

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5114609号  
(P5114609)

(45) 発行日 平成25年1月9日(2013.1.9)

(24) 登録日 平成24年10月19日(2012.10.19)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 21 (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2012-536635 (P2012-536635)  
 (86) (22) 出願日 平成24年3月27日 (2012.3.27)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2012/058786  
 (87) 国際公開番号 WO2012/133878  
 (87) 国際公開日 平成24年10月4日 (2012.10.4)  
 審査請求日 平成24年8月10日 (2012.8.10)  
 (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)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 304050923  
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
 (74) 代理人 100089118  
 弁理士 酒井 宏明  
 (72) 発明者 宮木 浩仲  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内  
 審査官 富永 昌彦

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) 【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、

10

20

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。 10

**【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。 15

**【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。 20

**【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。 25

**【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。 30

**【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、 35

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部と、 40

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。 45

**【請求項11】**

前記検体から受信した超音波の信号を、受信深度に応じた增幅率で增幅する信号增幅部と、

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 50

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12】**

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13】**

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11に記載の超音波観測装置。

**【請求項14】**

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15】**

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14に記載の超音波観測装置。

**【請求項16】**

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17】**

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16に記載の超音波観測装置。

**【請求項18】**

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

10

20

30

40

50

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16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。

**【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

10

20

30

40

50

が知られている（例えば、特許文献1を参照）。超音波エラストグラフィは、生体内の癌や腫瘍組織の硬さが病気の進行状況や生体によって異なることを利用する技術である。この技術では、外部から検査箇所を圧迫した状態で、超音波を用いてその検査箇所における生体組織の歪量や弾性率を計測し、この計測結果を断層像として画像表示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】国際公開第2005/122906号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【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。

【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/

10

20

30

40

50

または彩度であることを特徴とする。

【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、前記特微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微量画像を生成することを特徴とする。 10

【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、前記特微量抽出部は、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微量を抽出する近似部と、前記近似部が抽出した補正前特微量に対して、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微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、前記特微量抽出部は、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微量を抽出する近似部と、を有することを特徴とする。 20

【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。 30

【0016】

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。 40

【0017】

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。

【0018】

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 50

対して一定の増幅率で増幅を行うことを特徴とする。

【0019】

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。

【0020】

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。

10

【0021】

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。

【0022】

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。

20

【0023】

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。

【0024】

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。

30

【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

40

50

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。

**【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6A】**図6A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6B】**図6B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。

**【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

10

20

30

40

50

徴量画像の表示例（第2例）を示す図である。

【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。10

【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。20

【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。

#### 【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気的なエコー信号に対して所定の演算を施す演算部4と、超音波エコーを変換した電気的なエコー信号に対応する画像データの生成を行う画像処理部5と、各種情報の入力を受け付ける入力部6と、液晶または有機EL等からなる表示パネルを用いて実現され、画像処理部5が生成した画像を含む各種情報を表示する表示部7と、既知検体の組織性状に関する情報を含む各種情報を記憶する記憶部8と、超音波観測装置1の動作制御を行う制御部9と、を備える。30

##### 【0030】

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。検体が臍臓である場合には、組織性状として慢性臍炎、自己免疫性臍炎なども含まれる。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。

##### 【0031】

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せるものであつてもよい。

##### 【0032】

送受信部3は、超音波探触子2と電気的に接続され、パルス信号を超音波探触子2へ送信するとともに、超音波探触子2から受信信号であるエコー信号を受信する。具体的には

10

20

30

40

50

、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。

#### 【0033】

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 ( S e n s i t i v i t y Time Control )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 $\alpha$ は、受信深度 $z$ が閾値 $z_{t h}$ より小さい場合、受信深度 $z$ の増加に伴って $0$ から $z_{t h} (> 0)$ へ線型に増加する。また、増幅率 $\alpha$ は、受信深度 $z$ が閾値 $z_{t h}$ 以上である場合、一定値 $\alpha_{t h}$ をとる。閾値 $z_{t h}$ 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 $\alpha$ は、受信深度 $z$ が閾値 $z_{t h}$ より小さい場合、受信深度 $z$ の増加に伴って単調増加すればよい。

#### 【0034】

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

#### 【0035】

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(パワースペクトル)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43と、を有する。

#### 【0036】

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 $\alpha$ は、受信深度 $z$ がゼロのとき最大値 $\alpha_{t h} - \alpha_0$ であり、受信深度 $z$ がゼロから閾値 $z_{t h}$ に達するまで線型に減少し、受信深度 $z$ が閾値 $z_{t h}$ 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S T C補正の影響を相殺し、一定の増幅率 $\alpha_{t h}$ 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 $\alpha$ 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。

#### 【0037】

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關を有しているためである。

#### 【0038】

図4は、周波数解析部42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) $f_{L O W}$ および上限周波数(第2周波数) $f_{H I G H}$ 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 $f_{L O W} = 3 \text{ MHz}$ 、 $f_{H I G H} = 10 \text{ MHz}$ 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。

#### 【0039】

10

20

30

40

50

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。

#### 【 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。

#### 【 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。

#### 【 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。

#### 【 0 0 4 3 】

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。

#### 【 0 0 4 4 】

減衰補正部 4 3 2 が行う補正について説明する。超音波の減衰量  $A$  は、

$$A = 2 \cdot z \cdot f \quad \dots (1)$$

と表すことができる。ここで、 $z$  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) からも明らかのように、減衰量  $A$  は、周波数  $f$  に比例している。減衰率  $z$  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

10

20

30

40

50

ば、観察対象が臍臓である場合、 $= 0.6$  ( $dB / cm / MHz$ ) と定められる。なお、本実施の形態 1において、減衰率 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。

