

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 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、前記断層像内の少なくとも一部に解析領域を設定する解析領域設定手段と、

前記解析領域に相当する被検体部位に前記超音波パルスを定量解析用の送信条件に従って送信し且つその送信に伴って前記被検体部位から発生するエコー信号を受信する定量解析用送受信手段と、

前記エコー信号に基づき組織性状を定量解析する定量解析手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の超音波診断装置において、

前記定量解析手段は、前記エコー信号の強度を演算する強度演算手段と、このエコー信号の強度のデータから確率密度分布を演算する確率密度分布演算手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 請求項 2 記載の超音波診断装置において、

前記定量解析手段は、前記確率密度分布を曲線としてモニタ画面に表示する分布曲線表示手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 3 記載の超音波診断装置において、

前記分布曲線表示手段は、前記確率密度分布の曲線と基準となる確率密度分布の曲線とを同一画面に比較させて表示する手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 請求項 4 記載の超音波診断装置において、

前記基準となる確率密度分布の曲線はレイリー分布に従う理論値から成る確率密度分布曲線であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】 請求項 2 記載の超音波診断装置において、

前記確率密度分布の曲線データを記録媒体又は通信手段を介して装置外部に転送する転送手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】 請求項 1 記載の超音波診断装置において、

前記定量解析手段は、前記エコー信号の強度を演算する強度演算手段と、このエコー信号の強度のデータから確率密度分布を演算する確率密度分布演算手段と、この確率密度分布と基準となる確率密度分布との間の誤差を演算する誤差演算手段と、この誤差を前記組織性状の定量化情報として提示する定量化情報提示手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】 請求項 7 記載の超音波診断装置において、

前記誤差演算手段は、演算した前記確率密度分布と基準となる前記確率密度分布との間の誤差を最小二乗法に基

づき最小二乗誤差として演算する手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】 請求項 1 乃至 8 の何れか一項記載の超音波診断装置において、

前記定量解析手段による定量解析の開始及び終了の少なくとも一方を指令する指令手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】 請求項 1 乃至 9 の何れか一項記載の超音波診断装置において、

前記送信条件に従う送受信は、前記超音波パルスの走査線密度を前記解析領域以外の領域に対する走査線密度の 2 倍以上に設定した送受信であることを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 11】 請求項 1 乃至 9 の何れか一項記載の超音波診断装置において、

前記送信条件に従う送受信は、前記超音波パルスによる略同一の走査線上の前記エコー信号を、異なる送受信条件にて 2 回以上取得する送受信であることを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 12】 請求項 1 乃至 9 の何れか一項記載の超音波診断装置において、

前記送信条件に従う送受信は、前記超音波パルスの送信に伴って前記解析領域上の 2 方向以上の並列同時受信により行われる送受信であることを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 13】 請求項 1 乃至 9 の何れか一項記載の超音波診断装置において、

前記送信条件に従う送受信は、前記超音波パルスによる略同一の走査線上のスキャンを異なる送信振動子の組み合わせにより 2 回以上行う態様、及び、同一の前記エコー信号に対して異なる受信振動子の組み合わせより 2 回以上受信する態様のうちの少なくとも一方で行われる送受信であることを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 14】 請求項 1 乃至 9 の何れか一項記載の超音波診断装置において、

前記送信条件に従う送受信は、前記解析領域上の前記超音波パルスによる同一走査線上のスキャンを、送信焦点を変化させて 2 回以上行う送受信であることを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 15】 請求項 1 乃至 9 の何れか一項記載の超音波診断装置において、

前記送信条件に従う送受信は、前記超音波パルスとして、コード化された広帯域の周波数成分を含む超音波パルスで行う送受信であることを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 16】 請求項 1 乃至 9 の何れか一項記載の超音波診断装置において、

前記送信条件に従う送受信は、前記超音波パルスとして、広帯域の周波数成分を含むチャープ信号から成る超音波パルスで行う送受信であることを特徴とした超音波

診断装置。

【請求項 17】 請求項 2 又は 7 に記載の超音波診断装置において、

前記エコー信号の強度演算時に信号強度の飽和状態を監視する監視手段と、この飽和状態が生じたときに再定量解析を指令する再指令手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 18】 請求項 1 乃至 17 の何れか一項に記載の超音波診断装置において、

前記定量解析に必要な条件を予め設定するための条件設定手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 19】 請求項 18 記載の超音波診断装置において、

前記条件設定手段により設定される条件は、前記超音波パルスの送受信周波数、前記解析領域の初期形状、前記定量解析により生成される確率密度分布曲線のリアルタイム表示の有無、前記定量解析により生成される結果のリアルタイム表示の有無、並びに、これらの情報の表示位置、色、及び大きさのうち、少なくとも 1 つを含むことを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 20】 請求項 18 記載の超音波診断装置において、

前記条件設定手段により設定される条件は、前記定量解析に用いる前記エコー信号のサンプルの総数を含むことを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 21】 請求項 18 記載の超音波診断装置において、

前記解析領域の大きさ及び形状を操作者が変更可能なインターフェース手段を備えたことを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 22】 請求項 1 乃至 21 の何れか一項に記載の超音波診断装置において、

前記エコー信号のうちの前記定量解析に不要な信号群を前記解析領域から排除した領域を設定する排除手段を備えることを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 23】 請求項 22 記載の超音波診断装置において、

前記排除手段は、前記不要な信号群として、輪郭抽出法により抽出された組織構造物に相当するエコー信号を排除する手段であることを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 24】 請求項 22 記載の超音波診断装置において、

前記排除手段は、前記不要な信号群として、別に超音波信号を送信して得られる超音波ドプラ信号から抽出された血流情報に基づく血管及び血管壁に相当するエコー信号を排除する手段であることを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 25】 請求項 1 記載の超音波診断装置において、

前記定量解析手段は、前記エコー信号が画像データに変

換される前のデータを取り込んで当該データを前記定量解析に処するデータ取込手段を備えることを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 26】 請求項 20 記載の超音波診断装置において、

前記定量解析手段は、前記エコー信号に基づく前記総数分のサンプルを取得すると、前記送信条件に従う送受信を自動的に停止する自動停止手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 27】 請求項 2 記載の超音波診断装置において、

前記断層像のデータを記憶する手段と、前記強度演算手段により演算された信号強度データと前記断層像の各画素の空間位置と対応付ける手段と、前記解析領域が設定されたときに、対応する信号強度データを呼び出した定量解析を行う手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 28】 請求項 1 記載の超音波診断装置において、

20 前記超音波パルスを送受信するための振動子を 2 次元状に配列した超音波プローブと、被検体内の断層面に対して垂直方向に変更可能なスキャン手段とを備え、前記定量解析用送受信手段は、前記解析領域に対応する前記断層面のエコー信号を取得する手段と、この断層面に垂直な方向の別断面のエコー信号を取得する手段とを備え、前記定量解析手段は、前記両エコー信号に基づき組織性状を定量解析する手段であることを特徴とする超音波診断装置。

30 【請求項 29】 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た後、この断層像内の一部に解析領域を設定し、前記解析領域に相当する被検体部位に前記超音波パルスを定量解析用の送信条件に従って送信し且つその送信に伴って前記被検体部位から発生するエコー信号を受信し、このエコー信号に基づき組織性状を定量解析することを特徴とした超音波による組織性状の定量解析方法。

【請求項 30】 請求項 29 記載の定量解析方法において、

40 前記定量解析は、前記エコー信号の強度を演算する処理と、このエコー信号の強度のデータから確率密度分布を演算する処理とを含むことを特徴とする超音波による組織性状の定量解析方法。

【請求項 31】 請求項 29 記載の定量解析方法において、

前記定量解析は、前記エコー信号の強度を演算する処理と、このエコー信号の強度のデータから確率密度分布を演算する処理と、この確率密度分布と基準となる確率密度分布との間の誤差を演算する処理と、この誤差を前記組織性状の定量化情報として提示する処理とを含むこと

を特徴とする超音波による組織性状の定量解析方法。

【請求項 3 2】 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、前記断層像内の一部に解析領域を設定する解析領域設定手段と、

前記解析領域に相当する被検体部位に、独立事象に基づくエコー信号のサンプル数を上げる条件の元に前記超音波パルスを送信するとともに、この送信に伴って前記被検体部位から発生するエコー信号を受信する定量解析用送受信手段と、

前記エコー信号に基づき組織性状を定量解析する定量解析手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3 3】 請求項 3 2 記載の超音波診断装置において、

前記定量解析手段は、前記エコー信号の強度に基づく前記解析領域内の組織の性状を表す指標を求める手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被検体に照射した超音波に依るエコー信号に基づき被検体内の超音波画像を得る超音波イメージングの装置及び方法に係り、とくに、そのエコー信号の強度分布から被検体の組織性状を定量解析する機能を備えた超音波診断装置及び定量解析方法に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波信号の医学的な応用は多岐にわたり、超音波診断装置もその 1 つである。

【0003】この超音波診断装置の主流は、超音波パルス反射法を用いて生体の軟部組織の断層像を得るタイプである。この撮像法は無侵襲で組織の断層像を得ることができ、X 線診断装置、X 線 CT スキャナ、MRI 装置、および核医学診断装置など、ほかの医用モダリティに比べて、リアルタイム表示が可能、装置が小形で比較的安価、X 線などの被曝が無い、超音波ドプラ法に抛り血流イメージングができるなど、多くの利点を有している。このため、循環器（心臓）、腹部（肝臓、腎臓など）、乳腺、甲状腺、泌尿器、および産婦人科などの診断において広く利用されている。特に、超音波プローブを体表に当てるだけの簡単な操作によって心臓の拍動や胎児の動きをリアルタイムに観察できること、X 線被曝の心配も無いことから何度も繰り返して検査できること、さらには、超音波診断装置をベッドサイドに移動させて容易に検査を行うことができる等の種々の利点も持ち合わせている。

