

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B1)

(11) 特許番号

特許第5568199号

(P5568199)

(45) 発行日 平成26年8月6日(2014.8.6)

(24) 登録日 平成26年6月27日(2014.6.27)

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

請求項の数 9 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2014-519333 (P2014-519333)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成25年9月24日 (2013. 9. 24)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2013/075765		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
審査請求日	平成26年4月22日 (2014. 4. 22)	(74) 代理人	100089118
(31) 優先権主張番号	特願2012-219764 (P2012-219764)		弁理士 酒井 宏明
(32) 優先日	平成24年10月1日 (2012. 10. 1)	(72) 発明者	江田 弘孝
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		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
早期審査対象出願		審査官	樋熊 政一

最終頁に続く

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

(57) 【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、

前記検体内の関心領域の位置および深さ方向の大きさに関する情報を設定可能な関心領域設定部と、

前記関心領域設定部が設定した関心領域の大きさ情報に関連付けられたパラメータである前記関心領域内のフォーカスポイント数に応じて前記関心領域を複数の部分関心領域に分割し、各部分関心領域におけるフォーカスポイントを算出し、算出したフォーカスポイントに応じて送信タイミングを決定するフォーカスポイント算出部と、

前記フォーカスポイント算出部が算出したフォーカスポイントにフォーカスした超音波の送受信を前記関心領域内の音線に対して該音線上のフォーカスポイント数に相当する回数だけ行う送受信部と、

前記送受信部が受信した超音波を、前記フォーカスポイントを基準に解析することによって複数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算出した周波数スペクトルを近似することによって該周波数スペクトルの特徴量を抽出する特徴量抽出部と、

前記特徴量抽出部が抽出した特徴量に対応した表示態様を有する超音波画像データを生成する画像処理部と、

を備え、

10

20

前記フォーカスポイント算出部は、

前記検体によって反射された超音波の振幅を輝度に変換して表示するBモード画像用のフォーカスポイントを設定し、前記Bモード画像用のフォーカスポイントを含む前記部分関心領域において前記フォーカスポイント数に応じたフォーカスポイントを設定しないことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項2】

前記周波数解析部は、

前記送受信部が受信した超音波のデータ配列の一部をなすデータ群を取得し、該データ群に対して高速フーリエ変換を施すことによって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に記載の超音波観測装置。

10

【請求項3】

前記周波数解析部は、

1つの音線に対して送受信された複数の超音波から、該音線上で最も近いフォーカスポイントが存在する超音波を用いて前記データ群を取得することを特徴とする請求項2に記載の超音波観測装置。

【請求項4】

前記フォーカスポイント算出部は、

前記部分関心領域の深さ方向の中心位置をフォーカスポイントとして算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5】

20

前記フォーカスポイント算出部は、

前記部分関心領域における深さ方向のデータ配列の中心をフォーカスポイントとして算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6】

前記フォーカスポイント算出部は、

前記データ群における所定のデータ位置をフォーカスポイントとして算出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7】

前記画像処理部が生成した超音波画像データに対応する画像を表示可能な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。

30

【請求項8】

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、

前記検体内の関心領域の位置および深さ方向の大きさを設定する関心領域設定ステップと、

前記関心領域設定ステップで設定した関心領域の大きさ情報に関連付けられたパラメータである前記関心領域内のフォーカスポイント数に応じて前記関心領域を複数の部分関心領域に分割し、各部分関心領域におけるフォーカスポイントを算出するフォーカスポイント算出ステップと、

算出したフォーカスポイントに応じて送信タイミングを決定する決定ステップと、

40

前記フォーカスポイント算出ステップで算出したフォーカスポイントにフォーカスした超音波の送受信を前記関心領域内の音線に対して該音線上のフォーカスポイント数に相当する回数だけ行う送受信ステップと、

前記送受信ステップで受信した超音波を、前記フォーカスポイントを基準に解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、

前記周波数解析ステップで算出した周波数スペクトルを近似することによって該周波数スペクトルの特徴量を抽出する特徴量抽出ステップと、

前記特徴量抽出ステップで抽出した特徴量に対応した表示態様を有する超音波画像データを生成する画像処理ステップと、

を有し、

50

前記フォーカスポイント算出ステップは、

前記検体によって反射された超音波の振幅を輝度に変換して表示するBモード画像用のフォーカスポイントを設定し、前記Bモード画像用のフォーカスポイントを含む前記部分関心領域において前記フォーカスポイント数に応じたフォーカスポイントを設定しないことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項9】

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、

前記検体内の関心領域の位置および深さ方向の大きさを設定する関心領域設定ステップと、

前記関心領域設定ステップで設定した関心領域の大きさ情報に関連付けられたパラメータである前記関心領域内のフォーカスポイント数に応じて前記関心領域を複数の部分関心領域に分割し、各部分関心領域におけるフォーカスポイントを算出するフォーカスポイント算出ステップと、

算出したフォーカスポイントに応じて送信タイミングを決定する決定ステップと、

前記フォーカスポイント算出ステップで算出したフォーカスポイントにフォーカスした超音波の送受信を前記関心領域内の音線に対して該音線上のフォーカスポイント数に相当する回数だけ行う送受信ステップと、

前記送受信ステップで受信した超音波を、前記フォーカスポイントを基準に解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、

前記周波数解析ステップで算出した周波数スペクトルを近似することによって該周波数スペクトルの特徴量を抽出する特徴量抽出ステップと、

前記特徴量抽出ステップで抽出した特徴量に対応した表示態様を有する超音波画像データを生成する画像処理ステップと、

を有し、

前記フォーカスポイント算出ステップは、

前記検体によって反射された超音波の振幅を輝度に変換して表示するBモード画像用のフォーカスポイントを設定し、前記Bモード画像用のフォーカスポイントを含む前記部分関心領域において前記フォーカスポイント数に応じたフォーカスポイントを設定しない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、生体内のがん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】

しかしながら、上述した超音波エラストグラフィでは、血管やリンパ管などの脈管の下

10

20

30

40

50

部には押し付ける圧力が伝わりにくいという問題があった。そのため、脈管の近傍に腫瘍が形成されている場合、腫瘍の境界が不明りょうであり、脈管内への腫瘍の浸潤の鑑別も難しかった。このように、超音波エラストグラフィでは、組織性状の鑑別等の検体の観測を精度よく行うことができない場合があった。

【 0 0 0 5 】

また、超音波エラストグラフィでは、検査者が検査箇所を圧迫する際の圧力や圧迫速度に個人差が生じやすいため、測定結果の信頼性が低いという問題もあった。

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、組織性状を精度よく鑑別することを可能にするとともに、観測結果の信頼性を向上させ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。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

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、前記検体内の関心領域の位置および大きさに関する情報を設定可能な関心領域設定部と、前記関心領域設定部が設定した関心領域の大きさ情報に基づいて、該関心領域内の複数のフォーカスポイントを算出するフォーカスポイント算出部と、前記フォーカスポイント算出部が算出したフォーカスポイントにフォーカスして超音波の送受信を行う送受信部と、前記送受信部が受信した超音波を、前記フォーカスポイントを基準に解析することによって複数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算出した周波数スペクトルを近似することによって該周波数スペクトルの特徴量を抽出する特徴量抽出部と、前記特徴量抽出部が抽出した特徴量に対応した表示態様を有する超音波画像データを生成する画像処理部と、を備えたことを特徴とする。

20

【 0 0 0 8 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記関心領域の大きさ情報に関連付けられたパラメータを記憶する記憶部をさらに備え、前記フォーカスポイント算出部は、前記パラメータに基づいて前記フォーカスポイントを算出することを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記関心領域の大きさ情報は、該関心領域の深さ方向の大きさであり、前記パラメータは、前記関心領域内のフォーカスポイント数であることを特徴とする。

30

【 0 0 1 0 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記フォーカスポイント算出部は、前記フォーカスポイント数に応じて前記関心領域を複数の部分関心領域に分割し、各部分関心領域におけるフォーカスポイントを算出し、算出したフォーカスポイントに応じて送信タイミングを決定し、前記送受信部は、前記関心領域内の音線に対して該音線上のフォーカスポイント数に相当する回数だけ超音波の送受信を行うことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記周波数解析部は、前記送受信部が受信した超音波のデータ配列の一部をなすデータ群を取得し、該データ群に対して高速フーリエ変換を施すことによって周波数スペクトルを算出することを特徴とする。

