

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/133878

発行日 平成26年7月28日(2014. 7. 28)

(43) 国際公開日 平成24年10月4日(2012. 10. 4)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)F I
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 42 頁)

出願番号 特願2012-536635 (P2012-536635)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2012/058786
(22) 国際出願日 平成24年3月27日(2012. 3. 27)
(11) 特許番号 特許第5114609号 (P5114609)
(45) 特許公報発行日 平成25年1月9日(2013. 1. 9)
(31) 優先権主張番号 特願2011-80913 (P2011-80913)
(32) 優先日 平成23年3月31日(2011. 3. 31)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

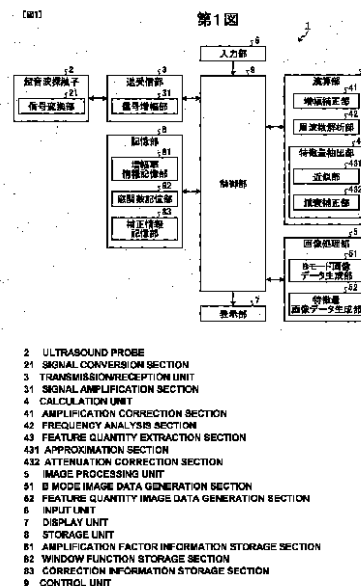
(71) 出願人 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(74) 代理人 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 宮木 浩仲
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB02 DD21 EE03 JB13 JB49
JC21 KK02 KK24 LL05 LL38

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波観測装置および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】

観察対象の組織における脈管やノイズを他の組織と峻別して表示することができるとともに、組織性状の差異を明確化して表示することができる超音波観測装置、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。多項式で近似した周波数スペクトルに対し、その多項式に含まれる2つの周波数にそれぞれ対応する2つのスペクトル強度を互いに異なる視覚情報と対応付けることによって特徴量画像を生成するため、組織性状に応じた特性を有する周波数スペクトルの情報に基づいて特徴量画像を生成する。



【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超音波観測装置であって、

受信した超音波の複数の音線上にそれぞれ位置し、互いに異なる複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の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各箇所に対して算出した周波数スペクトルのうち、第 1 周波数と該第 1 周波数より大きい第 2 周波数との間の周波数帯域に含まれる部分を多項式で近似することにより、前記各箇所における前記周波数スペクトルの特徴量として、前記多項式の定義域に含まれる第 3 周波数における前記多項式の値である第 1 スペクトル強度および前記第 1 乃至第 3 周波数とは異なる第 4 周波数における前記多項式の値である第 2 スペクトル強度を少なくとも抽出する特徴量抽出部と、

(a) 前記第 1 スペクトル強度、(b) 前記第 2 スペクトル強度、および(c) 前記第 1 スペクトル強度と前記第 2 スペクトル強度との差または比の関数、における(a) 乃至(c) のいずれか一つを第 1 視覚情報と対応付けるとともに、残る二つのいずれか一方を前記第 1 視覚情報と異なる第 2 視覚情報と対応付けることにより、前記特徴量の分布を視覚的に表示する特徴量画像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】

前記第 3 周波数は、前記周波数帯域に含まれる周波数であり、

前記第 4 周波数は、前記周波数帯域外に含まれる周波数であ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、前記周波数スペクトルを一次式で近似し、

前記第 1 および第 2 スペクトル強度は、一方が前記一次式の切片であり、他方が前記一次式の傾きと前記切片と前記第 3 周波数とを用いて定まる特定スペクトル強度であ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】

前記第 1 視覚情報は、前記切片と前記特定スペクトル強度との差または比の関数に対応付けられる色相であり、

前記第 2 視覚情報は、前記切片または前記特定スペクトル強度に対応付けられる明度および / または彩度であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記第 1 視覚情報は、前記切片に対応付けられる色相であり、

前記第 2 視覚情報は、前記特定スペクトル強度に対応付けられる明度および / または彩度であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

前記第 1 スペクトル強度、前記第 2 スペクトル強度、および前記第 1 スペクトル強度と前記第 2 スペクトル強度との差または比の関数と、前記第 1 および第 2 視覚情報との間の対応付けを切り換える切換指示信号の入力を受け付ける入力部をさらに備え、

前記特徴量画像データ生成部は、前記入力部が受け付けた切換指示信号に応じた特徴量画像を生成することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

前記特徴量抽出部は、

前記周波数スペクトルを前記多項式で近似し、該多項式に基づく補正前特徴量を抽出する近似部と、

前記近似部が抽出した補正前特徴量に対して、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 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 8】

前記特徴量抽出部は、

前記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を前記多項式で近似し、該多項式に基づく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 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 9】

前記減衰補正部は、

超音波の受信深度が大きいほど大きな補正を行うことを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の超音波観測装置。

【請求項 10】

前記検体から受信した超音波の信号を、受信深度に応じた増幅率で増幅する信号増幅部と、

前記信号増幅部が増幅した超音波の信号の振幅を輝度に変換して表示する B モード画像を生成する B モード画像データ生成部と、

前記信号増幅部が増幅した前記超音波の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と、

前記増幅補正部および前記減衰補正部の補正を一括して行わせる制御部と、

をさらに備え、

前記周波数解析部は、前記増幅補正部が増幅補正した前記超音波の信号の周波数を解析することを特徴とする請求項 7 ~ 9 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 11】

前記検体から受信した超音波の信号を、受信深度に応じた増幅率で増幅する信号増幅部と、

前記信号増幅部が増幅した超音波の信号の振幅を輝度に変換して表示する B モード画像を生成する B モード画像データ生成部と、

前記信号増幅部が増幅した前記超音波の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と、

をさらに備え、

前記周波数解析部は、前記増幅補正部が増幅補正した前記超音波の信号の周波数を解析することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 12】

前記信号増幅部が増幅を行う際の増幅率は、所定の受信深度まで単調増加することを特徴とする請求項 10 または 11 に記載の超音波観測装置。

【請求項 13】

前記検体から受信した超音波の受信信号を増幅する信号増幅部と、

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

をさらに備え、

前記信号増幅部は、

前記 B モード画像データ生成部へ出力する信号に対して受信深度に応じて増幅率を変化させながら増幅を行う一方、前記周波数解析部へ出力する信号に対して一定の増幅率で増幅を行うことを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 14】

前記 B モード画像データ生成部へ出力する信号に対する増幅率は、所定の受信深度まで単調増加することを特徴とする請求項 13 に記載の超音波観測装置。

【請求項 15】

基準反射体から受信した超音波の周波数をもとに得られた基準スペクトルを記憶する記

10

20

30

40

50

憶部と、

前記周波数帯域を設定する周波数帯域設定部と、

前記記憶部が記憶する基準スペクトルをもとに前記周波数解析部が算出した前記周波数スペクトルを補正することによって補正周波数スペクトルを算出する補正周波数スペクトル算出部と、

をさらに備え、

前記特徴量抽出部は、

前記補正周波数スペクトル算出部が算出した補正周波数スペクトルの特徴量を抽出することを特徴とする請求項 1 ～ 14 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 16】

前記記憶部は、少なくとも前記超音波の受信深度ごとに前記基準スペクトルを記憶し、前記補正周波数スペクトル算出部は、前記受信深度ごとに前記基準スペクトルと前記周波数スペクトルとの差を求めることによって前記補正周波数スペクトルを算出することを特徴とする請求項 15 に記載の超音波観測装置。

【請求項 17】

前記記憶部は、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周波数帯域を記憶する周波数帯域情報記憶部を有し、

前記周波数帯域設定部は、前記周波数帯域情報記憶部が記憶する周波数帯域情報を参照して周波数帯域を設定することを特徴とする請求項 15 または 16 に記載の超音波観測装置。

【請求項 18】

前記特徴量画像を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 1 ～ 17 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 19】

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超音波観測装置の作動方法であって、

受信した超音波の複数の音線上にそれぞれ位置し、互いに異なる複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の周波数スペクトルを周波数解析部で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各箇所に対して算出した周波数スペクトルのうち、第 1 周波数と該第 1 周波数より大きい第 2 周波数との間の周波数帯域に含まれる部分を多項式で近似することにより、前記各箇所における前記周波数スペクトルの特徴量として、前記多項式の定義域に含まれる第 3 周波数における前記多項式の値である第 1 スペクトル強度および前記第 1 乃至第 3 周波数とは異なる第 4 周波数における前記多項式の値である第 2 スペクトル強度を特徴量抽出部で少なくとも抽出する特徴量抽出ステップと、

(a) 前記第 1 スペクトル強度、(b) 前記第 2 スペクトル強度、および(c) 前記第 1 スペクトル強度と前記第 2 スペクトル強度との差または比の関数、における(a)乃至(c)のいずれか一つを第 1 視覚情報と対応付けるとともに、残る二つのいずれか一方を前記第 1 視覚情報と異なる第 2 視覚情報と対応付けることにより、前記特徴量の分布を視覚的に表示する特徴量画像を特徴量画像データ生成部で生成する特徴量画像データ生成ステップと、

を有することを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項 20】

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超音波観測装置に、

受信した超音波の複数の音線上にそれぞれ位置し、互いに異なる複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の周波数スペクトルを周波数解析部で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各箇所に対して算出した周波数スペクトルのうち、第 1 周波数と該第 1 周波数より大きい第 2 周波数との間の周波数帯域に含まれる部分を多項式で近

10

20

30

40

50

似することにより、前記各箇所における前記周波数スペクトルの特徴量として、前記多項式の定義域に含まれる第3周波数における前記多項式の値である第1スペクトル強度および前記第1乃至第3周波数とは異なる第4周波数における前記多項式の値である第2スペクトル強度を特徴量抽出部で少なくとも抽出する特徴量抽出ステップと、

(a) 前記第1スペクトル強度、(b) 前記第2スペクトル強度、および(c) 前記第1スペクトル強度と前記第2スペクトル強度との差または比の関数、における(a)乃至(c)のいずれか一つを第1視覚情報と対応付けるとともに、残る二つのいずれか一方を前記第1視覚情報と異なる第2視覚情報と対応付けることにより、前記特徴量の分布を視覚的に表示する特徴量画像を特徴量画像データ生成部で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、超音波を用いた乳がん等の検査技術として、超音波エラストグラフィという技術が知られている(例えば、特許文献1を参照)。超音波エラストグラフィは、生体内の癌や腫瘍組織の硬さが病気の進行状況や生体によって異なることを利用する技術である。この技術では、外部から検査箇所を圧迫した状態で、超音波を用いてその検査箇所における生体組織の歪量や弾性率を計測し、この計測結果を断層像として画像表示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】国際公開第2005/122906号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

一般に、超音波診断用の画像は、診断者が生体組織の組織性状を明確に認識できるように表示されるのが望ましい。しかしながら、上述した超音波エラストグラフィの場合、血管やリンパ管などの脈管の下部には圧迫による圧力が伝わりにくいため、脈管と他の組織との境界を明確に識別可能な態様で表示することができなかった。

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、観察対象の組織における脈管やノイズを他の組織と峻別して表示することができるとともに、組織性状の差異を明確化して表示することができる超音波観測装置、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。

【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であって、受信した超音波の複数の音線上にそれぞれ位置し、互いに異なる複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の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各箇所に対して算出した周波数スペクトルのうち、第1周波数と該第1周波数より大きい第2周波数との間の周波数帯域に含まれる部分を多項式で近似することにより、前記各箇所における前記周波数スペクトルの特徴量として、前記多項式の定義域に含まれる第3周波数における前記多項式の値である第1スペクトル強度および前記第1乃至第3周波数とは異なる第4周波数における前記多項式の

10

20

30

40

50

値である第2スペクトル強度を少なくとも抽出する特徴量抽出部と、(a)前記第1スペクトル強度、(b)前記第2スペクトル強度、および(c)前記第1スペクトル強度と前記第2スペクトル強度との差または比の関数、における(a)乃至(c)のいずれか一つを第1視覚情報と対応付けるとともに、残る二つのいずれか一方を前記第1視覚情報と異なる第2視覚情報と対応付けることにより、前記特徴量の分布を視覚的に表示する特徴量画像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。

【0007】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第3周波数は、前記周波数帯域に含まれる周波数であり、前記第4周波数は、前記周波数帯域外に含まれる周波数であることを特徴とする。

10

【0008】

また、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、前記周波数スペクトルを一次式で近似し、前記第1および第2スペクトル強度は、一方が前記一次式の切片であり、他方が前記一次式の傾きと前記切片と前記第3周波数とを用いて定まる特定スペクトル強度であることを特徴とする。

【0009】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第1視覚情報は、前記切片と前記特定スペクトル強度との差または比の関数に対応付けられる色相であり、前記第2視覚情報は、前記切片または前記特定スペクトル強度に対応付けられる明度および/または彩度であることを特徴とする。

20

【0010】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第1視覚情報は、前記切片に対応付けられる色相であり、前記第2視覚情報は、前記特定スペクトル強度に対応付けられる明度および/または彩度であることを特徴とする。

