

- | | | | |
|----|------------------------|----|--|
| 2 | Ultrasonic probe | 41 | Frequency analysis unit |
| 3 | Transmitter/receiver | 42 | Frequency characteristics extraction unit |
| 4 | Calculation unit | 43 | Tissue characteristics determination unit |
| 5 | Image processing unit | 51 | B mode image data generation unit |
| 6 | Input unit | 62 | Determination results display image data generation unit |
| 7 | Display unit | 61 | Known information memory unit |
| 8 | Memory unit | 82 | Window function memory unit |
| 9 | Control unit | | |
| 21 | Signal conversion unit | | |

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

診断対象の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診断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ことによって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、

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 3】

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、

前記一次式の傾きと、前記一次式の切片と、前記周波数スペクトルの周波数帯域に含まれる周波数、前記傾きおよび前記切片によって定まる強度と、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 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

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 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記組織性状判定部は、

前記検体平均点と前記既知検体平均点との前記特徴量空間上の距離が最小となるグループに対応する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 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記組織性状判定部は、

前記検体平均点と前記既知検体平均点との前記特徴量空間上の距離が小さいほど大きな値を有し、全ての距離に対応した値の和が 1 である確率を、全ての距離に対してそれぞれ算出することにより、前記検体の組織性状を確率的に判定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 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

10

20

30

40

50

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 ～ 3 のいずれか一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 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

【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】

診断対象の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診断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ことによって前記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】

診断対象の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診断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、

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ことによって前記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、

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、

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】

40

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて検体の組織性状を診断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

50

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。

10

【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。

20

【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、診断対象の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診断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ことによって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。

【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を一次式で近似し、前記一次式の傾きと、前記一次式の切片と、前記周波数スペクトルの周波数帯域に含まれる周波数、前記傾きおよび前記切片によって定まる強度と、を含む複数の特徴量を抽出することを特徴とする。

40

【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

50

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。

【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、前記組織性状判定部は、前記検体平均点と前記既知検体平均点との前記特徴量空間上の距離が最小となるグループに対応する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。

【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、前記組織性状判定部は、前記検体平均点と前記既知検体平均点との前記特徴量空間上の距離が小さいほど大きな値を有し、全ての距離に対応した値の和が1である確率を、全ての距離に対してそれぞれ算出することにより、前記検体の組織性状を確率的に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】

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をさらに備えたことを特徴とする。

20

【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、診断対象の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診断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ことによって前記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

【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、診断対象の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診断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、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ことによって前記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、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、を実行させることを特徴とする。

40

【発明の効果】

50

【 0 0 1 8 】

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ことによって検体の所定領域における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 】

【 0 0 1 9 】

【 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の処理の概要を示すフローチャートである。

【 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 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 5 】 図 5 は、一つの音線のデータ配列を模式的に示す図である。

【 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 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 2 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 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 1 0 】 図 1 0 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 1 1 】 図 1 1 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 1 2 】 図 1 2 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 】

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

（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診断する装置である。

【 0 0 2 2 】

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 E L 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

10

20

30

40

50

、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。

【0023】

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。

【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。

【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 が行った周波数解析によって得られた周波数スペクトル（パワースペクトル）を近似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。

【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。

【0027】

特徴量抽出部 42 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 42 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の中心周波数 $f_{MID} = (f_{LOW} + f_{HIGH}) / 2$ における強度（Mid-band fit） $c = a f_{MID} + b$ を算出する。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。このうち、傾き a は、超音波の散乱体の大きさと相関があり、一般に散乱体が大きいくほど傾きが低下すると考えられる。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）等と相関を有する。強度 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 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。

【0028】

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 2 9 】

組織性状判定部 4 3 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。

10

【 0 0 3 0 】

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。

【 0 0 3 1 】

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。

20

【 0 0 3 2 】

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 2 が算出した特徴量、および組織性状判定部 4 3 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およびその組織性状を強調する組織性状強調画像を含む判定結果表示画像データを生成する。

【 0 0 3 3 】

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 8 1 と、周波数解析部 4 1 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 8 2 とを有する。既知検体情報記憶部 8 1 は、既知検体に対する周波数解析によっ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 8 1 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ごとに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。既知検体情報記憶部 8 1 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。窓関数記憶部 8 2 は、Hamming, anning, 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。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や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。

