解析領域が正反射体であるか否かを判断すると共に、一群の受信信号に適用される増幅率制御パターンを選択する。この場合に、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。

【0087】

一群の受信信号に適用される増幅率制御パターンは、第1の実施形態において図8～図10を参照しながら説明したものと同様である。また、それらの増幅率制御パターンは、ヒストグラムの形状に関連付けて信号増幅率制御パターン記録部111bに記録しておく

50

。

【 0 0 8 8 】

本発明の第 2 の実施形態に係る超音波撮像装置の変形例として、受信信号の反射分布に対応するヒストグラムに基づいて各種の統計量を算出し、その統計量に基づいて、一群の受信信号に適用される増幅率制御パターンを選択しても良い。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 $Q R$ 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。

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

【 0 0 8 9 】

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。本実施形態に係る超音波撮像装置においては、図 1 に示す組織別整相加算方法決定部 130 における処理が、第 1 及び第 2 の実施形態に係る超音波撮像装置におけるものと異なっている。即ち、本実施形態においては、反射分布に対応するヒストグラムを、ベータ分布を用いて解析することを特徴としている。その他の構成については、本発明の第 1 の実施形態におけるものと同様である。

【 0 0 9 0 】

図 1 に示す反射分布計算部 131 は、信号前処理部 122 において所定の処理を施された同一の位相整合線上にある一群の受信信号に基づいて、反射分布を作成すると共に、その反射分布に基づいてヒストグラムを作成する（図 12 参照）。また、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。

【 0 0 9 1 】

次に、反射分布計算部 131 は、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 】

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

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

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

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

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

【 0 0 9 2 】

ベータ分布を求めるためには、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。

10

20

30

40

【数 2】

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

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

【0093】

10

次に、反射分布計算部 131 は、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】

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

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

20

これにより、ベータ分布に近似する分布が求められる。

【0094】

次に、反射信号評価部 132 は、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一群の受信信号に適用される増幅率制御パターンを選択する。図 13 は、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 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。

【0095】

30

(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、受信信号の反射分布におけるピークがある程度立っており (図 8 の (a) 参照)、解析領域が正反射体であることを示している。そこで、反射信号評価部 132 は、硬組織を画像化するために、頻度の高い受信信号を抽出する増幅率制御パターンを選択すると共に、硬組織の近傍に存在する軟組織を画像化するために、頻度の高い受信信号を抑制する増幅率制御パターンを選択する。

【0096】

ここで、解析領域における正反射の強さは、 $|x|$ の値に応じて変化する。例えば、図 14 の (a) 又は (b) に示すように、 $|x|$ 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、強い正反射を表すようになる。反対に、図 14 の (c) に示すように、 $|x|$ 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。そのため、反射信号評価部 132 は、 $|x|$ の値に応じて、ゲインを調整すべき受信信号の範囲や調整量の異なる増幅率制御パターンを選択する。

40

【0097】

(ii) $(-1) < x < (1)$ 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、図 16 に示すように、受信信号の反射分布におけるピークはある程度立っているが (即ち、正反射体)、強度のピーク中心 ($x = 0$) が、超音波トランスデューサアレイの開口 DA 中心からずれていることを表している。このような反射分布は、超音波トラン

50

スデューサアレイに対して斜め方向から伝播した超音波エコー信号を受信した場合に見られる。そのため、この場合においても、適切な増幅率制御パターンを選択することにより、硬組織、及び／又は、硬組織の近傍に存在する軟組織を画像化することができる。

【0098】

また、この場合において、解析領域における正反射の強さは、 $| \quad / \quad |$ の値に応じて変化する。例えば、図15の(a)又は(b)に示すように、 $| \quad / \quad |$ の値が1から離れるほどJ字の勾配が急になり、強い正反射を表すようになる。反対に、図15の(c)又は(d)に示すように、 $| \quad / \quad |$ 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、弱い正反射を表すようになる。そこで、反射信号評価部132は、 $| \quad / \quad |$ の値に応じて、ゲインを調整すべき受信信号の範囲や調整量の異なる増幅率制御パターンを選択する。