#### 【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。

$$a = a_1 + 2z \quad \dots \quad (2)$$

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

$$c = c_1 + 2zf_{MID} (= af_{MID} + b) \quad \dots \quad (4)$$

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是、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是恒等変換である。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。

#### 【0046】

図 5 は、図 4 に示す直線  $L_1$  に関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、

$$I = af + b = (a_1 + 2z)f + b_1 \quad \dots \quad (5)$$

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( $c > c_1$ )。

#### 【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】

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つた結果と解釈することができる。

#### 【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

10

20

30

40

50

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大きい。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 ( $b_1 > b_2, c_1 > c_2$ )。

#### 【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 ( $|b_1 - c_1| \sim |b_3 - c_3|$ )。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 ( $b_1 > b_3, c_1 > c_3$ )。

#### 【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。

#### 【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  $c$  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のように、特徴量画像データ生成部 5.2 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】

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 3.1 および増幅補正部 4.1 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 8.1 と、周波数解析部 4.2 が行う周波数解析処理の際に使用する窓関数を記憶する窓関数記憶部 8.2 と、減衰補正部 4.3.2 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 8.3 と、を有する。

10

20

30

40

50

**【0059】**

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。

**【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)。

**【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対応するBモード画像を表示部7に表示させる制御を行う(ステップS4)。図11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200は、RGB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S5:Yes)、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増幅率が一定となる補正を行う(ステップS6)。ここで、増幅補正部41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。

**【0068】**

一方、関心領域の設定がなされていない場合(ステップS5:No)において、処理を終了する指示が入力部6によって入力されたとき(ステップS7:Yes)、超音波観測装置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S5:No)において、処理を終了する指示が入力部6によって入力されないとき(ステップS7:No)、超音波観測装置1はステップS5へ戻る。

**【0069】**

ステップS6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

10

20

30

40

50

つて周波数スペクトルを算出する（ステップS8）。このステップS8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。

#### 【0070】

ここで、周波数解析部42が行う処理（ステップS8）について、図12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、最初に解析対象とする音線の音線番号Lを初期値 $L_0$ とする（ステップS21）。初期値 $L_0$ は、例えば送受信部3が最初に受信する音線に対して付与してもよいし、入力部6によって設定される関心領域の左右の一方の境界位置に対応する音線に対して付与してもよい。

#### 【0071】

続いて、周波数解析部42は、一つの音線上に設定した複数箇所（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42は、FFT演算用に取得する一連のデータ群（FFTデータ群）を代表するデータ位置Z（受信深度に相当）の初期値 $Z_0$ を設定する（ステップS22）。図13は、一つの音線のデータ配列を模式的に示す図である。同図に示す音線LDにおいて、白または黒の長方形は、一つのデータを意味している。音線LDは、送受信部3が行うA/D変換におけるサンプリング周波数（例えば50MHz）に対応した時間間隔で離散化されている。図13では、音線LDの1番目のデータをデータ位置Zの初期値 $Z_0$ として設定した場合を示している。なお、図13はあくまでも一例に過ぎず、初期値 $Z_0$ の位置は任意に設定することができる。例えば、関心領域の上端位置に対応するデータ位置Zを初期値 $Z_0$ として設定してもよい。

#### 【0072】

その後、周波数解析部42は、データ位置ZのFFTデータ群を取得し（ステップS23）、取得したFFTデータ群に対し、窓関数記憶部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。

#### 【0073】

続いて、周波数解析部42は、データ位置ZのFFTデータ群が正常なデータ群であるか否かを判定する（ステップS25）。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。ここで、FFTデータ群が正常であるとは、データ位置ZがそのFFT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、FFTデータ群が正常であるとは、データ位置Zの前方に $2^{n-1}-1$ （=Nとする）個のデータがあり、データ位置Zの後方に $2^{n-1}$ （=Mとする）個のデータがあることを意味する。図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S25における判定の結果、データ位置ZのFFTデータ群が正常である場合（ステップS25：Yes）、周波数解析部42は、後述するステップS27へ移行する。

#### 【0075】

ステップS25における判定の結果、データ位置ZのFFTデータ群が正常でない場合（ステップS25：No）、周波数解析部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。

#### 【0076】

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、周波数スペクトルを得る（ステップS27）。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<sub>1</sub>を挙げることができる。

10

20

30

40

50

## 【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S28)。ここでデータステップ幅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 $Z_{max}$ より大きいか否かを判定する(ステップS29)。ここで、最終データ位置 $Z_{max}$ は、音線LDのデータ長としてもよいし、関心領域の下端に対応するデータ位置としてもよい。判定の結果、データ位置Zが最終データ位置 $Z_{max}$ より大きい場合(ステップS29: Yes)、周波数解析部42は、音線番号Lを1だけ増加する(ステップS30)。一方、データ位置Zが最終データ位置 $Z_{max}$ 以下である場合(ステップS29: No)、周波数解析部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、一つの音線LDに対して、 $\lceil \{ (Z_{max} - Z_0) / D \} + 1 \rceil (= K)$ 個のFFTデータ群に対するFFT演算を行う。ここで、[X]は、Xを超えない最大の整数を表す。

10

## 【0079】

ステップS30で増加した後の音線番号Lが最終音線番号 $L_{max}$ より大きい場合(ステップS31: Yes)、周波数解析部42は図10に示すメインルーチンへ戻る。一方、ステップS30で増加した後の音線番号Lが最終音線番号 $L_{max}$ 以下である場合(ステップS31: No)、周波数解析部42はステップS22へ戻る。