30

【 0 0 3 4 】

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。

40

【 0 0 3 5 】

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。

【 0 0 3 6 】

50

図 2 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 2 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 S 1）。その後、B モード画像データ生成部 5 1 が B モード画像データを生成する（ステップ S 2）。

【0037】

続いて、制御部 9 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 S 3）。図 3 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赤（R）、緑（G）、青（B）の値を一致させたグレースケール画像である。

【0038】

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 S 4：Yes）、周波数解析部 4 1 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 S 5）。このステップ S 5 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 S 4：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 S 6：Yes）、超音波診断装置 1 は処理を終了する。これに対し、関心領域の指定がなされていない場合（ステップ S 4：No）において、ステップ S 6 で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 S 6：No）、超音波診断装置 1 はステップ S 4 へ戻る。

【0039】

ここで、周波数解析部 4 1 が行う処理（ステップ S 5）について、図 4 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 4 1 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 S 11）。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。

【0040】

続いて、周波数解析部 4 1 は、一つの音線上の全ての周波数スペクトルを算出する。まず、周波数解析部 4 1 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 S 12）。図 5 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 50 MHz）に対応した時間間隔で離散化されている。図 5 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 5 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。

【0041】

その後、周波数解析部 4 1 は、データ位置 Z の FFT データ群を取得し（ステップ S 13）、取得した FFT データ群に対し、窓関数記憶部 8 2 が記憶する窓関数を作用させる（ステップ S 14）。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。

【0042】

続いて、周波数解析部 4 1 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 S 15）。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}

10

20

30

40

50

($= M$ とする)個のデータがあることを意味する。図5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5では $n = 4$ ($N = 7$, $M = 8$)としている。

【0043】

ステップS15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S15: Yes)、周波数解析部41は、後述するステップS17へ移行する。

【0044】

ステップS15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S15: 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S16)。ステップS15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S16の後、周波数解析部41は、後述するステップS17へ移行する。

【0045】

ステップS17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S17)。図6および図7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6および図7では、横軸 f が周波数であり、縦軸 I が強度である。図6および図7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 $f_{LOW} = 3 \text{ MHz}$ 、 $f_{HIGH} = 10 \text{ MHz}$ である。なお、図6に示す直線 L_1 および図7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。

【0046】

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S18)。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5では、 $D = 15$ の場合を示している。

【0047】

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S19)。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S19: 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S20)。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S19: No)、周波数解析部41はステップS13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。

【0048】

ステップS20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S21: 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S20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S21: No)、周波数解析部41はステップS12へ戻る。

【0049】

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 4 1 が全ての音線に対して行う F F T 演算の総数 ($L_{max} - L_0 + 1$) $\times K$ を P とおく。

【 0 0 5 0 】

以上説明したステップ S 5 の周波数解析処理に続いて、特徴量抽出部 4 2 が、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 7)。具体的には、特徴量抽出部 4 2 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、三つの特徴量 a, b, c を算出する。図 6 に示す直線 L_1 および図 7 に示す直線 L_2 は、このステップ S 7 で得られる回帰直線である。

10

【 0 0 5 1 】

この後、組織性状判定部 4 3 は、特徴量抽出部 4 2 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 8)。

【 0 0 5 2 】

ここで、組織性状判定部 4 3 が行う処理 (ステップ S 8) について、図 8 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 3 は、関心領域の内部に位置する Q (P) 組の F F T データ群の三つの特徴量 a, b, c の各々の平均および標準偏差を算出する (ステップ S 3 1)。

【 0 0 5 3 】

続いて、組織性状判定部 4 3 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 3 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 3 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。

20

【 0 0 5 4 】

図 9 は、組織性状判定部 4 3 が設定する特徴量空間の一例を示す図である。図 9 に示す特徴量空間は、横軸が特徴量 b、縦軸が特徴量 c である。図 9 に示す点 S p は、ステップ S 3 1 で特徴量抽出部 4 2 が算出した検体の関心領域内に含まれる F F T データ群の周波数スペクトルの特徴量 b および 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 9 に示す領域 S A、S B、S C 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 9 に示す場合、三つのグループ S A、S B、S C 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。このように、本実施の形態 1 では、周波数解析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。

30

【 0 0 5 5 】

ステップ S 3 2 の後、組織性状判定部 4 3 は、検体平均点 S p と、グループ S A、S B、S C にそれぞれ含まれる F F T データ群の周波数スペクトルの特徴量 b および c の各平均を特徴量空間の座標として有する点 A₀、B₀、C₀ (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_{sp} , d_{sa} , d_{sb} , d_{sc} をそれぞれ算出する (ステップ S 3 3)。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。

