

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/192954

発行日 平成29年2月23日 (2017. 2. 23)

(43) 国際公開日 平成26年12月4日 (2014. 12. 4)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/00テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

出願番号 特願2014-545437 (P2014-545437)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2014/064559
(22) 国際出願日 平成26年5月27日 (2014. 5. 27)
(11) 特許番号 特許第5659324号 (P5659324)
(45) 特許公報発行日 平成27年1月28日 (2015. 1. 28)
(31) 優先権主張番号 特願2013-113284 (P2013-113284)
(32) 優先日 平成25年5月29日 (2013. 5. 29)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

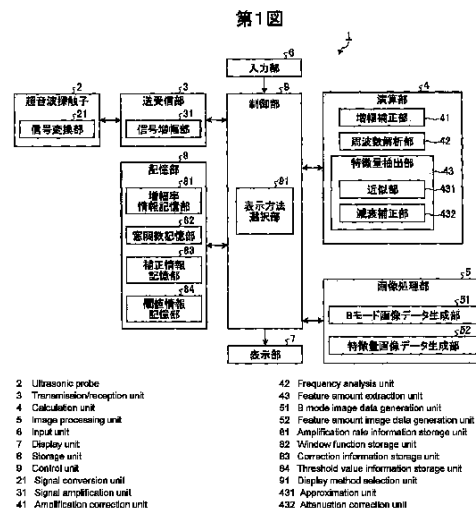
(71) 出願人 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 野口 裕雅
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD18 EE09 EE10 JB49 JC06
JC11 JC37 KK02 KK24 KK25
LL05 LL38

最終頁に続く

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

(57) 【要約】

検体に対して超音波信号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超音波探触子と、超音波探触子2が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ことによって周波数スペクトルから少なくとも1つの特徴量を抽出する特徴量抽出部と、特徴量抽出部が抽出した特徴量と該特徴量における閾値であって画像データが有する表示用のパラメータの値によらずに一定である閾値との関係に応じて、該特徴量に対応する情報を複数の表示方法のいずれかにしたがって表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、を備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検体に対して超音波信号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超音波探触子と、

前記超音波探触子が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から少なくとも 1 つの特徴量を抽出する特徴量抽出部と、

前記特徴量抽出部が抽出した特徴量と該特徴量における閾値であって画像データが有する表示用のパラメータの値によらずに一定である閾値との関係に応じて、該特徴量に対応する情報を複数の表示方法のいずれかにしたがって表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記閾値を含む前記特徴量の値と前記複数の表示方法とを対応付けて記憶する閾値情報記憶部と、

前記特徴量抽出部が抽出した特徴量に対応する情報の表示方法を前記閾値情報記憶部が記憶する前記複数の表示方法の中から選択し、該選択した表示方法にしたがって前記特徴量画像データ生成部に前記特徴量画像データを生成させる表示方法選択部と、

をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記複数の表示方法は、

色相が前記特徴量の値に応じて変化するカラー表示および色相が前記特徴量の値によらず一定であるグレースケール表示に大別され、

前記表示方法選択部は、

前記特徴量と前記閾値との大小関係に応じて前記カラー表示および前記グレースケール表示のいずれかを選択することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記超音波探触子は、互いに種類が異なる複数の超音波探触子から選択可能であり、

前記閾値情報記憶部は、

前記検体および前記超音波探触子の種類に応じた閾値を記憶し、

前記特徴量画像データ生成部は、

前記検体および前記超音波探触子の種類に応じた閾値に基づいて前記特徴量画像データを生成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観測装置。

【請求項 5】

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近似処理を行うことにより、該周波数スペクトルの近似式を算出する近似部と、

前記近似部が算出した近似式に対して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 ～ 4 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

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 ～ 4 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

前記近似部は、回帰分析によって近似対象の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 5 または 6 に記載の超音波観測装置。

【請求項 8】

前記近似部は、前記近似対象の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域に含
まれる特定の周波数とを用いて定まる強度、の少なくとも 1 つを特徴量として抽出するこ
とを特徴とする請求項 7 に記載の超音波観測装置。

【請求項 9】

検体に対して超音波信号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
する超音波観測装置の作動方法であって、

周波数解析部が前記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
する周波数解析ステップと、

特徴量抽出部が前記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か
ら少なくとも 1 つの特徴量を抽出する特徴量抽出ステップと、

特徴量画像データ生成部が、前記特徴量抽出ステップで抽出した特徴量と該特徴量にお
ける閾値であって画像データが有する表示用のパラメータの値によらずに一定である閾値
との関係に応じて、該特徴量に対応する情報を複数の表示方法のいずれかにしたがって表
示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、

を含むことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項 10】

検体に対して超音波信号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
する超音波観測装置に、

周波数解析部が前記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
する周波数解析ステップと、

特徴量抽出部が前記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か
ら少なくとも 1 つの特徴量を抽出する特徴量抽出ステップと、

特徴量画像データ生成部が、前記特徴量抽出ステップで抽出した特徴量と該特徴量にお
ける閾値であって画像データが有する表示用のパラメータの値によらずに一定である閾値
との関係に応じて、該特徴量に対応する情報を複数の表示方法のいずれかにしたがって表
示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、

を実行させることを特徴とする超音波観測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を観測する超音波観測装置、超音波観測装置の作
動方法および超音波観測装置の作動プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波を用いた検体等の観察対象の組織性状を観測する技術として、受信した超
音波信号の周波数スペクトルの特徴量を画像化する技術が知られている（例えば、特許文
献 1 を参照）。この技術では、観察対象の組織性状を表す量として周波数スペクトルの特
徴量を抽出した後、この特徴量に対応する視覚的な情報を付与した特徴量画像を生成して
表示する。医師等のユーザは、表示された特徴量画像を見ることによって検体の組織性状
を診断する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】国際公開第 2012/063975 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、上述した従来技術では、特徴量画像を構成する画素の輝度や色が、ゲインやコントラストなどの画像化に必要な表示用のパラメータの値に応じて変化し、特徴量の値との関連性に乏しかった。このため、上述した従来技術では、ユーザが観察対象の組織性状を客観的に精度よく診断することが難しい場合があった。

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、ユーザが観測対象の組織性状を客観的に精度よく診断することを可能にする超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムを提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0006】

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観測装置は、検体に対して超音波信号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超音波探触子と、前記超音波探触子が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から少なくとも1つの特徴量を抽出する特徴量抽出部と、前記特徴量抽出部が抽出した特徴量と該特徴量における閾値であって画像データが有する表示用のパラメータの値によらずに一定である閾値との関係に応じて、該特徴量に対応する情報を複数の表示方法のいずれかにしたがって表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、を備えたことを特徴とする。

20

【0007】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記閾値を含む前記特徴量の値と前記複数の表示方法とを対応付けて記憶する閾値情報記憶部と、前記特徴量抽出部が抽出した特徴量に対応する情報の表示方法を前記閾値情報記憶部が記憶する前記複数の表示方法の中から選択し、該選択した表示方法にしたがって前記特徴量画像データ生成部に前記特徴量画像データを生成させる表示方法選択部と、をさらに備えたことを特徴とする。

【0008】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記複数の表示方法は、色相が前記特徴量の値に応じて変化するカラー表示および色相が前記特徴量の値によらず一定であるグレースケール表示に大別され、前記表示方法選択部は、前記特徴量と前記閾値との大小関係に応じて前記カラー表示および前記グレースケール表示のいずれかを選択することを特徴とする。

30

【0009】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記超音波探触子は、互いに種類が異なる複数の超音波探触子から選択可能であり、前記閾値情報記憶部は、前記検体および前記超音波探触子の種類に応じた閾値を記憶し、前記特徴量画像データ生成部は、前記検体および前記超音波探触子の種類に応じた閾値に基づいて前記特徴量画像データを生成することを特徴とする。