20

## 【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S8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、補正前特徴量を抽出する(ステップS9)。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。

30

## 【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S10)。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 $1 / 50 (\text{MHz}) = 20 (\text{nsec})$ である。ここで、音速を $1530 (\text{m/sec})$ 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であるとすると、そのデータ位置Zは $0.0153k (\text{mm})$ と求まる。

40

## 【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】

50

続いて、特微量画像データ生成部 52 は、特微量抽出部 43 が抽出した特微量に対応する視覚情報を表示する特微量画像データを生成する（ステップ S11）。

#### 【0085】

この後、表示部 7 は、特微量画像データ生成部 52 が生成した特微量画像を表示する（ステップ S12）。図 14 は、表示部 7 が表示する特微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微量画像 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、特微量画像 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、特微量画像 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様で表示されている。このような特微量画像 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、複数の特微量を用いて特微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。

10

20

#### 【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 ~ S12 の処理を周期的に繰り返すようにしてもよい。

#### 【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微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微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。

30

#### 【0088】

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 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微量を抽出し、抽出した補正前特微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微量を抽出し、抽出した特微量に対応する視覚情報を表示する特微量画像データを生成しているため、特微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微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。

40

#### 【0089】

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微量を用いることによって特微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微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

50

。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。

#### 【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S6における増幅補正処理を行わず、図10のステップS10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。

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

ここで、右辺の(z)は、受信深度zにおける増幅率と<sub>0</sub>との差であり、

$$(z) = - \{ (t_h - o) / z_{t_h} \} z + t_h - o (z - z_{t_h}) \dots 10 \\ \dots (7)$$

$$(z) = 0 (z > z_{t_h}) \dots (8)$$

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。

20

#### 【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る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。

30

#### 【0094】

また、特徴量画像データ生成部52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52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。

#### 【0095】

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。

40

#### 【0096】

##### (実施の形態2)

本発明の実施の形態2は、特徴量抽出部が行う特徴量抽出処理が、実施の形態1と異なる。本実施の形態2に係る超音波観測装置の構成は、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。

#### 【0097】

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432が、周波数解析部42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431は、減衰補正部432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。

50

## 【0098】

図18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18において、ステップS41～S48の処理は、図10のステップS1～S8の処理に順次対応している。

## 【0099】

ステップS49において、減衰補正部432は、周波数解析部42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S49)。図19は、このステップS49の減衰補正処理の概要を模式的に示す図である。図19に示すように、減衰補正部432は、周波数スペクトル曲線C<sub>4</sub>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<sub>4'</sub>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。10

## 【0100】

この後、近似部431は、減衰補正部432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S50)。具体的には、近似部431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19に示す直線L<sub>4</sub>は、このステップS50で周波数スペクトル曲線C<sub>4'</sub>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<sub>4</sub>)である。

## 【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。20

## 【0102】

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。

## 【0103】

また、本実施の形態2によれば、受信深度に応じた增幅率で増幅するSTC補正をえた信号をもとに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できる。30

## 【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。40

## 【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50

。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。

#### 【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。10

#### 【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。

#### 【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。20

#### 【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ル情報記憶部 132 とを有する。30

#### 【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。40

#### 【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50

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ともよい。

#### 【 0 1 1 4 】

図 2 2 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 2 2 に示すように、超音波探触子 2 に設けられた振動子 2 2 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 2 2 の上下方向）に略対称な音場 S F を形成する。図 2 2 では、このフォーカスポイントを含む 3 点に基準反射体 1 0 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 1 0 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 4 2 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 1 3 2 へ格納する。10

#### 【 0 1 1 5 】

図 2 3 は、以上の構成を有する超音波観測装置 1 1 の処理の概要を示すフローチャートである。図 2 3 において、ステップ S 6 1 ~ S 6 8 の処理は、図 1 0 を参照して説明したステップ S 1 ~ S 8 の処理に順次対応している。

#### 【 0 1 1 6 】

ステップ S 6 8 の周波数解析処理の後、周波数帯域設定部 1 2 1 は、周波数帯域情報記憶部 1 3 1 が記憶する周波数帯域テーブル 7 0 0 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 S 6 9）。なお、周波数帯域設定部 1 2 1 の処理は、周波数解析部 4 2 の処理と並行して行ってもよいし、周波数解析部 4 2 の処理に先立って行つてもよい。20

#### 【 0 1 1 7 】

続いて、補正周波数スペクトル算出部 1 2 2 が、基準スペクトル情報記憶部 1 3 2 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 4 2 が算出した周波数スペクトルとの差を求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 S 7 0）。図 2 4 は、周波数スペクトル曲線 C<sub>1</sub> 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 2 4 に示す曲線 B<sub>1</sub> は、周波数スペクトル曲線 C<sub>1</sub> 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<sub>1</sub> という）。補正周波数スペクトル算出部 1 2 2 は、基準スペクトル曲線 B<sub>1</sub> と周波数スペクトル曲線 C<sub>1</sub> との差を取ることによって補正周波数スペクトル曲線 R<sub>1</sub> を算出する。30

#### 【 0 1 1 8 】

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  $f_{L O W}' < f < f_{H I G H}'$  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<sub>1</sub>' , 切片 b<sub>1</sub>' , 中心周波数強度 c<sub>1</sub>' を補正前特徴量として抽出する。図 2 4 に示す直線 L<sub>1</sub>' 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<sub>1</sub> 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<sub>1</sub>' に対応）が抽出されることとなる。40

