

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/198713

発行日 平成29年4月20日 (2017. 4. 20)

(43) 国際公開日 平成27年12月30日 (2015. 12. 30)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/14 (2006.01)** A 6 1 B 8/14 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)

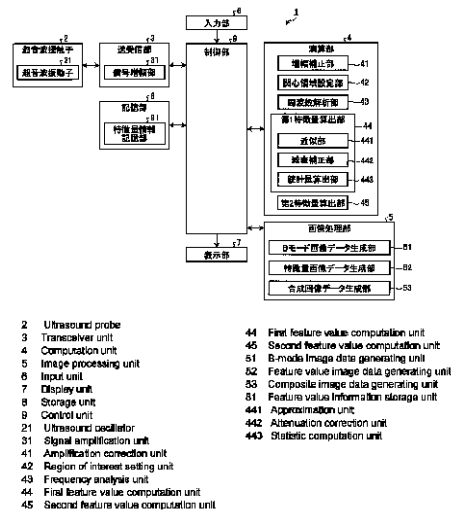
<p>出願番号 特願2015-544243 (P2015-544243)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2015/062616</p> <p>(22) 国際出願日 平成27年4月24日 (2015. 4. 24)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2014-133326 (P2014-133326)</p> <p>(32) 優先日 平成26年6月27日 (2014. 6. 27)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 000000376                  オリンパス株式会社                  東京都八王子市石川町2951番地</p> <p>(74) 代理人 100089118                  弁理士 酒井 宏明</p> <p>(72) 発明者 服部 浩                  東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 BB06 BB09 DD18 EE09 EE11                  JB49 JB51 JC13 JC21 JC37                  KK24 KK25 KK31 LL38</p>
--	--

最終頁に続く

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

(57) 【要約】

超音波観測装置は、超音波画像内の第1関心領域および第1関心領域の少なくとも一部をなす第2関心領域を設定する関心領域設定部と、第1関心領域内の複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、複数の周波数スペクトルの特徴をそれぞれ示す複数の周波数特徴量を算出し、そのうち第2関心領域内の周波数スペクトルに対応する周波数特徴量の統計量である第1特徴量を算出する第1特徴量算出部と、第2関心領域の形状の特徴を示す第2特徴量を算出する第2特徴量算出部と、周波数特徴量を視覚情報と関連づけてエコー信号から生成された超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、第1および第2特徴量に関する情報を特徴量画像とともに表示する合成画像データを生成する合成画像データ生成部と、を備える。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

観測対象に対して送信した超音波が前記観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波画像データ生成部と、

前記超音波画像データに対応する超音波画像内で解析対象とする第 1 関心領域および該第 1 関心領域の少なくとも一部をなす第 2 関心領域を設定する関心領域設定部と、

前記第 1 関心領域内の前記エコー信号に基づいて生成される信号の周波数を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、

前記複数の周波数スペクトルの特徴をそれぞれ示す複数の周波数特徴量を算出し、該複数の周波数特徴量のうち前記第 2 関心領域内の前記周波数スペクトルに対応する周波数特徴量の統計量である第 1 特徴量を算出する第 1 特徴量算出部と、

前記第 2 関心領域の形状の特徴を示す第 2 特徴量を算出する第 2 特徴量算出部と、

前記周波数特徴量を視覚情報と関連づけて前記エコー信号から生成された超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、

前記第 1 および第 2 特徴量に関する情報を前記特徴量画像データに対応する特徴量画像とともに表示する合成画像データを生成する合成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 1 特徴量と前記第 2 特徴量との組合せに基づいて前記第 2 関心領域における前記観測対象の特性を判定する特性判定部をさらに備え、

前記合成画像データ生成部は、

前記観測対象の特性に関する情報を加えて前記合成画像データを生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

**【請求項 3】**

前記第 1 および第 2 特徴量ならびに前記観測対象の特性を関連づけた特性判定情報を記憶する特性判定情報記憶部をさらに備え、

前記特性判定部は、

前記特性判定情報に基づいて前記第 2 関心領域における前記観測対象の特性を判定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】**

同一の前記観測対象に対して異なる時間に算出され、互いに対応する前記第 2 関心領域における前記第 1 および第 2 特徴量の一方の時間変化に関する情報を第 3 特徴量として算出する第 3 特徴量算出部と、

前記第 1 および第 2 特徴量の一方と前記第 3 特徴量との組合せに基づいて前記第 2 関心領域における前記観測対象の特性を判定する特性判定部と、

をさらに備え、

前記合成画像データ生成部は、

前記第 3 特徴量および前記第 2 関心領域における前記観測対象の特性に関する情報を加えて前記合成画像データを生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

**【請求項 5】**

前記第 1 および第 2 特徴量の一方、前記第 3 特徴量ならびに前記観測対象の特性を関連づけた特性判定情報を記憶する特性判定情報記憶部をさらに備え、

前記特性判定部は、

前記特性判定情報に基づいて前記第 2 関心領域における前記観測対象の特性を判定す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 3 特徴量の算出に必要な前記第 1 および第 2 特徴量の一方の履歴情報を記憶する外部装置と通信ネットワークを介して情報の送受信を行う通信部をさらに備え、

前記第 3 特徴量算出部は、

10

20

30

40

50

前記通信部が受信した前記第 1 および第 2 特徴量の一方の履歴情報を用いて前記第 3 特徴量を算出す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】

前記観測対象は生体組織であり、前記観測対象の特性は該観測対象が呈する疾患の程度であることを特徴とする請求項 2 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 8】

前記第 1 特徴量は、前記第 2 関心領域内の前記周波数スペクトルに対応する周波数特徴量の平均、分散、標準偏差、中央値、最頻値、最大値および最小値のいずれか一つであることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 9】

前記第 2 特徴量は、前記第 2 関心領域の面積、周囲長、該領域を中心軸が通過する断面として推定される 3 次元領域の体積、該領域が円である場合の直径または半径、該領域が楕円である場合の長径または短径、および該領域が多角形である場合の対角線の最大値、のいずれか一つであることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

10

【請求項 10】

前記第 1 および第 2 特徴量算出部が前記第 1 および第 2 特徴量をそれぞれ算出する処理を並列に実行させる制御部をさらに備えた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 11】

前記第 2 関心領域は、前記第 1 関心領域と同じ領域であることを特徴とする請求項 1 ~ 10 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

20

【請求項 12】

前記合成画像データに対応する合成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 ~ 11 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 13】

超音波画像データ生成部が、観測対象に対して送信した超音波が前記観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波画像データ生成ステップと、

関心領域設定部が、前記超音波画像データに対応する超音波画像内で解析対象とする第 1 関心領域を設定する第 1 関心領域設定ステップと、

周波数解析部が、前記第 1 関心領域内の前記エコー信号に基づいて生成される信号の周波数を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、

第 1 特徴量算出部が、前記複数の周波数スペクトルの特徴をそれぞれ示す複数の周波数特徴量を算出する周波数特徴量算出ステップと、

特徴量画像データ生成部が、前記周波数特徴量を視覚情報と関連づけて前記エコー信号から生成された超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、

前記関心領域設定部が、前記第 1 関心領域の少なくとも一部をなす第 2 関心領域を設定する第 2 関心領域設定ステップと、

前記第 1 特徴量算出部が、前記第 2 関心領域内の前記周波数スペクトルに対応する前記周波数特徴量の統計量である第 1 特徴量を算出する第 1 特徴量算出ステップと、

第 2 特徴量算出部が、前記第 2 関心領域の形状の特徴を示す第 2 特徴量を算出する第 2 特徴量算出ステップと、

合成画像データ生成部が、前記第 1 および第 2 特徴量に関する情報を前記特徴量画像データに対応する特徴量画像とともに表示する合成画像データを生成する合成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。

30

40

【請求項 14】

超音波画像データ生成部が、観測対象に対して送信した超音波が前記観測対象によって

50

反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波画像データ生成ステップと、

関心領域設定部が、前記超音波画像データに対応する超音波画像内で解析対象とする第1関心領域を設定する第1関心領域設定ステップと、

周波数解析部が、前記第1関心領域内の前記エコー信号に基づいて生成される信号の周波数を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、

第1特徴量算出部が、前記複数の周波数スペクトルの特徴をそれぞれ示す複数の周波数特徴量を算出する周波数特徴量算出ステップと、

特徴量画像データ生成部が、前記周波数特徴量を視覚情報と関連づけて前記エコー信号から生成された超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、

前記関心領域設定部が、前記第1関心領域の少なくとも一部をなす第2関心領域を設定する第2関心領域設定ステップと、

前記第1特徴量算出部が、前記第2関心領域内の前記周波数スペクトルに対応する前記周波数特徴量の統計量である第1特徴量を算出する第1特徴量算出ステップと、

第2特徴量算出部が、前記第2関心領域の形状の特徴を示す第2特徴量を算出する第2特徴量算出ステップと、

合成画像データ生成部が、前記第1および第2特徴量に関する情報を前記特徴量画像データに対応する特徴量画像とともに表示する合成画像データを生成する合成画像データ生成ステップと、

を超音波観測装置に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、超音波を用いて観測対象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】

観測対象である生体組織の特性を観測するために、超音波を利用することがある。具体的には、観測対象に超音波を送信し、その観測対象によって反射された超音波エコーに対して所定の信号処理を施すことにより、観測対象の特性に関する情報を取得する。

【0003】

従来、超音波観測装置で得られた生体内組織の画像から、特定の生体組織の大きさを計測する技術が開示されている（例えば、特許文献1を参照）。この技術では、画像の所望の位置に円形のマーカーを重ねて表示し、このマーカーの大きさを調整して計測対象の組織の大きさを確定し、マーカーの情報に基づいて計測対象の組織の面積等を計測する。この技術によれば、腫瘍のステージ等の病変の進行度と相関のある生体組織の大きさに関する情報を精度よく得ることができ、超音波画像を用いた診断の精度を向上させることができる。

【0004】

上述した技術とは別の従来技術として、生体組織で反射された超音波エコーから算出した周波数スペクトルの特徴量を抽出し、この特徴量に関する情報を視覚的に表示する特徴量画像を生成する技術が開示されている（例えば、特許文献2を参照）。周波数スペクトルの特徴量は、病変の種類等と相関があるため、この技術によれば、超音波画像を用いた診断を行う際に、病変の種類等を視覚的に容易に把握することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2009-273908号公報

【特許文献2】特許第5054253号公報

10

20

30

40

50

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

上述したように、特許文献1および2に記載の技術は、それぞれに特有の利点を有しているため、検査中にその両方の技術を用いて計測または演算を行うこともある。例えば、転移性リンパ節腫大や粘膜下腫瘍では、生体組織の大きさに関する情報と周波数スペクトルから得られる組織種別の情報とをふまえて、切除手術の適否や予後判断など最終的な診断を行うことがある。

## 【0007】

しかしながら、従来の超音波観測装置では、異なる測定または演算を行う場合、測定または演算の対象となる関心領域の設定等をその都度行わなければならない、ユーザにとって負担となっていた。

## 【0008】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、異なる測定または演算を簡便な操作によって実現することができ、ユーザの負担を軽減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。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0009】

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、観測対象に対して送信した超音波が前記観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波画像データ生成部と、前記超音波画像データに対応する超音波画像内で解析対象とする第1関心領域および該第1関心領域の少なくとも一部をなす第2関心領域を設定する関心領域設定部と、前記第1関心領域内の前記エコー信号に基づいて生成される信号の周波数を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、前記複数の周波数スペクトルの特徴をそれぞれ示す複数の周波数特徴量を算出し、該複数の周波数特徴量のうち前記第2関心領域内の前記周波数スペクトルに対応する周波数特徴量の統計量である第1特徴量を算出する第1特徴量算出部と、前記第2関心領域の形状の特徴を示す第2特徴量を算出する第2特徴量算出部と、前記周波数特徴量を視覚情報と関連づけて前記エコー信号から生成された超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、前記第1および第2特徴量に関する情報を前記特徴量画像データに対応する特徴量画像とともに表示する合成画像データを生成する合成画像データ生成部と、を備えたことを特徴とする。

## 【0010】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第1特徴量と前記第2特徴量との組合せに基づいて前記第2関心領域における前記観測対象の特性を判定する特性判定部をさらに備え、前記合成画像データ生成部は、前記観測対象の特性に関する情報を加えて前記合成画像データを生成することを特徴とする。