10

【0099】

(iii) > 1 、 > 1 の場合

この場合には、図17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、受信信号の頻度が正規分布であり(図9の(b)及び図10の(b)参照)、解析領域が散乱反射体であることを示している。そこで、反射信号評価部132は、軟組織を画像化するために、頻度の高い受信信号を抽出する増幅率制御パターンを選択すると共に、スペックル成分を画像化するために、頻度の高い受信信号を抑制する増幅率制御パターンを選択する。

【0100】

20

また、この場合には、 $| \quad \times \quad |$ 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17の(c)に示すように、 $| \quad \times \quad |$ 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。そのため、反射信号評価部132は、 $| \quad \times \quad |$ の値に応じて、ゲインを調整すべき受信信号の範囲や調整量の異なる増幅率制御パターンを選択する。

【0101】

以上説明したように、本発明の第3の実施形態によれば、受信信号の反射分布に対応するヒストグラムに基づいて得られたベータ分布を利用することにより、簡単な計算で正確に反射分布を解析することができる。従って、組織別のBモード画像をリアルタイムで生成することが可能となる。

30

【0102】

なお、本発明の第3の実施形態においては、ベータ分布を用いてヒストグラムを解析することにより、一群の受信信号に適用される増幅率制御パターンを選択しているが、ベータ分布のパラメータ及びの値に基づいて、直接増幅率制御パターンを選択するようにしても良い。

【0103】

以上の第1～第3の実施形態において説明した反射分布の計算及び評価を行う計算処理手段は、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。従って、組織別のBモード画像を生成するシステムを安価に構成することが可能である。

【産業上の利用可能性】

40

【0104】

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】

【0105】

【図1】本発明の第1～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。

50

【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】硬組織の近傍に軟組織が存在する領域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】図 1 に示す図 1 に示す組織別整相加算方法決定部 130 の動作を説明するための図である。

【図 6】正反射体及び散乱反射体において反射された超音波エコー信号を表す一群の受信信号の度数分布を示す図である。

【図 7】解析領域が正反射体であるか否かを判断方法を説明するための図である。

【図 8】図 8 の (a) は、正反射体に対応する反射分布を示す図であり、図 8 の (b) は、図 8 の (a) に示す反射分布に対応する頻度を示す図である。

【図 9】図 9 の (a) は、ばらつきが小さい散乱反射体に対応する反射分布を示す図であり、図 9 の (b) は、図 9 の (a) に示す反射分布に対応する頻度を示す図である。

【図 10】図 10 の (a) は、ばらつきが大きい散乱反射体に対応する反射分布を示す図であり、図 10 の (b) は、図 10 の (a) に示す反射分布に対応する頻度を示す図である。

【図 11】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波撮像装置によって生成された超音波画像を示す模式図である。

【図 12】受信信号の空間強度分布に対応する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。

【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反射分布を示す図である。

【図 17】ベータ分布が単峰（一山）型となる場合を示す図である。

【図 18】人体に超音波トランスデューサアレイから超音波ビームを送信している様子を示す図である。

【図 19】軟組織と硬組織との境界において反射する超音波エコー信号の検出信号を示す図である。

【符号の説明】

【0106】

10 a、10 b、... 超音波トランスデューサ

11、12 反射体

11 a、12 a 反射点

13 硬組織表面

14、16 軟組織

15 骨の内部組織

100 超音波用探触子

110 制御部

111 記録部

111 a 組織別反射情報記録部

111 b 信号増幅率制御パターン記録部

112 操作パネル

112 a 組織情報強調入力部

113 開口径設定部

114 送信遅延制御部

115 駆動信号発生部

116 送受信切換部

120 前置増幅器 (P R E A M P)