【0004】また、現在使用されている超音波診断装置は通常、種々の計測機能を有している。ここで言う「計測」とは、被検体内の物理的事象を定量化することであり、計測結果は数値自体、及び/又は、数値に相当する色や輝度などの量に変換されて提示される。

【0005】従来の超音波診断装置に搭載されている計測機能の主なものを以下に列挙する。

形状計測：この形状計測機能により、例えば肝臓腫瘍の大きさ、心筋の壁厚、胎児の大きさなどが計測される。

速度計測：この速度計測機能には、例えば、ドプラ法を用いた動脈の血流速度、カラードプラ法を用いた肝臓内血管の血流速度マッピングがある。

体積、流量などの計測：この計測機能により、例えば、心腔内のいくつかの長さを元にした心腔の容積推定、造影剤の信号強度の経時変化からの血流量の計測が行われる。

【0006】このような計測によって得られる計測値は、当然のことながら、疾病の重症度を評価する上で有用な情報になるものが多い。例えば、腫瘍サイズや血管内の逆流の程度などの情報はすぐさま、治療の必要性の度合いを示している。

【0007】その一方で、疾病を直接評価するためのものではなくても、被検体の健康状態の診断に間接的に役立つ計測情報は多く存在している。日常の身近な計測としてはむしろ、この方が一般的である。例えば、被検体の身長、体重、血圧、或いは血液検査によって得られる様々な数値などが、この範疇に入る。

【0008】さらに、このような様々な計測機能とは一線を画す事項として、医師の経験的な判断に拠る、定量化に近い診断がある。この貴重な診断は、医療現場において随所にみることができる。例えば、肝臓の超音波診断画像が提示されたときに、そのスペckルパターンの「均一さ」を目視観察して、不均一な様相が強い場合、肝硬変の異常肝の疑いがある、と診断されている。これまで、この例の場合のような「異常度」は数値化されておらず、あくまで診断は医師の経験的な判断に拠っている。

【0009】上述の如く、医師の経験的な判断に拠る診断が人間のどのような認識パターンの元に行われているのか、という疑問を客観的に且つ科学的に解明して定量化しようという研究が既に幾つかなされている。例えば、

(1) Yamaguchi T, Hachiyah, "Modeling of the Cirrhotic Liver Considering the Liver Lobule Structure", Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 38 (1999) pp. 3382 - 3392 ;

(2) 大塚、山口、蜂屋：「病変肝の超音波 b モード画像のシミュレーションによる検討」、信学技報 US 96 - 16 (1996 - 06)、pp. 15 - 22 などの論文が知られている。

【0010】いずれにせよ、このような医師の経験的な判断に拠る診断を客観的な計測法と計測値として提供することは、診断にとって有用になるものと期待されてい

るところではある。

【0011】ここで、上述の研究論文の内容に基づく定量化の基本的な手法について説明する。

【0012】図15(A)、(B)には、肝臓の断層像を模式的に示す。同図(A)は肝臓に異常の無い正常者の断層像であり、肝臓のスペックルパターンと呼ばれる模様が比較的一様に見えている。スペックルパターンとは、肝臓内の無数の散乱体が超音波の解像度以下の細かさで分布しているときに、散乱波の無数の重畳によってエコー信号強度に高い部分と低い部分とが生じる現象である。これは、いわゆる干渉縞に近い物理現象であり、断層像に現れる白い点は構造物を直接に反映するものではないことが知られている。

【0013】これに対し、同図(B)は疾病を持つ異常な肝臓の断層像を模式的に示しており、スペックルパターンが上記同図(A)の画像に比べて、不均一さが増している。この種の画像が得られる代表症例は肝硬変である。肝硬変が進んでくると、解剖学的には結節の数及び大きさが共に増大してくるため、それらの構造物(結節など)を徐々に反映させたエコーパターンが現れてくる。硬変した肝臓はそれ自体では疾病とは言えない。しかし、硬変肝臓はその後、肝臓ガンを発病させる恐れがあることが知られているため、硬変肝臓を早めに見つけることは非常に重要となっている。

【0014】図16(A)のグラフは、正常な肝臓から反射されるエコー信号の輝度値の確率密度分布を示す。確率・統計学的な観点から言えば、散乱体がランダムに分布しているならば、それらの散乱体から反射されるエコー信号の強度である振幅値の確率密度分布 $P(x)$ は、

【数1】

$$P(x) = (x / \sigma^2) \exp(-x^2 / 2\sigma^2)$$

で表されるレイリー分布に従う。ここで、 σ^2 は分散を表し、平均は0と規格化される。

【0015】肝臓が正常である場合、肝臓内の散乱体はランダムに存在していると仮定できるため、肝臓を表す画像輝度(振幅)の確率密度関数は図16(A)のようにレイリー分布を呈することとなる。しかし、肝臓に上述のように結節などの異常が起これば、そのスペックルパターンは構造物を反映するようになり、ランダムとは言えなくなる。その結果、輝度(振幅)の確率密度関数は、同図(B)に示す如く、レイリー分布から外れる。

【0016】このように、肝臓が正常であるか、異常であるかの判断は、エコー信号の強度の確率密度分布曲線が呈する概形を観察することにより可能になる。

【0017】上述で引用した論文によれば、実測により得られた確率密度分布と理論値としてのレイリー分布との間の誤差を評価の判断基準としている。

【0018】

【発明が解決しようとする課題】前述した論文記載の内

容によれば、エコー信号の強度分布に関する確率密度分布がレイリー分布のどの程度、類似しているかという観点から臓器組織の正常・異常についての定量化が可能であることが実証されている。

【0019】しかしながら、この論文記載の定量化に関する問題として、「いかに正確に確率密度分布を求めるか」ということが挙げられる。既に知られているように、ある事象がどの程度の確率分布を持つかを調べるには、サンプル数(標本数)が十分に大きいことが必要である。例えば、サイコロを振って「1」の目が出る確率は1/6であるが、サンプル数が少ない場合、実際には、かかる確率のバラツキが大きくなる。サンプル数が大きくなって、初めて1/6の確率に近づく。例えば、6回振っただけでは、「1」の目が出る確率は、0回若しくは3回という場合も起こり得るが、6000回振ると、例えば988回といった、1/6に近い値に近づくのである。

【0020】しかし、前述した論文記載の定量化法によれば、確率密度分布を求めるためのサンプルはビデオテープ等に記録された超音波診断に拠る断層像(Bモード像であるグレースケール画像)から取得されていた。これに因り、以下のような問題が生じる恐れがある。

【0021】(1)輝度画像を用いることに起因した精度の諸問題

輝度画像は対数圧縮(対数演算によるエコーデータの圧縮処理)された画像データから成るため、定量化のためには、画像データの輝度値が圧縮前のリニアな特性に戻すために、逆対数変換を行わなければならない。デジタルデータを扱う限り、その処理には誤差を生じる。

【0022】また、有意な逆対数変換を行うためには、装置上の輝度のグレースケールは線形であることが保証されていなければならない。しかし、実際には、必ずしも線形にはなっていない。むしろ、視認性を高めるために、輝度を曲線スケールで処理していることが多い。

【0023】さらに、ビデオテープに画像データを記録するときの輝度特性も実際には線形ではなく、ビデオレコーダの機種、ビデオテープの品種によって多少とも変化していることは不可避である。また記録時に輝度飽和が起これただけでも、もはや正確な評価を下すことは困難である。

【0024】(2)サンプル数に起因した諸問題

ビデオ画像の場合、ビデオ画素それぞれがサンプルに相当する。通常のビデオフォーマットは、640×480=約30万画素から成る。しかし、評価する対象は臓器組織における局所領域であるから、サンプル数は実際には多くても1000画素程度になってしまう。加えて、サンプルには血管壁や臓器境界の高輝度信号は含まれないように、それらを避けて局所領域を設定する注意が必要である。このため、サンプル数を更に減少させなければならないことが多い。

【0025】一方、図17に示す如く、「超音波の走査線」と「ビデオ画像の走査線」との関係に起因した問題も重要視されなければならない。超音波の走査線はプローブを中心に大略、扇形を成すようにスキャンされることが多く、そのような場合、走査線密度は体表から近距離の部分では密に、反対に遠距離の部分では粗になる。超音波の走査線密度は、様々な態様に設定することが可能ではあるが、通常、ビデオ画素に比べて粗い場合も多い。このようなときにビデオフォーマットの走査線に変換するには、図17に模式的に示す如く、補間処理が行われ、これにより新たな画素が生成される。この補間処理により画像の平滑化は図られるが、画像の情報量が増える訳ではない。このため、実際には、情報量は画素数よりも少ないといった事態も招来される。

【0026】本発明は、以上のような従来の定量化法が有する問題に鑑みてなされたもので、組織性状が正常な状態からどの程度逸脱しているかを示す定量的な情報を精度良く提示することができる超音波診断装置及び定量化解析法を提供することを、その主な目的とする。

【0027】また、本発明は、組織形状が正常な状態からどの程度逸脱しているかを示す定量的な情報を精度良く、自動的に、且つ簡単に提示することができる超音波診断装置及び定量化解析法を提供することを、別の目的とする。

【0028】

【課題を解決するための手段】上述した種々の目的を達成するため、本発明の超音波診断装置は、その基本構成として、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装置であって、前記断層像内の少なくとも一部に解析領域を設定する解析領域設定手段と、前記解析領域に相当する被検体部位に前記超音波パルスを定量化解析用の送信条件に従って送信し且つその送信に伴って前記被検体部位から発生するエコー信号を受信する定量化解析用送受信手段と、前記エコー信号に基づき組織性状を定量化解析する定量化解析手段と、を備えたことを特徴とする。これにより、組織形状が正常な状態からどの程度逸脱しているかを示す定量的な情報を精度良く、自動的に、且つ簡単に提示することができる。

【0029】好適には、定量化解析手段は、前記エコー信号の強度を演算する強度演算手段と、このエコー信号の強度のデータから確率密度分布を演算する確率密度分布演算手段と、を備える。