40

【 0 0 1 2 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記周波数解析部は、1つの音線に対して送受信された複数の超音波から、該音線上で最も近いフォーカスポイントが存在する超音波を用いて前記データ群を取得することを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記フォーカスポイント算出部は、前記部分関心領域の深さ方向の中心位置をフォーカスポイントとして算出することを特

50

徴とする。

【0014】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記フォーカスポイント算出部は、前記部分関心領域における深さ方向のデータ配列の中心をフォーカスポイントとして算出することを特徴とする。

【0015】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記フォーカスポイント算出部は、前記データ群における所定のデータ位置をフォーカスポイントとして算出することを特徴とする。

【0016】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記検体によって反射された超音波の振幅を輝度に変換して表示するBモード画像データを生成するBモード画像データ生成部をさらに備え、前記送受信部は、Bモード画像用として設定されるフォーカスポイントにフォーカスした超音波の送受信をさらに行い、前記フォーカスポイント算出部は、前記Bモード画像用のフォーカスポイントを含む前記部分関心領域において前記フォーカスポイント数に応じたフォーカスポイントを設定しないことを特徴とする。

【0017】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記画像処理部が生成した超音波画像データに対応する画像を表示可能な表示部をさらに備えたことを特徴とする。

【0018】

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、前記検体内の関心領域の位置および大きさを設定する関心領域設定ステップと、前記関心領域設定ステップで設定した関心領域の大きさ情報に基づいて、該関心領域内の複数のフォーカスポイントを算出するフォーカスポイント算出ステップと、前記フォーカスポイント算出ステップで算出したフォーカスポイントにフォーカスして超音波の送受信を行う送受信ステップと、前記送受信ステップで受信した超音波を、前記フォーカスポイントを基準に解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、前記周波数解析ステップで算出した周波数スペクトルを近似することによって該周波数スペクトルの特徴量を抽出する特徴量抽出ステップと、前記特徴量抽出ステップで抽出した特徴量に対応した表示態様を有する超音波画像データを生成する画像処理ステップと、を有することを特徴とする。

【0019】

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、前記検体内の関心領域の位置および大きさを設定する関心領域設定ステップと、前記関心領域設定ステップで設定した関心領域の大きさ情報に基づいて、該関心領域内の複数のフォーカスポイントを算出するフォーカスポイント算出ステップと、前記フォーカスポイント算出ステップで算出したフォーカスポイントにフォーカスして超音波の送受信を行う送受信ステップと、前記送受信ステップで受信した超音波を、前記フォーカスポイントを基準に解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、前記周波数解析ステップで算出した周波数スペクトルを近似することによって該周波数スペクトルの特徴量を抽出する特徴量抽出ステップと、前記特徴量抽出ステップで抽出した特徴量に対応した表示態様を有する超音波画像データを生成する画像処理ステップと、を実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、超音波画像に設定する関心領域において、関心領域の大きさに基づいた複数のフォーカスポイントを算出し、各フォーカスポイントに対し送受信した超音波を周波数解析することによって特徴量を抽出するため、組織性状を精度よく鑑別することを

10

20

30

40

50

可能にするとともに、観測結果の信頼性を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【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、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3】図3は、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、フォーカスポイント情報記憶部が記憶するフォーカスポイント情報テーブルを示す図である。

10

【図5】図5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6】図6は、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7】図7は、フォーカスポイント算出部が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図8】図8は、超音波探触子が行う超音波送信処理の概要を模式的に示す図である。

【図9】図9は、送受信部が超音波探触子から受信する1音線あたりの演算用エコー信号の構成を模式的に示す図である。

【図10】図10は、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11】図11は、音線のデータ配列を模式的に示す図である。

20

【図12】図12は、周波数解析部が行うFFTデータ群取得処理を具体的に説明する図である。

【図13】図13は、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14】図14は、周波数解析部が算出した周波数スペクトルの例(第2例)を示す図である。

【図15】図15は、図13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直線を示す図である。

【図16】図16は、表示部における表示画像の表示例(第1例)を示す図である。

【図17】図17は、表示部における表示画像の表示例(第2例)を示す図である。

30

【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が行うフォーカスポイント算出処理の概要を模式的に示す図である。

【図19】図19は、本発明の実施の形態3に係る超音波観測装置が行うフォーカスポイント算出処理の概要を模式的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、添付図面を参照して、本発明を実施するための形態(以下、「実施の形態」という)を説明する。

【0023】

(実施の形態1)

40

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、超音波を用いて診断対象である検体を観測する装置である。

【0024】

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、キーボード、マウス、タッチパネル等のインタフェースを用いて実現され、各種情報の入力を受け付ける入力部6と、液晶または有機EL等からなる表示パネ

50

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 2 5 】

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 2 1 を有する。超音波探触子 2 は、超音波振動子をメカ的に走査させるものであってもよいし、複数の超音波振動子を電子的に走査させるものであってもよい。

【 0 0 2 6 】

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。受信したエコー信号は、画像処理部 5 がエコー信号の振幅を輝度に変換することによって 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 4 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）を切り替える。B モード画像用エコー信号と演算用エコー信号の切り替えは、制御部 9 の制御のもと、フレーム単位または音線（ラインデータ）単位で行う。

【 0 0 2 7 】

送受信部 3 は、後述するフォーカスポイント算出部 4 2 が設定するフォーカスポイント、送信タイミングおよび予め設定された波形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 へ送信するとともに、超音波探触子 2 で受信したエコー信号に、増幅、フィルタリング等の処理を施した後、A / D 変換することによって B モード画像用エコー信号と演算用エコー信号のデジタル R F 信号を生成する。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 2 8 】

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 (Sensitivity 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 (dB) は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って 0 から z_{th} (> 0) へ線形に増加する。また、増幅率は、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上である場合、一定値 z_{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。

【 0 0 2 9 】

演算部 4 は、入力部 6 による入力に応じて関心領域 (ROI) の位置および大きさに関する情報を設定する関心領域設定部 4 1 と、送信タイミングを設定するフォーカスポイント算出部 4 2 と、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 3 と、送受信部 3 が出力した演算用エコー信号のデジタル R F 信号に高速フーリエ変換 (FFT) を施すことによってエコー信号の周波数解析を行う周波数解析部 4 4 と、周波数解析部 4 4 が行う周波数解析によって得られた周波数スペクトル (パワースペクトル) を近似することによって周波数スペクトルの特徴量を抽出する特徴量抽出部 4 5 と、を有する。

【 0 0 3 0 】

関心領域設定部 4 1 は、入力部 6 によって指定入力される関心領域の深さ方向の大きさならびに関心領域の位置および音線数に関する情報をもとに関心領域を設定する。

【 0 0 3 1 】

フォーカスポイント算出部 4 2 は、関心領域設定部 4 1 で設定された関心領域の大きさ

10

20

30

40

50

に関する情報と、記憶部 8 が有するフォーカスポイント情報記憶部 8 1 (後述) が記憶するフォーカスポイント数のテーブルとから、関心領域内の複数のフォーカスポイントの算出 (位置設定) を行い、演算用エコー信号の 1 音線あたりの送信回数と送信タイミングを決定する。また、フォーカスポイント算出部 4 2 は、B モード画像用エコー信号のフォーカスポイント、送信回数および送信タイミングを決定する。

【 0 0 3 2 】

図 3 は、増幅補正部 4 3 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 3 が行う増幅処理における増幅率 (dB) は、受信深度 z がゼロのとき最大値 $t_h - z_0$ をとり、受信深度 z がゼロから閾値 z_{th} に達するまで線形に減少し、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上のときゼロである。このように定められる増幅率によって増幅補正部 4 3 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 3 1 における STC 補正の影響を相殺し、一定の増幅率 t_h の信号を出力することができる。なお、増幅補正部 4 3 が行う受信深度 z と増幅率の関係は、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。

10

【 0 0 3 3 】

周波数解析部 4 4 は、各音線に対し、所定のデータ量からなる FFT データ群を高速フーリエ変換することによって音線上の複数の箇所 (データ位置) における周波数スペクトルを算出する。周波数スペクトルは、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。ここで、「組織性状」とは、例えば癌、内

20

【 0 0 3 4 】

特徴量抽出部 4 5 は、周波数解析部 4 4 が算出した各データ位置の周波数スペクトルを近似することによってその周波数スペクトルの特徴量を抽出する。特徴量抽出部 4 5 は、周波数解析部 4 4 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 5 1 と、近似部 4 5 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 5 2 と、を有する。