40

【 0 0 5 6 】

続いて、組織性状判定部 4 3 は、ステップ S 3 3 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 S 3 4)。図 9 に示す場合、距離 d_{sa} が最小である。したがって、組織性状判定部 4 3 は、検体の組織性状が A であると判定する。なお、検

50

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 d_1, d_2, d_3 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_1, d_2, d_3 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_1, d_2, d_3 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_1, d_2, d_3 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。

【0057】

この後、組織性状判定部 43 は、ステップ S 33 における距離算出結果、およびステップ S 34 における判定結果を出力する（ステップ S 35）。これにより、ステップ S 8 の組織性状判定処理が終了する。

【0058】

以上説明したステップ S 8 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 S 9）。

【0059】

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 S 10）。図 10 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。

【0060】

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

【0061】

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 3 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。

【0062】

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。

【0063】

なお、図 10 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。

【0064】

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

10

20

30

40

50

によって得た周波数スペクトルを近似することによって検体の所定領域における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。

【0065】

図11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11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。

10

【0066】

(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。

20

【0067】

組織性状判定部43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9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。

【0068】

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。

30

【0069】

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。

【0070】

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 a , b , c であるとき、組織性状判定部43は、三つの特徴量 a , b , 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。

40

【0071】

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

50

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 a, b, c であるとき、組織性状判定部 43 は、三つの特徴量 a, b, 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。

【0072】

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。

10

【0073】

なお、本実施の形態 2 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。

【0074】

(実施の形態 3)

20

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。

【0075】

組織性状判定部 43 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 9 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 との距離 $d_{sp}, d_{sa}, d_{sb}, d_{sc}$ 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、 $P_A = 100 / (d_{sa}^{-1} + d_{sb}^{-1} + d_{sc}^{-1})$ として、組織性状 A に属する確率を $P_A / 100$ 、組織性状 B に属する確率を $P_B / 100$ 、組織性状 C に属する確率を $P_C / 100$ と定義することができる。

30

【0076】

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。

【0077】

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。

40

【0078】

(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。

【0079】

図 12 は、本実施の形態 4 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 12 に示す特徴量空間は、横軸が特徴量 b 、縦軸が特徴量 c であ

50

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、検体平均点の位置に応じて組織性状を判定する。図 12 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 43 は、検体の関心領域の組織性状が B であると判定する。

【0080】

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。

【0081】

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。

10

【符号の説明】

【0082】

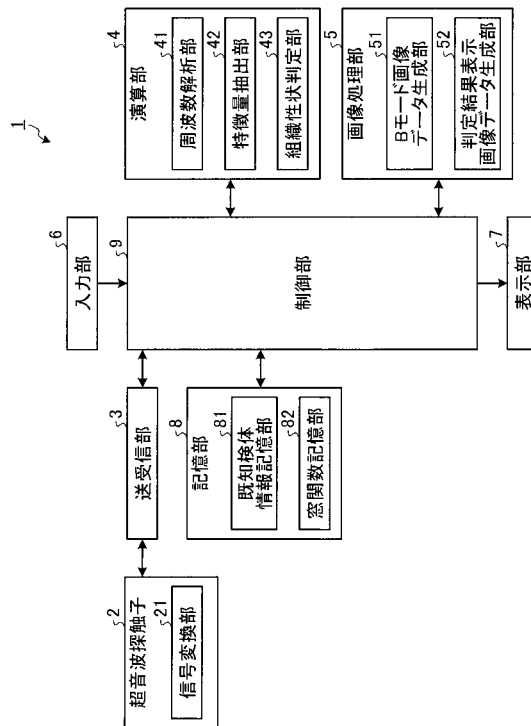
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波探触子
- 3 送受信部
- 4 演算部
- 5 画像処理部
- 6 入力部
- 7 表示部
- 8 記憶部
- 9 制御部
- 21 信号変換部
- 22 超音波送受信部
- 41 周波数解析部
- 42 特徴量抽出部
- 43 組織性状判定部
- 51 Bモード画像データ生成部
- 52 判定結果表示画像データ生成部
- 81 既知検体情報記憶部
- 82 窓関数記憶部
- 100 Bモード画像
- 200、400 判定結果表示画像
- 201、401 情報表示部
- 202 画像表示部
- 300 組織性状強調画像
- 402 第1画像表示部
- 403 第2画像表示部

