

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/063930

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)
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 30 頁)

出願番号	特願2012-534452 (P2012-534452)	(71) 出願人	304050923
(21) 国際出願番号	PCT/JP2011/076028		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(22) 国際出願日	平成23年11月11日 (2011. 11. 11)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(31) 優先権主張番号	特願2010-253287 (P2010-253287)	(74) 代理人	100089118
(32) 優先日	平成22年11月11日 (2010. 11. 11)		弁理士 酒井 宏明
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	野口 裕雅
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		Fターム (参考)	4C601 DD18 EE09 JB48 JB49 JC06

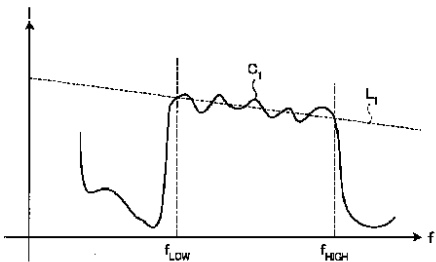
最終頁に続く

(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、周波数解析部が算出した周波数スペクトルを近似する際に用いる周波数帯域を設定する周波数帯域設定部と、周波数帯域設定部が設定した周波数帯域の周波数スペクトルを近似することによって該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、記憶部が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。

【図7】



【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を近似する際に用いる周波数帯域を設定する周波数帯域設定部と、

前記周波数帯域設定部が設定した周波数帯域の周波数スペクトルを近似することによって該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】

前記周波数帯域は、超音波の受信深度に応じて定められ、該受信深度が大きいほど、帯域幅が狭くかつ最大周波数が小さい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】

周波数帯域の設定入力を受け付ける入力部を備え、

前記周波数帯域設定部は、前記入力部が受け付けた情報に基づいて周波数帯域を設定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】

前記特徴量抽出部は、

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 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記特徴量抽出部は、

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 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

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、前記検体の所定領域における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の平均を前記特徴量空間の座標として有する検体平均点と、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 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

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

10

20

30

40

50

検体の組織性状とすることを特徴とする請求項 1～5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

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、受信した超音波をもとに生成される画像、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所定領域における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をさらに備えた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 9】

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 8 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 10】

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を近似する際に用いる周波数帯域を周波数帯域設定部により設定する周波数帯域設定ステップと、

前記周波数帯域設定ステップで設定した周波数帯域の周波数スペクトルを近似することによって該周波数スペクトル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、

20

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から読み出した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 11】

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、

30

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を近似する際に用いる周波数帯域を周波数帯域設定部により設定する周波数帯域設定ステップと、

前記周波数帯域設定ステップで設定した周波数帯域の周波数スペクトルを近似することによって該周波数スペクトル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から読み出した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、

40

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

50

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】

10

【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、腫瘍の境界が不明瞭であり、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】

20

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を近似する際に用いる周波数帯域を設定する周波数帯域設定部と、前記周波数帯域設定部が設定した周波数帯域の周波数スペクトルを近似することによって該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。

30

【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、前記周波数帯域は、超音波の受信深度に応じて定められ、該受信深度が大きいほど、帯域幅が狭くかつ最大周波数が小さいことを特徴とする。

40

【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、周波数帯域の設定入力を受け付ける入力部を備え、前記周波数帯域設定部は、前記入力部が受け付けた情報に基づいて周波数帯域を設定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、前記特徴量抽出部は、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。

【0011】

50

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。

【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、前記検体の所定領域における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の平均を前記特徴量空間の座標として有する検体平均点と、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。

10

【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。

【0014】

20

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、受信した超音波をもとに生成される画像、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所定領域における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をさらに備えたことを特徴とする。

【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。

【0016】

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を近似する際に用いる周波数帯域を周波数帯域設定部により設定する周波数帯域設定ステップと、前記周波数帯域設定ステップで設定した周波数帯域の周波数スペクトルを近似することによって該周波数スペクトル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から読み出した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。

30

40

【0017】

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を近似する際に用いる周波数帯域を周波数帯域設定部により設定する周波数帯域設定ステップと、前記周波数帯域設定ステップで設定した周波数帯域の周波数スペクトルを近似することによって該周波数スペクトル

50

ル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から読み出した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】

【0018】

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を近似する際、超音波の受信深度ごとに設定された周波数帯域の周波数スペクトルの特徴量を抽出し、この特徴量を用いるとともに複数の既知検体によって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】

【0019】

【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、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置が記憶する周波数帯域テーブルの例を模式的に示す図である。

【図3】図3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6】図6は、一つの音線のデータ配列を模式的に示す図である。

【図7】図7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2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3例）を示す図である。

【図10】図10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設定する特徴量空間の一例を示す図である。

【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別な表示例を示す図である。

【図14】図14は、本発明の実施の形態4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】

【0020】

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。

【0021】

（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。

【0022】

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氣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氣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。

10

【0023】

超音波探触子 2 は、送受信部 3 から受信した電氣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氣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。

【0024】

送受信部 3 は、超音波探触子 2 と電氣的に接続され、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。また、送受信部 3 は、受信したエコー信号に増幅、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。

20

【0025】

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）を近似する際に用いる周波数帯域を設定する周波数帯域設定部 42 と、周波数帯域設定部 42 が行った周波数帯域の周波数スペクトルを近似することによってその周波数スペクトルの特徴量を抽出する特徴量抽出部 43 と、特徴量抽出部 43 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 44 と、を有する。

30

【0026】

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。

40

【0027】

周波数帯域設定部 42 は、記憶部 8 が記憶する周波数帯域テーブル（後述）を記憶部 8 から読み出して参照することによって周波数帯域の設定を行う。このように受信深度ごとに周波数帯域の設定を変更するのは、超音波の場合、高周波成分ほど早く減衰するため、受信深度が大きい箇所から受信するエコー信号は、高周波成分の有効な情報が失われ、無効な情報が残ってしまう可能性があるからである。この点に鑑み、本実施の形態 1 では、受信深度が大きいほど、帯域幅が狭くかつ最大周波数が小さくなるように周波数帯域を設定する。