【 0 0 3 5 】

近似部 4 5 1 は、回帰分析によって周波数スペクトルを 1 次式で近似し、この近似した 1 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 5 1 は、回帰分析によって 1 次式の傾き a_0 および切片 b_0 を算出するとともに、周波数スペクトルにおける周波数帯域内の特定周波数における強度を補正前特徴量として算出する。本実施の形態 1 において、近似部 4 5 1 は、特定周波数として中心周波数 $f_{MID} = (f_{LOW} + f_{HIGH}) / 2$ を採用し、この中心周波数 f_{MID} における強度 (Mid-band fit) $c_0 = a_0 f_{MID} + b_0$ を算出するものとするが、これはあくまでも一例に過ぎない。ここでいう「強度」とは、電圧、電力、音圧、音響エネルギー等のパラメータのいずれかを指す。

30

【 0 0 3 6 】

3 つの特徴量のうち、傾き a_0 は、超音波の散乱体の大きさと相関を有し、一般に散乱体が大きいほど傾きが小さな値を有すると考えられる。また、切片 b_0 は、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の密度 (濃度) 等と相関を有している。具体的には、切片 b_0 は、散乱体が大きいほど大きな値を有し、音響インピーダンスが大きいほど大きな値を有し、散乱体の密度 (濃度) が大きいほど大きな値を有すると考えられる。中心周波数 f_{MID} における強度 (以下、単に「強度」という) c_0 は、傾き a_0 と切片 b_0 から導出される間接的なパラメータであり、有効な周波数帯域内の中心におけるスペクトル強度を与える。このため、強度 c_0 は、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の密度に加えて、B モード画像の輝度とある程度の相関を有していると考えられる。なお、近似部 4 5 1 が算出する近似式は 1 次式に限定されるわけではなく、2 次以上の多項式でもよい。

40

【 0 0 3 7 】

50

次に、減衰補正部 4 5 2 が行う補正について説明する。一般に、超音波の減衰量 A は、

$$A = 2 \quad z \quad f \quad \dots (1)$$
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、観察対象の臓器の種類に応じて定まる。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。

【0038】

減衰補正部 4 5 2 は、近似部 4 5 1 が抽出した補正前特徴量 (傾き a_0 , 切片 b_0 , 強度 c_0) を、次のように補正する。

$$a = a_0 + 2 \quad z \quad \dots (2)$$

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

$$c = c_0 + 2 \quad z \quad f_{MID} (= a f_{MID} + b) \quad \dots (4)$$

式 (2)、(4) から明らかなように、減衰補正部 4 5 2 は、超音波の受信深度 z が大きいほど、補正量が大きい補正を行う。また、式 (3) によれば、切片に関する補正は恒等変換である。これは、切片が周波数 0 (Hz) に対応する周波数成分であって減衰しないためである。

【0039】

画像処理部 5 は、特徴量抽出部 4 5 が抽出した特徴量に対応した表示態様を有する超音波画像データを生成する。画像処置部 5 は、B モード画像用エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する B モード画像データを生成する B モード画像データ生成部 5 1 と、B モード画像データ生成部 5 1 および演算部 4 によってそれぞれ出力されたデータを用いて表示画像データを生成する表示画像データ生成部 5 2 と、を有する。

【0040】

B モード画像データ生成部 5 1 は、デジタル信号に対してバンドパスフィルタ、対数変換、ゲイン処理、コントラスト処理等の公知の技術を用いた信号処理を行うとともに、表示部 7 における画像の表示レンジに応じて定まるデータの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。

【0041】

表示画像データ生成部 5 2 は、B モード画像データ生成部 5 1 が生成した B モード画像データ、および特徴量抽出部 4 5 が算出した特徴量を用いることにより、被検体の組織性状を強調する組織性状強調画像を含む表示画像データを生成する。

【0042】

入力部 6 は、キーボード、マウス、タッチパネル等のインタフェースを用いて実現される。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 のユーザによって関心領域を指定する情報の入力を受け付ける。

【0043】

記憶部 8 は、関心領域における深さ方向の大きさとフォーカスポイント数と関連付けて記憶するフォーカスポイント情報記憶部 8 1 と、信号増幅部 3 1 および増幅補正部 4 3 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 2 と、周波数解析部 4 4 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 3 と、減衰補正部 4 5 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 4 と、を有する。

【0044】

フォーカスポイント情報記憶部 8 1 は、関心領域の大きさ情報である関心領域の深さ方向の大きさとフォーカスポイント数とを関連付けて記憶している。図 4 は、フォーカスポイント情報記憶部 8 1 が記憶するフォーカスポイント情報テーブルを示す図である。同図に示すフォーカスポイント情報テーブル T b では、関心領域の深さ方向の大きさ w が大きくなるにつれてフォーカスポイント数が段階的に大きくなる。具体的には、 $w = 1$ または

10

20

30

40

50

2 (c m) ではフォーカスポイント数が 1、 $w = 3$ (c m) ではフォーカスポイント数が 2、 $w = 4$ または 5 (c m) ではフォーカスポイント数が 3 である。このフォーカスポイント数は、関心領域における領域分割数に相当するとともに、1 つの音線における超音波の送信回数に相当する。

【 0 0 4 5 】

増幅率情報記憶部 8 2 は、図 2 および図 3 に示す増幅率と受信深度との関係を記憶する。

窓関数記憶部 8 3 は、Hamming、Hanning、Blackman などの窓関数のうち少なくともいずれか一つまたは複数の窓関数を記憶している。

補正情報記憶部 8 4 は、式 (2) ~ (4) を含む減衰補正に関連した情報を記憶する。

10

【 0 0 4 6 】

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 O S を起動するプログラム等が予め記憶された R O M、および各処理の演算パラメータやデータ等を記憶する R A M 等を用いて実現される。

【 0 0 4 7 】

制御部 9 は、演算および制御機能を有する C P U を用いて実現される。制御部 9 は、記憶部 8 が記憶、格納する情報および超音波観測装置 1 の作動プログラムを含む各種プログラムを記憶部 8 から読み出すことにより、超音波観測装置 1 の作動方法に関連した各種演算処理を実行することによって超音波観測装置 1 を統括して制御する。

【 0 0 4 8 】

20

以上の機能構成を有する超音波観測装置 1 の超音波探触子 2 以外の構成要素は、1 または複数のコンピュータを用いて実現される。

【 0 0 4 9 】

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、C D - R O M、D V D - R O M、フレキシブルディスク等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して広く流通させることも可能である。

【 0 0 5 0 】

図 5 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 5 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 S 1) 。

30

【 0 0 5 1 】

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 3 1 は、そのエコー信号の増幅を行う (ステップ S 2)。ここで、信号増幅部 3 1 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。

【 0 0 5 2 】

この後、B モード画像データ生成部 5 1 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 S 3) 。

【 0 0 5 3 】

続いて、制御部 9 は、B モード画像データ生成部 5 1 が生成した B モード画像データに対応する B モード画像を表示部 7 に表示させる制御を行う (ステップ S 4)。図 6 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 1 0 0 は、色空間として R G B 表色系を採用した場合の変数である R (赤)、G (緑)、B (青) の値を一致させたグレースケール画像である。

40

【 0 0 5 4 】

その後、入力部 6 による入力に応じて関心領域設定部 4 1 が関心領域の設定をした場合 (ステップ S 5 : Y e s)、増幅補正部 4 3 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 3 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処理を行う。なお、B モード画像中における関心領域は、入力部 6 を介してユーザが任意に設定することが可能である。

50

【 0 0 5 5 】

ステップ S 5 で関心領域設定部 4 1 が関心領域の設定を行わない場合（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。

【 0 0 5 6 】

続いて、フォーカスポイント算出部 4 2 は、演算用エコー信号を取得するための送信回数と送信タイミングを決定する（ステップ S 8 ）。図 7 は、フォーカスポイント算出部 4 2 が行う送信回数と送信タイミングの決定処理の概要を示すフローチャートである。まず、フォーカスポイント算出部 4 2 は、ステップ S 5 で指定された関心領域の深さ方向の大きさを取得する（ステップ S 2 1 ）。

【 0 0 5 7 】

この後、フォーカスポイント算出部 4 2 は、記憶部 8 に記憶しているフォーカスポイント数テーブルを参照して、取得した関心領域の深さ方向の大きさに応じたフォーカスポイント数（送信回数）を決定する（ステップ S 2 2 ）。

