(19)日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11)国際公開番号
WO2012/063976

発行日　平成26年5月12日(2014.5.12)

(43)国際公開日　平成24年5月18日(2012.5.18)

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード（参考）
A61B 8/08 (2006.01)	A61B 8/08	4C601

審査請求 有　予備審査請求 未請求　（全 38 頁）

出願番号	特願2012-522867 (P2012-522867)
(21)国際出願番号	PCT/JP2011/076603
(22)国際出願日	平成23年11月11日(2011.11.11)
(11)特許番号	特許第5054254号 (P5054254)
(45)特許公報発行日	平成24年10月24日(2012.10.24)
(31)優先権主張番号	特願2010-253289 (P2010-253289)
(32)優先日	平成22年11月11日(2010.11.11)
(33)優先権主張国	日本国(JP)

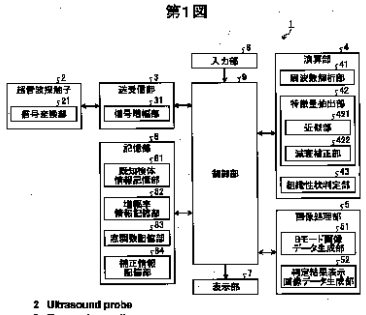
(71)出願人　304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号
(74)代理人　100089118
弁理士　酒井　宏明
(72)発明者　宮木　浩仲
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(72)発明者　神原　忠明
東京都新宿区西新宿三丁目２０番２号　オペラシティタワー１４Ｆ　オリンパスソフトウェアテクノロジー株式会社内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波診断装置、超音波診断装置の作動方法および超音波診断装置の作動プログラム

(57)【要約】
超音波診断装置は、受信した超音波の周波数を解析することによって周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルに対し、近似処理ならびに超音波の受信深度および周波数に依存する超音波の減衰の寄与を削減する補正処理を行うことにより、前記周波数スペクトルの特徴量を抽出する特徴量抽出部と、複数の既知検体によってそれぞれ反射された超音波をもとに抽出された周波数スペクトルの特徴量を前記複数の既知検体の組織性状と関連付けて記憶する記憶部と、前記記憶部が前記複数の既知検体の組織性状と関連付けて記憶する特徴量および前記特徴量抽出部が抽出した特徴量を用いることによって検体の所定領域の組織性状を判定する組織性状判定部と、を備える。

第1図



【特許請求の範囲】
【請求項１】
検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信することにより、受信した超音波に基づく前記検体の組織性状を判定する超音波診断装置であって、
受信した超音波の周波数を解析することによって周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、
前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルに対し、超音波が伝播する際に該超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正処理と近似処理とを行うことにより、前記検体の特徴量を抽出する特徴量抽出部と、
複数の既知検体によってそれぞれ反射された超音波をもとに抽出された周波数スペクトルの特徴量を前記複数の既知検体の組織性状と関連付けて記憶する記憶部と、
前記記憶部が前記複数の既知検体の組織性状と関連付けて記憶する特徴量および前記特徴量抽出部が抽出した特徴量を用いることによって前記検体の所定領域の組織性状を判定する組織性状判定部と、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項２】
前記特徴量抽出部は、
前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルに対して前記近似処理を行うことにより、前記減衰補正処理を行う前の補正前特徴量を抽出する近似部と、
前記近似部が抽出した補正前特徴量に対して前記減衰補正処理を行うことにより、前記周波数スペクトルの特徴量を抽出する減衰補正部と、
を有することを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。
【請求項３】
前記特徴量抽出部は、
前記周波数スペクトルに対して前記減衰補正処理を行う減衰補正部と、
前記減衰補正部が補正した周波数スペクトルに対して前記近似処理を行うことにより、前記周波数スペクトルの特徴量を抽出する近似部と、
を有することを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。
【請求項４】
前記減衰補正部は、
超音波の受信深度が大きいほど大きな補正を行うことを特徴とする請求項１～３のいずれか一項に記載の超音波診断装置。
【請求項５】
前記近似部は、
回帰分析によって前記周波数スペクトルを多項式で近似することを特徴とする請求項２～４のいずれか一項に記載の超音波診断装置。
【請求項６】
前記近似部は、
前記周波数スペクトルを一次式で近似し、
前記一次式の傾き、前記一次式の切片、および前記傾きと前記切片と前記周波数スペクトルの周波数帯域に含まれる特定の周波数とを用いて定まる強度、のうち少なくとも２つを含む複数の特徴量を抽出することを特徴とする請求項５に記載の超音波診断装置。
【請求項７】
前記減衰補正部は、
少なくとも前記傾きおよび前記強度に対して補正を行うことを特徴とする請求項６に記載の超音波診断装置。
【請求項８】
前記記憶部は、
前記複数の既知検体に対して組織性状ごとに分類されたグループにおける各特徴量の平

均を記憶し、
前記組織性状判定部は、
前記複数の特徴量の少なくともいずれか一つを成分とする特徴量空間を設定し、前記検体の周波数スペクトルの特徴量のうち前記特徴量空間の成分をなす特徴量を前記特徴量空間の座標として有する検体点と、前記複数の既知検体の前記グループにおける各特徴量のうち前記特徴量空間の成分をなす特徴量の平均を前記特徴量空間の座標として有する既知検体平均点との前記特徴量空間上の距離に基づいて、前記検体の組織性状を判定することを特徴とする請求項６または７に記載の超音波診断装置。
【請求項９】
前記組織性状判定部は、
前記複数の既知検体における組織性状ごとに分類されたグループに前記検体の特徴量を加えた母集団における特徴量の標準偏差を算出し、この標準偏差と前記グループにおける特徴量の標準偏差との差が最小である特徴量を有するグループに対応した組織性状を前記検体の組織性状とすることを特徴とする請求項１～７のいずれか１項に記載の超音波診断装置。
【請求項１０】
前記検体から受信した超音波の受信信号を増幅する信号増幅部と、
前記信号増幅部が増幅した前記受信信号の振幅を輝度に変換して表示するＢモード表示画像データを生成するＢモード表示画像データ生成部と、
をさらに備え、
前記信号増幅部は、
前記Ｂモード表示画像データ生成部へ出力する信号に対して受信深度に応じて増幅率を変化させながら増幅を行う一方、前記周波数解析部へ出力する信号に対して一定の増幅率で増幅を行うことを特徴とする請求項１～９のいずれか１項に記載の超音波診断装置。
【請求項１１】
前記Ｂモード表示画像データ生成部へ出力する信号に対する増幅率は、所定の受信深度まで単調増加することを特徴とする請求項１０に記載の超音波診断装置。
【請求項１２】
受信した超音波の信号の振幅を輝度に変換して表示するＢモード表示画像データを生成するＢモード表示画像データ生成部と、
前記検体の特徴量に対応する視覚情報を生成し、この生成した視覚情報、前記Ｂモード表示画像データ生成部が生成したＢモード表示画像データ、および前記組織性状判定部が判定した結果を用いることによって前記検体の組織性状の判定結果を表示する判定結果表示画像データを生成する判定結果表示画像データ生成部と、
前記判定結果表示画像データ生成部が生成した判定結果表示画像データに対応する画像を表示する表示部と、
をさらに備えたことを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。
【請求項１３】
前記判定結果表示画像データは、前記組織性状判定部によって判定された組織性状を強調する組織性状強調画像を含み、
前記判定結果表示画像データ生成部は、
前記Ｂモード表示画像において、前記組織性状判定部によって所定の組織性状と判定された領域を、前記検体の特徴量に対応する視覚情報を有する特徴量画像へ置換することにより、前記組織性状強調画像を生成することを特徴とする請求項１２に記載の超音波診断装置。
【請求項１４】
前記判定結果表示画像データは、前記組織性状判定部によって判定された組織性状を強調する組織性状強調画像を含み、
前記判定結果表示画像データ生成部は、
前記Ｂモード表示画像において、前記組織性状判定部によって所定の組織性状と判定さ

れた領域以外の領域を、前記検体の特徴量に対応する視覚情報を有する特徴量画像へ置換することにより、前記組織性状強調画像を生成することを特徴とする請求項１２に記載の超音波診断装置。

【請求項１５】

前記判定結果表示画像データは、前記組織性状判定部によって判定された組織性状を強調する組織性状強調画像を含み、

前記判定結果表示画像データ生成部は、

前記Ｂモード表示画像および前記検体の特徴量に対応する視覚情報を有する特徴量画像において互いに対応する画素値を重み付けして平均した値を画素値とすることにより、前記組織性状強調画像を生成することを特徴とする請求項１２に記載の超音波診断装置。

【請求項１６】

前記視覚情報は、色空間を構成する変数であることを特徴とする請求項１２～１５のいずれか１項に記載の超音波診断装置。

【請求項１７】

検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信することにより、受信した超音波に基づく前記検体の組織性状を判定する超音波診断装置の作動方法であって、

受信した超音波の周波数を解析することによって周波数スペクトルを周波数解析部により算出する周波数解析ステップと、

前記周波数解析ステップで算出した周波数スペクトルに対し、超音波が伝播する際に該超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正処理と近似処理とを行うことにより、前記検体の特徴量を特徴量抽出部により抽出する特徴量抽出ステップと、

複数の既知検体によってそれぞれ反射された超音波をもとに抽出された周波数スペクトルの特徴量および前記特徴量抽出ステップで抽出した特徴量を用いることによって前記検体の所定領域の組織性状を組織性状判定部により判定する組織性状判定ステップと、

を有することを特徴とする超音波診断装置の作動方法。

【請求項１８】

検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信することにより、受信した超音波に基づく前記検体の組織性状を判定する超音波診断装置に、

受信した超音波の周波数を解析することによって周波数スペクトルを周波数解析部により算出する周波数解析ステップと、

前記周波数解析ステップで算出した周波数スペクトルに対し、超音波が伝播する際に該超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正処理と近似処理とを行うことにより、前記検体の特徴量を特徴量抽出部により抽出する特徴量抽出ステップと、

複数の既知検体によってそれぞれ反射された超音波をもとに抽出された周波数スペクトルの特徴量および前記特徴量抽出ステップで抽出した特徴量を用いることによって前記検体の所定領域の組織性状を組織性状判定部により判定する組織性状判定ステップと、

を実行させることを特徴とする超音波診断装置の作動プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、超音波を用いて検体の組織性状を判定する超音波診断装置、超音波診断装置の作動方法および超音波診断装置の作動プログラムに関する。

【背景技術】

【０００２】

従来、超音波を用いた乳がん等の検査技術として、超音波エラストグラフィという技術が知られている（例えば、特許文献１を参照）。超音波エラストグラフィは、生体内の癌や腫瘍組織の硬さが病気の進行状況や生体によって異なることを利用する技術である。こ

の技術では、外部から検査箇所を圧迫した状態で、超音波を用いてその検査箇所における生体組織の歪量や弾性率を計測し、この計測結果を断層像として画像表示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００３】

【特許文献１】国際公開第２００５／１２２９０６号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

しかしながら、上述した超音波エラストグラフィでは、血管やリンパ管などの脈管の下部には押し付ける圧力が伝わりにくいという問題があった。そのため、脈管の近傍に腫瘍が形成されている場合、腫瘍の境界が不明りょうであり、脈管内への腫瘍の浸潤の鑑別も難しかった。このように、超音波エラストグラフィでは、組織性状の鑑別を精度よく行うことができない場合があった。

【０００５】

また、超音波エラストグラフィでは、検査者が検査箇所を圧迫する際の圧力や圧迫速度に個人差が生じやすいため、測定結果の信頼性が低いという問題もあった。

【０００６】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、組織性状を精度よく鑑別することを可能にするとともに、測定結果の信頼性を向上させることができる超音波診断装置、超音波診断装置の作動方法および超音波診断装置の作動プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００７】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信することにより、受信した超音波に基づく前記検体の組織性状を判定する超音波診断装置であって、受信した超音波の周波数を解析することによって周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルに対し、超音波が伝播する際に該超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正処理と近似処理とを行うことにより、前記検体の特徴量を抽出する特徴量抽出部と、複数の既知検体によってそれぞれ反射された超音波をもとに抽出された周波数スペクトルの特徴量を前記複数の既知検体の組織性状と関連付けて記憶する記憶部と、前記記憶部が前記複数の既知検体の組織性状と関連付けて記憶する特徴量および前記特徴量抽出部が抽出した特徴量を用いることによって前記検体の所定領域の組織性状を判定する組織性状判定部と、を備えたことを特徴とする。

【０００８】

また、本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記特徴量抽出部は、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルに対して前記近似処理を行うことにより、前記減衰補正処理を行う前の補正前特徴量を抽出する近似部と、前記近似部が抽出した補正前特徴量に対して前記減衰補正処理を行うことにより、前記周波数スペクトルの特徴量を抽出する減衰補正部と、を有することを特徴とする。

【０００９】

また、本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記特徴量抽出部は、前記周波数スペクトルに対して前記減衰補正処理を行う減衰補正部と、前記減衰補正部が補正した周波数スペクトルに対して前記近似処理を行うことにより、前記周波数スペクトルの特徴量を抽出する近似部と、を有することを特徴とする。

【００１０】

また、本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記減衰補正部は、超音波の受信深度が大きいほど大きな補正を行うことを特徴とする。