【0010】

本発明に係る超音波観測装置は、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近似処理を行うことにより、該周波数スペクトルの近似式を算出する近似部と、前記近似部が算出した近似式に対して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。

40

【0011】

本発明に係る超音波観測装置は、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近似処理を行うことにより、前記周波

50

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。

【0012】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記近似部は、回帰分析によって近似対象の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。

【0013】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記近似部は、前記近似対象の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域に含まれる特定の周波数とを用いて定まる強度、の少なくとも1つを特徴量として抽出することを特徴とする。

【0014】

本発明に係る超音波観測装置の作動方法は、検体に対して超音波信号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超音波観測装置の作動方法であって、周波数解析部が前記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ステップと、特徴量抽出部が前記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から少なくとも1つの特徴量を抽出する特徴量抽出ステップと、特徴量画像データ生成部が、前記特徴量抽出ステップで抽出した特徴量と該特徴量における閾値であって画像データが有する表示用のパラメータの値によらずに一定である閾値との関係に応じて、該特徴量に対応する情報を複数の表示方法のいずれかにしたがって表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、を含むことを特徴とする。

【0015】

本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、検体に対して超音波信号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超音波観測装置に、周波数解析部が前記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ステップと、特徴量抽出部が前記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から少なくとも1つの特徴量を抽出する特徴量抽出ステップと、特徴量画像データ生成部が、前記特徴量抽出ステップで抽出した特徴量と該特徴量における閾値であって画像データが有する表示用のパラメータの値によらずに一定である閾値との関係に応じて、該特徴量に対応する情報を複数の表示方法のいずれかにしたがって表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、を実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、ユーザが観測対象の組織性状を客観的に精度よく診断することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の信号増幅部が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

【図3】図3は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の増幅補正部が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

【図4】図4は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の周波数解析部によって算出される周波数スペクトルの例を示す図である。

【図5】図5は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の減衰補正部が補正した特徴量に対応する直線を示す図である。

【図6】図6は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置のBモード画像生成部が生成するBモード画像データに対応するBモード画像の表示例を示す図である。

【図7】図7は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の特徴量画像データ生成部が特徴量画像データを生成する際の特徴量と複数の表示方法との関係を示す図である。

【図8】図8は、図7に示す画像を白黒で模式的に示す図である。

10

20

30

40

50

【図 9】図 9 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の閾値情報記憶部が記憶する閾値情報の例を示す図である。

【図 10】図 10 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の処理の概要を示すフローチャートである。

【図 11】図 11 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測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 12】図 12 は、1 つの音線のデータ配列を模式的に示す図である。

【図 13】図 13 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の表示部が表示する特徴量画像の一例を模式的に示す図である。

【図 14】図 14 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の特徴量画像データ生成部が特徴量画像データを生成する際の色相の別な設定方法を模式的に示す図である。

【図 15】図 15 は、図 14 に示す画像を白黒で模式的に示す図である。

【図 16】図 16 は、本発明の他の実施の形態に係る超音波観測装置の表示部が特徴量画像に B モード画像を重畳して表示する場合の例を示す図である。

【図 17】図 17 は、図 16 に示す画像を白黒で模式的に示す図である。

【図 18】図 18 は、本発明の他の実施の形態に係る超音波観測装置の減衰補正部が行う減衰補正処理の概要を模式的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

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。

【0019】

図 1 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の構成を示すブロック図である。同図に示す超音波観測装置 1 は、超音波を用いて診断対象である検体を観測するための装置である。超音波観測装置 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、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、超音波観測に必要な各種情報を記憶する記憶部 8 と、超音波観測装置 1 の動作制御を行う制御部 9 と、を備える。超音波観測装置 1 は、先端部に超音波探触子 2 が設けられるスコープと、スコープの基端が着脱可能に接続され、超音波探触子 2 以外の上記部位が設けられる処理装置（プロセッサ）とによって構成される。

【0020】

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。本実施の形態では、超音波探触子 2 として、互いに異なる複数種類のいずれかの超音波探触子 2 を選択して使用することが可能である。

【0021】

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電気的な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。

【0022】

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。具体的には、信号増幅部 31 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 S T C 補正を行う。図

10

20

30

40

50

2は、信号増幅部31が行う増幅処理における受信深度と増幅率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 (dB)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。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。

【0023】

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時間ドメインのデジタル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。

【0024】

演算部4は、送受信部3が出力したデジタルRF信号に対して受信深度によらず増幅率を一定とする増幅補正を行う増幅補正部41と、増幅補正を行ったデジタルRF信号に高速フーリエ変換(FFT)を施して周波数解析を行うことにより周波数スペクトルを算出する周波数解析部42と、周波数解析部42が算出した各箇所の周波数スペクトルに対し、回帰分析に基づく近似処理および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43と、を有する。

【0025】

図3は、増幅補正部41が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図3に示すように、増幅補正部41が行う増幅処理における増幅率 β (dB)は、受信深度 z がゼロのとき最大値 $\beta_{th} - \beta_0$ を取り、受信深度 z がゼロから閾値 z_{th} に達するまで線型に減少し、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上のときゼロである。このように定められる増幅率によって増幅補正部41がデジタルRF信号を増幅補正することにより、信号増幅部31におけるSTC補正の影響を相殺し、一定の増幅率 β_{th} の信号を出力することができる。なお、増幅補正部41が行う受信深度 z と増幅率 β の関係は、信号増幅部31における受信深度と増幅率の関係に応じて異なることは勿論である。

【0026】

このような増幅補正を行う理由を説明する。STC補正は、アナログ信号波形の振幅を全周波数帯域にわたって均一に増幅させる補正である。このため、超音波の振幅を利用するBモード画像を生成する際には、STC補正を行うことによって十分な効果を得ることができる一方で、超音波の周波数スペクトルを算出するような場合には、超音波の伝播に伴う減衰の影響を正確に排除できるわけではない。この問題を解決するには、Bモード画像を生成する際にSTC補正を施した受信信号を出力する一方、周波数スペクトルに基づいた画像を生成する際に、Bモード画像を生成するための送信とは異なる新たな送信を行い、STC補正を施していない受信信号を出力することが考えられる。ところがこの場合には、受信信号に基づいて生成される画像データのフレームレートが低下してしまうという問題がある。そこで、本実施の形態では、生成される画像データのフレームレートを維持しつつ、Bモード画像用にSTC補正を施した信号に対して一度STC補正の影響を排除するために、増幅補正部41によって増幅率の補正を行っている。

【0027】

周波数解析部42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音線上の複数の箇所(データ位置)における周波数スペクトルを算出する。周波数解析部42による算出結果は複素数で得られ、記憶部8に記憶される。

【0028】

10

20

30

40

50

一般に、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。なお、本実施の形態において、「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。

【0029】

図4は、周波数解析部42によって算出される周波数スペクトルの例を示す図である。具体的には、FFTデータ群を高速フーリエ変換することによって得られた周波数スペクトルを、周波数 f および受信深度を z の関数として、強度 $I(f, z)$ と位相 $\phi(f, z)$ によって表現したときの強度 $I(f, z)$ のスペクトルを示している。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。図4では、横軸 f が周波数、縦軸 I が強度であり、受信深度 z は一定である。図4に示す周波数スペクトル曲線 C_1 において、周波数スペクトルの下限周波数 f_L および上限周波数 f_H 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 $f_L = 3 \text{ MHz}$ 、 $f_H = 10 \text{ MHz}$ である。本実施の形態において、曲線および直線は、離散的な点の集合からなる。