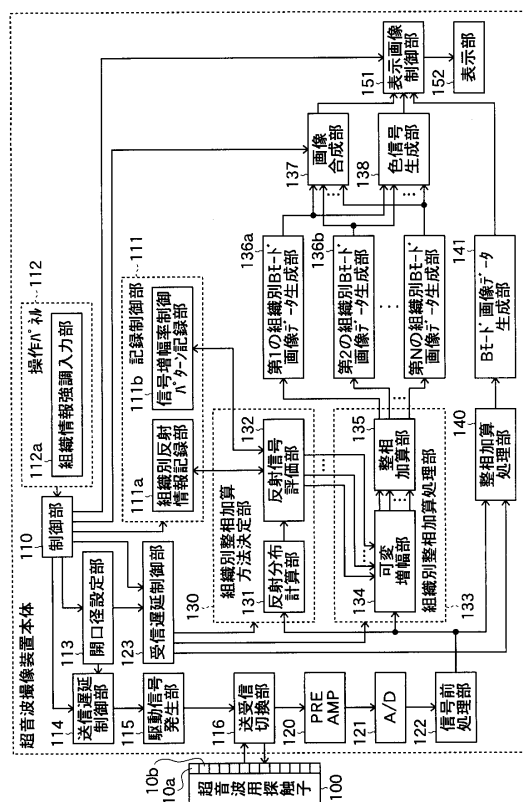
121 A / D 変換器

122 信号前処理部

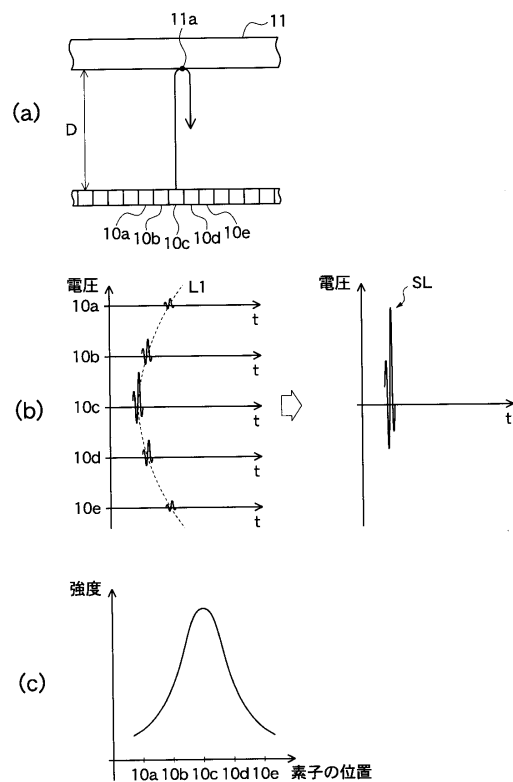
- 1 2 3 受信遅延制御部
- 1 3 0 組織別整相加算方法決定部
- 1 3 1 反射分布計算部
- 1 3 2 反射信号評価部
- 1 3 3 組織別整相加算処理部
- 1 3 4 可変増幅部
- 1 3 5 整相加算部
- 1 3 6 a、1 3 6 b、... 組織別Bモード画像データ生成部
- 1 3 7 画像合成部
- 1 3 8 色信号生成部
- 1 4 0 整相加算処理部
- 1 4 1 Bモード画像データ生成部
- 1 5 1 表示画像制御部
- 1 5 2 表示部