【0030】この場合、好ましくは、定量化解析手段は、前記確率密度分布を曲線としてモニタ画面に表示する分布曲線表示手段を備える。例えば、分布曲線表示手段は、前記確率密度分布の曲線と基準となる確率密度分布の曲線とを同一画面に比較させて表示する手段である。また例えば、前記基準となる確率密度分布の曲線はレイリー分布に従う理論値から成る確率密度分布曲線であってもよい。

【0031】また別の例として、前記確率密度分布の曲線データを記録媒体又は通信手段を介して装置外部に転送する転送手段を備えていてもよい。

【0032】さらに別の例として、定量化解析手段は、前記エコー信号の強度を演算する強度演算手段と、このエコー信号の強度のデータから確率密度分布を演算する確率密度分布演算手段と、この確率密度分布と基準となる確率密度分布との間の誤差を演算する誤差演算手段と、この誤差を前記組織性状の定量化情報として提示する定量化情報提示手段と、を備えることができる。例えば、誤差演算手段は、演算した前記確率密度分布と基準となる前記確率密度分布との間の誤差を最小二乗法に基づき最小二乗誤差として演算する手段である。

【0033】また、上述の各構成に各種の構成を付加できる。例えば、定量化解析手段による定量化解析の開始及び終了の少なくとも一方を指令する指令手段を備えることが望ましい。また、前記送信条件に従う送受信は、超音波パルスの走査線密度を解析領域以外の領域に対する走査線密度の2倍以上に設定した送受信であってもよい。更に、この送受信は、超音波パルスによる略同一の走査線上のエコー信号を、異なる送受信条件にて2回以上取得する送受信であってもよいし、超音波パルスの送信に伴って解析領域上の2方向以上の並列同時受信により行われる送受信であってもよいし、さらに、超音波パルスによる略同一の走査線上のスキャンを異なる送信振動子の組み合わせにより2回以上行う態様、及び、同一のエコー信号に対して異なる受信振動子の組み合わせより2回以上受信する態様のうちの少なくとも一方で行われる送受信であってもよい。また例えば、前記送信条件に従う送受信は、解析領域上の超音波パルスによる同一走査線上のスキャンを、送信焦点を変化させて2回以上行う送受信であってもよい。また、この送受信は、超音波パルスとして、コード化された広帯域の周波数成分を含む超音波パルスで行う送受信であってもよい。さらに、前記送信条件に従う送受信は、超音波パルスとして、広帯域の周波数成分を含むチャープ信号から成る超音波パルスで行う送受信であってもよい。

【0034】さらに、好適な別の例として、前記エコー信号の強度演算時に信号強度の飽和状態を監視する監視手段と、この飽和状態が生じたときに再定量化解析を指令する再指令手段とを備えることができる。

【0035】さらに、好適には、上述の各構成において、定量化解析に必要な条件を予め設定するための条件設定手段を備えることができる。この場合、条件は、例えば、超音波パルスの送受信周波数、解析領域の初期形状、定量化解析により生成される確率密度分布曲線のリアルタイム表示の有無、定量化解析により生成される結果のリアルタイム表示の有無、並びに、これらの情報の表示位置、色、及び大きさのうち、少なくとも1つを含むことができる。また、この条件は、定量化解析に用いる前記

エコー信号のサンプルのトータル数を含んでいてもよい。さらに、解析領域の大きさ及び形状を操作者が変更可能なインターフェース手段を備えることもできる。

【0036】さらに、上述した各構成の装置において、エコー信号のうちの定量解析に不要な信号群を解析領域から排除した領域を設定する排除手段を備えることも望ましい態様の1つである。例えば、この排除手段は、不要な信号群として、輪郭抽出法により抽出された組織構造物に相当するエコー信号を排除する手段である。また、この排除手段は、不要な信号群として、別に超音波

信号を送信して得られる超音波ドプラ信号から抽出された血流情報に基づく血管及び血管壁に相当するエコー信号を排除する手段であってもよい。

【0037】さらに、前記基本構成に係る超音波診断装置において、定量解析手段は、エコー信号が画像データに変換される前のデータを取り込んで当該データを定量解析に処するデータ取込手段を備えることができる。

【0038】また別の好適な例として、定量解析手段は、前記エコー信号に基づく前記トータル数分のサンプルを取得すると、前記送信条件に従う送受信を自動的に停止する自動停止手段を備えていてもよい。

【0039】さらに、別の好適な例として、前記断層像のデータを記憶する手段と、強度演算手段により演算された信号強度データと断層像の各画素の空間位置と対応付ける手段と、解析領域が設定されたときに、対応する信号強度データを呼び出した定量解析を行う手段とを備えることができる。

【0040】さらに、前述した基本構成の超音波診断装置において、前記超音波パルスを送受信するための振動子を2次元状に配列した超音波プローブと、被検体内の断層面に対して垂直方向に変更可能なスキャン手段とを備え、定量解析用送受信手段は、解析領域に対応する断層面のエコー信号を取得する手段と、この断層面に垂直な方向の別断面のエコー信号を取得する手段とを備え、定量解析手段は、前記両エコー信号に基づき組織性状を定量解析する手段であることもできる。

【0041】一方、本発明に係る超音波による組織性状の定量解析方法は、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た後、この断層像内の一部に解析領域を設定し、解析領域に相当する被検体部位に超音波パルスを定量解析用の送信条件に従って送信し且つその送信に伴って検体部位から発生するエコー信号を受信し、このエコー信号に基づき組織性状を定量解析することの特徴とする。これにより、組織形状が正常な状態からどの程度逸脱しているかを示す定量的な情報を精度良く、自動的に、且つ簡単に提示することができる。

【0042】例えば好適には、定量解析は、前記エコー信号の強度を演算する処理と、このエコー信号の強度のデータから確率密度分布を演算する処理とを含む。また、例えば、定量解析は、エコー信号の強度を演算する

処理と、このエコー信号の強度のデータから確率密度分布を演算する処理とを含んでいてもよい。また、これに加えて、定量解析は、確率密度分布と基準となる確率密度分布との間の誤差を演算する処理と、この誤差を組織性状の定量化情報として提示する処理とを含むようにしてもよい。

【0043】さらに、本発明の超音波診断装置の別の構成によれば、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装置において、断層像内の一部に解析領域を設定する解析領域設定手段と、解析領域に相当する被検体部位に、独立事象に基づくエコー信号のサンプル数を上げる条件の元に前記超音波パルスを送信するとともに、この送信に伴って被検体部位から発生するエコー信号を受信する定量解析用送受信手段と、エコー信号に基づき組織性状を定量解析する定量解析手段と、を備えていてもよい。例えば、定量解析手段は、エコー信号の強度に基づく解析領域内の組織の性状を表す指標を求める手段である。この結果、組織形状が正常な状態からどの程度逸脱しているかを示す定量的な情報を精度良く、自動的に、且つ簡単に提示することができる。

【0044】

【発明の実施の形態】以下、この発明の実施形態を図面に基づき説明する。

【0045】（第1の実施形態）第1の実施形態を、図1～8を参照して説明する。

【0046】この実施形態に係る超音波診断装置は、被検体のBモード断層像及びCFM（カラーフローマッピング）像を得るための送受信系を有する。この内、Bモード断層像を得るための送受信系は、本発明に基づいて組織の性状を定量的に解析し、その性状状態の指標を提示するために必要な、定量解析に特化した送信条件の送信を行うことができるシステムを備えている。以下、この装置を具体的に説明する。

【0047】図1に、第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を概略的に示す。この超音波診断装置は、装置本体11と、この装置本体11に接続された超音波プローブ12と、及び操作パネル13とを備える。

【0048】操作パネル13は、キーボード、トラックボール、マウス等を備えている。これらの操作デバイスは、操作者が従来装置と同様に患者情報、装置条件、ROI（関心領域）などを入力又は設定するために使用されるほか、本発明に係る組織性状の定量解析に必要な送受信条件、解析領域の指令情報、表示態様の選択情報、定量解析の開始及び／又は終了の指令などを入力するために使用される。

【0049】超音波プローブ12は、被検体との間で超音波信号の送受信を担うデバイスであり、電気／機械可逆的変換素子としての圧電セラミックなどの圧電振動子を有する。好適な一例として、複数の圧電振動子がアレイ状に配列されてプローブ先端に装備され、フェーズド

アレタイプのプロープ 12 が構成されている。これにより、プロープ 12 は装置本体 11 から与えられるパルス駆動電圧を超音波パルス信号に変換して被検体のスキャン領域内の所望方向に送信する一方で、被検体から反射してきた超音波エコー信号をこれに対応する電圧のエコー信号に変換する。

【0050】装置本体 11 において選択される診断モードには「通常 B モード」、「CFM モード」、及び「定量解析モード (B モードに属する)」が用いられている。

【0051】具体的には、装置本体 11 は、プロープ 12 に接続された送信ユニット 21 及び受信ユニット 22、この受信ユニット 22 の出力側に置かれた加算器 24、レシーバ 25、B モード DSC (デジタル・スキャン・コンバータ) 26、データ合成器 27 (カラーコーディング回路を搭載する)、及び表示器 27 をこの順に備える。DSC 25 には、イメージメモリ 28 が接続されている。

【0052】また、レシーバ 24 及び DSC 25 に併設する状態で、カラーフローマッピング用の CFM ユニッ 20 ト 29 及び CFM モード DSC 30 が設けられている。

【0053】さらに、レシーバ 24 には、エコー信号の強度 (振幅) を演算する信号強度演算器 31、及び、エコー信号の定量解析を行う定量解析器 32 がこの順に接続されている。定量解析器 32 には記憶媒体 33 及びインターフェース回路 34 が接続されている。また、定量解析器 32 はデータ合成器 26 にも解析結果を出力可能になっている。

【0054】さらに、この装置本体 11 は、操作パネル 13 からの操作信号を受けるコントローラ 40、及び、 30 このコントローラ 40 の指示に応答して動作するデータ発生器 41 を備える。