## 【0011】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第1および第2特徴量ならびに前記観測対象の特性を関連づけた特性判定情報を記憶する特性判定情報記憶部をさらに備え、前記特性判定部は、前記特性判定情報に基づいて前記第2関心領域における前記観測対象の特性を判定することを特徴とする。

## 【0012】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、同一の前記観測対象に対して異なる時間に算出され、互いに対応する前記第2関心領域における前記第1および第2特徴量の一方の時間変化に関する情報を第3特徴量として算出する第3特徴量算出部と、前記第1および第2特徴量の一方と前記第3特徴量との組合せに基づいて前記第2関心領域における前記観測対象の特性を判定する特性判定部と、をさらに備え、前記合成画像データ生

10

20

30

40

50

成部は、前記第3特徴量および前記第2関心領域における前記観測対象の特性に関する情報を加えて前記合成画像データを生成することを特徴とする。

【0013】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第1および第2特徴量の一方、前記第3特徴量ならびに前記観測対象の特性を関連づけた特性判定情報を記憶する特性判定情報記憶部をさらに備え、前記特性判定部は、前記特性判定情報に基づいて前記第2関心領域における前記観測対象の特性を判定することを特徴とする。

【0014】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第3特徴量の算出に必要な前記第1および第2特徴量の一方の履歴情報を記憶する外部装置と通信ネットワークを介して情報の送受信を行う通信部をさらに備え、前記第3特徴量算出部は、前記通信部が受信した前記第1および第2特徴量の一方の履歴情報を用いて前記第3特徴量を算出することを特徴とする。

10

【0015】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記観測対象は生体組織であり、前記観測対象の特性は該観測対象が呈する疾患の程度であ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、前記第1特徴量は、前記第2関心領域内の前記周波数スペクトルに対応する周波数特徴量の平均、分散、標準偏差、中央値、最頻値、最大値および最小値のいずれか一つであることを特徴とする。

20

【0017】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第2特徴量は、前記第2関心領域の面積、周囲長、該領域を中心軸が通過する断面として推定される3次元領域の体積、該領域が円である場合の直径または半径、該領域が楕円である場合の長径または短径、および該領域が多角形である場合の対角線の最大値、のいずれか一つであることを特徴とする。

【0018】

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および第2特徴量算出部が前記第1および第2特徴量をそれぞれ算出する処理を並列に実行させる制御部をさらに備えたことを特徴とする。

30

【0019】

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2関心領域は、前記第1関心領域と同じ領域であることを特徴とする。

【0020】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記合成画像データに対応する合成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。

【0021】

本発明に係る超音波観測装置の作動方法は、超音波画像データ生成部が、観測対象に対して送信した超音波が前記観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波画像データ生成ステップと、関心領域設定部が、前記超音波画像データに対応する超音波画像内で解析対象とする第1関心領域を設定する第1関心領域設定ステップと、周波数解析部が、前記第1関心領域内の前記エコー信号に基づいて生成される信号の周波数を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、第1特徴量算出部が、前記複数の周波数スペクトルの特徴をそれぞれ示す複数の周波数特徴量を算出する周波数特徴量算出ステップと、特徴量画像データ生成部が、前記周波数特徴量を視覚情報と関連づけて前記エコー信号から生成された超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、前記関心領域設定部が、前記第1関心領域の少なくとも一部をなす第2関心領域を設定する第2関心領域設定ステップと、前記第1特徴量算出部が、前記第2関心領域内の前記周波数スペクトルに対応する前記周波数特徴量の統計量である第1

40

50

特徴量を算出する第1特徴量算出ステップと、第2特徴量算出部が、前記第2関心領域の形状の特徴を示す第2特徴量を算出する第2特徴量算出ステップと、合成画像データ生成部が、前記第1および第2特徴量に関する情報を前記特徴量画像データに対応する特徴量画像とともに表示する合成画像データを生成する合成画像データ生成ステップと、を有することを特徴とする。

#### 【0022】

本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、超音波画像データ生成部が、観測対象に対して送信した超音波が前記観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波画像データ生成ステップと、関心領域設定部が、前記超音波画像データに対応する超音波画像内で解析対象とする第1関心領域を設定する第1関心領域設定ステップと、周波数解析部が、前記第1関心領域内の前記エコー信号に基づいて生成される信号の周波数を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、第1特徴量算出部が、前記複数の周波数スペクトルの特徴をそれぞれ示す複数の周波数特徴量を算出する周波数特徴量算出ステップと、特徴量画像データ生成部が、前記周波数特徴量を視覚情報と関連づけて前記エコー信号から生成された超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、前記関心領域設定部が、前記第1関心領域の少なくとも一部をなす第2関心領域を設定する第2関心領域設定ステップと、前記第1特徴量算出部が、前記第2関心領域内の前記周波数スペクトルに対応する前記周波数特徴量の統計量である第1特徴量を算出する第1特徴量算出ステップと、第2特徴量算出部が、前記第2関心領域の形状の特徴を示す第2特徴量を算出する第2特徴量算出ステップと、合成画像データ生成部が、前記第1および第2特徴量に関する情報を前記特徴量画像データに対応する特徴量画像とともに表示する合成画像データを生成する合成画像データ生成ステップと、を超音波観測装置に実行させることを特徴とする。

10

20

#### 【発明の効果】

#### 【0023】

本発明によれば、設定された一つの関心領域（第2関心領域）に対して第1および第2特徴量を算出するため、異なる測定または演算を簡便な操作によって実現することができ、ユーザの負担を軽減させることができる。

30

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0024】

【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補正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関心領域設定部が設定する関心領域の表示部における表示例を模式的に示す図である。

【図5】図5は、超音波信号の1つの音線におけるデータ配列を模式的に示す図である。

40

【図6】図6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する周波数スペクトルの例を示す図である。

【図7】図7は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の減衰補正部が補正した周波数特徴量をパラメータとして有する直線を示す図である。

【図8】図8は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図9】図9は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の周波数解析部が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【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表示部における合成画像の表示例を模式的に示す図である。

50

【図 1 1】図 1 1 は、本発明の実施の形態 1 の変形例に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図 1 2】図 1 2 は、本発明の実施の形態 2 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 1 3】図 1 3 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置の特性判定情報記憶部が記憶する特性判定情報の概要を示す図である。

【図 1 4】図 1 4 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図 1 5】図 1 5 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における合成画像の表示例を模式的に示す図である。

【図 1 6】図 1 6 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 1 7】図 1 7 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波観測装置の特徴量情報記憶部が記憶する第 2 特徴量の情報の概要を示す図である。

【図 1 8】図 1 8 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波観測装置の特性判定情報記憶部が記憶する特性判定情報の概要を示す図である。

【図 1 9】図 1 9 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図 2 0】図 2 0 は、本発明の実施の形態 3 の変形例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 1】図 2 1 は、本発明の実施の形態 3 の変形例に係る超音波観測装置の特性判定情報記憶部が記憶する特性判定情報（第 2 例）の概要を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

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。

【0026】

（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、超音波を用いて観測対象を観測するための装置である。

【0027】

超音波観測装置 1 は、観測対象へ超音波パルスを出力するとともに、観測対象によって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、超音波エコーを電気信号に変換した電気的なエコー信号に対して所定の演算を施す演算部 4 と、電気的なエコー信号に対応する画像データの生成を行う画像処理部 5 と、キーボード、マウス、タッチパネル等のユーザ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 (Electro Luminescence) 等からなる表示パネルを用いて実現され、画像処理部 5 が生成した画像を含む各種情報を表示する表示部 7 と、超音波観測に必要な各種情報を記憶する記憶部 8 と、超音波観測装置 1 の動作制御を行う制御部 9 と、を備える。

【0028】

超音波観測装置 1 は、超音波振動子 2 1 が設けられる超音波探触子 2 と、超音波探触子 2 が着脱可能に接続され、超音波探触子 2 以外の上記部分が設けられる処理装置（プロセッサ）とによって構成される。ここで、観測対象が生体組織である場合、超音波探触子 2 は、生体の体表から超音波を照射する体外式探触子の形態、消化管、胆膵管、血管等の管腔内に挿入する長軸の挿入部を備えたミニチュア超音波プローブの形態、管腔内超音波プローブに光学系をさらに備えた超音波内視鏡の形態、のいずれの形態であってもよい。このうち、超音波内視鏡の形態をとった場合には、管腔内超音波プローブの挿入部の先端側に超音波振動子 2 1 が設けられ、管腔内超音波プローブは基端側で処理装置と着脱可能に接続する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 9 】

超音波振動子 2 1 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）に変換するとともに、外部の観測対象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。超音波探触子 2 は、超音波振動子 2 1 をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子 2 1 として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりすることで、電子的に走査させるものであってもよい。本実施の形態 1 では、超音波探触子 2 として、互いに異なる複数種類のいずれかの超音波探触子 2 を選択して使用することが可能である。

## 【 0 0 3 0 】

送受信部 3 は、超音波探触子 2 と電氣的に接続され、電氣的な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 から電氣的な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電氣的な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。

## 【 0 0 3 1 】

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。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、信号増幅部 3 1 が行う S T C 補正処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図 2 に示す受信深度  $z$  は、超音波の受信開始時点からの経過時間に基づいて算出される量である。図 2 に示すように、増幅率 (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  $z_{th}$  ( $> 0$ ) へ線型に増加する。また、増幅率 (dB) 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、観測対象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 3 2 】

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時間ドメインのデジタル高周波 (R F : Radio Frequency) 信号を生成して出力する。なお、超音波探触子 2 が複数の素子をアレイ状に設けた超音波振動子 2 1 を電子的に走査させるものである場合、送受信部 3 は、複数の素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 3 】

演算部 4 は、送受信部 3 が生成したデジタル 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よう増幅補正を行う増幅補正部 4 1 と、入力部 6 が受け付けた設定入力信号に基づいて、超音波画像内で解析対象とする第 1 関心領域および該第 1 関心領域の少なくとも一部をなす第 2 関心領域を設定する関心領域設定部 4 2 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 : Fast Fourier Transform) を施して周波数解析を行うことにより周波数スペクトルを算出する周波数解析部 4 3 と、複数の周波数スペクトルの特徴をそれぞれ示す複数の周波数特徴量を算出し、該複数の周波数特徴量のうち第 2 関心領域内の前記周波数スペクトルに対応する周波数特徴量の統計量である第 1 特徴量を算出する第 1 特徴量算出部 4 4 と、第 2 関心領域の形状の特徴を示す第 2 特徴量を算出する第 2 特徴量算出部 4 5 と、を有する。演算部 4 は、C P U (Central Processing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。

## 【 0 0 3 4 】

図 3 は、増幅補正部 4 1 が行う増幅補正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 (dB) は、受信深度  $z$  がゼロのとき最大値  $z_{th} - 0$  をとり、受信深度  $z$  がゼロから閾値  $z_{th}$  に達するまで線型に減少し、受信深度  $z$  が閾値  $z_{th}$  以上のときゼロである。このように定められる増幅率によって増幅補正部 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  $z_{th}$  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  $z$  と増幅率の関係は、信号増幅部 3

10

20

30

40

50

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。

【0035】

このような増幅補正を行う理由を説明する。STC補正は、アナログ信号波形の振幅を全周波数帯域にわたって均一に、かつ、深度に対しては単調増加する増幅率で増幅させることで、アナログ信号波形の振幅から減衰の影響を排除する補正処理である。このため、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示するBモード画像を生成する場合、かつ、一様な組織を走査した場合には、STC補正を行うことによって深度によらず輝度値が一定になる。すなわち、Bモード画像の輝度値から減衰の影響を排除する効果を得ることができる。

【0036】

一方、本実施の形態1のように超音波の周波数スペクトルを算出して解析した結果を利用する場合、STC補正でも超音波の伝播に伴う減衰の影響を正確に排除できるわけではない。なぜなら、一般に減衰量は周波数によって異なるが(後述する式(1)を参照)、STC補正の増幅率は距離だけに応じて変化し、周波数依存性がないためである。

【0037】

上述した問題、すなわち、超音波の周波数スペクトルを算出して解析した結果を利用する場合、STC補正でも超音波の伝播に伴う減衰の影響を正確に排除できるわけではない、という問題を解決するには、Bモード画像を生成する際にSTC補正を施した受信信号を出力する一方、周波数スペクトルに基づいた画像を生成する際に、Bモード画像を生成するための送信とは異なる新たな送信を行い、STC補正を施していない受信信号を出力することが考えられる。ところがこの場合には、受信信号に基づいて生成される画像データのフレームレートが低下してしまうという問題がある。