10

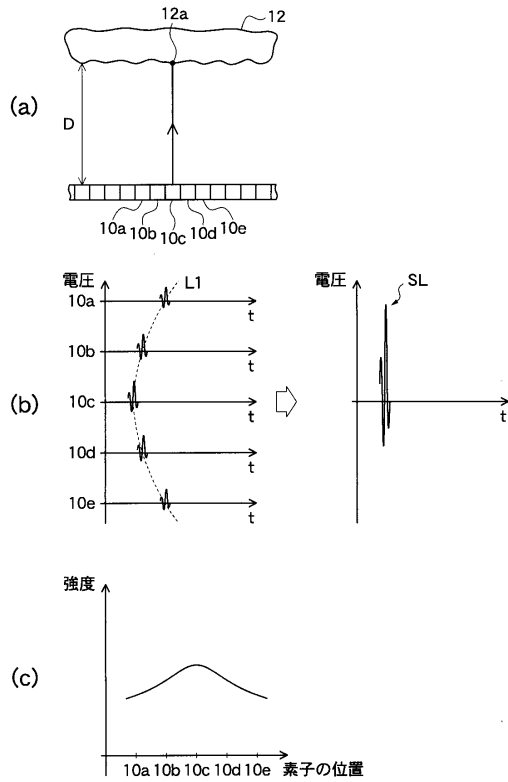
【図1】



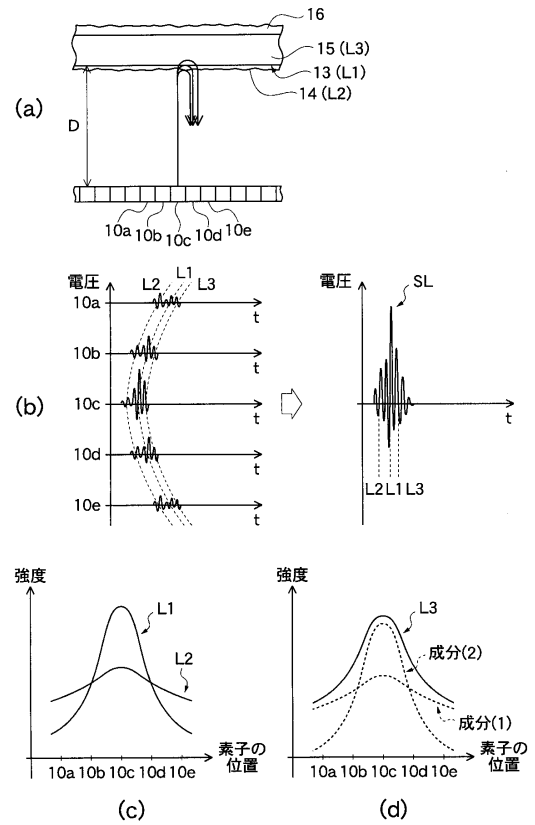
【図2】



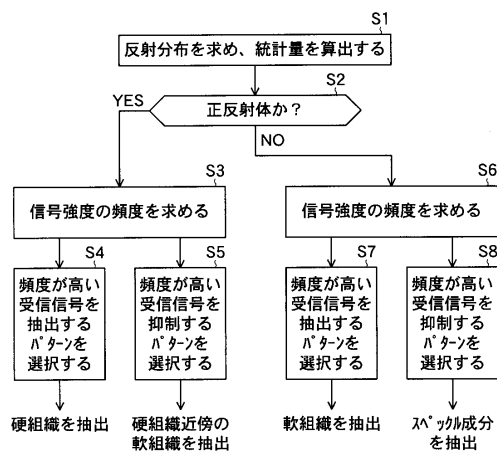
【図 3】



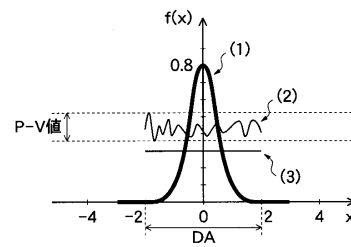
【図 4】



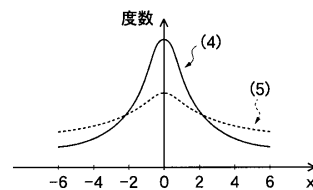
【図 5】



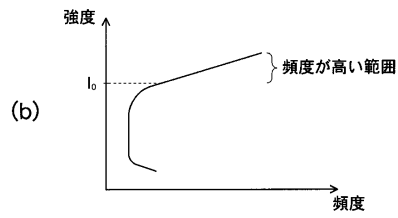
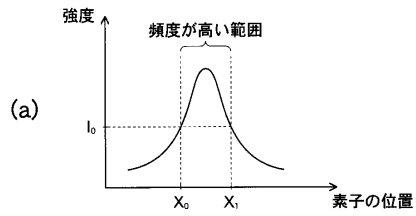
【図 6】