【００１１】
また、本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記近似部は、回帰分析によって前記周波数スペクトルを多項式で近似することを特徴とする。
【００１２】
また、本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記近似部は、前記周波数スペクトルを一次式で近似し、前記一次式の傾き、前記一次式の切片、および前記傾きと前記切片と前記周波数スペクトルの周波数帯域に含まれる特定の周波数とを用いて定まる強度、のうち少なくとも２つを含む複数の特徴量を抽出することを特徴とする。
【００１３】
また、本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記減衰補正部は、少なくとも前記傾きおよび前記強度に対して補正を行うことを特徴とする。
【００１４】
また、本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記記憶部は、前記複数の既知検体に対して組織性状ごとに分類されたグループにおける各特徴量の平均を記憶し、前記組織性状判定部は、前記複数の特徴量の少なくともいずれか一つを成分とする特徴量空間を設定し、前記検体の周波数スペクトルの特徴量のうち前記特徴量空間の成分をなす特徴量を前記特徴量空間の座標として有する検体点と、前記複数の既知検体の前記グループにおける各特徴量のうち前記特徴量空間の成分をなす特徴量の平均を前記特徴量空間の座標として有する既知検体平均点との前記特徴量空間上の距離に基づいて、前記検体の組織性状を判定することを特徴とする。
【００１５】
また、本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記組織性状判定部は、前記複数の既知検体における組織性状ごとに分類されたグループに前記検体の特徴量を加えた母集団における特徴量の標準偏差を算出し、この標準偏差と前記グループにおける特徴量の標準偏差との差が最小である特徴量を有するグループに対応した組織性状を前記検体の組織性状とすることを特徴とする。
【００１６】
また、本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記検体から受信した超音波の受信信号を増幅する信号増幅部と、前記信号増幅部が増幅した前記受信信号の振幅を輝度に変換して表示するＢモード表示画像データを生成するＢモード表示画像データ生成部と、をさらに備え、前記信号増幅部は、前記Ｂモード表示画像データ生成部へ出力する信号に対して受信深度に応じて増幅率を変化させながら増幅を行う一方、前記周波数解析部へ出力する信号に対して一定の増幅率で増幅を行うことを特徴とする。
【００１７】
また、本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記Ｂモード表示画像データ生成部へ出力する信号に対する増幅率は、所定の受信深度まで単調増加することを特徴とする。
【００１８】
また、本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、受信した超音波の信号の振幅を輝度に変換して表示するＢモード表示画像データを生成するＢモード表示画像データ生成部と、前記検体の特徴量に対応する視覚情報を生成し、この生成した視覚情報、前記Ｂモード表示画像データ生成部が生成したＢモード表示画像データ、および前記組織性状判定部が判定した結果を用いることによって前記検体の組織性状の判定結果を表示する判定結果表示画像データを生成する判定結果表示画像データ生成部と、前記判定結果表示画像データ生成部が生成した判定結果表示画像データに対応する画像を表示する表示部と、をさらに備えたことを特徴とする。
【００１９】
また、本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記判定結果表示画像データは、前記組織性状判定部によって判定された組織性状を強調する組織性状強調画像を含み、前記判定結果表示画像データ生成部は、前記Ｂモード表示画像において、前記組織性

状判定部によって所定の組織性状と判定された領域を、前記検体の特徴量に対応する視覚情報を有する特徴量画像へ置換することにより、前記組織性状強調画像を生成することを特徴とする。

【００２０】

また、本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記判定結果表示画像データは、前記組織性状判定部によって判定された組織性状を強調する組織性状強調画像を含み、前記判定結果表示画像データ生成部は、前記Ｂモード表示画像において、前記組織性状判定部によって所定の組織性状と判定された領域以外の領域を、前記検体の特徴量に対応する視覚情報を有する特徴量画像へ置換することにより、前記組織性状強調画像を生成することを特徴とする。

【００２１】

また、本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記判定結果表示画像データは、前記組織性状判定部によって判定された組織性状を強調する組織性状強調画像を含み、前記判定結果表示画像データ生成部は、前記Ｂモード表示画像および前記検体の特徴量に対応する視覚情報を有する特徴量画像において互いに対応する画素値を重み付けして平均した値を画素値とすることにより、前記組織性状強調画像を生成することを特徴とする。

【００２２】

また、本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記視覚情報は、色空間を構成する変数であることを特徴とする。

【００２３】

また、本発明に係る超音波診断装置の作動方法は、検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信することにより、受信した超音波に基づく前記検体の組織性状を判定する超音波診断装置の作動方法であって、受信した超音波の周波数を解析することによって周波数スペクトルを周波数解析部により算出する周波数解析ステップと、前記周波数解析ステップで算出した周波数スペクトルに対し、超音波が伝播する際に該超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正処理と近似処理とを行うことにより、前記検体の特徴量を特徴量抽出部により抽出する特徴量抽出ステップと、複数の既知検体によってそれぞれ反射された超音波をもとに抽出された周波数スペクトルの特徴量および前記特徴量抽出ステップで抽出した特徴量を用いることによって前記検体の所定領域の組織性状を組織性状判定部により判定する組織性状判定ステップと、を有することを特徴とする。

【００２４】

また、本発明に係る超音波診断装置の作動プログラムは、検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信することにより、受信した超音波に基づく前記検体の組織性状を判定する超音波診断装置に、受信した超音波の周波数を解析することによって周波数スペクトルを周波数解析部により算出する周波数解析ステップと、前記周波数解析ステップで算出した周波数スペクトルに対し、超音波が伝播する際に該超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正処理と近似処理とを行うことにより、前記検体の特徴量を特徴量抽出部により抽出する特徴量抽出ステップと、複数の既知検体によってそれぞれ反射された超音波をもとに抽出された周波数スペクトルの特徴量および前記特徴量抽出ステップで抽出した特徴量を用いることによって前記検体の所定領域の組織性状を組織性状判定部により判定する組織性状判定ステップと、を実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【００２５】

本発明によれば、受信した超音波の周波数を解析することによって得た周波数スペクトルに対し、超音波が伝播する際に該超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正処理と近似処理とを行うことにより、検体の特徴量を抽出し、この抽出した検体の特徴量および複数の既知検体の特徴量を用いることによってその検体

の所定領域の組織性状を判定するため、生体組織の歪量や弾性率を用いることなく、組織の違いを明確に峻別することができる。したがって、組織性状を精度よく鑑別することを可能にするとともに、測定結果の信頼性を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【００２６】

【図１】図１は、本発明の実施の形態１に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図２】図２は、Ｂモード画像用エコー信号の増幅率と受信深度との関係を示す図である。

【図３】図３は、演算用エコー信号の増幅率と受信深度との関係を示す図である。

【図４】図４は、本発明の実施の形態１に係る超音波診断装置の処理の概要を示すフローチャートである。

【図５】図５は、本発明の実施の形態１に係る超音波診断装置の表示部におけるＢモード画像の表示例を示す図である。

【図６】図６は、本発明の実施の形態１に係る超音波診断装置の周波数解析部が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図７】図７は、一つの音線のデータ配列を模式的に示す図である。

【図８】図８は、本発明の実施の形態１に係る超音波診断装置の周波数解析部が算出した周波数スペクトルの例（第１例）を示す図である。

【図９】図９は、本発明の実施の形態１に係る超音波診断装置の周波数解析部が算出した周波数スペクトルの例（第２例）を示す図である。

【図１０】図１０は、図８に示す直線に関連する特徴量に対して減衰補正を行った後の特徴量から定まる新たな直線を示す図である。

【図１１】図１１は、本発明の実施の形態１に係る超音波診断装置の組織性状判定部が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図１２】図１２は、本発明の実施の形態１に係る超音波診断装置の組織性状判定部が設定する特徴量空間の一例を示す図である。

【図１３】図１３は、本発明の実施の形態１に係る超音波診断装置の表示部が表示する判定結果表示画像の表示例を示す図である。

【図１４】図１４は、本発明の実施の形態１に係る超音波診断装置が行う減衰補正処理の効果を説明する図である。

【図１５】図１５は、カラー画像を用いた場合の組織性状強調画像の表示例（第１例）を示す図である。

【図１６】図１６は、図１５に示す画像を白黒で模式的に示す図である。

【図１７】図１７は、カラー画像を用いた場合の組織性状強調画像の表示例（第２例）を示す図である。

【図１８】図１８は、図１７に示す画像を白黒で模式的に示す図である。

【図１９】図１９は、カラー画像を用いた場合の組織性状強調画像の表示例（第３例）を示す図である。

【図２０】図２０は、図１９に示す画像を白黒で模式的に示す図である。

【図２１】図２１は、本発明の実施の形態２に係る超音波診断装置の処理の概要を示すフローチャートである。

【図２２】図２２は、本発明の実施の形態２に係る超音波診断装置が行う減衰補正処理の概要を模式的に示す図である。

【図２３】図２３は、本発明の実施の形態５に係る超音波診断装置の組織性状判定部が行う組織性状判定処理の概要を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【００２７】

以下、添付図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）を説明する。

【００２８】
（実施の形態１）
図１は、本発明の実施の形態１に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。同図に示す超音波診断装置１は、超音波を用いて診断対象である検体の組織性状を判定する装置である。
【００２９】
超音波診断装置１は、外部へ超音波パルスを出力するとともに、外部で反射された超音波エコーを受信する超音波探触子２と、超音波探触子２との間で電気信号の送受信を行う送受信部３と、超音波エコーを変換した電気的なエコー信号に対して所定の演算を施す演算部４と、超音波エコーを変換した電気的なエコー信号に対応する画像データの生成を行う画像処理部５と、キーボード、マウス、タッチパネル等のインタフェースを用いて実現され、各種情報の入力を受け付ける入力部６と、液晶または有機ＥＬ等からなる表示パネルを用いて実現され、画像処理部５が生成した画像を含む各種情報を表示する表示部７と、既知検体の組織性状に関する情報を含む各種情報を記憶する記憶部８と、超音波診断装置１の動作制御を行う制御部９と、を備える。
【００３０】
超音波探触子２は、送受信部３から受信した電気的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス信号）に変換するとともに、外部の検体で反射された超音波エコーを電気的なエコー信号に変換する信号変換部２１を有する。超音波探触子２は、超音波振動子をメカ的に走査させるものであってもよいし、複数の超音波振動子を電子的に走査させるものであってもよい。
【００３１】
送受信部３は、超音波探触子２と電気的に接続され、パルス信号を超音波探触子２へ送信するとともに、超音波探触子２から受信信号であるエコー信号を受信する。具体的には、送受信部３は、予め設定された波形および送信タイミングに基づいてパルス信号を生成し、この生成したパルス信号を超音波探触子２へ送信する。
【００３２】
送受信部３は、エコー信号を増幅する信号増幅部３１を有する。信号増幅部３１は、画像処理部５がエコー信号の振幅を輝度に変換することによってＢモード画像データを生成するために用いるエコー信号（以下、「Ｂモード画像用エコー信号」という）および演算部４が演算を施すために用いるエコー信号（以下、「演算用エコー信号」という）に対し、互いに異なる増幅率でそれぞれ増幅する。具体的には、信号増幅部３１は、Ｂモード画像用エコー信号に対しては、受信深度が大きいエコー信号ほど高い増幅率で増幅するＳＴＣ（Ｓｅｎｓｉｔｉｖｉｔｙ　Ｔｉｍｅ　Ｃｏｎｔｒｏｌ）補正を行う一方、演算用エコー信号に対しては、受信深度によらず一定の増幅率で増幅する処理を行う。信号増幅部３１は、Ｂモード画像用エコー信号の増幅と演算用エコー信号の増幅とをフレーム単位またはライン単位で切り換えながら行う。
【００３３】
図２は、Ｂモード画像用エコー信号の増幅率と受信深度との関係を示す図である。図２に示す受信深度ｚは、超音波の受信開始時点からの経過時間に基づいて算出される量である。図２に示すように、増幅率βは、受信深度ｚが閾値z_{th}より小さい場合、受信深度ｚの増加に伴ってβ_0からβ_{th}（$>\beta_0$）へ線型に増加する。また、増幅率βは、受信深度ｚが閾値z_{th}以上である場合、一定値β_{th}をとる。閾値z_{th}の値は、検体から受信する超音波信号がほとんど減衰してしまい、ノイズが支配的になるような値である。なお、より一般に、増幅率βは、受信深度ｚが閾値z_{th}より小さい場合、受信深度ｚの増加に伴って単調増加すればよい。
【００３４】
図３は、演算用エコー信号の増幅率と受信深度との関係を示す図である。図３における受信深度ｚも、図２に示す場合と同様に超音波の受信開始時点からの経過時間に基づいて算出される量である。図３に示すように、信号増幅部３１は、演算用エコー信号に対して

は、受信深度ｚによらず一定の増幅率β_1で増幅を行う。

【００３５】

送受信部３は、信号増幅部３１によって増幅されたエコー信号に対してフィルタリング等の処理を施した後、Ａ／Ｄ変換することによってデジタルＲＦ信号を生成して出力する。なお、超音波探触子２が複数の超音波振動子を電子的に走査させるものである場合、送受信部３は、複数の超音波振動子に対応したビーム合成用の多チャンネル回路を有する。

【００３６】

演算部４は、送受信部３が出力したデジタルＲＦ信号に高速フーリエ変換（ＦＦＴ）を施すことによってエコー信号の周波数解析を行う周波数解析部４１と、周波数解析部４１が算出した周波数スペクトル（パワースペクトル）に対し、超音波が伝播する際に該超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正処理と近似処理とを行うことにより、検体の特徴量を抽出する特徴量抽出部４２と、特徴量抽出部４２が抽出した特徴量を用いて検体の所定領域の組織性状を判定する組織性状判定部４３と、を有する。

【００３７】

周波数解析部４１は、各音線（ラインデータ）に対し、所定のデータ量からなるＦＦＴデータ群を高速フーリエ変換することによって周波数スペクトルを算出する。周波数スペクトルは、検体の組織性状によって異なる傾向を示す。これは、周波数スペクトルが、超音波を散乱する散乱体としての検体の大きさ、密度、音響インピーダンス等と相関を有しているためである。

【００３８】

特徴量抽出部４２は、周波数解析部４１が算出した周波数スペクトルに対し、近似処理を行うことによって減衰補正処理を行う前の補正前特徴量を算出する近似部４２１と、近似部４２１が近似した補正前特徴量に対して減衰補正処理を行うことによって特徴量を抽出する減衰補正部４２２と、を有する。

【００３９】

近似部４２１は、回帰分析によって周波数スペクトルを一次式で近似することにより、この近似した一次式を特徴付ける補正前特徴量を抽出する。具体的には、近似部４２１は、回帰分析によって一次式の傾きa_0および切片b_0を算出するとともに、周波数スペクトルにおける周波数帯域内の特定周波数における強度を補正前特徴量として算出する。本実施の形態１において、近似部４２１は、中心周波数$f_{MID}=(f_{LOW}+f_{HIGH})/2$における強度（Ｍｉｄ－ｂａｎｄ　ｆｉｔ）$c_0=a_0f_{MID}+b_0$を算出するものとするが、これはあくまでも一例に過ぎない。ここでいう「強度」とは、電圧、電力、音圧、音響エネルギー等のパラメータのいずれかを指す。

