

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/103847

発行日 平成29年4月27日(2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年6月30日(2016. 6. 30)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 32 頁)

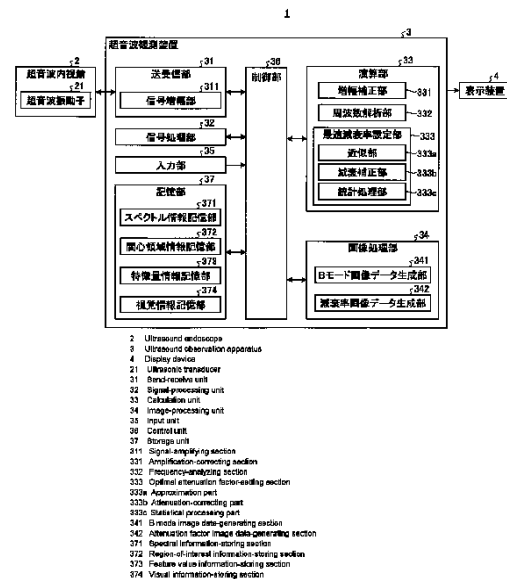
出願番号	特願2016-507318 (P2016-507318)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/078534		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年10月7日(2015. 10. 7)		東京都八王子市石川町2951番地
(11) 特許番号	特許第5948527号 (P5948527)	(74) 代理人	110002147
(45) 特許公報発行日	平成28年7月6日(2016. 7. 6)		特許業務法人酒井国際特許事務所
(31) 優先権主張番号	特願2014-259471 (P2014-259471)	(72) 発明者	市川 純一
(32) 優先日	平成26年12月22日(2014. 12. 22)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		リンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 DD21 EE04 EE09 JB11 JB51 JC37

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】

本発明にかかる超音波観測装置は、超音波信号の周波数を解析することによって超音波信号の受信深度および受信方向に応じた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量をそれぞれ算出し、超音波が観測対象を伝播する際の減衰特性として互いに異なる減衰特性を与える複数の減衰率候補値の各々を用いて各周波数スペクトルの特徴量に対し超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を施すことによって減衰率候補値ごとの各周波数スペクトルの補正特徴量を算出し、この算出結果をもとに複数の減衰率候補値の中から観測対象に最適な減衰率を設定する最適減衰率設定部と、最適な減衰率に関する情報を表示する減衰率画像データを生成する減衰率画像データ生成部と、を備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置であって、

前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信深度および受信方向に応じた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量をそれぞれ算出し、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性として互いに異なる減衰特性を与える複数の減衰率候補値の各々を用いて各周波数スペクトルの特徴量に対し前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を施すことによって前記減衰率候補値ごとの前記各周波数スペクトルの補正特徴量を算出し、この算出結果をもとに前記複数の減衰率候補値の中から前記観測対象に最適な減衰率を設定する最適減衰率設定部と、

前記最適な減衰率に関する情報を表示する減衰率画像データを生成する減衰率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】

前記最適減衰率設定部は、

各々が観測対象領域の一部をなす複数の関心領域を設定し、各関心領域に含まれる受信深度および受信方向に応じて算出された前記周波数スペクトルに基づいて各関心領域における前記最適な減衰率を算出し、

前記減衰率画像データ生成部は、

前記各関心領域における前記最適な減衰率に応じた視覚情報を前記各関心領域へ付与することによって前記減衰率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】

前記複数の関心領域は、互いに交わりを持たず、

前記減衰率画像データ生成部は、

前記各関心領域に 1 つの視覚情報を付与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】

前記各関心領域は、少なくとも最近接する他の関心領域と交わりを持ち、

前記減衰率画像データ生成部は、

前記各関心領域内の所定位置の画素に対して視覚情報を付与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 5】

前記最適減衰率設定部は、

前記関心領域内で算出した前記補正特徴量の値が所定の範囲に含まれる点の集合を除外領域として抽出する除外領域抽出部をさらに有し、

前記除外領域抽出部が抽出した除外領域の各点における前記補正特徴量として、同一の前記関心領域の非除外領域における前記補正特徴量の統計値を付与することによって前記最適な減衰率を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 6】

前記最適減衰率設定部は、

前記関心領域内で算出した前記補正特徴量の値が所定の範囲に含まれる点の集合を除外領域として抽出する除外領域抽出部をさらに有し、

前記除外領域抽出部が抽出した除外領域を含まない前記関心領域に対してのみ前記視覚情報を付与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】

前記最適減衰率設定部は、

前記各周波数スペクトルを n 次式(n は正の整数)で近似する処理を行うことによって前記特徴量を算出する近似部と、

前記特徴量に前記減衰補正を施すことによって前記補正特徴量を算出する減衰補正部と、

前記減衰率候補値ごとに前記補正特徴量の統計的なばらつきを算出し、該統計的なばらつきが最小である減衰率候補値を前記最適な減衰率として抽出する統計処理部と、

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8】

前記近似部は、

前記周波数スペクトルにおける所定の周波数帯域を一次式で近似し、前記一次式の切片および傾き、ならびに前記周波数帯域の中間周波数における前記一次式の値であるミッドバンドフィットのうち、前記傾きおよび前記ミッドバンドフィットのいずれか一方を含む一つまたは複数を前記特徴量として算出し、

前記減衰補正部および前記統計処理部は、

前記傾きおよび前記ミッドバンドフィットのいずれか一方に基づいて前記最適な減衰率を抽出することを特徴とする請求項7に記載の超音波観測装置。

【請求項9】

前記統計処理部は、

前記統計的なばらつきを前記減衰率候補値の関数として算出し、

前記関数において前記統計的なばらつきが最小である減衰率候補値を前記最適な減衰率として抽出することを特徴とする請求項7に記載の超音波観測装置。

【請求項10】

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置の作動方法であって、

周波数解析部が前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波振動子の走査位置に応じた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、

最適減衰率設定部が、前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出し、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性として互いに異なる減衰特性を与える複数の減衰率候補値の各々を用いて各周波数スペクトルの特徴量に対し前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を施すことによって前記減衰率候補値ごとの前記各周波数スペクトルの補正特徴量を算出し、この算出結果をもとに前記複数の減衰率候補値の中から前記観測対象に最適な減衰率を設定する最適減衰率設定ステップと、

減衰率画像データ生成部が前記最適な減衰率に関する情報を表示する減衰率画像データを生成する減衰率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11】

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置に、

周波数解析部が前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波振動子の走査位置に応じた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、

最適減衰率設定部が、前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出し、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性として互いに異なる減衰特性を与える複数の減衰率候補値の各々を用いて各周波数スペクトルの特徴量に対し前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を施すことによって前記減衰率候補値ごとの前記各周波数スペクトルの補正特徴量を算出し、この算出結果をもとに前記複数の減衰率候補値の中から前記観測対象に最適な減衰率を設定する最適減衰率設定ステップと、

減衰率画像データ生成部が前記最適な減衰率に関する情報を表示する減衰率画像データを生成する減衰率画像データ生成ステップと、

10

20

30

40

50

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】

従来、超音波を用いて観測対象の組織を観察する超音波観測装置に関して、超音波の減衰特性を利用して観測対象の組織の性状を精度よく推定するための様々な試みがなされている。例えば、互いに離間した周波数を有する複数の超音波信号の受信信号の各々に対して生体の深さ方向の微小区間における強度変化率（減衰特性）を算出し、算出した複数の強度変化率を比較することによって断層像上の各点における組織の性状に応じた色相情報を付与し、この色相情報を断層像データに重畳して表示する技術が知られている（例えば、特許文献1を参照）。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2010-51553号公報

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上述した特許文献1に記載の技術では、組織の状態が同じであれば減衰特性も同じであることが前提とされているため、均一な構造を有する組織にしか適用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、観測対象の組織が不均一な構造を有する場合であっても観測対象に適合した超音波の減衰特性に基づいて組織の性状を精度よく推定することを可能にする超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムを提供することを目的とする。

30

【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、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置であって、前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信深度および受信方向に応じた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量をそれぞれ算出し、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性として互いに異なる減衰特性を与える複数の減衰率候補値の各々を用いて各周波数スペクトルの特徴量に対し前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を施すことによって前記減衰率候補値ごとの前記各周波数スペクトルの補正特徴量を算出し、この算出結果をもとに前記複数の減衰率候補値の中から前記観測対象に最適な減衰率を設定する最適減衰率設定部と、前記最適な減衰率に関する情報を表示する減衰率画像データを生成する減衰率画像データ生成部と、を備えたことを特徴とする。

40

【0007】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記最適減衰率設定部は、各々が観測対象領域の一部をなす複数の関心領域を設定し、各関心領域に含まれる受信深度および受信方向に応じて算出された前記周波数スペクトルに基づいて各関心領域における前記最適な減衰率を算出し、前記減衰率画像データ生成部は、前記各関心領域における前記最適な減衰率に応じた視覚情報を前記各関心領域へ付与することによって前記減衰率画像デ

50

ータを生成することを特徴とする。

【0008】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記複数の関心領域は、互いに交わりを持たず、前記減衰率画像データ生成部は、前記各関心領域に1つの視覚情報を付与することを特徴とする。

【0009】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記各関心領域は、少なくとも最近接する他の関心領域と交わりを持ち、前記減衰率画像データ生成部は、前記各関心領域内の所定位置の画素に対して視覚情報を付与することを特徴とする。

【0010】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記最適減衰率設定部は、前記関心領域内で算出した前記補正特徴量の値が所定の範囲に含まれる点の集合を除外領域として抽出する除外領域抽出部をさらに有し、前記除外領域抽出部が抽出した除外領域の各点における前記補正特徴量として、同一の前記関心領域の非除外領域における前記補正特徴量の統計値を付与することによって前記最適な減衰率を算出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、前記最適減衰率設定部は、前記関心領域内で算出した前記補正特徴量の値が所定の範囲に含まれる点の集合を除外領域として抽出する除外領域抽出部をさらに有し、前記除外領域抽出部が抽出した除外領域を含まない前記関心領域に対してのみ前記視覚情報を付与することを特徴とする。