【0011】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第1スペクトル強度、前記第2スペクトル強度、および前記第1スペクトル強度と前記第2スペクトル強度との差または比の関数と、前記第1および第2視覚情報との間の対応付けを切り換える切換指示信号の入力を受け付ける入力部をさらに備え、前記特徴量画像データ生成部は、前記入力部が受け付けた切換指示信号に応じた特徴量画像を生成することを特徴とする。

30

【0012】

また、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、前記周波数スペクトルを前記多項式で近似し、該多項式に基づく補正前特徴量を抽出する近似部と、前記近似部が抽出した補正前特徴量に対して、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。

【0013】

また、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を前記多項式で近似し、該多項式に基づく特徴量を抽出する近似部と、を有することを特徴とする。

40

【0014】

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

【0015】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記検体から受信した超音波の信号を、受信深度に応じた増幅率で増幅する信号増幅部と、前記信号増幅部が増幅した超音波の信号の振幅を輝度に変換して表示するBモード画像を生成するBモード画像データ生成部と、前記信号増幅部が増幅した前記超音波の信号に対して受信深度によらず増

50

幅率を一定とする増幅補正を行う増幅補正部と、前記増幅補正部および前記減衰補正部の補正を一括して行わせる制御部と、をさらに備え、前記周波数解析部は、前記増幅補正部が増幅補正した前記超音波の信号の周波数を解析することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記検体から受信した超音波の信号を、受信深度に応じた増幅率で増幅する信号増幅部と、前記信号増幅部が増幅した超音波の信号の振幅を輝度に変換して表示するＢモード画像を生成するＢモード画像データ生成部と、前記信号増幅部が増幅した前記超音波の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と、をさらに備え、前記周波数解析部は、前記増幅補正部が増幅補正した前記超音波の信号の周波数を解析することを特徴とする。

10

【 0 0 1 7 】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記信号増幅部が増幅を行う際の増幅率は、所定の受信深度まで単調増加することを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記検体から受信した超音波の受信信号を増幅する信号増幅部と、前記信号増幅部が増幅した前記受信信号の振幅を輝度に変換して表示するＢモード画像を生成するＢモード画像データ生成部と、をさらに備え、前記信号増幅部は、前記Ｂモード画像データ生成部へ出力する信号に対して受信深度に応じて増幅率を変化させながら増幅を行う一方、前記周波数解析部へ出力する信号に対して一定の増幅率で増幅を行うことを特徴とする。

20

【 0 0 1 9 】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記Ｂモード画像データ生成部へ出力する信号に対する増幅率は、所定の受信深度まで単調増加することを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、基準反射体から受信した超音波の周波数をもとに得られた基準スペクトルを記憶する記憶部と、前記周波数帯域を設定する周波数帯域設定部と、前記記憶部が記憶する基準スペクトルをもとに前記周波数解析部が算出した前記周波数スペクトルを補正することによって補正周波数スペクトルを算出する補正周波数スペクトル算出部と、をさらに備え、前記特徴量抽出部は、前記補正周波数スペクトル算出部が算出した補正周波数スペクトルの特徴量を抽出することを特徴とする。

30

【 0 0 2 1 】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記記憶部は、少なくとも前記超音波の受信深度ごとに前記基準スペクトルを記憶し、前記補正周波数スペクトル算出部は、前記受信深度ごとに前記基準スペクトルと前記周波数スペクトルとの差を求めることによって前記補正周波数スペクトルを算出することを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記記憶部は、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周波数帯域を記憶する周波数帯域情報記憶部を有し、前記周波数帯域設定部は、前記周波数帯域情報記憶部が記憶する周波数帯域情報を参照して周波数帯域を設定することを特徴とする。

40

【 0 0 2 3 】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量画像を表示する表示部をさらに備えたことを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

また、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、受信した超音波の複数の音線上にそれぞれ位置し、互いに異なる複数の箇所における前記

50

超音波の周波数を解析することによって各箇所（箇所）の周波数スペクトルを周波数解析部で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各箇所に対して算出した周波数スペクトルのうち、第1周波数と該第1周波数より大きい第2周波数との間の周波数帯域に含まれる部分を多項式で近似することにより、前記各箇所における前記周波数スペクトルの特徴量として、前記多項式の定義域に含まれる第3周波数における前記多項式の値である第1スペクトル強度および前記第1乃至第3周波数とは異なる第4周波数における前記多項式の値である第2スペクトル強度を特徴量抽出部で少なくとも抽出する特徴量抽出ステップと、（a）前記第1スペクトル強度、（b）前記第2スペクトル強度、および（c）前記第1スペクトル強度と前記第2スペクトル強度との差または比の関数、における（a）乃至（c）のいずれか一つを第1視覚情報と対応付けるとともに、残る二つのいずれか一方を前記第1視覚情報と異なる第2視覚情報と対応付けることにより、前記特徴量の分布を視覚的に表示する特徴量画像を特徴量画像データ生成部で生成する特徴量画像データ生成ステップと、を有することを特徴とする。

10

20

30

40

50

【0025】

また、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、受信した超音波の複数の音線上にそれぞれ位置し、互いに異なる複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所（箇所）の周波数スペクトルを周波数解析部で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各箇所に対して算出した周波数スペクトルのうち、第1周波数と該第1周波数より大きい第2周波数との間の周波数帯域に含まれる部分を多項式で近似することにより、前記各箇所における前記周波数スペクトルの特徴量として、前記多項式の定義域に含まれる第3周波数における前記多項式の値である第1スペクトル強度および前記第1乃至第3周波数とは異なる第4周波数における前記多項式の値である第2スペクトル強度を特徴量抽出部で少なくとも抽出する特徴量抽出ステップと、（a）前記第1スペクトル強度、（b）前記第2スペクトル強度、および（c）前記第1スペクトル強度と前記第2スペクトル強度との差または比の関数、における（a）乃至（c）のいずれか一つを第1視覚情報と対応付けるとともに、残る二つのいずれか一方を前記第1視覚情報と異なる第2視覚情報と対応付けることにより、前記特徴量の分布を視覚的に表示する特徴量画像を特徴量画像データ生成部で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】

【0026】

本発明によれば、多項式で近似した周波数スペクトルに対し、その多項式に含まれる2つの周波数にそれぞれ対応する2つのスペクトル強度を互いに異なる視覚情報と対応付けることによって特徴量画像を生成するため、組織性状に応じた特性を有する周波数スペクトルの情報に基づいて特徴量画像を生成することができる。したがって、観察対象の組織における脈管やノイズを他の組織と峻別して表示できるとともに、組織性状の差異を明確化して表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1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、本発明の実施の形態1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、本発明の実施の形態1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、本発明の実施の形態1に係る超音波観測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5】図5は、図4に示す直線に関連する特徴量に対して減衰補正を行った後の特徴量から定まる新たな直線を示す図である。

【図 6 A】図 6 A は、観察対象が正常な組織である場合を模式的に示す図である。

【図 6 B】図 6 B は、観察対象が異常な組織である場合を模式的に示す図である。

【図 7】図 7 は、散乱体の大小に応じて周波数スペクトルが変化することを説明する図である。

【図 8】図 8 は、散乱体の大きさが変わらずに音響インピーダンス比または単位体積当たりの散乱体数が異なる組織の周波数スペクトルの違いを説明する図である。

【図 9】図 9 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置が特徴量画像に対して割り当てるスペクトル強度の強度差の絶対値と色相の関係を示す図である。

【図 10】図 10 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の処理の概要を示すフローチャートである。

10

【図 11】図 11 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測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 12】図 12 は、本発明の実施の形態 1 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 13】図 13 は、一つの音線のデータ配列を模式的に示す図である。

【図 14】図 14 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の表示部が表示する特徴量画像の表示例を示す図である。

【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、本発明の実施の形態 2 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表示例（第 2 例）を示す図である。

20

【図 17】図 17 は、本発明の実施の形態 2 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表示例（第 3 例）を示す図である。

【図 18】図 18 は、本発明の実施の形態 2 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 19】図 19 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置が行う減衰補正処理の概要を模式的に示す図である。

【図 20】図 20 は、本発明の実施の形態 3 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 21】図 21 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波観測装置が記憶する周波数帯域情報を模式的に示す図である。

30

【図 22】図 22 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波観測装置が記憶する基準スペクトルの作成の概要を模式的に示す図である。

【図 23】図 23 は、本発明の実施の形態 3 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 24】図 24 は、周波数スペクトルに対する補正周波数スペクトル算出処理および特徴量抽出処理の概要を模式的に示す図である。

【図 25】図 25 は、本発明の実施の形態 4 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 26】図 26 は、演算用エコー信号の増幅率と受信深度との関係を示す図である。

【図 27】図 27 は、本発明の実施の形態 4 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。

40

【発明を実施するための形態】

【0028】

（実施の形態 1）

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波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、超音波を用いて検体を観測する装置である。

【0029】

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氣的なエコー信号に対して所定の演算を施す演

50

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、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、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、超音波観測装置 1 の動作制御を行う制御部 9 と、を備える。

【 0 0 3 0 】

本実施の形態 1 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。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。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。

10

【 0 0 3 1 】

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 2 1 を有する。超音波探触子 2 は、超音波振動子をメ力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。

【 0 0 3 2 】

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 から受信信号であるエコー信号を受信する。具体的には、送受信部 3 は、予め設定された波形および送信タイミングに基づいてパルス信号を生成し、この生成したパルス信号を超音波探触子 2 へ送信する。

20

【 0 0 3 3 】

送受信部 3 は、エコー信号を増幅する信号増幅部 3 1 を有する。具体的には、信号増幅部 3 1 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 (S e n s i t i v i t y T i m e C o n t r o l) 補正を行う。図 2 は、エコー信号の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 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。

30

【 0 0 3 4 】

送受信部 3 は、信号増幅部 3 1 によって増幅されたエコー信号に対してフィルタリング等の処理を施した後、A / D 変換することによってデジタル R F 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。

【 0 0 3 5 】

演算部 4 は、送受信部 3 が出力したデジタル R F 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 4 1 と、増幅補正を行ったデジタル R F 信号に高速フーリエ変換 (F F T) 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 (パワースペクトル) を算出する周波数解析部 4 2 と、周波数解析部 4 2 が算出した周波数スペクトルに対し、近似処理ならびに超音波の受信深度および周波数に依存する超音波の減衰の寄与を削減する補正処理を行うことにより、周波数スペクトルの特徴量を抽出する特徴量抽出部 4 3 と、を有する。

40

【 0 0 3 6 】

図 3 は、増幅補正部 4 1 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 4 1 が行う増幅処理における増幅率は、受信深度 z がゼロのとき最大値 $\beta_{th} - \beta_0$ であり、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

50

幅率によって増幅補正部 4 1 がデジタル R F 信号を増幅補正することにより、信号増幅部 3 1 における S T C 補正の影響を相殺し、一定の増幅率 β_{t_h} の信号を出力することができる。なお、増幅補正部 4 1 が行う受信深度 z と増幅率 β の関係は、信号増幅部 3 1 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。

【 0 0 3 7 】

周波数解析部 4 2 は、各音線（ラインデータ）に対し、所定のデータ量からなる F F T 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。

10

【 0 0 3 8 】

図 4 は、周波数解析部 4 2 が算出した周波数スペクトルの例を示す図である。図 4 では、横軸 f が周波数であり、縦軸 I が強度である。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（第 1 周波数） f_{LOW} および上限周波数（第 2 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。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。

【 0 0 3 9 】

特徴量抽出部 4 3 は、周波数解析部 4 2 が各箇所に対して算出した周波数スペクトルのうち、第 1 周波数と該第 1 周波数より大きい第 2 周波数との間の周波数帯域に含まれる部分を多項式で近似することにより、各箇所における周波数スペクトルの特徴量として、多項式の定義域に含まれる第 3 周波数における多項式の値である第 1 スペクトル強度および第 1 ～ 第 3 周波数とは異なる第 4 周波数における多項式の値である第 2 スペクトル強度を少なくとも抽出する。第 3 および第 4 周波数、ならびに第 1 および第 2 スペクトル強度の詳細については後述する。

20

【 0 0 4 0 】

具体的には、特徴量抽出部 4 3 は、周波数解析部 4 2 が算出した周波数スペクトルに対し、近似処理を行うことによって減衰補正処理を行う前の補正前特徴量を算出する近似部 4 3 1 と、近似部 4 3 1 が近似した補正前特徴量に対して減衰補正処理を行うことによって特徴量を抽出する減衰補正部 4 3 2 と、を有する。

30

【 0 0 4 1 】

近似部 4 3 1 は、回帰分析によって周波数スペクトルを一次式で近似することにより、この近似した一次式を特徴付ける補正前特徴量を抽出する。具体的には、近似部 4 3 1 は、回帰分析によって一次式の傾き a_1 および切片 b_1 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（第 3 周波数）における特定スペクトル強度 c_1 を補正前特徴量として算出する。ここでいう「スペクトル強度」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。本実施の形態 1 において、近似部 4 3 1 は、特定スペクトル強度 c_1 として中心周波数 $f_{MID} = (f_{LOW} + f_{HIGH}) / 2$ におけるスペクトル強度 (Mid-band fit) $c_1 = a_1 f_{MID} + b_1$ を算出する。図 4 に示す直線 L_1 は、近似部 4 3 1 が周波数スペクトル曲線 C_1 から抽出した補正前特徴量 a_1 、 b_1 、 c_1 を有する一次式に対応する回帰直線である。ここで、切片 b_1 は、周波数 $f = 0$ のスペクトル強度に対応している。以下、切片 b_1 に対応する周波数 $f = 0$ を第 4 周波数とする。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でもよい。