【 0 0 5 8 】

続いて、フォーカスポイント算出部 4 2 は、決定したフォーカスポイント数の分だけ関心領域を深さ方向に分割し、分割した各部分関心領域内における深さ方向の中心位置をフォーカスポイントとして設定する（ステップ S 2 3 ）。なお、ステップ S 2 3 において、フォーカスポイント算出部 4 2 が、各部分関心領域内における深さ方向のデータ配列の中心データ位置をフォーカスポイントとして算出するようにしてもよい。

【 0 0 5 9 】

最後に、フォーカスポイント算出部 4 2 は、設定された各フォーカスポイントの位置に超音波がフォーカスするように送信タイミングを決定する（ステップ S 2 4 ）。

【 0 0 6 0 】

このようにして、フォーカスポイント算出部 4 2 は、エコー信号を取得するための送信回数と送信タイミングを決定する。この後、超音波観測装置 1 は、図 5 に示すメインルーチンへ戻る。

【 0 0 6 1 】

以上説明したステップ S 8 に続いて、送受信部 3 は、あらかじめ設定されているパルス信号を、決定済みの送信タイミングで超音波探触子 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演算用エコー信号を受信する（ステップ S 9 ）。

【 0 0 6 2 】

図 8 は、超音波探触子 2 が行う超音波送信処理の概要を模式的に示す図である。図 8 では、関心領域の深さ方向の大きさ w が 4 c m の場合を示している。この場合において、 w とフォーカスポイント数との関係が図 4 に示すフォーカスポイント情報テーブル T b にしたがうとき、フォーカスポイント数は 3 である。したがって、関心領域 R A は 3 つの部分関心領域 R A (1)、R A (2)、R A (3) に分割され、部分関心領域 R A (j) ($j = 1, 2, 3$) にはフォーカスポイント F P (j) が設定されている（上記ステップ S 2 3 を参照）。

【 0 0 6 3 】

図 8 に示す場合、超音波探触子 2 が有する超音波振動子 2 2 は、1 つの音線に対し、部分関心領域ごとに設定される 3 つのフォーカスポイントを中心とする音場を形成するような 3 つの超音波を所定の送信タイミングで順次送信し、演算用エコー信号を受信する。具体的には超音波振動子 2 2 は、第 1 回目の送受信（第 1 送受信）時に、フォーカスポイント F P (1) を中心として超音波の進行方向に略対称な音場 S F 1 を形成する。また、超音波振動子 2 2 は、第 2 回目の送受信（第 2 送受信）時に、フォーカスポイント F P (2) を中心として超音波の進行方向に略対称な音場 S F 2 を形成する。さらに、超音波振動子 2 2 は、第 3 回目の送受信（第 3 送受信）時に、フォーカスポイント F P (3) を中心

10

20

30

40

50

として超音波の進行方向に略対称な音場 S F 3 を形成する。なお、図 8 では、関心領域 R A の中央の 1 つの音線を例示しているが、実際には関心領域 R A に含まれるすべての音線に対して上記同様の処理（超音波の送受信）を行うことは勿論である。

【 0 0 6 4 】

図 9 は、ステップ S 9 において送受信部 3 が超音波探触子 2 から受信する 1 音線あたりの演算用エコー信号の構成を模式的に示す図である。同図に示す音線 L D (1) ~ L D (3) は、送受信部 3 が第 1 送受信時 ~ 第 3 送受信時においてそれぞれ受信した演算用エコー信号であり、各信号における白または黒の長方形は、1 つのデータを意味している。また、音線 L D (1) ~ L D (3) 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。なお、図 9 に示す黒の長方形は、周波数解析部 4 4 が取得する F F T データ群を代表するデータ位置を意味している。この点については、後述するステップ S 1 1 において詳細に説明する。

【 0 0 6 5 】

その後、全音線に対して所定の送信回数の超音波送受信が完了した場合（ステップ S 1 0 : Y e s ）、周波数解析部 4 4 は演算用エコー信号の周波数解析を行う（ステップ S 1 1 ）。一方、全音線に対して所定の送信回数の超音波送受信が完了していない場合（ステップ S 1 0 : N o ）、超音波観測装置 1 はステップ S 9 へ戻る。

【 0 0 6 6 】

ここで、周波数解析部 4 4 が行う処理（ステップ S 1 1 ）について、図 1 0 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 4 は、最初に解析対象とする音線の音線番号 L を初期値 L_0 とする（ステップ S 3 1 ）。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。

【 0 0 6 7 】

続いて、周波数解析部 4 4 は、ステップ S 1 0 で受信した演算用エコー信号の音線上の全ての周波数スペクトルを算出する。まず、周波数解析部 4 4 は、F F T 演算用に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 Z_0 を設定する（ステップ S 3 2 ）。

【 0 0 6 8 】

図 1 1 は、音線のデータ配列を模式的に示す図である。図 1 1 では、1 つの音線における送信回数を i_{max} として、第 1 送受信 ~ 第 i_{max} 送受信に対応する演算用エコー信号 L D (1) ~ L D (i_{max}) の 1 番目のデータをデータ位置 Z の初期値 Z_0 として設定するとともに、ステップ幅 D でデータ位置を設定した場合を示している。このため、図 1 1 に示す各演算用エコー信号の黒領域はデータ位置を示しており、ステップ幅 D は 1 5 である。なお、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。

【 0 0 6 9 】

その後、周波数解析部 4 4 は、データ位置 Z の F F T データ群を取得する（ステップ S 3 3 ）。周波数解析部 4 4 は、取得対象のデータ位置 Z と各演算用エコー信号のフォーカスポイント F P (i) の位置を比較し、フォーカスポイントまでの距離が最も小さい演算用エコー信号を用いてそのデータ位置 Z の F F T データ群を取得する。ここで、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。F F T データ群のデータ数が 2^n 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ものとする。

【 0 0 7 0 】

図 1 2 は、ステップ S 3 3 の処理を具体的に説明する図である。図 1 2 では、1 つの音線における送信回数 i_{max} が 3 である場合を示している。また、図 1 2 では、1 つの F F T データ群のデータ数を 1 5 としている。したがって、 $n = 4$ 、 $N = 7$ 、 $M = 8$ である。さらに、関心領域 R A は、図 8 を参照して説明したものと同一である。この場合、周波数

10

20

30

40

50

解析部 44 は、取得対象のデータ位置 Z と各演算用エコー信号のフォーカスポイントの位置を比較して、第 1 送受信時の音線 $LD(1)$ において、初期値 Z_0 から部分関心領域 $RA(1)$ に含まれるデータ位置の FFT データ群 F_1, \dots, F_i, F_{i+1} (i は正の整数) を取得する。また、周波数解析部 44 は、第 2 送受信時の音線 $LD(2)$ において、部分関心領域 $RA(2)$ に含まれるデータ位置の FFT データ群 F_{i+2}, F_{i+3} を取得する。また、周波数解析部 44 は、第 3 送受信時の音線 $LD(3)$ において、部分関心領域 $RA(3)$ から音線 $LD(3)$ の最後のデータ位置に含まれる FFT データ群 $F_{i+4}, \dots, F_{K-1}, F_K$ を取得する。

【0071】

続いて、周波数解析部 44 は、取得した FFT データ群に対し、窓関数記憶部 83 が記憶する窓関数を作用させる (ステップ S34)。このように、周波数解析部 44 が、取得した 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。

【0072】

この後、周波数解析部 44 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 S35)。FFT データ群が正常であるとは、データ位置 Z の前方に N 個のデータがあり、データ位置 Z の後方に M 個のデータがある場合を意味する。図 12 に示す場合、FFT データ群 F_1, F_K を除く FFT データ群は全て正常である。

【0073】

ステップ S35 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 S35: Yes)、周波数解析部 44 は、後述するステップ S37 へ移行する。

【0074】

ステップ S35 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 S35: No)、周波数解析部 44 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 S36)。ステップ S35 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 S36 の後、周波数解析部 44 は、後述するステップ S37 へ移行する。