【0030】

特徴量抽出部43は、周波数解析部42が算出した周波数スペクトルの近似式を回帰分析によって算出する近似部431と、近似部431が算出した近似式に対し、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施すことによって周波数スペクトルの特徴量を抽出する減衰補正部432と、を有する。

【0031】

近似部431は、回帰分析によって周波数スペクトルを一次式（回帰直線）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431は、一次式の傾き a_0 および切片 b_0 を補正前特徴量として抽出する。図4に示す直線 L_{10} は、近似部431が近似した一次式に相当する直線である。なお、近似部431は、傾き a_0 および切片 b_0 以外の補正前特徴量として、周波数帯域($f_L < f < f_H$)の中心周波数 $f_M = (f_L + f_H) / 2$ における回帰直線上の値である強度(Mid-band fitともいう) $c_0 = a_0 f_M + b_0$ を算出してもよい。

【0032】

3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か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、散乱体の数密度（濃度）等と相関を有している。具体的には、切片 b_0 は、散乱体が大きいかほど大きな値を有し、音響インピーダンスが大きいかほど大きな値を有し、散乱体の密度（濃度）が大きいかほど大きな値を有すると考えられる。中心周波数 f_M 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43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。

【0033】

減衰補正部432が行う補正について説明する。一般に、超音波の減衰量 $A(f, z)$ は、

$$A(f, z) = 2 \alpha z f \cdots (1)$$

と表される。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 $A(f, z)$ は、周波数 f に比例している。減衰率 α の具体的な値は、観察対象が生体である場合、 $0.0 \sim 1.0$ (dB/cm/MHz)、より好ましくは $0.3 \sim 0.7$ (dB/cm/MHz)であり、生体の部位に応じて定まる。例えば、観察対象が膵臓である場合には、 $\alpha = 0.6$ (dB/cm/MHz)と定めることがある。なお、本実施の形態において、減衰率 α の値を入力部6からの入

10

20

30

40

50

力によって設定または変更可能な構成としてもよい。

【0034】

減衰補正部432は、近似部431が抽出した補正前特徴量（傾き a_0 ，切片 b_0 ，強度 c_0 ）を、以下のように減衰補正することによって特徴量を抽出する。

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

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

$$c = c_0 + 2 \alpha z f_M (= a f_M + b) \quad \cdots (4)$$

式(2)、(4)からも明らかなように、減衰補正部432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の影響を受けないためである。

10

【0035】

図5は、減衰補正部432が補正した特徴量に対応する直線を示す図である。直線 L_1 の式は、

$$I = a f + b = (a_0 + 2 \alpha z) f + b_0 \quad \cdots (5)$$

で表される。この式(5)からも明らかなように、直線 L_1 は、直線 L_{10} と比較して、傾きが大きく、かつ切片が同じである。

【0036】

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、特徴量抽出部43が抽出した特徴量に対応する情報を複数の表示方法のいずれかにしたがって表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部52と、を有する。

20

【0037】

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。図6は、Bモード画像データ生成部51が生成するBモード画像データに対応する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。なお、超音波観測装置1を特徴量画像データの生成用として特化する場合、Bモード画像データ生成部51は必須の構成要素ではない。この場合には、信号増幅部31や増幅補正部41も不要である。

30

【0038】

特徴量画像データ生成部52は、特徴量抽出部43が抽出した特徴量と該特徴量における閾値であって画像データが有する表示用のパラメータの値によらずに一定である閾値との関係に応じて、該特徴量に対応する情報を複数の表示方法のいずれかにしたがって表示する特徴量画像データを生成する。ここで使用する表示方法は、後述する制御部9の表示方法選択部91によって選択される。

【0039】

特徴量画像データにおいて各画素に割り当てられる情報は、周波数解析部42が周波数スペクトルを算出する際のFFTデータ群のデータ量に応じて定められる。具体的には、例えば1つのFFTデータ群のデータ量に対応する画素領域には、そのFFTデータ群から算出される周波数スペクトルの特徴量に対応する情報が割り当てられる。なお、本実施の形態において、特徴量画像データを生成する際に使用する特徴量は1種類のみとして説明するが、複数種類の特徴量を用いて特徴量画像データを生成するようにしてもよい。

40

【0040】

図7は、特徴量画像データ生成部52が特徴量画像データを生成する際の特徴量と複数の表示方法との関係の一例を示す図である。図8は、図7に示す画像を白黒で模式的に示す図である。これらの図に示す場合、特徴量に対応する情報は、輝度、彩度および色相を

50

変数として有する。複数の表示方法は、これらの変数の具体的な値を定めるものである。図7および図8に示す場合、特徴量画像データ生成部52は、特徴量 S が $S_{min} \leq S \leq S_{max}$ の範囲にあるときに特徴量画像データを生成する。図7および図8に示す閾値 S_{th} は、ゲインやコントラストなど画像化に必要なパラメータであってリアルタイム観察中に変化可能な表示用のパラメータの影響を受けることなく、常に一定である。このような閾値 S_{th} は、スコープの種類（実質的には、スコープに搭載された超音波探触子2の種類）、ならびに観察対象の検体の種類に応じて定められ、図7および図8に例示された複数の表示方法との関係とともに、記憶部8が有する閾値情報記憶部84（後述）に格納される。

【0041】

以下、図7および図8を参照して、閾値 S_{th} との大小における輝度（曲線 V_1 ）、彩度（曲線 V_2 ）および色相（カラーバーCB）の設定例を説明する。図7および図8では、特徴量 S が閾値 S_{th} 以上である場合に色相が一定であるグレースケール表示とする一方、特徴量 S が閾値 S_{th} 未満である場合に色相が変化するカラー表示としている。以下、より具体的に説明する。

・ $S_{th} \leq S \leq S_{max}$ の場合

輝度は、特徴量 S の増加とともに増加する。彩度は特徴量 S の値によらずゼロであり、色相は特徴量 S の値によらず一定である（グレースケール表示）。図7および図8に示す領域 T_1 は、特徴量 S の値が正常組織に相当する領域である。

・ $S_{min} \leq S < S_{th}$ の場合

輝度および彩度は、特徴量 S の値によらず一定である。また、色相は、特徴量 S が大きい方から緑G（図8ではドット模様で記載）、赤R（図8では斜め縞模様で記載）、青B（図8では斜め格子模様で記載）に順次変化する（カラー表示）。図7および図8において、各色の帯域幅は等しい。また、図7および図8に示す領域 T_2 （緑Gと赤Rにまたがる領域）は、特徴量 S の値が病変部に対応する領域である一方、領域 T_3 （青Bに対応する領域）は、脈管に相当する領域である。なお、この場合には、特徴量 S の増加とともに輝度を連続的に減少させるようにしてもよい。

【0042】

ところで、図7および図8に示す特徴量と表示方法との関係はあくまでも一例に過ぎない。例えば、カラー表示における色の数、種類や各色の帯域幅は、特徴量 S と観察対象の臓器および使用するスコープとの関係に応じて設定することが好ましい。また、色の種類については、ユーザが入力部6を介して設定を変更することができるようにしてもよい。さらに、すべての表示領域で色相を変化させ、閾値を境として色を切り替えるような設定とすることも可能である。加えて、閾値を複数設定し、各閾値との大小関係に応じて表示方法を設定することも可能である。

【0043】

記憶部8は、増幅率情報記憶部81と、窓関数記憶部82と、補正情報記憶部83と、閾値情報記憶部84とを有する。

増幅率情報記憶部81は、信号増幅部31が増幅処理を行う際および増幅補正部41が増幅補正処理を行う際にそれぞれ参照する増幅率と受信深度との関係（例えば、図2および図3に示す関係）を増幅率情報として記憶する。

