

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6253572号  
(P6253572)

(45) 発行日 平成29年12月27日(2017.12.27)

(24) 登録日 平成29年12月8日(2017.12.8)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 13 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2014-259472 (P2014-259472)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成26年12月22日(2014.12.22)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2016-116792 (P2016-116792A)		東京都八王子市石川町2951番地
(43) 公開日	平成28年6月30日(2016.6.30)	(74) 代理人	100089118
審査請求日	平成28年12月2日(2016.12.2)		弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	服部 浩
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		審査官	永田 浩司

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

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生成される超音波画像、または該超音波画像内で設定される関心領域を分割して複数の分割領域を生成する分割部と、

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を $n$ 次式( $n$ は正の整数)でそれぞれ近似する近似部と、

前記超音波が前記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において、前記 $n$ 次式により抽出される各周波数スペクトルの特徴量に対して前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を行うことによって前記各周波数スペクトルの補正特徴量を算出する減衰補正部と、

各分割領域において、前記複数の減衰率候補値のそれぞれについて分割領域内の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観測対象に最適な部分減衰率に設定する最適部分減衰率設定部と、

前記分割領域ごとに設定された複数の部分減衰率をもとに、前記超音波画像または前記関心領域における最適な減衰率を設定する最適減衰率設定部と、

前記最適減衰率設定部が設定した前記最適な減衰率に基づく前記補正特徴量を視覚情報と関連づけて前記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、

10

20

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、前記最適部分減衰率設定部が前記分割領域ごとに設定した複数の部分減衰率を母集団として計算した統計値に基づいて前記超音波画像または前記関心領域における最適な減衰率を特定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】

前記最適減衰率設定部は、前記最適部分減衰率設定部が設定した前記複数の部分減衰率から、所定の閾値に基づき部分減衰率を抽出し、該抽出した部分減衰率を母集団として計算した統計値に基づいて前記超音波画像または前記関心領域における最適な減衰率を特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。

10

【請求項 4】

前記統計値は、最頻値、平均値または中央値のいずれかであることを特徴とする請求項 2 または 3 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、前記最適部分減衰率設定部が設定した前記複数の部分減衰率に対し、前記分割領域の配置に応じて重み付け処理を施し、該重み付け処理した部分減衰率を母集団として計算した統計値に基づいて前記超音波画像または前記関心領域における最適な減衰率を特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 6】

前記超音波画像または前記関心領域の分割にかかる設定入力を受け付ける入力部を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。

20

【請求項 7】

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、  
前記減衰補正部は、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の前記補正特徴量として算出し、  
前記最適部分減衰率設定部は、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部分減衰率を設定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。

30

【請求項 8】

前記最適部分減衰率設定部は、  
前記減衰補正部が前記傾きを前記補正特徴量として算出する場合は前記傾きに基づいて前記最適な部分減衰率を設定し、前記ミッドバンドフィットを前記補正特徴量として算出する場合は前記ミッドバンドフィットに基づいて前記最適な部分減衰率を設定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】

前記最適部分減衰率設定部は、  
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求め、  
前記関数において前記統計的なばらつきが最小となる減衰率候補値を前記最適な部分減衰率として設定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。

40

【請求項 10】

前記特徴量画像データは、前記最適な減衰率に関する情報を含む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】

前記特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示する表示部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 10 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 12】

分割部が、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生成される超音波画像、または該超音

50

波画像内で設定される関心領域を分割して複数の分割領域を生成する分割ステップと、  
周波数解析部が、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、

近似部が、前記複数の周波数スペクトルを $n$ 次式（ $n$ は正の整数）でそれぞれ近似する近似ステップと、

減衰補正部が、前記超音波が前記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において、前記 $n$ 次式により抽出される各周波数スペクトルの特徴量に対して前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を行うことによって前記各周波数スペクトルの補正特徴量を算出する減衰補正ステップと、

最適部分減衰率設定部が、各分割領域において、前記複数の減衰率候補値のそれぞれについて分割領域内の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観測対象に最適な部分減衰率に設定する最適部分減衰率設定ステップと、

最適減衰率設定部が、前記分割領域ごとに設定された複数の部分減衰率をもとに、前記超音波画像または前記関心領域における最適な減衰率を設定する最適減衰率設定ステップと、