#### 【 0 1 1 9 】

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。

#### 【 0 1 2 0 】

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50

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。

#### 【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。10

#### 【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。20

#### 【0124】

##### (実施の形態4)

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。同図に示す超音波観測装置14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14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。

#### 【0125】

送受信部15は、エコー信号を増幅する信号増幅部151を有する。信号増幅部151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16が演算を施すために用いるエコー信号（以下、「演算用エコー信号」という）に対し、互いに異なる増幅率でそれぞれ増幅する。具体的には、信号増幅部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STC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（ $\alpha_1$ ）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るながら行う。

#### 【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。30

#### 【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40

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。

【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）。

【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10  
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：Y e s）、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）。

【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：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S87：Y e s）、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：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（ステップS87：N o）、超音波観測装置14はステップS85へ戻る。  
20

【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。  
30  
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。

【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。  
40

【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】

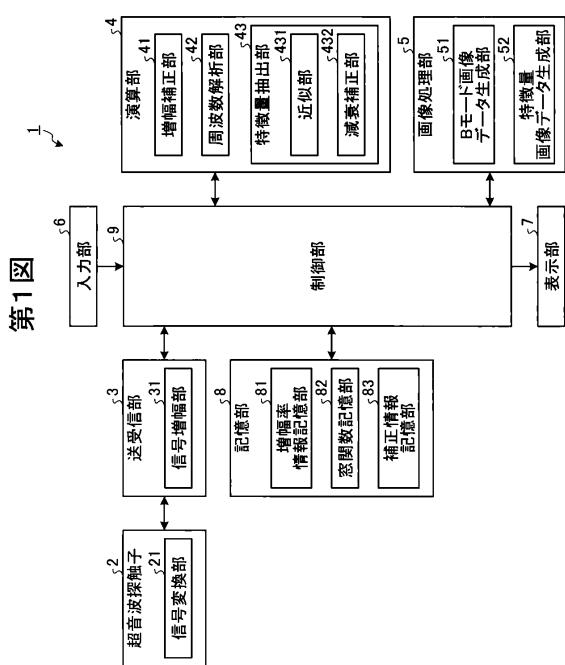
このように、本発明は、特許請求の範囲に記載した技術的思想を逸脱しない範囲内において、様々な実施の形態を含みうるものである。  
50

## 【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	10
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	20
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	30
431	近似部	
432	減衰補正部	
700	周波数帯域テーブル	