20

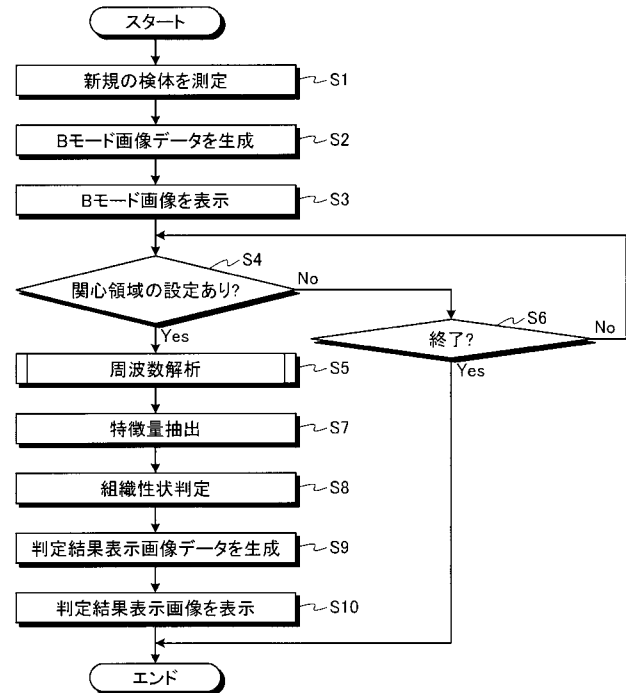
30

40

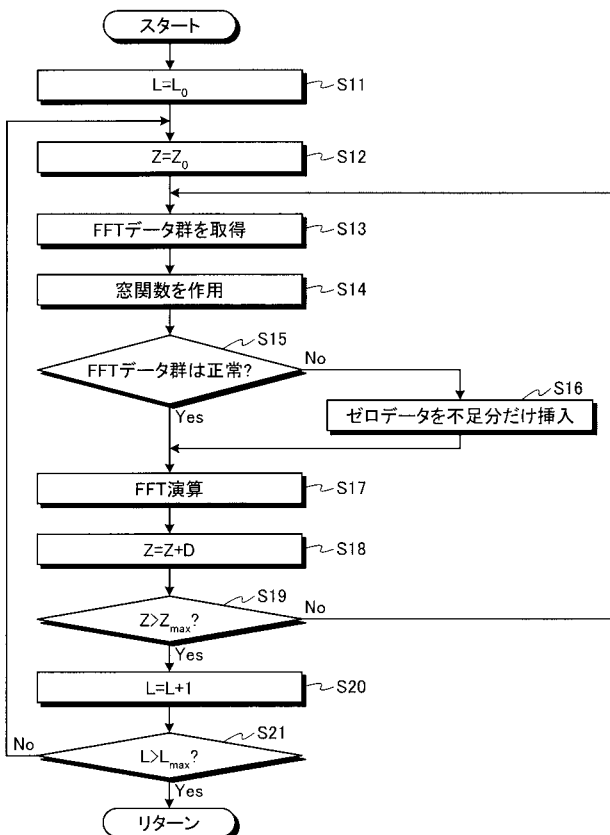
【図 1】



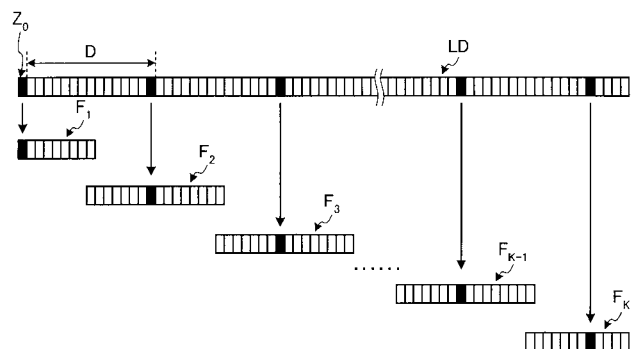
【図 2】



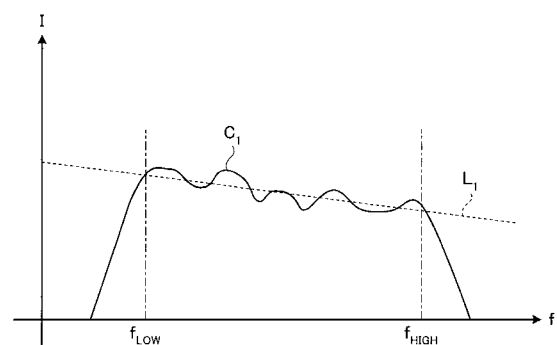
【図 4】



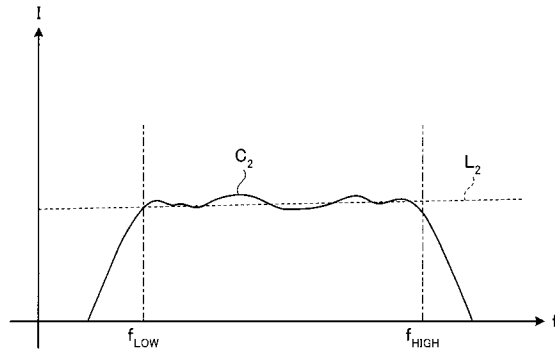
【図 5】



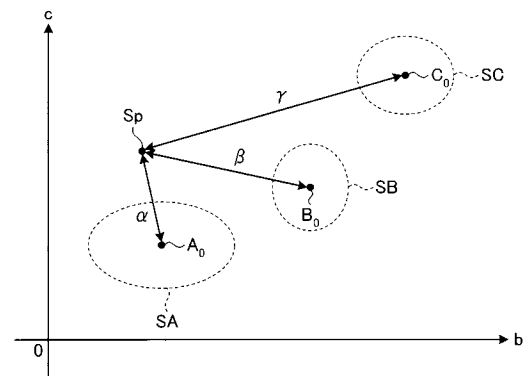
【図 6】



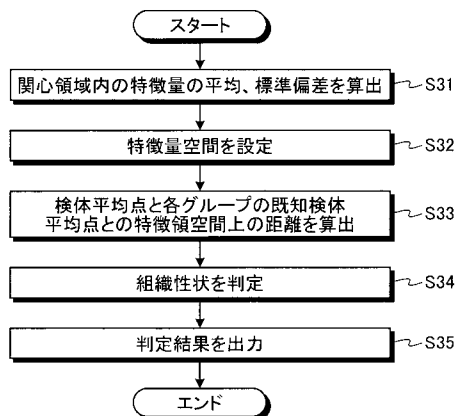
【図 7】



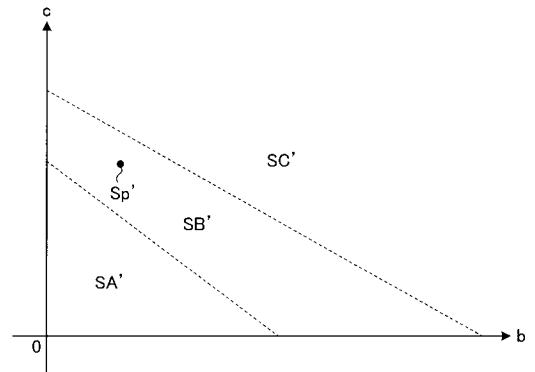
【図 9】



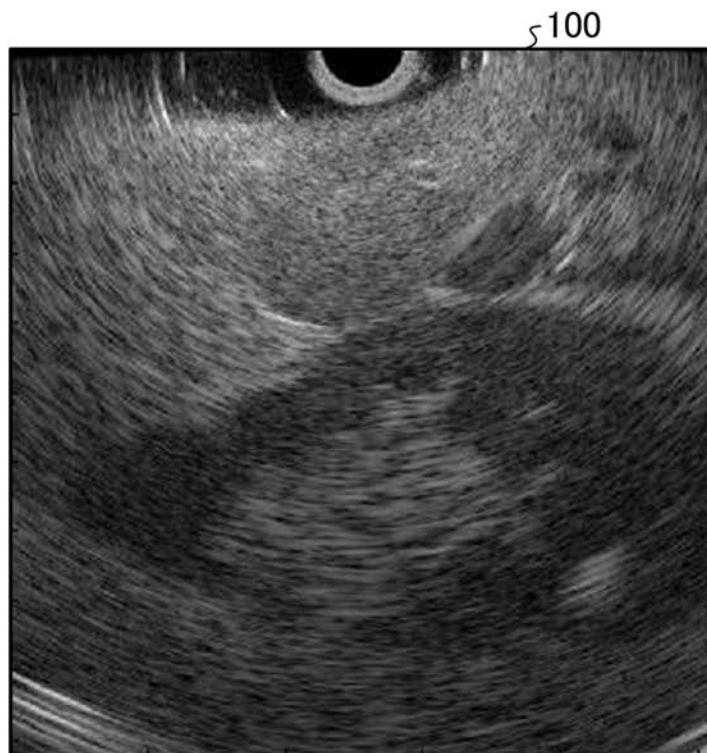
【図 8】