【0012】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記最適減衰率設定部は、前記各周波数スペクトルを n 次式(n は正の整数)で近似する処理を行うことによって前記特徴量を算出する近似部と、前記特徴量に前記減衰補正を施すことによって前記補正特徴量を算出する減衰補正部と、前記減衰率候補値ごとに前記補正特徴量の統計的なばらつきを算出し、該統計的なばらつきが最小である減衰率候補値を前記最適な減衰率として抽出する統計処理部と、を有することを特徴とする。

【0013】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記近似部は、前記周波数スペクトルにおける所定の周波数帯域を一次式で近似し、前記一次式の切片および傾き、ならびに前記周波数帯域の中間周波数における前記一次式の値であるミッドバンドフィットのうち、前記傾きおよび前記ミッドバンドフィットのいずれか一方を含む一つまたは複数を前記特徴量として算出し、前記減衰補正部および前記統計処理部は、前記傾きおよび前記ミッドバンドフィットのいずれか一方に基づいて前記最適な減衰率を抽出することを特徴とする。

【0014】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記統計処理部は、前記統計的なばらつきを前記減衰率候補値の関数として算出し、前記関数において前記統計的なばらつきが最小である減衰率候補値を前記最適な減衰率として抽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の作動方法は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置の作動方法であって、周波数解析部が前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波振動子の走査位置に応じた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、最適減衰率設定部が、前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出し、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性として互いに異なる減衰特性を与える複数の減衰率候補値の各々を用いて各周波数スペクトルの特徴量に対し前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を施すことによって前記減衰率候補値ごとの前記各周波数スペクトルの補正特徴量を算出し、この算出結果をもとに前記複数の減衰率候補値の中から前記観測対象に最適な減衰率を設定する最適

10

20

30

40

50

減衰率設定ステップと、減衰率画像データ生成部が前記最適な減衰率に関する情報を表示する減衰率画像データを生成する減衰率画像データ生成ステップと、を有することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置に、周波数解析部が前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波振動子の走査位置に応じた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、最適減衰率設定部が、前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出し、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性として互いに異なる減衰特性を与える複数の減衰率候補値の各々を用いて各周波数スペクトルの特徴量に対し前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を施すことによって前記減衰率候補値ごとの前記各周波数スペクトルの補正特徴量を算出し、この算出結果をもとに前記複数の減衰率候補値の中から前記観測対象に最適な減衰率を設定する最適減衰率設定ステップと、減衰率画像データ生成部が前記最適な減衰率に関する情報を表示する減衰率画像データを生成する減衰率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。

10

【 発 明 の 効 果 】

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、観測対象に対して最適な減衰率を設定し、その最適な減衰率に関する情報を表示する減衰率画像データを生成することで、観測対象に応じて設定された減衰率に関する情報を含む画像データを提供することができる。したがって、観測対象の組織が不均一な構造を有する場合であっても観測対象に適合した超音波の減衰特性に基づいて組織の性状を精度よく推定することが可能となる。

20

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

【 0 0 1 8 】

【 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を備えた超音波診断システムの機能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。

30

【 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、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。

【 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 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減衰補正部が補正した補正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 7 】 図 7 は、同じ関心領域に対して 2 つの異なる減衰率候補値に基づいてそれぞれ減衰補正された補正特徴量の分布例を模式的に示す図である。

【 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実行する処理の概要を示すフローチャートである。

40

【 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 1 0 】 図 1 0 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置が実行する関心領域ごとの最適な減衰率設定処理の概要を示す図である。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の最適減衰率設定部が行う処理の概要を示す図である。

【 図 1 2 】 図 1 2 は、本発明の実施の形態 1 において表示装置が表示する減衰率画像の表示例を模式的に示す図である。

【 図 1 3 】 図 1 3 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 に係る超音波観測装置の最適減衰

50

率設定部が行う処理の概要を示す図である。

【図１４】図１４は、本発明の実施の形態１の変形例２に係る超音波観測装置が行う関心領域ごとの最適減衰率の設定方法の概要を模式的に示す図である。

【図１５】図１５は、本発明の実施の形態２に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの機能構成を示すブロック図である。

【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が実行する関心領域ごとの最適な減衰率設定処理の概要を示すフローチャートである。

【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除外領域抽出部が抽出した除外領域を模式的に示す図である。

【図１８】図１８は、本発明の実施の形態２の変形例に係る超音波観測装置が実行する関心領域ごとの最適な減衰率設定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の変形例において表示装置が表示する減衰率画像の表示例を模式的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００１９】

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。

【００２０】

（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を備えた超音波診断システムの機能構成を示すブロック図である。同図に示す超音波診断システム１は、観測対象である被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波内視鏡２と、超音波内視鏡２が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置３と、超音波観測装置３が生成した超音波画像を表示する表示装置４と、を備える。

【００２１】

超音波内視鏡２は、その先端部に、超音波観測装置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）に変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電氣的なエコー信号に変換して出力する超音波振動子２１を有する。超音波振動子２１は、コンベックス振動子、リニア振動子およびラジアル振動子のいずれでも構わない。超音波内視鏡２は、超音波振動子２１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２１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。

【００２２】

超音波内視鏡２は、通常は撮像光学系および撮像素子を有しており、被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）または呼吸器（気管、気管支）へ挿入され、消化管、呼吸器やその周囲臓器（膵臓、胆嚢、胆管、胆道、リンパ節、縦隔臓器、血管等）を撮像することが可能である。また、超音波内視鏡２は、撮像時に被検体へ照射する照明光を導くライトガイドを有する。このライトガイドは、先端部が超音波内視鏡２の被検体への挿入部の先端まで達している一方、基端部が照明光を発生する光源装置に接続されている。

【００２３】

超音波観測装置３は、超音波内視鏡２と電氣的に接続され、所定の波形および送信タイミングに基づいて高電圧パルスからなる送信信号（パルス信号）を超音波振動子２１へ送信するとともに、超音波振動子２１から電氣的な受信信号であるエコー信号を受信してデジタルの高周波（ＲＦ：Radio Frequency）信号のデータ（以下、ＲＦデータという）を生成、出力する送受信部３１と、送受信部３１から受信したＲＦデータをもとにデジタルのＢモード用受信データを生成する信号処理部３２と、送受信部３１から受信したＲＦデータに対して所定の演算を施す演算部３３と、各種画像データを生成する画像処理部３４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３５と、超音波診断システム１全体を制御する制御部３

10

20

30

40

50

6 と、超音波観測装置 3 の動作に必要な各種情報を記憶する記憶部 3 7 と、を備える。

【0024】

送受信部 3 1 は、エコー信号を増幅する信号増幅部 3 1 1 を有する。信号増幅部 3 1 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 1 が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図 2 に示す受信深度 z は、超音波の受信開始時点からの経過時間に基づいて算出される量である。図 2 に示すように、増幅率 β (dB) は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って β_0 から β_{th} ($> \beta_0$) へ線型に増加する。また、増幅率 β (dB) は、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上である場合、一定値 β_{th} をとる。閾値 z_{th} の値は、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 β は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って単調増加すればよい。なお、図 2 に示す関係は、予め記憶部 3 7 に記憶されている。

10

【0025】

送受信部 3 1 は、信号増幅部 3 1 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RFデータを生成し、信号処理部 3 2 および演算部 3 3 へ出力する。なお、超音波内視鏡 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構成を有する場合、送受信部 3 1 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。

【0026】

20

送受信部 3 1 が送信するパルス信号の周波数帯域は、超音波振動子 2 1 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型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。また、信号増幅部 3 1 1 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 2 1 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型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。これらにより、後述する周波数スペクトルの近似処理を実行する際、精度のよい近似を行うことが可能となる。

【0027】

送受信部 3 1 は、制御部 3 6 が出力する各種制御信号を超音波内視鏡 2 に対して送信するとともに、超音波内視鏡 2 から識別用のIDを含む各種情報を受信して制御部 3 6 へ送信する機能も有する。

30

【0028】

信号処理部 3 2 は、RFデータに対してバンドパスフィルタ、包絡線検波、対数変換など公知の処理を施し、デジタルのBモード用受信データを生成する。対数変換では、RFデータを基準電圧 V_0 で除した量の常用対数をとってデシベル値で表現する。信号処理部 3 2 は、生成したBモード用受信データを、画像処理部 3 4 へ出力する。信号処理部 3 2 は、CPU (Central Processing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。

【0029】

演算部 3 3 は、送受信部 3 1 が出力したRFデータ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 3 3 1 と、増幅補正を行ったRFデータに高速フーリエ変換 (FFT: Fast Fourier Transform) を施して周波数解析を行うことにより超音波信号の受信深度および受信方向に応じた複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部 3 3 2 と、複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出し、超音波が観測対象を伝播する際の互いに異なる減衰特性を与える複数の減衰率候補値の各々を用いて各周波数スペクトルの特徴量 (以下、補正前特徴量という) に対し超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を施すことによって減衰率候補値ごとの各周波数スペクトルの補正特徴量を算出し、この算出結果をもとに複数の減衰率候補値の中から観測対象に最適な減衰率を設定する最適減衰率設定部 3 3 3 と、を有する。演算部 3 3 は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

40

【0030】

図 3 は、増幅補正部 3 3 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

50

す図である。図 3 に示すように、増幅補正部 331 が行う増幅処理における増幅率 β (d B) は、受信深度 z がゼロのとき最大値 $\beta_{th} - \beta_0$ 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。なお、図 3 に示す関係は、予め記憶部 37 に記憶されている。増幅補正部 331 が図 3 に示す関係に基づいてデジタル RF 信号を増幅補正することにより、信号増幅部 311 における STC 補正の影響を相殺し、一定の増幅率 β_{th} の信号を出力することができる。なお、増幅補正部 331 が行う受信深度 z と増幅率 β の関係は、信号増幅部 311 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。