【００４０】

三つの特徴量のうち、傾きa_0は、超音波の散乱体の大きさと相関を有し、一般に散乱体が大きいほど傾きが小さな値を有すると考えられる。また、切片b_0は、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の密度（濃度）等と相関を有している。具体的には、切片b_0は、散乱体が大きいほど大きな値を有し、音響インピーダンスが大きいほど大きな値を有し、散乱体の密度（濃度）が大きいほど大きな値を有すると考えられる。中心周波数f_{MID}における強度（以下、単に「強度」という）c_0は、傾きa_0と切片b_0から導出される間接的なパラメータであり、有効な周波数帯域内の中心におけるスペクトル強度を与える。このため、強度c_0は、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の密度に加えて、Ｂモード画像の輝度とある程度の相関を有していると考えられる。なお、特徴量抽出部４２が算出する近似多項式は一次式に限定されるわけではなく、二次以上の近似多項式を用いることも可能である。

【００４１】

減衰補正部４２２が行う補正について説明する。超音波の減衰量Ａは、

$A=2\alpha zf$　　・・・（１）

と表すことができる。ここで、αは減衰率であり、ｚは超音波の受信深度であり、ｆは周

波数である。式（１）からも明らかなように、減衰量Ａは、周波数ｆに比例している。減衰率αの具体的な値は、生体の場合、０～１．０（ｄＢ／ｃｍ／ＭＨｚ）、より好ましくは０．３～０．７（ｄＢ／ｃｍ／ＭＨｚ）であり、観察対象の臓器の種類に応じて定まる。例えば、観察対象の臓器が膵臓である場合、α＝０．６（ｄＢ／ｃｍ／ＭＨｚ）と定められる。なお、本実施の形態１において、減衰率αの値を入力部６からの入力によって変更することが可能な構成とすることも可能である。

【００４２】

減衰補正部４２２は、近似部４２１が抽出した補正前特徴量（傾きa_0，切片b_0，強度c_0）を、次のように補正する。

$$a = a_0 + 2\alpha z \quad \cdots (2)$$

$$b = b_0 \quad \cdots (3)$$

$$c = c_0 + 2\alpha z f_{MID} \ (= a f_{MID} + b) \quad \cdots (4)$$

式（２）、（４）からも明らかなように、減衰補正部４２２は、超音波の受信深度ｚが大きいほど、補正量が大きい補正を行う。また、式（３）によれば、切片に関する補正は恒等変換である。これは、切片が周波数０（Ｈｚ）に対応する周波数成分であって減衰を受けないためである。

【００４３】

組織性状判定部４３は、特徴量抽出部４２によって抽出された周波数スペクトルの特徴量の平均および標準偏差を特徴量ごとに算出する。組織性状判定部４３は、算出した平均および標準偏差と、記憶部８が記憶する既知検体の周波数スペクトルの特徴量の平均および標準偏差とを用いることにより、検体の所定領域の組織性状を判定する。ここでいう「所定領域」は、画像処理部５によって生成された画像を見た超音波診断装置１の操作者が入力部６によって指定した画像中の領域（以下、「関心領域」という）のことである。また、ここでいう「組織性状」とは、例えば癌、内分泌腫瘍、粘液性腫瘍、正常組織、脈管などのいずれかである。なお、検体が膵臓である場合には、組織性状として慢性膵炎、自己免疫性膵炎なども含まれる。

【００４４】

組織性状判定部４３が算出する特徴量の平均および標準偏差は、核の腫大や異形などの細胞レベルの変化、間質における線維の増生や実質組織の線維への置換などの組織的な変化を反映しており、組織性状に応じて特有の値を示す。したがって、そのような特徴量の平均および標準偏差を用いることにより、検体の所定領域の組織性状を正確に判定することが可能となる。

【００４５】

画像処理部５は、エコー信号から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部５１と、Ｂモード画像データ生成部５１および演算部４によってそれぞれ出力されたデータを用いて関心領域の組織性状の判定結果および該判定結果に関連する情報を表示する判定結果表示画像データを生成する判定結果表示画像データ生成部５２と、を有する。

【００４６】

Ｂモード画像データ生成部５１は、デジタル信号に対してバンドパスフィルタ、対数変換、ゲイン処理、コントラスト処理等の公知の技術を用いた信号処理を行うとともに、表示部７における画像の表示レンジに応じて定まるデータステップ幅に応じたデータの間引き等を行うことによってＢモード画像データを生成する。

【００４７】

判定結果表示画像データ生成部５２は、Ｂモード画像データ生成部５１が生成したＢモード画像データ、特徴量抽出部４２が抽出した特徴量、および組織性状判定部４３が判定した判定結果を用いることにより、関心領域の組織性状の判定結果とその組織性状を強調する組織性状強調画像とを含む判定結果表示画像データを生成する。

【００４８】

記憶部８は、既知検体の情報を記憶する既知検体情報記憶部８１と、信号増幅部３１が増幅処理を行う際に参照する増幅率の情報を記憶する増幅率情報記憶部８２と、周波数解

析部４１が行う周波数解析処理の際に使用する窓関数を記憶する窓関数記憶部８３と、減衰補正部４２２が処理を行う際に参照する補正情報を記憶する補正情報記憶部８４と、を有する。

【００４９】

既知検体情報記憶部８１は、既知検体に対して抽出された周波数スペクトルの特徴量を既知検体の組織性状と関連付けて記憶している。また、既知検体情報記憶部８１は、既知検体に関連した周波数スペクトルの特徴量に対し、既知検体の組織性状に基づいて分類されたグループごとに算出された平均および標準偏差を、既知検体の特徴量の全データとともに記憶している。ここで、既知検体の特徴量は、本実施の形態１と同様の処理によって抽出されたものである。ただし、既知検体の特徴量抽出処理を超音波診断装置１で行う必要はない。既知検体情報記憶部８１が記憶する既知検体の情報は、組織性状に関する信頼度の高い情報であることが望ましい。増幅率情報記憶部８２は、図２および図３に示す増幅率と受信深度との関係を記憶している。窓関数記憶部８３は、Ｈａｍｍｉｎｇ，Ｈａｎｎｉｎｇ，Ｂｌａｃｋｍａｎなどの窓関数のうち少なくともいずれか一つの窓関数を記憶している。補正情報記憶部８４は、式（２）～（４）の変換に関する情報を記憶している。

【００５０】

記憶部８は、本実施の形態１に係る超音波診断装置の作動プログラムや所定のＯＳを起動するプログラム等が予め記憶されたＲＯＭ、および各処理の演算パラメータやデータ等を記憶するＲＡＭ等を用いて実現される。

【００５１】

以上の機能構成を有する超音波診断装置１の超音波探触子２以外の構成要素は、演算および制御機能を有するＣＰＵを備えたコンピュータを用いて実現される。超音波診断装置１が備えるＣＰＵは、記憶部８が記憶、格納する情報および上述した超音波診断装置の作動プログラムを含む各種プログラムを記憶部８から読み出すことにより、本実施の形態１に係る超音波診断装置の作動方法に関連した演算処理を実行する。

【００５２】

なお、本実施の形態１に係る超音波診断装置の作動プログラムは、ハードディスク、フラッシュメモリ、ＣＤ－ＲＯＭ、ＤＶＤ－ＲＯＭ、フレキシブルディスク等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して広く流通させることも可能である。

【００５３】

図４は、以上の構成を有する超音波診断装置１の処理の概要を示すフローチャートである。図４において、超音波診断装置１は、まず超音波探触子２によって新規の検体の測定を行う（ステップＳ１）。

【００５４】

続いて、超音波探触子２からエコー信号を受信した信号増幅部３１は、そのエコー信号に対し、Ｂモード画像用と演算用とを区別して増幅を行う（ステップＳ２）。信号増幅部３１は、図２および図３に示す増幅率と受信深度との関係に基づいて増幅を行う。また、Ｂモード画像用と演算用を行うタイミングは、フレーム単位で切換えてもよいし、ライン単位で切換えてもよい。

【００５５】

この後、Ｂモード画像データ生成部５１は、送受信部３から出力されたＢモード画像用エコー信号を用いてＢモード画像データを生成する（ステップＳ３）。

【００５６】

続いて、制御部９は、Ｂモード画像データ生成部５１が生成したＢモード画像データに対応するＢモード画像を表示部７に表示させる制御を行う（ステップＳ４）。図５は、表示部７におけるＢモード画像の表示例を示す図である。同図に示すＢモード画像１００は、色空間としてＲＧＢ表色系を採用した場合の変数であるＲ（赤）、Ｇ（緑）、Ｂ（青）の値を一致させたグレースケール画像である。

【００５７】

その後、入力部６を介して関心領域の設定がなされた場合（ステップＳ５：Ｙｅｓ）、周波数解析部４１は、ＦＦＴ演算による周波数解析を行うことによって周波数スペクトルを算出する（ステップＳ６）。このステップＳ６では、画像の全領域を関心領域として設定することも可能である。一方、関心領域の設定がなされていない場合（ステップＳ５：Ｎｏ）において、処理を終了する指示が入力部６によって入力されたとき（ステップＳ７：Ｙｅｓ）、超音波診断装置１は処理を終了する。これに対し、関心領域の設定がなされていない場合（ステップＳ５：Ｎｏ）において、処理を終了する指示が入力部６によって入力されないとき（ステップＳ７：Ｎｏ）、超音波診断装置１はステップＳ５へ戻る。

【００５８】

ここで、周波数解析部４１が行う処理（ステップＳ６）について、図６に示すフローチャートを参照して詳細に説明する。まず、周波数解析部４１は、最初に解析対象とする音線の音線番号Ｌを初期値$Ｌ_0$とする（ステップＳ２１）。初期値$Ｌ_0$は、例えば送受信部３が最初に受信する音線に対して付与してもよいし、入力部６によって設定される関心領域の左右の一方の境界位置に対応する音線に対して付与してもよい。

【００５９】

続いて、周波数解析部４１は、一つの音線上に設定した複数のデータ位置全ての周波数スペクトルを算出する。まず、周波数解析部４１は、ＦＦＴ演算用に取得する一連のデータ群（ＦＦＴデータ群）を代表するデータ位置Ｚ（受信深度に相当）の初期値$Ｚ_0$を設定する（ステップＳ２２）。図７は、一つの音線のデータ配列を模式的に示す図である。同図に示す音線ＬＤにおいて、白または黒の長方形は、一つのデータを意味している。音線ＬＤは、送受信部３が行うＡ／Ｄ変換におけるサンプリング周波数（例えば５０ＭＨｚ）に対応した時間間隔で離散化されている。図７では、音線ＬＤの１番目のデータをデータ位置Ｚの初期値$Ｚ_0$として設定した場合を示している。なお、図７はあくまでも一例に過ぎず、初期値$Ｚ_0$の位置は任意に設定することができる。例えば、関心領域の上端位置に対応するデータ位置Ｚを初期値$Ｚ_0$として設定してもよい。

【００６０】

その後、周波数解析部４１は、データ位置ＺのＦＦＴデータ群を取得し（ステップＳ２３）、取得したＦＦＴデータ群に対し、窓関数記憶部８３が記憶する窓関数を作用させる（ステップＳ２４）。このようにＦＦＴデータ群に対して窓関数を作用させることにより、ＦＦＴデータ群が境界で不連続になることを回避し、アーチファクトが発生するのを防止することができる。

【００６１】

続いて、周波数解析部４１は、データ位置ＺのＦＦＴデータ群が正常なデータ群であるか否かを判定する（ステップＳ２５）。ここで、ＦＦＴデータ群は、２のべき乗のデータ数を有している必要がある。以下、ＦＦＴデータ群のデータ数を$２^{ｎ}$（ｎは正の整数）とする。ＦＦＴデータ群が正常であるとは、データ位置ＺがＦＦＴデータ群で前から$２^{ｎ-1}$番目の位置であること意味する。換言すると、ＦＦＴデータ群が正常であるとは、データ位置Ｚの前方に$２^{ｎ-1}-１$（＝Ｎとする）個のデータがあり、データ位置Ｚの後方に$２^{ｎ-1}$（＝Ｍとする）個のデータがあることを意味する。図７に示す場合、ＦＦＴデータ群$Ｆ_2$、$Ｆ_3$、$Ｆ_{K-1}$は正常である一方、ＦＦＴデータ群$Ｆ_1$、$Ｆ_K$は異常である。ただし、図７ではｎ＝４（Ｎ＝７，Ｍ＝８）としている。

【００６２】

ステップＳ２５における判定の結果、データ位置ＺのＦＦＴデータ群が正常である場合（ステップＳ２５：Ｙｅｓ）、周波数解析部４１は、後述するステップＳ２７へ移行する。

【００６３】

ステップＳ２５における判定の結果、データ位置ＺのＦＦＴデータ群が正常でない場合（ステップＳ２５：Ｎｏ）、周波数解析部４１は、不足分だけゼロデータを挿入することによって正常なＦＦＴデータ群を生成する（ステップＳ２６）。ステップＳ２５において正常でないと判定されたＦＦＴデータ群は、ゼロデータを追加する前に窓関数が作用され

ている。このため、ＦＦＴデータ群にゼロデータを挿入してもデータの不連続は生じない。ステップＳ２６の後、周波数解析部４１は、後述するステップＳ２７へ移行する。

【００６４】

ステップＳ２７において、周波数解析部４１は、ＦＦＴデータ群を用いてＦＦＴ演算を行うことにより、周波数スペクトルを得る（ステップＳ２７）。図８および図９は、周波数解析部４１が算出した周波数スペクトルの例を示す図である。図８および図９では、横軸ｆが周波数であり、縦軸Ｉが強度である。図８および図９にそれぞれ示す周波数スペクトル曲線$Ｃ_{1}$および$Ｃ_{2}$において、周波数スペクトルの下限周波数$ｆ_{ＬＯＷ}$および上限周波数$ｆ_{ＨＩＧＨ}$は、超音波探触子２の周波数帯域、送受信部３が送信するパルス信号の周波数帯域などをもとに決定されるパラメータであり、例えば$ｆ_{ＬＯＷ}$＝３ＭＨｚ、$ｆ_{ＨＩＧＨ}$＝１０ＭＨｚである。なお、図８に示す直線$Ｌ_{1}$および図９に示す直線$Ｌ_{2}$については、後述する特徴量抽出処理で説明する。本実施の形態１において、曲線および直線は、離散的な点の集合からなる。この点については、後述する実施の形態においても同様である。