【0038】

そこで、本実施の形態1では、生成される画像データのフレームレートを維持しつつ、Bモード画像用にSTC補正を施した信号に対してSTC補正の影響を排除するために、増幅補正部41によって増幅率の補正を行う。

【0039】

関心領域設定部42は、超音波画像であるBモード画像内で、周波数解析部43によるスペクトルの算出対象領域を定める第1関心領域を設定する。また、関心領域設定部42は、第1関心領域内で、第2特徴量の算出対象領域を定める第2関心領域を設定する。図4は、関心領域設定部42が設定する関心領域の表示部7における表示例を模式的に示す図である。同図に示す超音波画像101は、例えばBモード画像である。超音波画像101では、第1関心領域102、および第2関心領域103が表示されている。第1関心領域102は、中心角が同じで径が異なる二つの扇形を、中心および二つの径方向を合わせて重ねた状態から、径が小さい扇形の部分を切り取った形状をなす。第2関心領域103は、第1関心領域102の内部に位置し、円形をなす。第1関心領域102および第2関心領域103の大きさおよび位置は、入力部6が入力を受け付ける設定信号によって変更可能である。なお、第2関心領域103を楕円や多角形とすることも可能である。

【0040】

周波数解析部43は、第1関心領域内でエコー信号に基づくデジタルRF信号を増幅補正した信号の各音線(ラインデータ)を、所定の時間間隔でサンプリングした振幅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。

【0041】

図5は、超音波信号の1つの音線におけるデータ配列を模式的に示す図である。同図に示す音線 $S R_k$ において、白または黒の長方形は、1つのデータを意味している。音線 $S R_k$ は、送受信部3が行うA/D変換におけるサンプリング周波数(例えば50MHz)に対応した時間間隔で離散化されている。図5では、番号kの音線 $S R_k$ の1番目のデータ位置を受信深度zの方向の初期値 $Z^{(k)}$ として設定した場合を示しているが、初期値の位置は任意に設定することができる。周波数解析部43による算出結果は複素数で得られ

10

20

30

40

50

、記憶部 8 に格納される。

【 0 0 4 2 】

図 5 に示すデータ群  $F_j$  ( $j = 1, 2, \dots, K$ ) は、高速フーリエ変換の対象となる振幅データ群である。一般に、高速フーリエ変換を行うためには、振幅データ群が 2 のべき乗のデータ数を有している必要がある。この意味で、振幅データ群  $F_j$  ( $j = 2, \dots, K - 1$ ) はデータ数が  $16 (= 2^4)$  で正常なデータ群である一方、振幅データ群  $F_1, F_K$  は、それぞれデータ数が 9、12 であるため異常なデータ群である。異常なデータ群に対して高速フーリエ変換を行う際には、不足分だけゼロデータを挿入することにより、正常な振幅データ群を生成する処理を行う。この点については、周波数解析部 4 3 の処理を説明する際に詳述する (図 9 を参照)。

10

【 0 0 4 3 】

図 6 は、周波数解析部 4 3 が算出する周波数スペクトルの例を示す図である。ここでいう「周波数スペクトル」とは、振幅データ群を高速フーリエ変換 (FFT 演算) することによって得られた「ある受信深度  $z$  における強度の周波数分布」を意味する。また、ここでいう「強度」とは、例えばエコー信号の電圧、エコー信号の電力、超音波エコーの音圧、超音波エコーの音響エネルギー等のパラメータ、これらパラメータの振幅や時間積分値やその組合せのいずれかを指す。

【 0 0 4 4 】

図 6 では、横軸に周波数  $f$  を取っている。また、図 6 では、縦軸に、強度  $I_0$  を基準強度  $I_c$  (定数) で除した量の常用対数 (デシベル表現)  $I = 10 \log_{10} (I_0 / I_c)$  を取っている。図 6 において、受信深度  $z$  は一定である。図 6 に示す直線  $L_{10}$  については後述する。なお、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。

20

【 0 0 4 5 】

図 6 に示す周波数スペクトル  $C_1$  において、以後の演算に使用する周波数帯域の下限周波数  $f_L$  および上限周波数  $f_H$  は、超音波振動子 2 1 の周波数帯域、送受信部 3 が送信するパルス信号の周波数帯域などをもとに決定されるパラメータであり、例えば  $f_L = 3 \text{ MHz}$ 、 $f_H = 10 \text{ MHz}$  である。以下、図 6 において、下限周波数  $f_L$  および上限周波数  $f_H$  によって定まる周波数帯域を「周波数帯域  $F$ 」という。

【 0 0 4 6 】

一般に、周波数スペクトルは、観測対象が生体組織である場合、超音波が走査された生体組織の性状 (属性) 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の大きさ、数密度、音響インピーダンス等と相関を有しているためである。ここでいう「生体組織の性状」とは、例えば悪性腫瘍 (癌)、良性腫瘍、内分泌腫瘍、粘液性腫瘍、正常組織、脈管などのことである。

30

【 0 0 4 7 】

第 1 特徴量算出部 4 4 は、第 1 関心領域内の複数の周波数スペクトルをそれぞれ近似することによって各周波数スペクトルの特徴を示す近似周波数特徴量を算出する近似部 4 4 1 と、近似部 4 4 1 が算出した複数の近似周波数特徴量の各々に対して減衰補正を行うことによって周波数特徴量を算出する減衰補正部 4 4 2 と、減衰補正部 4 4 2 が複数の周波数スペクトルに対してそれぞれ算出した複数の周波数特徴量のうち第 2 関心領域内の周波数スペクトルに対応する周波数スペクトルの統計量である第 1 特徴量を算出する統計量算出部 4 4 3 と、を有する。

40

【 0 0 4 8 】

近似部 4 4 1 は、所定周波数帯域における周波数スペクトルの回帰分析を行って周波数スペクトルを一次式 (回帰直線) で近似することにより、この近似した一次式を特徴付ける近似周波数特徴量を算出する。例えば、図 6 に示す周波数スペクトル  $C_1$  の場合、近似部 4 4 1 は、周波数帯域  $F$  で回帰分析を行い周波数スペクトル  $C_1$  を一次式で近似することによって回帰直線  $L_{10}$  を得る。換言すると、近似部 4 4 1 は、回帰直線  $L_{10}$  の傾き  $a_0$ 、切片  $b_0$ 、および周波数帯域  $F$  の中心周波数  $f_M = (f_L + f_H) / 2$  の回帰直線上の値であるミッドバンドフィット (Mid-band fit)  $c_0 = a_0 f_M + b_0$  を近似周波数特徴量とし

50

て算出する。なお、近似部 4 4 1 は、回帰分析によって二次以上の多項式で周波数スペクトルを近似するようにしてもよい。

【 0 0 4 9 】

減衰補正部 4 4 2 が行う補正について説明する。一般に、超音波の減衰量  $A(f, z)$  は、超音波が受信深度 0 と受信深度  $z$  との間を往復する間に生じる減衰であり、往復する前後の強度変化（デシベル表現での差）として定義される。減衰量  $A(f, z)$  は、一様な組織内では周波数に比例することが経験的に知られており、以下の式（1）で表現される。

$$A(f, z) = 2 z f \cdot \cdot \cdot (1)$$

ここで、比例定数は減衰率と呼ばれる量である。また、 $z$  は超音波の受信深度であり、 $f$  は周波数である。減衰率の具体的な値は、観測対象が生体組織である場合、生体組織の部位に応じて定まる。なお、本実施の形態 1 において、入力部 6 が減衰率の値を設定または変更する信号の入力を受け付け可能な構成としてもよい。

【 0 0 5 0 】

減衰補正部 4 4 2 は、近似部 4 4 1 が算出した近似周波数特徴量（傾き  $a_0$ 、切片  $b_0$ 、ミッドバンドフィット  $c_0$ ）に対し、以下に示す式（2）～（4）にしたがって減衰補正を行うことにより、周波数特徴量  $a$ 、 $b$ 、 $c$  を算出する。

$$a = a_0 + 2 z \cdot \cdot \cdot (2)$$

$$b = b_0 \cdot \cdot \cdot (3)$$

$$c = c_0 + 2 z f_M (= a f_M + b) \cdot \cdot \cdot (4)$$

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

【 0 0 5 1 】

図 7 は、減衰補正部 4 4 2 が補正した周波数特徴量  $a$ 、 $b$ 、 $c$  をパラメータとして有する直線を示す図である。直線  $L_1$  の式は、

$$I = a f + b = (a_0 + 2 z) f + b_0 \cdot \cdot \cdot (5)$$

で表される。この式（5）からも明らかのように、直線  $L_1$  は、減衰補正前の直線  $L_{10}$  と比較して、傾きが大きく（ $a > a_0$ ）、かつ切片が同じ（ $b = b_0$ ）である。

【 0 0 5 2 】

3 つの周波数特徴量のうち、傾き  $a$  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  $b$  は、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の数密度（濃度）等と相関を有している。具体的には、切片  $b$  は、散乱体がいほど大きな値を有し、音響インピーダンスの差がいほど大きな値を有し、散乱体の数密度がいほど大きな値を有すると考えられる。ミッドバンドフィット  $c$  は、傾き  $a$  と切片  $b$  から導出される間接的なパラメータであり、有効な周波数帯域内の中心におけるスペクトルの強度を与える。このため、ミッドバンドフィット  $c$  は、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の数密度に加えて、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。

【 0 0 5 3 】

統計量算出部 4 4 3 は、第 2 関心領域内における同一種類の複数の周波数特徴量の統計量として、該同一種類の複数の周波数特徴量の平均を算出する。すなわち、本実施の形態 1 では、該平均が第 1 特徴量である。第 1 特徴量を算出する周波数特徴量として、例えば上述した傾き  $a$ 、切片  $b$ 、およびミッドバンドフィット  $c$  の一種類または複数種類を用いることができる。複数種類の周波数特徴量を用いる場合には、種類ごとに第 1 特徴量を算出すればよい。なお、統計量算出部 4 4 3 が算出する統計量（第 1 特徴量）は、複数の周波数特徴量の分散、標準偏差、中央値、最頻値、最大値、および最小値のいずれかであってもよい。

【 0 0 5 4 】

10

20

30

40

50

第2特徴量算出部45は、第2関心領域の面積を第2特徴量として算出する。なお、第2特徴量として、第2関心領域の円周、直径、および半径のいずれかを適用してもよい。また、第2特徴量として、超音波画像で表示される第2関心領域である円を中心軸が通過する断面とする球の体積を適用してもよい。また、第2関心領域を楕円とする場合、その面積、周囲長、長径、短径、および該楕円を中心軸が通過する断面とする楕円体の体積のいずれかを第2特徴量としてもよい。また、第2関心領域を多角形とする場合、その面積、周囲長、対角線の最大値、および該多角形を中心軸が通過する断面とする多角柱の体積を第2特徴量としてもよい。

【0055】

画像処理部5は、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する超音波画像である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(超音波画像データ生成部)51と、周波数特徴量を視覚情報と関連づけてBモード画像とともに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、第1および第2特徴量に関する情報を特徴量画像データに対応する特徴量画像とともに表示する合成画像データ生成部53と、を有する。

10

【0056】

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。Bモード画像は、色空間としてRGB表色系を採用した場合の変数であるR(赤)、G(緑)、B(青)の値を一致させたグレースケール画像である。

20

【0057】

特徴量画像データ生成部52は、減衰補正部442が算出した周波数特徴量に関連する視覚情報をBモード画像データにおける画像の各画素に対して重畳することによって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は、例えば図5に示す1つの振幅データ群 $F_j$ ( $j=1, 2, \dots, K$ )のデータ量に対応する画素領域に対し、その振幅データ群 $F_j$ から算出される周波数スペクトルの周波数特徴量に対応する視覚情報を割り当てる。特徴量画像データ生成部52は、例えば上述した傾きa、切片b、ミッドバンドフィットcのいずれか一つに視覚情報としての色相を対応付けることによって特徴量画像を生成する。なお、特徴量画像データ生成部52が、傾きa、切片b、ミッドバンドフィットcから選択される2つの周波数特徴量の一方に色相を対応付けるとともに、他方に明暗を対応付け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。周波数特徴量に関連する視覚情報としては、例えば色相、彩度、明度、輝度値、R(赤)、G(緑)、B(青)などの所定の表色系を構成する色空間の変数を挙げることができる。