【0028】

50

特徴量抽出部 4 3 は、回帰分析によって周波数スペクトルを一次式で近似し、この近似した一次式を特徴付ける特徴量を抽出する。具体的には、特徴量抽出部 4 3 は、回帰分析によって一次式の傾き a および切片 b 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算出する。本実施の形態 1 において、特徴量抽出部 4 3 は、中心周波数 $f_{MID} = (f_{LOW} + f_{HIGH}) / 2$ における強度 (Mid-band fit) $c = a f_{MID} + b$ 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。

【0029】

三つの特徴量のうち、傾き a 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 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 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 は、傾き a と切片 b 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 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 4 3 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。

【0030】

組織性状判定部 4 4 は、特徴量抽出部 4 3 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 4 4 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。

【0031】

組織性状判定部 4 4 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。

【0032】

画像処理部 5 は、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する B モード画像データを生成する B モード画像データ生成部 5 1 と、B モード画像データ生成部 5 1 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 5 2 と、を有する。

【0033】

B モード画像データ生成部 5 1 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。

【0034】

判定結果表示画像データ生成部 5 2 は、B モード画像データ生成部 5 1 が生成した B モード画像データ、特徴量抽出部 4 3 が算出した特徴量、および組織性状判定部 4 4 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

10

20

30

40

50

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。

【0035】

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、超音波の受信深度に応じて定められる周波数帯域情報を記憶する周波数帯域情報記憶部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とを有する。

【0036】

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。

【0037】

図2は、周波数帯域情報記憶部82が記憶する周波数帯域情報としての周波数帯域テーブルを模式的に示す図である。同図に示す周波数帯域テーブルTbは、超音波の受信深度ごとの最小周波数(f_{LOW})と最大周波数(f_{HIGH})を示している。周波数帯域テーブルTbは、受信深度が大きいほど、帯域幅が $f_{\text{HIGH}} - f_{\text{LOW}}$ が狭く、かつ最大周波数 f_{HIGH} が小さい。また、周波数帯域テーブルTbは、受信深度が比較的小さい場合(図2の2~6cm)には、減衰の影響が小さいために周波数帯域を変化させない。これに対して、受信深度が比較的大きい場合(図2の8~12cm)には、減衰の影響が大きくなるため、帯域を狭くするとともに低周波数側へ移動する。このような周波数帯域テーブルTbを用いることにより、有効な情報を有する信号のみを抽出して画像化を行うことができる。

【0038】

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または複数の窓関数を記憶している。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。

【0039】

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。

【0040】

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。

【0041】

図3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3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)。その後、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(ステップS2)。

【0042】

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S3)。図4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)

10

20

30

40

50

の値を一致させたグレースケール画像である。

【0043】

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S4：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S5）。このステップS5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S4：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S6：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S4：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S6：No）、超音波診断装置1はステップS4へ戻る。

10

【0044】

ここで、周波数解析部41が行う処理（ステップS5）について、図5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。

【0045】

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演算用を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の初期値 Z_0 を設定する（ステップS22）。図6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6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6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。

20

【0046】

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。

30

【0047】

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6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6では $n=4$ （ $N=7$ 、 $M=8$ ）としている。

40

【0048】

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。

【0049】

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

50

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。

【0050】

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）。

【0051】

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6では、 $D = 15$ の場合を示している。

【0052】

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} より大きいかなかを判定する（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だけインクリメントする（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、 $\lceil \{ (Z_{max} - Z_0) / D \} + 1 \rceil$ ($= K$) 個のFFTデータ群に対するFFT演算を行う。ここで、 $\lceil X \rceil$ は、Xを超えない最大の整数を表す。

【0053】

ステップS30でインクリメントした後の音線番号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2に示すメインルーチンへ戻る。一方、ステップS30でインクリメントした後の音線番号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。

【0054】

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 $(L_{max} - L_0 + 1) \times K$ をPとおく。

【0055】

以上説明したステップS5の周波数解析処理に続いて、周波数帯域設定部42は、周波数帯域情報記憶部82が記憶する周波数帯域テーブルTbを参照して超音波の受信深度ごとに周波数帯域の設定を行う（ステップS7）。なお、周波数帯域設定部42の処理は、周波数解析部41の処理と並行して行ってもよいし、周波数解析部41の処理に先立って行ってもよい。

【0056】

図7～図9は、互いに異なる受信深度の超音波に対し、周波数解析部41が算出した周波数スペクトルおよび周波数帯域設定部42が設定した周波数帯域をそれぞれ示す図である。図7～図9では、横軸fが周波数であり、縦軸Iが強度を示している。具体的には、図7は受信深度が2cmの場合であり、図8は受信深度が8cmの場合であり、図9は受信深度が12cmの場合である。図7、8および9にそれぞれ示す周波数スペクトル曲線 C_1 、 C_2 および C_3 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、周波数帯域設定部42が周波数帯域テーブルTbに基づいて受信深度ごとに設定した値を有する。図7では、 $f_{LOW} = 4$ (MHz)、 $f_{HIGH} = 9$ (MHz)である。また、

10

20

30

40

50

図 8 では、 $f_{\text{LOW}} = 3.5$ (MHz)、 $f_{\text{HIGH}} = 8$ (MHz) である。また、図 9 では、 $f_{\text{LOW}} = 2.5$ (MHz)、 $f_{\text{HIGH}} = 5$ (MHz) である。なお、図 7、8 および 9 にそれぞれ示す直線 L_1 、 L_2 および L_3 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。

【0057】

ステップ S 7 の後、特徴量抽出部 4 3 は、周波数解析部 4 1 が算出した P 個の周波数スペクトルを、周波数帯域設定部 4 2 が設定した周波数帯域で回帰分析することによって特徴量を抽出する (ステップ S 8)。具体的には、特徴量抽出部 4 3 は、周波数帯域 $f_{\text{LOW}} < f < f_{\text{HIGH}}$ 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、三つの特徴量である傾き a、切片 b、強度 c を算出する。図 7、8 および 9 にそれぞれ示す直線 L_1 、 L_2 および L_3 は、このステップ S 8 において、周波数スペクトル曲線 C_1 、 C_2 および C_3 に対して特徴量抽出処理をそれぞれ行うことによって得られる回帰直線である。

【0058】

この後、組織性状判定部 4 4 は、特徴量抽出部 4 3 によって抽出された特徴量と既知検体情報記憶部 8 1 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 S 9)。