【0055】上述の各構成要素について、その構成及び動作を説明する。

【0056】送信ユニット 21 は、パルス発生器 51、送信遅延回路 52、およびパルス 53 を有する。パルス発生器 51 は一定のパルス繰返し周波数 (PRF: pulse repetition frequency) に拠るレートパルスを発生する。このレートパルスは、送信チャンネル数分に分配されて送信遅延回路に送られ 40 る。送信遅延回路 52 には、遅延時間を決めるタイミング信号がコントローラ 40 から送信チャンネル毎に供給されるようになっている。これにより、送信遅延回路 52 はレートパルスに指令遅延時間をチャンネル毎に付与する。

【0057】遅延時間が付与されたレートパルスは送信チャンネル毎にパルス 53 に供給される。このパルス 53 には、例えばスイッチング回路のオン・オフにより矩形パルスを生成する比較的、構成の簡単な回路から、リニアアンプに代表される任意波形発生器まで任意の構成 50

のものを使用できる。パルス 53 は、レートパルスを受けたタイミングでプロープ 12 の圧電振動子 (送信チャンネル) 毎に電圧パルスを与える。これにより、超音波信号がプロープ 12 から放射される。超音波プロープ 12 から送信された超音波信号は被検体内でビーム状に集束されかつ送信指向性が指令されたスキャン方向に設定される。

【0058】被検体内に送信された超音波パルス信号は、その音響インピーダンスの不連続面で反射される。この反射超音波信号には組織内の散乱体によって散乱された成分も含まれる。反射超音波信号は再びプロープ 12 で受信され、対応する電圧量のエコー信号に変換される。このエコー信号はプロープ 12 から受信チャンネル毎に受信ユニット 22 に取り込まれる。

【0059】受信ユニット 22 は、その入力側から順に、プリアンプ 61、A/D 変換器 62、及び受信遅延回路 63 を備える。プリアンプ 61、A/D 変換器 62、及び受信遅延回路 63 はそれぞれ、受信チャンネル分の回路を内蔵しており、デジタルタイプの受信器に形成されている。受信遅延回路 63 の遅延時間は、所望の受信指向性に合わせて遅延時間パターンの信号としてコントローラ 40 から与えられる。このため、エコー信号は、受信チャンネル毎に、プリアンプ 61 で増幅され、A/D 変換器 62 でデジタル信号に変換され、さらに受信遅延回路 63 により遅延時間が与えられた後、加算器 23 で相互に加算される。この加算により、所望の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。送信指向性と受信指向性の性能を総合することにより、送受信の超音波ビームの総合的な性能が得られる。

【0060】図 1 に示す如く、加算器 23 の出力端はレシーバ 24 及び CFM ユニッ 29 に接続されている。レシーバ 24 は B モードの処理系を成す。

【0061】このレシーバ 24 は、図 2 に示す如く、加算器 23 の加算により生成されたデジタル量のエコー信号を受ける包絡線検波回路 61 を備え、この出力側に、ゲイン補正回路 62、エコーフィルタ 62、信号強度演算器 64、及び対数圧縮器 65 をこの順に備える。対数圧縮器 65 の出力端は前述した B モード DSC 25 に至る。また、エコーフィルタ 63 の出力端は、別の信号強度演算器 31 にも接続されている。

【0062】この結果、エコー信号は包絡線検波回路 61 により包絡線検波されてベースバンドのエコー信号に変換され、さらにゲイン補正回路 62 により深さ方向の減衰に対するゲイン補正がなされる。

【0063】この深さ方向に対してほぼ一定のゲインに調整されたエコー信号は、デジタルフィルタであるエコーフィルタ 63 により種々のフィルタリングを受ける。このエコーフィルタ 63 は、深さ方向の減衰に因って崩れたエコー信号の波形を揃える、いわゆるデジタルイメージオプティマイザ (DIO) としてのフィルタとし

て、又は、ハーモニックイメージング法を実施する場合の、超音波パルス信号の送信周波数の例えば 2 倍の高調波成分のみを通過させる高域通過型エコーフィルタとして機能するようになっている。

【0064】エコーフィルタ 63 により種々のフィルタリングを受けたエコー信号は、次いで、信号強度演算器 64 に送られて、その信号強度（絶対値）が演算される。この信号強度のデータは更に対数圧縮器 65 により対数圧縮（対数増幅）され、信号強度を輝度表現可能な各走査線方向の画像データとして DSC25 に送られ

る。

【0065】この DSC25 に送られた走査線方向の画像データはスムージングなどのポスト処理に付された後、ビデオフォーマットの B モードの画像データにスキャン変換される。この B モードの画像データは更に DSC26 にリアルタイムに送られる。

【0066】一方、この DSC25 により、スキャン中に発生する、スキャン変換前の超音波スキャンに係る画像データ及びスキャン変換後のビデオフォーマットの画像データの内の少なくとも一方が、例えば複数フレーム分、イメージメモリ 28 に記憶される。このイメージメモリ 28 に記憶された画像データは、スキャン後（つまり、リアルタイムな診断後）に操作者が読み出して表示などに再利用可能であり、例えば複数フレーム分の読み出し画像データを動画再生することができる。

【0067】なお、データ合成器 26 には、CFM ユニット 29 及び CFM モード DSC30 の周知の動作によって血流の CFM 像データが必要に応じて与えられるようになっている。図示しないが、コントローラ 40 が CFM モードのスキャンを送信ユニット 21、受信ユニット 22、及び CFM ユニット 29 に指令したときに、かかる CFM 像データが得られる。

【0068】ところで、図 2 に模式的に示す如く、この受信処理系において、エコー信号は、プローブ 12 の出力から検波回路 61 の入力前までの段階ではエコー信号としての情報量が最も多い RF 信号の形態を採り、検波回路 61 の出力から信号強度演算器 64 の入力前までは RF 信号と同等の情報を持つ信号であり、そして、信号強度演算器 64 の出力以降では RF 信号よりも情報量が低下したビデオ信号の形態を採る。

【0069】そこで、本実施形態では、図 2 に示す如く、情報量が依然として RF 信号並みを保持している信号を有している第 2 の信号として、エコーフィルタ 63 の出力端からフィルタリングされたエコーデータを取り出し、別の信号強度演算器 63 に供給している。この演算器 31 も、前述した信号強度演算器 64 と同様に、実数部と虚数部を有するエコーデータからその信号強度を演算する。ただし、この演算器 31 は、組織性状の定量解析に必要な信号強度を演算するもので、その演算範囲は後述するコントローラ 40 から解析領域として指令さ

れる。このように演算された、指定された解析領域内の信号強度は磁気メモリなどの記憶媒体 33 に記録される。

【0070】なお、コントローラ 40 から解析領域が指令されるのは定量解析モードのときであるから、前述した後の方の信号強度演算器 31 は、先に説明した信号強度演算器 64 を兼用してもよい。この兼用のときには、コントローラ 40 が先の信号強度演算器 64 に対して、定量解析モードにおける強度演算をも指令するようにすればよい。

【0071】上述した信号強度演算器 32 での強度演算が完了すると、その完了通知が定量解析器 32 に対してなされる。この通知を受けた定量解析器 32 は、記録媒体 33 に記憶保持されている解析領域内の信号強度データを読み込み、このデータを、事前に与えられている定量解析アルゴリズムに沿って処理し、解析領域内の組織性状に対する定量解析を実行する。

【0072】この定量解析結果は、後述するように、エコー信号の確率密度分布曲線として、又は、この曲線と基準となる確率密度分布曲線との間の誤差値として出力される。この出力先は、コントローラ 40 から選択的に指令される。本実施形態では、その 1 つの出力先は画像と共に又は単独で表示するためのデータ合成器 26 であり、もう 1 つの出力先は装置外部に転送するためのインターフェース回路 34 である。インターフェース回路 34 は通信ネットワーク 35 を介して、定量解析結果を装置外部の記憶媒体、診断データベース、電子カルテシステム、プリンタ、別体のコンピュータ等に提供する。

【0073】なお、定量解析器 32 で用いる定量解析アルゴリズムを記したプログラムは解析器自身のメモリに記憶していてもよいが、記憶媒体 33 に保管しておいて必要に応じて随時更新するようにしてもよい。また、信号強度演算器 31 の演算結果を逐一、定量解析器 32 に読み込むように構成する場合、別体装備の記憶媒体 33 は装置から外すように構成することもできる。

【0074】一方、装置本体 11 にはデータ発生器 36 を設けてある。この発生器 36 は、コントローラ 40 の指令に応答してアノテーション用の文字、目盛などのデータ及び / 又はグラフィックデータを発生し、これをデータ合成器 26 に供給する。このデータには操作者が断層像上に指定する解析領域（図 5、6 参照）及びその形状修正した領域が含まれる。

【0075】上述した如く、データ合成器 26 は、これに送られてくる B モード像の画像データ、CFM モード像の画像データ、定量解析結果を表すグラフ及び / 又は数値などデータ、更には、画像を補佐するデータとしての文字、目盛などのデータ及び / 又はグラフィックデータを受け、コントローラ 40 から指令される、画像と重ねる又は並べるなどの適宜な表示態様の画像データに合成する。

【0076】このようにして合成された最終の画像データは表示器27に送られる。表示器27では、画像データは、内蔵されたD/A変換器でアナログ量に変換され、TVモニタなどの画面に被検体の組織性状の像及び/又は定量解析結果を含む画像として表示される。この画像においては、必要に応じて所望部位及び/又はデータにカラーが付与される。

【0077】一方、コントローラ40は、CPU及びメモリを備えたコンピュータ装置であり、予めプログラムされている手順にしたがって、装置全体の動作を制御する。この制御動作には、操作者が操作パネル13を介して指令した診断モード、送受信条件、表示態様、定量解析結果の出力先などに対する処理が含まれる。また、かかる制御動作には、送信ユニット21に対する送信制御（送信タイミング、送信遅延など）、受信ユニット22に対する受信制御（受信遅延など）、データ発生器36に対する文字情報や目盛などの表示データ生成の指令、信号強度演算器31に対する演算開始の指令、定量解析器32に対する解析結果の出力先の指令、データ合成器26に対する表示態様の指令が含まれる。