特徴量画像データ生成部が、前記最適減衰率設定ステップで設定した前記最適な減衰率に基づく前記補正特徴量を視覚情報と関連づけて前記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、

を含むことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

#### 【請求項13】

分割部が、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生成される超音波画像、または該超音波画像内で設定される関心領域を分割して複数の分割領域を生成する分割手順と、

周波数解析部が、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手順と、

近似部が、前記複数の周波数スペクトルを $n$ 次式（ $n$ は正の整数）でそれぞれ近似する近似手順と、

減衰補正部が、前記超音波が前記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において、前記 $n$ 次式により抽出される各周波数スペクトルの特徴量に対して前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を行うことによって前記各周波数スペクトルの補正特徴量を算出する減衰補正手順と、

最適部分減衰率設定部が、各分割領域において、前記複数の減衰率候補値のそれぞれについて分割領域内の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観測対象に最適な部分減衰率に設定する最適部分減衰率設定手順と、

最適減衰率設定部が、前記分割領域ごとに設定された複数の部分減衰率をもとに、前記超音波画像または前記関心領域における最適な減衰率を設定する最適減衰率設定手順と、

特徴量画像データ生成部が、前記最適減衰率設定手順で設定した前記最適な減衰率に基づく前記補正特徴量を視覚情報と関連づけて前記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手順と、

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または材料の特性を観測するために、超音波を適用することが

10

20

30

40

50

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】

超音波の強度は、観測対象を伝播する際に減衰する。Bモード画像などの表示用の画像は、超音波の伝播に伴う減衰を補正した後に生成される。このため、減衰補正を行うための減衰量または減衰補正係数を知ることは検査を行う上でも重要である。この減衰補正に関して、取得した信号をもとに、複数の減衰係数を用いて補正処理をそれぞれ行って、該補正処理後の信号をパルス圧縮処理した後、複数のパルス圧縮処理結果から最良の減衰係数を推定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】

【0004】

【特許文献1】特開2010-246640号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、観測対象に応じて減衰率は異なる。また、観測対象の生体組織や材料は、均一であるとは限らず、例えば生体組織が不均一な組織を含む場合もある。最適な減衰補正を行うためには、このような不均一な組織を除いて減衰率の設定を行う必要がある。しかしながら、特許文献1が開示する技術では、例えば観測領域内に不均一な生体組織が存在する場合、該不均一な組織を含んだ処理によって減衰係数を求めることとなり、適切な減衰補正を行うことができない場合があった。

20

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、超音波の減衰補正を適切に行う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】

【0007】

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生成される超音波画像、または該超音波画像内で設定される関心領域を分割して複数の分割領域を生成する分割部と、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において、各周波数スペクトルの特徴量に対して前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を行うことによって前記各周波数スペクトルの補正特徴量を算出する減衰補正部と、前記補正特徴量を用いて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部分減衰率を前記分割領域ごとに設定する最適部分減衰率設定部と、前記分割領域ごとに設定された複数の部分減衰率をもとに、前記超音波画像または前記関心領域における最適な減衰率を設定する最適減衰率設定部と、前記最適減衰率設定部が特定した前記最適な減衰率に基づく前記補正特徴量を視覚情報と関連づけて前記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、を備えたことを特徴とする。

30

40

【0008】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記最適減衰率設定部は、前記最適部分減衰率設定部が前記分割領域ごとに設定した複数の部分減衰率を母集団として計算した統計値に基づいて前記超音波画像または前記関心領域における最適な減衰率を特定することを特徴とする。

【0009】

50

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、前記最適部分減衰率設定部が設定した前記複数の部分減衰率から、所定の閾値に基づき部分減衰率を抽出し、該抽出した部分減衰率を母集団として計算した統計値に基づいて前記超音波画像または前記関心領域における最適な減衰率を特定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、前記統計値は、最頻値、平均値または中央値のいずれかであ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、前記減衰率設定部が設定した前記複数の部分減衰率に対し、前記分割領域の配置に応じて重み付け処理を施し、該重み付け処理した部分減衰率を母集団として計算した統計値に基づいて前記超音波画像または前記関心領域における最適な減衰率を特定することを特徴とする。

10

【0012】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記超音波画像または前記関心領域の分割にかかる設定入力を受け付ける入力部を備えたことを特徴とする。