窓関数記憶部82は、Hanning, Hanning, Blackmanなどの窓関数のうち少なくともいずれか1つの窓関数を記憶する。

補正情報記憶部83は、式(1)を含む減衰補正に関連した情報を記憶する。

閾値情報記憶部84は、スコープの種類（実質的には、スコープに搭載された超音波探触子2の種類）、および観察対象の検体の種類に応じて定められる閾値を記憶するとともに、各閾値と複数の表示方法とを対応付けて記憶する（図7を参照）。

【0044】

図9は、閾値情報記憶部84が記憶する閾値の例を模式的に示す図である。同図に示すテーブルTbは、3つの特徴量 S_1 、 S_2 、 S_3 に対して、観察対象の検体と超音波探触

10

20

30

40

50

子2を具備するスコープの種類に応じた閾値の値を記録している。例えば、スコープIを用いて検体の一種である臓器Aを観察対象とする場合、特徴量S1、S2、S3の閾値は、それぞれSA11、SA12、SA13である。また、スコープIIを用いて臓器Bを観察対象とする場合、特徴量S1、S2、S3の閾値は、SB21、SB22、SB23である。

閾値は、スコープごとの性能の差による特徴量のばらつきを打ち消すような値として設定するのが好ましい。具体的には、例えば特徴量が高く算出される傾向にあるスコープの場合には閾値を高く設定する一方、特徴量が低く算出される傾向にあるスコープの場合には閾値を低く設定することが考えられる。

【0045】

記憶部8は、超音波観測装置1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。

【0046】

制御部9は、特徴量抽出部43が抽出した特徴量に対して、閾値情報記憶部84が記憶する閾値情報を参照することにより、対応する表示方法を選択する表示方法選択部91を有する。表示方法選択部91は、選択した表示方法の特徴量画像データ生成部52へ出力する。

【0047】

制御部9は、演算および制御機能を有するCPUを用いて実現される。制御部9は、記憶部8が記憶、格納する情報および超音波観測装置1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、超音波観測装置1の作動方法に関連した各種演算処理を実行することによって超音波観測装置1を統括して制御する。

【0048】

なお、超音波観測装置1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。各種プログラムの記録媒体等への記録は、コンピュータまたは記録媒体を製品として出荷する際に行ってもよいし、通信ネットワークを介したダウンロードにより行ってもよい。

【0049】

図10は、以上の構成を有する超音波観測装置1の処理の概要を示すフローチャートである。なお、超音波観測装置1が備える超音波探触子2の種類は、予め装置自身が認識しているものとする。このために、例えばスコープにおける処理装置接続側の端部にスコープ（超音波探触子2）の種類を処理装置に判別させるための接続ピンを設けておけばよい。これにより、処理装置側は、接続されたスコープの接続ピンの形状に応じてスコープの種別を判定することができる。また、観測対象である検体の種類については、予めユーザが入力部6によって識別情報を入力しておけばよい。

【0050】

図10において、超音波観測装置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）。

【0051】

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、そのエコー信号の増幅を行う（ステップS2）。ここで、信号増幅部31は、例えば図2に示す増幅率と受信深度との関係に基づいてエコー信号の増幅（STC補正）を行う。

【0052】

続いて、Bモード画像データ生成部51は、信号増幅部31が増幅した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）。超音波観測装置1を特徴量画像データの生成用として特化する場合、このステップS3は不要である。

【0053】

この後、増幅補正部41は、送受信部3から出力された信号に対して受信深度によらず

10

20

30

40

50

増幅率が一定となる増幅補正を行う（ステップS4）。ここで、増幅補正部41は、例えば図3に示す増幅率と受信深度との関係に基づいて増幅補正を行う。

【0054】

ステップS4の後、周波数解析部42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）。

【0055】

ここで、周波数解析部42が行う処理（ステップS5）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、周波数解析部42は、解析対象の音線を識別するカウンタ k を k_0 とする（ステップS21）。

【0056】

続いて、周波数解析部42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（受信深度に相当） $Z^{(k)}$ の初期値 $Z^{(k)}_0$ を設定する（ステップS22）。図12は、1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 SR_k において、白または黒の長方形は、1つのデータを意味している。音線 SR_k 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12では、音線 SR_k の1番目のデータ位置を初期値 $Z^{(k)}_0$ として設定した場合を示しているが、初期値の位置は任意に設定することができる。

【0057】

その後、周波数解析部42は、データ位置 $Z^{(k)}$ 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82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。

【0058】

続いて、周波数解析部42は、データ位置 $Z^{(k)}$ 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 $Z^{(k)}$ がFFTデータ群で前から 2^{n-1} 番目の位置であることを意味する。換言すると、FFTデータ群が正常であるとは、データ位置 $Z^{(k)}$ 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 $Z^{(k)}$ 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12に示す場合、FFTデータ群 F_2 、 F_3 はともに正常である。なお、図12では $n=4$ （ $N=7$ ， $M=8$ ）の場合を例示している。

【0059】

ステップS25における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ 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42は、後述するステップS27へ移行する。

【0060】

ステップS25における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ 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42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42は、後述するステップS27へ移行する。

【0061】

ステップS27において、周波数解析部42は、FFTデータ群を用いてFFT演算を行うことにより、複素数からなる周波数スペクトルを得る（ステップS27）。この結果、例えば図4に示すような周波数スペクトル曲線 C_1 が得られる。

10

20

30

40

50

【0062】

続いて、周波数解析部42は、データ位置 $Z^{(k)}$ をステップ幅 D で変化させる（ステップS28）。ステップ幅 D は、記憶部8が予め記憶しているものとする。図12では、 $D=15$ の場合を例示している。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42における演算量を削減したい場合には、そのデータステップ幅より大きい値を設定してもよい。

【0063】

その後、周波数解析部42は、データ位置 $Z^{(k)}$ が音線 SR_k における最大値 $Z^{(k)}_{max}$ より大きいかなんかを判定する（ステップS29）。データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z^{(k)}_{max}$ より大きい場合（ステップS29：Yes）、周波数解析部42はカウンタ k を1増加させる（ステップS30）。一方、データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z^{(k)}_{max}$ 以下である場合（ステップS29：No）、周波数解析部42はステップS23へ戻る。このようにして、周波数解析部42は、音線 SR_k に対して、 $[\{ (Z^{(k)}_{max} - Z^{(k)}_0) / D \} + 1]$ 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。

【0064】

ステップS30の後、周波数解析部42は、カウンタ k が最大値 k_{max} より大きいかなんかを判定する（ステップS31）。カウンタ k が k_{max} より大きい場合（ステップS31：Yes）、周波数解析部42は一連のFFT処理を終了する。一方、カウンタ k が k_{max} 以下である場合（ステップS31：No）、周波数解析部42はステップS22に戻る。

【0065】

このようにして、周波数解析部42は、 $(k_{max} - k_0 + 1)$ 本の音線の各々について複数回のFFT演算を行う。

【0066】

なお、ここでは、周波数解析部42が超音波信号を受信したすべての領域に対して周波数解析処理を行うことを前提としているが、あらかじめ入力部6によって特定の関心領域の設定入力を受け付けて、その関心領域内においてのみ周波数解析処理を行うようにしてもよい。

【0067】

以上説明したステップS5の周波数解析処理に続いて、近似部431は、近似処理として周波数解析部42が算出した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S6）。具体的には、近似部431は、周波数スペクトル周波数帯域 $f_L < f < f_H$ の周波数スペクトルの強度 $I(f, z)$ 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4に示す直線 L_{10} は、このステップS6において、周波数スペクトル曲線 C_1 に対して補正前特徴量抽出処理を行うことによって得られる回帰直線の一例である。