【0078】上述した構成において、操作パネル13、コントローラ40、データ発生器36、及びデータ合成器26が本発明の解析領域設定手段の主要部を形成し、プローブ12、送信ユニット21、受信ユニット22、加算器23、及びコントローラ40が本発明の定量解析用送受信手段の主要部を形成し、更に、レシーバ24、信号強度演算器31、記憶媒体33、及び定量解析器32が本発明の定量解析手段の主要部を成す。

【0079】続いて、本実施形態の作用効果を説明する。

【0080】送信ユニット21からの超音波パルスの送信に伴って、被検体内の組織などで散乱した超音波エコーはプローブ12で受信され、その振動子で電気的なエコー信号に変換される。このエコー信号はプローブ12からチャンネル毎に受信ユニット22に送られる。そして、受信ユニット22及び加算器23により、チャンネル毎のエコー信号がビームフォーカスされ、前述した如く、収束されたエコー信号に形成される。このエコー信号はレシーバ24及びCFMユニット29に供給される。

【0081】いま、Bモードの診断が指令されているとすると、エコー信号はBモード処理系を成すレシーバ24によりビデオ信号に変換されるとともに、BモードDSC25によりポスト処理及びフォーマット変換されて、Bモード画像データとしてデータ合成器26に送られる。このBモード画像データには更に、データ合成器26により、必要なアノテーションやグラフィックデータが重畳され、この状態でBモード像として表示器27に表示される。

【0082】この状態から、操作者が操作パネル13の

操作ボタンなどを操作することにより、「定量解析モード」を指令したとする。コントローラ40はこれに 응답して、レシーバ24、信号強度演算器31、及び定量解析器32と協働して、図3に大略示すフローで処理を実行する。この処理を以下に詳述する。

【0083】（ステップS1）まず、「定量解析モード」下における組織性状の定量解析に際し、コントローラ40を介して、定量解析のパラメータが操作者によって設定可能なプリセット機能が発揮される（ステップS1）。これは、定量解析が行われる直前でもよいし、全体の診断を開始する前に予め設定することもできる。定量解析のパラメータとしては、定量解析時の送受信周波数、トータルサンプル数（多い方がより正確な解析が可能であるが、収集時間はその分増える）、解析領域の形状、確率密度分布曲線のリアルタイム画面表示の有無、定量解析結果のリアルタイム表示の有無、これらの情報の表示位置、色、大きさなどが設定可能である。

【0084】（ステップS2）次いで、表示器27に表示されているBモードの断層像上の所望位置に解析領域が操作者の指令に基づき、操作パネル13、コントローラ40、及びデータ発生器36を介して設定される。解析領域 RG_{ana} の形状は上述の如くプリセット機能により予め決められるが、その形状は図4（A）、（B）に示す如く、四角形、楕円形といった種々のものが設定可能になっている。この解析領域 RG_{ana} は、操作パネル13のトラックボール等を使って長辺、短辺などの大きさを変更することで、その形状を調整可能になっている（図4（A）、（B）中の領域 $RG_{ana1} \sim RG_{ana3}$ 参照）。さらに、解析領域 RG_{ana} の操作モードとして「フリーハンドモード」を選択することで、図4（C）に示す如く、フリーハンドで任意形状に設定することもできるようになっている。

【0085】このステップS2の処理において、操作者は、解析領域 RG_{ana} を設定するに際し、血管や臓器境界といった解析に不要な構造物を含まないように留意することが肝要である。本実施形態では、しかしながら、図5（A）に示す如く、それらの不要な構造物が解析領域 RG_{ana} に含まれた場合でも、構造物を排除するように領域を設定し直す（修正する）機能を有している（図5（C）参照）。

【0086】具体的には、血管や臓器境界から反射するエコー信号は連続的に繋がっているという事実を利用する。つまり、図5（B）に示す如く、従来周知の輪郭抽出法を用いて構造物の輪郭を抽出し、構造物を排除するように解析領域 RG_{ana} が設定される（図5（C）参照）。これにより、比較的簡単に構造物を排除した解析領域 RG_{ana} を設定し直すことができる。

【0087】また別の排除法として、周知のドブラ法を利用する手法がある。本超音波診断装置は、ドブラ法に拠るCFMモードのイメージング機能を備えているの

で、スキャンモードを一時的にCFMモードに切り換えて図5(B)に示す如く血管部BVを抽出し、図5(C)に示す如く血流部分を解析領域 RG_{ana} から排除することができる。

【0088】(ステップS3)次いで、定量解析の開始の指令が操作者により操作パネル13を介してなされる(ステップS3)。これに回答して、コントローラ40は送信ユニット21、受信ユニット22、及びレシーバ24に定量解析モードの送受信状態が指令される。また、コントローラ40から信号強度演算器31に演算開始の指令がなされる。

【0089】(ステップS4~S7)これを受けて、ステップS4~S7において定量解析モードの送受信状態における制御、処理、及び演算が実行される。

【0090】定量解析モードは、「指定された解析領域内で、より短時間のうちに、より多くのエコー信号のサンプルを収集する」ことを、最も重要な目的としている。この収集に際して留意すべき点は、「全く同一の送受信状態において複数のサンプルを収集しても、必ずしも情報量を増やすことにはならず、むしろ、確率密度分布に偏りを生じさせることがある」という事実である。例えば、前述したサイコロの例で言えば、サイコロを振った3回分の事象(1, 2, 5の目)を100倍しても、300回振ったことには必ずしもならないことと同じである。そこで、ここでの定量解析モードの送受信は、かかる確率密度分布の偏りを回避するため、以下のような異なる種々の送受信状態を採ることができるようになっている(ステップS4)。

【0091】図1に示す送信遅延回路52の情報を変化させると、解析領域 RG_{ana} 内の走査線密度は従来に比べて2倍以上の密な状態になる(図6参照)。一般に、走査線密度とフレームレート(単位時間当たりの取得断層像の枚数)は反比例の関係にあるが、本手法では解析領域 RG_{ana} のみに対して局所的に密な走査線状態を生成ものであるため、フレームレートの低下は比較的小さく抑えることができる。

【0092】また、受信遅延回路63は、解析領域 RG_{ana} のみ、1つの送信超音波に対するエコー信号に2通り以上のパターンの遅延を時分割で掛ける。これにより、2以上の方向の受信エコーを得る、いわゆる並列同時受信を採用する。

【0093】さらに、プローブ12については、同一方向の走査線であっても、駆動させる送信振動子の数又は位置、及び、受信振動子の数又は位置を変化させる。これにより、図7に示す如く、別々の散乱エコー信号(1)、(2)を収集することができる。

【0094】さらに、レシーバ24のエコーフィルタ(デジタルフィルタ)63は、1つのエコー信号列に対して複数の遮断周波数と帯域を有してフィルタリングを行うようになっている。これにより、複数の異なる種類

*の信号強度から成るサンプル群を得ることができる。

【0095】さらに同様に、送信遅延回路52の遅延時間パターンが制御され、送信焦点の深度を変化させることができる。ただし、焦点をあまり大幅に変化させると、トータル信号強度が大きく変わってしまうため、焦点は比較的小さい範囲で変化させるか、又は、エコー信号の最大値を規格化することでトータル信号強度を予め補正することが望ましい。

【0096】この規格化の一例を図8に示す。いま、第1の焦点では最大振幅が d_1 である図8(A)の信号Aが、第2の焦点では最大振幅が d_2 である図9(B)の信号Bがそれぞれ得られたとする。このとき、信号Bのデータに、 d_1/d_2 の値を乗じることで規格化が成される。また、規格化の別の手法としては、図9(A)、(B)のデータ列の平均 E_1 、 E_2 、すなわち

【数2】

$$E_1 = (x_1 + x_2 + \dots + x_N) / N$$

$$E_2 = (y_1 + y_2 + \dots + y_N) / N$$

(ただし、 x 、 y はそれぞれ信号A、Bのサンプル値)

において、信号Bのデータに、 E_1/E_2 を乗じるようにすればよい。

【0097】さらに、送信周波数も種々の値に制御され、これにより異なる送受信状態でのエコー信号が収集される。ただし、この場合においても、送信周波数があまり大幅に変化すると、トータル信号強度が大きく変わってしまう。このため、前述と同様に、送信周波数も比較的小さい範囲で変化させるか、又は、トータル信号強度が予め規格化される。

【0098】以上のように送受信状態に関わる種々のパラメータの内、少なくとも1つを変化させることで、解析領域 RG_{ana} 内の、異なる種類の散乱エコー信号のサンプルを増やした状態でトータルのサンプル数 N を従来手法に比べて著しく増やすことができる。

【0099】ところで、サンプル数 N を一定とする場合、エコー信号の分解能が高いほど、それに含まれる情報量も多くなる。この観点から、送受信周波数はできる限り高く、またパルス周期(波数)は小さい方が望ましい。しかし、送受信周波数を上げ過ぎると、生体減衰の影響も大きくなるため、深部では S/N が劣化するという問題も生じる。

【0100】広帯域送信において S/N を確保するには、任意波形発生器を備えたパルサ53を用いて、パルス圧縮法が採用される。この手法は既にレーダ技術などで知られており、コード化された比較的小さいパルス列を送信し、受信信号を時間軸上で圧縮するもので、これにより解像度を上げることができる。長いパルス列には、同じ振幅の単一パルスに比べて、トータルとしては高いパワーを投入することができる。さらに、上述の広帯域送信に関する別の手法として、周波数が連続的に変化する