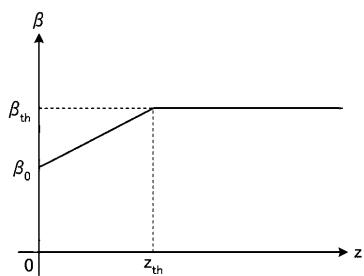
【図1】



第1図

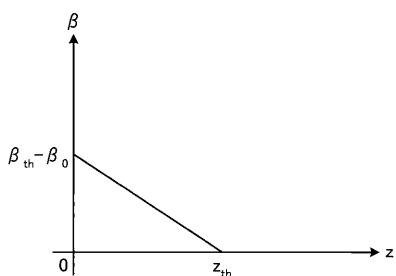
【図2】

第2図



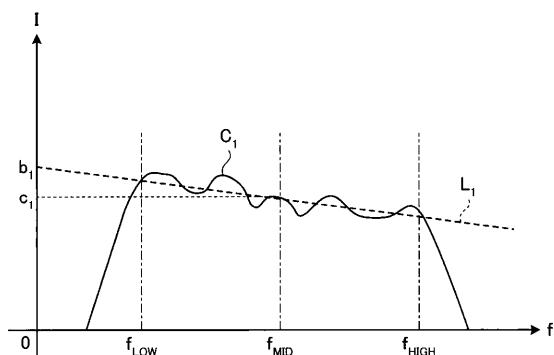
【図3】

第3図



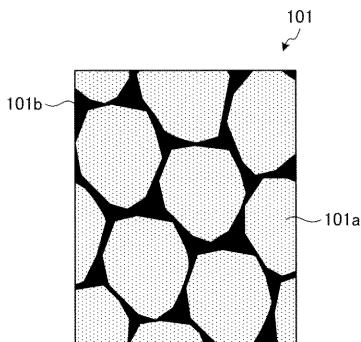
【図4】

第4図



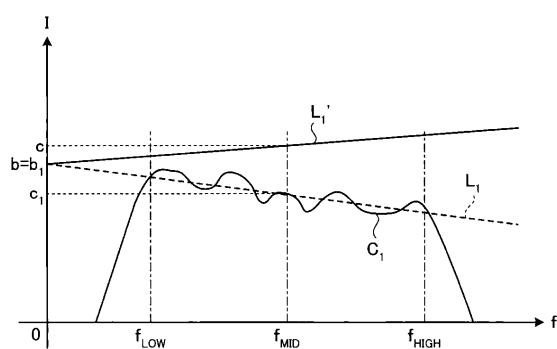
【図6A】

第6A図

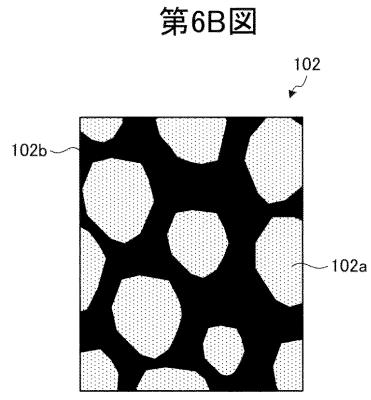


【図5】

第5図

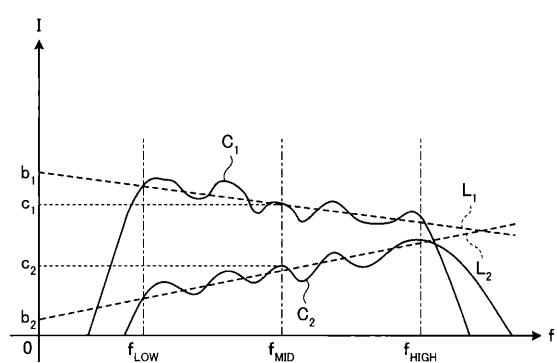


【図6B】



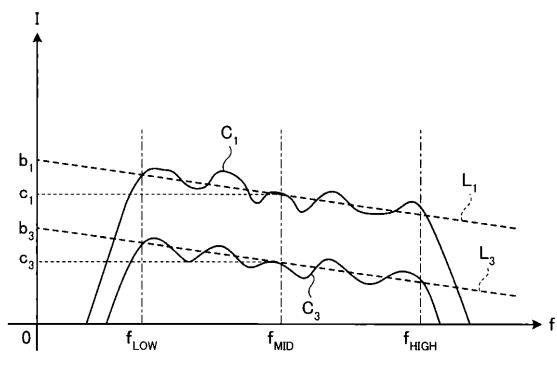
【図7】

第7図



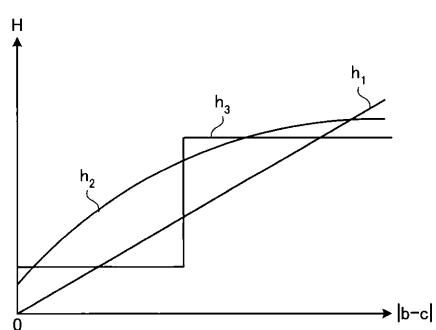
【図8】

第8図



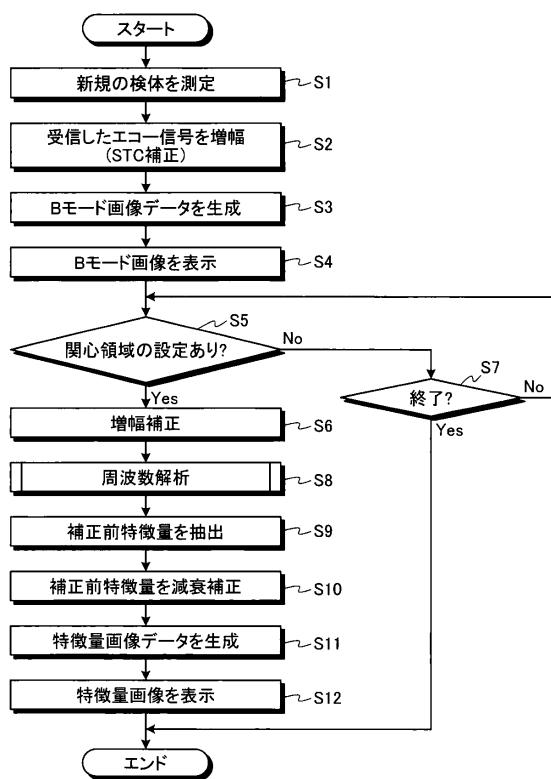
【図9】

第9図



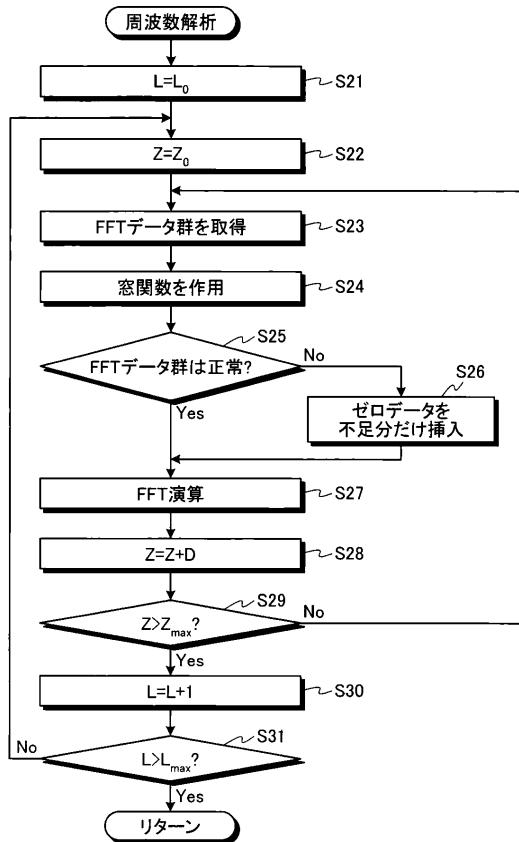
【図10】