【0031】

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。

【0032】

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。

【0033】

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。

【0034】

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 331 によって増幅率の補正を行う。

【0035】

周波数解析部 332 は、増幅補正部 331 が増幅補正した各音線の RF データ（ラインデータ）を所定の時間間隔でサンプリングし、サンプルデータを生成する。周波数解析部 332 は、サンプルデータ群に FFT 処理を施すことにより、RF データ上の複数の箇所（データ位置）における周波数スペクトルを算出する。

【0036】

図 4 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 SR_k において、白または黒の長方形は、1 つのサンプル点におけるデータを意味している。また、音線 SR_k において、右側に位置するデータほど、超音波振動子 21 から音線 SR_k に沿って計った場合の深い箇所からのサンプルデータである（図 4 の矢印を参照）。音線 SR_k は、送受信部 31 が行う A/D 変換におけるサンプリング周波数（例えば 50 MHz）に対応した時間間隔で離散化されている。図 4 では、番号 k の音線 SR_k の 8 番目のデータ位置を受信深度 z の方向の初期値 $Z^{(k)}_0$ として設定した場合を示しているが、初期値の位置は任意に設定することができる。周波数解析部 332 による算出結果は複素数で得られ、記憶部 37 に格納される。

【0037】

図 4 に示すデータ群 F_j ($j = 1, 2, \dots, K$) は、FFT 処理の対象となるサン

ブルデータ群である。一般に、FFT処理を行うためには、サンプルデータ群が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、サンプルデータ群 F_j ($j = 1, 2, \dots, K-1$)はデータ数が16 ($= 2^4$)で正常なデータ群である一方、サンプルデータ群 F_K は、データ数が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FFT処理を行う際には、不足分だけゼロデータを挿入することにより、正常なサンプル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332の処理を説明する際に詳述する(図9を参照)。

【0038】

図5は、周波数解析部332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、サンプルデータ群にFFT処理を施す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み合わせのいずれかを指す。

【0039】

図5では、横軸が周波数 f である。また、図5では、縦軸が、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) $I = 10 \log_{10}(I_0 / I_c)$ である。図5において、受信深度 z は一定である。図5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。

【0040】

図5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21の周波数帯域、送受信部31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る。以下、図5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。

【0041】

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、嚢胞、脈管などのことである。

【0042】

最適減衰率設定部333は、周波数スペクトルを直線で近似することによって周波数スペクトルの補正前特徴量を算出する近似部333aと、近似部333aが算出した補正前特徴量に対して複数の減衰率候補値の各々に基づいた減衰補正を行うことによって補正特徴量を算出する減衰補正部333bと、減衰補正部333bがすべての周波数スペクトルに対して算出した補正特徴量の統計的なばらつきを算出し、算出した統計的なばらつきに基づいて複数の減衰率候補値の中から最適な減衰率を抽出する統計処理部333cと、を有する。最適減衰率設定部333は、超音波の走査領域(観測対象領域)内で設定される1または複数の関心領域(ROI: Region of Interest)の各々に対し、最適な減衰率を算出する。本実施の形態1では、複数の関心領域を設定する場合、それらの関心領域は互いに交わりを有しないものとする。

【0043】

近似部333a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補正前特徴量を算出する。例えば、図5に示す周波数スペクトル C_1 の場合、近似部333a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333a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) $c_0 = a_0 f_M + b_0$ を補正前特徴量として

算出する。

【 0 0 4 4 】

3つの補正前特徴量のうち、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、散乱体の数密度（濃度）等と相関を有している。具体的には、切片 b_0 は、散乱体が大いほど大きな値を有し、音響インピーダンスの差が大いほど大きな値を有し、散乱体の数密度が大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_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の強度を与える。このため、ミッドバンドフィット 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。なお、最適減衰率設定部 333 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。

10

【 0 0 4 5 】

減衰補正部 333 b 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。

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

20

ここで、比例定数 α は減衰率と呼ばれる量であり、単位長さおよび単位周波数あたりの減衰量である。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 α の具体的な値は、観測対象が生体である場合、生体の部位に応じて定まる。減衰率 α の単位は、例えば $\text{dB} / \text{cm} / \text{MHz}$ である。本実施の形態 1 において、減衰補正部 333 b は、観測対象に最も適合する減衰率（最適な減衰率）を設定するために、複数の減衰率候補値に対してそれぞれ減衰補正を行う。複数の減衰率候補値の詳細については、図 10 および図 11 を参照して後述する。

【 0 0 4 6 】

減衰補正部 333 b は、近似部 333 a が抽出した補正前特徴量（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、補正特徴量 a 、 b 、 c を算出する。

30

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

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

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

式（2）、（4）からも明らかなように、減衰補正部 333 b は、超音波の受信深度 z が大いほど、補正量が大い補正を行う。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 4 7 】

図 6 は、減衰補正部 333 b が補正した補正特徴量 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、

40

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

で表される。この式（5）からも明らかなように、直線 L_1 は、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 4 8 】

統計処理部 333 c は、減衰補正部 333 b がすべての周波数スペクトルに対して減衰率候補値ごとに算出した補正特徴量の統計的なばらつきとしての分散を関心領域ごとに算出する。その後、統計処理部 333 c は、分散が最小である減衰率候補値を関心領域ごとの最適な減衰率として抽出する。なお、複数種類の特徴量に対して減衰補正が行われた場合、統計処理部 333 c は適宜設定される 1 種類の補正特徴量の分散のみを算出すればよ

50

い。また、同一の関心領域において分散が最小となる減衰率候補値が複数ある場合、統計処理部 333c は、例えば分散が最小となる複数の減衰率候補値の平均を最適な減衰率とすればよい。

【0049】

ところで、上述した 3 つの補正特徴量 a 、 b 、 c のうち独立なのは 2 つである。加えて、補正特徴量 b は減衰率に依存しない。したがって、補正特徴量 a 、 c に対して最適な減衰率を設定する場合、統計処理部 333c は、補正特徴量 a および c のいずれか一方の分散を算出すればよい。ただし、最適減衰率設定部 333g が、最適な減衰率を設定する際に用いる補正特徴量は、減衰率画像データ生成部 342 が減衰率画像データを生成する際に用いる補正特徴量と同じ種類であることが好ましい。すなわち、減衰率画像データ生成部 342 が補正特徴量として傾きを用いて減衰率画像データを生成する場合は補正特徴量 a の分散を適用し、減衰率画像データ生成部 342 が補正特徴量としてミッドバンドフィットを用いて減衰率画像データを生成する場合は補正特徴量 c の分散を適用するのがより好ましい。これは、減衰量 $A(f, z)$ を与える式 (1) があくまで理想的なものに過ぎず、現実には以下の式 (6) の方が適切であることによる。

$$A(f, z) = 2\alpha_1 z f + 2\alpha_2 z \cdots (6)$$

式 (6) の右辺第 2 項の α_1 は、超音波の受信深度 z に比例して信号強度が変化する大きさを表す係数であり、単位長さあたりの減衰率に相当する。係数 α_1 は、観測対象の組織が不均一であることや、ビーム合成時のチャンネル数の変更などに起因して発生する信号強度の変化を表す係数である。式 (6) の右辺第 2 項が存在するため、補正特徴量 c を用いて最適な減衰率を設定する場合は、補正特徴量 c の分散を適用した方が正確に減衰を補正することができる (式 (4) を参照)。一方、周波数 f に比例する係数である補正特徴量 a を用いて最適な減衰率を設定する場合は、補正特徴量 a の分散を適用した方が、右辺第 2 項の影響を排除して正確に減衰を補正することができる。なお、減衰率 α の単位が dB/cm/MHz である場合、係数 α_1 の単位は dB/cm である。

【0050】

ここで、統計的なばらつきに基づいて最適な減衰率を設定することができる理由を説明する。観測対象に最適な減衰率を適用した場合、観測対象と超音波振動子 21 との距離に関わらず、特徴量は観測対象に固有の値へ収束し、統計的なばらつきが小さくなると考えられる。その一方で、観測対象に適合しない減衰率候補値を最適な減衰率とした場合、減衰補正が過剰であるかまたは不足するため、超音波振動子 21 との距離に応じて特徴量にずれが生じ、特徴量の統計的なばらつきが大きくなると考えられる。したがって、統計的なばらつきが最も小さい減衰率候補値が、観測対象にとって最適な減衰率であるということができる。

【0051】

図 7 は、同一の関心領域に対して 2 つの異なる減衰率候補値に基づいてそれぞれ減衰補正された補正特徴量の分布例を模式的に示す図である。図 7 では、横軸を補正特徴量とし、縦軸を頻度としている。図 7 に示す 2 つの分布曲線 N_1 、 N_2 は、頻度の総和が同じである。図 7 に示す場合、分布曲線 N_1 は、分布曲線 N_2 と比較して特徴量の統計的なばらつきが小さく (分散が小さく)、山が急峻な形状をなす。したがって、最適減衰率設定部 333 は、この 2 つの分布曲線 N_1 、 N_2 に対応する 2 つの減衰率候補値から最適な減衰率を設定する場合、分布曲線 N_1 に対応する減衰率候補値を最適な減衰率として設定する。

【0052】

画像処理部 34 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 341 と、最適減衰率設定部 333 が設定した最適な減衰率に関する情報を表示する減衰率画像データを生成する減衰率画像データ生成部 342 と、を有する。

【0053】

B モード画像データ生成部 341 は、信号処理部 32 から受信した B モード用受信データに対してゲイン処理、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

に、表示装置 4 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 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。

【 0 0 5 4 】

B モード画像データ生成部 3 4 1 は、信号処理部 3 2 からの B モード用受信データに走査範囲を空間的に正しく表現できるよう並べ直す座標変換を施した後、B モード用受信データ間の補間処理を施すことによって B モード用受信データ間の空隙を埋め、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 3 4 1 は、生成した B モード画像データを減衰率画像データ生成部 3 4 2 へ出力する。

10

【 0 0 5 5 】

減衰率画像データ生成部 3 4 2 は、関心領域ごとに定まる最適な減衰率に対応する視覚情報を、B モード画像データで対応する関心領域に重畳することによって減衰率画像データを生成する。視覚情報は、記憶部 3 7 が有する視覚情報記憶部 3 7 4 (後述) に格納されている。本実施の形態 1 では、1 つの関心領域に対して 1 つの視覚情報が付与されるものとする。