るチャープ信号を使用する方法であってもよく、同様にS/Nを確保するという効果を得ることができる。

【0101】このように異なる送受信状態によりスキャンすることで、複数のサンプルデータが収集される(ステップS5)。これにより、情報量の多いデータ収集がなされる。

【0102】このデータ収集において、本実施形態では、コントローラ40の制御の元で、適宜な時間間隔で視野全体のBモード断層像を生成するためのBモードスキャンが行われる。これにより、操作者は解析領域RG_{ana}の位置をBモード断層像全体から判断できるので、解析領域RG_{ana}を見失ったりすることなく、常に一定位置に保持することができる。

【0103】なお、このBモードスキャンにおいて、Bモード断層像を生成するためのエコー信号の内、少なくとも解析領域RG_{ana}の外側の領域から散乱されたエコー信号は、コントローラ40の制御によって、定量解析用の信号強度演算器31には送られず、定量解析に供されることが無いようになっている。これにより、解析領域RG_{ana}の内部から散乱されたエコー信号のみを対象として定量解析が実行されることになる。

【0104】解析領域RG_{ana}内から散乱され、かつレシーバ24のエコーフィルタ出力段で受信系から採られたエコー信号は、信号強度演算器31に送られる。この演算器31において、取得する各走査線上のエコー信号から信号強度が演算され、その強度データが記憶媒体33に格納される(ステップS6)。

【0105】一般的に、1本の走査線に対する単位長さ当たりのエコーデータ数は、システム内のサンプリング周波数によって決まり、例えば1cm当たり1000個のデータといった量になる。いま、解析領域RG_{ana}が1辺、1cmの正方形と仮定すると、定量解析モードにおける専用送受信条件の元で、送信走査線密度が解析領域内にn本、並列同時受信数をm、送信振動子の位置の組み合わせをCt、受信振動子の位置の組み合わせをCr、周波数の種別をdとすると、解析領域内の全サンプル数は、

【数3】 $1000 \times n \times m \times C_t \times C_r \times d$

となる。なお、設定された定量解析パラメータに総サンプル数Nが含まれている場合、上記の変数が適宜に調整され、総サンプル数Nに最も近いサンプル数を提供する変数の組み合わせに調整される。

【0106】なお、ステップS6での強度演算及び記録の処理において、信号強度演算器31はエコー信号の飽和状態をチェックする機能も発揮するように構成されている。演算器31は、デジタル量のエコーデータがシステムの取り得る最大値に達していると、これを自動的に検知して、その検知情報をコントローラ40に送る。これにより、コントローラ40は、受信ユニット22のプリアンプ61のゲインを自動的に低下させ、再び、定量

解析モード下での専用送受信を行なう。再計測が自動的になされるので、操作者の操作の省力化を図ることができる。

【0107】(ステップS7)以上の定量解析用のサンプルデータの収集は、解析領域RG_{ana}内からのトータルのサンプル数がNになるまで続けられる(ステップS7)。

【0108】(ステップS8~S11)次いで、コントローラ40はサンプル数がNに達した時点で、定量解析モードに抛る専用の送受信状態の終了を関係ユニットに自動的に通知し、例えば通常のBモードスキャンに戻る(ステップS8)。

【0109】この後、信号強度演算器31は強度演算完了を定量解析器32に通知する。これに応答して、定量解析器32は記憶媒体33から解析領域RG_{ana}内の信号強度データを読み出し、定量解析及び誤差評価に処する(ステップS9)。

【0110】具体的には、演算された信号強度データが確率密度分布にマッピングされる。このマッピングは、エコー信号の強度値が取り得る範囲を適宜な微小区間に分け、それらの区間に該当するデータが何個存在するかを調べる演算処理である。例えば、サンプル数Nの信号強度値 I_i ($i = 1, 2, \dots, N$)が得られたときに、強度値の微小変位を x として、

【数4】 $x = I_i - x + x$

を満たす I_i の個数 $P(x)$ を求める。これに加え、演算された信号強度データを

【数5】 $(1/C) \cdot x \cdot P(x) \cdot dx = 1$

の演算式を満たすCで除した後、その確率密度分布曲線を表示するためのデータを作成する。

【0111】解析した確率密度分布曲線の誤差を評価するには種々の手法が考えられる。最も代表的な手法には最小2乗誤差がある。これは、正規分布の一種である理論的なレイリー分布の確率密度関数 $Pr(x)$ を用いて

【数6】 $\int_0^{\infty} (P(x) - Pr(x))^2 dx$

を演算することで求められる。ところで、この誤差の評価法、すなわちレイリー分布からの逸脱度の定量的表現法は他の手法を用いてもよい。例えば、従来周知のQ-Q確率密度プロット法、或は、ワイブル分布といった確率分布を用いてもよい。本実施形態では、これらの評価法がソフトウェア的に随時更新され、図33の記録媒体に保管されており、必要に応じてユーザに提供される。

【0112】(ステップS10A, S10B, S11)次いで、解析領域RG_{ana}の定量計測の結果が表示される。表示器27には、解析された確率密度分布の曲線、誤差評価結果の数値に加え、サンプル数、使用した周波数などの定量解析パラメータを、又は、そのパラメータの中の幾つかを選択した代表パラメータを同時に表示することができる(ステップS10A, S10B)。また、この定量解析結果を必要に応じて、図示しないプ

リントや記録媒体を通して記録・保存することができる（ステップS11）。

【0113】また、この（ステップS10A、S10B、S11）（ステップS10A、S10B、S11）定量計測結果は、コントローラ40からの制御の元に必要に応じて、インタフェース回路34及びネットワーク35などのデータ伝送手段（又は記録媒体）を介して装置外部の機器に転送することもできる。

【0114】このように、本実施形態に係る超音波診断装置によれば、組織性状が正常な場合からどの程度逸脱しているかを示す情報を定量化する備えとともに、より正確な定量化を実施するための最適な専用の送受信状態を確立している。しかも、エコー信号の強度は、RF信号とほぼ同等の情報量を持った検波後であって、かつビデオ信号化前の信号を用いて演算している。

【0115】このため、従来、医師が経験的に判断していた組織性状の異常度が定量的な分布曲線や評価値として提示されるので、より正確で迅速な診断が可能になる。

【0116】さらに、前述した論文記載の従来の評価法には無い特有の効果を奏することもできる。

【0117】第1に、確率密度分布を求めるためのサンプルは、従来のように、ビデオテープ等に記録された断層像から目視・選択するものではなく、解析領域から独立事象に拠る多くのサンプルを短時間に収集できるので、より正確な確率密度分布が求められる。

【0118】第2に、本実施形態における信号強度は、従来のように、既に輝度画像となったビデオ画像を用いて演算するのではなく、RF信号と同等の情報量を持った信号を用いて演算している。すなわち、本実施形態によれば、従来のように、スムージングなどのポスト処理と呼ばれる、ビデオ画像の生成処理を経た信号、一度ビデオ装置に格納してリニアな特性が保証されない信号、さらには強度が飽和している恐れがある信号は、強度演算に用いていない。したがって、定量解析に、より高精度な信号強度データを提供することができる。

【0119】第3に、血管壁や臓器境界の高輝度信号は含まないように解析領域を簡単に設定して、より多くのサンプルを収集することができる。これにより、高精度で信頼性の高い定量解析が可能になる。

【0120】さらに、使い勝手の面から、関心領域としての解析領域を手動で簡単に設定できるとともに、不要構造物を自動的に排することもできるという効果もある。

【0121】なお、定量解析用の信号強度演算器31へのエコー信号の入力のさせ方は、上述した実施形態で説明した態様に限定されるものではなく、本発明によれば、さらに、図9～図11に示す入力方式を採用してもよい。

【0122】図9に示す入力方式によれば、レシーバ2

4のゲイン補正回路62の出力信号（エコーフィルタ63への入力前）を信号強度演算器31に入力させている。この入力信号は、図2で説明したように、RF信号と同等の情報量を有しているので、これにより精度の高い信号強度を演算できる。

【0123】また、図10に示す入力方式によれば、加算器23により生成されたRF信号としてのエコー信号をそのまま、ゲイン補正回路81を介して信号強度演算器31に入力させた構成を採る。これにより、RF信号そのままの情報量を反映させた信号強度を演算することができる。

【0124】さらに、図11記載の入力方式では、定量解析モード下にあっては、レシーバ24内の既存の信号強度演算器64をコントローラ40の指令の元に兼用して解析領域のエコー信号の強度を演算し、これをビデオ信号化した後、定量解析器32に入力させる構成になっている。このビデオ信号化したエコー信号は、その前段までの信号に比べて情報量は低下するが、DSC25によるスムージング等のポスト処理を施さない状態で入力するので、ビデオ信号を用いる従来法に比べると、依然として高精度な定量解析を行なうことができる。

【0125】（第2の実施形態）本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置を図12に基づき説明する。

【0126】この超音波診断装置は、前述した第1の実施形態の超音波診断装置と同様の機能を有するが、相違する点は、図12に示す如く、定量解析モードで実施される定量解析パラメータの設定にある。その他の構成は第1の実施形態と同等である。

【0127】具体的には、図12は、操作者が操作パネル13の操作ボタンなどを操作することにより「定量解析モード」を指令したときに、コントローラ40が応答して、レシーバ24、信号強度演算器31、及び定量解析器32と協働して実施する処理フローの大略を示す。

【0128】この処理フローにおいて、ステップS21では定量解析パラメータが設定される。この設定は前述した図3のステップ1と同様ではあるが、トータルのサンプル数Nは設定されない。また、ステップS22～S26は図3のステップS2～S6と同様の処理である。さらに、ステップS27は図3のステップS9と、ステップS28A、S28B、S29、S30は図3のステップS10A、S10B～S11と同様の処理内容になっている。ただし、ステップS29の処理は本実施形態で追加されている。

【0129】このため、トータルのサンプル数Nが設定されないまま定量解析が開始され、この定量解析が、操作者が操作パネル13の終了ボタンを押すまで専用の送受信状態を切り替えながら継続される（ステップS29）。