【0059】

ここで、組織性状判定部 4 4 が行う処理 (ステップ S 9) について、図 10 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 4 4 は、関心領域の内部に位置する Q ($\leq P$) 組の FFT データ群の傾き a、切片 b、強度 c の各々の平均および標準偏差を算出する (ステップ S 4 1)。

【0060】

続いて、組織性状判定部 4 4 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 S 4 2)。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 S 4 2 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。

【0061】

図 11 は、組織性状判定部 4 4 が設定する特徴量空間の一例を示す図である。図 11 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 11 に示す点 S_p は、ステップ S 4 1 で特徴量抽出部 4 3 が算出した検体の関心領域内に含まれる 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 (以下、この点を「検体平均点」という) を示している。また、図 11 に示す領域 SA、SB、SC は、既知検体情報記憶部 8 1 が記憶する既知検体の組織性状が、それぞれ A、B、C であるグループを示している。図 11 に示す場合、三つのグループ SA、SB、SC 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。

【0062】

本実施の形態 1 では、既知検体の特徴量を求める際にも、超音波の受信深度に応じて定められる周波数帯域で周波数スペクトルを近似することによって得られた周波数スペクトルの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、受信深度が大きいほど、帯域幅が狭くかつ最大周波数が小さくなるように周波数帯域を定めているため、周波数帯域を受信深度によらず一定にして特徴量を抽出する場合と比較して、減衰が大きい高周波成分の寄与を削除することができる。その結果、特徴量空間における各グループの領域をより明確に分離した状態で得ることができる。

10

20

30

40

50

【0063】

ステップS42の後、組織性状判定部44は、検体平均点 S_p と、グループSA、SB、SC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 A_0 、 B_0 、 C_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 α 、 β 、 γ をそれぞれ算出する（ステップS43）。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。

【0064】

続いて、組織性状判定部44は、ステップS43で算出した距離に基づいて、検体平均点 S_p の組織性状を判定する（ステップS44）。図11に示す場合、距離 α が最小である。したがって、組織性状判定部44は、検体の組織性状がAであると判定する。なお、検体平均点 S_p が既知検体平均点 A_0 、 B_0 、 C_0 と極端に離れている場合には、たとえ距離 α 、 β 、 γ 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、 α 、 β 、 γ が所定の閾値より大きい場合、組織性状判定部44はエラー信号を出力するようにしてもよい。また、 α 、 β 、 γ のうち最小値が二つ以上生じた場合、組織性状判定部44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、 α 、 β 、 γ のうち最小値が二つ以上生じた場合、組織性状判定部44はエラー信号を出力してもよい。

【0065】

この後、組織性状判定部44は、ステップS43における距離算出結果、およびステップS44における判定結果を出力する（ステップS45）。これにより、ステップS9の組織性状判定処理が終了する。

【0066】

以上説明したステップS9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43が算出した特徴量、および組織性状判定部44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S10）。

【0067】

その後、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S11）。図12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。

【0068】

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44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 $a = 1.5 \pm 0.3$ （dB/MHz）、 $b = -60 \pm 2$ （dB）、 $c = -50 \pm 1.5$ （dB）、と表示することができる。

【0069】

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4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。

【0070】

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。

【0071】

なお、図12に示す組織性状強調画像300はあくまでも一例に過ぎない。他にも、例えば傾きa、切片b、強度cをR（赤）、G（緑）、B（青）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、組織性状に対して固有の色で表現されるため、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可能となる。また、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。また、Bモード画像データとカラー画像データとを所定の比率で混合させることによって組織性状強調画像データを生成してもよい。また、関心領域のみカラー画像データへ置換することによって組織性状強調画像データを生成してもよい。

10

【0072】

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を近似する際、超音波の受信深度ごとに設定された周波数帯域の周波数スペクトルの特徴量を抽出し、この特徴量を用いるとともに複数の既知検体によって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。

【0073】

また、本実施の形態1によれば、受信深度が大きいほど、帯域幅が狭くかつ最大周波数が小さくなるように周波数帯域を定めているため、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。

20

【0074】

図13は、表示部7における判定結果表示画像の別な表示例を示す図である。同図に示す判定結果表示画像400は、情報表示部401と、Bモード画像を表示する第1画像表示部402と、組織性状強調画像を表示する第2画像表示部403とを有する。図13に示す場合には、第1画像表示部402にBモード画像100が表示され、第2画像表示部403に組織性状強調画像300が表示されている。このようにしてBモード画像と組織性状強調画像を並べて表示することにより、両画像の違いを一つの画面上で認識することができる。なお、第1画像表示部402で表示する画像と第2画像表示部403で表示する画像を入れ替えることができるようにしてもよい。また、入力部6からの入力によって判定結果表示画像200と判定結果表示画像400との表示を切り換えることができるようにしてもよい。

30

【0075】

なお、本実施の形態1では、周波数帯域設定部42が周波数帯域テーブルTbを参照して受信深度ごとの周波数帯域を設定していたが、例えば入力部6が周波数帯域の設定入力を受け付けることによって周波数帯域を設定するようにしてもよい。この場合には、ユーザが入力部6によって周波数帯域を自在に変更することができるため、検体ごとに周波数帯域を調整することによって検体ごとの個体差を少なくすることができる。

【0076】

40

(実施の形態2)

本発明の実施の形態2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。

【0077】

組織性状判定部44は、関心領域の内部に位置するQ組のFFTデータ群の特徴量(a, b, c)を、組織性状A, B, Cを構成するグループSA, SB, SC(図11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。

50

【0078】

その後、組織性状判定部44は、既知検体のみからなる元の母集団におけるグループSA, SB, SC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SA, SB, SC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。

【0079】

ここで、組織性状判定部44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。

10

【0080】

また、組織性状判定部44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44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 $w_a \cdot (a \text{の標準偏差の差}) + w_b \cdot (b \text{の標準偏差の差}) + w_c \cdot (c \text{の標準偏差の差})$ 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。

20

【0081】

また、組織性状判定部44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44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。

30

【0082】

以上説明した本発明の実施の形態2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る。

【0083】

なお、本実施の形態2では、組織性状判定部44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44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。

40

【0084】

（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。

【0085】

組織性状判定部44は、特徴量空間における検体の平均点と既知検体の組織性状の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11に示す特徴量空間（b, c）の場合、検体平均点 S_p と既知検体平均点 A_0 , B_0 , C_0