【 0 0 5 6 】

制御部 3 6 は、演算および制御機能を有する C P U (Central Processing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。制御部 3 6 は、記憶部 3 7 が記憶、格納する情報を記憶部 3 7 から読み出し、超音波観測装置 3 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 3 を統括して制御する。なお、制御部 3 6 を信号処理部 3 2 および演算部 3 3 と共通の C P U 等を用いて構成することも可能である。

20

【 0 0 5 7 】

記憶部 3 7 は、周波数解析部 3 3 2 が算出した周波数スペクトルの情報を受信深度および受信方向とともに記憶するスペクトル情報記憶部 3 7 1 と、観測対象領域内で設定される複数の関心領域の情報を記憶する関心領域情報記憶部 3 7 2 と、関心領域ごとの特徴量に関する情報を記憶する特徴量情報記憶部 3 7 3 と、最適な減衰率の値に応じて画像に付与する視覚情報を記憶する視覚情報記憶部 3 7 4 とを有する。

【 0 0 5 8 】

関心領域情報記憶部 3 7 2 が記憶する複数の関心領域は、複数の関心領域が互いに交わりを持たない。なお、ユーザが入力部 3 5 を介して関心領域の設定変更を行うことができる構成とする場合、関心領域情報記憶部 3 7 2 は設定変更された最新の関心領域の情報のみを記憶するようにしてもよいし、最新の関心領域の情報とともに過去に設定された関心領域の情報の一部または全部を記憶するようにしてもよい。

30

【 0 0 5 9 】

特徴量情報記憶部 3 7 3 は、近似部 3 3 3 a が算出した補正前特徴量をその補正前特徴量を算出した点の受信深度、受信深度およびその点が属する関心領域の情報と対応づけて記憶する。また、特徴量情報記憶部 3 7 3 は、減衰補正部 3 3 3 b が算出した複数の補正特徴量および各補正特徴量の統計的なばらつきを与える分散を減衰率候補値および関心領域と対応づけて記憶する。

40

【 0 0 6 0 】

視覚情報記憶部 3 7 4 が記憶する視覚情報とは、例えば輝度、色相、明度または彩度等のいずれかであり、減衰率の値に応じて値が定められている。なお、視覚情報記憶部 3 7 4 が複数種類の視覚情報を減衰率と対応づけて記憶しておいてもよい。この場合には、ユーザが入力部 3 5 を介して所望の視覚情報を選択できるようにすればよい。

【 0 0 6 1 】

記憶部 3 7 は、上記以外にも、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。

50

【 0 0 6 2 】

また、記憶部 3 7 は、超音波観測装置 3 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、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。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。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、L A N (Local Area Network)、W A N (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。

【 0 0 6 3 】

以上の構成を有する記憶部 3 7 は、各種プログラム等が予めインストールされた R O M (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 R A M (Random Access Memory) 等を用いて実現される。

【 0 0 6 4 】

図 8 は、以上の構成を有する超音波観測装置 3 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。具体的には、超音波観測装置 3 が超音波内視鏡 2 からエコー信号を受信する以降の処理の概要を示すフローチャートである。以下、図 8 を参照して、超音波観測装置 3 が行う処理を説明する。まず、超音波観測装置 3 は、超音波内視鏡 2 から超音波振動子 2 1 による観測対象の測定結果としてのエコー信号を受信する (ステップ S 1)。

【 0 0 6 5 】

超音波振動子 2 1 からエコー信号を受信した信号増幅部 3 1 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 1 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 (S T C 補正) を行う。

【 0 0 6 6 】

続いて、B モード画像データ生成部 3 4 1 は、信号増幅部 3 1 1 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して、表示装置 4 へ出力する (ステップ S 3)。B モード画像データを受信した表示装置 4 は、その B モード画像データに対応する B モード画像を表示する。

【 0 0 6 7 】

増幅補正部 3 3 1 は、送受信部 3 1 から出力された R F データに対して受信深度によらず増幅率が一定となるように増幅補正を行う (ステップ S 4)。ここで、増幅補正部 3 3 1 は、例えば図 3 に示す増幅率と受信深度との関係が成立するように増幅補正を行う。

【 0 0 6 8 】

この後、周波数解析部 3 3 2 は、増幅補正後の各音線の R F データに対して F F T による周波数解析を行うことによって全てのサンプルデータ群に対する周波数スペクトルを算出する (ステップ S 5)。図 9 は、ステップ S 5 において周波数解析部 3 3 2 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。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。

【 0 0 6 9 】

まず、周波数解析部 3 3 2 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 S 1 1)。

【 0 0 7 0 】

続いて、周波数解析部 3 3 2 は、F F T 演算用に生成した一連のデータ群 (サンプルデータ群) 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 S 1 2)。例えば、図 4 では、上述したように、音線 $S R_k$ の 8 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。

【 0 0 7 1 】

その後、周波数解析部 3 3 2 は、サンプルデータ群を取得し (ステップ S 1 3)、取得したサンプルデータ群に対し、記憶部 3 7 が記憶する窓関数を作用させる (ステップ S 1 4)。このようにサンプルデータ群に対して窓関数を作用させることにより、サンプルデ

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 7 2 】

続いて、周波数解析部 3 3 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ のサンプルデータ群が正常なデータ群であるか否かを判定する（ステップ S 1 5）。図 4 を参照した際に説明したように、サンプルデータ群は、2 のべき乗のデータ数を有している必要がある。以下、正常なサンプルデータ群のデータ数を 2^n （ n は正の整数）とする。本実施の形態では、データ位置 $Z^{(k)}$ が、できるだけ $Z^{(k)}$ が属するサンプルデータ群の中心になるよう設定される。具体的には、サンプルデータ群のデータ数は 2^n であるので、 $Z^{(k)}$ はそのサンプル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、サンプル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 4 に示す場合、サンプルデータ群 F_j （ $j = 1, 2, \dots, K - 1$ ）は正常である。なお、図 4 では $n = 4$ （ $N = 7$, $M = 8$ ）の場合を例示している。

10

【 0 0 7 3 】

ステップ S 1 5 における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ のサンプルデータ群が正常である場合（ステップ S 1 5 : Y e s）、周波数解析部 3 3 2 は、後述するステップ S 1 7 へ移行する。

【 0 0 7 4 】

ステップ S 1 5 における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ のサンプルデータ群が正常でない場合（ステップ S 1 5 : N o）、周波数解析部 3 3 2 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サンプルデータ群を生成する（ステップ S 1 6）。ステップ S 1 5 において正常でないと判定されたサンプルデータ群（例えば図 4 のサンプルデータ群 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、サンプルデータ群にゼロデータを挿入してもデータの不連続は生じない。ステップ S 1 6 の後、周波数解析部 3 3 2 は、後述するステップ S 1 7 へ移行する。

20

【 0 0 7 5 】

ステップ S 1 7 において、周波数解析部 3 3 2 は、サンプルデータ群を用いて F F T 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 S 1 7）。図 5 に示す周波数スペクトル C_1 は、ステップ S 1 7 の結果として得られる周波数スペクトルの一例である。

30

【 0 0 7 6 】

続いて、周波数解析部 3 3 2 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 S 1 8）。ステップ幅 D は、記憶部 3 7 が予め記憶しているものとする。図 4 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 3 4 1 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 3 3 2 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プ幅より大きい値を設定してもよい。

【 0 0 7 7 】

その後、周波数解析部 3 3 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ が音線 SR_k における最大値 $Z^{(k)}_{max}$ より大きいかが否かを判定する（ステップ S 1 9）。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 S 1 9 : Y e s）、周波数解析部 3 3 2 はカウンタ k を 1 増加させる（ステップ S 2 0）。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 S 1 9 : N o）、周波数解析部 3 3 2 はステップ S 1 3 へ戻る。

40

【 0 0 7 8 】

ステップ S 2 0 の後、周波数解析部 3 3 2 は、カウンタ k が最大値 k_{max} より大きいかが否かを判定する（ステップ S 2 1）。カウンタ k が最大値 k_{max} より大きい場合（ステップ S 2 1 : Y e s）、周波数解析部 3 3 2 は一連の周波数解析処理を終了する。一方、カウンタ k が最大値 k_{max} 以下である場合（ステップ S 2 1 : N o）、周波数解析部 3 3 2

50

はステップ S 1 2 に戻る。この最大値 $k_{\max}$ は、術者等のユーザが入力部 3 5 を通じて任意に指示入力した値、もしくは、記憶部 3 7 にあらかじめ設定された値とする。

【 0 0 7 9 】

このようにして、周波数解析部 3 3 2 は、解析対象領域内の $(k_{\max} - k_0 + 1)$ 本の音線の各々について複数回の FFT 演算を行う。FFT 演算の結果は、受信深度および受信方向とともにスペクトル情報記憶部 3 7 1 に格納される。

【 0 0 8 0 】

なお、以上の説明では、周波数解析部 3 3 2 が超音波信号を受信したすべての領域に対して周波数解析処理を行うものとしたが、入力部 3 5 が特定の深度幅および音線幅で区切られる部分領域の設定入力を受け付け可能な構成とし、設定された部分領域内においてのみ周波数解析処理を行うようにすることも可能である。

【 0 0 8 1 】

以上説明したステップ S 5 の周波数解析処理に続いて、最適減衰率設定部 3 3 3 は、関心領域ごとに最適な減衰率を設定する（ステップ S 6）。図 1 0 は、このステップ S 6 の処理の概要を示すフローチャートである。以下、図 1 0 を参照して、ステップ S 6 の処理を詳細に説明する。

【 0 0 8 2 】

まず、近似部 3 3 3 a は、周波数解析部 3 3 2 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補正前特徴量を算出する（ステップ S 3 1）。具体的には、近似部 3 3 3 a 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、補正前特徴量として傾き 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 5 に示す直線 L_{10} は、近似部 3 3 3 a 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。補正前特徴量は、その補正前特徴量を算出した点の受信深度、受信方向およびその点が属する関心領域の情報とともに特徴量情報記憶部 3 7 3 に格納される。