【0068】

この後、減衰補正部432は、近似部431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S7）。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、 $1530 \text{ (m/sec)} \times 20 \text{ (nsec)} / 2 = 0.0153 \text{ (mm)}$ となる。処理対象のFFTデータ群のデータ位置までの音線の1番目のデータからのデータステップ数が n であるとする、そのデータ位置 Z は、データステップ数 n とデータステップ幅 D とを用いて $0.0153nD \text{ (mm)}$ となる。減衰補正部432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。このように算出される特徴量に相当する直

10

20

30

40

50

線の一例として、図 5 に示す直線 L_1 を挙げるができる。

【0069】

以上説明したステップ S 6 および S 7 は、特徴量抽出部 4 3 が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から少なくとも 1 つの特徴量を抽出する特徴量抽出ステップを構成する。

【0070】

続いて、表示方法選択部 9 1 は、特徴量抽出部 4 3 によって抽出された特徴量の値と閾値情報記憶部 8 4 が記憶する閾値情報とに基づいて、抽出された特徴量に対応する情報の表示方法を選択し、この選択結果を特徴量画像データ生成部 5 2 へ出力する（ステップ S 8）。

10

【0071】

この後、特徴量画像データ生成部 5 2 は、特徴量抽出ステップ（ステップ S 6、S 7）で抽出した特徴量と該特徴量における閾値であって画像データが有する表示用のパラメータの値によらずに一定である閾値との関係に応じて、該特徴量に対応する情報を、表示方法選択部 9 1 によって選択された表示方法にしたがって表示する特徴量画像データを生成する（ステップ S 9）。

【0072】

続いて、表示部 7 は、制御部 9 の制御のもと、特徴量画像データ生成部 5 2 が生成した特徴量画像を表示する（ステップ S 10）。図 1 3 は、表示部 7 が表示する特徴量画像の一例を示す図であり、図 7 に示す特徴量と複数の表示方法との関係に基づいて生成された特徴量画像の表示例を示す図である。同図に示す特徴量画像 2 0 0 は、検体 2 0 1 における特徴量分布を示している。特徴量画像 2 0 0 は、検体 2 0 1 の中に、1 つの灰色領域 2 0 2 と、2 つのカラー領域 2 0 3、2 0 4 とを有する。カラー領域 2 0 3 は、閉じた緑色領域 2 0 5（ドット模様で記載）と、その内側に広がる赤色領域 2 0 6（斜め縞模様で記載）とからなる。カラー領域 2 0 4 は、円環状の赤色領域 2 0 7（斜め縞模様で記載）と、その内側に広がる円状の青色領域 2 0 8（斜め格子模様で記載）とからなる。これらの領域は、その色からも明らかなように、組織性状が異なっていると考えられる。具体的には、図 7 および図 8 を説明する際に説明した色と組織性状との対応に基づいて生成された特徴量画像 2 0 0 を見たユーザは、検体 2 0 1 の組織性状として、灰色領域 2 0 2 は正常組織であり、カラー領域 2 0 3 は病変部であり、カラー領域 2 0 4 は脈管であると判定することができる。

20

30

【0073】

ステップ S 10 の後、超音波観測装置 1 は、一連の処理を終了する。なお、超音波観測装置 1 が、ステップ S 1 ～ S 10 の処理を周期的に繰り返すようにしてもよい。

【0074】

以上説明した本発明の一実施の形態によれば、観察対象から受信した周波数スペクトルから抽出した特徴量と該特徴量における閾値であって画像データが有する表示用のパラメータの値によらずに一定である閾値との関係に応じて、該特徴量に対応する情報を複数の表示方法のいずれかにしたがって表示する特徴量画像データを生成するため、表示用のパラメータの影響を受けることなく、特徴量の値と強い関連性を有する特徴量画像データを

40

【0075】

また、本実施の形態によれば、特徴量抽出部が抽出した特徴量に対応する情報の表示方法を、閾値を含む特徴量の値と複数の表示方法とを対応付けて記憶する閾値情報記憶部を参照して選択し、該選択した表示方法にしたがって特徴量画像データ生成部に特徴量画像データを生成させるため、特徴量の値と表示方法との関係は絶対的なものであり、この意味でもユーザによる客観的かつ高精度な診断を可能としている。

【0076】

また、本実施の形態によれば、複数の表示方法を、カラー表示とグレースケール表示に

50

大別しているため、例えば検体の組織性状のうち病変部のように強調したい箇所にはカラー表示による表示方法を適用する一方、正常組織に対してはグレースケール表示による表示方法を適用することで、組織性状の違いを明確に表現した特徴量画像データを生成することができる。

【0077】

また、本実施の形態によれば、検体および超音波探触子（または超音波探触子を搭載したスコープの種類）に応じて閾値を定めることにより、検体の特性を考慮しつつ超音波探触子の機差による影響を排除した特徴量画像データを生成することができる。この結果、ユーザは、一段と高精度で検体の組織性状を診断することが可能となる。

【0078】

また、本実施の形態によれば、受信深度に応じた増幅率で増幅するSTC補正を加えた信号をもとにBモード画像データを生成する一方、STC補正の影響のみを相殺して増幅率を受信深度によらず一定にする増幅補正を行ってから周波数スペクトルを算出し、この周波数スペクトルに近似処理を施した後、近似処理によって得られた補正前特徴量に対して減衰補正を行うため、超音波の伝播に伴う減衰の影響を正しく排除するとともに、受信した超音波をもとに生成する画像データのフレームレートの低下を防止することが可能となる。したがって、本実施の形態によれば、周波数スペクトルに基づいて検体の組織性状を鑑別する際の精度が減衰の影響によって低下してしまうのを防止することができる。

【0079】

（その他の実施の形態）

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、上述した一実施の形態によってのみ限定されるべきものではない。例えば、本発明において、特徴量画像データ生成部52が特徴量画像データを生成する際の色相の設定方法は、図7および図8に示すものに限られるわけではない。図14は、特徴量画像データ生成部52が特徴量画像データを生成する際の色相の別な設定方法を模式的に示す図である。図15は、図14に示す画像を白黒で模式的に示す図である。図14および図15に示す場合には、特徴量 S の $S_{min} \leq S < S_{th}$ における値の変化に応じて色相を連続的に変化させている。具体的には、図14および図15では、特徴量 S が $S_{min} \leq S < S_{th}$ の範囲で増加するにつれて、色相を赤→黄→緑→青の順に、波長の変化に応じて色相を連続的に変化させている。なお、図15における両矢印は、矢印両端に記載された色相の間で、波長の変化に応じて色相が連続的に変化していくことを模式的に示している。

【0080】

また、本発明において、複数の表示方法をカラー表示とグレースケール表示の2つのみとしてもよい。この場合、表示方法選択部91が、特徴量が閾値以上である場合に2つの表示方法の一方を選択し、特徴量が閾値未満である場合に2つの表示方法の他方を選択するようにすればよい。

【0081】

なお、図7（および図8）および図14（および図15）では、閾値よりも小さい領域で色相を付与しているが、これは、組織性状を判別する際に最も見たい組織（例えば、癌などの病変部）に色相を付与することを想定しているためである。したがって、検体の種類によっては、特徴量が閾値よりも大きい領域が病変部である場合もある。したがって、色相の付与領域は、閾値との大小によって決まるわけではなく、検体の種類や特性、ユーザが確認したい組織性状などの条件に応じて適宜変更可能な構成とすることが好ましい。