50

との距離 α , β , γ 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 λ / α (%)、組織性状 B に属する確率を λ / β (%)、組織性状 C に属する確率を λ / γ (%) と定義することができる。

【0086】

本実施の形態 3 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 A である確率 = 60%、組織性状が B である確率 = 5%、組織性状が C である確率 = 35%」と表示する。

10

【0087】

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る。

【0088】

(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。

20

【0089】

図 14 は、本実施の形態 4 において組織性状判定部 44 が行う組織性状判定処理の概要を説明する図である。図 14 に示す特徴量空間は、横軸が切片 b 、縦軸が強度 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 44 は、検体平均点の位置に応じて組織性状を判定する。図 14 では、検体平均点 $S p'$ がグループ $S B'$ (組織性状が B 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 44 は、検体の関心領域の組織性状が B であると判定する。

【0090】

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る。

30

【0091】

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 ~ 4 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】

【0092】

- 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
- 41 周波数解析部
- 42 周波数帯域設定部

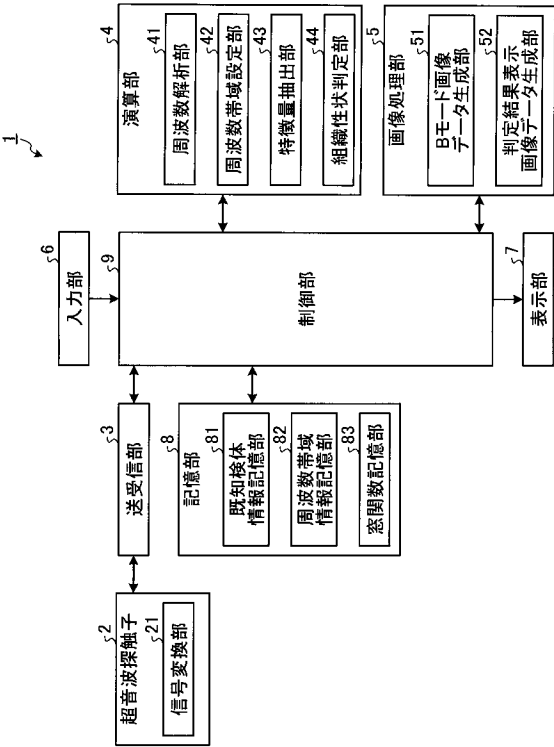
40

50

- 4 3 特徴量抽出部
- 4 4 組織性状判定部
- 5 1 Bモード画像データ生成部
- 5 2 判定結果表示画像データ生成部
- 8 1 既知検体情報記憶部
- 8 2 周波数帯域情報記憶部
- 8 3 窓関数記憶部
- 1 0 0 Bモード画像
- 2 0 0、4 0 0 判定結果表示画像
- 2 0 1、4 0 1 情報表示部
- 2 0 2 画像表示部
- 3 0 0 組織性状強調画像
- 4 0 2 第1画像表示部
- 4 0 3 第2画像表示部
- T b 周波数帯域テーブル

10

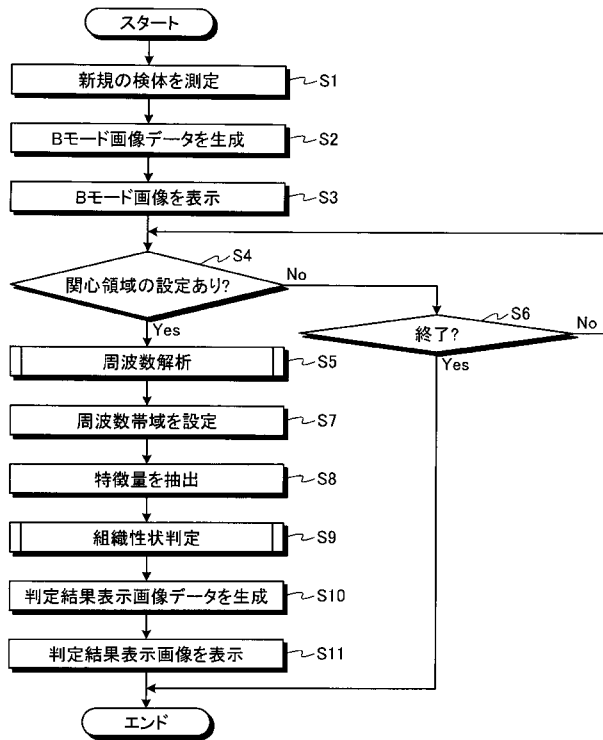
【 図 1 】



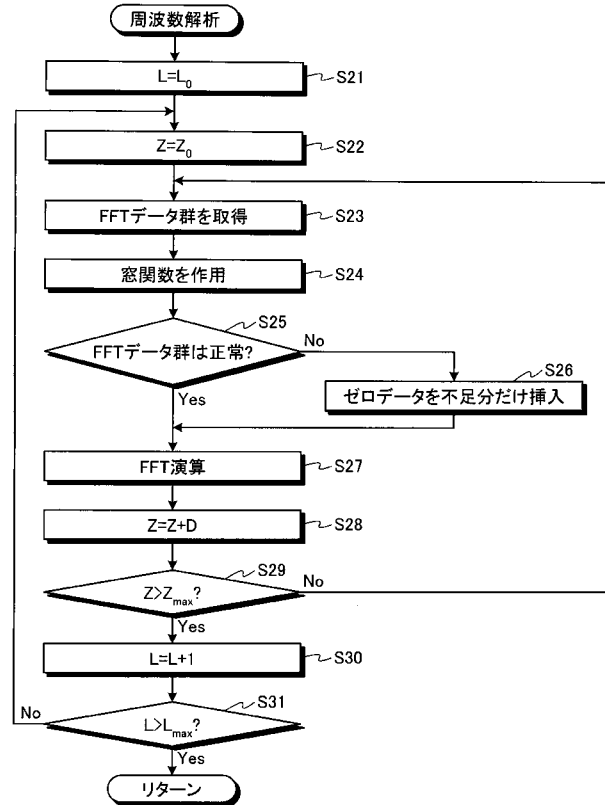
【 図 2 】

受信深度(cm)	Tb	
	f _{LOW} (MHz)	f _{HIGH} (MHz)
2	4	9
4	4	9
6	4	9
8	3.5	8
10	3	6.5
12	2.5	5