【0075】

ステップ S37 において、周波数解析部 44 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 S37)。図 13 および図 14 は、周波数解析部 44 が算出した周波数スペクトルの例を示す図である。図 13 および図 14 では、横軸 f が周波数であり、縦軸 I が強度である。図 13 および図 14 にそれぞれ示す周波数スペクトル曲線 C_1 および C_2 において、周波数スペクトルの下限周波数 f_{LOW} および上限周波数 f_{HIGH} は、超音波探触子 2 の周波数帯域、送受信部 3 が送信するパルス信号の周波数帯域などをもとに決定されるパラメータであり、例えば $f_{LOW} = 3 \text{ MHz}$ 、 $f_{HIGH} = 10 \text{ MHz}$ である。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。なお、図 13 に示す直線 L_1 および図 14 に示す直線 L_2 については、後述する補正前特徴量抽出処理 (ステップ S12) で説明する。

【0076】

続いて、周波数解析部 44 は、データ位置 Z に所定のステップ幅 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 S38)。ここでのステップ幅 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 44 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 が利用するステップ幅より大きい値を設定してもよい。

【0077】

その後、周波数解析部 44 は、データ位置 Z が最終データ位置 Z_{max} より大きいかが否かを判定する (ステップ S39)。ここで、最終データ位置 Z_{max} は、演算用エコー信号 L

10

20

30

40

50

$D(1) \sim LD(n)$ 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 $S39$: Yes）、周波数解析部 44 は、音線番号 L を 1 だけ増加する（ステップ $S40$ ）。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 $S39$: No）、周波数解析部 44 はステップ $S33$ へ戻る。このようにして、周波数解析部 44 は、演算用エコー信号 $LD(1) \sim LD(i_{max})$ に対して合計 $[\{ (Z_{max} - Z_0) / D \} + 1] (= K)$ 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。

【0078】

ステップ $S40$ でインクリメントした後の音線番号 L が最終音線番号 L_{max} より大きい場合（ステップ $S41$: Yes）、周波数解析部 44 は周波数解析処理を終了する。その後、超音波観測装置 1 は、図 5 に示すメインルーチンへ戻る。一方、ステップ $S41$ 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 $S41$: No）、周波数解析部 44 はステップ $S32$ へ戻る。

【0079】

このようにして、周波数解析部 44 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 44 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。

【0080】

以上説明したステップ $S11$ の周波数解析処理に続いて、特徴量抽出部 45 は、周波数解析部 44 が算出した周波数スペクトルを近似することによって周波数スペクトルの特徴量を抽出する（ステップ $S12$ 、 $S13$ ）。

【0081】

まず、ステップ $S12$ において、近似部 451 は、近似処理として周波数解析部 44 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。具体的には、近似部 451 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 1 次式を回帰分析によって算出することにより、この 1 次式を特徴づける傾き a_0 、切片 b_0 、強度 c_0 を補正前特徴量として抽出する。図 13 に示す直線 L_1 および図 14 に示す直線 L_2 は、このステップ $S12$ において、周波数スペクトル曲線 C_1 および C_2 に対して回帰分析をそれぞれ行うことによって得られる回帰直線である。

【0082】

この後、ステップ $S13$ において、減衰補正部 452 は、近似部 451 が抽出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算出する。例えば、データのサンプリング周波数が 50 MHz である場合、データのサンプリング周期は 20 (nsec) である。ここで、音速を 1530 (m/sec) とすると、データのサンプリング距離間隔は、 $1530 \text{ (m/sec)} \times 20 \text{ (nsec)} / 2 = 0.0153 \text{ (mm)}$ となる。処理対象の FFT データ群のデータ位置までの演算用エコー信号 $LD(j)$ の 1 番目のデータからのデータステップ数が k であるとする、そのデータ位置 Z は $0.0153k \text{ (mm)}$ となる。減衰補正部 452 は、このようにして求まるデータ位置 Z の値を上述した式 (2) ~ (4) の受信深度 z へ代入することにより、周波数スペクトルの特徴量である傾き a 、切片 b 、強度 c を算出する。図 15 は、図 13 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 15 に示す直線 L_1' を表す式は、

$$I = a f + b = (a_0 + 2 Z) f + b_0 \quad \dots (5)$$

である。この式 (5) から明らかなように、直線 L_1' は、直線 L_1 と比較して、傾きが大きく、かつ切片の値が同じである。

【0083】

以上説明したように減衰補正部 452 が減衰補正を行うことにより、受信深度が大きい

10

20

30

40

50

領域で減衰の影響により信号強度が下がり、画像が暗くなってしまうのを抑制し、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】

ステップS13に続いて、表示画像データ生成部52は、Bモード画像データ生成部51が生成したBモード画像データ、特徴量抽出部45が算出した特徴量を用いることにより、表示画像データを生成する(ステップS14)。

【0085】

その後、表示部7は、表示画像データ生成部52が生成した表示画像を表示する(ステップS15)。図16は、表示部7における表示画像の表示例を示す図である。同図に示す表示画像200は、検体に関する各種情報を表示する情報表示部201と、組織性状を強調する組織性状強調画像を表示する画像表示部202とを有する。

10

【0086】

情報表示部201には、例えば検体の識別情報(ID番号、名前、性別等)、特徴量情報、ゲインやコントラスト等の超音波画質情報が表示される。ここで、特徴量情報として、関心領域の内部に位置するQ組のFFTデータ群の周波数スペクトルの特徴量の平均、標準偏差を利用した表示を行うことが可能である。具体的には、情報表示部201では、例えば「 $a = 1.5 \pm 0.3$ (dB/MHz)、 $b = -60 \pm 2$ (dB/MHz)、 $c = -50 \pm 1.5$ (dB/MHz)」と表示することができる。

【0087】

画像表示部202に表示されている組織性状強調画像300は、図6に示すBモード画像100に対して、特徴量bをR(赤)、G(緑)、B(青)に対して均等に割り当てたグレースケール画像である。

20

【0088】

表示部7が表示画像200を表示することにより、超音波観測装置1のユーザは、より正確に関心領域の組織性状を把握することが可能となる。

【0089】

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~S15の処理を周期的に繰り返すようにしてもよい。

【0090】

なお、図16に示す組織性状強調画像300はあくまでも一例に過ぎない。他にも、例えば3つの特徴量a、b、cをR(赤)、G(緑)、B(青)にそれぞれ割り当てることにより、組織性状強調画像をカラー画像によって表示することも可能である。この場合、組織性状に対して固有の色で表現されるため、ユーザは画像の色分布をもとに関心領域の組織性状を把握することができる。また、色空間をRGB表色系で構成する代わりに、シアン、マゼンダ、イエローのような補色系の変数によって構成し、各変数に対して特徴量を割り当ててもよい。また、Bモード画像データとカラー画像データとを所定の比率で混合させることによって組織性状強調画像データを生成してもよい。また、関心領域のみカラー画像データへ置換することによって組織性状強調画像データを生成してもよい。

30

【0091】

以上説明した本発明の実施の形態1によれば、関心領域の大きさに基づいた複数のフォーカスポイントを算出し、各フォーカスポイントに対し送受信した超音波を周波数解析することによって特徴量を抽出するため、組織性状を精度よく鑑別することを可能にするとともに、観測結果の信頼性を向上させることができる。

40

【0092】

また、本実施の形態1によれば、分割した領域ごとにフォーカスポイントに位置合わせを行っているため、送信ディレイの影響によってフォーカスポイント以外の周波数スペクトルが歪んでしまうという現象を抑制することができる。したがって、本実施の形態1によれば、周波数の特徴量を高精度で算出することができる。

【0093】

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

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を回帰分析により線形近似した後で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。

【0094】

図17は、表示部7における表示画像の別な表示例を示す図である。同図に示す表示画像400は、情報表示部401と、Bモード画像を表示する第1画像表示部402と、組織性状強調画像を表示する第2画像表示部403とを有する。表示画像400では、第1画像表示部402にBモード画像100が表示され、第2画像表示部403に組織性状強調画像300が表示されている。このようにBモード画像と組織性状強調画像を並べて表示することにより、両画像の違いを一つの画面上で認識することができる。

10

【0095】

なお、表示画像400において、第1情報表示部401で表示する画像と第2画像表示部403で表示する画像を入れ替えることができるようにしてもよい。

【0096】

また、入力部6からの入力によって表示画像200と表示画像400との間で表示を切り換えることができるようにしてもよい。

【0097】

(実施の形態2)

本発明の実施の形態2は、フォーカスポイント算出部におけるフォーカスポイント算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、同一の符号を付与するものとする。