【0082】

また、本発明において、表示部7が特徴量画像を表示する際には、Bモード画像と特徴量画像を並べて表示してもよいし、特徴量画像にBモード画像を重畳して表示してもよい。図16は、表示部7が特徴量画像にBモード画像を重畳して表示する場合の例を示す図である。図17は、図16に示す画像を白黒で模式的に示す図である。これらの図に示す重畳画像300は、Bモード画像がそのまま表示されるBモード表示領域301と、特徴量画像とBモード画像が重畳して表示される重畳表示領域302とを有する。なお、図1

10

20

30

40

50

7では、重畳表示領域302における色相の変化は無視して、単一の縦縞模様で模式的に記載している。重畳画像300において、特徴量画像とBモード画像との混合比率は予め設定されているものとしているが、入力部6からの入力によって混合比率を変化させることができるような構成とすることも可能である。

このようにして、特徴量画像をBモード画像とともに表示部7で表示することにより、医師等のユーザは、Bモード画像による情報とあわせて検体の組織性状を判別することが可能となり、より高精度の診断を行うことが可能となる。

【0083】

また、本発明において、表示部7が表示中の特徴量画像がフリーズ状態にある場合には、ユーザが閾値を任意に設定変更することができるようにしてもよい。

10

【0084】

また、本発明において、特徴量抽出部43が、周波数スペクトルの減衰補正を行ってから、補正後の周波数スペクトルの近似式を算出するようにしてもよい。図18は、減衰補正部432が行う減衰補正処理の概要を模式的に示す図である。図18に示すように、減衰補正部432は、周波数スペクトル曲線 C_1 に対し、帯域内のすべての周波数 f ($f_L < f < f_H$)における強度 $I(f, z)$ に式(1)の減衰量 $A(f, z)$ をそれぞれ加える補正($I(f, z) \rightarrow I(f, z) + A(f, z)$)を行う。これにより、超音波の伝播に伴う減衰の寄与を削減した新たな周波数スペクトル曲線 C_2 が得られる。近似部431は、周波数スペクトル曲線 C_2 に対して回帰分析を行うことにより、特徴量を抽出する。この場合に抽出される特徴量は、図18に示す直線 L_1 の傾き a 、切片 b (、強度 c)である。この直線 L_1 は、図5に示す直線 L_1 と同じである。

20

【0085】

また、本発明において、制御部9が、増幅補正部41による増幅補正処理と減衰補正部432における減衰補正処理とを一括して行わせるようにしてもよい。この処理は、図10のステップS4における増幅補正処理を行わず、図10のステップS7における減衰補正処理の減衰量の定義を次式(6)のように変更して行うことと等価である。

$$A' = 2\alpha z f + \gamma(z) \quad \dots (6)$$

ここで、右辺の $\gamma(z)$ は、受信深度 z における増幅率 β と β_0 との差であり、

$$\gamma(z) = -\{(\beta_{th} - \beta_0) / z_{th}\} z + \beta_{th} - \beta_0 \quad (z \leq z_{th}) \quad \dots (7)$$

30

$$\gamma(z) = 0 \quad (z > z_{th}) \quad \dots (8)$$

と表される。

【0086】

このように、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】

【0087】

- 1 超音波観測装置
- 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 増幅補正部
- 42 周波数解析部

40

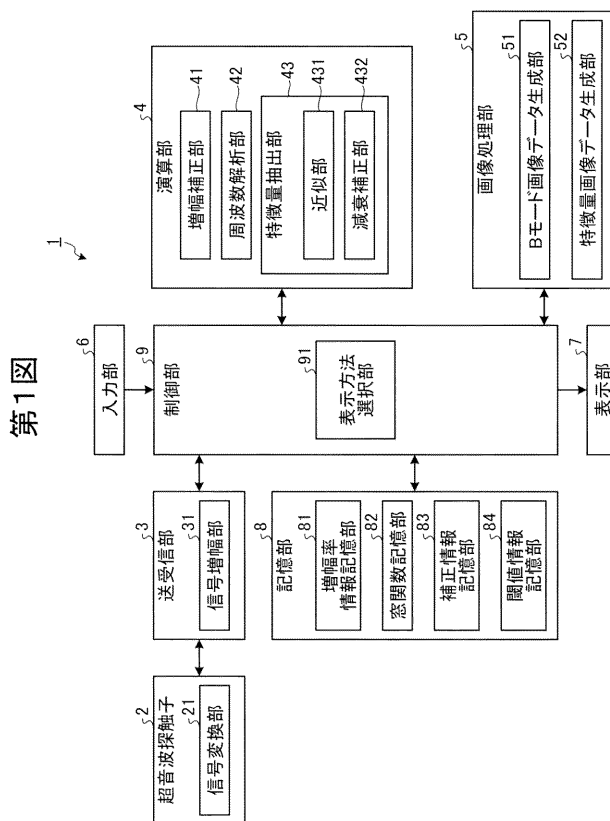
50

- 4 3 特徴量抽出部
- 5 1 Bモード画像データ生成部
- 5 2 特徴量画像データ生成部
- 8 1 増幅率情報記憶部
- 8 2 窓関数記憶部
- 8 3 補正情報記憶部
- 8 4 閾値情報記憶部
- 9 1 表示方法選択部
- 1 0 0 Bモード画像
- 2 0 0 特徴量画像
- 2 0 1 検体
- 2 0 2 灰色領域
- 2 0 3、2 0 4 カラー領域
- 2 0 5 緑色領域
- 2 0 6、2 0 7 赤色領域
- 2 0 8 青色領域
- 3 0 0 重畳画像
- 3 0 1 Bモード表示領域
- 3 0 2 重畳表示領域
- 4 3 1 近似部
- 4 3 2 減衰補正部