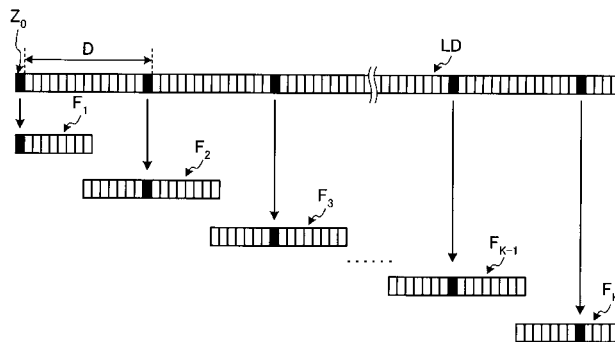
【図 3】



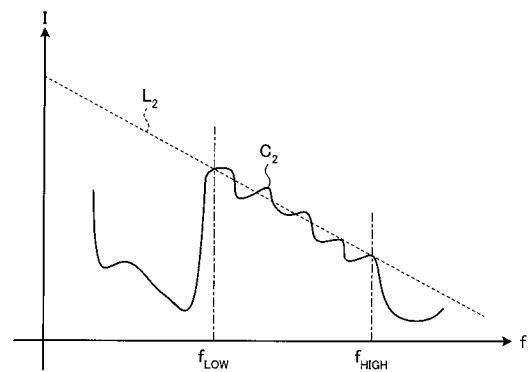
【図 5】



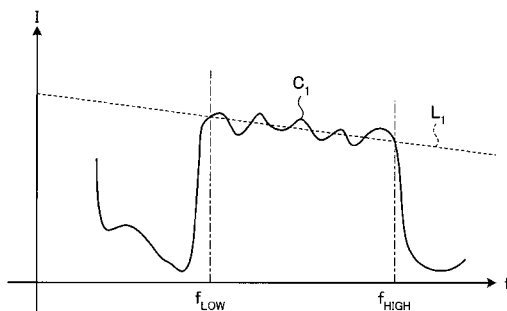
【図 6】



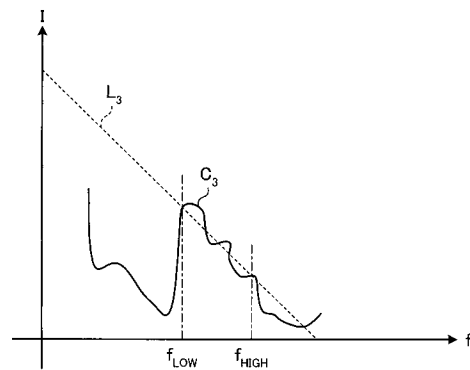
【図 8】



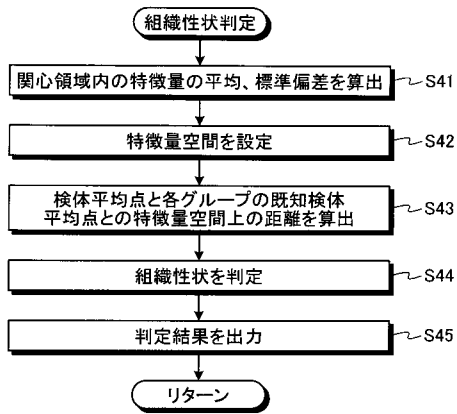
【図 7】



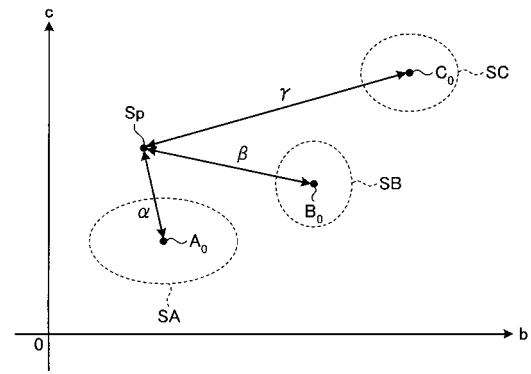