40

【 0 0 4 2 】

三つの特徴量のうち、傾き a_1 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_1 は、散乱体の大きさ、散乱体とその周囲の物質との音響インピーダンス比、単位体積当たりの散乱体数等と相関を有している。中心周波数 f_{MID} におけるスペクトル強度（以下、単に「中心周波

50

数強度」という) c_1 は、傾き a_1 と切片 b_1 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、中心周波数強度 c_1 は、散乱体の大きさ、散乱体とその周囲の物質との音響インピーダンス比、単位体積当たりの散乱体数に加えて、エコー信号の振幅を輝度に変換することによって得られる B モード画像の輝度とある程度の相関を有している。

【0043】

なお、特徴量は上述した a_1 , b_1 , c_1 に限られるわけではない。例えば、第3周波数として、 $f = f_{MID}$ の代わりに $f_{LOW} < f' < f_{HIGH}$ を満たす任意の周波数 f' を設定し、この第3周波数 f' におけるスペクトル強度を特徴量として採用することも可能である。また、第4周波数として、 $f = 0$ の代わりに $f'' < f_{LOW}$ または $f'' > f_{HIGH}$ を満たす任意の周波数 f'' を設定し、この第4周波数 f'' におけるスペクトル強度を特徴量として採用することも可能である。

10

【0044】

減衰補正部432が行う補正について説明する。超音波の減衰量 A は、

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

と表すことができる。ここで、 α は減衰率であり、 z は超音波の受信深度であり、 f は周波数である。式(1)からも明らかなように、減衰量 A は、周波数 f に比例している。減衰率 α の具体的な値は、生体の場合、 $0 \sim 1.0$ (dB/cm/MHz)、より好ましくは $0.3 \sim 0.7$ (dB/cm/MHz) であり、観察対象の種類に応じて定まる。例えば、観察対象が臓器である場合、 $\alpha = 0.6$ (dB/cm/MHz) と定められる。なお、本実施の形態1において、減衰率 α の値を入力部6からの入力によって変更できる構成とすることも可能である。

20

【0045】

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_1 , 切片 b_1 , 中心周波数強度 c_1) を、次のように補正する。

$$a = a_1 + 2 \alpha z \quad \cdots (2)$$

$$b = b_1 \quad \cdots (3)$$

$$c = c_1 + 2 \alpha z f_{MID} (= a f_{MID} + b) \quad \cdots (4)$$

式(2)、(4)からも明らかなように、減衰補正部432が傾き a_1 、中心周波数強度 c_1 に対して行う減衰補正は、超音波の受信深度 z が大きいほど補正量が大きい。また、式(3)からも明らかなように、減衰補正部432が切片 b_1 に対して行う減衰補正は恒等変換である。これは、切片 b_1 が周波数 $f = 0$ に対応する周波数成分であって減衰を受けないからである。

30

【0046】

図5は、図4に示す直線 L_1 に関連する特徴量に対して減衰補正を行った後の特徴量から定まる直線を示す図である。図5に示す直線 L_1' を表す式は、

$$I = a f + b = (a_1 + 2 \alpha z) f + b_1 \quad \cdots (5)$$

である。この式(5)からも明らかなように、直線 L_1' は、直線 L_1 と比較して、傾きが大きく ($a > a_1$)、切片の値が同じであり ($b = b_1$)、かつ中心周波数強度が大きい ($c > c_1$)。

40

【0047】

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、周波数スペクトルの特徴量に対応する視覚情報を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。

【0048】

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。

【0049】

50

特徴量画像データ生成部 52 は、切片 b (第 1 スペクトル強度) と中心周波数強度 c (第 2 スペクトル強度) との差 (以下、強度差という) の絶対値 $|b - c|$ を色相 (第 1 視覚情報) に割り当てるとともに、切片 b または中心周波数強度 c を明度および / または彩度 (第 2 視覚情報) に割り当てることにより、特徴量の分布を視覚的に表示する特徴量画像を含む特徴量画像データを生成する。以下、図 6 A、図 6 B、図 7 ~ 図 9 を参照して、上記対応付けを行う理由を説明する。

【0050】

図 6 A および図 6 B は、同じ組織において散乱体の大きさが異なる二つの領域を模式的に示す図である。具体的には、図 6 A は正常な組織を示す図であり、図 6 B は炎症や腫瘍等の異常を含む組織を示す図である。図 6 A に示す組織 101 は、小葉等の実質組織 101 a (ドットで記載) と、線維等を含む結合組織 101 b (黒く塗り潰して記載) とを含む。同様に、図 6 B に示す組織 102 は、実質組織 102 a (ドットで記載) と、結合組織 102 b (黒く塗り潰して記載) とを含む。図 6 A と図 6 B を比較すると、実質組織 101 a の方が、実質組織 102 a よりも総じて大きい。これは、例えば実質組織 101 a の一部が線維に置換されることによってその体積が小さくなった結果と解釈することができる。

10

【0051】

一般に超音波は、主に実質組織と結合組織との境界で散乱される。このため、散乱体である実質組織が小さいと、組織を透過する透過波の割合が増えて後方散乱波の強度が低下する。図 7 は、この状況を示す図である。図 7 において、周波数スペクトル曲線 C_1 および C_2 は、散乱体の大きさが異なるスペクトル曲線である。具体的には、周波数スペクトル曲線 C_1 に相当する散乱体が周波数スペクトル曲線 C_2 に相当するスペクトル曲線より散乱体が多い。この場合、周波数スペクトル曲線 C_1 を近似した直線 L_1 と、周波数スペクトル曲線 C_2 を近似した直線 L_2 とを比較すると、強度差の絶対値 $|b - c|$ は直線 L_2 の方が大きい ($|b_1 - c_1| < |b_2 - c_2|$)。また、切片 b および中心周波数強度 c は直線 L_2 の方が小さい ($b_1 < b_2, c_1 < c_2$)。

20

【0052】

図 8 は、散乱体の大きさがほとんど同じであり、散乱体とその周囲の物質との境界における音響インピーダンス比 (以下、単に音響インピーダンス比という) または単位体積当たりの散乱体数 (以下、散乱体の密度という) が異なる 2 つの組織の周波数スペクトルを示す図である。図 8 において、周波数スペクトル曲線 C_3 は、周波数スペクトル曲線 C_1 よりも音響インピーダンス比または散乱体の密度が小さい。周波数スペクトル曲線 C_1 を近似した直線 L_1 と、周波数スペクトル曲線 C_3 を近似した直線 L_3 とを比較すると、強度差の絶対値 $|b - c|$ はほぼ等しい ($|b_1 - c_1| \sim |b_2 - c_2|$)。また、切片 b および中心周波数強度 c は直線 L_3 の方が小さい ($b_1 > b_3, c_1 > c_3$)。

30

【0053】

図 7 および図 8 を参照して説明したことをふまえると、強度差の絶対値 $|b - c|$ を用いることにより、散乱体の大きさが異なる組織と、音響インピーダンス比または散乱体の密度が異なる組織とを峻別することができる。

【0054】

図 9 は、特徴量画像で割り当てられる色相の強度差の絶対値に応じた変化例を示す図である。図 9 に示す直線 h_1 は、色相 H が強度差の絶対値 $|b - c|$ と線型な関係にある場合を示している。また、図 9 に示す曲線 h_2 は、色相 H が強度差の絶対値 $|b - c|$ の二次関数で表される場合を示している。さらに図 9 に示す階段状の曲線 h_3 は、色相 H が強度差の絶対値 $|b - c|$ に応じて二値化されている場合を示している。なお、色相 H が切片 b と中心周波数強度 c の比 (強度比) b / c の関数であってもよい。また、色相 H を強度差の絶対値 $|b - c|$ に応じて階段状に多値化してもよい。

40

【0055】

次に、切片 b または中心周波数強度 c を明度または彩度と対応付ける理由を説明する。一般に、超音波画像では、脈管およびノイズの領域では、切片 b および中心周波数強度 c

50

が低下することが知られている。このため、切片**b**または中心周波数強度**c**が小さい領域に対して小さい明度または彩度を対応付けるようにすれば、脈管およびノイズを実質組織とは異なる目立たない態様（黒または灰色）で表示することができる。

【0056】

以上説明した対応付けの理由からも明らかなように、特徴量画像データ生成部52が生成する特徴量画像において、散乱体の大きさが異なる領域は、互いの色相が異なるように表示される。また、特徴量画像において、散乱体の大きさが同等であり、かつ音響インピーダンス比または散乱体の密度が異なる領域は、色相をほぼ一定に保ったまま明度または彩度が互いに異なるように表示される。

【0057】

10

引き続き、超音波観測装置1の構成を説明する。入力部6は、キーボード、マウス、タッチパネル等のインターフェースを用いて実現される。入力部6は、画像処理部5によって生成された画像を見た超音波観測装置1のユーザが画像中において関心を示す領域（以下、「関心領域」という）を指定する情報の入力を受け付ける。

【0058】

記憶部8は、信号増幅部31および増幅補正部41が増幅処理を行う際に参照する増幅率の情報を記憶する増幅率情報記憶部81と、周波数解析部42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82と、減衰補正部432が処理を行う際に参照する補正情報を記憶する補正情報記憶部83と、を有する。

【0059】

20

増幅率情報記憶部81は、図2および図3に示す受信深度と増幅率との関係を記憶している。窓関数記憶部82は、Hamming, Hanning, Blackmanなどの窓関数のうち少なくともいずれか一つの窓関数を記憶している。補正情報記憶部83は、式(2)～(4)の変換に関する情報を記憶している。

【0060】

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。

【0061】

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上述した超音波観測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、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を統括的に制御する。

30

【0062】

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。

【0063】

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。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）。

40

【0064】

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、図2に示す増幅率と受信深度との関係に基づいて増幅を行う。

【0065】

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

【0066】

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

50

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 4)。図 1 1 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 2 0 0 は、R G B 表色系の変数である 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。

【0067】

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 5 : Y e s)、増幅補正部 4 1 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増幅率が一定となる補正を行う (ステップ S 6)。ここで、増幅補正部 4 1 は、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処理を行う。なお、関心領域は B モード画像全体に相当する領域として設定することが可能である。その場合は、特徴量画像データを表示する指示が関心領域の設定指示も兼ねることとなる。

10

【0068】

一方、関心領域の設定がなされていない場合 (ステップ S 5 : N o) 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 7 : Y e s)、超音波観測装置 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 S 5 : N o) 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 S 7 : N o)、超音波観測装置 1 はステップ S 5 へ戻る。

【0069】

ステップ S 6 の後、周波数解析部 4 2 は、F F T 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 8)。このステップ S 8 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。

20

【0070】

ここで、周波数解析部 4 2 が行う処理 (ステップ S 8) について、図 1 2 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 2 は、最初に解析対象とする音線の音線番号 L を初期値 L₀ とする (ステップ S 2 1)。初期値 L₀ 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。

【0071】

続いて、周波数解析部 4 2 は、一つの音線上に設定した複数の箇所 (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 4 2 は、F F T 演算用を取得する一連のデータ群 (F F T データ群) を代表するデータ位置 Z (受信深度に相当) の初期値 Z₀ を設定する (ステップ S 2 2)。図 1 3 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 L D 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 L D 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 5 0 M H z) に対応した時間間隔で離散化されている。図 1 3 では、音線 L D の 1 番目のデータをデータ位置 Z の初期値 Z₀ として設定した場合を示している。なお、図 1 3 はあくまでも一例に過ぎず、初期値 Z₀ 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 Z₀ として設定してもよい。

30

【0072】

その後、周波数解析部 4 2 は、データ位置 Z の F F T データ群を取得し (ステップ S 2 3)、取得した F F T 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 2 4)。このように F F T データ群に対して窓関数を作用させることにより、F F T 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。

40

【0073】

続いて、周波数解析部 4 2 は、データ位置 Z の F F T 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 2 5)。F F T 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、F F T データ群のデータ数を 2^n (n は正の整数) とする。ここで、F F T データ群が正常であるとは、データ位置 Z がその F F T データ群の中で前から 2^{n-1} 番目のデータ位置であることを意味する。換言すると、F F T データ群が正常

50

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 13 に示す場合、 $n = 4$ ($N = 7$, $M = 8$) であり、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。

【0074】

ステップ S 25 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 S 25 : Yes)、周波数解析部 42 は、後述するステップ S 27 へ移行する。

【0075】

ステップ S 25 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 S 25 : 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 S 26)。ステップ S 25 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 S 26 の後、周波数解析部 42 は、後述するステップ S 27 へ移行する。

【0076】

ステップ S 27 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、周波数スペクトルを得る (ステップ S 27)。このような周波数スペクトルの例として、図 4 に示すスペクトル曲線 C_1 を挙げるができる。