30

【0058】

記憶部8は、第1特徴量算出部44が算出した第1特徴量および第2特徴量算出部45が算出した第2特徴量に関する情報を記憶する特徴量情報記憶部81を有する。特徴量情報記憶部81が、周波数特徴量に関する情報をさらに記憶してもよい。

【0059】

記憶部8は、他にも、例えば増幅処理に必要な情報(図2に示す増幅率と受信深度との関係)、増幅補正処理に必要な情報(図3に示す増幅率と受信深度との関係)、減衰補正処理に必要な情報(式(1)参照)、周波数解析処理に必要な窓関数(Hamming、Hanning、Blackman等)の情報等を記憶する。

40

【0060】

また、記憶部8は、超音波観測装置1の作動方法を実行するための作動プログラムを含む各種プログラムを記憶する。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。なお、上述した各種プログラムは、通信ネットワークを介してダウンロードすることによって取得することも可能である。

50

ここでいう通信ネットワークは、例えば既存の公衆回線網、LAN (Local Area Network)、WAN (Wide Area Network) などによって実現されるものであり、有線、無線を問わない。

【0061】

以上の構成を有する記憶部8は、各種プログラム等が予めインストールされたROM (Read Only Memory)、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 (Random Access Memory) 等を用いて実現される。

【0062】

制御部9は、演算および制御機能を有するCPU (Central Processing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。制御部9は、記憶部8が記憶、格納する情報を記憶部8から読み出し、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。なお、制御部9と演算部4を、共通のCPU等を用いて構成することも可能である。

10

【0063】

図8は、以上の構成を有する超音波観測装置1が行う処理の概要を示すフローチャートである。超音波観測装置1は、まず超音波探触子2によって新規の観測対象である検体の測定を行う(ステップS1)。具体的には、超音波探触子2の超音波振動子21は、電気的なパルス信号を超音波パルスへ変換し、検体へ順次送信する。超音波パルスは検体によってそれぞれ反射され、超音波エコーが生じる。超音波振動子21は、超音波エコーを電気的なエコー信号に変換する。この際、パルス信号の周波数帯域は、超音波振動子21におけるパルス信号の超音波パルスへの電気音響変換の線形応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。それにより、後述する周波数スペクトルの近似処理において、精度のよい近似を行うことが可能となる。

20

【0064】

超音波探触子2からエコー信号を受信した信号増幅部31は、そのエコー信号の増幅を行う(ステップS2)。ここで、信号増幅部31は、例えば図2に示す増幅率と受信深度との関係に基づいてエコー信号の増幅(STC補正)を行う。この際、信号増幅部31におけるエコー信号の各種処理周波数帯域は、超音波振動子21による超音波エコーのエコー信号への音響電気変換の線形応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。これも、後述する周波数スペクトルの近似処理において精度のよい近似を行うことを可能とするためである。

30

【0065】

続いて、Bモード画像データ生成部51は、信号増幅部31が増幅したエコー信号を用いてBモード画像データを生成する(ステップS3)。その後、制御部9は、生成された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(ステップS4)。

【0066】

この後、関心領域設定部42は、第1関心領域を設定する(ステップS5)。関心領域設定部42は、例えばBモード画像の中央部に所定の形状および大きさの第1関心領域を初期設定し、その第1関心領域を、制御部9の制御のもと表示部7に表示させる。その後、入力部6が第1関心領域の位置および大きさを変更する設定信号の入力を受け付けた場合、関心領域設定部42は、その設定信号に基づいて第1関心領域の位置および大きさを変更する。

40

【0067】

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増幅補正を行う(ステップS6)。ここで、増幅補正部41は、例えば図3に示す増幅率と受信深度との関係に基づいて増幅補正を行う。

【0068】

この後、周波数解析部43は、第1関心領域内の全ての振幅データ群に対し、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S7)。図9は、ステップS7において周波数解析部43が実行する処理の概要を示すフローチャ

50

ートである。以下、図9に示すフローチャートを参照して、周波数解析処理を詳細に説明する。

【0069】

まず、周波数解析部43は、解析対象の音線を識別するカウンタ $k$ を $k_0$ とする(ステップS21)。

【0070】

続いて、周波数解析部43は、FFT演算用を取得する一連のデータ群(振幅データ群)を代表するデータ位置(受信深度に相当) $Z^{(k)}$ の初期値 $Z^{(k)}_0$ を設定する(ステップS22)。例えば、図5では、上述したように、音線 $SR_k$ の1番目のデータ位置を初期値 $Z^{(k)}_0$ として設定した場合を示している。

10

【0071】

その後、周波数解析部43は、データ位置 $Z^{(k)}$ が属する振幅データ群を取得し(ステップS23)、取得した振幅データ群に対し、記憶部8が記憶する窓関数を作用させる(ステップS24)。このように振幅データ群に対して窓関数を作用させることにより、振幅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】

続いて、周波数解析部43は、データ位置 $Z^{(k)}$ の振幅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)。図5を参照した際に説明したように、振幅データ群は、2のべき乗のデータ数を有している必要がある。以下、正常な振幅データ群のデータ数を $2^n$ ( $n$ は正の整数)とする。本実施の形態1では、データ位置 $Z^{(k)}$ が、できるだけ $Z^{(k)}$ が属する振幅データ群の中心になるよう設定される。具体的には、振幅データ群のデータ数は $2^n$ であるので、 $Z^{(k)}$ はその振幅データ群の中心に近い $2^n/2 (= 2^{n-1})$ 番目の位置に設定される。この場合、振幅データ群が正常であるとは、データ位置 $Z^{(k)}$ の前方に $2^{n-1} - 1 (= N$ とする)個のデータがあり、データ位置 $Z^{(k)}$ の後方に $2^{n-1} (= M$ とする)個のデータがあることを意味する。図5に示す場合、振幅データ群 $F_2$ 、 $F_3$ はともに正常である。なお、図5では $n = 4$ ( $N = 7$ ,  $M = 8$ )の場合を例示している。

20

【0073】

ステップS25における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ の振幅データ群が正常である場合(ステップS25: Yes)、周波数解析部43は、後述するステップS27へ移行する。

30

【0074】

ステップS25における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ の振幅データ群が正常でない場合(ステップS25: No)、周波数解析部43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振幅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振幅データ群(例えば図5の振幅データ群 $F_1$ 、 $F_k$ )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、振幅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43は、後述するステップS27へ移行する。

【0075】

ステップS27において、周波数解析部43は、振幅データ群を用いてFFT演算を行うことにより、振幅の周波数分布である周波数スペクトルを得る(ステップS27)。図6に示す周波数スペクトル $C_1$ は、ステップS27の結果として得られる周波数スペクトルの一例である。

40

【0076】

続いて、周波数解析部43は、データ位置 $Z^{(k)}$ をステップ幅 $D$ で変化させる(ステップS28)。ステップ幅 $D$ は、記憶部8が予め記憶しているものとする。図5では、 $D = 15$ の場合を例示している。ステップ幅 $D$ は、Bモード画像データ生成部51がBモード画像データを生成する際に利用するデータステップ幅と一致させることが望ましいが、周波数解析部43における演算量を削減したい場合には、ステップ幅 $D$ としてデータステッ

50

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43は、データ位置 $Z^{(k)}$ が音線 $SR_k$ における最大値 $Z^{(k)}_{max}$ より大きいか否かを判定する(ステップS29)。データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z^{(k)}_{max}$ より大きい場合(ステップS29: Yes)、周波数解析部43はカウンタ $k$ を1増加させる(ステップS30)。これは、処理をとなりの音線へ移すことを意味する。一方、データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z^{(k)}_{max}$ 以下である場合(ステップS29: No)、周波数解析部43はステップS23へ戻る。このようにして、周波数解析部43は、音線 $SR_k$ に対して、 $[(Z^{(k)}_{max} - Z^{(k)}_0 + 1) / D + 1]$ 個の振幅データ群に対する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

【0078】

ステップS30の後、周波数解析部43は、カウンタ $k$ が最大値 $k_{max}$ より大きいか否かを判定する(ステップS31)。カウンタ $k$ が $k_{max}$ より大きい場合(ステップS31: Yes)、周波数解析部43は一連のFFT処理を終了する。一方、カウンタ $k$ が $k_{max}$ 以下である場合(ステップS31: No)、周波数解析部43はステップS22に戻る。

【0079】

このようにして、周波数解析部43は、第1関心領域内の $(k_{max} - k_0 + 1)$ 本の音線の各々について複数回のFFT演算を行う。

【0080】

以上説明したステップS7の周波数解析処理に続いて、近似部441は、周波数解析部43が算出した複数の周波数スペクトルをそれぞれ回帰分析することにより、各周波数スペクトルに対応する近似周波数特徴量を算出し、算出結果を特徴量情報記憶部81へ格納する(ステップS8)。具体的には、近似部441は、各周波数スペクトルを回帰分析することによって一次式で近似し、近似周波数特徴量として傾き $a_0$ 、切片 $b_0$ 、ミッドバンドフィット $c_0$ を算出する。例えば、図7に示す直線 $L_{10}$ は、近似部441が周波数帯域 $F$ の周波数スペクトル $C_1$ に対し回帰分析によって近似した回帰直線である。

20

【0081】

この後、減衰補正部442は、近似部441が各周波数スペクトルに対して近似した近似周波数特徴量に対し、減衰率として減衰補正を行うことにより、周波数特徴量を算出して、特徴量情報記憶部81へ格納する(ステップS9)。図7に示す直線 $L_1$ は、減衰補正部442が減衰補正処理を行うことによって得られる直線の例である。

30

【0082】

ステップS9において、減衰補正部442は、上述した式(2)、(4)における受信深度 $z$ に、超音波信号の音線のデータ配列を用いて得られるデータ位置 $Z = (f_{sp} / 2v_s) Dn$ を代入することによって算出する。ここで、 $f_{sp}$ はデータのサンプリング周波数、 $v_s$ は音速、 $D$ はデータステップ幅、 $n$ は処理対象の振幅データ群のデータ位置までの音線の1番目のデータからのデータステップ数である。例えば、データのサンプリング周波数 $f_{sp}$ を50MHzとし、音速 $v_s$ を1530m/secとし、図5に示すデータ配列を採用してステップ幅 $D$ を15とすると、 $z = 0.2295n$ (mm)となる。

40

【0083】

特徴量画像データ生成部52は、Bモード画像データ生成部51が生成したBモード画像データにおける第1関心領域内の各画素に対して、周波数特徴量に関連づけた視覚情報(例えば色相)を重畳することによって特徴量画像データを生成する(ステップS10)。

【0084】

この後、表示部7は、制御部9の制御のもと、特徴量画像データ生成部52が生成した特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示する(ステップS11)。なお、表示部7が、特徴量画像に対応するBモード画像を特徴量画像と並べて表示するようにしてもよい。

50

## 【0085】

続いて、関心領域設定部42は、第2関心領域を設定する(ステップS12)。関心領域設定部42は、例えば第1関心領域の中央部に所定の径の円形をなす第2関心領域を初期設定し、その第2関心領域を、制御部9の制御のもと表示部7に表示させる。その後、入力部6が第2関心領域の位置および大きさを変更する設定信号の入力を受け付けた場合、関心領域設定部42は、その設定信号に基づいて第2関心領域の位置および大きさを変更する。

## 【0086】

ステップS12の後、統計量算出部443は、記憶部8から第2関心領域内の複数の周波数特徴量を取得し、その平均を第1特徴量として算出して特徴量情報記憶部81へ格納する(ステップS13)。

10

## 【0087】

ステップS13と並行して、第2特徴量算出部45は、第2関心領域の面積を第2関心領域における第2特徴量として算出して特徴量情報記憶部81へ格納する(ステップS14)。

## 【0088】

ステップS13およびS14の後、合成画像データ生成部53は、第2関心領域における第1特徴量、第2関心領域における第2特徴量および特徴量画像データを用いて合成画像データを生成する(ステップS15)。