【図 9】



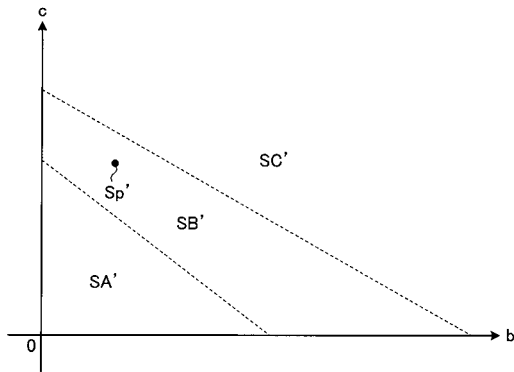
【図 10】



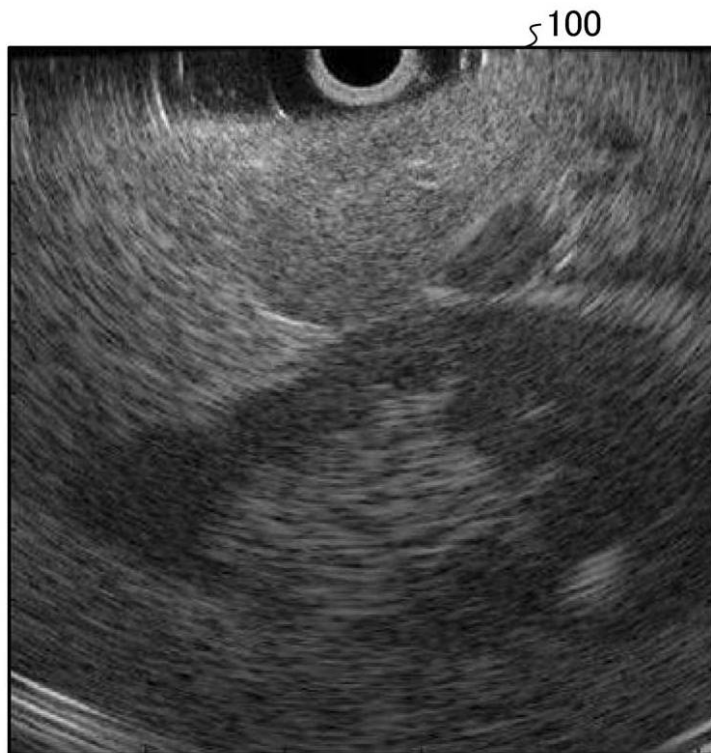
【図 11】



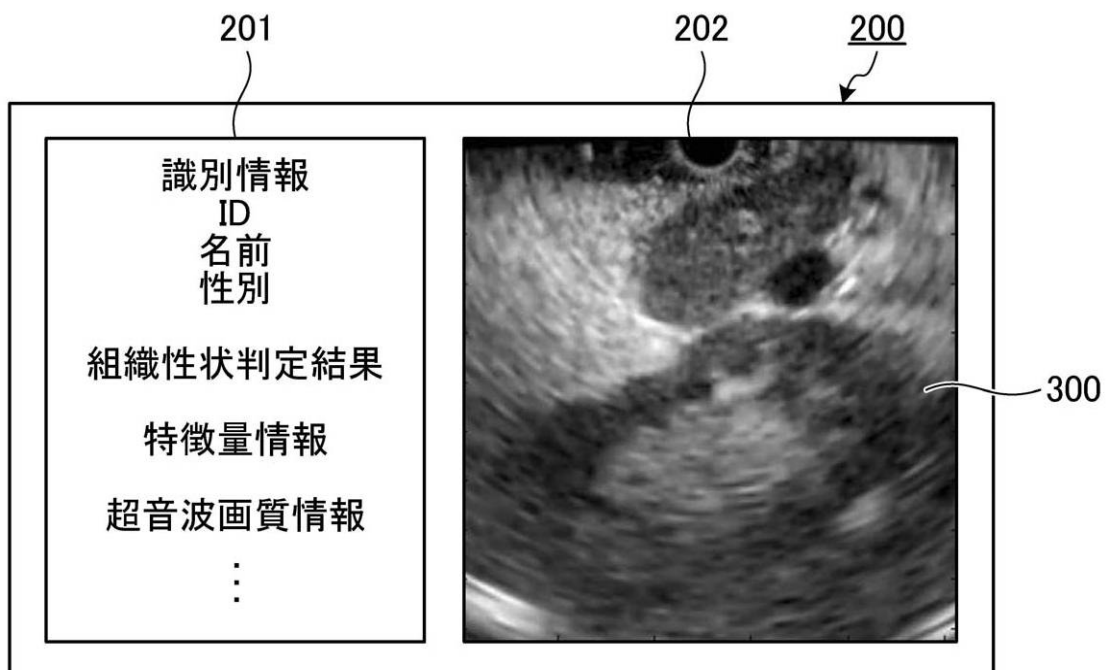
【図 14】



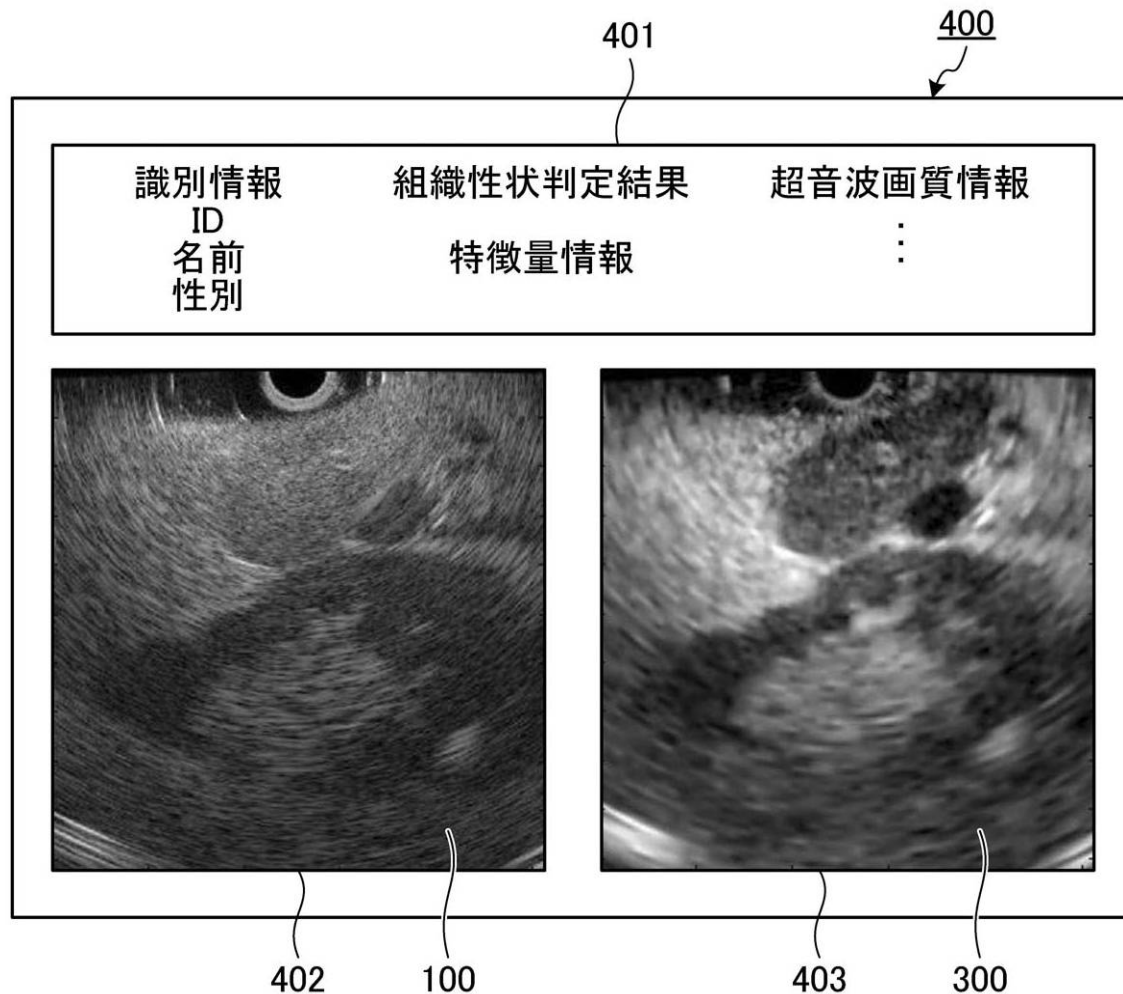
【図 4】



【図 1 2】



【図 1 3】



【手続補正書】

【提出日】平成24年7月27日(2012.7.27)