20

【0098】

図18は、本実施の形態2におけるフォーカスポイント算出処理の概要を模式的に示す図である。図18において、1つの音線に対する送信回数は i_{max} である。また、図18に示す関心領域RBは、 i_{max} 個の部分関心領域RB(1)、 \dots 、RB(i_{max})に分割されている。

【0099】

フォーカスポイント算出部42は、周波数解析部44が音線上で取得した複数のFFTデータ群をそれぞれ代表する所定のデータ位置Zを、該当する部分関心領域のフォーカスポイントFP(j)($j=1, 2, \dots, i_{max}$)として算出し、演算用エコー信号の1音線あたりの送信回数と送信タイミングを決定する。

30

【0100】

以上説明した本発明の実施の形態2によれば、上述した実施の形態1と同様、組織性状を精度よく鑑別することを可能にするとともに、測定結果の信頼性を向上させることができる。

【0101】

また、本実施の形態2によれば、上述した実施の形態1と同様、送信ディレイの影響によってフォーカスポイント以外の周波数スペクトルが歪んでしまうという現象を抑制することにより、周波数の特徴量を高精度で算出することができる。

40

【0102】

(実施の形態3)

本発明の実施の形態3は、フォーカスポイント算出部におけるフォーカスポイント算出処理が実施の形態1と異なる。本実施の形態3に係る超音波観測装置の構成は、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与するものとする。

【0103】

図19は、本実施の形態3におけるフォーカスポイント算出処理の概要を模式的に示す

50

図である。図 19 において、1つの音線に対する送信回数は i_{max} である。また、図 19 に示す関心領域 RC は、 i_{max} 個の部分関心領域 $RC(1)$ 、 \dots 、 $RC(i_{max})$ に分割されている。

【0104】

本実施の形態 3 では、B モード画像用エコー信号のフォーカスポイントが関心領域内に含まれている場合、フォーカスポイント算出部 42 は、B モード画像用エコー信号のフォーカスポイントを含む部分関心領域に対して演算用エコー信号のフォーカスポイントの設定を行わない。周波数解析部 44 は、演算用エコー信号のフォーカスポイントが設定されていない部分関心領域における FFT データ群を、B モード画像用エコー信号を用いて取得する。

10

【0105】

例えば、図 19 に示す場合、部分関心領域 $RC(2)$ は B モード画像用エコー信号 LD (B) のフォーカスポイント FP (B) が設定されている。このため、送受信部 3 は、部分関心領域 $RC(2)$ に対しては、すべての演算用エコー信号 LD (1) ~ LD (i_{max}) においてフォーカスポイントを設定しない。周波数解析部 44 は、部分関心領域 $RC(2)$ 内の FFT データ群を B モード画像用エコー信号 LD (B) から取得する。

【0106】

以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、上述した実施の形態 1 と同様、組織性状を精度よく鑑別することを可能にするとともに、測定結果の信頼性を向上させることができる。

20

【0107】

また、本実施の形態 3 によれば、上述した実施の形態 1 と同様、送信ディレイの影響によってフォーカスポイント以外の周波数スペクトルが歪んでしまうという現象を抑制することにより、周波数の特徴量を高精度で算出することができる。

【0108】

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 ~ 3 によってのみ限定されるべきものではない。例えば、本発明において、1音線あたりの超音波の送信回数は、演算負荷の状況に応じて減らすようにしてもよい。

【0109】

また、本発明において、周波数スペクトルの特徴量を抽出する際、周波数解析部が算出した周波数スペクトルに対して減衰補正を加えた後、補正後の周波数スペクトルを回帰分析によって近似するようにしてもよい。

30

【0110】

また、本発明において、制御部 9 が、増幅補正部 43 による増幅補正処理と減衰補正部 452 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 5 のステップ S6 における増幅補正処理を行わず、図 5 のステップ S13 における減衰補正処理の減衰量 A 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。

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

ここで、右辺の (z) は、受信深度 z における増幅率 α_0 と α_0 との差であり、

$$(z) = - \{ (\alpha_{th} - \alpha_0) / z_{th} \} z + \alpha_{th} - \alpha_0 \quad (z < z_{th}) \quad \dots (7)$$

40

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

と表される。

【0111】

このように、本発明は、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】

【0112】

- 1 超音波観測装置
- 2 超音波探触子
- 3 送受信部

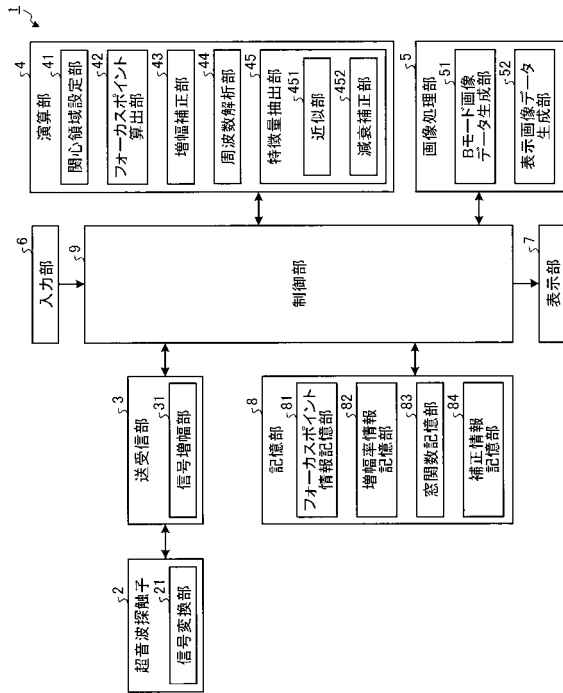
50

4	演算部	
5	画像処理部	
6	入力部	
7	表示部	
8	記憶部	
9	制御部	
2 1	信号変換部	
2 2	超音波振動子	
3 1	信号増幅部	
4 1	関心領域設定部	10
4 2	フォーカスポイント算出部	
4 3	増幅補正部	
4 4	周波数解析部	
4 5	特徴量抽出部	
5 1	Bモード画像データ生成部	
5 2	表示画像データ生成部	
8 1	フォーカスポイント情報記憶部	
8 2	増幅率情報記憶部	
8 3	窓関数記憶部	
8 4	補正情報記憶部	20
1 0 0	Bモード画像	
2 0 0、4 0 0	表示画像	
2 0 1、4 0 1	情報表示部	
2 0 2	画像表示部	
3 0 0	組織性状強調画像	
4 0 2	第1画像表示部	
4 0 3	第2画像表示部	
4 5 1	近似部	
4 5 2	減衰補正部	
F P (j) (j = 1 , . . . , i _ { max })、F P (B)	フォーカスポイント	30
R A、R B、R C	関心領域	
R A (j)、R B (j)、R C (j) (j = 1 , . . . , i _ { max })	部分関心領域	
S F 1、S F 2、S F 3	音場	
T b	フォーカスポイント情報テーブル	

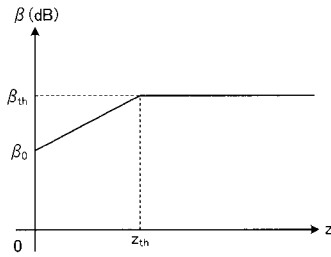
【要約】

超音波観測装置は、検体内の関心領域の位置および大きさに関する情報を設定可能な関心領域設定部と、関心領域設定部が設定した関心領域の大きさ情報に基づいて、該関心領域内の複数のフォーカスポイントを算出するフォーカスポイント算出部と、フォーカスポイント算出部が算出したフォーカスポイントにフォーカスして超音波の送受信を行う送受信部と、送受信部が受信した超音波を、フォーカスポイントを基準に解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、周波数解析部が算出した周波数スペクトルを近似することによって該周波数スペクトルの特徴量を抽出する特徴量抽出部と、特徴量抽出部が抽出した特徴量に対応した表示態様を有する超音波画像データを生成する画像処理部と、を備える。