第10図



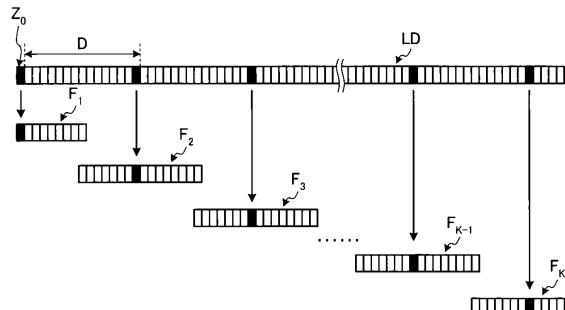
【図12】

第12図



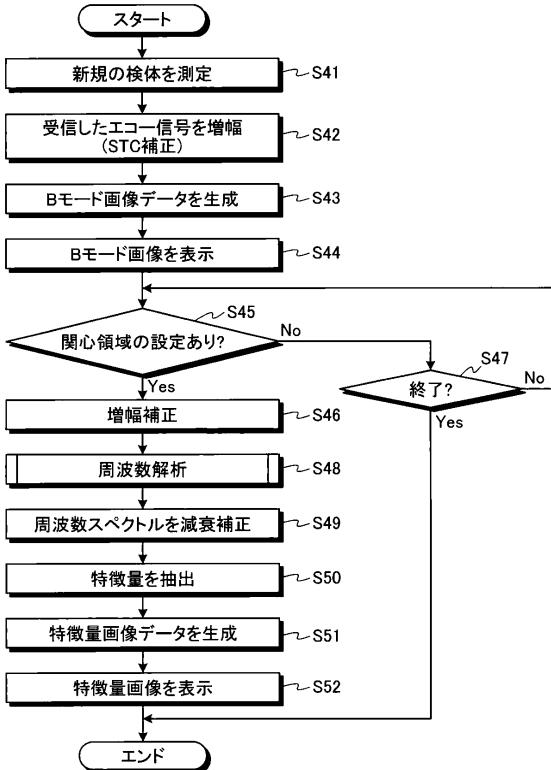
【図13】

第13図



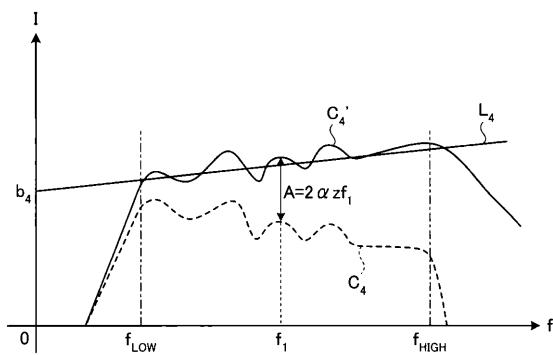
【図18】

第18図

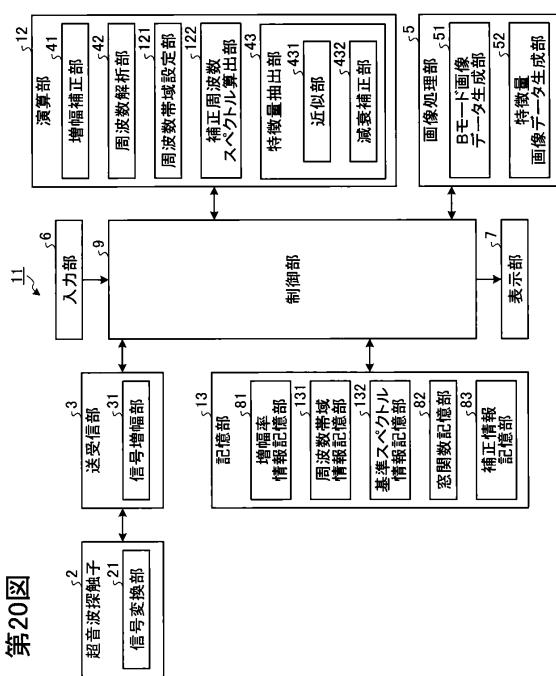


【図19】

第19図



【図20】



第20図

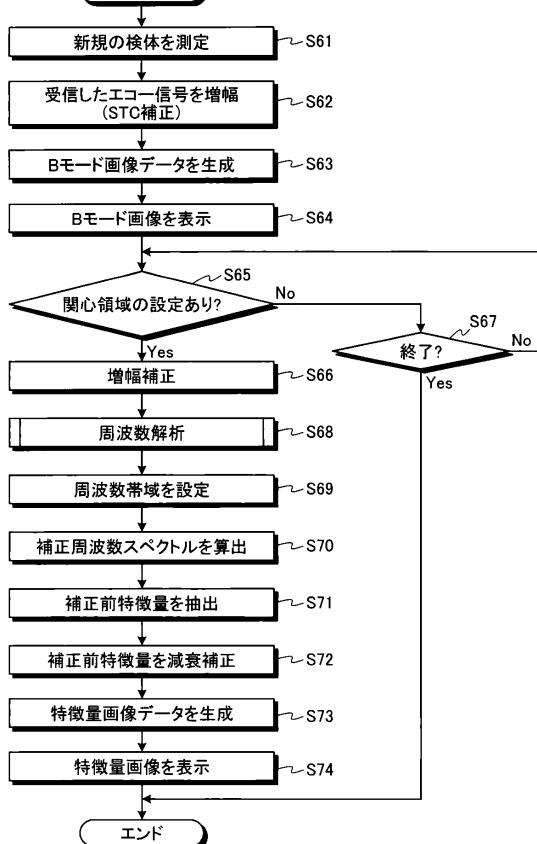
【図21】

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

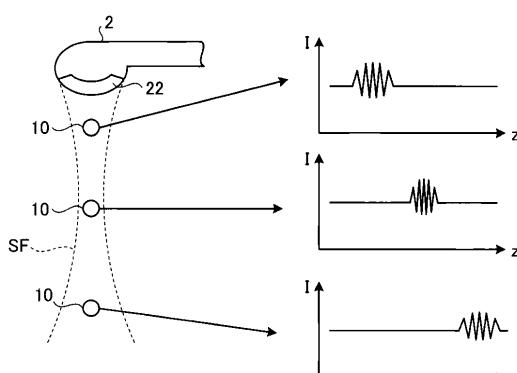
【図23】

第23図



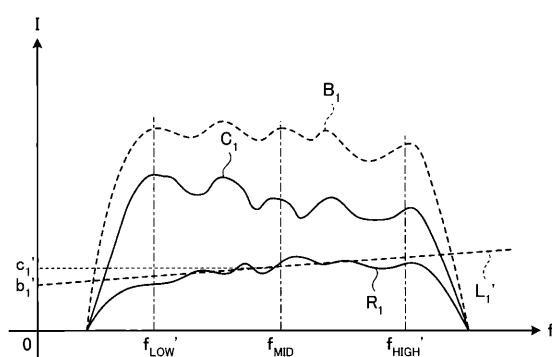
【図22】

第22図



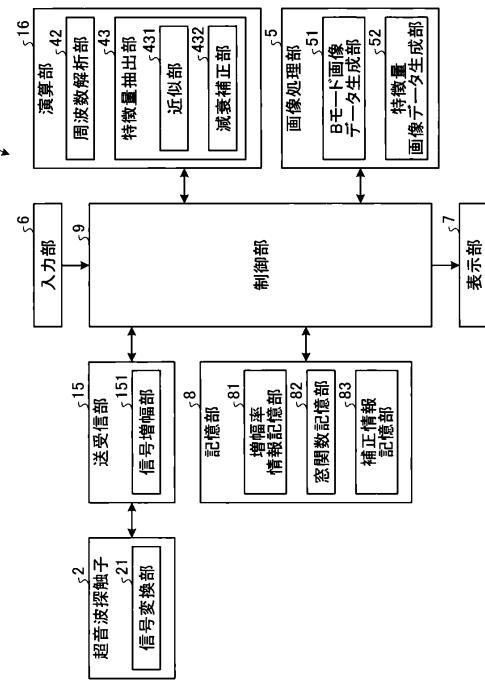
【図24】

第24図



【図25】

第25図



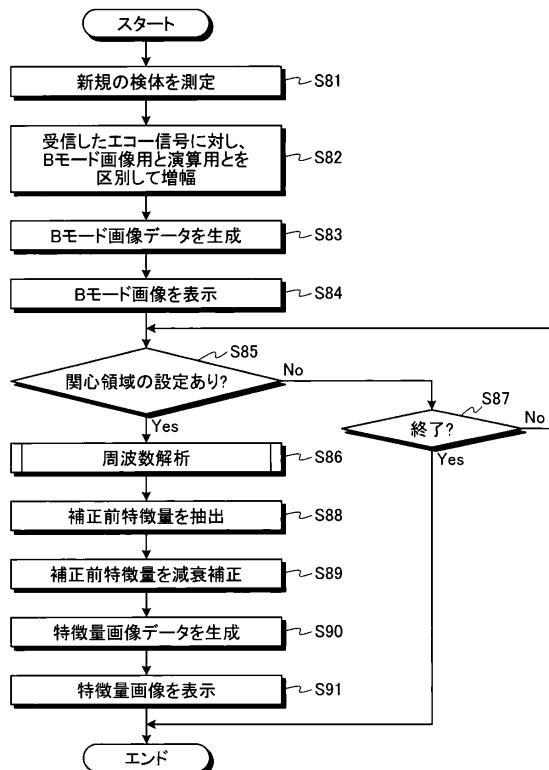
【図26】

第26図