【0077】

続いて、周波数解析部 42 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 S 28)。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 42 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 13 では、 $D = 15$ の場合を示している。

【0078】

その後、周波数解析部 42 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 S 29)。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 S 29 : Yes)、周波数解析部 42 は、音線番号 L を 1 だけ増加する (ステップ S 30)。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 S 29 : No)、周波数解析部 42 はステップ S 23 へ戻る。このようにして、周波数解析部 42 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。

【0079】

ステップ S 30 で増加した後の音線番号 L が最終音線番号 L_{max} より大きい場合 (ステップ S 31 : Yes)、周波数解析部 42 は図 10 に示すメインルーチンへ戻る。一方、ステップ S 30 で増加した後の音線番号 L が最終音線番号 L_{max} 以下である場合 (ステップ S 31 : No)、周波数解析部 42 はステップ S 22 へ戻る。

【0080】

このようにして、周波数解析部 42 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 42 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。

【0081】

以上説明したステップ S 8 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 P 個の周波数スペクトルを回帰分析することにより、補正

10

20

30

40

50

前特徴量を抽出する（ステップS 9）。図4に示す直線 L_1 は、近似部431が抽出した補正前特徴量を与える一次式に対応する回帰直線である。

【0082】

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S 10）。減衰補正部432は、データのサンプリング周波数に基づいてデータ位置 Z を求め、このデータ位置 Z 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を算出する。この結果、例えば図5に示す直線 L_1 が補正後の一次式（式（5）を参照）に相当する直線が得られる。減衰補正部432が行う演算の具体例を説明する。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 $1/50$ （MHz）=20（nsec）である。ここで、音速を1530（m/sec）とすると、データのサンプリング距離間隔は、 1530 （m/sec） $\times$ 20（nsec）/2=0.0153（mm）となる。処理対象のFFTデータ群のデータ位置までの音線LDの1番目のデータからのデータステップ数を k であるとする、そのデータ位置 Z は0.0153 k （mm）と求まる。

10

【0083】

このような減衰補正を行うことにより、受信深度が大きい領域で減衰の影響により信号強度が下がり、画像が暗くなるのを抑制し、画面全体にわたって均一な明るさの画像を得ることができる。

【0084】

続いて、特徴量画像データ生成部52は、特徴量抽出部43が抽出した特徴量に対応する視覚情報を表示する特徴量画像データを生成する（ステップS 11）。

20

【0085】

この後、表示部7は、特徴量画像データ生成部52が生成した特徴量画像を表示する（ステップS 12）。図14は、表示部7が表示する特徴量画像を示す図である。図15は、図14に示す画像を白黒で模式的に示す図である。これらの図に示す特徴量画像300では、散乱体の大きさが異なる領域、すなわち異常組織に対応する領域の色相が赤色系（図15の赤色系領域300r）で表示される一方、正常組織に対応する領域の色相が青色系（図15の青色系領域300b）で表示されている。なお、図15において、赤色系領域300rおよび青色系領域300bが単一の色によって構成されているわけではないことはいうまでもない。例えば、赤色系領域300rは、赤色に近い色からなる画素が集まっている領域である。同様に、青色系領域300bは、青色に近い色からなる画素が集まっている領域である。また、特徴量画像300では、音響インピーダンス比または散乱体の密度が異なる領域は、色相を一定に保ったまま明度のみが変化している。特に、特徴量画像300では、脈管またはノイズに相当する箇所は黒く目立たない態様で表示されている。このような特徴量画像300によれば、明度および色相の組み合わせに基づいて音響インピーダンス比または散乱体の密度（濃度）の分布、および散乱体の大きさの分布を把握することができる。このように、複数の特徴量を用いて特徴量画像を生成すると、一度に多くの情報が得られるという利点がある。なお、傾き a または切片 b を色相に対応付けるとともに、中心周波数強度 c を明度および/または彩度に対応付けてもよい。

30

【0086】

以上により、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 11の処理を周期的に繰り返すようにしてもよい。

40

【0087】

以上説明した本発明の実施の形態1によれば、多項式で近似した周波数スペクトルに対し、その多項式に含まれる2つの周波数にそれぞれ対応する2つのスペクトル強度を互いに異なる視覚情報と対応付けることによって特徴量画像を生成するため、組織性状に応じた特性を有する周波数スペクトルの情報に基づいて特徴量画像を生成することができる。したがって、観察対象の組織における脈管やノイズを他の組織と峻別して表示することができる。また、組織性状の差異を明確化して表示することができる。

【0088】

50

また、本実施の形態 1 によれば、受信深度に応じた増幅率で増幅する S T C 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、S T C 補正の影響を相殺して増幅率を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て補正前特徴量を抽出し、抽出した補正前特徴量に減衰補正を施すことによって周波数スペクトルの特徴量を抽出し、抽出した特徴量に対応する視覚情報を表示する特徴量画像データを生成しているため、特徴量画像データにおいて超音波の伝播に伴う減衰の影響が排除されるだけでなく、B モード画像用の信号と特徴量画像用の信号とを区別して送信する必要がない。したがって、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。

【0089】

10

また、本実施の形態 1 によれば、正しく減衰補正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特徴量画像を表示するため、ユーザは、組織性状の違いを明確に認識することができる。

【0090】

また、本実施の形態 1 によれば、第 1 視覚情報を、切片と特定スペクトル強度との差または比の関数に対応付けられる色相とする一方、第 2 視覚情報を、切片または特定スペクトル強度に対応付けられる明度または彩度とすることにより、組織内の散乱体の大きさ、および散乱体と周囲の物質との音響インピーダンス比または散乱体の密度の違いに基づく特徴量画像を生成することができる。したがって、組織性状を峻別することが可能となる。この結果、ユーザは、特徴量画像を、深達度診断、進展度診断（脈管浸潤の鑑別など）や穿刺のガイドとして好適に利用することができる。

20

【0091】

本実施の形態 1 の変形例として、制御部 9 が、増幅補正部 4 1 による増幅補正処理と減衰補正部 4 3 2 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 S 6 における増幅補正処理を行わず、図 10 のステップ S 10 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、

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

30

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

と表される。

【0092】

また、本実施の形態 1 において、特徴量画像を生成する際に、単一の特徴量を視覚情報と対応付けるようにしてもよい。図 16 は、中心周波数強度 c を明度と対応付けることによって生成した特徴量画像の表示例を示す図である。図 16 に示す特徴量画像 400 によれば、音響インピーダンス比または散乱体の密度（濃度）の分布を把握することができる。図 17 は、傾き a を明度と対応付けることによって生成した特徴量画像の表示例を示す図である。図 17 に示す特徴量画像 500 によれば、散乱体の大きさの分布を把握することができる。このように、単一の特徴量を利用した特徴量画像では、個々の特徴量の特性に応じた組織性状の把握が可能となる。

40

【0093】

なお、超音波観測装置 1 に対して、特徴量と視覚情報との対応付けが互いに異なる複数種類の特徴量画像（例えば、図 14 ~ 図 17 に示す特徴量画像 300、400、500）を切り換えて表示することができる機能を具備させてもよい。この場合には、例えば最初にスクリーニング的な位置づけで複数の特徴量を利用した特徴量画像を表示部 7 に表示させた後、観測者が異常を見つけた箇所に対し、単一の特徴量を利用した特徴量画像を用いるような使用方法が考えられる。このようにして複数の特徴量画像を切り換えながら使用することにより、ユーザは異常箇所の組織性状を一段と厳密に評価することが可能となる。

50

【 0 0 9 4 】

また、特徴量画像データ生成部 5 2 が、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特徴量画像データを生成するようにしてもよい。また、特徴量画像データ生成部 5 2 が、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特徴量画像データを生成するようにしてもよい。

【 0 0 9 5 】

また、特徴量として、周波数帯域 $f_{LOW} < f < f_{HIGH}$ における周波数スペクトル曲線と周波数軸（図 4 等の f 軸）との間の面積を用いてもよい。

【 0 0 9 6 】

（実施の形態 2）

10

本発明の実施の形態 2 は、特徴量抽出部が行う特徴量抽出処理が、実施の形態 1 と異なる。本実施の形態 2 に係る超音波観測装置の構成は、実施の形態 1 で説明した超音波観測装置 1 の構成と同様である。そこで、以下の説明において、超音波観測装置 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。

【 0 0 9 7 】

本実施の形態 2 における特徴量抽出処理においては、まず減衰補正部 4 3 2 が、周波数解析部 4 2 によって算出された周波数スペクトルに対して減衰補正処理を行う。その後、近似部 4 3 1 は、減衰補正部 4 3 2 によって減衰補正された周波数スペクトルに対して近似処理を行うことにより、周波数スペクトルの特徴量を抽出する。

【 0 0 9 8 】

20

図 1 8 は、本実施の形態 2 に係る超音波観測装置 1 の処理の概要を示すフローチャートである。図 1 8 において、ステップ S 4 1 ~ S 4 8 の処理は、図 1 0 のステップ S 1 ~ S 8 の処理に順次対応している。

【 0 0 9 9 】

ステップ S 4 9 において、減衰補正部 4 3 2 は、周波数解析部 4 2 が FFT 演算によって算出した周波数スペクトルに対して減衰補正を行う（ステップ S 4 9）。図 1 9 は、このステップ S 4 9 の減衰補正処理の概要を模式的に示す図である。図 1 9 に示すように、減衰補正部 4 3 2 は、周波数スペクトル曲線 C_4 に対し、上述した式（1）の減衰量 A を強度 I に加える補正を全ての周波数 f に対して行うことにより、新たな周波数スペクトル曲線 C_4' を得る。これにより、超音波の伝播に伴う減衰の寄与を削減した周波数スペクトルを得ることができる。

30

【 0 1 0 0 】

この後、近似部 4 3 1 は、減衰補正部 4 3 2 によって減衰補正された全ての周波数スペクトルを回帰分析することによって周波数スペクトルの特徴量を抽出する（ステップ S 5 0）。具体的には、近似部 4 3 1 は、回帰分析によって一次式の傾き a 、切片 b および中心周波数強度 c を算出する。図 1 9 に示す直線 L_4 は、このステップ S 5 0 で周波数スペクトル曲線 C_4' に対して特徴量抽出処理を行うことによって得られる回帰直線（切片 b_4 ）である。

【 0 1 0 1 】

ステップ S 5 1、S 5 2 の処理は、図 4 のステップ S 1 1、S 1 2 の処理に順次対応している。

40

【 0 1 0 2 】

以上説明した本発明の実施の形態 2 によれば、多項式で近似した周波数スペクトルに対し、その多項式に含まれる 2 つの周波数にそれぞれ対応する 2 つのスペクトル強度を互いに異なる視覚情報と対応付けることによって特徴量画像を生成するため、組織性状に応じた特性を有する周波数スペクトルの情報に基づいて特徴量画像を生成することができる。したがって、観察対象の組織における脈管やノイズを他の組織と峻別して表示することができるとともに、組織性状の差異を明確化して表示することができる。

【 0 1 0 3 】

また、本実施の形態 2 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

50

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減衰補正を施した後で特徴量を抽出し、抽出した特徴量に対応する視覚情報を表示する特徴量画像データを生成しているため、特徴量画像データにおいて超音波の伝播に伴う減衰の影響が排除されるだけでなく、Bモード画像用の信号と特徴量画像用の信号とを区別して送信する必要がない。したがって、上述した実施の形態1と同様、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。

【0104】

また、本実施の形態2によれば、正しく減衰補正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特徴量画像を表示するため、ユーザは、組織性状の違いを明確に認識することができる。

10

【0105】

なお、本実施の形態2においても、図18のステップS46における増幅補正処理を行わず、図18のステップS49において周波数スペクトルの減衰補正を行う際の減衰量を式(6)のA'として処理を行うようにすることも可能である。

【0106】

(実施の形態3)

図20は、本発明の実施の形態3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11は、実施の形態1で説明した超音波観測装置1と比較して演算部および記憶部の構成が異なる。以下の説明において、超音波観測装置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

【0107】

演算部12は、増幅補正部41と、周波数解析部42と、周波数解析部42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121と、記憶部13が記憶する所定の基準スペクトルをもとに周波数解析部42が算出した周波数スペクトルを補正することによって補正周波数スペクトルを算出する補正周波数スペクトル算出部122と、補正周波数スペクトル算出部122が算出した補正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、を有する。

【0108】

周波数帯域設定部121は、記憶部13が記憶する周波数帯域テーブル(後述)を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3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。

30

【0109】

補正周波数スペクトル算出部122は、記憶部13が記憶する基準スペクトル情報(後述)を参照し、受信深度ごとに基準スペクトルと周波数スペクトルとの差を算出して補正周波数スペクトルを算出する。このように、受信深度ごとに周波数スペクトルの補正を行うのは、上述した周波数帯域の設定と同様の理由による。

40

【0110】

特徴量抽出部43は、補正周波数スペクトル算出部122が算出した補正周波数スペクトルに対して近似処理を行うことによって補正周波数スペクトルの特徴量(補正前特徴量)を算出する近似部431と、近似部431が算出した補正前特徴量を減衰補正を行うことにより、周波数スペクトルの特徴量を抽出する減衰補正部432とを有する。