【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を近似する際に用いる周波数帯域の少なくとも上限周波数を超音波の受信深度に応じて所定の周波数に設定する周波数帯域設定部と、

前記周波数帯域設定部が設定した周波数帯域の周波数スペクトルを近似することによって該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】

前記周波数帯域設定部は、さらに、超音波の受信深度に応じて前記周波数帯域の下限周波数も設定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】

前記周波数帯域設定部は、前記受信深度に応じて前記周波数スペクトルを近似する際に用いる周波数帯域の上限値および下限値の少なくとも一方を記憶している周波数帯域記憶部を備え、前記超音波の受信深度に応じて、前期周波数帯域記憶部から対応する情報を読み出し、前記周波数帯域を設定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 4】

前記周波数帯域は、超音波の受信深度に応じて定められ、該受信深度が大きいほど、帯域幅が狭くかつ上限周波数が小さい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】

周波数帯域の設定入力を受け付ける入力部を備え、

前記周波数帯域設定部は、前記入力部が受け付けた情報に基づいて周波数帯域を設定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 6】

前記特徴量抽出部は、

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 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記特徴量抽出部は、

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 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、前記検体の所定領域における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の平均を前記特徴量空間の座標として有する検体平均点と、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 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 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

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、受信した超音波をもとに生成される画像、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所定領域における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 1 1】

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 1 0 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

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を近似する際に用いる周波数帯域の少なくとも上限周波数を超音波の受信深度に応じて所定の周波数に設定する周波数帯域設定ステップと、

前記周波数帯域設定ステップで設定した周波数帯域の周波数スペクトルを近似することによって該周波数スペクトル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から読み出した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 1 3】

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を近似する際に用いる周波数帯域の少なくとも上限周波数を超音波の受信深度に応じて所定の周波数に設定する周波数帯域設定ステップと、

前記周波数帯域設定ステップで設定した周波数帯域の周波数スペクトルを近似することによって該周波数スペクトル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から読み出した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。

【手続補正書】

【提出日】平成24年12月17日(2012.12.17)

【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から前記組織性状の判定に有効な情報を有している周波数帯域の周波数スペクトルを抽出するために、前記周波数スペクトルが現れている周波数帯域のうち、超音波の受信深度に応じて定まる上限周波数よりも高周波側を除去し、前記上限周波数以下の周波数帯域を有効周波数帯域として設定する周波数帯域設定部と、

前記周波数帯域設定部が設定した前記有効周波数帯域に現れている周波数スペクトルを使用して回帰分析することによって該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】

前記周波数帯域設定部は、さらに、超音波の受信深度に応じて定まる下限周波数より低い周波数を除去し、前記下限周波数以上の周波数帯域を有効周波数帯域として設定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】

前記周波数帯域設定部は、前記周波数スペクトルを使用して回帰分析する際に用いる前記有効周波数帯域の上限周波数および下限周波数の少なくとも一方を受信深度ごとに記憶している周波数帯域情報記憶部を備え、前記超音波の受信深度に応じて、前記周波数帯域情報記憶部から対応する情報を読み出し、前記有効周波数帯域を設定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 4】

前記有効周波数帯域は、超音波の受信深度に応じて定められ、該受信深度が大きいほど、帯域幅が狭くかつ上限周波数が小さい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】

前記有効周波数帯域の設定入力を受け付ける入力部を備え、

前記周波数帯域設定部は、前記入力部が受け付けた情報に基づいて周波数帯域を設定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 6】

前記特徴量抽出部は、

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 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記特徴量抽出部は、

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 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

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、受信した超音波をもとに生成される画像、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所定領域における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 9】

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 8 に記載の超音

波診断装置。

【請求項 10】

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から前記組織性状の判定に有効な情報を有している周波数帯域の周波数スペクトルを抽出するために、前記周波数スペクトルが現れている周波数帯域のうち、超音波の受信深度に応じて定まる上限周波数よりも高周波側を除去し、前記上限周波数以下の周波数帯域を有効周波数帯域として周波数帯域設定部により設定する周波数帯域設定ステップと、

前記周波数帯域設定ステップで設定した前記有効周波数帯域に現れている周波数スペクトルを使用して回帰分析することによって該周波数スペクトル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から読み出した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 11】

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から前記組織性状の判定に有効な情報を有している周波数帯域の周波数スペクトルを抽出するために、前記周波数スペクトルが現れている周波数帯域のうち、超音波の受信深度に応じて定まる上限周波数よりも高周波側を除去し、前記上限周波数以下の周波数帯域を有効周波数帯域として周波数帯域設定部により設定する周波数帯域設定ステップと、

前記周波数帯域設定ステップで設定した前記有効周波数帯域に現れている周波数スペクトルを使用して回帰分析することによって該周波数スペクトル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から読み出した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/JP2011/076028		
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(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) A61B8/00 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) WPI, PubMed, CiNii				
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT				
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.		
X Y	JP 60-116338 A (N.V. Philips' Gloeilampenfabrieken), 22 June 1985 (22.06.1985), page 2, lower left column, line 16 to page 3, upper left column, line 4; page 3, lower left column, the last line to lower right column, line 4; page 4, lower right column, line 2 to page 5, upper left column, line 12; fig. 2 & US 4594896 A & EP 140450 A2 & DE 3479345 D & FR 2554238 A & AU 3474484 A & ES 537054 A & ES 541548 A & BR 8405421 A & CA 1232961 A & IL 73319 A & IL 73319 A0	1, 3, 10, 11 2, 4-9		
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.				
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> "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 </td> </tr> </table>			* 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
* 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 07 February, 2012 (07.02.12)		Date of mailing of the international search report 14 February, 2012 (14.02.12)		
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer Telephone No.		
Facsimile No.				