【 0 0 8 3 】

続いて、最適減衰率設定部 3 3 3 は、関心領域を識別するためのカウンタ i を初期値 1 とする（ステップ S 3 2）。

【 0 0 8 4 】

この後、最適減衰率設定部 3 3 3 は、後述する減衰補正を行う際に適用する減衰率候補値 α の値を所定の初期値 α_0 に設定する（ステップ S 3 3）。この初期値 α_0 の値は、予め記憶部 3 7 が記憶しておき、最適減衰率設定部 3 3 3 が記憶部 3 7 を参照するようにすればよい。

【 0 0 8 5 】

続いて、減衰補正部 3 3 3 b は、関心領域 ROI (i) 内の各周波数スペクトルに対応する補正前特徴量に対し、減衰率候補値を α として減衰補正を行うことによって補正特徴量を算出し、減衰率候補値 α および関心領域 ROI (i) の情報と対応づけて特徴量情報記憶部 3 7 3 に格納する（ステップ S 3 4）。図 6 に示す直線 L_1 は、減衰補正部 3 3 3 b 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。

【 0 0 8 6 】

ステップ S 3 4 において、減衰補正部 3 3 3 b 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 $Z = (f_{sp} / 2 v_s) D n$ 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 は処理対象のサンプル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 5 0 M H z とし、音速 v_s を 1 5 3 0 m / s e c とし、図 4 に示すデータ配列を採用してステップ幅 D を 1 5 とすると、 $z = 0 . 2 2 9 5 n$ (m m) となる。

【 0 0 8 7 】

この後、統計処理部 3 3 3 c は、減衰補正部 3 3 3 b が各周波数スペクトルに対して減衰補正することによって得られた補正特徴量の分散を算出し、減衰率候補値 α および関心

10

20

30

40

50

領域 $ROI(i)$ の情報と対応づけて特徴量情報記憶部 373 へ格納する (ステップ S 35)。補正特徴量が傾き a 、ミッドバンドフィット c である場合、上述したように、統計処理部 333c は、補正特徴量 a および c のいずれか一方の分散を算出する。このステップ S 35 において、減衰率画像データ生成部 342 が、傾きを用いて減衰率画像データを生成する場合は補正特徴量 a の分散を適用し、ミッドバンドフィットを用いて減衰率画像データを生成する場合は補正特徴量 c の分散を適用するのが好ましい。

【0088】

続いて、最適減衰率設定部 333 は、減衰率候補値 α の値を $\Delta\alpha$ だけ増加させ (ステップ S 36)、増加後の減衰率候補値 α と所定の最大値 α_{max} との大小を比較する (ステップ S 37)。ステップ S 37 における比較の結果、減衰率候補値 α が最大値 α_{max} より大きい場合 (ステップ S 37: Yes)、最適減衰率設定部 333 はステップ S 38 の処理へ移行する。一方、ステップ S 37 における比較の結果、減衰率候補値 α が最大値 α_{max} 以下である場合 (ステップ S 37: No)、最適減衰率設定部 333 はステップ S 34 の処理に戻る。

10

【0089】

ステップ S 38 において、統計処理部 333c は、特徴量情報記憶部 373 が記憶する関心領域 $ROI(i)$ 内の減衰率候補値ごとの分散を参照して最小の分散を有する減衰率候補値を抽出し、この減衰率候補値を関心領域 $ROI(i)$ の最適な減衰率として設定する (ステップ S 38)。

【0090】

20

図 11 は、統計処理部 333c が行う処理の概要を示す図である。 $\alpha_0 = 0$ (dB/cm/MHz)、 $\alpha_{max} = 1.0$ (dB/cm/MHz)、 $\Delta\alpha = 0.2$ (dB/cm/MHz) とした場合の減衰率候補値 α と分散 $S(\alpha)$ との関係の例を示す図である。図 11 に示す場合、減衰率候補値 α が 0.2 (dB/cm/MHz) のときに分散が最小値 $S(\alpha)_{min}$ をとる。したがって、図 11 に示す場合、統計処理部 333c は、 $\alpha = 0.2$ (dB/cm/MHz) を最適な減衰率として設定する。

【0091】

この後、最適減衰率設定部 333 は、カウンタ i の値を 1 増加させ (ステップ S 39)、増加後のカウンタ i と所定の最大値 i_{max} との大小を比較する (ステップ S 40)。ステップ S 40 における比較の結果、カウンタ i が最大値 i_{max} より大きい場合 (ステップ S 40: Yes)、最適減衰率設定部 333 は一連の処理を終了する。一方、ステップ S 40 における比較の結果、カウンタ i が最大値 i_{max} 以下である場合 (ステップ S 40: No)、最適減衰率設定部 333 はステップ S 33 の処理へ戻る。

30

【0092】

図 8 のフローチャートに戻ってステップ S 7 の処理を説明する。減衰率画像データ生成部 342 は、視覚情報記憶部 374 を参照して、各関心領域の最適な減衰率に対応した視覚情報を、B モード画像データにおいて各関心領域を構成する画素に対して付与することによって減衰率データ画像を生成し、表示装置 4 へ出力する (ステップ S 7)。減衰率画像データを受信した表示装置 4 は、その減衰率画像データに対応する減衰率画像を表示する。

40

【0093】

ステップ S 7 の後、超音波観測装置 3 は一連の処理を終了する。なお、超音波観測装置 3 は、ステップ S 1 ~ S 7 の処理を周期的に繰り返し実行する。

【0094】

図 12 は、表示装置 4 が表示する減衰率画像の表示例を示す図である。図 12 に示す減衰率画像 101 は、関心領域 102 ごとに異なる視覚情報が付与されている。なお、図 12 では、視覚情報を模様で模式的に記載している。また、図 12 では、簡単のため B モード画像の具体的な表示を省略している。図 12 に示す減衰率画像 101 では、超音波振動子 21 の走査領域が扇形である場合を例示している。これは、超音波振動子 21 がコンベックス振動子である場合に相当する。減衰率画像 101 には、互いに交わりを有しない 1

50

5 個の関心領域 102 が設定されている。具体的には、扇形の径方向（深度方向）に沿って 3 つに分割され、扇形の周方向（走査方向）に沿って 5 つに分割されている。径方向および周方向は、それぞれ等間隔で分割されている。なお、超音波振動子 21 がリニア振動子である場合、その走査領域は矩形（長方形、正方形）をなし、超音波振動子 21 がラジアル振動子である場合、その走査領域は扇形や円環状をなす。

【0095】

以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、観測対象に対して最適な減衰率を設定し、その最適な減衰率に関する情報を表示する減衰率画像データを生成することで、観測対象に応じて設定された減衰率に関する情報を含む画像データを提供することができる。したがって、観測対象の組織が不均一な構造を有する場合であっても観測対象に適合した超音波の減衰特性に基づいて組織の性状を精度よく推定することが可能となる。

10

【0096】

また、本実施の形態 1 によれば、各々が観測対象領域の一部をなす複数の関心領域で最適な減衰率をそれぞれ算出し、各関心領域における最適な減衰率に応じた視覚情報を各関心領域へ付与することによって減衰率画像データを生成するため、不均一な構造を有する組織であっても構造に応じた減衰特性を精度よく表示する画像を得ることができる。したがって、医師等のユーザは、減衰率画像を見ながら組織の性状をより正確に診断することが可能となる。

【0097】

（実施の形態 1 の変形例 1）

20

図 13 は、本実施の形態 1 の変形例 1 に係る超音波観測装置の最適減衰率設定部が実行する処理の概要を示す図である。本変形例 1 において、最適減衰率設定部 333 は、分散を減衰率候補値の関数として求め、この関数の最小値を最適な減衰率として設定する。

【0098】

図 13 に示す曲線 R は、統計処理部 333c が最適な減衰率を抽出する前に、近似部 333a が回帰分析を行うことによって減衰率候補値 α における分散 $S(\alpha)$ の値を補間することによって得た曲線である。なお、本変形例 1 において、減衰率候補値 $\alpha = 0, 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0$ （いずれも dB/cm/MHz ）における分散 $S(\alpha)$ の値は、図 11 と同じである。統計処理部 333c は、この曲線 R を用いて $0(\text{dB/cm/MHz}) \leq \alpha \leq 1.0(\text{dB/cm/MHz})$ における最小値 $S'(\alpha)_{\min}$ を算出し、そのときの減衰率候補値の値 α' を最適な減衰率として抽出する。図 13 に示す場合、最適な減衰率 α' は、 $0(\text{dB/cm/MHz})$ と $0.2(\text{dB/cm/MHz})$ の間の値である。

30

【0099】

本変形例 1 によれば、統計処理部 333c が減衰率候補値の関数として分散を求めるため、最適な減衰率を一段と精度よく設定することが可能となる。

【0100】

（実施の形態 1 の変形例 2）

図 14 は、本実施の形態 1 の変形例 2 に係る超音波観測装置が実行する関心領域ごとの最適減衰率の設定方法を模式的に示す図である。本変形例 2 において、複数の関心領域は、最近接する関心領域を含む他の関心領域と交わりを有するように設定される。このため、超音波観測装置 3 は、関心領域を 1 ピクセルずつ動かしながら、各関心領域の最適な減衰率に応じた視覚情報をその関心領域の中央の画素に付与する。例えば図 14 に示す場合、最適減衰率設定部 333 は、関心領域 $ROI(j)$ に対して最適な減衰率を算出した後、この最適な減衰率に応じた視覚情報を、関心領域 $ROI(j)$ の中央の画素 $P(j)$ に付与する。同様に、最適減衰率設定部 333 は、関心領域 $ROI(j+1)$ 、 $ROI(j+2)$ に対して最適な減衰率をそれぞれ算出した後、算出結果に応じた視覚情報を、関心領域 $ROI(j+1)$ の中央の画素 $P(j+1)$ 、および関心領域 $ROI(j+2)$ の中央の画素 $P(j+2)$ に付与する。