10

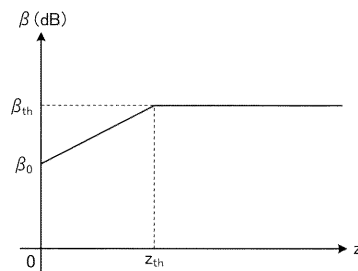
20

【図 1】



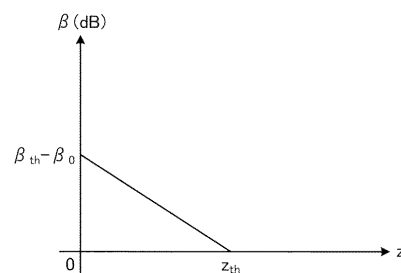
【図 2】

第2図

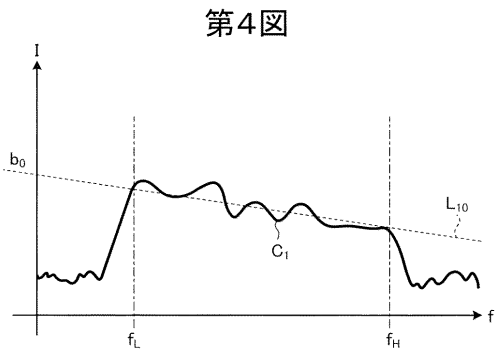


【図 3】

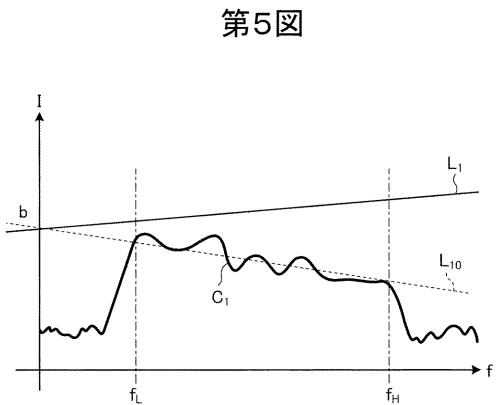
第3図



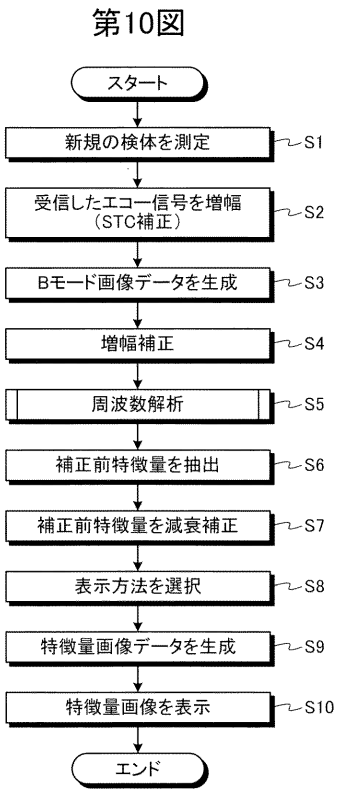
【 図 4 】



【 図 5 】



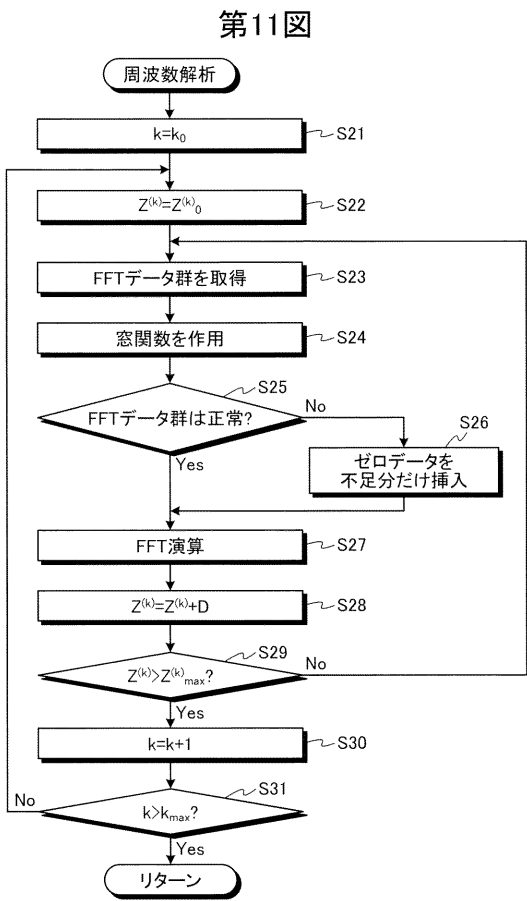
【 図 1 0 】



【 図 9 】

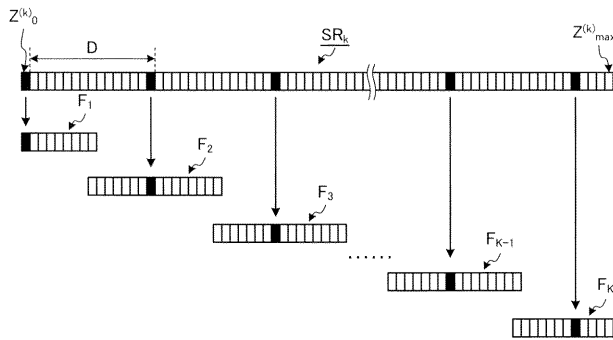


【 図 1 1 】



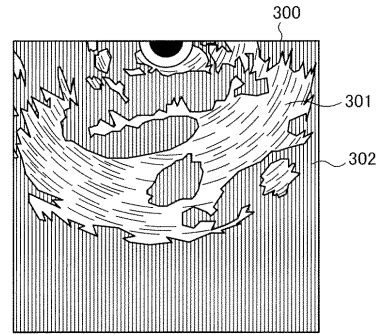
【図 1 2】

第12図



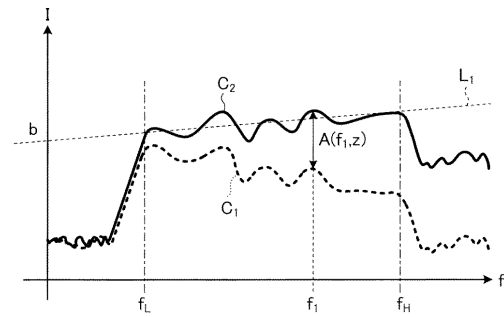
【図 1 7】

第17図



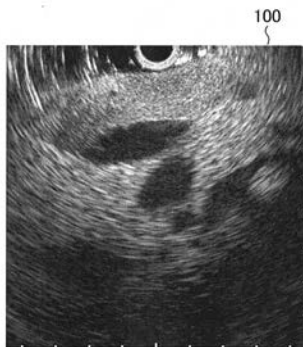
【図 1 8】

第18図



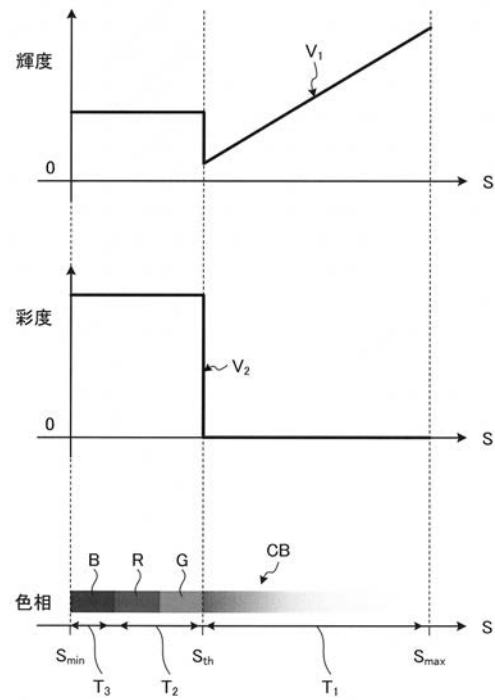
【図 6】

第6図



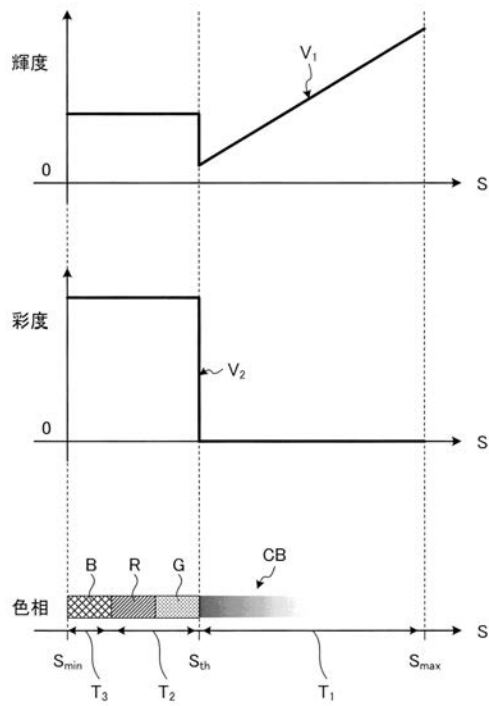
【図 7】

第7図



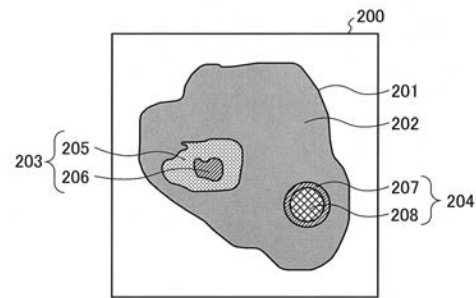
【図 8】

第8図



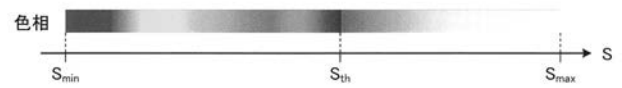
【図 1 3】

第13図



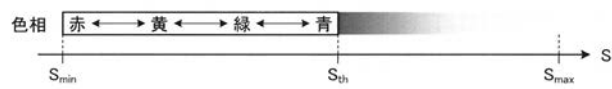
【図 1 4】

第14図



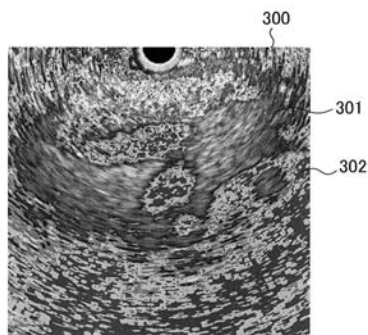
【図 1 5】

第15図



【図 1 6】

第16図



【手続補正書】

【提出日】平成26年9月18日(2014.9.18)