## 【0089】

続いて、表示部7は、制御部9の制御のもと、合成画像データに対応する合成画像を表示する(ステップS16)。図10は、表示部7が表示する合成画像の表示例を模式的に示す図である。同図に示す合成画像201は、特徴量画像202と、特徴量情報203とを表示する。特徴量画像202は、Bモード画像に対して設定された第1関心領域102の内部において、第1特徴量に関連付けられた視覚情報を重畳して表示している。図10では、第1関心領域102の内部において視覚情報が重畳されていることを斜線で模式的に示している。特徴量情報203は、第1および第2特徴量の値を含む。なお、特徴量情報203として、第2関心領域内の周波数特徴量の最大値、最小値、中央値等の情報を表示してもよい。また、特徴量情報203として表示する内容を設定する信号を入力部6が受け付け可能な構成としてもよい。

20

30

## 【0090】

ステップS16の後、超音波観測装置1は一連の処理を終了する。

## 【0091】

以上説明した本発明の実施の形態1によれば、設定された一つの関心領域(第2関心領域)に対して第1および第2特徴量を算出するため、異なる測定または演算を簡便な操作によって実現することができ、ユーザの負担を軽減させることができる。

## 【0092】

また、本実施の形態1によれば、2つの特徴量を特徴量画像とともに表示するため、ユーザは表示部を見ながら多様な情報に基づいて診断を行うことが可能となる。

## 【0093】

なお、本実施の形態1において、ステップS13における第1特徴量の算出処理と、ステップS14における第2特徴量の算出処理とを並行して実行する代わりに、順次処理するようにしてもよい。その際の処理順序は、どちらのステップが先でも構わない。

40

## 【0094】

図11は、本実施の形態1の変形例に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。本変形例では、第1関心領域に対して第1特徴量および第2特徴量を算出する。図11において、ステップS41~S49の処理は、図8を参照して説明したステップS1~S9の処理に順次対応している。

## 【0095】

ステップS49に続くステップS50~S52は、並行して実行される。

50

ステップ S 5 0 において、特徴量画像データ生成部 5 2 は、特徴量画像データを生成する（ステップ S 5 0）。

ステップ S 5 1 において、統計量算出部 4 4 3 は、第 1 関心領域内の周波数特徴量の平均を第 1 関心領域における第 1 特徴量として算出して特徴量情報記憶部 8 1 へ格納する（ステップ S 5 1）。

ステップ S 5 2 において、第 2 特徴量算出部 4 5 は、第 1 関心領域の面積を第 1 関心領域における第 2 特徴量として算出して特徴量情報記憶部 8 1 へ格納する（ステップ S 5 2）。なお、このステップ S 5 2 は、関心領域設定部 4 2 が第 1 関心領域を設定した後にしてもよい。

【0096】

ステップ S 5 0 ~ S 5 2 の後、合成画像データ生成部 5 3 は、第 1 関心領域における第 1 および第 2 特徴量、ならびに特徴量画像データを用いて合成画像データを生成する（ステップ S 5 3）。その後、表示部 7 は、合成画像データに対応する合成画像を表示する（ステップ S 5 4）。

【0097】

以上説明した本実施の形態 1 の変形例によれば、上述した実施の形態 1 と同様の効果を得ることができる。

【0098】

（実施の形態 2）

図 1 2 は、本発明の実施の形態 2 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 1 は、演算部 1 2 および記憶部 1 3 の構成を除いて、上述した超音波観測装置 1 と同様の構成を有する。このため、超音波観測装置 1 と同じ構成要素には、対応する超音波観測装置 1 の構成要素と同一の符号を付して説明する。

【0099】

演算部 1 2 は、増幅補正部 4 1、関心領域設定部 4 2、周波数解析部 4 3、第 1 特徴量算出部 4 4 および第 2 特徴量算出部 4 5 に加えて、特性判定部 1 2 1 を有する。特性判定部 1 2 1 は、第 1 および第 2 特徴量に基づいて、第 2 関心領域内の観測対象の特性を判定する。本実施の形態 2 では、観測対象を生体組織とし、その観測対象の特性として、第 2 関心領域内の生体組織が呈する疾患の悪性度を適用する。

【0100】

記憶部 1 3 は、特徴量情報記憶部 8 1 に加えて特性判定情報記憶部 1 3 1 を有する。特性判定情報記憶部 1 3 1 は、特性判定部 1 2 1 が第 2 関心領域内の検体の特性を判定する際に参照する特性判定情報を記憶する。

【0101】

図 1 3 は、特性判定情報記憶部 1 3 1 が記憶する特性判定情報の概要を示す図である。同図に示すテーブル T b 1 は、第 1 特徴量 M および第 2 特徴量 S の組合せと疾患の悪性度との関係を与える。具体的には、テーブル T b 1 は、以下の 4 つの関係を与える。

（1 - 1）第 1 特徴量 M が所定の閾値  $M_0$  以上であり（ $M \geq M_0$ ）、第 2 特徴量 S が所定の閾値  $S_0$  以上である（ $S \geq S_0$ ）場合、疾患の悪性度は「高」である。

（1 - 2）第 1 特徴量 M が閾値  $M_0$  以上であり（ $M \geq M_0$ ）、第 2 特徴量 S が閾値  $S_0$  未満である（ $S < S_0$ ）場合、疾患の悪性度は「中」である。

（1 - 3）第 1 特徴量 M が閾値  $M_0$  未満であり（ $M < M_0$ ）、第 2 特徴量 S が閾値  $S_0$  以上である（ $S \geq S_0$ ）場合、疾患の悪性度は「中」である。

（1 - 4）第 1 特徴量 M が閾値  $M_0$  未満であり（ $M < M_0$ ）、第 2 特徴量 S が閾値  $S_0$  未満である（ $S < S_0$ ）場合、疾患の悪性度は「低」である。

【0102】

例えば、疾患がリンパ節腫大である場合、第 1 特徴量 M が大きければ、このリンパ節腫大が、他臓器の腫瘍からの転移性由来の腫大である可能性が高い。また、この場合、第 2 特徴量 S により、疾患の進行度がわかる。したがって、第 1 特徴量 M および第 2 特徴量 S がそれぞれ閾値  $M_0$ 、 $S_0$  以上であれば、疾患の悪性度は「高」であると判定することがで

10

20

30

40

50

きる。

【0103】

図14は、超音波観測装置11が行う処理の概要を示すフローチャートである。図14において、ステップS61～S74の処理は、図8を参照して説明したステップS1～S14の処理に順次対応している。

【0104】

ステップS73、S74の並行処理の後、特性判定部121は、ステップS73で統計量算出部443が算出した第2関心領域における第1特徴量Mと、ステップS74で第2特徴量算出部45が算出した第2関心領域における第2特徴量Sに基づいて特性判定情報記憶部131が記憶するテーブルTb1を参照し、特性判定を行う(ステップS75)。

10

【0105】

続いて、合成画像データ生成部53は、特徴量画像データ、第1特徴量M、第2特徴量S、および特性判定結果である疾患の悪性度を用いて合成画像データを生成する(ステップS76)。

【0106】

その後、表示部7は、合成画像データに対応する合成画像を表示する(ステップS77)。図15は、表示部7が表示する合成画像の表示例を模式的に示す図である。同図に示す合成画像301は、特徴量画像202と、特徴量情報302とを表示する。特徴量情報302は、第1および第2特徴量、ならびに疾患の悪性度を含む。

20

【0107】

以上説明した本発明の実施の形態2によれば、実施の形態1と同様、異なる測定または演算を簡便な操作によって実現することができ、ユーザの負担を軽減させることができる。

【0108】

また、本実施の形態2によれば、2つの特徴量の組合せに応じて観測対象の特性を判定するため、ユーザが診断を行う際の精度を一段と向上させることができる。

【0109】

なお、本実施の形態2において、特性判定情報として、複数種類の周波数特徴量に対して第1特徴量をそれぞれ算出し、複数の第1特徴量と第2特徴量の組合せと疾患の悪性度を対応づけてもよい。

30

【0110】

また、本実施の形態2において、第2特徴量算出部45が、第1関心領域の全域において第2特徴量を算出するようにしてもよい。

【0111】

(実施の形態3)

図16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14は、演算部15の構成を除いて、上述した超音波観測装置11と同様の構成を有する。このため、超音波観測装置11と同じ構成要素には、対応する超音波観測装置11の構成要素と同一の符号を付して説明する。

【0112】

演算部15は、増幅補正部41、関心領域設定部42、周波数解析部43、第1特徴量算出部44、第2特徴量算出部45、特性判定部121に加えて、第3特徴量算出部151を有する。

40

【0113】

第3特徴量算出部151は、特徴量情報記憶部81が記憶する第2特徴量の情報を参照して、同一の観測対象に対して異なる時間に算出され、互いに対応する第2関心領域における第2特徴量の時間変化に関する情報を算出する。本実施の形態3では、第2関心領域の直径を第2特徴量とし、第2関心領域の直径が2倍になるまでの倍加時間(Doubling Time)を第3特徴量とする。第3特徴量算出部151は、最新の第2特徴量と、その一つ前に行った検査に基づいて算出された第2特徴量とを用いて第3特徴量を算出する。なお

50

、第3特徴量算出部151が第3特徴量を算出する際の2つの第2特徴量の基準となる時間間隔を予め設定しておき、最新の第2特徴量に対して、その時間間隔に最も近い第2特徴量を特徴量情報記憶部81から取得して第3特徴量を算出するようにしてもよい。

【0114】

図17は、特徴量情報記憶部81が記憶する第2特徴量の履歴情報の概要を示す図である。同図に示すテーブルTb2は、同一検体の検査日時と、検査で算出された第2特徴量（第2関心領域の直径）とを対応づけている。

【0115】

図18は、特性判定情報記憶部131が記憶する特性判定情報の概要を示す図である。同図に示すテーブルTb3は、第1特徴量Mおよび第3特徴量（倍加時間）Tの組合せと疾患の悪性度の関係を与える。具体的には、テーブルTb3は、以下の4つの関係を与える。

（2-1）第1特徴量Mが所定の閾値 $M_0$ 以上であり（ $M \geq M_0$ ）、第3特徴量Tが所定の閾値 $T_0$ 未満である（ $T < T_0$ ）場合、疾患の悪性度は「高」である。

（2-2）第1特徴量Mが閾値 $M_0$ 以上であり（ $M \geq M_0$ ）、第3特徴量Tが閾値 $T_0$ 以上である（ $T \geq T_0$ ）場合、疾患の悪性度は「中」である。

（2-3）第1特徴量Mが閾値 $M_0$ 未満であり（ $M < M_0$ ）、第3特徴量Tが閾値 $T_0$ 未満である（ $T < T_0$ ）場合、疾患の悪性度は「中」である。

（2-4）第1特徴量Mが閾値 $M_0$ 未満であり（ $M < M_0$ ）、第3特徴量Tが閾値 $T_0$ 以上である（ $T \geq T_0$ ）場合、疾患の悪性度は「低」である。

【0116】

例えば、疾患が粘膜下腫瘍である場合、進展速度が速く倍加時間Tが小さいものほど肉腫などの悪性組織である可能性が高い。加えて、第1特徴量Mの値が大きいほど悪性組織である可能性が高い。したがって、第1特徴量Mが閾値 $M_0$ より大きく、第3特徴量Tが閾値 $T_0$ 未満であれば、疾患の悪性度は「高」であると判定することができる。

【0117】

図19は、超音波観測装置14が行う処理の概要を示すフローチャートである。図19において、ステップS81～S92の処理は、図8を参照して説明したステップS1～S12の処理に順次対応している。本実施の形態3においては、関心領域設定部42が、ステップS85における第1関心領域の設定処理およびステップS92における第2関心領域の設定処理において、同一検体の前回検査時に設定された第1および第2関心領域の位置をそれぞれ初期設定して表示するようにする。これにより、ユーザは、前回検査時に注目した領域を即座に認識することができる。

【0118】

ステップS92に続くステップS93と、S94～S95とは、並行して処理される。

ステップS93において、統計量算出部443は、特徴量情報記憶部81から第2関心領域内の周波数特徴量を取得し、その平均を第2関心領域における第1特徴量として算出して特徴量情報記憶部81へ格納する（ステップS93）。

【0119】

ステップS94において、第2特徴量算出部45は、第2関心領域の直径を第2関心領域における第2特徴量として算出し、検査日時とともに特徴量情報記憶部81へ格納する（ステップS94）。なお、このステップS94は、関心領域設定部42が第1関心領域を設定した後に行ってもよい。

ステップS94に続いて、第3特徴量算出部151は、特徴量情報記憶部81から過去の第2特徴量を取得し、取得した第2特徴量とステップS94で算出した第2特徴量とを用いて、第3特徴量としての倍加時間を算出して特徴量情報記憶部81へ格納する（ステップS95）。