40

【0101】

50

なお、本変形例 2 において、関心領域を 1 ピクセルごと動かす代わりに、動かす前と動かした後の関心領域が重なりを有する範囲で数ピクセルごと動かしてもよい。この場合には、視覚情報が付与される画素が間引かれることとなる。そこで、最適な減衰率に基づく視覚情報が付与されない画素については、視覚情報が付与された画素のうち最も近い画素と同じ視覚情報を付与するようにすればよい。最も近い画素が複数存在する場合には、複数の画素に対して付与された視覚情報の統計値（平均値、最頻値、中央値、最大値のいずれか）を付与するようにすればよい。

【0102】

また、本変形例 2 において、視覚情報を付与する画素を関心領域内の中央以外の任意の位置に設定してもよい。

10

【0103】

本変形例 2 によれば、関心領域が重なりを有しており、その関心領域内の所定位置の画素に視覚情報を付与するため、よりきめの細かい減衰率の情報を有する減衰率画像を提供することが可能となる。

【0104】

（実施の形態 2）

図 15 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの機能構成を示すブロック図である。同図に示す超音波診断システム 5 は、被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波内視鏡 2 と、超音波内視鏡 2 が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置 6 と、超音波観測装置 6 が生成した超音波画像を表示する表示装置 4 と、を備える。

20

【0105】

超音波観測装置 6 は、演算部 61 および記憶部 62 の構成が、上述した超音波観測装置 3 と異なる。以下、演算部 61 および記憶部 62 の構成を説明する。

【0106】

演算部 61 は、増幅補正部 331、周波数解析部 332、および最適減衰率設定部 611 を有する。最適減衰率設定部 611 は、近似部 333a、減衰補正部 333b、統計処理部 333c に加えて、関心領域内で算出した補正特徴量の値が所定の値の範囲に含まれる点の集合を除外領域として抽出する除外領域抽出部 611a を有する。

【0107】

除外領域抽出部 611a が抽出する除外領域は、例えば組織の中で特に診断したい性状と特徴量の値が大きく異なる性状を有する部分である。例えば、特徴量としてミッドバンドフィットを用いる場合、悪性腫瘍と血管および血管壁とでは特徴量の値が大きく異なる。そこで、超音波観測装置 6 が特徴量としてミッドバンドフィットを用いる場合、血管および血管壁が除外領域となるように補正特徴量の値の範囲を設定すれば、悪性腫瘍の観測に好適な減衰率画像データを生成することが可能となる。

30

【0108】

統計処理部 333c は、除外領域抽出部 611a が抽出した除外領域の各点における補正特徴量として、同じ関心領域の非除外領域における補正特徴量の平均を付与することにより、その関心領域内の補正特徴量の分散を算出する。なお、統計処理部 333c は、関心領域の除外領域に対し、非除外領域における補正特徴量の最頻値、中央値または最大値等の統計値を補正特徴量として設定するようにしてもよい。

40

【0109】

記憶部 62 は、スペクトル情報記憶部 371、関心領域情報記憶部 372、特徴量情報記憶部 373、視覚情報記憶部 374 に加えて、除外対象とする補正特徴量の値の範囲を記憶する除外領域情報記憶部 621 を有する。

【0110】

図 16 は、超音波観測装置 6 が実行する関心領域ごとの最適な減衰率設定処理の概要を示すフローチャートである。ステップ S51～S54 は、図 10 のステップ S31～S34 に順次対応している。

50

【 0 1 1 1 】

ステップ S 5 5 において、除外領域抽出部 6 1 1 a は、除外領域情報記憶部 6 2 1 を参照して、関心領域 R O I (i) 内の除外領域を抽出する (ステップ S 5 5) 。図 1 7 は、超音波の走査領域において除外領域抽出部 6 1 1 a が抽出した除外領域を模式的に示す図である。図 1 7 に示す走査領域 2 0 1 では、2 つの除外領域 2 1 1 および 2 1 2 が抽出されている。除外領域 2 1 1 は、2 つの関心領域 R O I (2) 、 R O I (3) にまたがる領域であり、除外領域 2 1 2 は、関心領域 R O I (1 5) 内の領域である。

【 0 1 1 2 】

この後、統計処理部 3 3 3 c は、関心領域 R O I (i) 内において、除外領域抽出部 6 1 1 a が抽出した除外領域に含まれない領域 (非除外領域) における補正特徴量の平均を算出し、この平均を除外領域内の各点の補正特徴量として設定する (ステップ S 5 6) 。例えば図 1 7 に示す場合、関心領域 R O I (2) では、除外領域 2 1 1 のうち関心領域 R O I (2) に含まれる部分領域 2 1 1 a を構成する画素に対して非除外領域における補正特徴量の平均を付与する。同様に、関心領域 R O I (3) では、除外領域 2 1 1 のうち関心領域 R O I (3) に含まれる部分領域 2 1 1 b を構成する画素に対して非除外領域における補正特徴量の平均を付与する。

10

【 0 1 1 3 】

続いて、統計処理部 3 3 3 c は、関心領域 R O I (i) 内の各点における補正特徴量の分散を算出し、減衰率候補値 α と対応づけて特徴量情報記憶部 3 7 3 へ格納する (ステップ S 5 7) 。この際、統計処理部 3 3 3 c は、除外領域における補正特徴量を上述した平均とした上で、関心領域 R O I (i) 内の分散を算出する。

20

【 0 1 1 4 】

ステップ S 5 8 ~ S 6 2 は、図 1 0 のステップ S 3 6 ~ S 4 0 に順次対応している。以上説明した関心領域ごとの最適な減衰率設定処理を除く超音波観測装置 6 の処理は、上述した超音波観測装置 3 の処理と同様である。

【 0 1 1 5 】

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、観測対象の組織が不均一な構造を有する場合であっても観測対象に適合した超音波の減衰特性に基づいて組織の性状を精度よく推定することが可能となる。また、不均一な構造を有する組織であっても構造に応じた減衰特性を精度よく表示する画像を得ることができる。

30

【 0 1 1 6 】

さらに、本実施の形態 2 によれば、除外対象領域を抽出し、抽出した除外対象領域に同じ関心領域における非除外領域の補正特徴量の統計値を付与するため、診断対象の組織の性状に基づく最適な減衰率の計算を一段と正確に行うことができる。

【 0 1 1 7 】

なお、本実施の形態 2 において、除外領域抽出部 6 1 1 a は、B モード画像データの輝度値をもとに除外領域を抽出するようにしてもよい。この場合、除外領域情報記憶部 6 2 1 は、除外領域とする輝度値の範囲を記憶しておけばよい。

【 0 1 1 8 】

(実施の形態 2 の変形例)

40

図 1 8 は、本実施の形態 2 の変形例に係る超音波観測装置 6 が実行する関心領域ごとの最適な減衰率設定処理の概要を示すフローチャートである。本変形例において、最適減衰率設定部 6 1 1 は、除外領域抽出部 6 1 1 a が抽出した除外領域を含まない関心領域に対してのみ視覚情報を付与する。図 1 8 のステップ S 7 1 ~ S 7 5 は、図 1 6 のステップ S 5 1 ~ S 5 5 に順次対応している。

【 0 1 1 9 】

ステップ S 7 5 における除外領域抽出処理の結果、除外領域が抽出されなかった場合 (ステップ S 7 6 : N o) 、最適減衰率設定部 6 1 1 は、ステップ S 7 7 の処理へ移行する。これに対し、ステップ S 7 5 における除外領域抽出処理の結果、除外領域が抽出された場合 (ステップ S 7 6 : Y e s) 、最適減衰率設定部 6 1 1 は、ステップ S 8 1 の処理へ

50

移行する。

【0120】

ステップS77において、統計処理部333cは、関心領域ROI(i)内の各点における補正特徴量の分散を算出し、減衰率候補値 α と対応づけて特徴量情報記憶部373へ格納する(ステップS77)。本変形例の場合、この処理は除外領域を有しない関心領域ROI(i)に対してのみ行われる。したがって、上述した実施の形態2のように、除外領域の補正特徴量に対して別の値を付与する必要はない。

【0121】

ステップS78～S82は、図16のステップS58～S62に順次対応している。

【0122】

図19は、本変形例で表示装置4が表示する減衰率画像の表示例を示す図である。同図に示す減衰率画像301は、図17に示すように除外領域211、212が抽出された場合に生成され、表示装置4が表示する画像である。減衰率画像301では、除外領域211が含まれる関心領域ROI(2)、ROI(3)および除外領域212が含まれる関心領域ROI(15)に視覚情報が付与されていない。

【0123】

なお、本変形例において、上記実施の形態1の変形例2と同様に、関心領域を1または数ピクセルごとに動かしながら処理を行ってもよい。

【0124】

また、本変形例において、最適減衰率設定部611が、抽出した除外領域を含まないように観測対象ごとに関心領域を設定するようにしてもよい。

【0125】

(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1、2によってのみ限定されるべきものではない。例えば、最適減衰率設定部は、超音波画像の全てのフレームで最適な減衰率に相当する最適減衰率相当値をそれぞれ算出し、最新のフレームにおける最適減衰率相当値を含む所定数の最適減衰率相当値の平均値、中央値または最頻値を最適な減衰率として設定してもよい。この場合には、各フレームで最適な減衰率を設定する場合と比較して、最適な減衰率の変化が少なくなつてその値を安定させることができる。

【0126】

また、最適減衰率設定部は、超音波画像の所定のフレーム間隔で最適な減衰率を設定するようにしてもよい。これにより、計算量を削減することができる。この場合には、次に最適な減衰率を設定するまでの間、最後に設定した最適な減衰率の値を使用すればよい。

【0127】

また、関心領域を音線ごととしてもよいし、受信深度が所定値以上の領域としてもよい。これらの関心領域の設定を入力部が受け付け可能な構成としてもよい。

【0128】

また、入力部が減衰率候補値の初期値 α_0 の設定変更の入力を受け付け可能な構成としてもよい。

【0129】

また、統計的なばらつきを与える量として、例えば標準偏差、母集団における特徴量の最大値と最小値の差、特徴量の分布の半値幅のいずれかを適用することも可能である。なお、統計的なばらつきを与える量として分散の逆数を適用する場合も考えられるが、この場合には、その値が最大となる減衰率候補値が最適な減衰率となることはいうまでもない。