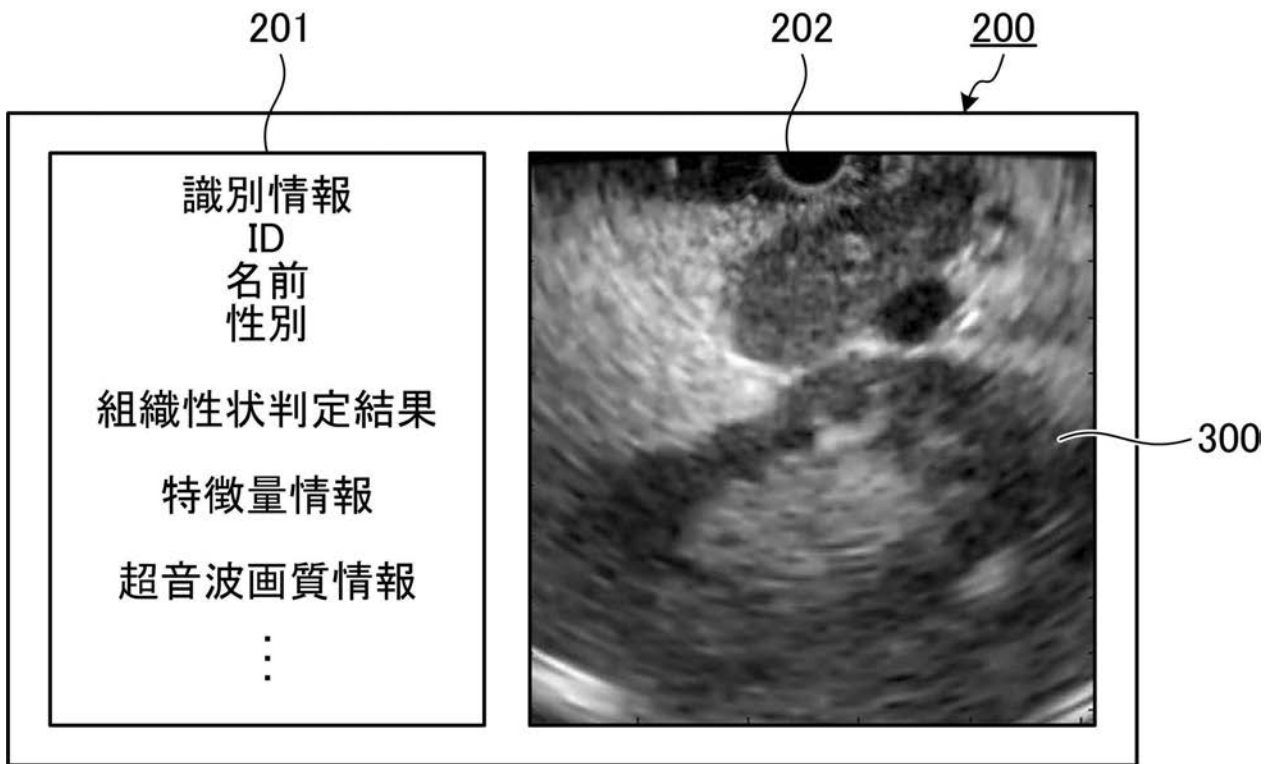
【図 12】



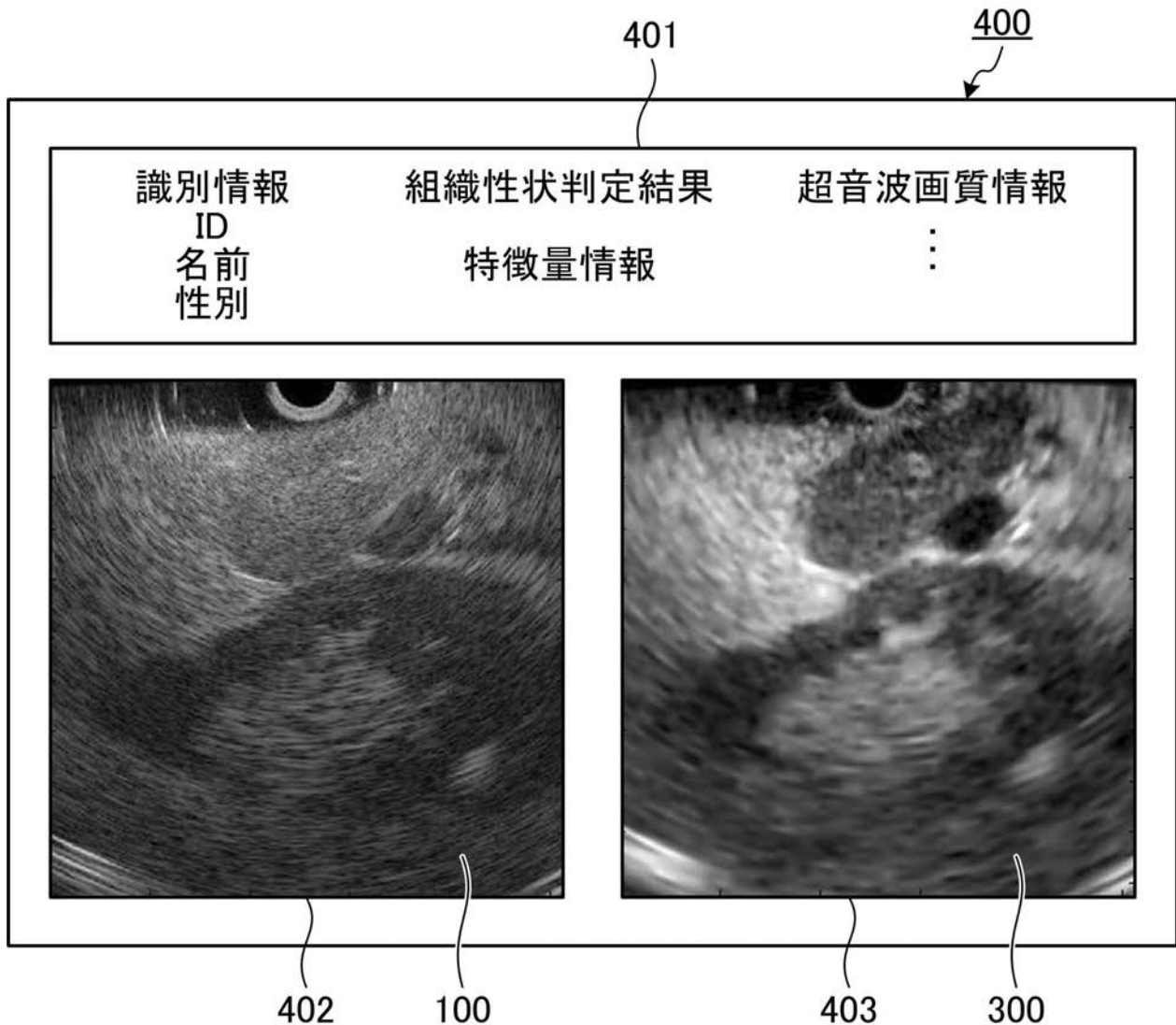
【図 3】



【図 10】



【図 1 1】



【手続補正書】

【提出日】平成24年5月25日(2012.5.25)

【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】

診断対象の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診断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一次式で近似し、前記一次式の傾きと、前記一次式の切片と、前記周波数スペクトルの周波数帯域に含まれる周波数、前記傾きおよび前記切片によって定まる強度のいずれか、を含む複数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し、さらに前記複数の既知

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する記憶部と、

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平均と、前記既知検体以外の新たな検体に対する前記特徴量空間上の特定点との距離に応じて分類されたグループ間の相対比較に基づいて、前記検体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】

前記組織性状判定部は、

前記検体平均点と前記既知検体平均点との前記特徴量空間上の距離が最小となるグループに対応する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 3】

前記一次式の傾きと、前記一次式の切片と、前記周波数スペクトルの周波数帯域に含まれる周波数、前記傾きおよび前記切片によって定まる強度のいずれか、を含む複数の特徴量を重み付け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】

前記検体の特徴量に対応し、色空間を構成する変数であ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 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

B モード画像と前記判定結果表示画像データに対応する判定結果表示画像とを同時に表示する表示部をさらに備えた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】

前記組織性状判定部は、

前記検体平均点と前記既知検体平均点との前記特徴量空間上の距離が小さいほど大きな値を有し、全ての距離に対応した値の和が 1 である確率を、全ての距離に対してそれぞれ算出することにより、前記検体の組織性状を確率的に判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 7】