【0111】

記憶部13は、増幅率情報記憶部81、窓関数記憶部82および補正情報記憶部83に加えて、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131と、超音波の受信深度に応じた基準スペクトル情報を記憶する基準スペクト

50

ル情報記憶部 132 とを有する。

【0112】

図 21 は、周波数帯域情報記憶部 131 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 700 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 700 は、受信深度が大きいほど、帯域幅 $f_{HIGH} - f_{LOW}$ 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 700 は、受信深度が比較的小さい場合 (図 21 の 2 ~ 6 cm) 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 21 の 8 ~ 12 cm) には、減衰の影響が大きくなるため、帯域幅 $f_{HIGH} - f_{LOW}$ 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 700 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することができる。なお、周波数帯域テーブル 700 は、超音波探触子 2 の種類 (機種) ごとに個別に設定される。

10

【0113】

基準スペクトル情報記憶部 132 は、所定の基準反射体における周波数情報として、基準反射体で反射されて取得したエコー信号に基づいて算出した周波数スペクトル (以下、「基準スペクトル」という) を記憶する。基準反射体は、たとえば超音波が散乱、吸収、透過しない理想的な反射体である。また、基準スペクトルは、超音波探触子 2 の種類ごと、および超音波信号の受信深度ごとに算出される。ここで、異なる超音波探触子 2 に対して基準スペクトルを算出するのは、超音波探触子 2 の種類に応じて振動子が異なり、送信波の波形が異なるからである。なお、基準反射体は、上述した意味での理想的な反射体でなくてもよい。

20

【0114】

図 22 は、基準スペクトルの作成処理の概要を模式的に示す図である。図 22 に示すように、超音波探触子 2 に設けられた振動子 22 は、フォーカスポイントを中心として超音波の進行方向 (図 22 の上下方向) に略対称な音場 SF を形成する。図 22 では、このフォーカスポイントを含む 3 点に基準反射体 10 を配置した場合に超音波探触子 2 がそれぞれ取得するエコー信号の受信深度 z と強度 I との関係を示している。基準スペクトルを算出する際には、基準反射体 10 によって反射されたエコー信号の強度データを用いることにより、周波数解析部 42 が周波数解析を行って基準スペクトルを算出し、算出結果を基準スペクトル情報記憶部 132 へ格納する。

30

【0115】

図 23 は、以上の構成を有する超音波観測装置 11 の処理の概要を示すフローチャートである。図 23 において、ステップ S61 ~ S68 の処理は、図 10 を参照して説明したステップ S1 ~ S8 の処理に順次対応している。

【0116】

ステップ S68 の周波数解析処理の後、周波数帯域設定部 121 は、周波数帯域情報記憶部 131 が記憶する周波数帯域テーブル 700 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 S69)。なお、周波数帯域設定部 121 の処理は、周波数解析部 42 の処理と並行して行ってもよいし、周波数解析部 42 の処理に先立って行ってもよい。

40

【0117】

続いて、補正周波数スペクトル算出部 122 が、基準スペクトル情報記憶部 132 から受信深度および超音波探触子 2 の種類に応じた基準スペクトルを読み出して参照し、この基準スペクトルと周波数解析部 42 が算出した周波数スペクトルとの差を求めることによって補正周波数スペクトルを算出する (ステップ S70)。図 24 は、周波数スペクトル曲線 C_1 に対する補正周波数スペクトルの算出処理の概要を模式的に示す図である。図 24 に示す曲線 B_1 は、周波数スペクトル曲線 C_1 における基準スペクトル曲線を示している (以下、基準スペクトル曲線 B_1 という)。補正周波数スペクトル算出部 122 は、基準スペクトル曲線 B_1 と周波数スペクトル曲線 C_1 との差を取ることによって補正周波数

50

スペクトル曲線 R_1 を算出する。

【0118】

ステップ S 7 0 に続いて、近似部 4 3 1 は、近似処理として周波数解析部 4 2 が算出した P 個の周波数スペクトルを回帰分析することにより、補正前特徴量を抽出する（ステップ S 7 1）。具体的には、近似部 4 3 1 は、周波数帯域 $f_{LOW} < f < f_{HIGH}$ の周波数スペクトルを近似する一次式を回帰分析によって算出することにより、この一次式を特徴づける傾き a_1 、切片 b_1 、中心周波数強度 c_1 を補正前特徴量として抽出する。図 2 4 に示す直線 L_1 は、このステップ S 7 1 において、周波数スペクトル曲線 C_1 に対して回帰分析を行うことによって得られる回帰直線である。本実施の形態 3 においては、特徴量の抽出処理に先立って周波数帯域の設定および補正周波数スペクトルの算出を行っている。このため、本実施の形態 3 によれば、受信深度や超音波探触子 2 の種類に関わらず、同じ特徴量（直線 L_1 に対応）が抽出されることとなる。

10

【0119】

この後のステップ S 7 2 ~ S 7 4 の処理は、図 1 0 のステップ S 1 0 ~ S 1 2 の処理に順次対応している。

【0120】

以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、多項式で近似した周波数スペクトルに対し、その多項式に含まれる 2 つの周波数にそれぞれ対応する 2 つのスペクトル強度を互いに異なる視覚情報と対応付けることによって特徴量画像を生成するため、組織性状に応じた特性を有する周波数スペクトルの情報に基づいて特徴量画像を生成することができる。したがって、観察対象の組織における脈管やノイズを他の組織と峻別して表示することができるとともに、組織性状の差異を明確化して表示することができる。

20

【0121】

また、本実施の形態 3 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周波数スペクトルを算出し、この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し、基準反射体から受信した超音波の周波数をもとに得られた基準スペクトルを記憶する記憶部から読み出した基準スペクトルに基づいて周波数スペクトルを補正し、補正した補正周波数スペクトルに対して近似処理を行って補正前特徴量を抽出した後、抽出した補正前特徴量に対し、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行うことによって特徴量を抽出し、この特徴量に基づいて特徴量画像を生成するため、組織性状の違いを明確に峻別することが可能な特徴量画像を生成することができる。

30

【0122】

また、本実施の形態 3 によれば、抽出した特徴量に対して減衰補正を施しているため、超音波の伝播に伴う減衰の影響を取り除くことができる。

【0123】

また、本実施の形態 3 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、この意味でも超音波の伝播に伴う減衰の影響を取り除くことができる。

【0124】

（実施の形態 4）

図 2 5 は、本発明の実施の形態 4 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 4 は、エコー信号を増幅する際に、B モード画像用と演算用とで異なる増幅を行うことを特徴とする。なお、超音波観測装置 1 4 の構成要素のうち、超音波観測装置 1 と同様の機能を有する構成要素については、超音波観測装置 1 における構成要素と同一の符号を付すものとする。

40

【0125】

送受信部 1 5 は、エコー信号を増幅する信号増幅部 1 5 1 を有する。信号増幅部 1 5 1 は、画像処理部 5 が B モード画像データを生成するために用いるエコー信号（以下、「B モード画像用エコー信号」という）および演算部 1 6 が演算を施すために用いるエコー信

50

号（以下、「演算用エコー信号」という）に対し、互いに異なる増幅率でそれぞれ増幅する。具体的には、信号増幅部 151 は、B モード画像用エコー信号に対しては、図 2 に示すように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 補正を行う一方、演算用エコー信号に対しては、図 26 に示すように受信深度によらず一定の増幅率（ β_1 ）で増幅する処理を行う。信号増幅部 151 は、B モード画像用エコー信号の増幅と演算用エコー信号の増幅とをフレーム単位またはライン単位で切り換えながら行う。

【0126】

演算部 16 は、周波数解析部 42 と、特徴量抽出部 43 とを有する。本実施の形態 4 においては、周波数解析処理を行う前に増幅補正を行う必要がないため、演算部 16 は増幅補正部を有しない。

10

【0127】

記憶部 8 が有する増幅率情報記憶部 81 は、図 2 および図 3 に示す受信深度と増幅率との関係に加えて、図 26 に示す受信深度と増幅率との関係を記憶している。

【0128】

図 27 は、以上の構成を有する超音波観測装置 14 の処理の概要を示すフローチャートである。図 27 において、超音波観測装置 14 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 S81）。

【0129】

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 151 は、そのエコー信号に対し、B モード画像用と演算用とを区別して切り換えながら増幅処理を行う（ステップ S82）。信号増幅部 151 は、図 2 および図 26 に示す受信深度と増幅率との関係に基づいて増幅を行う。また、B モード画像用の増幅処理と演算用の増幅処理との切り換えは、フレーム単位で行ってもよいし、ライン単位で行ってもよい。

20

【0130】

この後、B モード画像データ生成部 51 は、送受信部 3 から出力された B モード画像用エコー信号を用いて B モード画像データを生成する（ステップ S83）。

【0131】

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 S84）。

【0132】

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 S85：Yes）、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 S86）。この周波数解析処理は、実施の形態 1 で説明した周波数解析処理と同じである（図 12 を参照）。

30

【0133】

ステップ S85 で関心領域の設定がなされていない場合（ステップ S85：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 S87：Yes）、超音波観測装置 14 は処理を終了する。これに対し、ステップ S85 で関心領域の設定がなされていない場合（ステップ S85：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 S87：No）、超音波観測装置 14 はステップ S85 へ戻る。

40

【0134】

ステップ S86 に続けて行われるステップ S88～S91 の処理は、図 10 のステップ S9～S12 の処理に順次対応している。

【0135】

以上説明した本発明の実施の形態 4 によれば、多項式で近似した周波数スペクトルに対し、その多項式に含まれる 2 つの周波数にそれぞれ対応する 2 つのスペクトル強度を互いに異なる視覚情報と対応付けることによって特徴量画像を生成するため、組織性状に応じた特性を有する周波数スペクトルの情報に基づいて特徴量画像を生成することができる。したがって、観察対象の組織における脈管やノイズを他の組織と峻別して表示することが

50

できるとともに、組織性状の差異を明確化して表示することができる。

【0136】

また、本実施の形態4によれば、受信した超音波の周波数を解析することによって得た周波数スペクトルに対して近似処理を行った後、超音波の受信深度および周波数に依存する超音波の減衰の寄与を削減する減衰補正処理を行うことによって周波数スペクトルの特徴量を抽出しているため、超音波の伝播に伴う減衰の影響を取り除くことができる。

【0137】

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。

【0138】

例えば、本発明に係る超音波観測装置が、観察対象の組織の組織性状を自動的に判定し、その判定結果を表示するようにしてもよい。具体的には、超音波観測装置が、既知検体に対して予め抽出した周波数スペクトルの特徴量を組織性状と関連付けた既知検体情報と、観察対象の組織から抽出した周波数スペクトルの特徴量とに基づいて組織性状を判定し、判定結果に対応する画像を生成して表示する。この場合、既知検体および観察対象に対して行う特徴量抽出処理は、同じものであることが望ましい。

【0139】

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】

【0140】

- 1、11、14 超音波観測装置
- 2 超音波探触子
- 3、15 送受信部
- 4、12、16 演算部
- 5 画像処理部
- 6 入力部
- 7 表示部
- 8、13 記憶部
- 9 制御部
- 10 基準反射体
- 21 信号変換部
- 22 振動子
- 31、151 信号増幅部
- 41 増幅補正部
- 42 周波数解析部
- 43 特徴量抽出部
- 51 Bモード画像データ生成部
- 52 特徴量画像データ生成部
- 81 増幅率情報記憶部
- 82 窓関数記憶部
- 83 補正情報記憶部
- 101、102 組織
- 101a、102a 実質組織
- 101b、102b 結合組織
- 121 周波数帯域設定部
- 122 補正周波数スペクトル算出部
- 200 Bモード画像
- 300、400、500 特徴量画像
- 431 近似部