【００６５】

続いて、周波数解析部４１は、データ位置Ｚに所定のデータステップ幅Ｄを加算して次の解析対象のＦＦＴデータ群のデータ位置Ｚを算出する（ステップＳ２８）。ここでのデータステップ幅Ｄは、Ｂモード画像データ生成部５１がＢモード画像データを生成する際に利用するデータステップ幅と一致させることが望ましいが、周波数解析部４１における演算量を削減したい場合には、Ｂモード画像データ生成部５１が利用するデータステップ幅より大きい値を設定してもよい。図７では、Ｄ＝１５の場合を示している。

【００６６】

その後、周波数解析部４１は、データ位置Ｚが最終データ位置$Ｚ_{ｍａｘ}$より大きいか否かを判定する（ステップＳ２９）。ここで、最終データ位置$Ｚ_{ｍａｘ}$は、音線ＬＤのデータ長としてもよいし、関心領域の下端に対応するデータ位置としてもよい。判定の結果、データ位置Ｚが最終データ位置$Ｚ_{ｍａｘ}$より大きい場合（ステップＳ２９：Ｙｅｓ）、周波数解析部４１は、音線番号Ｌを１だけ増加する（ステップＳ３０）。一方、データ位置Ｚが最終データ位置$Ｚ_{ｍａｘ}$以下である場合（ステップＳ２９：Ｎｏ）、周波数解析部４１はステップＳ２３へ戻る。このようにして、周波数解析部４１は、一つの音線ＬＤに対して、［｛（$Ｚ_{ｍａｘ}$－$Ｚ_{0}$）／Ｄ｝＋１］（＝Ｋ）個のＦＦＴデータ群に対するＦＦＴ演算を行う。ここで、［Ｘ］は、Ｘを超えない最大の整数を表す。

【００６７】

ステップＳ３０で増加した後の音線番号Ｌが最終音線番号$Ｌ_{ｍａｘ}$より大きい場合（ステップＳ３１：Ｙｅｓ）、周波数解析部４１は図４に示すメインルーチンへ戻る。一方、ステップＳ３０で増加した後の音線番号Ｌが最終音線番号$Ｌ_{ｍａｘ}$以下である場合（ステップＳ３１：Ｎｏ）、周波数解析部４１はステップＳ２２へ戻る。

【００６８】

このようにして、周波数解析部４１は、（$Ｌ_{ｍａｘ}$－$Ｌ_{0}$＋１）本の音線の各々についてＫ回のＦＦＴ演算を行う。なお、最終音線番号$Ｌ_{ｍａｘ}$は、例えば送受信部３が受信する最終の音線に付与してもよいし、関心領域の左右のいずれか一方の境界に対応する音線に付与してもよい。以下、周波数解析部４１が全ての音線に対して行うＦＦＴ演算の総数（$Ｌ_{ｍａｘ}$－$Ｌ_{0}$＋１）×ＫをＰとおく。

【００６９】

以上説明したステップＳ６の周波数解析処理に続いて、近似部４２１は、近似処理として周波数解析部４１が算出したＰ個の周波数スペクトルを回帰分析することにより、補正前特徴量を抽出する（ステップＳ８）。具体的には、近似部４２１は、周波数帯域$ｆ_{ＬＯＷ}$＜ｆ＜$ｆ_{ＨＩＧＨ}$の周波数スペクトルを近似する一次式を回帰分析によって算出することにより、この一次式を特徴づける傾き$ａ_{0}$，切片$ｂ_{0}$，強度$ｃ_{0}$を補正前特徴量として抽出する。図８に示す直線$Ｌ_{1}$および図９に示す直線$Ｌ_{2}$は、このステップＳ８において、周波数スペクトル曲線$Ｃ_{1}$および$Ｃ_{2}$に対して回帰分析をそれぞれ行うことによって得

られる回帰直線である。

【００７０】

この後、減衰補正部４２２は、近似部４２１が抽出した補正前特徴量に対して減衰補正処理を行う（ステップＳ９）。例えば、データのサンプリング周波数が５０ＭＨｚである場合、データのサンプリングの時間間隔は２０（ｎｓｅｃ）である。ここで、音速を１５３０（ｍ／ｓｅｃ）とすると、データのサンプリング距離間隔は、１５３０（ｍ／ｓｅｃ）×２０（ｎｓｅｃ）／２＝０．０１５３（ｍｍ）となる。処理対象のＦＦＴデータ群のデータ位置までの音線ＬＤの１番目のデータからのデータステップ数がｋであるとすると、そのデータ位置Ｚは０．０１５３ｋ（ｍｍ）となる。減衰補正部４２２は、このようにして求まるデータ位置Ｚの値を上述した式（２）～（４）の受信深度ｚへ代入することにより、周波数スペクトルの特徴量である傾きａ，切片ｂ，強度ｃを算出する。図１０は、図８に示す直線$Ｌ_{1}$に関連する特徴量に対して減衰補正を行った後の特徴量から定まる直線を示す図である。図１０に示す直線$Ｌ_{1}$’を表す式は、

$$Ｉ＝ａｆ＋ｂ＝（ａ_{0}＋２αＺ）ｆ＋ｂ_{0}　　・・・（５）$$

である。この式（５）からも明らかなように、直線$Ｌ_{1}$’は、直線$Ｌ_{1}$と比較して、傾きが大きく、かつ切片の値が同じである。

【００７１】

この後、組織性状判定部４３は、特徴量抽出部４２によって抽出された特徴量と既知検体情報記憶部８１が記憶する既知検体情報に基づいて、検体の関心領域における組織性状を判定する（ステップＳ１０）。

【００７２】

ここで、組織性状判定部４３が行う処理（ステップＳ１０）について、図１１に示すフローチャートを参照して詳細に説明する。まず、組織性状判定部４３は、組織性状を判定する際に使用する特徴量空間を設定する（ステップＳ４１）。本実施の形態１において、三つの特徴量である傾きａ，切片ｂ，強度ｃのうち、独立なパラメータは二つである。したがって、三つの特徴量のうち任意の二つの特徴量を成分とする二次元空間を特徴量空間として設定することができる。また、三つの特徴量のうち任意の一つの特徴量を成分とする一次元空間を特徴量空間として設定することもできる。このステップＳ４１では、設定すべき特徴量空間が予め定められているものとしているが、操作者が入力部６によって所望の特徴量空間を選択するようにしてもよい。

【００７３】

図１２は、組織性状判定部４３が設定する特徴量空間の一例を示す図である。図１２に示す特徴量空間は、横軸が切片ｂ、縦軸が強度ｃである。図１２に示す点Ｓｐは、判定対象の検体に対して算出した切片ｂおよび強度ｃを特徴量空間の座標として有する点（以下、この点を「検体点」という）を示している。また、図１２に示す領域$Ｇ_{μ}$，$Ｇ_{ν}$，$Ｇ_{ρ}$は、既知検体情報記憶部８１が記憶する既知検体の組織性状が、それぞれμ，ν，ρであるグループを示している。図１２に示す場合、三つのグループ$Ｇ_{μ}$，$Ｇ_{ν}$，$Ｇ_{ρ}$は、特徴量空間上において、互いに他のグループと交わりを有しない領域に存在している。

【００７４】

本実施の形態１では、既知検体の特徴量を求める際にも、周波数解析によって得られた周波数スペクトルの補正前特徴量を減衰補正することによって得られる特徴量を指標として組織性状の分類、判定を行うため、互いに異なる組織性状を峻別することができる。特に、本実施の形態１では、減衰補正を行った特徴量を用いているため、減衰補正を行わずに抽出した特徴量を用いる場合と比較して、特徴量空間における各組織性状の領域をより明確に分離した状態で得ることができる。

【００７５】

ステップＳ４１の後、組織性状判定部４３は、検体点Ｓｐと、グループ$Ｇ_{μ}$，$Ｇ_{ν}$，$Ｇ_{ρ}$にそれぞれ含まれるＦＦＴデータ群の周波数スペクトルの切片ｂおよび強度ｃの各平均を特徴量空間の座標として有する点$μ_{0}$，$ν_{0}$，$ρ_{0}$（以下、これらの点を「既知検体平均点」という）との間の特徴量空間上の距離$ｄ_{μ}$，$ｄ_{ν}$，$ｄ_{ρ}$をそれぞれ算出する（ステ

ップＳ４２）。ここで、特徴量空間におけるｂ軸成分とｃ軸成分のスケールが大きく異なる場合には、各距離の寄与を略均等にするための重み付けを適宜行うことが望ましい。

【００７６】

続いて、組織性状判定部４３は、ステップＳ４２で算出した距離に基づいて、検体点Ｓｐを含む全ての検体点の組織性状を判定する（ステップＳ４３）。例えば、図１２に示す場合には、距離d_{μ}が最小なので、組織性状判定部４３は、検体の組織性状がμであると判定する。なお、検体点Ｓｐが既知検体平均点μ_0，ν_0，ρ_0と極端に離れている場合には、たとえ距離d_{μ}，d_{ν}，d_{ρ}の最小値が求まったとしても組織性状の判定結果の信頼度は低い。そこで、d_{μ}，d_{ν}，d_{ρ}が所定の閾値より大きい場合、組織性状判定部４３はエラー信号を出力するようにしてもよい。また、d_{μ}，d_{ν}，d_{ρ}のうち最小値が二つ以上生じた場合、組織性状判定部４３は、最小値に対応するすべての組織性状を候補として選択してもよいし、所定の規則にしたがっていずれか一つの組織性状を選択してもよい。後者の場合、例えば癌などの悪性の高い組織性状の優先順位を高く設定する方法を挙げることができる。また、d_{μ}，d_{ν}，d_{ρ}のうち最小値が二つ以上生じた場合、組織性状判定部４３はエラー信号を出力してもよい。

【００７７】

この後、組織性状判定部４３は、ステップＳ４２における距離算出結果、およびステップＳ４３における判定結果を出力する（ステップＳ４４）。これにより、ステップＳ１０の組織性状判定処理が終了する。

【００７８】

以上説明したステップＳ１０の後、判定結果表示画像データ生成部５２は、Ｂモード画像データ生成部５１が生成したＢモード画像データ、特徴量抽出部４２が算出した特徴量、および組織性状判定部４３が判定した判定結果を用いることにより、判定結果表示画像データを生成する（ステップＳ１１）。

【００７９】

続いて、表示部７は、判定結果表示画像データ生成部５２が生成した判定結果表示画像を表示する（ステップＳ１２）。図１３は、表示部７が表示する判定結果表示画像の表示例を示す図である。同図に示す判定結果表示画像２００は、組織性状の判定結果を含む各種関連情報を表示する情報表示部２０１と、Ｂモード画像に基づいて組織性状を強調する組織性状強調画像を表示する画像表示部２０２とを有する。

【００８０】

情報表示部２０１には、例えば検体の識別情報（ＩＤ番号、名前、性別等）、組織性状判定部４３が算出した組織性状判定結果、組織性状判定を行う際の特徴量に関する情報、ゲインやコントラスト等の超音波画質情報が表示される。ここで、特徴量に関する情報として、関心領域の内部に位置するＱ組のＦＦＴデータ群の周波数スペクトルの特徴量の平均、標準偏差を利用した表示を行うことが可能である。具体的には、情報表示部２０１では、例えば傾き＝１．５±０．３（ｄＢ／ＭＨｚ）、切片＝－６０±２（ｄＢ）、強度＝－５０±１．５（ｄＢ）、と表示することができる。

【００８１】

画像表示部２０２に表示されている組織性状強調画像３００は、図５に示すＢモード画像１００に対して、切片ｂをＲ（赤），Ｇ（緑），Ｂ（青）に対して均等に割り当てたグレースケール画像である。

【００８２】

以上の構成を有する判定結果表示画像２００を表示部７が表示することにより、操作者はより正確に関心領域の組織性状を把握することが可能となる。なお、判定結果表示画像は上述した構成に限られるわけではない。たとえば、判定結果表示画像として、組織性状強調画像とＢモード画像とを並べて表示するようにしてもよい。これにより、両画像の違いを一つの画面上で認識することができる。

【００８３】

図１４は、超音波診断装置１が行う減衰補正処理の効果を説明する図である。図１４に

示す画像４００は、減衰補正を行わなかった場合の組織性状強調画像である。組織性状強調画像４００は、受信深度が大きい領域（図の下方領域）で減衰の影響により信号強度が下がり、画像が暗くなっている。これに対し、減衰補正を行った組織性状強調画像３００では、画面全体にわたって均一な明るさの画像が得られていることがわかる。

【００８４】

以上説明した本発明の実施の形態１によれば、受信した超音波の周波数を解析することによって得た周波数スペクトルに対して近似処理を行った後、超音波の受信深度および周波数に依存する超音波の減衰の寄与を削減する減衰補正処理を行うことによって検体の特徴量を抽出し、この抽出した検体の特徴量および複数の既知検体の特徴量を用いることによってその検体の所定領域の組織性状を判定するため、生体組織の歪量や弾性率を用いることなく、組織の違いを明確に峻別することができる。したがって、組織性状を精度よく鑑別することを可能にするとともに、測定結果の信頼性を向上させることができる。

【００８５】

また、本実施の形態１によれば、抽出した特徴量に対して減衰補正を施しているため、超音波の伝播に伴う減衰の影響を取り除くことができ、一段と高精度な組織性状判定を行うことができる。

【００８６】

なお、本実施の形態１において、上述した組織性状強調画像３００はあくまでも一例に過ぎない。他にも、例えば視覚情報としてのＲ（赤）、Ｇ（緑）、Ｂ（青）を三つの特徴量である傾きａ，切片ｂ，強度ｃにそれぞれ割り当てることにより、組織性状強調画像をカラー画像によって表示することも可能である。この場合、組織性状強調画像では、組織性状に応じた色が表示されるため、操作者は画像の色分布をもとに関心領域の組織性状を把握することができる。以下、カラー画像を用いた場合の具体例を説明する。

【００８７】

図１５は、カラー画像を用いた場合の組織性状強調画像の表示例（第１例）を示す図である。図１６は、図１５に示す画像を白黒で模式的に示す図である。これらの図に示す組織性状強調画像５００は、特定の領域５０１のみがカラー画像で表示されており、それ以外の領域はＢモード画像のままで表示されている。特定の領域５０１は、大別して緑色系領域５０１ｇおよび赤色系領域５０１ｒからなり、２つの領域の境界部は黄色系の色で表示されている（図１６では図示せず）。図１５に示すように、各領域は単一の色によって構成されるわけではない。例えば、緑色系領域５０１ｇは、緑色に近い色からなる画素が集まっている領域である。同様に、赤色系領域５０１ｒは、赤色に近い色からなる画素が集まっている領域である。