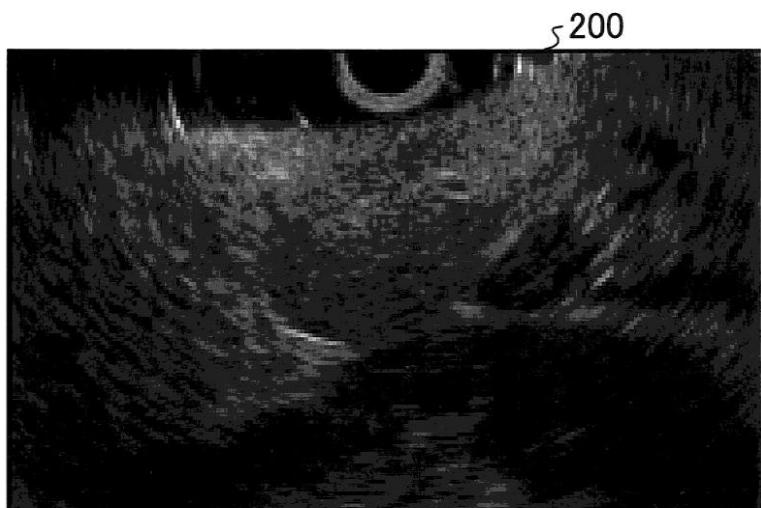
【図27】

第27図



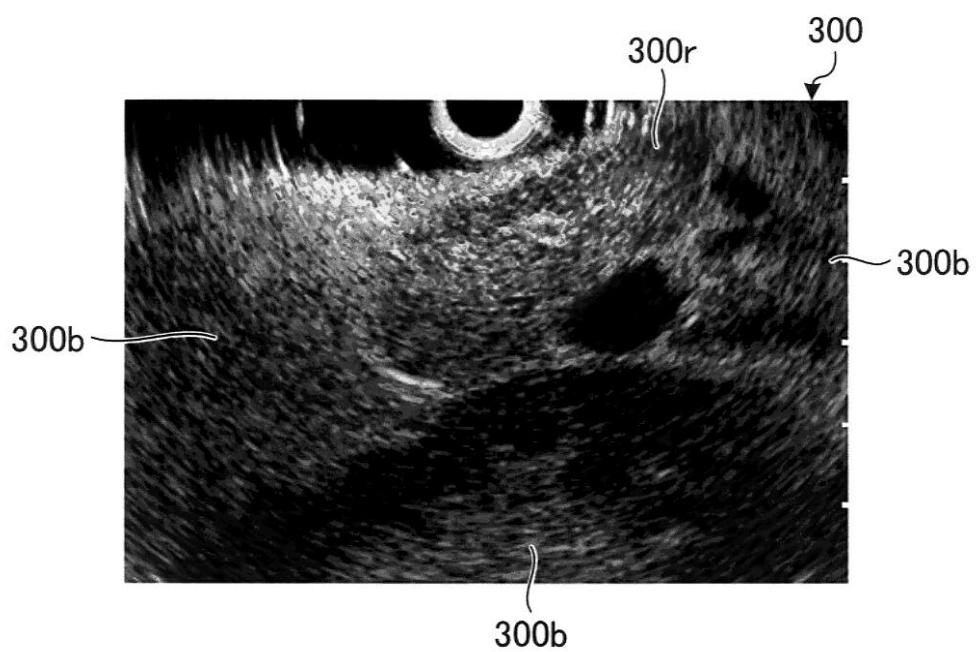
【図11】

## 第11図



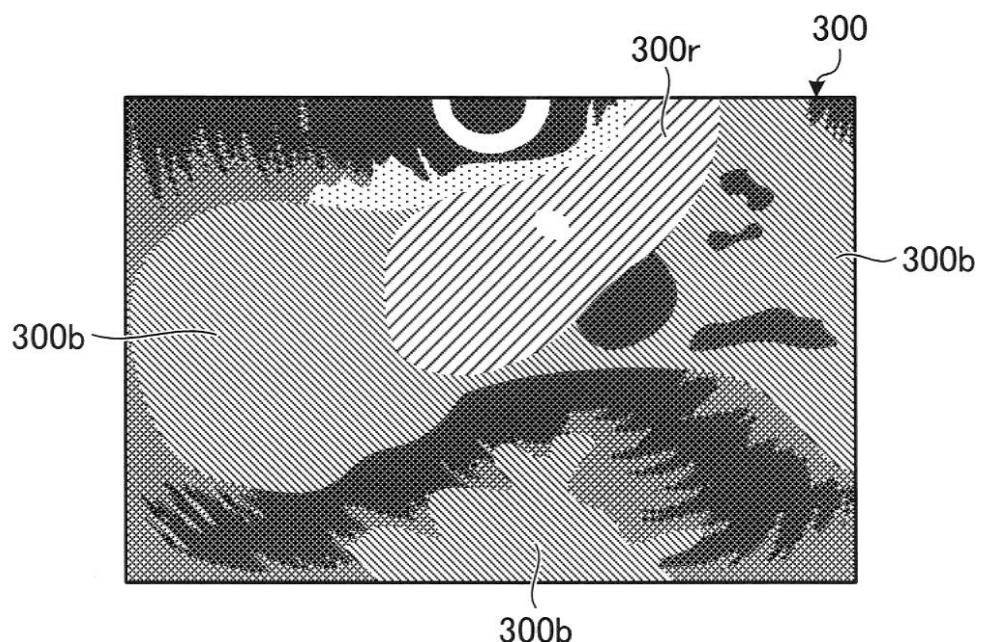
【図14】

## 第14図



【図15】

## 第15図



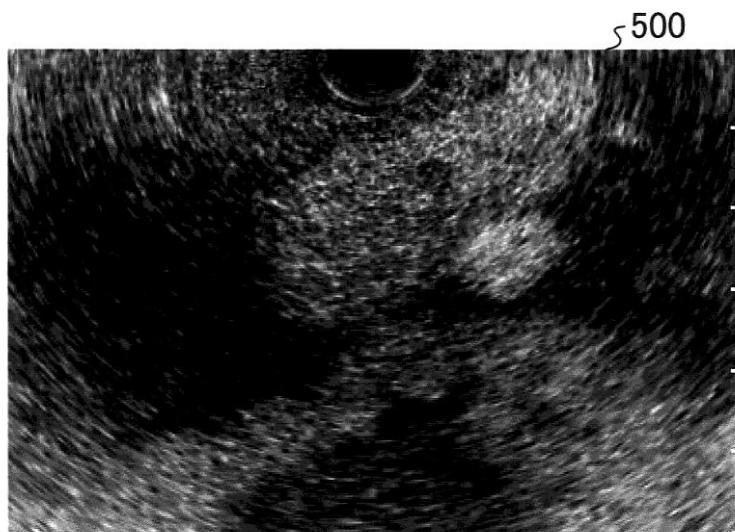
【図16】

## 第16図



【図17】

## 第17図



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特表2007-524431(JP,A)  
特表2005-536289(JP,A)  
特表2009-523059(JP,A)  
特開2005-253827(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

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	<a href="#">JP5114609B2</a>	公开(公告)日	2013-01-09
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		
当前申请(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	H04N5/30 A61B8/0833 A61B8/0891 A61B8/469 A61B8/486 A61B8/5207 A61B8/5223 G01S7/52026 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S7/52071 G01S15/8977		
FI分类号	A61B8/00		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2011080913 2011-03-31 JP		
其他公开文献	JPWO2012133878A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

一种超声波观察装置，其能够区分和显示从其他组织观察的组织中的血管和噪声并且阐明组织特性的差异，超声波观察装置的操作方法，以及提供了一种超声波观测装置的操作程序。由于通过将分别对应于多项式中包括的两个频率的两个谱强度与通过不同视觉信息的多项式近似的频谱相关联来生成特征图像，因此其具有根据组织特征的特征。基于频谱的信息生成特征图像。

### 第6A図