【0130】

また、統計処理部が複数種類の補正特徴量の統計的なばらつきをそれぞれ算出し、算出した中で統計的なばらつきが最小である減衰率候補値を最適な減衰率として設定することも可能である。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 1 】

また、減衰補正部が複数の減衰率候補値を用いて周波数スペクトルを減衰補正した後、近似部が減衰補正後の各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補正特徴量を算出するようにしてもよい。

【 0 1 3 2 】

また、超音波内視鏡以外の超音波プローブに対しても適用することが可能である。超音波プローブとして、例えば光学系のない細径の超音波ミニチュアプローブを適用してもよい。超音波ミニチュアプローブは、通常、胆道、胆管、膵管、気管、気管支、尿道、尿管へ挿入され、その周囲臓器（膵臓、肺、前立腺、膀胱、リンパ節等）を観察する際に用いられる。また、超音波プローブとして、被検体の体表から超音波を照射する体外式超音波プローブを適用してもよい。体外式超音波プローブは、通常、腹部臓器（肝臓、胆嚢、膀胱）、乳房（特に乳腺）、甲状腺を観察する際に用いられる。

10

【 0 1 3 3 】

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。

【産業上の利用可能性】

【 0 1 3 4 】

以上のように、本発明にかかる超音波観測装置、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は、観測対象の組織が不均一な構造を有する場合であっても観測対象に適合した超音波の減衰特性に基づいて組織の性状を精度よく推定するのに有用である。

20

【符号の説明】

【 0 1 3 5 】

- 1、5 超音波診断システム
- 2 超音波内視鏡
- 3、6 超音波観測装置
- 4 表示装置
- 2 1 超音波振動子
- 3 1 送受信部
- 3 2 信号処理部
- 3 3、6 1 演算部
- 3 4 画像処理部
- 3 5 入力部
- 3 6 制御部
- 3 7、6 2 記憶部
- 1 0 1 減衰率画像
- 1 0 2 関心領域
- 2 0 1 走査領域
- 2 1 1、2 1 2 除外領域
- 2 1 1 a、2 1 1 b 部分領域
- 3 0 1 減衰率画像
- 3 1 1 信号増幅部
- 3 3 1 増幅補正部
- 3 3 2 周波数解析部
- 3 3 3、6 1 1 最適減衰率設定部
- 3 3 3 a 近似部
- 3 3 3 b 減衰補正部
- 3 3 3 c 統計処理部
- 3 4 1 Bモード画像データ生成部
- 3 4 2 減衰率画像データ生成部

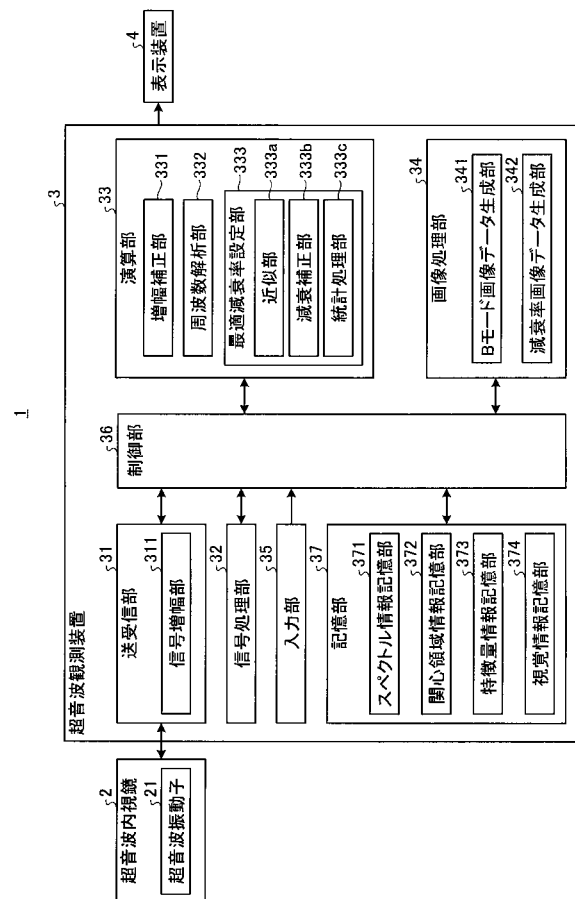
30

40

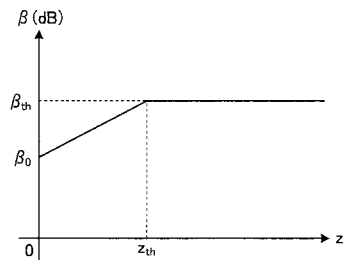
50

- 3 7 1 スペクトル情報記憶部
- 3 7 2 関心領域情報記憶部
- 3 7 3 特徴量情報記憶部
- 3 7 4 視覚情報記憶部
- 6 1 1 a 除外領域抽出部
- 6 2 1 除外領域情報記憶部