10

20

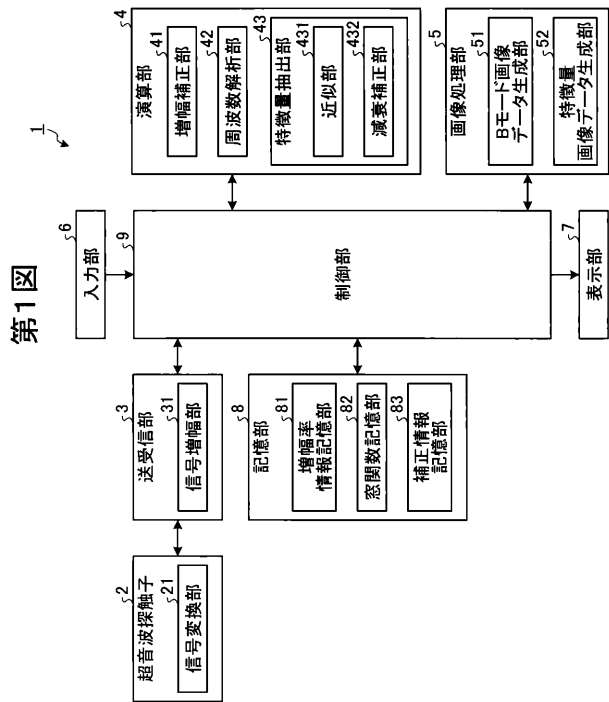
30

40

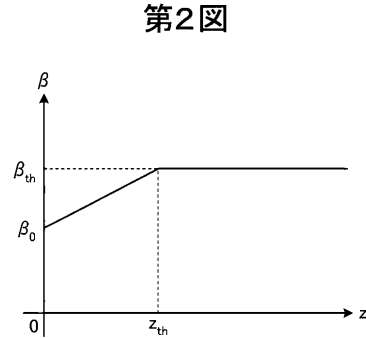
50

4 3 2 減衰補正部
7 0 0 周波数帯域テーブル

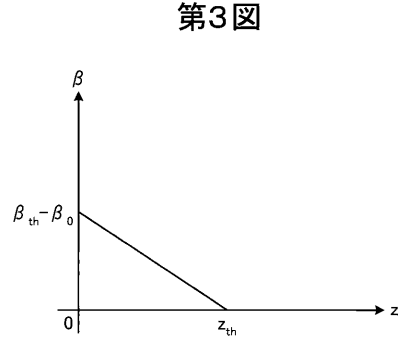
【 図 1 】



【 図 2 】

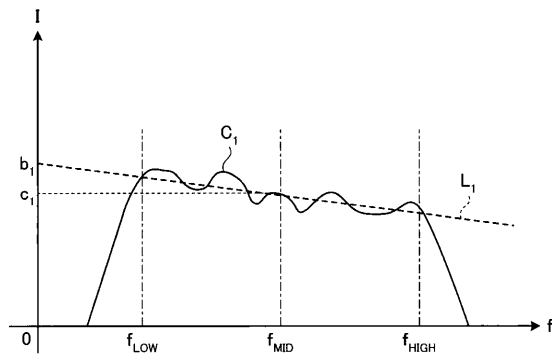


【 図 3 】



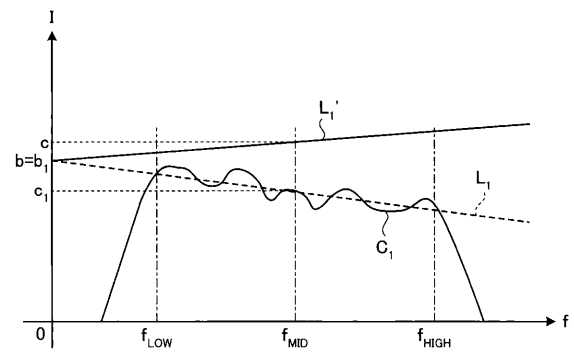
【 図 4 】

第4図



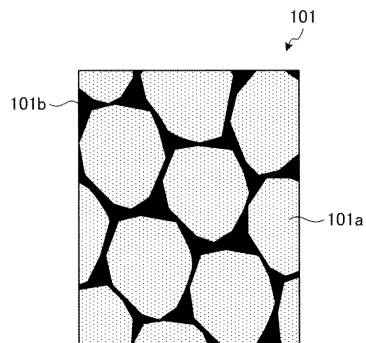
【 図 5 】

第5図



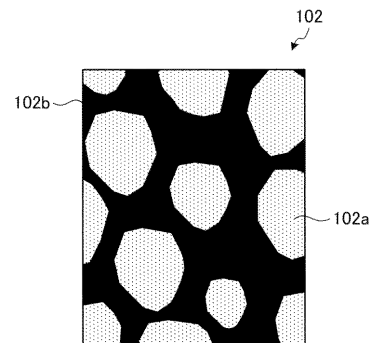
【 図 6 A 】

第6A図



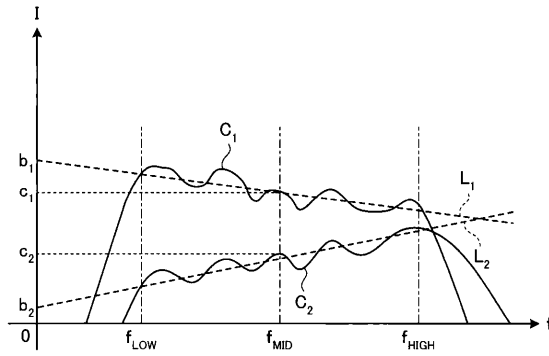
【 図 6 B 】

第6B図



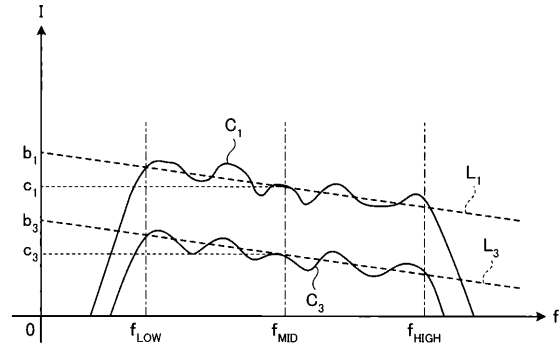
【図 7】

第7図



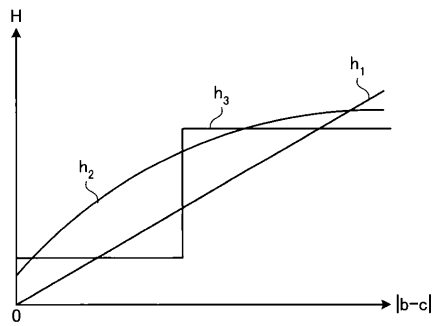
【図 8】

第8図



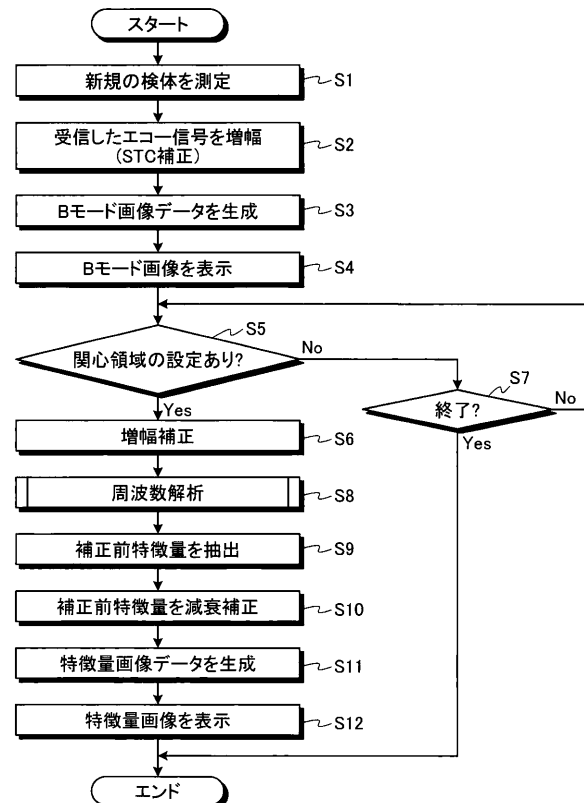
【図 9】

第9図



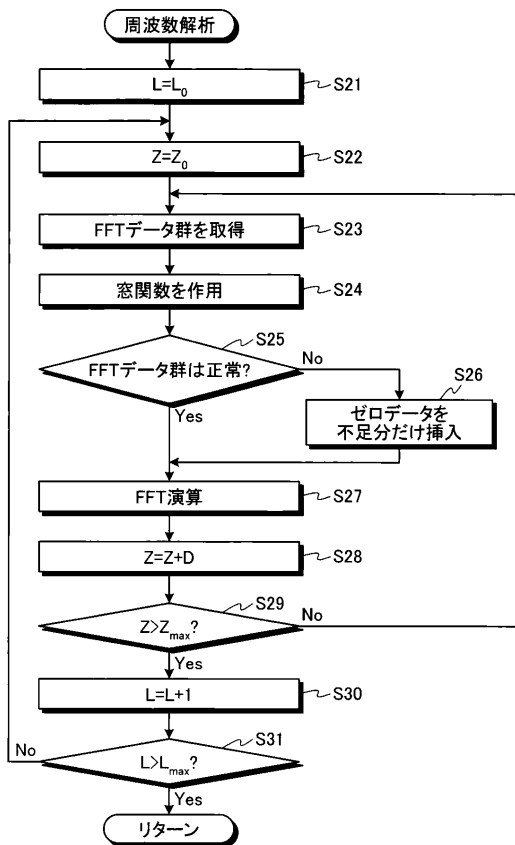
【図 10】

第10図



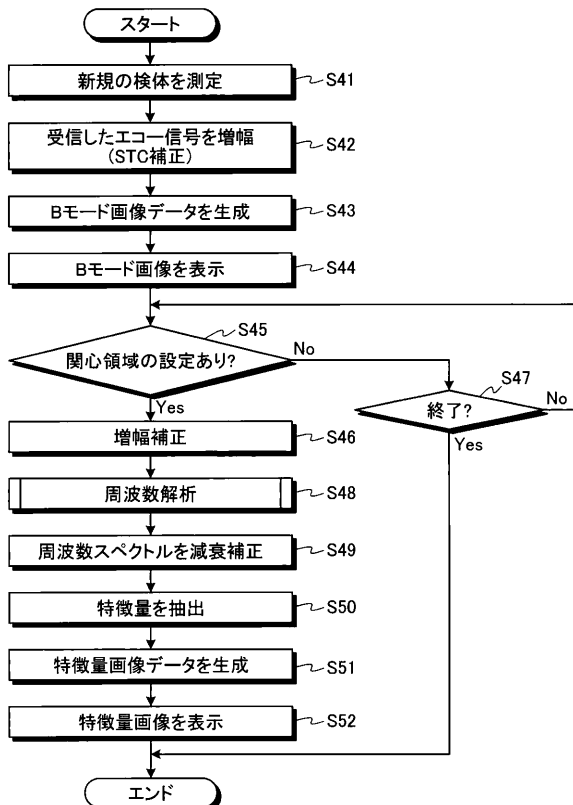
【図 1 2】

第12図



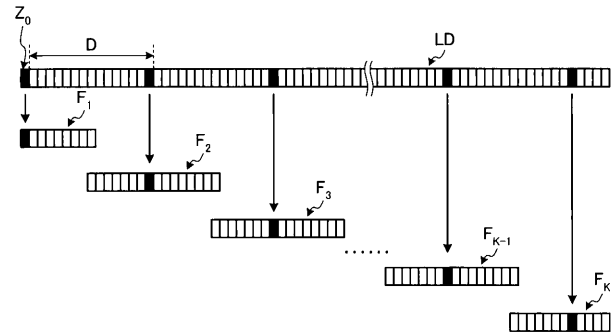
【図 1 8】

第18図



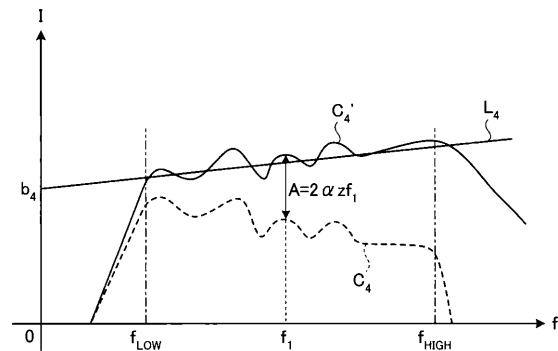