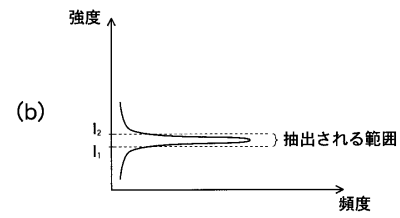
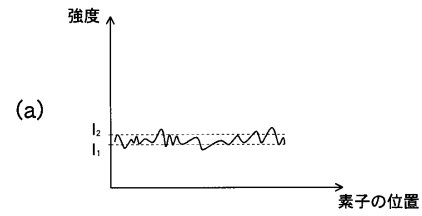
【図 7】



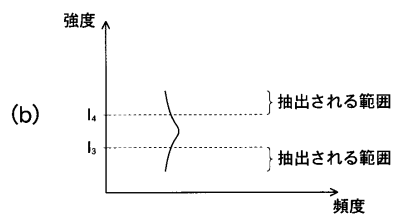
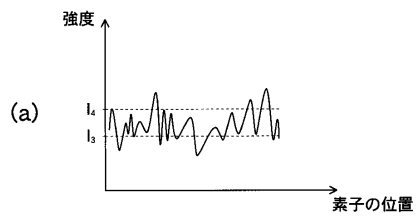
【図 8】



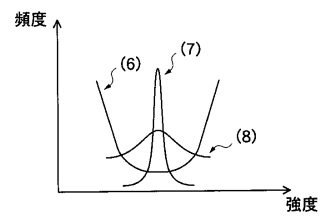
【図 9】



【図 10】



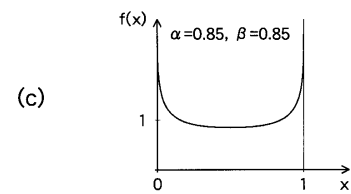
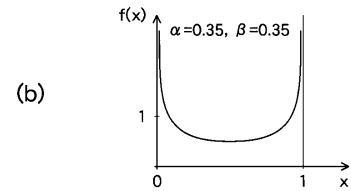
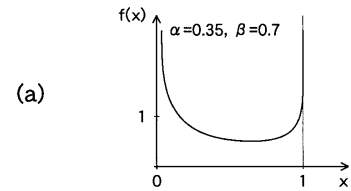
【図 12】



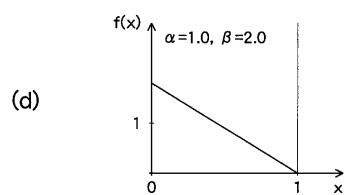
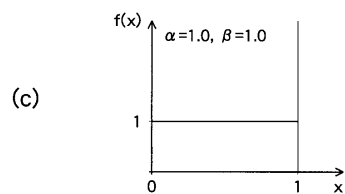
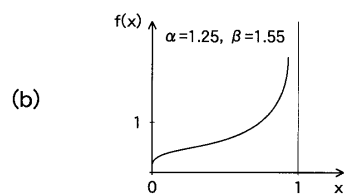
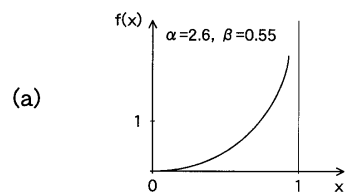
【図 13】

	$\beta < 1$	$\alpha = 1$	$1 < \alpha < 2$	$\alpha = 2$	$\alpha > 2$
$\alpha < 1$	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