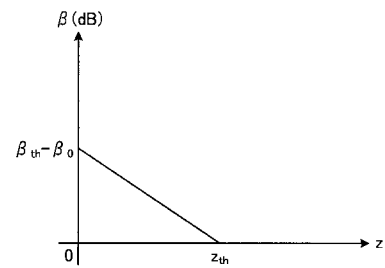
【図 1】



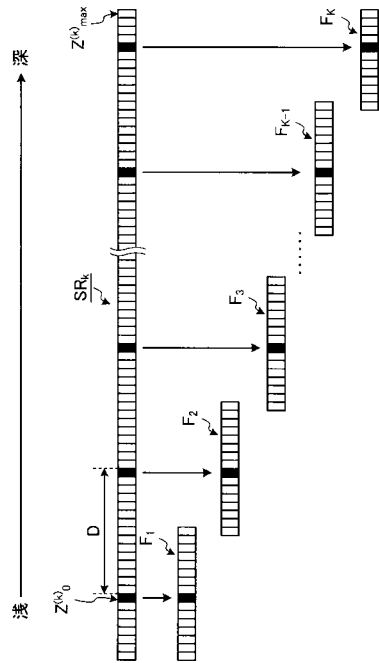
【図 2】



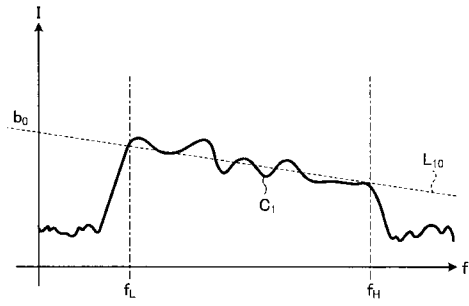
【図 3】



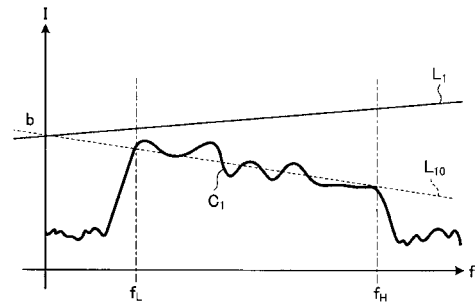
【図 4】



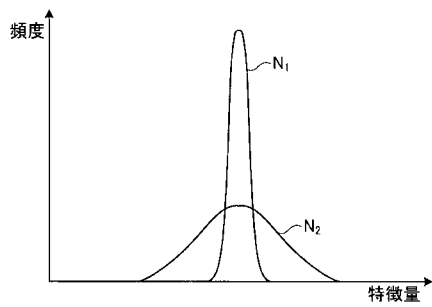
【図 5】



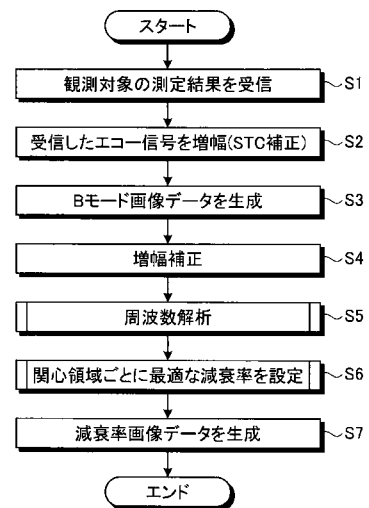
【図 6】



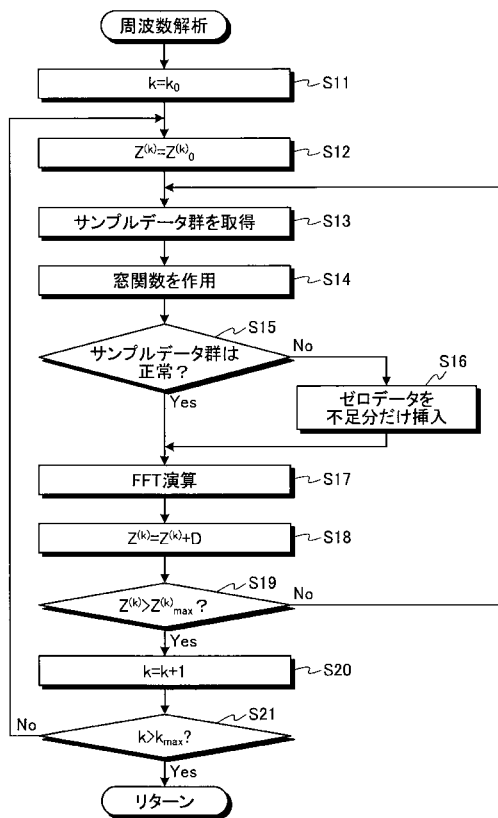
【図 7】



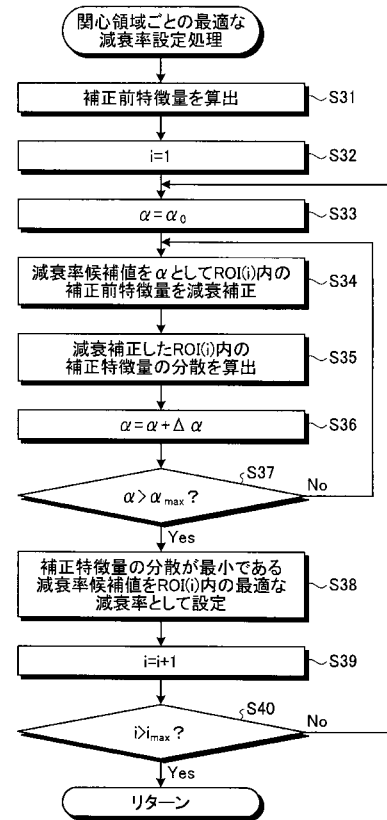
【図 8】



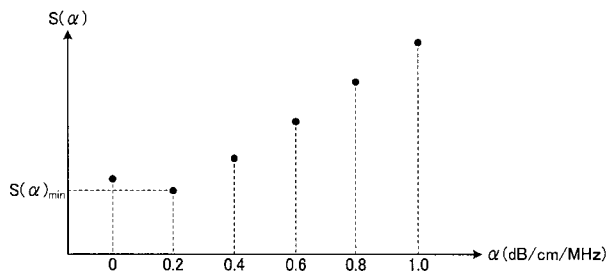
【図 9】



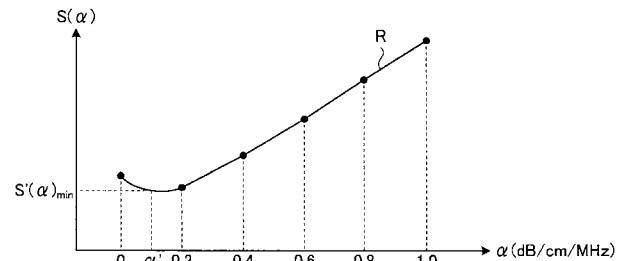
【図 10】



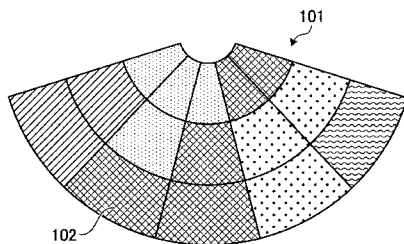
【図 11】



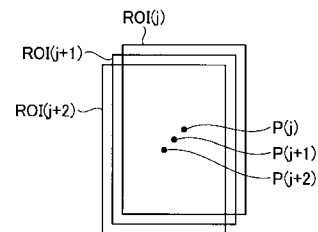
【図 13】



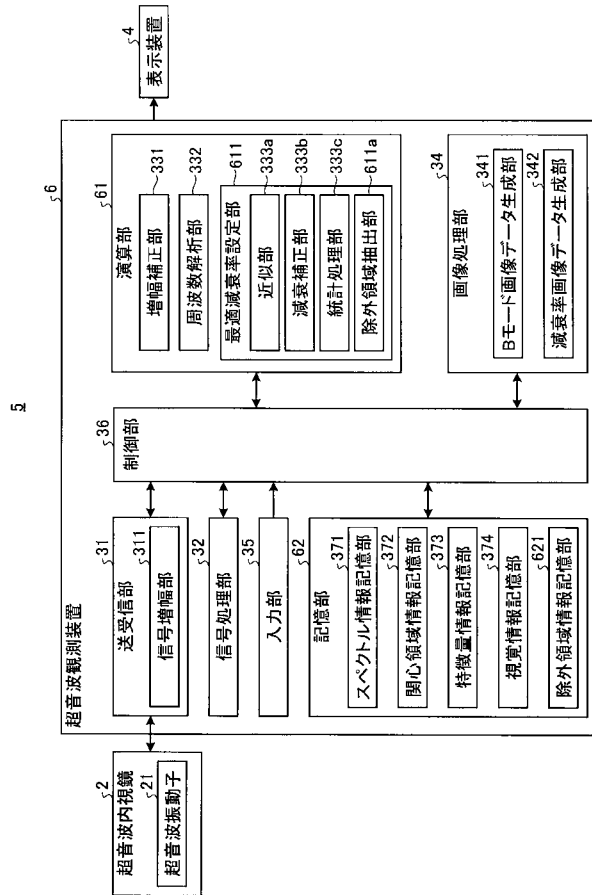
【図 12】



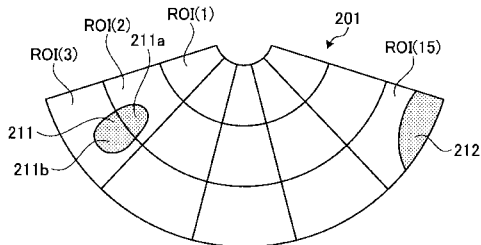
【図 14】



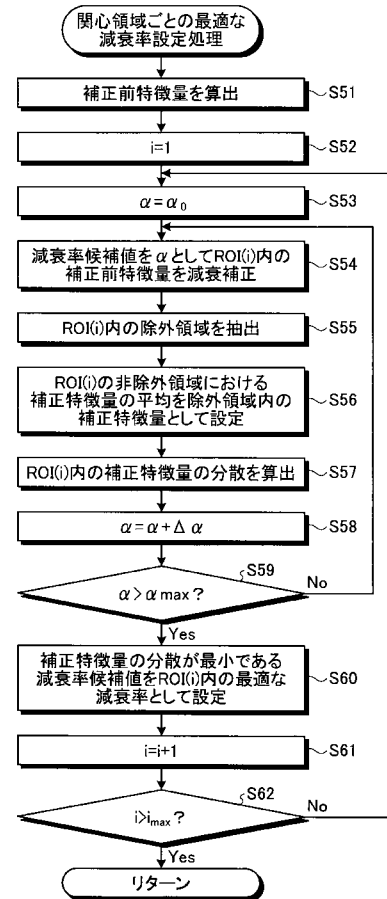
【図 15】



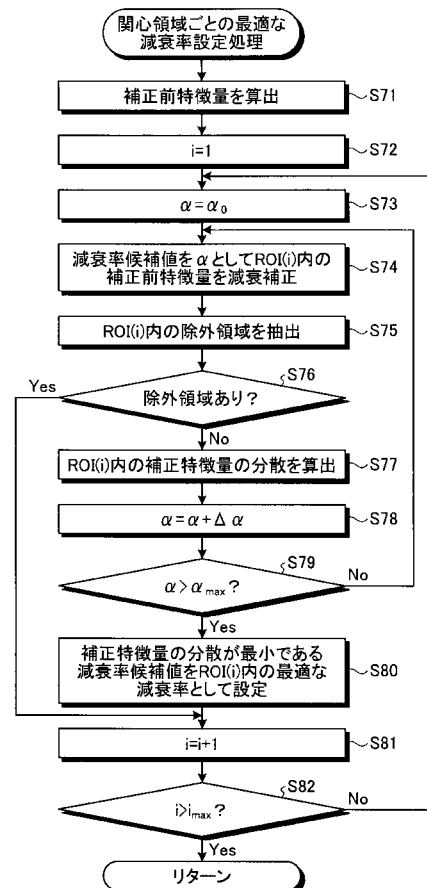
【図 17】



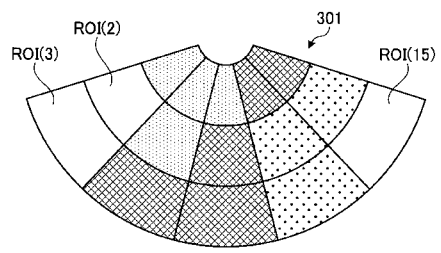
【図 16】



【図 18】



【図 19】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/078534

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/08(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00-8/15

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)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2012/063976 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 May 2012 (18.05.2012), paragraphs [0036] to [0038], [0043] to [0045] & JP 5054254 B & US 2012/0310087 A1 paragraphs [0043] to [0045], [0050] to [0052] & EP 2548512 A1	1-11
A	WO 2014/054469 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 10 April 2014 (10.04.2014), abstract & JP 5568199 B & US 2014/0309531 A1 abstract & EP 2904975 A1	1-11

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
25 December 2015 (25.12.15)Date of mailing of the international search report
12 January 2016 (12.01.16)

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/JP2015/078534

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2013/179859 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 05 December 2013 (05.12.2013), abstract & JP 5430809 B & US 2014/0099008 A1 abstract & EP 2719337 A1	1-11

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 7 8 5 3 4	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. 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 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			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	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, 段落 36-38, 43-45 & JP 5054254 B & US 2012/0310087 A1, [0043]-[0045], [0050]-[0052] & EP 2548512 A1	1-11	
A	WO 2014/054469 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2014.04.10, 要約 & JP 5568199 B & US 2014/0309531 A1, abstract & EP 2904975 A1	1-11	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 25.12.2015		国際調査報告の発送日 12.01.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 富永 昌彦	2 Q 4 4 6 1
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 7 8 5 3 4
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
A	WO 2013/179859 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.12.05, 要約 & JP 5430809 B & US 2014/0099008 A1, abstract & EP 2719337 A1	1-11

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	JPWO2016103847A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016507318	申请日	2015-10-07
[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	市川純一		
发明人	市川 純一		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/461 A61B8/469 A61B8/5207 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S7/52071		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD21 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/JB11 4C601/JB51 4C601/JC37		
优先权	2014259471 2014-12-22 JP		
其他公开文献	JP5948527B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的超声观察设备，频率分析单元，其通过分析超声信号的频率，多个频谱的特性，根据超声信号的接收深度和接收方向来计算多个频谱。通过使用赋予不同衰减特性的多个候选衰减因子中的每一个来计算超声波的衰减对每个频谱的特征量的影响，所述多个候选衰减因子在超声波传播通过观察对象时作为衰减特性。通过计算消除的衰减特性，针对每个衰减率候选值计算每个频谱的校正特征量，并且基于该计算结果，从多个衰减率候选值中选择观察对象的最佳衰减率。提供了要设置的最佳衰减率设置单元和衰减率图像数据生成单元，该衰减率图像数据生成单元生成显示关于最佳衰减率的信息的衰减率图像数据。