【図 1 3】

第13図

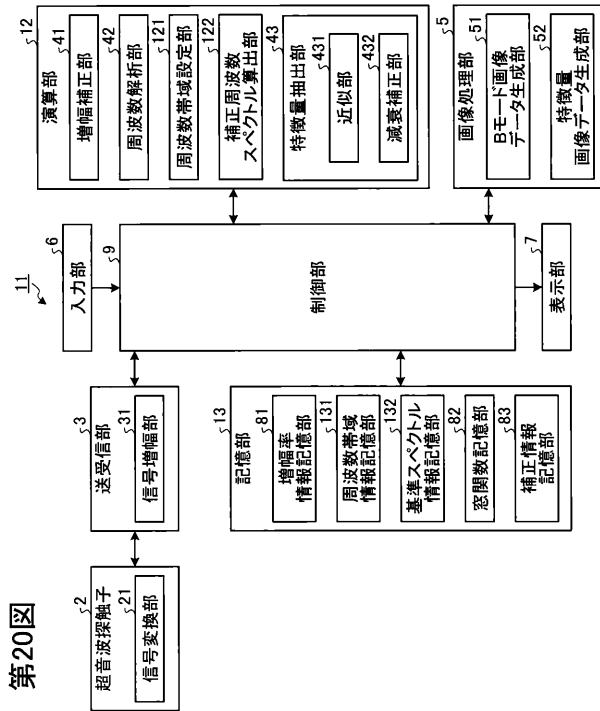


【図 1 9】

第19図



【 図 2 0 】



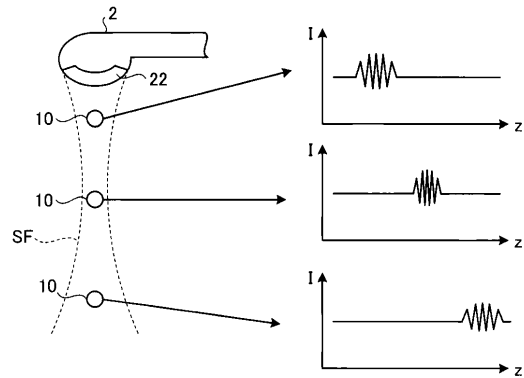
【 図 2 1 】

第21図

受信深度(cm)	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

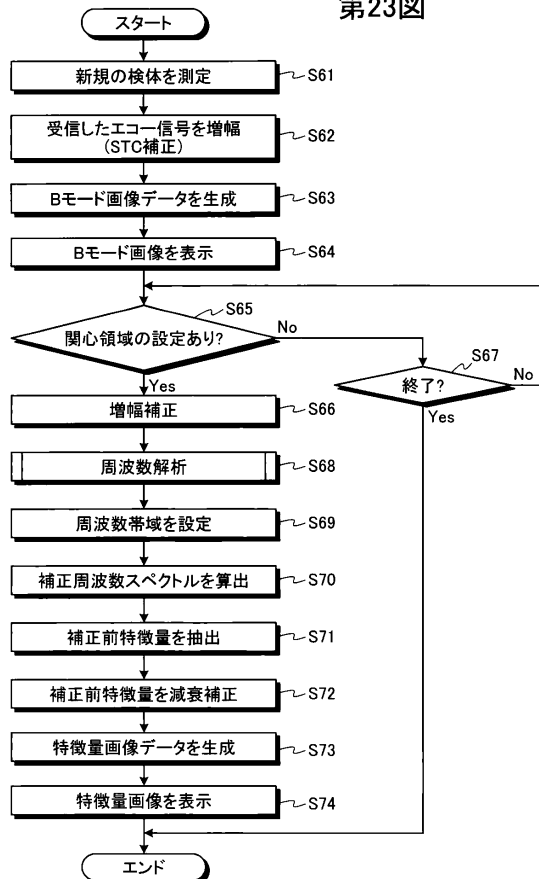
【 図 2 2 】

第22図



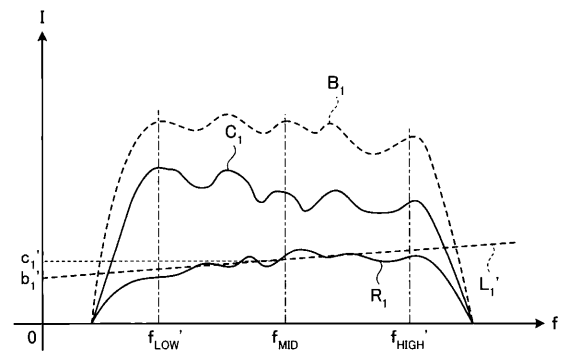
【 図 2 3 】

第23図

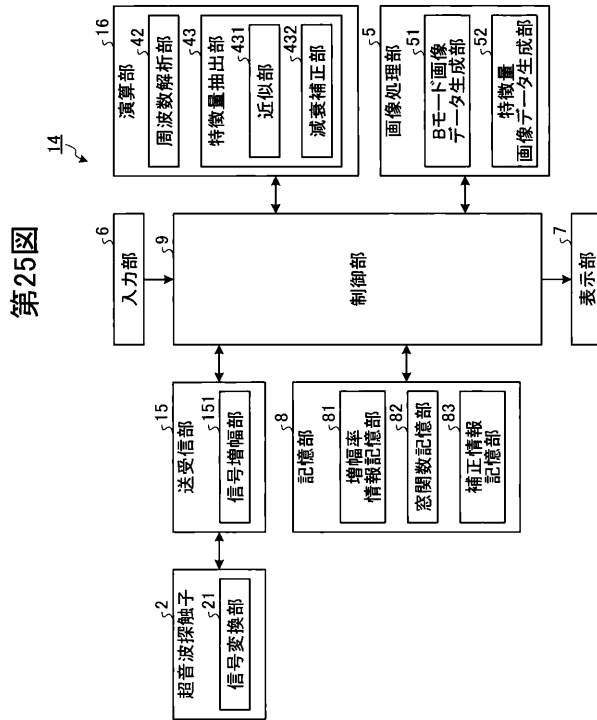


【 図 2 4 】

第24図

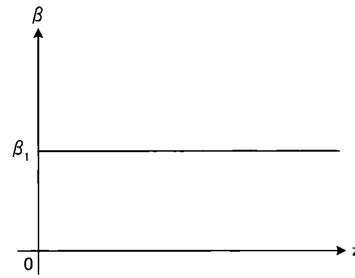


【図 25】



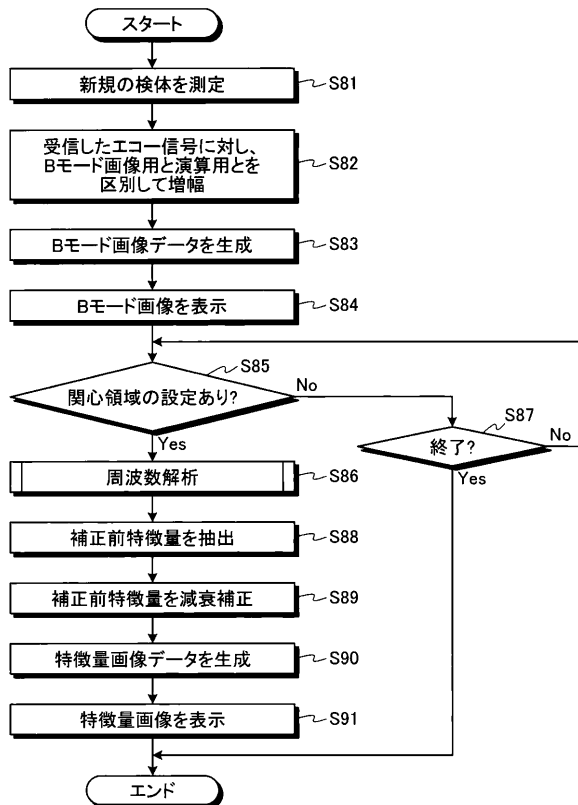
【図 26】

第26図



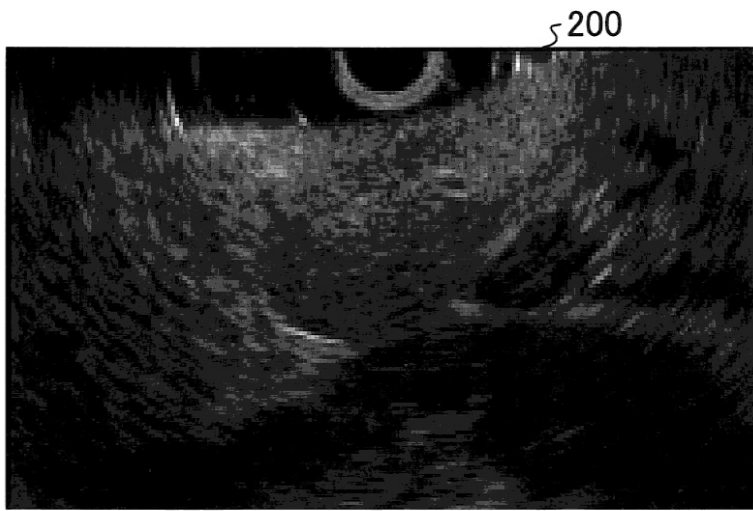
【図 27】

第27図



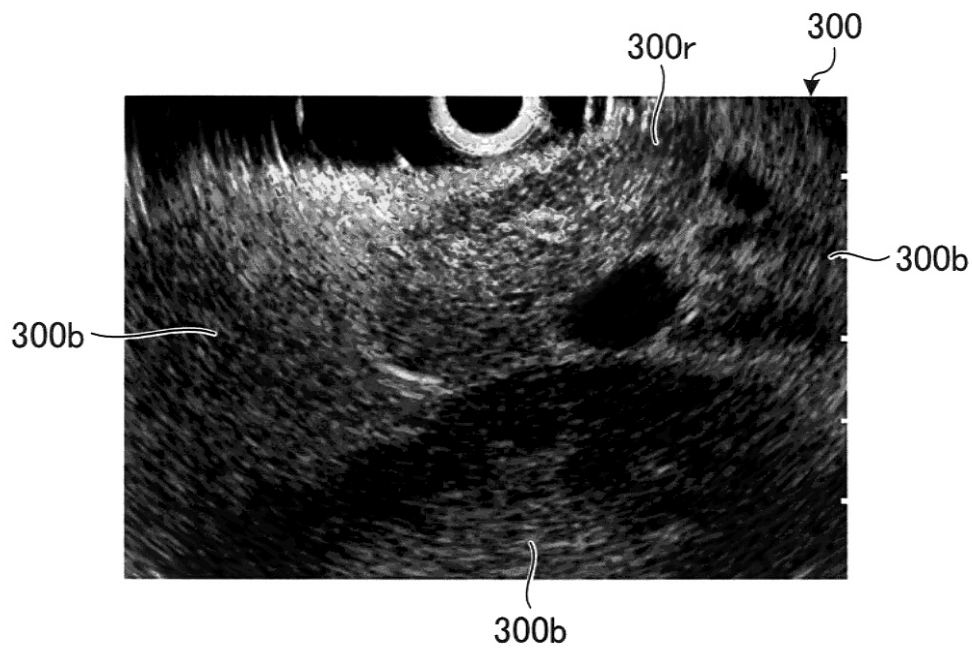
【図 1 1】

第11図



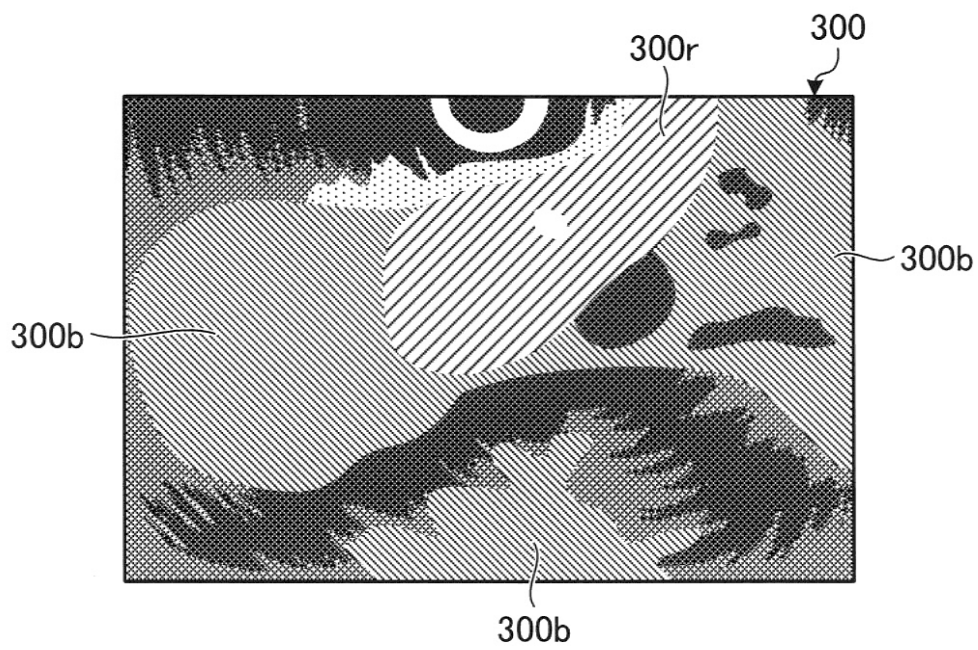
【図 1 4】

第14図



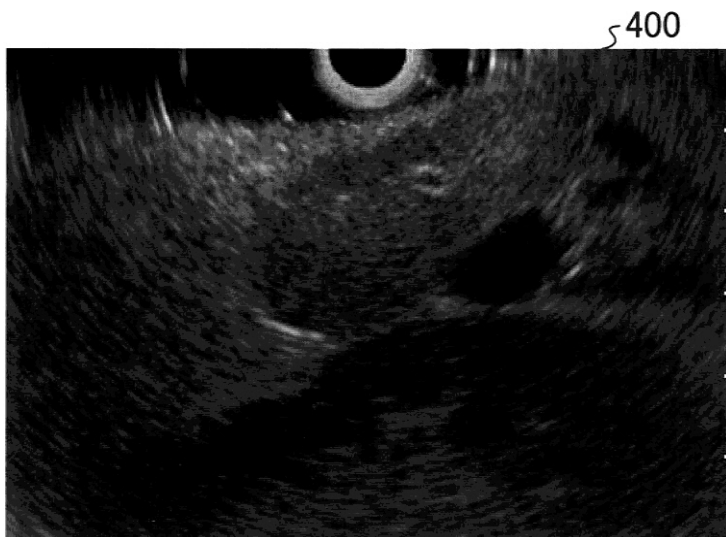
【図 15】

第15図



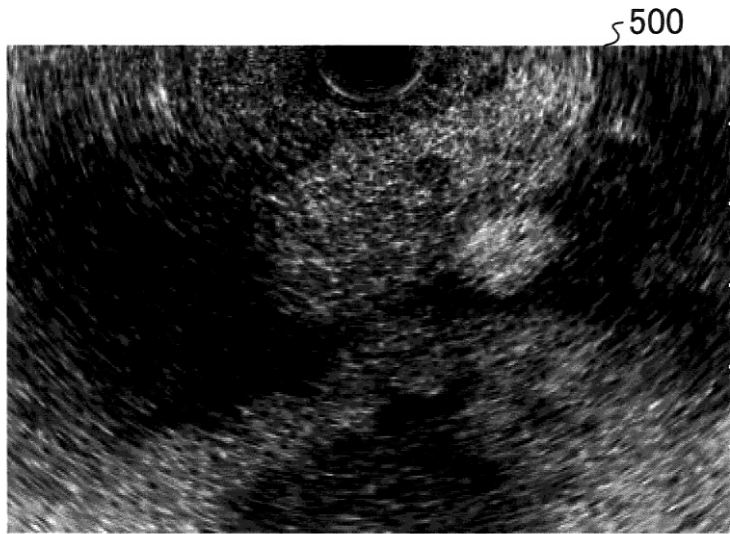
【図 16】

第16図



【図 17】

第17図



【手続補正書】

【提出日】平成24年8月10日(2012.8.10)