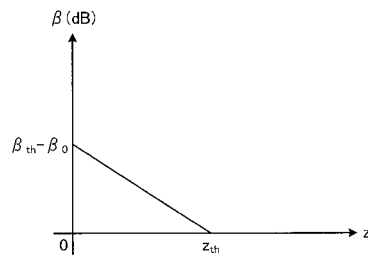
【図1】



【図2】



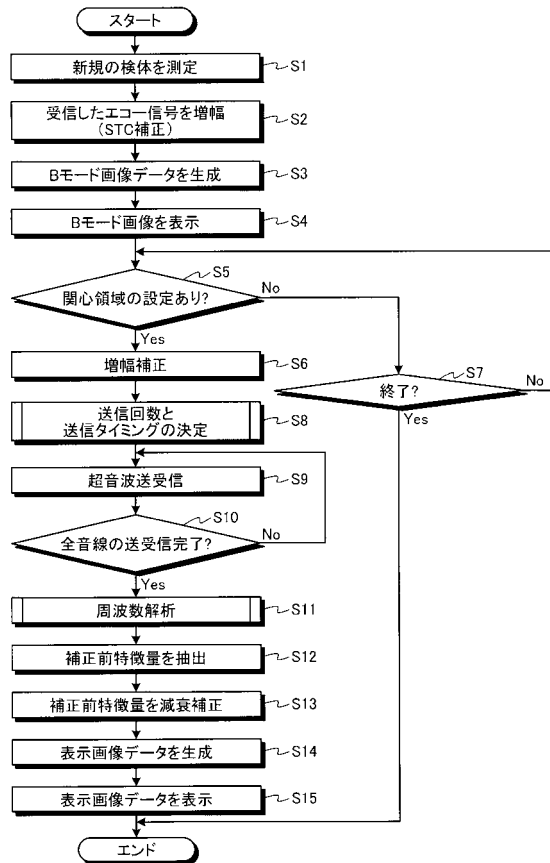
【図3】



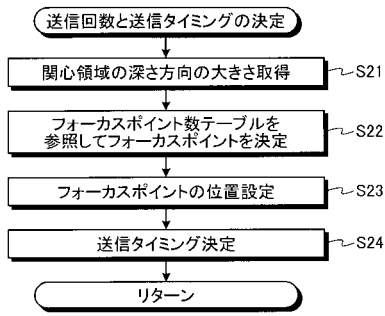
【図4】

関心領域の深さ方向の大きさ w(cm)	フォーカスポイント数
1	1
2	1
3	2
4	3
5	3

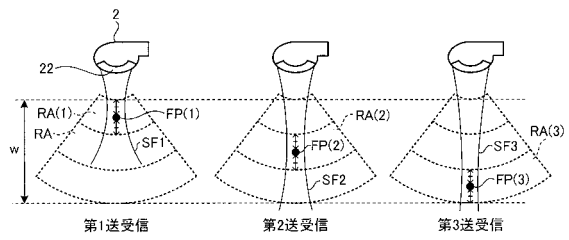
【図5】



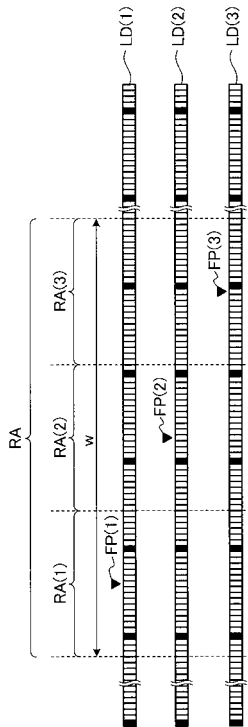
【図7】



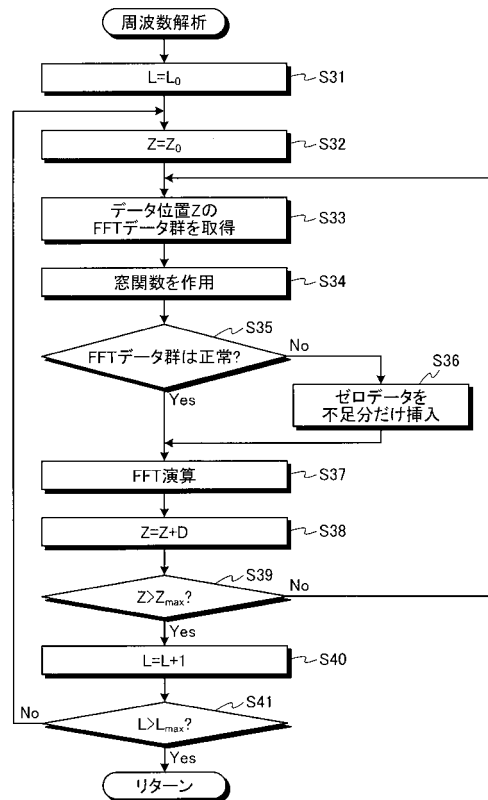
【図8】



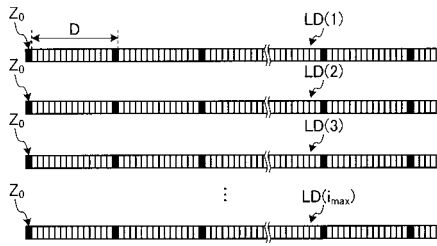
【図9】



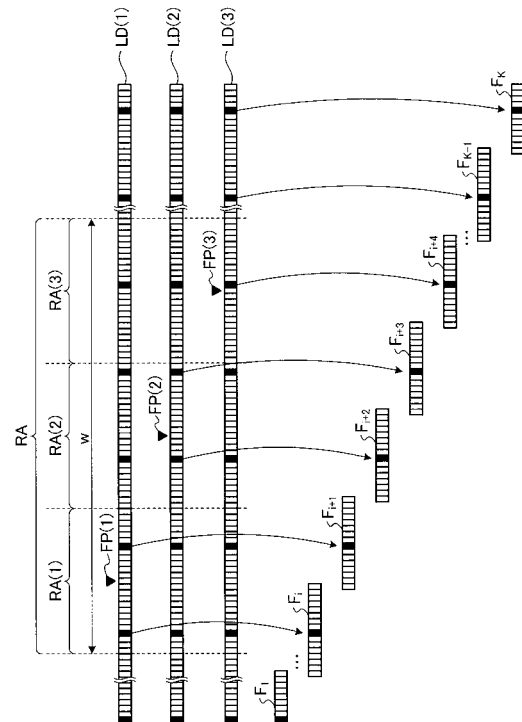
【図10】



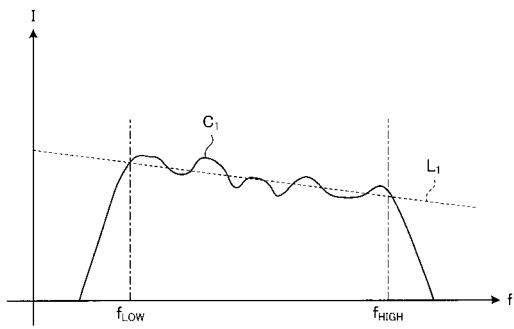
【 図 1 1 】



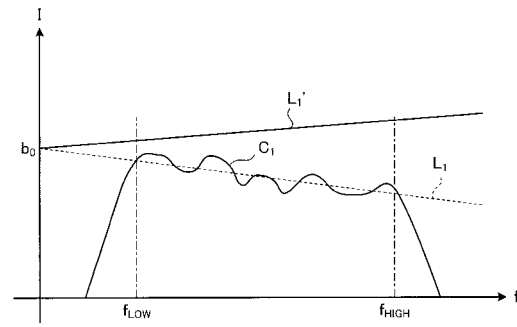
【 図 1 2 】



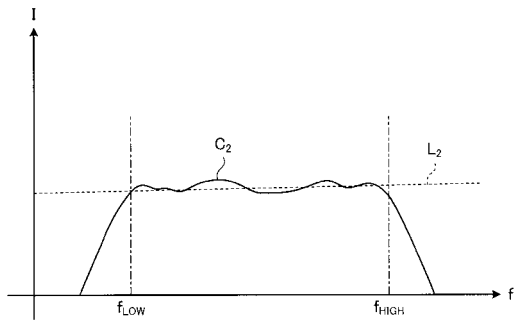
【 図 1 3 】



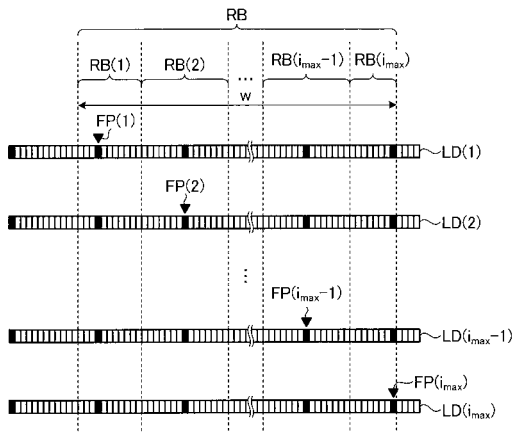
【 図 1 5 】



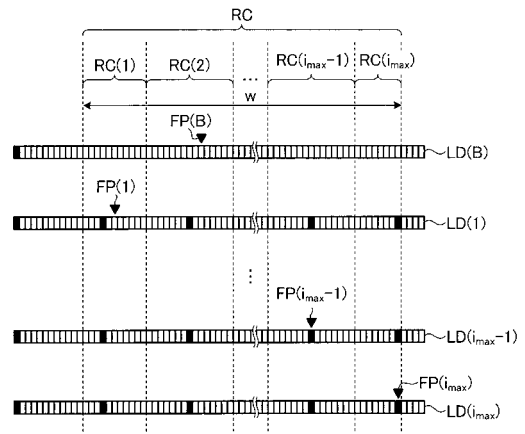
【 図 1 4 】



【図 18】



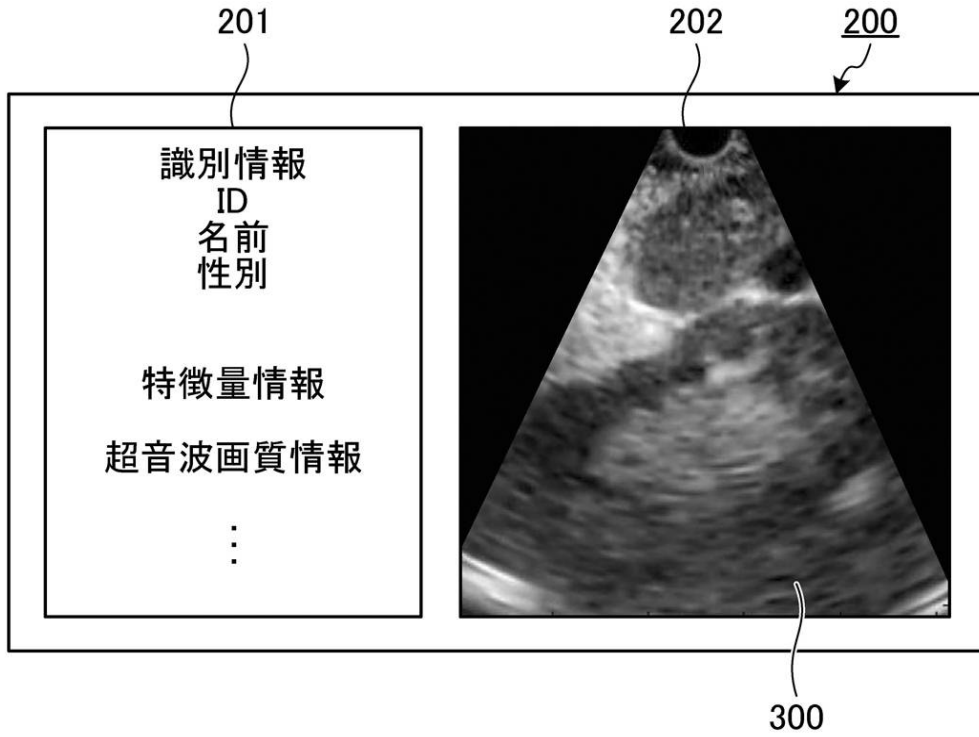
【図 19】



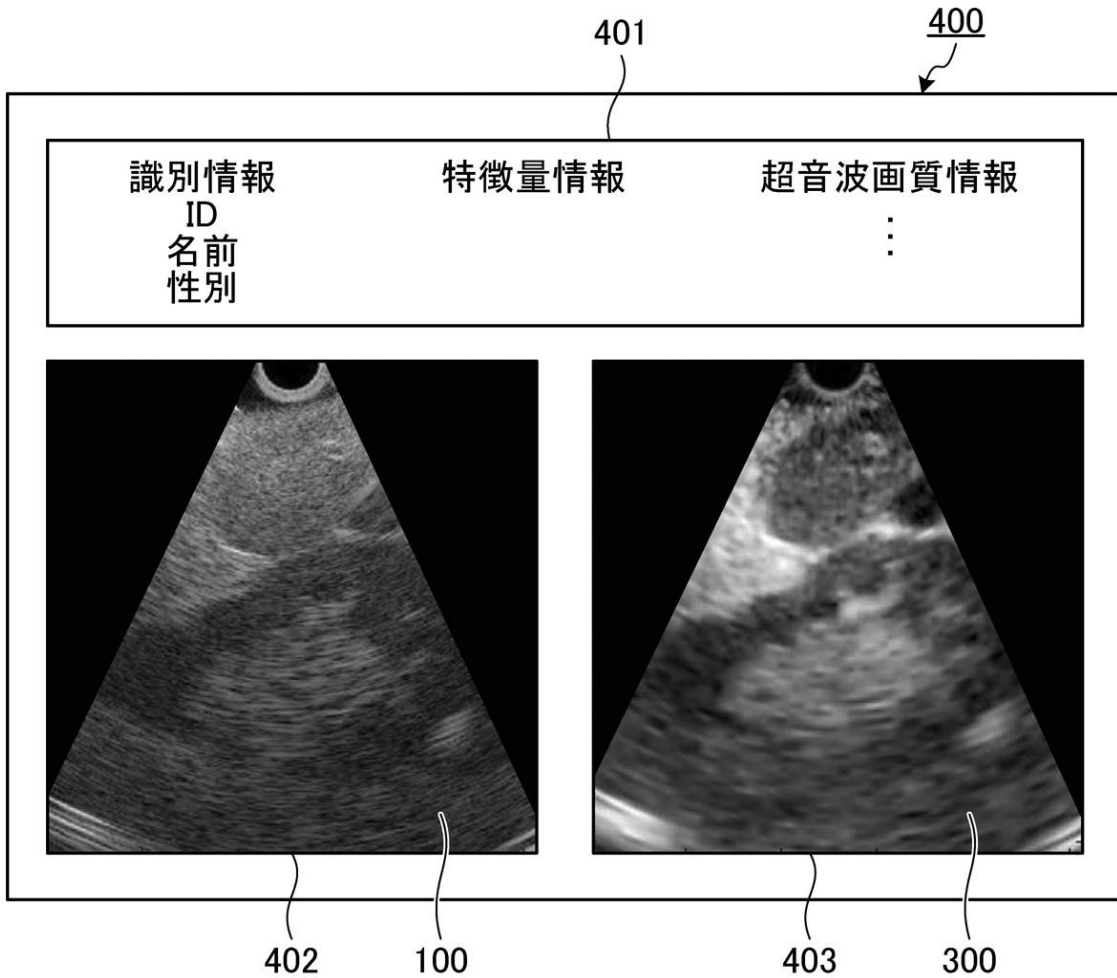
【図 6】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2012/63977(WO, A1)
特開2012-157387(JP, A)
特開平7-323029(JP, A)