【0013】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記各周波数スペクトルを $n$ 次式( $n$ は正の整数)で近似する近似部を備え、前記減衰補正部は、前記近似部の近似処理によって前記補正特徴量を算出し、前記最適部分減衰率設定部は、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部分減衰率として設定することを特徴とする。

20

【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、前記減衰補正部は、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の前記補正特徴量として算出し、前記最適部分減衰率設定部は、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部分減衰率を設定することを特徴とする。

【0015】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記最適部分減衰率設定部は、前記減衰補正部が前記傾きを前記補正特徴量として算出する場合は前記傾きに基づいて前記最適な部分減衰率を設定し、前記ミッドバンドフィットを前記補正特徴量として算出する場合は前記ミッドバンドフィットに基づいて前記最適な部分減衰率を設定することを特徴とする。

30

【0016】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記最適部分減衰率設定部は、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求め、前記関数において前記統計的なばらつきが最小となる減衰率候補値を前記最適な部分減衰率として設定することを特徴とする。

40

【0017】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量画像データは、前記最適な減衰率に関する情報を含むことを特徴とする。

【0018】

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

【0019】

本発明に係る超音波観測装置の作動方法は、分割部が、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生成される超音波画像、または該超音波画像内で設定される関心領域を分割して複

50

数の分割領域を生成する分割ステップと、周波数解析部が、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、減衰補正部が、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において、各周波数スペクトルの特徴量に対して前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を行うことによって前記各周波数スペクトルの補正特徴量を算出する減衰補正ステップと、最適部分減衰率設定部が、前記補正特徴量を用いて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部分減衰率を前記分割領域ごとに設定する最適部分減衰率設定ステップと、最適減衰率設定部が、前記分割領域ごとに設定された複数の部分減衰率をもとに、前記超音波画像または前記関心領域における最適な減衰率を設定する最適減衰率設定ステップと、特徴量画像データ生成部が、前記最適減衰率設定ステップで特定した前記最適な減衰率に基づく前記補正特徴量を視覚情報と関連づけて前記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、を含むことを特徴とする。

10

【0020】

本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、分割部が、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生成される超音波画像、または該超音波画像内で設定される関心領域を分割して複数の分割領域を生成する分割手順と、周波数解析部が、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手順と、減衰補正部が、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において、各周波数スペクトルの特徴量に対して前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を行うことによって前記各周波数スペクトルの補正特徴量を算出する減衰補正手順と、最適部分減衰率設定部が、前記補正特徴量を用いて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部分減衰率を前記分割領域ごとに設定する最適部分減衰率設定手順と、最適減衰率設定部が、前記分割領域ごとに設定された複数の部分減衰率をもとに、前記超音波画像または前記関心領域における最適な減衰率を設定する最適減衰率設定手順と、特徴量画像データ生成部が、前記最適減衰率設定手順で特定した前記最適な減衰率に基づく前記補正特徴量を視覚情報と関連づけて前記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手順と、を超音波観測装置に実行させることを特徴とする。

20

30

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、超音波の減衰補正を適切に行うことができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】図1は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、本発明の一実施の形態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。

40

【図3】図3は、本発明の一実施の形態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、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の設定部が行う処理の概要を説明する図である。

【図5】図5は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の分割部が行う処理の概要を説明する図である。

【図6】図6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7】図7は、本発明の一実施の形態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。

50

【図 8】図 8 は、本発明の一実施の形態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 9】図 9 は、同じ観測対象に対して 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 10】図 10 は、本発明の一実施の形態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 11】図 11 は、本発明の一実施の形態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 12】図 12 は、本発明の一実施の形態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 13】図 13 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の表示部における特徴量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】

【0023】

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。

【0024】

（実施の形態）

図 1 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの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。

【0025】

超音波内視鏡 2 は、その先端部に、超音波観測装置 3 から受信した電気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気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にして、電子的に走査させるものであってもよい。

【0026】

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。

【0027】

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 から電気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 36 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 37 と、を備える。

## 【 0 0 2 8 】

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 (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。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

## 【 0 0 2 9 】

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 R F 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。

## 【 0 0 3 0 】

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。

20

## 【 0 0 3 1 】

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 I D 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。

## 【 0 0 3 2 】

信号処理部 3 2 は、R F 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、R F 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、C P U (Central Proccesing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。