【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超音波観測装置であって、

受信した超音波の複数の音線上にそれぞれ位置し、互いに異なる複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の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各箇所に対して算出した周波数スペクトルのうち、第1周波数と該第1周波数より大きい第2周波数との間の周波数帯域に含まれる部分を多項式で近似することにより、前記各箇所における前記周波数スペクトルの特徴量として、前記多項式の定義域に含まれる第3周波数における前記多項式の値である第1スペクトル強度および前記第1乃至第3周波数とは異なる第4周波数における前記多項式の値である第2スペクトル強度を少なくとも抽出する特徴量抽出部と、

(a) 前記第1スペクトル強度、(b) 前記第2スペクトル強度、および(c) 前記第1スペクトル強度と前記第2スペクトル強度との差または比の関数、における(a)乃至(c)のいずれか一つを第1視覚情報と対応付けることにより、前記特徴量の分布を視覚的に表示する特徴量画像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】

前記特徴量画像データ生成部は、

前記第1視覚情報として対応付けた(a)乃至(c)のいずれか一つ以外の残る二つのいずれか一方を前記第1視覚情報と異なる第2視覚情報と対応付け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】

前記第 3 周波数は、前記周波数帯域に含まれる周波数であり、

前記第 4 周波数は、前記周波数帯域外に含まれる周波数であ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、

前記第 1 および第 2 スペクトル強度は、一方が前記一次式の切片であり、他方が前記一次式の傾きと前記切片と前記第 3 周波数とを用いて定まる特定スペクトル強度であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記第 1 視覚情報は、前記切片と前記特定スペクトル強度との差または比の関数に対応付けられる色相であり、

前記第 2 視覚情報は、前記切片または前記特定スペクトル強度に対応付けられる明度および / または彩度であることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

前記第 1 視覚情報は、前記切片に対応付けられる色相であり、

前記第 2 視覚情報は、前記特定スペクトル強度に対応付けられる明度および / または彩度であることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

前記第 1 スペクトル強度、前記第 2 スペクトル強度、および前記第 1 スペクトル強度と前記第 2 スペクトル強度との差または比の関数と、前記第 1 および第 2 視覚情報との間の対応付けを切り換える切換指示信号の入力を受け付ける入力部をさらに備え、

前記特徴量画像データ生成部は、前記入力部が受け付けた切換指示信号に応じた特徴量画像を生成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 8】

前記特徴量抽出部は、

前記周波数スペクトルを前記多項式で近似し、該多項式に基づく補正前特徴量を抽出する近似部と、

前記近似部が抽出した補正前特徴量に対して、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を行うことにより、前記周波数スペクトルの特徴量を抽出する減衰補正部と、

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 9】

前記特徴量抽出部は、

前記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を前記多項式で近似し、該多項式に基づく特徴量を抽出する近似部と、

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 10】

前記減衰補正部は、

超音波の受信深度が大きいほど大きな補正を行うことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波観測装置。

【請求項 11】

前記検体から受信した超音波の信号を、受信深度に応じた増幅率で増幅する信号増幅部と、

前記信号増幅部が増幅した超音波の信号の振幅を輝度に変換して表示する B モード画像を生成する B モード画像データ生成部と、

前記信号増幅部が増幅した前記超音波の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と、

前記増幅補正部および前記減衰補正部の補正を一括して行わせる制御部と、
をさらに備え、

前記周波数解析部は、前記増幅補正部が増幅補正した前記超音波の信号の周波数を解析することを特徴とする請求項8に記載の超音波観測装置。

【請求項 1 2】

前記検体から受信した超音波の信号を、受信深度に応じた増幅率で増幅する信号増幅部と、

前記信号増幅部が増幅した超音波の信号の振幅を輝度に変換して表示する B モード画像を生成する B モード画像データ生成部と、

前記信号増幅部が増幅した前記超音波の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と、

をさらに備え、

前記周波数解析部は、前記増幅補正部が増幅補正した前記超音波の信号の周波数を解析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 1 3】

前記信号増幅部が増幅を行う際の増幅率は、所定の受信深度まで単調増加することを特徴とする請求項1 1に記載の超音波観測装置。

【請求項 1 4】

前記検体から受信した超音波の受信信号を増幅する信号増幅部と、

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

をさらに備え、

前記信号増幅部は、

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

【請求項 1 5】

前記 B モード画像データ生成部へ出力する信号に対する増幅率は、所定の受信深度まで単調増加することを特徴とする請求項1 4に記載の超音波観測装置。

【請求項 1 6】

基準反射体から受信した超音波の周波数をもとに得られた基準スペクトルを記憶する記憶部と、

前記周波数帯域を設定する周波数帯域設定部と、

前記記憶部が記憶する基準スペクトルをもとに前記周波数解析部が算出した前記周波数スペクトルを補正することによって補正周波数スペクトルを算出する補正周波数スペクトル算出部と、

をさらに備え、

前記特徴量抽出部は、

前記補正周波数スペクトル算出部が算出した補正周波数スペクトルの特徴量を抽出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 1 7】

前記記憶部は、少なくとも前記超音波の受信深度ごとに前記基準スペクトルを記憶し、

前記補正周波数スペクトル算出部は、前記受信深度ごとに前記基準スペクトルと前記周波数スペクトルとの差を求めることによって前記補正周波数スペクトルを算出することを特徴とする請求項1 6に記載の超音波観測装置。

【請求項 1 8】

前記記憶部は、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周波数帯域を記憶する周波数帯域情報記憶部を有し、

前記周波数帯域設定部は、前記周波数帯域情報記憶部が記憶する周波数帯域情報を参照して周波数帯域を設定することを特徴とする請求項1 6に記載の超音波観測装置。

【請求項 19】

前記特徴量画像を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1に記載の超音波観測装置。

【請求項 20】

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超音波観測装置の作動方法であって、

受信した超音波の複数の音線上にそれぞれ位置し、互いに異なる複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の周波数スペクトルを周波数解析部で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各箇所に対して算出した周波数スペクトルのうち、第1周波数と該第1周波数より大きい第2周波数との間の周波数帯域に含まれる部分を多項式で近似することにより、前記各箇所における前記周波数スペクトルの特徴量として、前記多項式の定義域に含まれる第3周波数における前記多項式の値である第1スペクトル強度および前記第1乃至第3周波数とは異なる第4周波数における前記多項式の値である第2スペクトル強度を特徴量抽出部で少なくとも抽出する特徴量抽出ステップと、

(a) 前記第1スペクトル強度、(b) 前記第2スペクトル強度、および(c) 前記第1スペクトル強度と前記第2スペクトル強度との差または比の関数、における(a)乃至(c)のいずれか一つを第1視覚情報と対応付けることにより、前記特徴量の分布を視覚的に表示する特徴量画像を特徴量画像データ生成部で生成する特徴量画像データ生成ステップと、

を有することを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項 21】

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超音波観測装置に、

受信した超音波の複数の音線上にそれぞれ位置し、互いに異なる複数の箇所における前記超音波の周波数を解析することによって各箇所の周波数スペクトルを周波数解析部で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各箇所に対して算出した周波数スペクトルのうち、第1周波数と該第1周波数より大きい第2周波数との間の周波数帯域に含まれる部分を多項式で近似することにより、前記各箇所における前記周波数スペクトルの特徴量として、前記多項式の定義域に含まれる第3周波数における前記多項式の値である第1スペクトル強度および前記第1乃至第3周波数とは異なる第4周波数における前記多項式の値である第2スペクトル強度を特徴量抽出部で少なくとも抽出する特徴量抽出ステップと、

(a) 前記第1スペクトル強度、(b) 前記第2スペクトル強度、および(c) 前記第1スペクトル強度と前記第2スペクトル強度との差または比の関数、における(a)乃至(c)のいずれか一つを第1視覚情報と対応付けることにより、前記特徴量の分布を視覚的に表示する特徴量画像を特徴量画像データ生成部で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。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0086

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0086】

以上により、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S1～S1_2の処理を周期的に繰り返すようにしてもよい。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0101

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0101】

ステップS51、S52の処理は、図10のステップS11、S12の処理に順次対応している。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0130

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0130】

この後、Bモード画像データ生成部51は、送受信部15から出力されたBモード画像用エコー信号を用いてBモード画像データを生成する（ステップS83）。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/058786

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)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-524431 A (The Cleveland Clinic Foundation), 30 August 2007 (30.08.2007), paragraphs [0021] to [0029]; fig. 4 & US 2004/0152983 A1 & EP 1599122 A & WO 2004/069027 A2 & CA 2514962 A & AU 2004210153 A	1-20

☒ 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
14 May, 2012 (14.05.12)Date of mailing of the international search report
22 May, 2012 (22.05.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/058786

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-536289 A (The Cleveland Clinic Foundation), 02 December 2005 (02.12.2005), paragraphs [0013], [0014], [0022] to [0024] & US 2004/0039286 A1 & US 2004/0122326 A1 & US 2006/0241486 A1 & US 2006/0241487 A1 & US 2006/0253033 A1 & US 2008/0287795 A1 & EP 1534137 A & EP 1534139 A & EP 1536727 A & WO 2004/017835 A1 & WO 2004/017821 A2 & WO 2004/017823 A2 & AU 2003265629 A	1-20
A	JP 2009-523059 A (Boston Scientific Scimed, Inc.), 18 June 2009 (18.06.2009), entire text; all drawings & US 2007/0160275 A1 & EP 1977361 A & WO 2007/082218 A2 & CA 2636199 A	1-20
A	JP 2005-253827 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 22 September 2005 (22.09.2005), entire text; all drawings & US 2005/0203405 A1	1-20

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 5 8 7 8 6	
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 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2007-524431 A (ザ クリーブランド クリニック ファウンデーション) 2007.08.30, 段落 21-29、図 4 & US 2004/0152983 A1 & EP 1599122 A & WO 2004/069027 A2 & CA 2514962 A & AU 2004210153 A	1-20	
A	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, 段落 13, 14, 22-24 & US 2004/0039286 A1 & US 2004/0122326 A1 & US 2006/0241486 A1 & US 2006/0241487 A1 & US 2006/0253033 A1 & US 2008/0287795 A1	1-20	
☒ 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 14.05.2012		国際調査報告の発送日 22.05.2012	
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) 富永 昌彦 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4461

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 5 8 7 8 6
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
	& EP 1534137 A & EP 1534139 A & EP 1536727 A & WO 2004/017835 A1 & WO 2004/017821 A2 & WO 2004/017823 A2 & AU 2003265629 A	
A	JP 2009-523059 A (ボストン サイエントフィック サイムド, イン コーポレイテッド) 2009.06.18, 全文、全図	1-20
	& US 2007/0160275 A1 & EP 1977361 A & WO 2007/082218 A2 & CA 2636199 A	
A	JP 2005-253827 A (富士写真フイルム株式会社) 2005.09.22, 全文、全図 & US 2005/0203405 A1	1-20

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)	超声波观测装置和操作超声波观测装置的方法以及超声波观测装置的操作程序		
公开(公告)号	JPWO2012133878A1	公开(公告)日	2014-07-28
申请号	JP2012536635	申请日	2012-03-27
[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	宫木 浩仲		
发明人	宮木 浩仲		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/0891 A61B8/469 A61B8/486 A61B8/5207 A61B8/5223 G01S7/52026 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S7/52071 G01S15/8977 G16H50/30 H04N5/30		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD21 4C601/EE03 4C601/JB13 4C601/JB49 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/LL05 4C601/LL38		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2011080913 2011-03-31 JP		
其他公开文献	JP5114609B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种超声波观察装置，该超声波观察装置的操作方法以及该超声波观察装置的操作程序，其能够显示与其他组织区别的观察对象的组织中的血管通道或噪声。清楚地显示出组织特征的差异。在由多项式近似的频谱上生成特征量图像，使得分别对应于多项式中包括的两个频率的两个频谱强度与不同的视觉信息相关联。因此，基于具有根据组织表征的特征的频谱的信息来生成特征量图像。