特開2004-321582(JP, A)
特開平3-73135(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声波观察装置，超声波观测装置的操作方法，超声波观察装置的操作程序		
公开(公告)号	JP5568199B1	公开(公告)日	2014-08-06
申请号	JP2014519333	申请日	2013-09-24
[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	江田弘孝		
发明人	江田 弘孝		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/463 G01S7/5202 A61B8/5207 A61B8/54 A61B8/14 G01S7/52036 G01S7/52074 G01S7/52073 A61B8/469 A61B8/0858 A61B8/4461 A61B8/485 A61B8/5246 A61B8/5269 G01S7/52033		
FI分类号	A61B8/00		
代理人(译)	酒井宏明		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2012219764 2012-10-01 JP		
其他公开文献	JPWO2014054469A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波观察装置基于能够由ROI设定部和ROI设定部设定的ROI的大小信息来设定与检体中的ROI的位置和大小有关的信息，计算多个焦点的焦点计算单元，通过聚焦在由焦点计算单元计算出的焦点而发送和接收超声波的发送和接收单元以及发送和接收单元接收的超声波 频率分析单元，其通过分析来计算多个频谱；特征量提取单元，其通过使由频率分析单元计算出的频谱近似来提取频谱的特征量；以及特征量提取单元 以及一种图像处理单元，其产生具有与特征量相对应的显示模式的超声图像数据。

関心領域の深さ方向の 大きさ w(cm)	フォーカスポイント数
1	1
2	1
3	2
4	3
5	3

5Tb