【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】

超音波信号を送受信する超音波観測装置において、

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から少なくとも1つの特徴量を抽出する特徴量抽出部と、

前記特徴量抽出部が抽出した特徴量と該特徴量における閾値であって画像データが有する表示用のパラメータの値によらずに一定である閾値との関係に応じて、該特徴量に対応する情報を前記特徴量の値に応じて色相が変化するカラー表示方法、または前記特徴量の値によらず色相が一定であるグレースケール表示方法のいずれかの表示方法にしたがって表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、

前記閾値と前記カラー表示方法または前記グレースケール表示方法とを対応付けた閾値情報を記憶する閾値情報記憶部と、

前記特徴量と、前記閾値情報に含まれる前記閾値との大小関係に基づいて前記カラー表示方法および前記グレースケール表示方法のいずれかを選択し、該選択した表示方法にしたがって前記特徴量画像データ生成部に前記特徴量画像データを生成させる表示方法選択部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

さらに、前記超音波観測装置は、互いに種類が異なる複数の超音波探触子を接続可能であり、

前記閾値情報記憶部は、

前記検体および前記超音波探触子の種類に応じた閾値を記憶し、

前記特徴量画像データ生成部は、

前記検体および前記超音波探触子の種類に応じた閾値に基づいて前記特徴量画像データを生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

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近似処理を行うことにより、該周波数スペクトルの近似式を算出する近似部と、

前記近似部が算出した近似式に対して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 または 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

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 または 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記近似部は、回帰分析によって近似対象の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 3 または 4 に記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

前記近似部は、前記近似対象の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域に含
まれる特定の周波数とを用いて定まる強度、の少なくとも 1 つを特徴量として抽出するこ
とを特徴とする請求項 5 に記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

超音波信号を送受信する超音波観測装置の作動方法であって、

周波数解析部が前記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
る周波数解析ステップと、

特徴量抽出部が前記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か
ら少なくとも 1 つの特徴量を抽出する特徴量抽出ステップと、

特徴量画像データ生成部が、前記特徴量抽出ステップで抽出した特徴量と該特徴量にお
ける閾値であって画像データが有する表示用のパラメータの値によらずに一定である閾値
との関係に応じて、該特徴量に対応する情報を前記特徴量の値に応じて色相が変化するカ
ラー表示方法、または前記特徴量の値によらず色相が一定であるグレースケール表示方法
のいずれかの表示方法にしたがって表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像デー
タ生成ステップと、

表示方法選択部が、前記閾値と前記カラー表示方法または前記グレースケール表示方法
とを対応付けた閾値情報を記憶する閾値情報記憶部から前記閾値情報を読み出して、前記
特徴量と前記閾値情報に含まれる前記閾値との大小関係に基づいて前記カラー表示方法お
よび前記グレースケール表示方法のいずれかを選択し、該選択した表示方法にしたがって
前記特徴量画像データ生成部に前記特徴量画像データを生成させる表示方法選択ステップ
と、

を含むことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項 8】

超音波信号を送受信する超音波観測装置に、

周波数解析部が前記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
る周波数解析ステップと、

特徴量抽出部が前記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か
ら少なくとも 1 つの特徴量を抽出する特徴量抽出ステップと、

特徴量画像データ生成部が、前記特徴量抽出ステップで抽出した特徴量と該特徴量にお
ける閾値であって画像データが有する表示用のパラメータの値によらずに一定である閾値
との関係に応じて、該特徴量に対応する情報を前記特徴量の値に応じて色相が変化するカ
ラー表示方法、または前記特徴量の値によらず色相が一定であるグレースケール表示方法
のいずれかの表示方法にしたがって表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像デー
タ生成ステップと、

表示方法選択部が、前記閾値と前記カラー表示方法または前記グレースケール表示方法
とを対応付けた閾値情報を記憶する閾値情報記憶部から前記閾値情報を読み出して、前記
特徴量と前記閾値情報に含まれる前記閾値との大小関係に基づいて前記カラー表示方法お
よび前記グレースケール表示方法のいずれかを選択し、該選択した表示方法にしたがって
前記特徴量画像データ生成部に前記特徴量画像データを生成させる表示方法選択ステップ
と、

を実行させることを特徴とする超音波観測装置の作動プログラム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/064559

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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.
Y A	WO 2012/63929 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 May 2012 (18.05.2012), entire text; all drawings & US 2013/30296 A1 & EP 2599441 A1 & JP 5307939 B2	1, 2, 5-10 3, 4
Y	WO 2006/106852 A1 (Hitachi Medical Corp.), 12 October 2006 (12.10.2006), entire text; all drawings & US 2009/149750 A1 & EP 1864612 A1 & JP 5334413 B2	1, 2, 5-10

☐ 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
13 June, 2014 (13.06.14)Date of mailing of the international search report
24 June, 2014 (24.06.14)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 6 4 5 5 9	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) 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 (IPC)) 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 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014年			
国際調査で利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	
Y A	W0 2012/63929 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.05.18, 全文、全図 & US 2013/30296 A1 & EP 2599441 A1 & JP 5307939 B2	1, 2, 5-10 3, 4	
Y	W0 2006/106852 A1 (株式会社日立メディコ) 2006.10.12, 全文、全 図 & US 2009/149750 A1 & EP 1864612 A1 & JP 5334413 B2	1, 2, 5-10	
☐ 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 13.06.2014		国際調査報告の発送日 24.06.2014	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/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) 伊藤 幸仙	2Q 9604
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

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, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, 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, IR, IS, JP, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(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)	超声波观察装置，超声波观测装置的操作方法，超声波观察装置的操作程序		
公开(公告)号	JPWO2014192954A1	公开(公告)日	2017-02-23
申请号	JP2014545437	申请日	2014-05-27
[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	A61B8/00		
CPC分类号	G06T7/0012 A61B8/4477 A61B8/5223 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S7/52071 G06K9/4661 G06T11/001 G06T2207/10024 G06T2207/20172 G06T2207/30024 G09G5/02 G09G5/04 G09G2320/0666 G09G2340/14 G09G2380/08		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JB49 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL05 4C601/LL38		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2013113284 2013-05-29 JP		
其他公开文献	JP5659324B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波观察装置包括：超声波探头，其用于向被检体发送超声波信号，并接收从被检体反射的超声波；频率分析单元，其通过对由超声波探头接收到的超声波的频率进行分析来计算频谱（2），特征数据提取单元和特征数据图像数据生成单元，特征数据提取单元通过近似于由频率分析单元计算出的频谱，从频谱中提取至少一个特征数据，以及特征数据图像数据生成单元，用于生成特征数据图像数据。根据由特征数据提取单元提取的特征数据和特征数据中的阈值之间的关系，根据多种显示方法之一显示与特征数据相对应的信息，该阈值与常数的值无关。图像数据具有的显示参数。