【0130】これにより、第1の実施形態で得られた作用効果に加え、サンプル数に限界が無くなることから、

時間が経過するにつれてより正確な確率密度分布が得られる。理論的には、送受信条件の異なる組合せがNの場合、サンプル数を $2N$ 、 $3N$ と増加させても、同じ条件を再現するだけのことであり、組織性状に関する情報量は増えない。しかし、この場合、操作者がプローブ12を微小距離だけ動かしてスキャン断面を変化させるときに、定量解析をパラメータ設定から再度試行する必要は無く、便利で、有効な使用法となる。なお、このプローブはあまり大きく動かすと、スキャン断面に不要な構造物が新たに含まれる恐れがあるので、微小な距離に止める方が好ましい。

【0131】この定量解析モードのスキャン中であっても、第1の実施形態のときと同様に、コントローラ40は一定間隔で通常のBモードスキャンを実行する。これにより、解析領域を設定する断層像が定期的に更新・表示されるので、操作者は所望断面を観察し続けて、解析領域の位置のずれ具合などを確実に判断することができる。

【0132】(第3の実施形態) 本発明の第3の実施形態に係る超音波診断装置を図1を流用して説明する。

【0133】この超音波診断装置は、前述した第1の実施形態の超音波診断装置と同様の機能を有するが、非リアルタイムに、すなわちスキャン(診断)後に、イメージメモリ28に格納されていた画像データを用いて定量解析を事後処理として実施することに特徴を有する。

【0134】具体的には、前述した各実施形態と同様に、操作者は予め解析領域を指定して、断層像を取得する。この断層像の画像はイメージメモリ28に記録される。これと並行して、解析領域からのエコー信号は、信号強度演算器31により強度演算されて、そのデータが記憶媒体33に格納される。

【0135】操作者はその後、操作パネル13の例えばフリーズボタンを押してBモードスキャンを停止させる。次いで、イメージメモリ28に格納されている画像データを再生させ、スキャン停止直前の断層像を表示器27に表示させる。この再生表示画像は通常のBモード像であり、定量解析のために行なった専用送受信の情報は反映されていない。この専用送受信に係る信号強度データは記憶媒体33に格納されている。

【0136】本実施形態では、スキャン後にイメージメモリ28から呼び出される断層像の各画素の空間的位置と、これに対応する、記憶媒体33に記憶されている信号強度データとがコントローラ40により対応付けられる。このため、操作者がイメージメモリ28内の画像データに対して適宜なフレーム及びそのフレーム内の解析領域(走査線番号及び深さ範囲)を指定すればよい。これにより、定量解析ユニット32によって、解析領域に対応した信号強度データ群が記憶媒体33から読み出され、確率密度分布曲線及び誤差値などの解析結果が瞬時のうちに得られ、表示される。

【0137】これにより、操作者は解析領域を容易に変更することができる。予め指定した解析領域よりも小さい範囲で変更する限り、既に演算してある信号強度データを使って何度でも再試行することができる。この結果、詳細観察により、不要な構造部を避けた領域に修正し、解析精度の向上を積極的に行なうことができる。

【0138】勿論、予め設定する解析領域を十分大きくすれば、スキャン後に解析領域を変更できる余裕も大きくなる。この観点から、解析領域を事前に設定せずに、イメージメモリ28から読み出した画像に解析領域を設定し、その後で、その領域に対応した信号強度データを記憶媒体33から読み出して解析するようにしてもよい。

【0139】(第4の実施形態) 本発明の第4の実施形態に係る超音波診断装置を図13、14を参照して説明する。

【0140】この実施形態では、超音波プローブとして、図13に模式的に示す2次元プローブ12Aを用いる。このプローブ12Aは、その超音波放射面に超音波振動子を2次元配列している。これに応じて、送信ユニット21及び受信ユニット22に適宜な送信遅延時間パターン及び受信遅延時間パターンを与えることにより、超音波パルスの放射方向を断面上に限らず、その断面に垂直な方向にもビーム偏向可能になる(図14参照)。これを利用し、定量解析モード下で行なわれる専用送受信として、超音波ビームを断面に垂直な方向に微小距離だけシフトさせたときのエコー信号によるサンプルも収集する。

【0141】これにより、独立事象のサンプルを増やす自由度が増すので、確率密度分布の解析精度を更に向上させることができる。

【0142】なお、上述した各実施形態は肝臓実質の組織性状を対象とする態様に限定されず、心臓、腎臓、脾臓などの組織性状を定量解析するようにしてもよい。

【0143】上述した各実施形態は単なる例示であって、本発明の範囲を限定することを意図するものではない。本発明の範囲は特許請求の範囲の記載に基づいて決まるもので、本発明の要旨を逸脱しない範囲において様々な態様のものを実施することができる。

【0144】

【発明の効果】以上説明したように、本発明に係る超音波診断装置及び超音波による組織性状の定量解析方法によれば、従来、理論的には提案されていた、エコー信号の強度の確率密度分布から組織の異常性を定量化する手法に基づく診断において、その異常性を表す定量的な情報を精度良く、自動的に、且つ簡単に提示することができる。

【0145】とくに、定量解析に特化した専用送受信によって独立した事象によるサンプル数を大幅に増やして、精度の良い定量解析を行なうことができる。さら

に、操作者にとっても、解析領域の設定などの操作を簡単にこなうことができ、操作性の良い解析システムを提供することができる。

【0146】加えて、操作者及び被検者は特別な準備をしなくても、本発明の定量解析を行なうことができるので、通常の診断やスクリーニング検査などにおいて、体脂肪率測定や血圧測定などと同様に、手軽に健康診断アイテムの1つとして利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略ブロック図。

【図2】第1の実施形態に係る定量解析用の信号強度演算器の入力信号の取り方を説明するブロック図。

【図3】第1の実施形態に係る定量解析の概略処理を示すフローチャート。

【図4】解析領域の設定法を説明する図。

【図5】解析領域から構造物を排除した領域を設定するときの説明図。

【図6】定量解析モードにおける専用送受信状態の1つ（専用送信）を説明する図。

【図7】定量解析モードにおける専用送受信状態の別の1つ（送信法）を説明する図。

【図8】定量解析モードにおける信号の規格化を説明する図。

【図9】変形例に係る定量解析用の信号強度演算器の入力信号の取り方を説明するブロック図。

【図10】別の変形例に係る定量解析用の信号強度演算器の入力信号の取り方を説明するブロック図。

【図11】別の変形例に係る定量解析用の信号強度演算器の入力信号の取り方を説明するブロック図。

【図12】第2の実施形態に係る定量解析用の信号強度演算器の入力信号の取り方を説明するブロック図。

*【図13】第4の実施形態に係る2次元プローブの概略模式図。

【図14】2次元プローブの動作を説明する図。

【図15】正常肝臓と異常（硬変）肝臓とのBモード断層像における組織性状としてのスペックルパターンを説明する図。

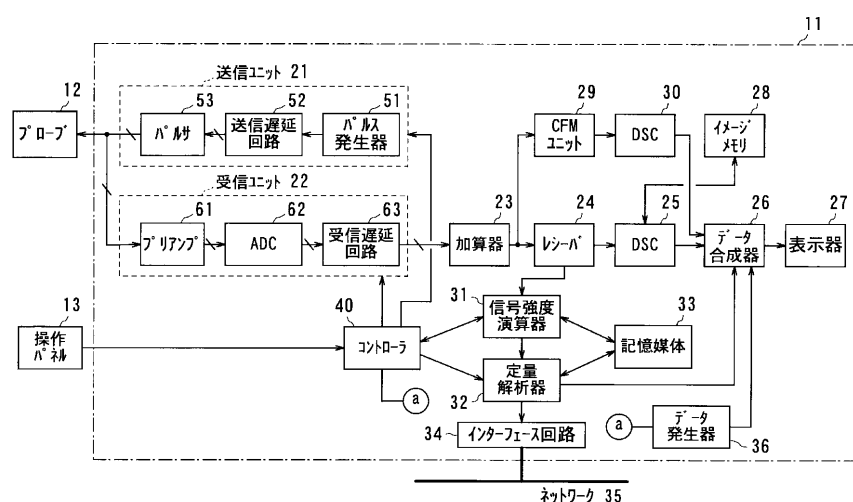
【図16】正常肝臓と異常（硬変）肝臓とのBモード断層像の輝度確率密度分布を説明する図。

【図17】超音波走査線上のサンプルデータとビデオフォーマットの画素との位置関係を説明する図。

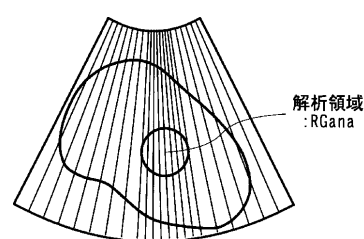
【符号の説明】

- 11 装置本体
- 12 超音波プローブ
- 13 操作パネル
- 21 送信ユニット
- 22 受信ユニット
- 23 加算器
- 24 レシーバ
- 25 BモードDSC
- 26 データ合成器
- 27 表示器
- 28 イメージメモリ
- 29 CFMユニット
- 30 CFMモードDSC
- 31 信号強度演算器
- 32 定量解析器
- 33 記憶媒体
- 34 インタフェース回路
- 35 ネットワーク
- 36 データ発生器
- 40 コントローラ