【００８８】

判定結果表示画像データ生成部５２は、特徴量空間上において所定のグループに入る検体点に対応するＢモード画像の画素値を特徴量に応じて色付けされた画素値へ置換することによって領域５０１をカラー画像で表示した組織性状強調画像５００を生成する。このような組織性状強調画像５００によれば、所定の組織性状を有する部分をカラー画像で強調表示することができるため、診断者は特定の組織の存在領域を容易に把握して検出率を向上させることができる。

【００８９】

図１７は、カラー画像を用いた場合の組織性状強調画像の表示例（第２例）を示す図である。図１８は、図１７に示す画像を白黒で模式的に示す図である。これらの図に示す組織性状強調画像６００は、図１５、図１６に示す組織性状強調画像５００と同じＢモード画像を用いて生成された画像であるが、領域５０１に対応する領域６０１がＢモード画像のまま表示される一方、それ以外の領域６０２がカラー画像で表示されている。より具体的には、領域６０２は、大別して緑色系領域６０２ｇおよび赤色系領域６０２ｒからなり、２つの領域の境界部は黄色系の色で表示されている（図１８では図示せず）。図１８においても、図１６と同様に、緑色系領域６０２ｇは、緑色に近い色からなる画素が集まっている領域であり、赤色系領域６０２ｒは、赤色に近い色からなる画素が集まっている領

域である。

【００９０】

判定結果表示画像データ生成部５２は、特徴量空間上において所定のグループ以外に属さない検体点に対応するＢモード画像の画素値を特徴量に応じて色付けされた画素値に置換することにより、領域６０１以外の領域をカラー画像で表示した組織性状強調画像６００を生成する。このような組織性状強調画像６００によれば、所定の組織性状を有する部分をＢモード画像で表示するとともにそれ以外の領域をカラー画像で表示するため、診断者は特定の組織の存在領域を容易に把握して検出率を向上させることができるとともに、その組織の内部構造をＢモード画像に基づいて正確に把握することができる。

【００９１】

図１９は、カラー画像を用いた場合の組織性状強調画像の表示例（第３例）を示す図である。図２０は、図１９に示す画像を白黒で模式的に示す図である。これらの図に示す組織性状強調画像７００は、図１５、図１６に示す組織性状強調画像５００と同じＢモードを用いて生成された画像であるが、領域５０１に対応する領域７０１はカラー表示されているだけでなく、内部の構造も分かるような表示になっている。判定結果表示画像データ生成部５２は、特徴量空間上において所定のグループに入る検体点に対応する画素に対し、Ｂモード画像の画素値と、組織性状に応じて定まるカラー画像の画素値とを重み付けして平均した値を新たな画素値とする処理を行うことにより、Ｂモード画像とカラー画像を重畳して表示する領域７０１を有する組織性状強調画像７００を生成する。このような組織性状強調画像７００によれば、所定の組織性状を有する領域７０１のみがカラー画像で表示されるため、診断者は特定の組織の存在領域を容易に把握して検出率を向上させることができるとともに、その組織の内部構造をＢモード画像の情報から正確に把握することができる。

【００９２】

なお、色空間をＲＧＢ表色系で構成する代わりに、シアン、マゼンダ、イエローのような補色系の変数によって構成し、各変数に対して特徴量を割り当ててもよい。

【００９３】

（実施の形態２）

本発明の実施の形態２は、特徴量抽出部が行う特徴量抽出処理が、実施の形態１と異なる。本実施の形態２に係る超音波診断装置の構成は、実施の形態１で説明した超音波診断装置１の構成と同様である。そこで、以下の説明において、超音波診断装置１の構成要素と対応する構成要素には同一の符号を付すものとする。

【００９４】

本実施の形態２における特徴量抽出処理においては、まず減衰補正部４２２が、周波数解析部４１によって算出された周波数スペクトルに対して減衰補正処理を行う。その後、近似部４２１は、減衰補正部４２２によって減衰補正された周波数スペクトルに対して近似処理を行うことにより、周波数スペクトルの特徴量を抽出する。

【００９５】

図２１は、本実施の形態２に係る超音波診断装置の処理の概要を示すフローチャートである。図２１において、ステップＳ５１～Ｓ５７の処理は、図４のステップＳ１～Ｓ７の処理に順次対応している。

【００９６】

ステップＳ５８において、減衰補正部４２２は、周波数解析部４１がＦＦＴ演算によって算出した全ての周波数スペクトルに対して減衰補正を行う（ステップＳ５８）。図２２は、このステップＳ５８の処理の概要を模式的に示す図である。図２２に示すように、減衰補正部４２２は、周波数スペクトル曲線C_3に対し、上述した式（１）の減衰量Ａを強度Ｉに加える補正を全ての周波数ｆに対して行うことにより、新たな周波数スペクトル曲線C_3'を得る。これにより、超音波の伝播に伴う減衰の寄与を削減した周波数スペクトルを得ることができる。

【００９７】

この後、近似部４２１は、減衰補正部４２２によって減衰補正された全ての周波数スペクトルを回帰分析することによって周波数スペクトルの特徴量を抽出する（ステップＳ５９）。具体的には、近似部４２１は、回帰分析によって一次式の傾きａ、切片ｂおよび中心周波数f_{MID}における強度ｃを算出する。図２２に示す直線L_3は、このステップＳ５９で周波数スペクトル曲線C_3に対して特徴量抽出処理を行うことによって得られる回帰直線（切片b_3）である。

【００９８】

ステップＳ６０～Ｓ６２の処理は、図４のステップＳ１０～Ｓ１２の処理に順次対応している。

【００９９】

以上説明した本発明の実施の形態２によれば、受信した超音波の周波数を解析することによって得た周波数スペクトルに対して超音波の受信深度および周波数に依存する超音波の減衰の寄与を削減する減衰補正処理を行った後、近似処理を行うことによって検体の特徴量を抽出し、この抽出した検体の特徴量および複数の既知検体の特徴量を用いることによってその検体の所定領域の組織性状を判定するため、生体組織の歪量や弾性率を用いることなく、組織の違いを明確に峻別することができる。したがって、組織性状を精度よく鑑別することを可能にするとともに、測定結果の信頼性を向上させることができる。

【０１００】

また、本実施の形態２によれば、周波数スペクトルに対して減衰補正を施しているため、超音波の伝播に伴う減衰の影響を取り除くことができ、一段と高精度な組織性状判定を行うことができる。

【０１０１】

（実施の形態３）

本発明の実施の形態３は、組織性状判定部における組織性状判定処理が実施の形態１と異なる。本実施の形態３に係る超音波診断装置の構成は、実施の形態１で説明した超音波診断装置１の構成と同様である。そこで、以下の説明において、超音波診断装置１の構成要素と対応する構成要素には同一の符号を付すものとする。

【０１０２】

組織性状判定部４３は、特徴量（ａ，ｂ，ｃ）を、組織性状μ，ν，ρを構成するグループG_μ，G_ν，G_ρ（図１２を参照）にそれぞれ加えて新たな母集団を構成した後、各組織性状を構成するデータの特徴量ごとの標準偏差を求める。

【０１０３】

その後、組織性状判定部４３は、既知検体のみからなる元の母集団におけるグループG_μ，G_ν，G_ρの各特徴量の標準偏差と、新規の検体をそれぞれ加えた新たな母集団におけるグループG_μ，G_ν，G_ρの各特徴量の標準偏差との差（以下、単に「標準偏差の差」という）を算出し、この標準偏差の差が最も小さい特徴量を含むグループに対応する組織性状を検体の組織性状と判定する。

【０１０４】

ここで、組織性状判定部４３は、複数の特徴量の中から予め選択された特徴量の標準偏差に対してのみ、標準偏差の差を算出するようにしてもよい。この場合の特徴量の選択は、操作者が任意に行うようにしてもよいし、超音波診断装置１が自動的に行うようにしてもよい。

【０１０５】

また、組織性状判定部４３が、グループ毎に全ての特徴量の標準偏差の差に適宜重み付けして加算した値を算出し、この値が最小となるグループに対応する組織性状を検体の組織性状と判定するようにしてもよい。この場合において、例えば特徴量が傾きａ，切片ｂ，強度ｃであるとき、組織性状判定部４３は、傾きａ，切片ｂ，強度ｃにそれぞれ対応する重みをw_a，w_b，w_cとしてw_a・（ａの標準偏差の差）＋w_b・（ｂの標準偏差の差）＋w_c・（ｃの標準偏差の差）を算出し、この算出した値をもとに検体の組織性状を判定することとなる。なお、重みw_a，w_b，w_cの値は、操作者が任意に設定するよう

にしてもよいし、超音波診断装置１が自動的に設定するようにしてもよい。

【０１０６】

また、組織性状判定部４３が、グループ毎に全ての特徴量の標準偏差の差の２乗に適宜重み付けして加算した値の平方根を算出し、この平方根が最小となるグループに対応する組織性状を検体の組織性状と判定するようにしてもよい。この場合において、例えば特徴量が傾きａ，切片ｂ，強度ｃであるとき、組織性状判定部４３は、傾きａ，切片ｂ，強度ｃにそれぞれ対応する重みをw'_a，w'_b，w'_cとして$\{w'_a\cdot(a\text{の標準偏差の差})^2+w'_b\cdot(b\text{の標準偏差の差})^2+w'_c\cdot(c\text{の標準偏差の差})^2\}^{1/2}$を算出し、この算出した値をもとに組織性状を判定することとなる。なお、この場合にも、重みw'_a，w'_b，w'_cの値は、操作者が任意に設定するようにしてもよいし、超音波診断装置１が自動的に設定するようにしてもよい。

【０１０７】

以上説明した本発明の実施の形態３によれば、上述した実施の形態１と同様、組織性状を精度よく鑑別することを可能にするとともに、測定結果の信頼性を向上させることができ、超音波の伝播に伴う減衰の影響を取り除くことによって一段と高精度な組織性状判定を行うことができる。

【０１０８】

なお、本実施の形態３では、組織性状判定部４３が、もとの母集団と新規の検体を加えた母集団との間の各特徴量の標準偏差の変化に基づいて組織性状の判定を行っていたが、これは一例に過ぎない。例えば、組織性状判定部４３は、もとの母集団と新規の検体を加えた母集団との間の各特徴量の平均の変化に基づいて組織性状の判定を行うようにしてもよい。

【０１０９】

（実施の形態４）

本発明の実施の形態４は、組織性状判定部における組織性状判定処理が実施の形態１と異なる。本実施の形態４に係る超音波診断装置の構成は、実施の形態１で説明した超音波診断装置１の構成と同様である。そこで、以下の説明において、超音波診断装置１の構成要素と対応する構成要素には同一の符号を付すものとする。

【０１１０】

組織性状判定部４３は、特徴量空間における検体点と既知検体平均点との距離を用いることにより、各組織性状に属する確率を算出する。具体的には、図１２に示す特徴量空間（ｂ，ｃ）の場合、検体点Ｓｐと既知検体平均点μ_0，ν_0，ρ_0との距離d_μ，d_ν，d_ρを用いることにより、各組織性状に属する確率を算出する。各既知検体に属する確率は、距離が小さい方が大きくなるように設定する。例えば、$\lambda=100/(\alpha^{-1}+\beta^{-1}+\gamma^{-1})$（％）として、組織性状Ａに属する確率を$\lambda/\alpha$（％）、組織性状Ｂに属する確率を$\lambda/\beta$（％）、組織性状Ｃに属する確率を$\lambda/\gamma$（％）と定義することができる。

【０１１１】

本実施の形態４では、表示部７が判定結果表示画像を表示する際、情報表示部において各組織性状に属する確率を表示する。例えば、表示部７が判定結果表示画像２００を表示する場合、情報表示部２０１において、判定結果を「組織性状がμである確率＝６０％、組織性状がνである確率＝５％、組織性状がρである確率＝３５％」と表示する。

【０１１２】

以上説明した本発明の実施の形態４によれば、上述した実施の形態１と同様、組織性状を精度よく鑑別することを可能にするとともに、測定結果の信頼性を向上させることができ超音波の伝播に伴う減衰の影響を取り除くことによって一段と高精度な組織性状判定を行うことができる。

【０１１３】

（実施の形態５）

本発明の実施の形態５は、組織性状判定部における組織性状判定処理が実施の形態１と

異なる。本実施の形態５に係る超音波診断装置の構成は、実施の形態１で説明した超音波診断装置１の構成と同様である。そこで、以下の説明において、超音波診断装置１の構成要素と対応する構成要素には同一の符号を付すものとする。

【０１１４】

図２３は、本実施の形態５において組織性状判定部４３が行う組織性状判定処理の概要を説明する図である。図２３に示す特徴量空間は、横軸が減衰補正後の切片ｂ、縦軸が減衰補正後の強度ｃである。この特徴量空間は、組織性状に応じて領域がグループ分けされている。組織性状判定部４３は、検体点の位置に応じて組織性状を判定する。図２３では、検体点Ｓｐ’がグループＧ$_{\nu}$’（組織性状がνである領域）に属している場合を示している。この場合、組織性状判定部４３は、検体の関心領域の組織性状がνであると判定する。

【０１１５】

以上説明した本発明の実施の形態５によれば、上述した実施の形態１と同様、組織性状を精度よく鑑別することを可能にするとともに、測定結果の信頼性を向上させることができ、超音波の伝播に伴う減衰の影響を取り除くことによって一段と高精度な組織性状判定を行うことができる。

【０１１６】

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態１～５によってのみ限定されるべきものではない。すなわち、本発明は、特許請求の範囲に記載した技術的思想を逸脱しない範囲内において、様々な実施の形態を含みうるものである。