前記一次式の傾きと、前記一次式の切片と、前記周波数スペクトルの周波数帯域に含まれる周波数、前記傾きおよび前記切片によって定まる強度のいずれか、を含む複数の特徴量を重み付け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し、色空間を構成する変数であ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 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

B モード画像と前記判定結果表示画像データに対応する判定結果表示画像とを同時に表示する表示部をさらに備えた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】

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 11】

前記一次式の傾きと、前記一次式の切片と、前記周波数スペクトルの周波数帯域に含まれる周波数、前記傾きおよび前記切片によって定まる強度のいずれか、を含む複数の特徴量を重み付け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】

前記検体の特徴量に対応し、色空間を構成する変数であ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 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

Bモード画像と前記判定結果表示画像データに対応する判定結果表示画像とを同時に表示する表示部をさらに備えたことを特徴とする請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2011/065910
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 1996-2011 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011		
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.
X	JP 2005-536289 A (The Cleveland Clinic Foundation), 02 December 2005 (02.12.2005), & JP 2005-536265 A & JP 2005-537052 A & US 2004/0039286 A1 & US 2004/0122326 A1 & US 2006/0241486 A1 & US 2006/0241487 A1 & US 2006/0253033 A1 & EP 1534137 A & EP 1534139 A & EP 1536727 A & WO 2004/017821 A2 & WO 2004/017823 A2 & WO 2004/017835 A1	1-11
X/Y	JP 2007-524431 A (The Cleveland Clinic Foundation), 30 August 2007 (30.08.2007), & US 2004/0152983 A1 & EP 1599122 A & WO 2004/069027 A2 & CA 2514962 A	1-8, 10, 11/9
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 05 August, 2011 (05.08.11)		Date of mailing of the international search report 16 August, 2011 (16.08.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/065910

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y/A	JP 2010-51553 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 11 March 2010 (11.03.2010), (Family: none)	9/1-8, 11
A	JP 2009-530068 A (Volcano Corp.), 27 August 2009 (27.08.2009), & EP 1996080 A & WO 2007/109771 A2	1-11

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/065910	
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 1971-2011年 日本国実用新案登録公報 1996-2011年 日本国登録実用新案公報 1994-2011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	
X	JP 2005-536289 A（ザ クリーブランド クリニック ファウンデーション）2005.12.02, & JP 2005-536265 A & JP 2005-537052 A & US 2004/0039286 A1 & US 2004/0122326 A1 & US 2006/0241486 A1 & US 2006/0241487 A1 & US 2006/0253033 A1 & EP 1534137 A & EP 1534139 A & EP 1536727 A & WO 2004/017821 A2 & WO 2004/017823 A2 & WO 2004/017835 A1	1-11	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 05.08.2011		国際調査報告の発送日 16.08.2011	
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） 宮澤 浩	2Q 9407 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 6 5 9 1 0

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	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, & US 2004/0152983 A1 & EP 1599122 A & WO 2004/069027 A2 & CA 2514962 A	1-8, 10, 11/ 9
Y/ A	JP 2010-51553 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2010.03.11, (ファミリーなし)	9/ 1-8, 11
A	JP 2009-530068 A (ヴォルケイノウ・コーポレーション) 2009.08.27, & EP 1996080 A & WO 2007/109771 A2	1-11

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, 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, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 神原 忠明

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 和田 安広

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD18 JB49 JC07 JC13 JC37 KK02 KK12 KK24

(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)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2012011414A1	公开(公告)日	2013-09-09
申请号	JP2012524951	申请日	2011-07-12
[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 江田 弘孝 野口 裕雅 神原 忠明 和田 安広		
发明人	宮木 浩仲 江田 弘孝 野口 裕雅 神原 忠明 和田 安広		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/485 G01S7/52026 G01S7/52042 G01S7/5205		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/JB49 4C601/JC07 4C601/JC13 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2010163290 2010-07-20 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置是通过将超声波发送到被诊断的检体并接收被检体反射的超声波，基于接收到的超声波来诊断检体的组织特性的装置。通过对通过分析超声波的频率而获得的频谱进行近似，来提取样本的预定区域中的频谱的特征量，以及多个已知样本和多个已知样本的特征量和组织特性。通过使用基于从样品反射的超声波提取的频谱的特征量来确定样品的预定区域的组织特性。

[図1]