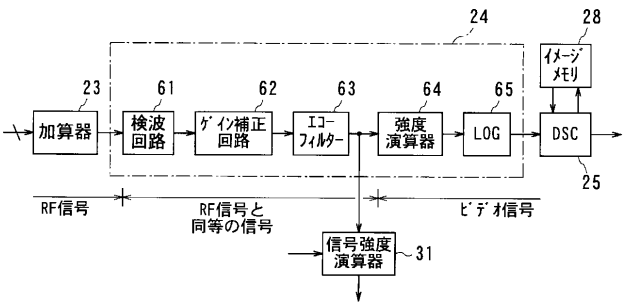
【図1】



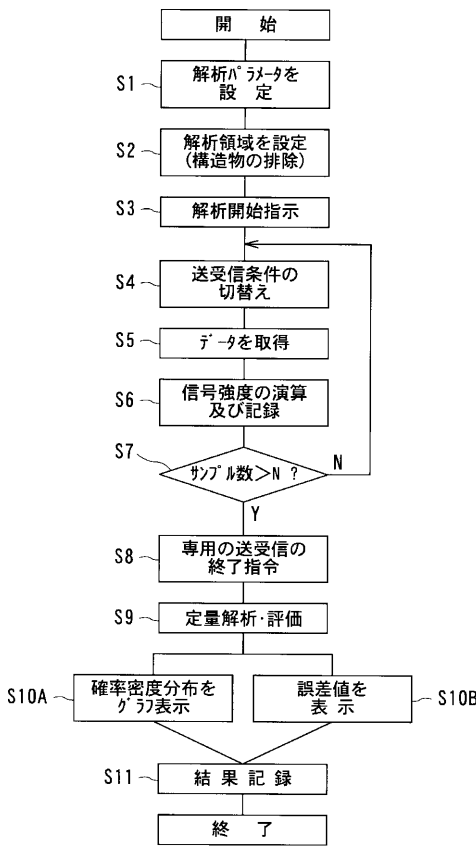
【図6】



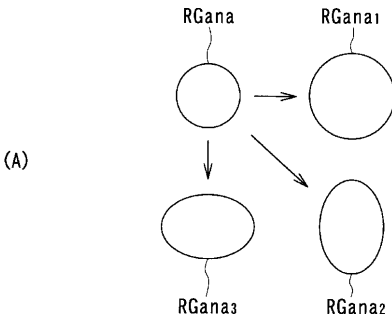
【図2】



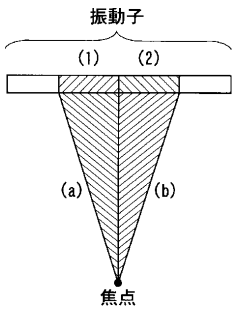
【図3】



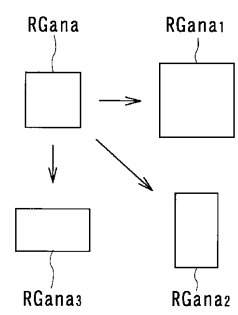
【図4】



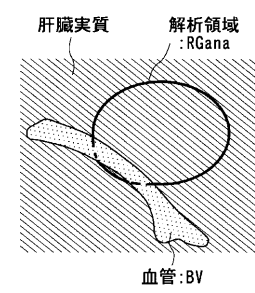
【図7】



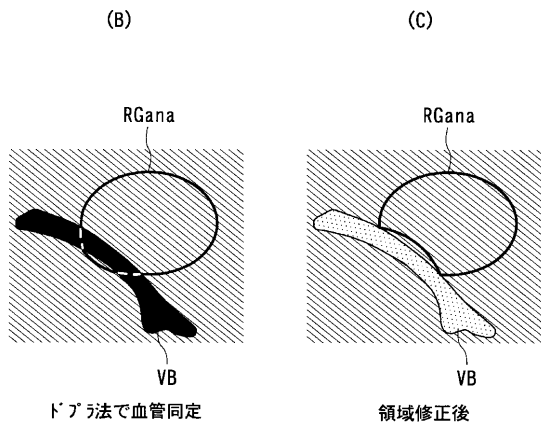
(B)



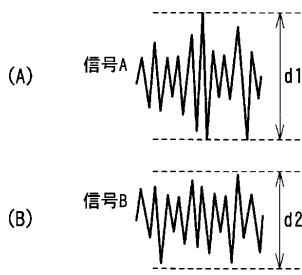
(A)



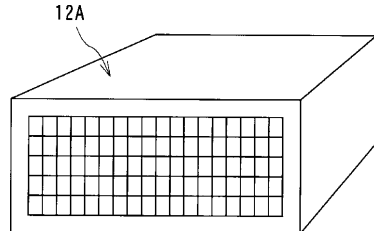
【図5】



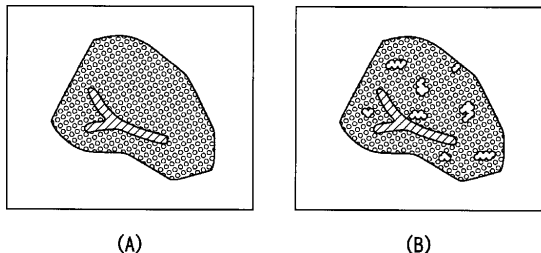
【図8】



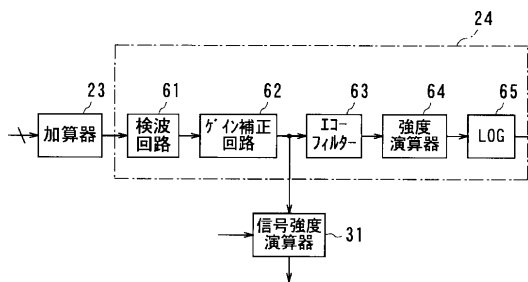
【図13】



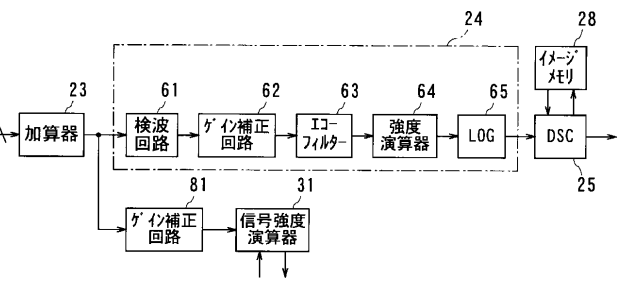
【図15】



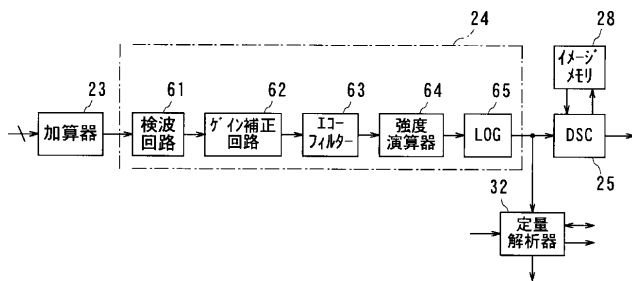
【図9】



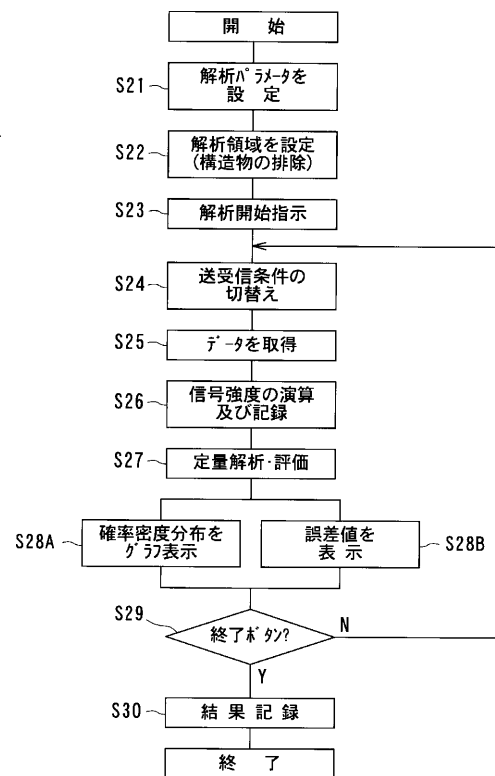
【図10】



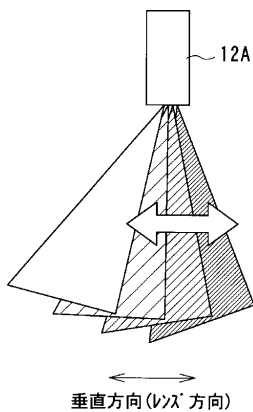
【図11】



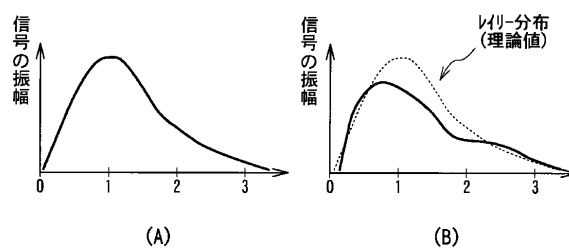
【図12】



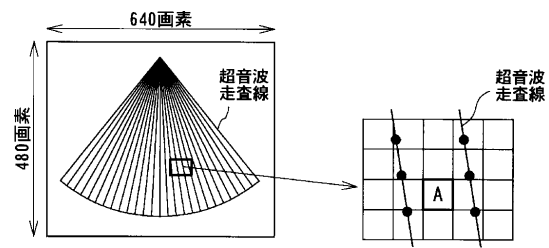
【図14】



【図16】



【図17】



专利名称(译)	超声波诊断装置和通过超声波定量分析组织特性的方法		
公开(公告)号	JP2001238884A	公开(公告)日	2001-09-04
申请号	JP2000054201	申请日	2000-02-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	神山直久 蜂屋弘之 山口匡		
发明人	神山 直久 蜂屋 弘之 山口 匡		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/DD11 4C301/EE11 4C301/JB27 4C301/JB50 4C301/KK30 4C601/EE09 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB40 4C601/JB60 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：准确，自动，轻松地获取特定组织形状与正常形状的偏差程度的定量信息。解决方案：超声诊断设备具有通过向受检者的身体发射超声脉冲来获得计算机增强的横截面图像的机制。该设备具有以下装置：装置（13,40,36,26）设置用于分析横截面图像的一部分的区域。根据定量分析的发射条件，装置（12,21,22,23）在超声波脉冲被发射到受检者身体的部分（其是用于分析的区域）之后拾取在受检者身体的部分处反射的回声信号。装置（24,31-33）根据反射的回波对组织的各方面进行定量分析。