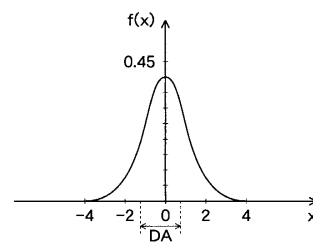
【図 14】



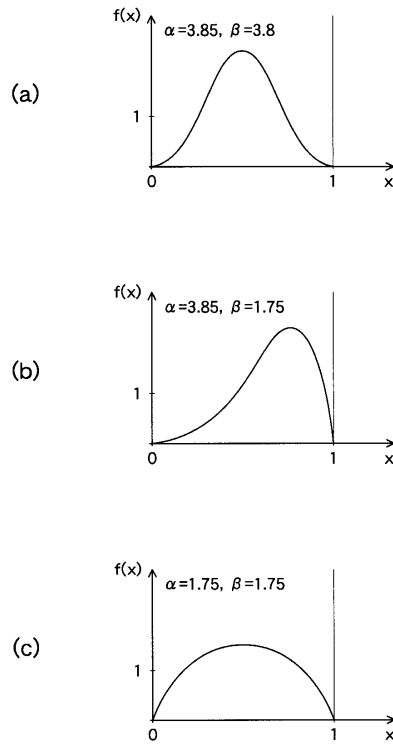
【図 15】



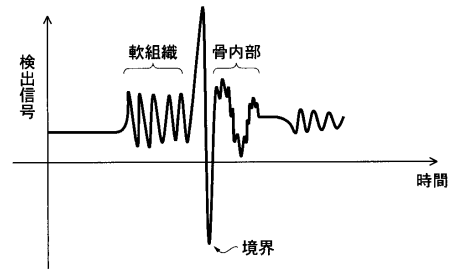
【図 16】



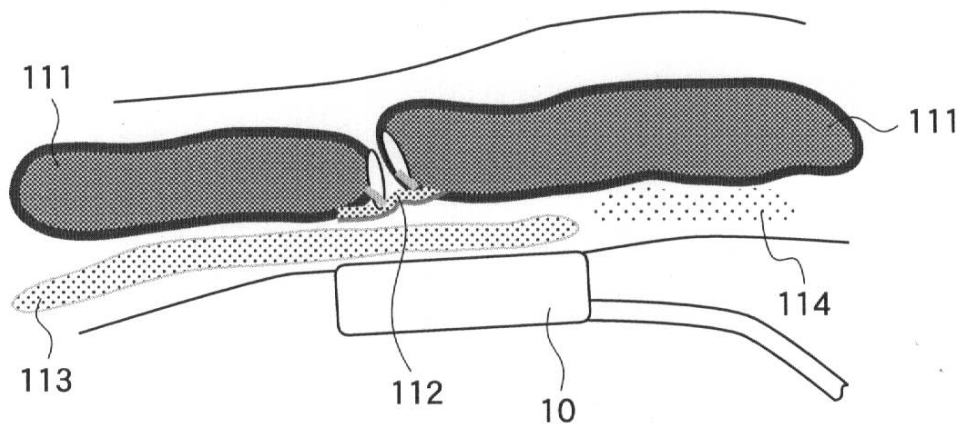
【図 17】



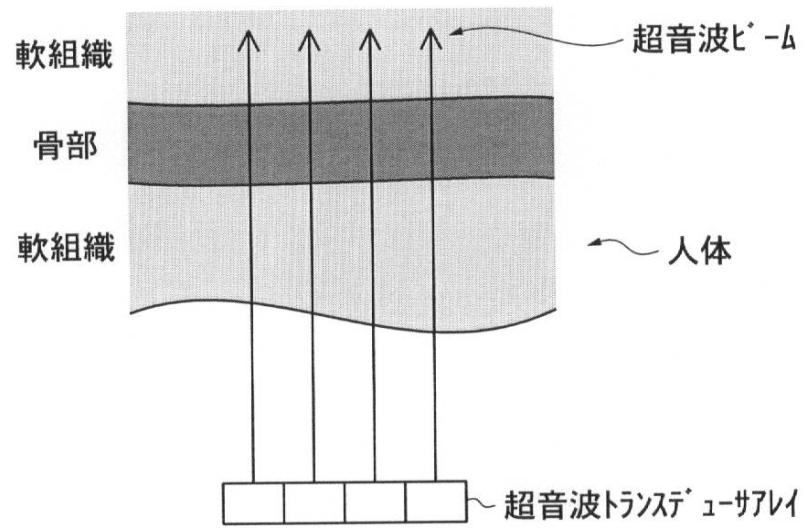
【図 19】



【図 11】



【図 18】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2006-122666(JP,A)
特開2001-252276(JP,A)
特開2003-339698(JP,A)
特開昭56-036943(JP,A)
特開平03-032656(JP,A)
特開平09-108223(JP,A)
特開平07-236637(JP,A)
特開2006-095000(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08