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/076028

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	Yasuyoshi SAITO et al., "Measurement of Ultrasonic Backscattering Property Caused by Change in the Scatterer's Radius for Assessment of Red Blood Cell Aggregation", Technical Report of IEICE, 2008.09, US2008-36, pages 25 to 28	1, 3, 10, 11 2, 4-9
X Y	US 2006/0064014 A1 (Tony Falco), 23 March 2006 (23.03.2006), paragraphs [0033] to [0034]; fig. 6 & US 2010/0099989 A1 & EP 1871232 A & WO 2006/032134 A2 & DE 602005027617 D & CA 2581127 A & AT 506011 T	1, 3, 10, 11 2, 4-9
X Y	M.Sareen et.al., Normalization and backscatter spectral analysis of human carotid arterial data acquired using a clinical linear array ultrasound imaging system., Conf.Proc.IEEE Eng.Med.Biol.Soc. 2008, 2008, pp.2968-2971	1, 3, 10, 11 2, 4-9
X Y	A.Katouzian et.al., Challenges in atherosclerotic plaque characterization with intravascular ultrasound (IVUS): from data collection to classification., IEEE Trans. Inf.Technol.Biomed., 2008.05, 12(3), pp.315-327	1, 3, 10, 11 2, 4-9
Y	JP 62-167542 A (Stanford Research Institute), 23 July 1987 (23.07.1987), page 5, lower right column, line 3 to page 6, upper left column, line 10; fig. 2C to E & JP 52-59975 A & US 4016750 A & GB 1536930 A & DE 2641901 A & FR 2331018 A & SE 7611703 A & CA 1057845 A & SE 428504 B	2, 4-9
A	JP 2006-524115 A (Wisconsin Alumni Research Foundation), 26 October 2006 (26.10.2006), entire text; all drawings & US 2004/0243001 A1 & US 2004/0215075 A1 & US 2005/0165309 A1 & EP 1615545 A & EP 1711846 A & WO 2004/093671 A2 & WO 2005/073755 A1	1-11
A	JP 2004-310639 A (Ricoh Co., Ltd.), 04 November 2004 (04.11.2004), paragraphs [0055] to [0069] (Family: none)	6, 7
A	JP 2005-110833 A (Aloka Co., Ltd.), 28 April 2005 (28.04.2005), abstract (Family: none)	8, 9

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 7 6 0 2 8	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B8/00(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（I P C）） Int.Cl. A61B8/00			
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 1 9 2 2 - 1 9 9 6 年 日本国公開実用新案公報 1 9 7 1 - 2 0 1 2 年 日本国実用新案登録公報 1 9 9 6 - 2 0 1 2 年 日本国登録実用新案公報 1 9 9 4 - 2 0 1 2 年			
国際調査で使用了電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語） WPI, PubMed, Cini			
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	
X Y	JP 60-116338 A（エヌ・ペー・フィリップス・フルーイランペンフ ァプリケン）1985.06.22, 第2頁左下欄第16行目～第3頁左上欄 第4行目、第3頁左下欄最下行～右下欄第4行目、第4頁右下欄 第2行目～第5頁左上欄12行目、第2図 & US 4594896 A & EP 140450 A2 & DE 3479345 D & FR 2554238 A & AU 3474484 A & ES 537054 A & ES 541548 A & BR 8405421 A & CA 1232961 A & IL 73319 A & IL 73319 A0	1, 3, 10, 11 2, 4-9	
☒ 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 0 7 . 0 2 . 2 0 1 2		国際調査報告の発送日 1 4 . 0 2 . 2 0 1 2	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 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） 五関 統一郎 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 2904

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 7 6 0 2 8

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
X Y	齋藤靖好、他、赤血球凝集度評価を目指した散乱体サイズ変化による後方散乱特性変化の計測、信学技報、2008.09, US2008-36, 第25～28頁	1, 3, 10, 11 2, 4-9
X Y	US 2006/0064014 A1 (Tony Falco) 2006.03.23, 段落番号[0033]～[0034], Fig. 6 & US 2010/0099989 A1 & EP 1871232 A & WO 2006/032134 A2 & DE 602005027617 D & CA 2581127 A & AT 506011 T	1, 3, 10, 11 2, 4-9
X Y	M.Sareen et.al., Normalization and backscatter spectral analysis of human carotid arterial data acquired using a clinical linear array ultrasound imaging system., Conf.Proc. IEEE Eng.Med.Biol.Soc. 2008, 2008, pp.2968-2971	1, 3, 10, 11 2, 4-9
X Y	A.Katouzian et.al., Challenges in atherosclerotic plaque characterization with intravascular ultrasound (IVUS): from data collection to classification., IEEE Trans.Inf.Technol.Biomed., 2008.05, 12(3), pp.315-327	1, 3, 10, 11 2, 4-9
Y	JP 62-167542 A (スタンフォード・リサーチ・インスティテュート) 1987.07.23, 第5頁右下欄第3行目～第6頁左上欄10行目、第2図C～E参照 & JP 52-59975 A & US 4016750 A & GB 1536930 A & DE 2641901 A & FR 2331018 A & SE 7611703 A & CA 1057845 A & SE 428504 B	2, 4-9
A	JP 2006-524115 A (ウイスコンシン アラムナイ リサーチ フォンデーション) 2006.10.26, 全文、全図 & US 2004/0243001 A1 & US 2004/0215075 A1 & US 2005/0165309 A1 & EP 1615545 A & EP 1711846 A & WO 2004/093671 A2 & WO 2005/073755 A1	1-11
A	JP 2004-310639 A (株式会社リコー) 2004.11.04, 段落番号【0055】～【0069】 (ファミリーなし)	6, 7
A	JP 2005-110833 A (アロカ株式会社) 2005.04.28, 【要約】 (ファミリーなし)	8, 9

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

(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	JPWO2012063930A1	公开(公告)日	2014-05-12
申请号	JP2012534452	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	野口 裕雅		
发明人	野口 裕雅		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/08 A61B8/0825 A61B8/085 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/5207 G01S7/52036		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/EE09 4C601/JB48 4C601/JB49 4C601/JC06		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2010253287 2010-11-11 JP		
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，用于计算接收的超声波的频谱；频带设定单元，根据超声波的接收深度，设定至少上限频率，用于将计算出的频谱近似为预定频率。特征数据提取单元，通过近似频带的频谱来提取频谱的特征数据；存储单元，存储基于已知样本反射的超声波提取的频谱的特征数据，其与已知样本的组织特征相关联；组织特征确定单元使用存储在存储单元中的特征数据与已知样本的组织特征和在特征数据提取单元处提取的特征数据相关联地确定样本中的预定区域中的组织特征。