【0120】

ステップS93およびS94～S95の並行処理の後、特性判定部121は、ステップS93で統計量算出部443が算出した第2関心領域における第1特徴量Mと、ステップ

10

20

30

40

50

S 9 5 で第 3 特徴量算出部 1 5 1 が算出した第 3 特徴量 T とに基づいて、特性判定情報記憶部 1 3 1 が記憶するテーブル T b 3 を参照し、特性判定を行う（ステップ S 9 6）。

【 0 1 2 1 】

続いて、合成画像データ生成部 5 3 は、第 1 特徴量 M、第 3 特徴量 T、特性判定結果である疾患の悪性度、および特徴量画像データを用いて合成画像データを生成する（ステップ S 9 7）。

【 0 1 2 2 】

その後、表示部 7 は、合成画像データに対応する合成画像を表示する（ステップ S 9 8）。表示部 7 が表示する合成画像は、図 1 5 に示す合成画像 3 0 1 において、さらに第 3 特徴量を表示したものに相当する。

10

【 0 1 2 3 】

以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、実施の形態 1 と同様、異なる測定または演算を簡便な操作によって実現することができ、ユーザの負担を軽減させることができる。

【 0 1 2 4 】

また、本実施の形態 3 によれば、2 つの特徴量の組合せに応じて観測対象の特性を判定するため、ユーザが診断を行う際の精度を一段と向上させることができる。特に、本実施の形態 3 によれば、時間的な変化の態様を示す特徴量（第 3 特徴量）を用いて判定を行うため、このような時間的な変化が特に重要な指標となるような観測対象の診断を行うのに好適である。

20

【 0 1 2 5 】

なお、本実施の形態 3 において、第 1 ~ 第 3 特徴量の組合せと疾患の悪性度を関連付けたテーブルを用いて特定判定を行うようにしてもよい。

【 0 1 2 6 】

また、本実施の形態 3 においても、第 2 特徴量算出部 4 5 が、第 1 関心領域の全域において第 2 特徴量を算出するようにしてもよい。

【 0 1 2 7 】

本実施の形態 3 において、第 3 特徴量算出部 1 5 1 が第 3 特徴量を算出する際に必要な第 1 特徴量の過去の履歴情報を記憶する外部装置から通信ネットワークを介して取得するようにしてもよい。図 2 0 は、本実施の形態 3 の変形例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 6 は、上述した超音波観測装置 1 4 の構成に加えて、通信ネットワークを介して外部装置と情報の送受信を行う通信部 1 7 を備える。超音波観測装置 1 6 は、最新の超音波エコーに対応する各種情報を、通信部 1 7 を介して外部装置へ送信する一方、第 3 特徴量の算出に必要な過去の検査における第 1 特徴量の情報を外部装置から受信する。

30

【 0 1 2 8 】

本変形例によれば、特徴量情報記憶部 8 1 は、最新の超音波エコーに対応する情報を一時的に記憶しておくだけでよい。したがって、検査データの蓄積による記憶部 1 3 の記憶量の増大を抑制することができる。

【 0 1 2 9 】

また、本実施の形態 3 において、第 3 特徴量は倍加時間に限られるわけではなく、例えば第 1 特徴量の時間変化率を適用することもできる。図 2 1 は、第 3 特徴量として第 1 特徴量の時間変化率を適用する場合に特性判定情報記憶部 1 3 1 が記憶する特性判定情報の概要を示す図である。同図に示すテーブル T b 4 は、第 2 特徴量として第 2 関心領域の面積 S を適用し、第 3 特徴量として第 1 特徴量（第 2 関心領域における周波数特徴量の平均）の時間変化率 M ' を適用した場合の組織の悪性度の関係を与える。具体的には、テーブル T b 4 は、以下の 4 つの関係を与える。

40

( 3 - 1 ) 第 2 特徴量 S が所定の閾値  $S_0$  以上であり ( $S \geq S_0$ )、第 3 特徴量 M ' が所定の閾値  $M'_0$  以上である ( $M' \geq M'_0$ ) 場合、疾患の悪性度は「高」である。

( 3 - 2 ) 第 2 特徴量 S が閾値  $S_0$  以上であり ( $S \geq S_0$ )、第 3 特徴量 M ' が閾値  $M'_0$

50

未満である ( $M' < M'_0$ ) 場合、疾患の悪性度は「中」である。

(3-3) 第2特徴量  $S$  が閾値  $S_0$  未満であり ( $S < S_0$ )、第3特徴量  $M'$  が閾値  $M'_0$  以上である ( $M' \geq M'_0$ ) 場合、疾患の悪性度は「中」である。

(3-4) 第2特徴量  $S$  が閾値  $S_0$  未満であり ( $S < S_0$ )、第3特徴量  $M'$  が閾値  $M'_0$  未満である ( $M' < M'_0$ ) 場合、疾患の悪性度は「低」である。

#### 【0130】

(その他の実施の形態)

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態によってのみ限定されるべきものではない。例えば、特性判定部 121 が判定する観測対象の特性は、疾患の悪性度以外でもよい。

10

#### 【0131】

また、合成画像において、観測対象の特性を文字で表現する代わりに、絵や記号等の情報を用いて表現するようにしてもよいし、観測対象の特性を視覚情報と関連づけてBモード画像に重畳して表示するようにしてもよい。後者の場合には、生成した重畳画像を特徴量画像と並べて表示するようにしてもよいし、特徴量画像との間で選択的に表示するようにしてもよい。

#### 【0132】

また、減衰補正部 442 が周波数スペクトルを減衰補正した後、近似部 441 が減衰補正後の周波数スペクトルに対して回帰分析を行うことによって周波数特徴量を算出するようにしてもよい。

20

#### 【0133】

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】

#### 【0134】

1、11、14、16 超音波観測装置

2 超音波探触子

3 送受信部

4、12、15 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

17 通信部

21 超音波振動子

31 信号増幅部

41 増幅補正部

42 関心領域設定部

43 周波数解析部

44 第1特徴量算出部

45 第2特徴量算出部

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

53 合成画像データ生成部

81 特徴量情報記憶部

101 Bモード画像

102 第1関心領域

103 第2関心領域

121 特性判定部

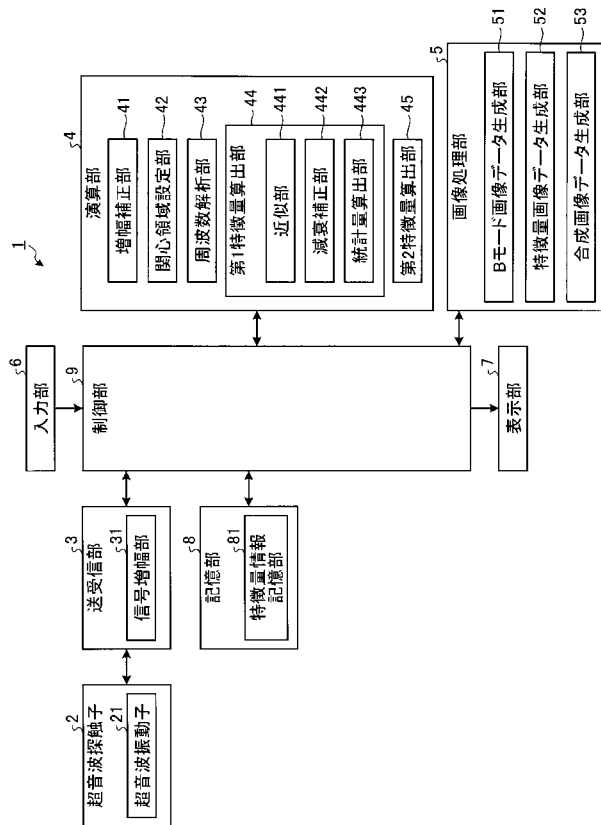
30

40

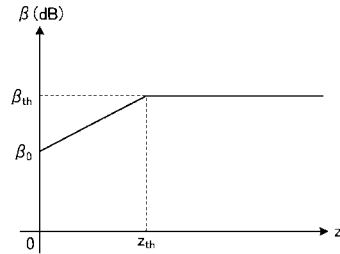
50

- 1 3 1 特性判定情報記憶部
- 1 5 1 第3特徴量算出部
- 2 0 1、3 0 1 合成画像
- 2 0 2 特徴量画像
- 2 0 3 特徴量情報
- 4 4 1 近似部
- 4 4 2 減衰補正部
- 4 4 3 統計量算出部
- C<sub>1</sub> 周波数スペクトル