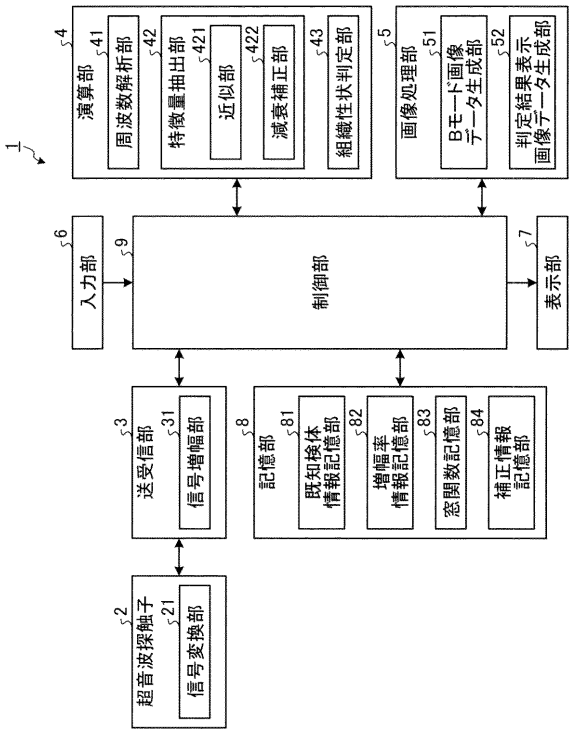
【符号の説明】

【０１１７】

１　超音波診断装置
２　超音波探触子
３　送受信部
４　演算部
５　画像処理部
６　入力部
７　表示部
８　記憶部
９　制御部
２１　信号変換部
３１　信号増幅部
４１　周波数解析部
４２　特徴量抽出部
４３　組織性状判定部
５１　Ｂモード画像データ生成部
５２　判定結果表示画像データ生成部
８１　既知検体情報記憶部
８２　増幅率情報記憶部
８３　窓関数記憶部
８４　補正情報記憶部
１００　Ｂモード画像
２００　判定結果表示画像
２０１　情報表示部
２０２　画像表示部
３００、４００、５００、６００、７００　組織性状強調画像
４２１　近似部
４２２　減衰補正部