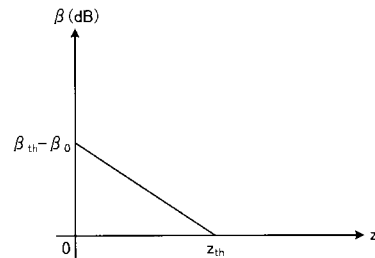
【 図 1 】



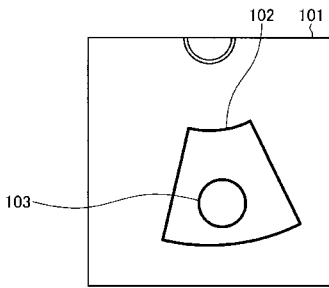
【 図 2 】



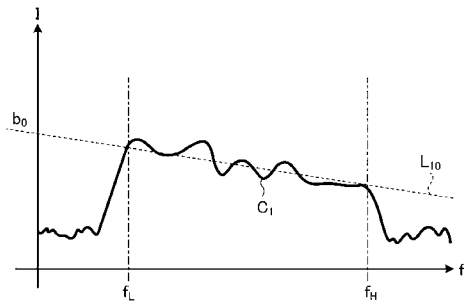
【 図 3 】



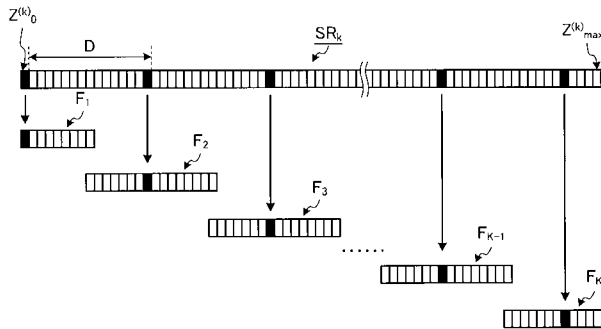
【 図 4 】



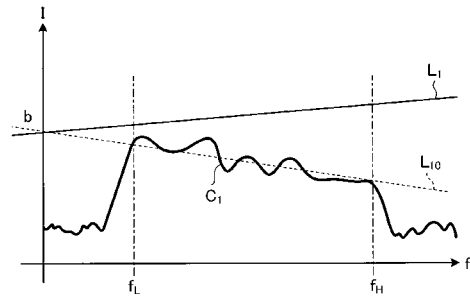
【 図 6 】



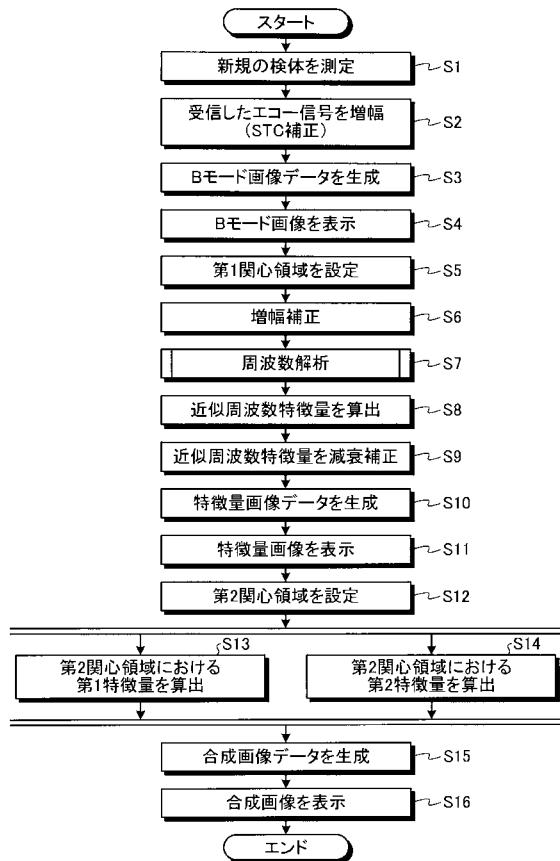
【 図 5 】



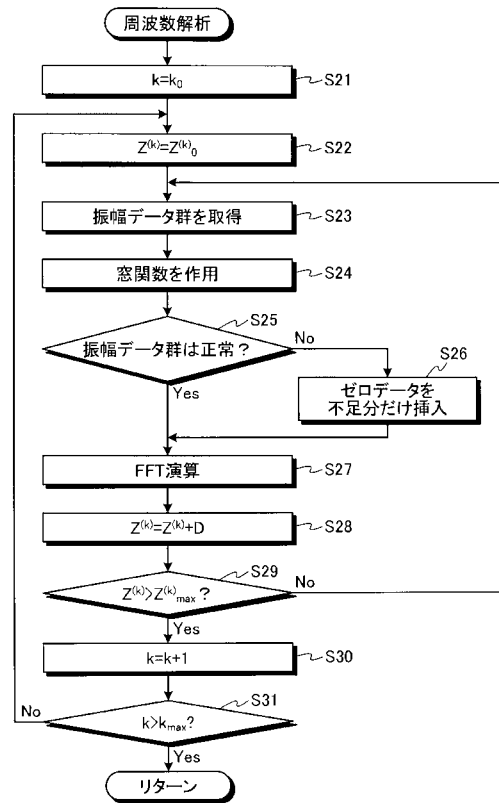
【 図 7 】



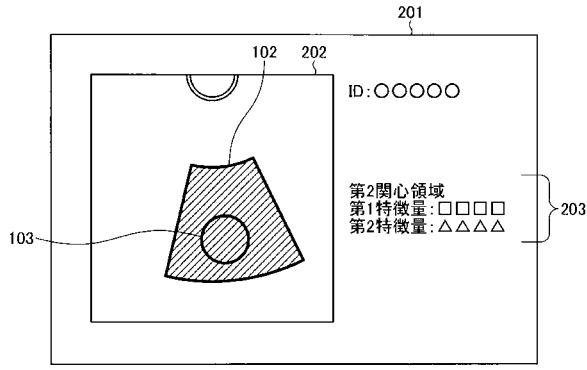
【 図 8 】



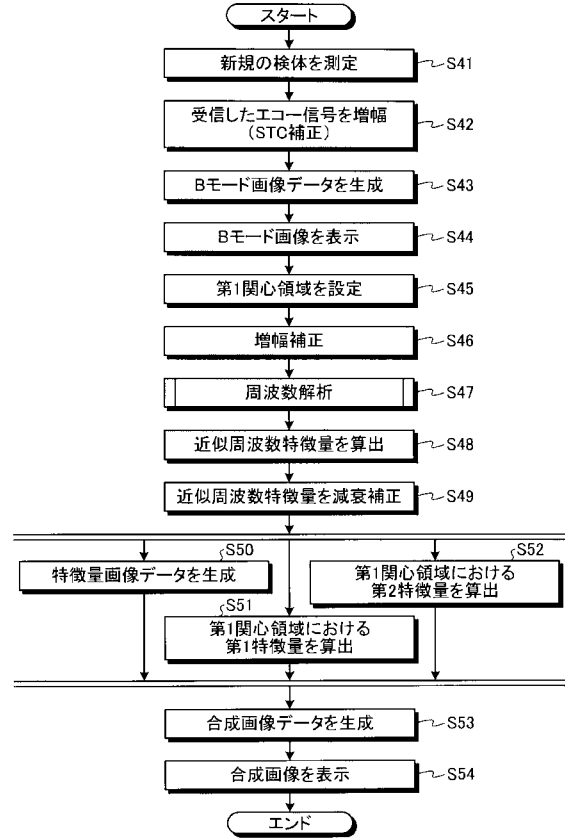
【 図 9 】



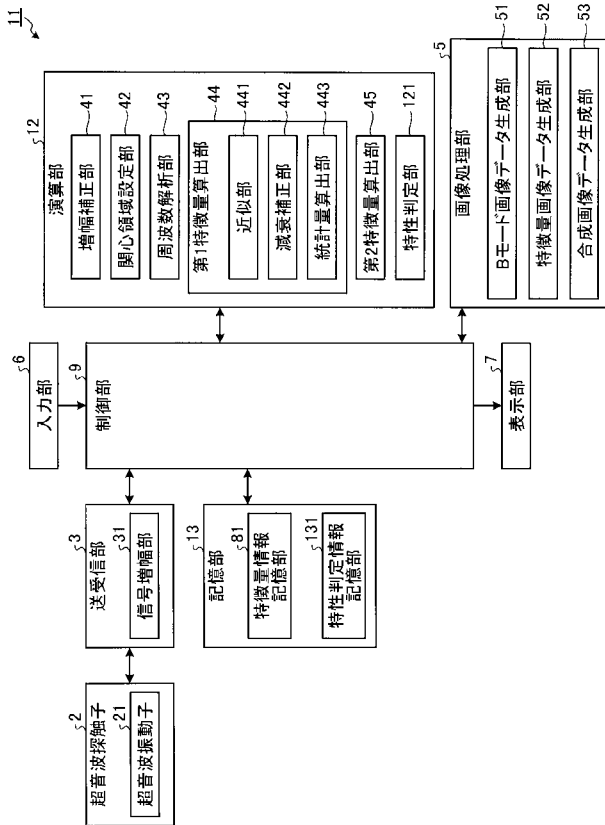
【図10】



【図11】



【図12】

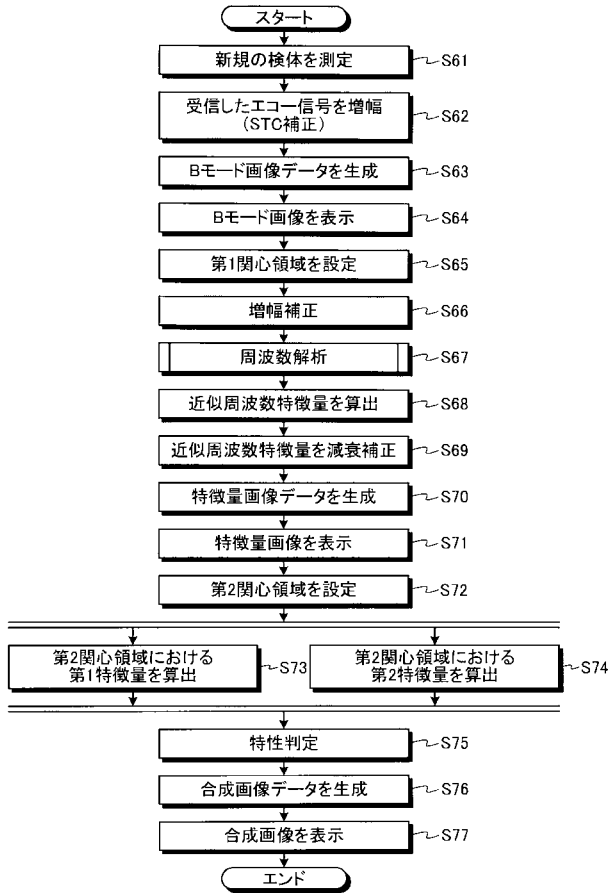


【図13】

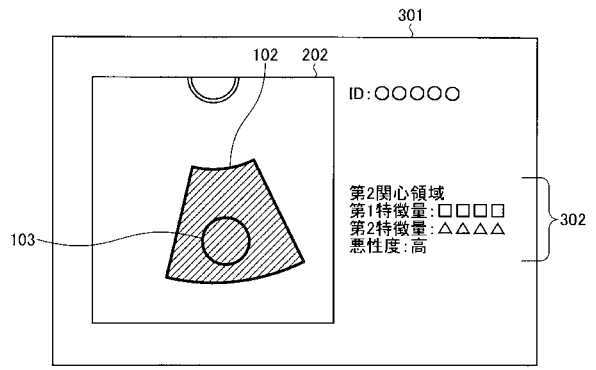
Tb1

第1特徴量M	第2特徴量S	悪性度
$M \geq M_0$	$S \geq S_0$	高
$M \geq M_0$	$S < S_0$	中
$M < M_0$	$S \geq S_0$	中
$M < M_0$	$S < S_0$	低

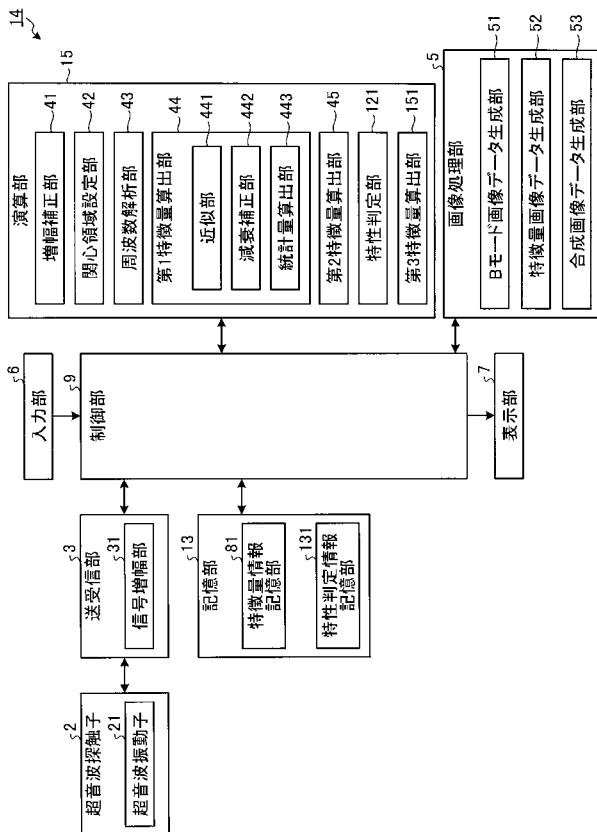
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 図 1 7 】

Tb2

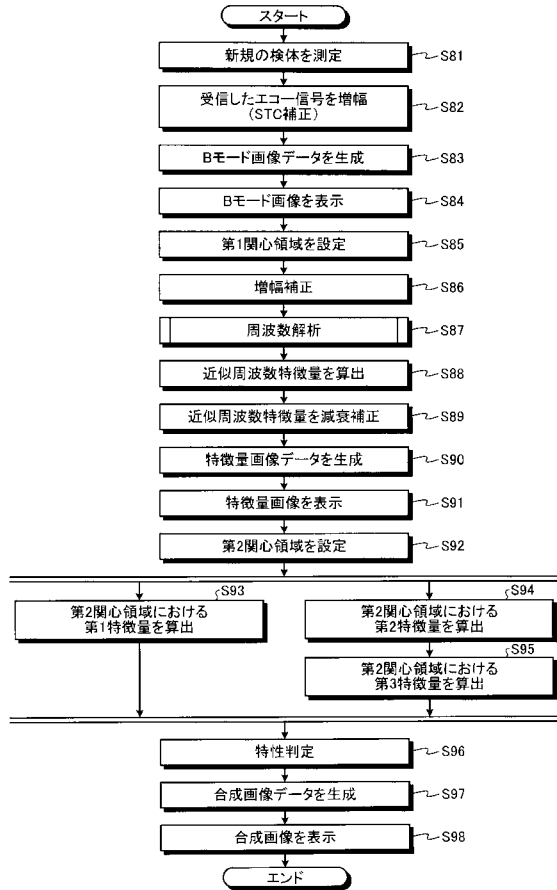
ID: ○○○○○	
検査日時	第2特徴量
2014/3/15	0.5mm
2014/6/10	1.1mm