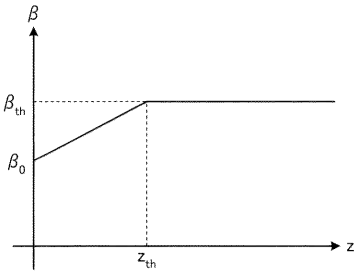
【図１】

第1図



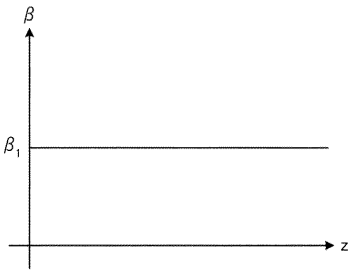
【図２】

第2図



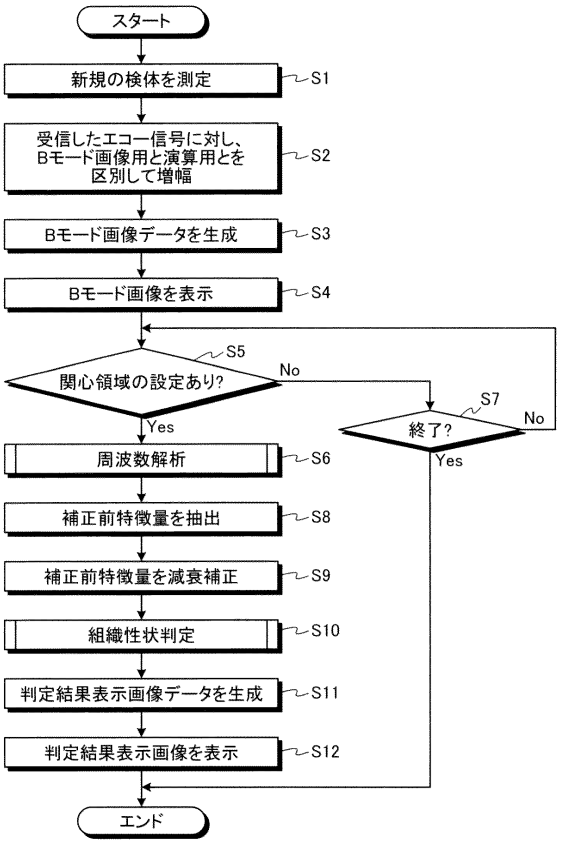
【図３】

第3図



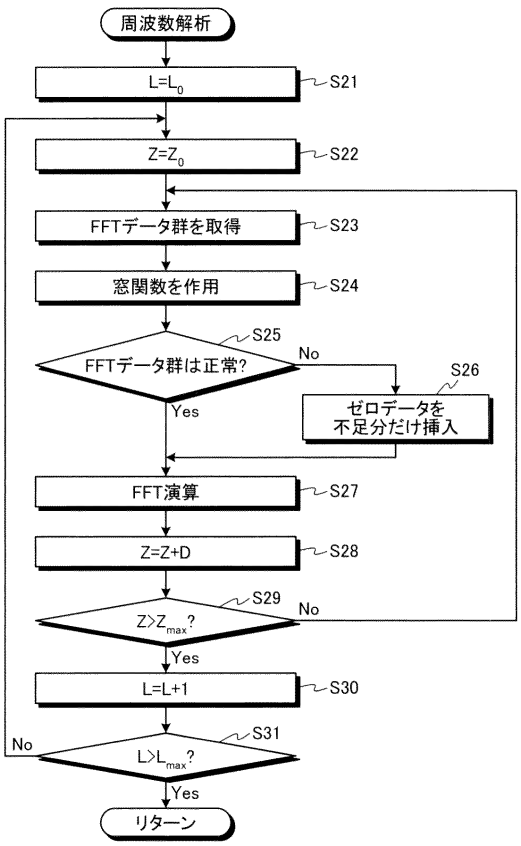
【図４】

第4図



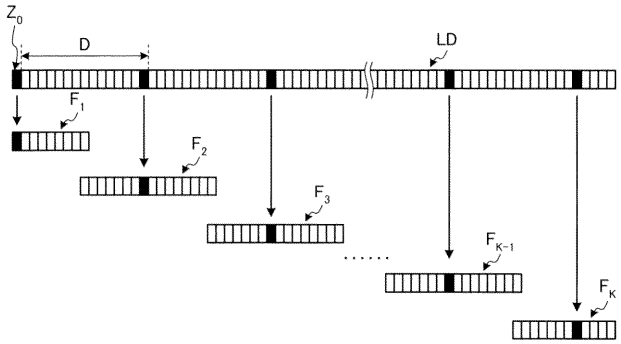
【図６】

第6図



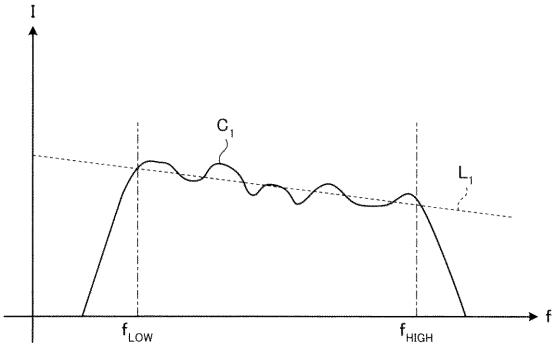
【図７】

第7図



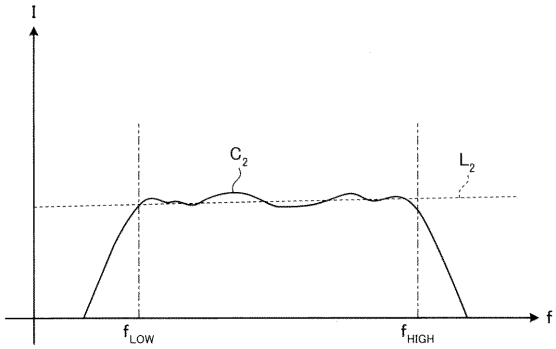
【図８】

第8図



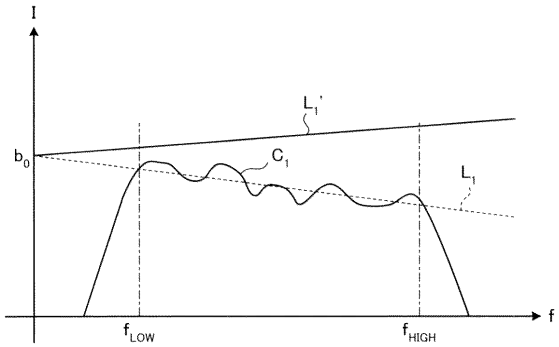
【図９】

第9図



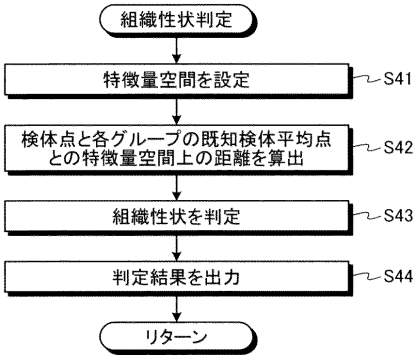
【図１０】

第10図



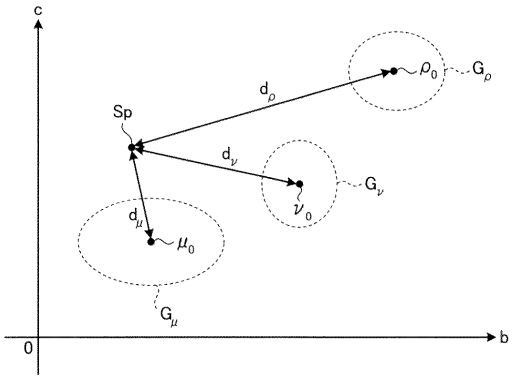
【図１１】

第11図



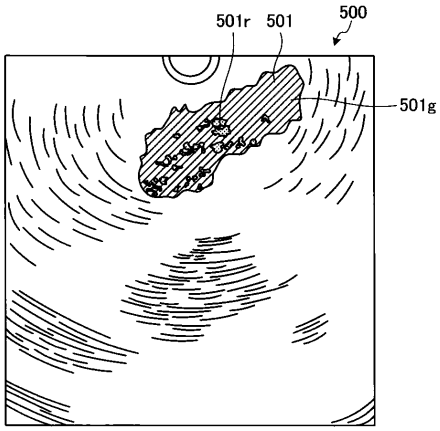
【図１２】

第12図



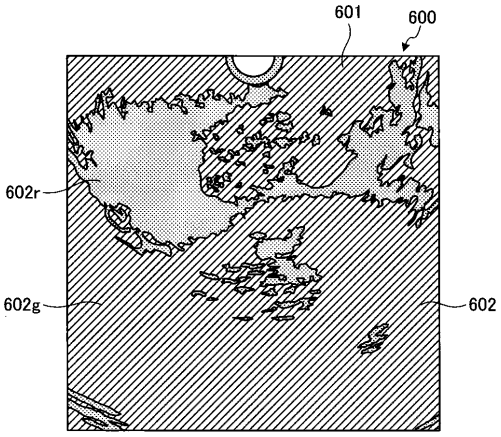
【図１６】

第16図



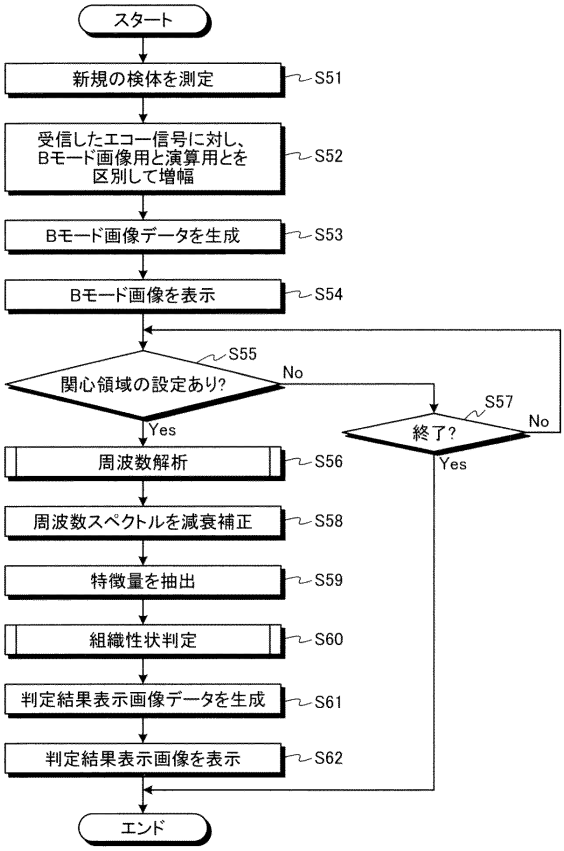
【図１８】

第18図



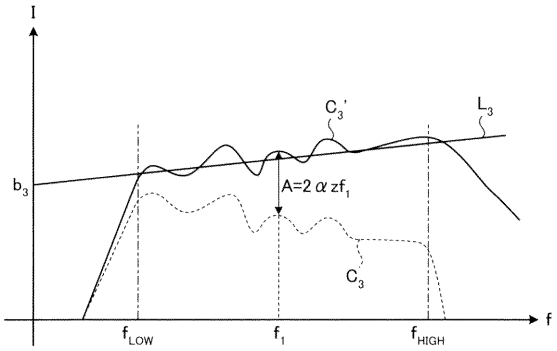
【図２１】

第21図



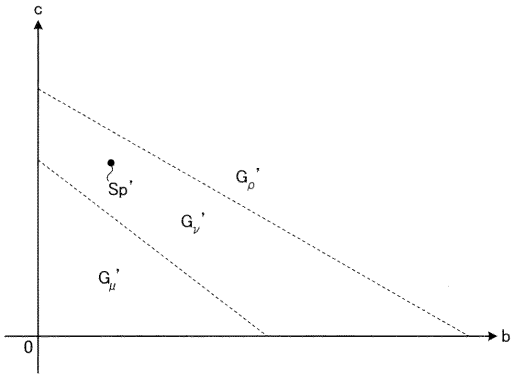
【図２２】

第22図



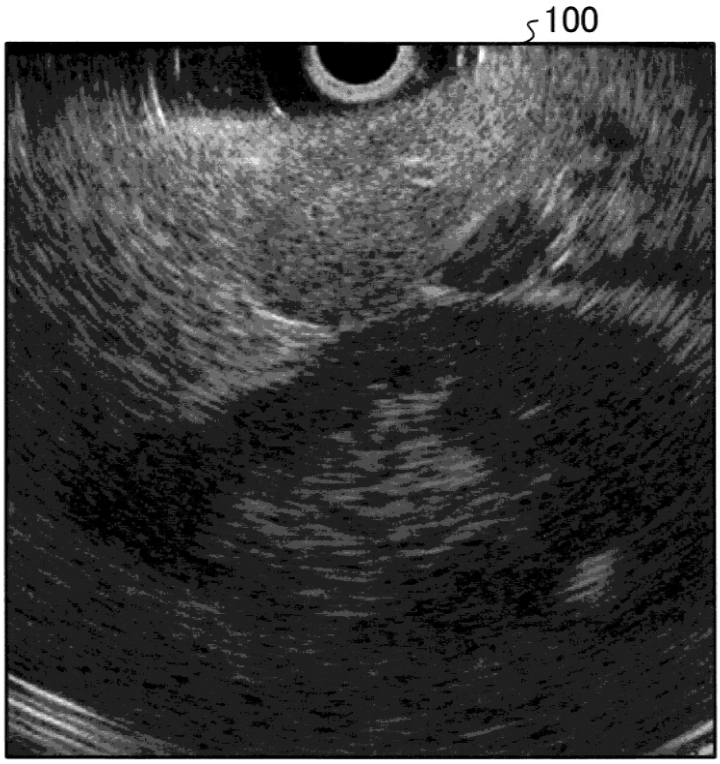
【図２３】

第23図



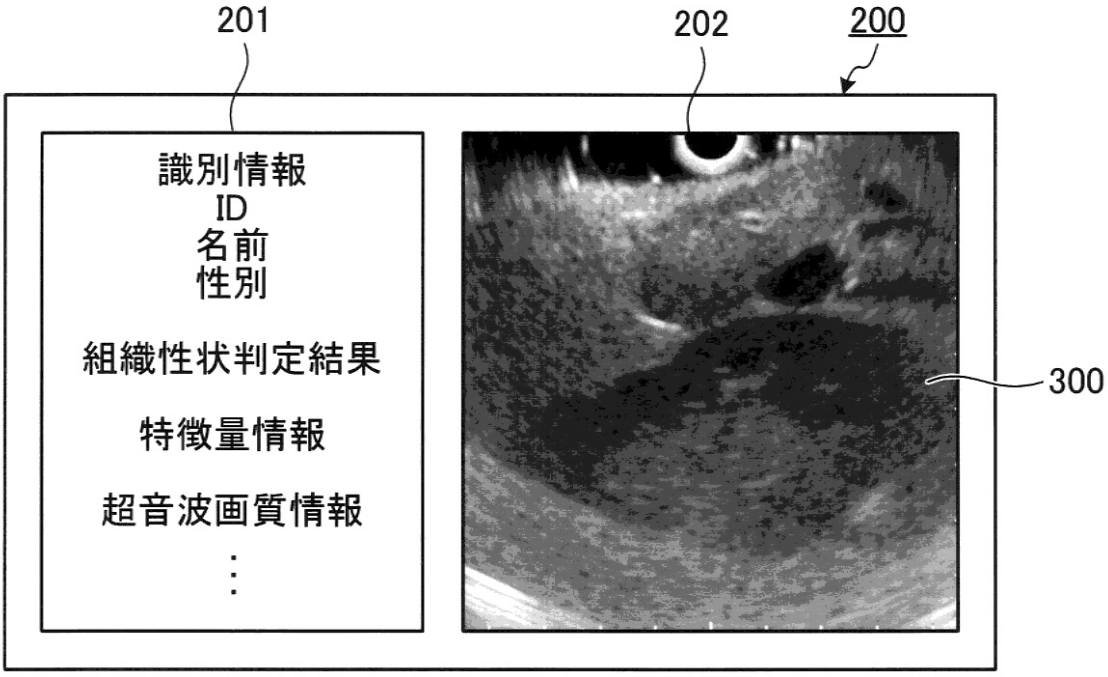
【図５】

第5図



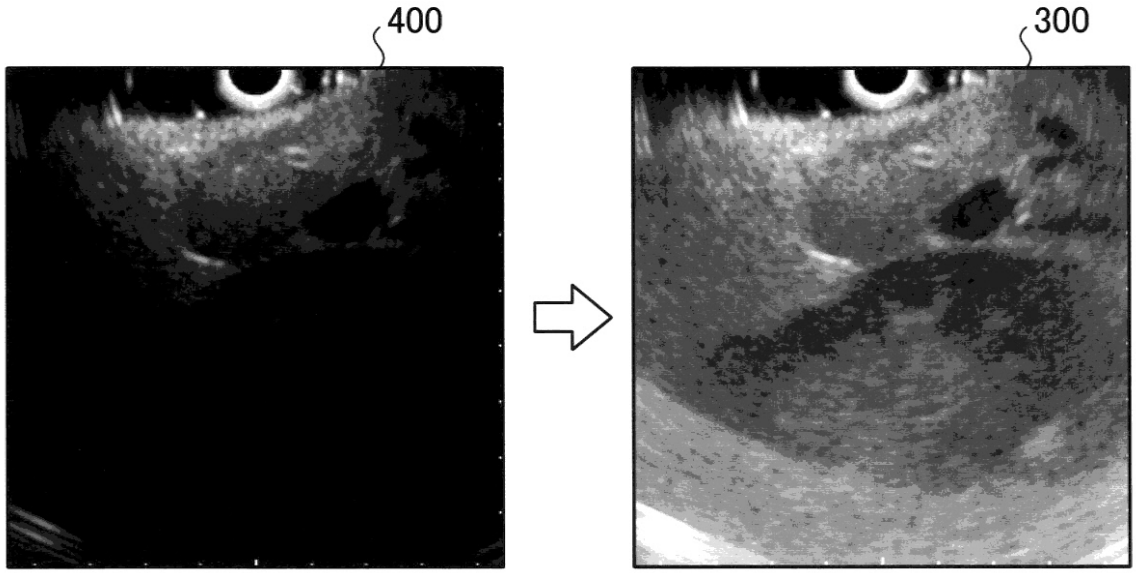
【図１３】

第13図



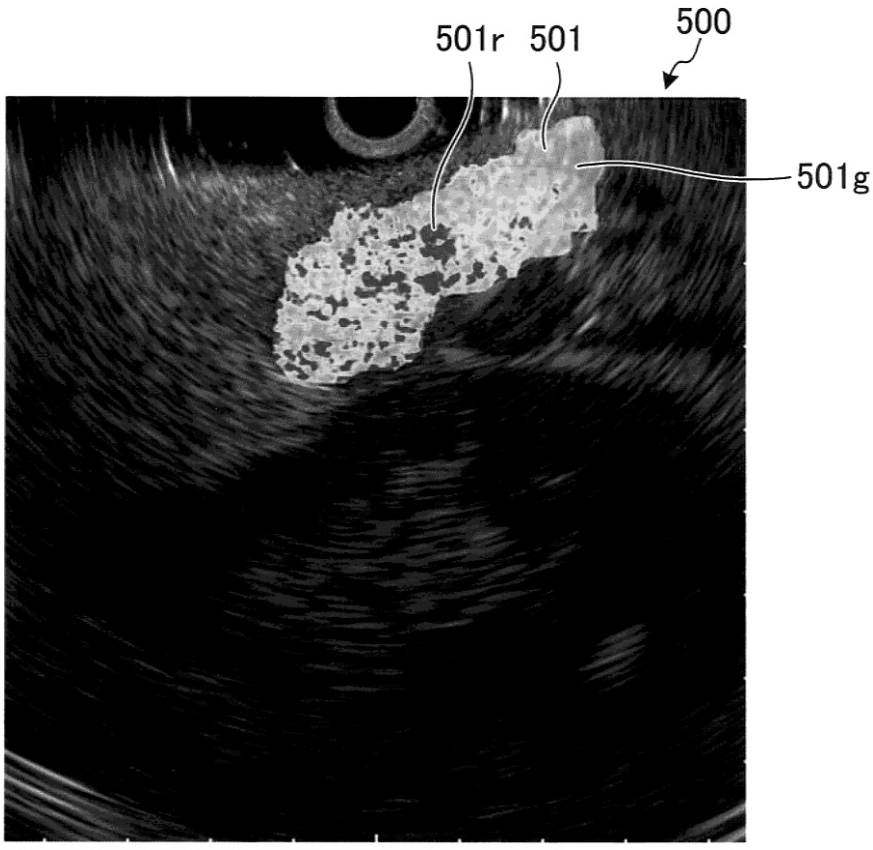
【図１４】

第14図



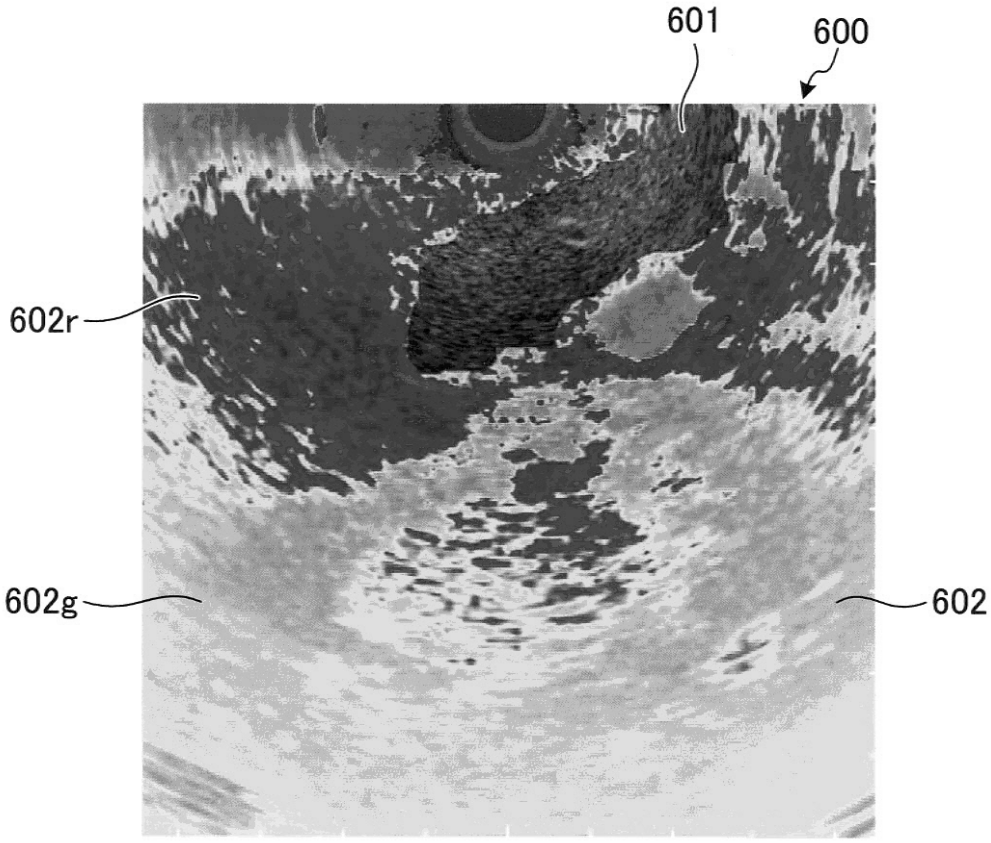
【図１５】

第15図



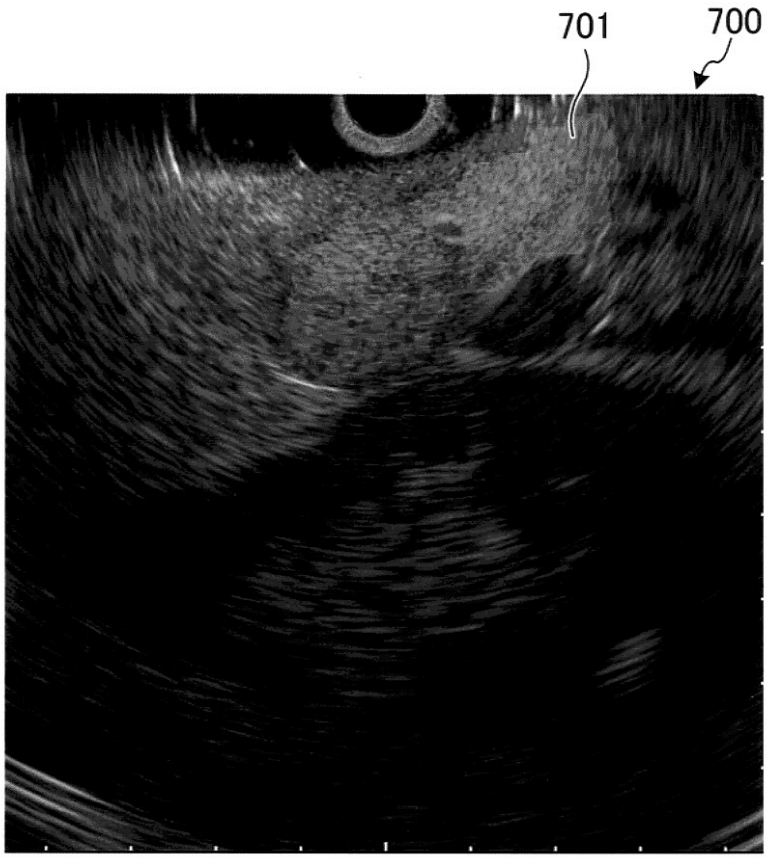
【図１７】

第17図



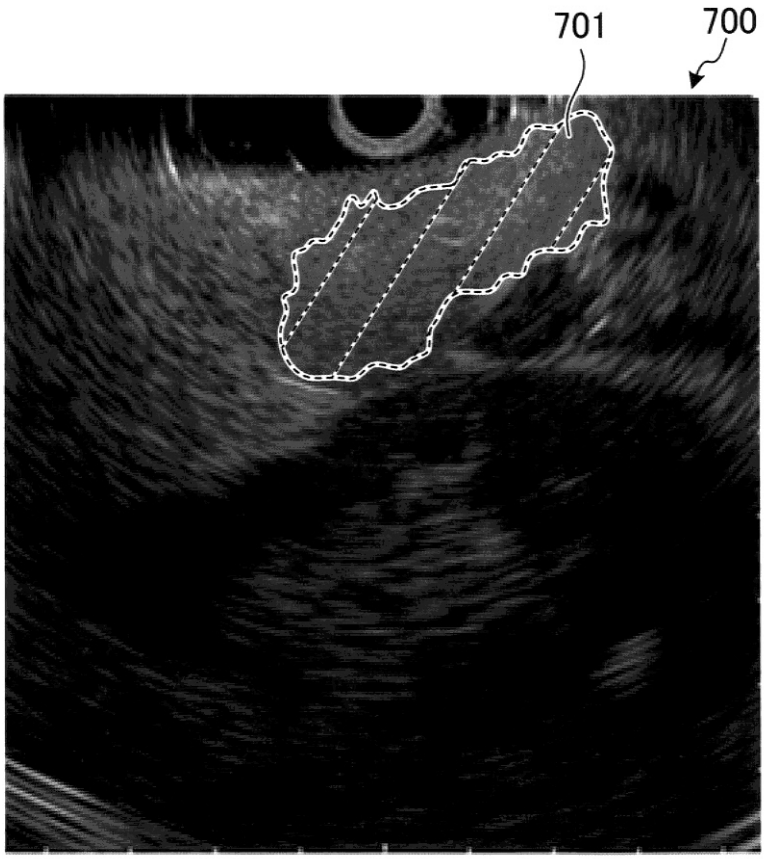
【図１９】

第19図



【図２０】

第20図



【手続補正書】
【提出日】平成24年5月11日(2012.5.11)
【手続補正１】
【補正対象書類名】特許請求の範囲
【補正対象項目名】全文
【補正方法】変更
【補正の内容】
【特許請求の範囲】
【請求項１】
検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信することにより、受信した超音波に基づく前記検体の組織性状を判定する超音波診断装置であって、
受信した超音波の周波数を解析することによって周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、
前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルに対し、超音波が伝播する際に該超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正処理と近似処理とを行うことにより、前記検体の特徴量を抽出する特徴量抽出部と、
複数の既知検体によってそれぞれ反射された超音波をもとに抽出された周波数スペクトルの特徴量を前記複数の既知検体の組織性状と関連付けて記憶する記憶部と、
前記記憶部が前記複数の既知検体の組織性状と関連付けて記憶する特徴量および前記特徴量抽出部が抽出した特徴量を用いることによって前記検体の所定領域の組織性状を判定する組織性状判定部と、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項２】
前記特徴量抽出部は、
前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルに対して前記近似処理を行うことにより、前記減衰補正処理を行う前の補正前特徴量を抽出する近似部と、
前記近似部が抽出した補正前特徴量に対して前記減衰補正処理を行うことにより、前記周波数スペクトルの特徴量を抽出する減衰補正部と、
を有することを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。
【請求項３】
前記特徴量抽出部は、
前記周波数スペクトルに対して前記減衰補正処理を行う減衰補正部と、
前記減衰補正部が補正した周波数スペクトルに対して前記近似処理を行うことにより、前記周波数スペクトルの特徴量を抽出する近似部と、
を有することを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。
【請求項４】
前記減衰補正部は、
超音波の受信深度が大きいほど大きな補正を行うことを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。
【請求項５】
前記近似部は、
回帰分析によって前記周波数スペクトルを多項式で近似することを特徴とする請求項２に記載の超音波診断装置。
【請求項６】
前記近似部は、
前記周波数スペクトルを一次式で近似し、
前記一次式の傾き、前記一次式の切片、および前記傾きと前記切片と前記周波数スペクトルの周波数帯域に含まれる特定の周波数とを用いて定まる強度、のうち少なくとも２つを含む複数の特徴量を抽出することを特徴とする請求項５に記載の超音波診断装置。
【請求項７】
前記減衰補正部は、
少なくとも前記傾きおよび前記強度に対して補正を行うことを特徴とする請求項６に記載の超音波診断装置。
【請求項８】
前記記憶部は、
前記複数の既知検体に対して組織性状ごとに分類されたグループにおける各特徴量の平均を記憶し、
前記組織性状判定部は、
前記複数の特徴量の少なくともいずれか一つを成分とする特徴量空間を設定し、前記検体の周波数スペクトルの特徴量のうち前記特徴量空間の成分をなす特徴量を前記特徴量空間の座標として有する検体点と、前記複数の既知検体の前記グループにおける各特徴量のうち前記特徴量空間の成分をなす特徴量の平均を前記特徴量空間の座標として有する既知検体平均点との前記特徴量空間上の距離に基づいて、前記検体の組織性状を判定することを特徴とする請求項６に記載の超音波診断装置。
【請求項９】
前記組織性状判定部は、
前記複数の既知検体における組織性状ごとに分類されたグループに前記検体の特徴量を加えた母集団における特徴量の標準偏差を算出し、この標準偏差と前記グループにおける特徴量の標準偏差との差が最小である特徴量を有するグループに対応した組織性状を前記検体の組織性状とすることを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。
【請求項１０】
前記検体から受信した超音波の受信信号を増幅する信号増幅部と、

前記信号増幅部が増幅した前記受信信号の振幅を輝度に変換して表示するＢモード表示画像データを生成するＢモード表示画像データ生成部と、

をさらに備え、

前記信号増幅部は、

前記Ｂモード表示画像データ生成部へ出力する信号に対して受信深度に応じて増幅率を変化させながら増幅を行う一方、前記周波数解析部へ出力する信号に対して一定の増幅率で増幅を行うことを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項１１】

前記Ｂモード表示画像データ生成部へ出力する信号に対する増幅率は、所定の受信深度まで単調増加することを特徴とする請求項１０に記載の超音波診断装置。

【請求項１２】

受信した超音波の信号の振幅を輝度に変換して表示するＢモード表示画像データを生成するＢモード表示画像データ生成部と、

前記検体の特徴量に対応する視覚情報を生成し、この生成した視覚情報、前記Ｂモード表示画像データ生成部が生成したＢモード表示画像データ、および前記組織性状判定部が判定した結果を用いることによって前記検体の組織性状の判定結果を表示する判定結果表示画像データを生成する判定結果表示画像データ生成部と、

前記判定結果表示画像データ生成部が生成した判定結果表示画像データに対応する画像を表示する表示部と、

をさらに備えたことを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項１３】

前記判定結果表示画像データは、前記組織性状判定部によって判定された組織性状を強調する組織性状強調画像を含み、

前記判定結果表示画像データ生成部は、

前記Ｂモード表示画像において、前記組織性状判定部によって所定の組織性状と判定された領域を、前記検体の特徴量に対応する視覚情報を有する特徴量画像へ置換することにより、前記組織性状強調画像を生成することを特徴とする請求項１２に記載の超音波診断装置。

【請求項１４】

前記判定結果表示画像データは、前記組織性状判定部によって判定された組織性状を強調する組織性状強調画像を含み、

前記判定結果表示画像データ生成部は、

前記Ｂモード表示画像において、前記組織性状判定部によって所定の組織性状と判定された領域以外の領域を、前記検体の特徴量に対応する視覚情報を有する特徴量画像へ置換することにより、前記組織性状強調画像を生成することを特徴とする請求項１２に記載の超音波診断装置。

【請求項１５】

前記判定結果表示画像データは、前記組織性状判定部によって判定された組織性状を強調する組織性状強調画像を含み、

前記判定結果表示画像データ生成部は、

前記Ｂモード表示画像および前記検体の特徴量に対応する視覚情報を有する特徴量画像において互いに対応する画素値を重み付けして平均した値を画素値とすることにより、前記組織性状強調画像を生成することを特徴とする請求項１２に記載の超音波診断装置。

【請求項１６】

前記視覚情報は、色空間を構成する変数であることを特徴とする請求項１２に記載の超音波診断装置。

【請求項１７】

検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信することにより、受信した超音波に基づく前記検体の組織性状を判定する超音波診断装置の作動方法であって、

受信した超音波の周波数を解析することによって周波数スペクトルを周波数解析部により算出する周波数解析ステップと、

前記周波数解析ステップで算出した周波数スペクトルに対し、超音波が伝播する際に該超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正処理と近似処理とを行うことにより、前記検体の特徴量を特徴量抽出部により抽出する特徴量抽出ステップと、

複数の既知検体によってそれぞれ反射された超音波をもとに抽出された周波数スペクトルの特徴量および前記特徴量抽出ステップで抽出した特徴量を用いることによって前記検体の所定領域の組織性状を組織性状判定部により判定する組織性状判定ステップと、

を有することを特徴とする超音波診断装置の作動方法。

【請求項１８】

検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信することにより、受信した超音波に基づく前記検体の組織性状を判定する超音波診断装置に、

受信した超音波の周波数を解析することによって周波数スペクトルを周波数解析部により算出する周波数解析ステップと、

前記周波数解析ステップで算出した周波数スペクトルに対し、超音波が伝播する際に該超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正処理と近似処理とを行うことにより、前記検体の特徴量を特徴量抽出部により抽出する特徴量抽出ステップと、

複数の既知検体によってそれぞれ反射された超音波をもとに抽出された周波数スペクトルの特徴量および前記特徴量抽出ステップで抽出した特徴量を用いることによって前記検体の所定領域の組織性状を組織性状判定部により判定する組織性状判定ステップと、

を実行させることを特徴とする超音波診断装置の作動プログラム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/076603

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B8/08(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B8/08

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-524431 A (The Cleveland Clinic Foundation), 30 August 2007 (30.08.2007), entire text; all drawings & US 2004/0152983 A1 & EP 1599122 A & WO 2004/069027 A2 & CA 2514962 A & AU 2004210153 A	1-18
A	JP 2009-523059 A (Boston Scientific Scimed, Inc.), 18 June 2009 (18.06.2009), entire text; all drawings & US 2007/0160275 A1 & EP 1977361 A & WO 2007/082218 A2 & CA 2636199 A	1-18

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search 18 January, 2012 (18.01.12)	Date of mailing of the international search report 31 January, 2012 (31.01.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 2009)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/076603

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-253827 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 22 September 2005 (22.09.2005), entire text; all drawings & US 2005/0203405 A1	1-18
A	JP 2004-49925 A (Medison Co., Ltd.), 19 February 2004 (19.02.2004), entire text; all drawings & US 2004/0019276 A1 & KR 10-2004-0009255 A	1-18
A	JP 2007-97671 A (Toshiba Corp.), 19 April 2007 (19.04.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-18

国際調査報告

国際出願番号 ＰＣＴ／ＪＰ２０１１／０７６６０３

Ａ． 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i

Ｂ． 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl. A61B8/08

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１２年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ． 関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 2007-524431 A (ザ クリーブランド クリニック ファウンデーション) 2007.08.30, 全文,全図 & US 2004/0152983 A1 & EP 1599122 A & WO 2004/069027 A2 & CA 2514962 A & AU 2004210153 A	1-18
A	JP 2009-523059 A (ボストン サイエンティフィック サイムド,インコーポレイテッド) 2009.06.18, 全文,全図 & US 2007/0160275 A1 & EP 1977361 A & WO 2007/082218 A2 & CA 2636199 A	1-18
A	JP 2005-253827 A (富士写真フイルム株式会社) 2005.09.22, 全文, 全図 & US 2005/0203405 A1	1-18

☑ Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊ 引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 １８．０１．２０１２	国際調査報告の発送日 ３１．０１．２０１２
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 郵便番号１００－８９１５ 東京都千代田区霞が関三丁目４番３号	特許庁審査官（権限のある職員） ２Ｑ ９２０８ 宮川 哲伸 電話番号 ０３－３５８１－１１０１ 内線 ３２９２

様式ＰＣＴ／ＩＳＡ／２１０（第２ページ）（２００９年７月）

国際調査報告 | 国際出願番号 ＰＣＴ／ＪＰ２０１１／０７６６０３

C（続き）. 関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 2004-49925 A (株式会社 メディソン) 2004.02.19, 全文,全図 & US 2004/0019276 A1 & KR 10-2004-0009255 A	1-18
A	JP 2007-97671 A (株式会社東芝) 2007.04.19, 全文,全図 (ファミリーなし)	1-18

フロントページの続き

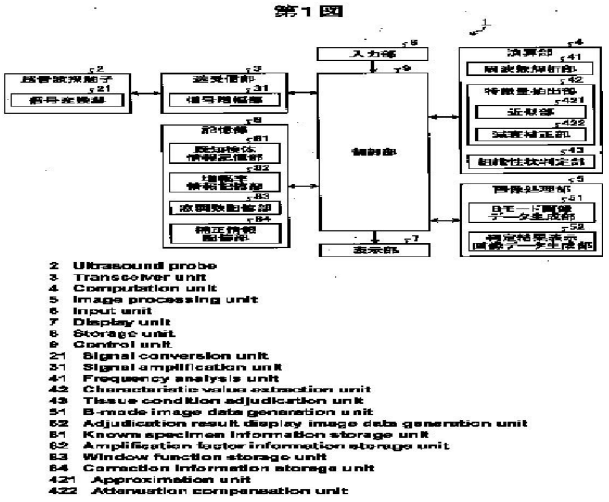
(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN

(72)発明者 和田 安広
東京都新宿区西新宿三丁目２０番２号 オペラシティタワー１４Ｆ オリンパスソフトウェアテクノロジー株式会社内

Ｆターム(参考) 4C601 DD21 EE09 EE10 JB13 JB39 JB40 JB49 JB51 JB53 JC04
JC06 JC37 KK02 KK12 KK24 KK25 LL38

（注）この公表は、国際事務局（ＷＩＰＯ）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第１８４条の１０第１項(実用新案法第４８条の１３第２項）により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波诊断装置的操作方法和超声波诊断装置的操作程序		
公开(公告)号	JPWO2012063976A1	公开(公告)日	2014-05-12
申请号	JP2012522867	申请日	2011-11-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	宮木浩仲 神原忠明 和田安広		
发明人	宮木 浩仲 神原 忠明 和田 安広		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/0825 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5269		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD21 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JB13 4C601/JB39 4C601/JB40 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/JB53 4C601/JC04 4C601/JC06 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL38		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2010253289 2010-11-11 JP		
其他公开文献	JP5054254B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，包括：频率分析单元，其分析接收到的超声波的频率并计算频谱；以及 特征数据提取单元，对由频率分析单元计算出的频谱进行近似和校正，从而减小了衰减的影响，这是由于接收深度和传播的超声波的频率而引起的 ，并提取标本的特征数据； 存储单元，其用于存储频谱的特征数据，所述频谱的特征数据是基于从多个已知样本之一反射的超声波提取的，并以相应的方式对所述已知样本进行组织表征； 组织特征确定单元，其通过参考特征数据来确定样本的预定区域的组织特征，该特征数据以与多个已知样本的组织特征相对应的方式由存储单元存储，并且通过参考 由特征数据提取单元提取的特征数据。