【 図 1 8 】

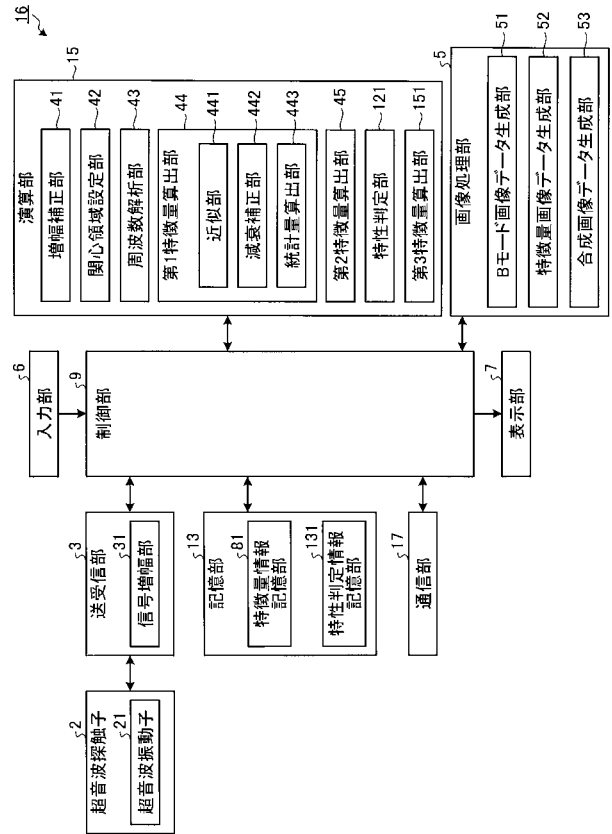
Tb3

第1特徴量M	第3特徴量T	悪性度
$M \geq M_0$	$T < T_0$	高
$M \geq M_0$	$T \geq T_0$	中
$M < M_0$	$T < T_0$	中
$M < M_0$	$T \geq T_0$	低

【図 19】



【図 20】



【図 21】

Tb4

第2特徴量S	第3特徴量M'	悪性度
$S \geq S_0$	$M' \geq M'_0$	高
$S \geq S_0$	$M' < M'_0$	中
$S < S_0$	$M' \geq M'_0$	中
$S < S_0$	$M' < M'_0$	低

## 【手続補正書】

【提出日】平成27年9月7日(2015.9.7)

## 【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】

観測対象に対して送信した超音波が前記観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波画像データ生成部と、

前記超音波画像データに対応する超音波画像内で解析対象とする関心領域を設定する関心領域設定部と、

前記関心領域内の前記エコー信号に基づいて生成される信号の周波数を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、

前記複数の周波数スペクトルの特徴をそれぞれ示す複数の周波数特徴量を算出し、該複数の周波数特徴量の統計量である第1特徴量を算出する第1特徴量算出部と、

前記第1特徴量を算出した関心領域と同一の関心領域の形状に関する特徴を示す第2特徴量を算出する第2特徴量算出部と、

前記周波数特徴量を視覚情報と関連づけて前記エコー信号から生成された超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、

前記第1および第2特徴量に関する情報を前記特徴量画像データに対応する特徴量画像とともに表示する合成画像データを生成する合成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1特徴量と前記第2特徴量との組合せに基づいて前記関心領域における前記観測対象の特性を判定する特性判定部をさらに備え、

前記合成画像データ生成部は、

前記観測対象の特性に関する情報を加えて前記合成画像データを生成することを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

## 【請求項3】

前記第1および第2特徴量ならびに前記観測対象の特性を関連づけた特性判定情報を記憶する特性判定情報記憶部をさらに備え、

前記特性判定部は、

前記特性判定情報に基づいて前記関心領域における前記観測対象の特性を判定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】

同一の前記観測対象に対して異なる時間に算出され、互いに対応する前記関心領域における前記第1および第2特徴量の一方の時間変化に関する情報を第3特徴量として算出する第3特徴量算出部と、

前記第1および第2特徴量の一方と前記第3特徴量との組合せに基づいて前記関心領域における前記観測対象の特性を判定する特性判定部と、

をさらに備え、

前記合成画像データ生成部は、

前記第3特徴量および前記関心領域における前記観測対象の特性に関する情報を加えて前記合成画像データを生成することを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

## 【請求項5】

前記第1および第2特徴量の一方、前記第3特徴量ならびに前記観測対象の特性を関連づけた特性判定情報を記憶する特性判定情報記憶部をさらに備え、

前記特性判定部は、

前記特性判定情報に基づいて前記関心領域における前記観測対象の特性を判定す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3特徴量の算出に必要な前記第1および第2特徴量の一方の履歴情報を記憶する外部装置と通信ネットワークを介して情報の送受信を行う通信部をさらに備え、

前記第3特徴量算出部は、

前記通信部が受信した前記第1および第2特徴量の一方の履歴情報を用いて前記第3特徴量を算出す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】

前記観測対象は生体組織であり、前記観測対象の特性は該観測対象が呈する疾患の程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8】

前記第1特徴量は、前記関心領域内の前記周波数スペクトルに対応する周波数特徴量の平均、分散、標準偏差、中央値、最頻値、最大値および最小値のいずれか一つ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9】

前記第2特徴量は、前記関心領域の面積、周囲長、該領域を中心軸が通過する断面として推定される3次元領域の体積、該領域が円である場合の直径または半径、該領域が楕円である場合の長径または短径、および該領域が多角形である場合の対角線の最大値、のいずれか一つ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10】

前記第1および第2特徴量算出部が前記第1および第2特徴量をそれぞれ算出する処理を並列に実行させる制御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11】

前記第3特徴量の算出に必要な前記第1および第2特徴量の一方の履歴情報および前記前記第1または第2特徴量を算出した際の関心領域の位置情報を記憶する記憶部をさらに備え、

前記関心領域設定部は、前記第3特徴量を算出する際に前記第1または第2特徴量を算出した際の位置に関心領域を初期設定す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12】

前記合成画像データに対応する合成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13】

超音波画像データ生成部が、観測対象に対して送信した超音波が前記観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波画像データ生成ステップと、

関心領域設定部が、前記超音波画像データに対応する超音波画像内で解析対象とする関心領域を設定する関心領域設定ステップと、

周波数解析部が、前記関心領域内の前記エコー信号に基づいて生成される信号の周波数を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、

第1特徴量算出部が、前記複数の周波数スペクトルの特徴をそれぞれ示す複数の周波数特徴量を算出する周波数特徴量算出ステップと、

特徴量画像データ生成部が、前記周波数特徴量を視覚情報と関連づけて前記エコー信号から生成された超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、

前記第1特徴量算出部が、前記関心領域内の前記周波数スペクトルに対応する前記周波数特徴量の統計量である第1特徴量を算出する第1特徴量算出ステップと、

第2特徴量算出部が、前記第1特徴量を算出した関心領域と同一の関心領域の形状の特徴を示す第2特徴量を算出する第2特徴量算出ステップと、

合成画像データ生成部が、前記第1および第2特徴量に関する情報を前記特徴量画像データに対応する特徴量画像とともに表示する合成画像データを生成する合成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14】

超音波画像データ生成部が、観測対象に対して送信した超音波が前記観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波画像データ生成ステップと、

関心領域設定部が、前記超音波画像データに対応する超音波画像内で解析対象とする関心領域を設定する関心領域設定ステップと、

周波数解析部が、前記関心領域内の前記エコー信号に基づいて生成される信号の周波数を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、

第1特徴量算出部が、前記複数の周波数スペクトルの特徴をそれぞれ示す複数の周波数特徴量を算出する周波数特徴量算出ステップと、

特徴量画像データ生成部が、前記周波数特徴量を視覚情報と関連づけて前記エコー信号から生成された超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、

前記第1特徴量算出部が、前記関心領域内の前記周波数スペクトルに対応する前記周波数特徴量の統計量である第1特徴量を算出する第1特徴量算出ステップと、

第2特徴量算出部が、前記第1特徴量を算出した関心領域と同一の関心領域の形状の特徴を示す第2特徴量を算出する第2特徴量算出ステップと、

合成画像データ生成部が、前記第1および第2特徴量に関する情報を前記特徴量画像データに対応する特徴量画像とともに表示する合成画像データを生成する合成画像データ生成ステップと、

を超音波観測装置に実行させることを特徴とする超音波観測装置の作動プログラム。

## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/062616
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B8/14(2006.01)i, A61B8/08(2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00-8/15  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 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2012/063976 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 May 2012 (18.05.2012), entire text; all drawings & JP 5054254 B2 & US 2012/0310087 A1 & EP 2548512 A1 & CN 102802536 A	1-14
Y	JP 2005-349003 A (Toshiba Corp.), 22 December 2005 (22.12.2005), paragraphs [0003], [0045], [0047], [0060] to [0063]; fig. 2, 4(c) (Family: none)	1-14
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 21 July 2015 (21.07.15)		Date of mailing of the international search report 28 July 2015 (28.07.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer  Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/062616

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 10-258050 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 29 September 1998 (29.09.1998), paragraphs [0002] to [0006], [0047] to [0068], [0071], [0083] to [0090], [0109] to [0116]; fig. 6 (Family: none)	1-14
Y	JP 2008-142151 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 26 June 2008 (26.06.2008), paragraphs [0003] to [0004], [0017] to [0018], [0086] to [0110] (Family: none)	6
A	JP 2007-97671 A (Toshiba Corp.), 19 April 2007 (19.04.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-14

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 6 2 6 1 6									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/14(2006.01)i, A61B8/08(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00-8/15											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2015年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2015年	日本国実用新案登録公報	1996-2015年	日本国登録実用新案公報	1994-2015年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2015年										
日本国実用新案登録公報	1996-2015年										
日本国登録実用新案公報	1994-2015年										
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
Y	WO 2012/063976 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.05.18, 全文、全図 & JP 5054254 B2 & US 2012/0310087 A1 & EP 2548512 A1 & CN 102802536 A	1-14									
Y	JP 2005-349003 A (株式会社東芝) 2005.12.22, 段落3、45、4 7、60-63、図2、図4(c) (ファミリーなし)	1-14									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「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		「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									
「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		「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									
「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)		「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									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 21.07.2015		国際調査報告の発送日 28.07.2015									
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) 樋熊 政一	2Q 4460								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2015/062616

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
Y	JP 10-258050 A (オリンパス光学工業株式会社) 1998.09.29, 段落 2-6、47-68、71、83-90、109-116、図6 (フ ァミリーなし)	1-14
Y	JP 2008-142151 A (松下電器産業株式会社) 2008.06.26, 段落3- 4、17-18、86-110 (ファミリーなし)	6
A	JP 2007-97671 A (株式会社東芝) 2007.04.19, 全文、全図 (ファミ リーなし)	1-14

## フロントページの続き

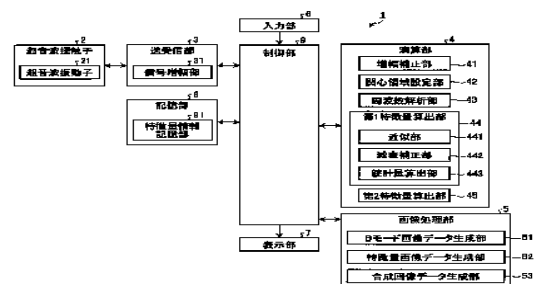
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波观察装置，超声波观测装置的操作方法，超声波观察装置的操作程序		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2015198713A1</a>	公开(公告)日	2017-04-20
申请号	JP2015544243	申请日	2015-04-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	服部浩		
发明人	服部 浩		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/DD18 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/JC13 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL38		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2014133326 2014-06-27 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声波观察装置，设定超声波图像中的第一关注区域和形成第一关注区域的至少一部分的第二关注区域的关注区域设定单元，以及第一关注区域中的多个频谱。频率分析单元，用于计算和计算分别指示多个频谱的特征的多个频率特征量，其中计算第一特征量，该第一特征量是与第二关注区域中的频谱相对应的频率特征量的统计量。用于计算的第一特征量计算单元，用于计算指示第二关注区域的形状特征的第二特征量的第二特征量计算单元，以及与视觉信息相关联的从回波信号生成的频率特征量特征量图像数据生成单元，用于生成要与超声波图像一起显示的特征量图像数据，以及合成图像数据生成，用于生成用于与特征量图像一起显示关于第一和第二特征量的信息的合成图像数据 而且，配备了。



- 2    Ultrasound probe
- 3    Transceiver unit
- 4    Computation unit
- 5    Image processing unit
- 6    Input unit
- 7    Display unit
- 8    Storage unit
- 9    Control unit
- 21   Ultrasound oscillator
- 31   Signal amplification unit
- 41   Amplification correction unit
- 42   Region of interest setting unit
- 43   Frequency analysis unit
- 44   First feature value computation unit
- 45   Second feature value computation unit
- 44   First feature value computation unit
- 45   Second feature value computation unit
- 46   Second feature value computation unit
- 51   B-mode image data generating unit
- 52   Feature value image data generating unit
- 53   Composite image data generating unit
- 81   Feature value information storage unit
- 441   Approximation unit
- 442   Attenuation correction unit
- 443   Statistic computation unit