30

## 【 0 0 3 3 】

演算部 3 3 は、送受信部 3 が生成した R F 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、特定の深度幅および音線幅で区切られる関心領域の設定を行う設定部 3 3 2 と、設定部 3 3 2 により設定された関心領域を所定のパターンで分割する分割部 3 3 3 と、増幅補正を行った R F データに高速フーリエ変換 (F F T : Fast Fourier Transfom) 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 3 3 4 と、周波数スペクトルの特徴量を算出する特徴量算出部 3 3 5 と、を有する。演算部 3 3 は、C P U (Central Proccesing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。

40

## 【 0 0 3 4 】

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す図である。図 3 に示すように、増幅補正部 3 3 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 3 3 1 がデジタル R F 信号を増幅補正することによ

50

り、受信信号処理部 3 2 における S T C 補正の影響を相殺し、一定の増幅率  $t_h$  の信号を出力することができる。なお、増幅補正部 3 3 1 が行う受信深度  $z$  と増幅率  $t_h$  の関係は、受信信号処理部 3 2 における受信深度と増幅率の関係に応じて異なることは勿論である。

【 0 0 3 5 】

このような増幅補正を行う理由を説明する。S T C 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、S T C 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。

10

【 0 0 3 6 】

一方、本実施の形態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、S T C 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)、S T C 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。

【 0 0 3 7 】

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、S T C 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 S T C 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、S T C 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。

20

【 0 0 3 8 】

そこで、本実施の形態では、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 S T C 補正を施した信号に対して S T C 補正の影響を排除するために、増幅補正部 3 3 1 によって増幅率の補正を行う。

【 0 0 3 9 】

設定部 3 3 2 は、特定の深度幅および音線幅で区切られる関心領域の設定を行う。図 4 は、設定部が行う処理の概要を説明する図である。設定部 3 3 2 は、図 4 に示すように、走査領域 1 0 0 に対して、計測などを行う部位(組織)を含む観測領域を関心領域 1 0 1 として設定する。設定部 3 3 2 は、入力部 6 が受け付けた設定入力に応じて関心領域 1 0 1 の設定を行う。

30

【 0 0 4 0 】

分割部 3 3 3 は、設定部 3 3 2 により設定された関心領域を所定のパターンで分割する。図 5 は、分割部が行う処理の概要を説明する図である。分割部 3 3 3 は、例えば図 5 に示すように、設定部 3 3 2 により設定された関心領域 1 0 1 を九分割する。分割部 3 3 3 の分割処理により、関心領域 1 0 1 は、九つの分割領域(分割領域 1 0 1 A ~ 1 0 1 I)に分割される。分割部 3 3 3 は、入力部 6 が受け付けた設定入力に応じて関心領域 1 0 1 を分割してもよいし、予め記憶部 3 7 に記憶されている分割数や分割パターンに基づいて関心領域 1 0 1 を分割するものであってもよい。

40

【 0 0 4 1 】

周波数解析部 3 3 4 は、増幅補正部 3 3 1 が増幅補正した各音線の R F 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 3 3 4 は、サンプルデータ群に F F T 処理を施すことにより、R F 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。

【 0 0 4 2 】

図 6 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 つのサンプル点におけるデータを意

50

味している。また、音線  $S R_k$  において、右側に位置するデータほど、超音波振動子 2 1 から音線  $S R_k$  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  $S R_k$  は、送受信部 3 1 が行う A / D 変換におけるサンプリング周波数（例えば 5 0 M H z）に対応した時間間隔で離散化されている。図 6 では、番号  $k$  の音線  $S R_k$  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 3 3 4 による算出結果は複素数で得られ、記憶部 3 7 に格納される。

#### 【 0 0 4 3 】

図 6 に示すデータ群  $F_j$  ( $j = 1, 2, \dots, K$ ) は、F F T 処理の対象となるサンプルデータ群である。一般に、F F T 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 1 6 ( $= 2^4$ ) 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 1 2 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 F F T 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 3 3 2 の処理を説明する際に詳述する（図 1 1 を参照）。

#### 【 0 0 4 4 】

図 7 は、周波数解析部 3 3 4 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、サンプルデータ群を F F T 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。

#### 【 0 0 4 5 】

図 7 では、横軸が周波数  $f$  である。また、図 7 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)  $I = 1 0 \log_{10} (I_0 / I_c)$  である。図 7 に示す直線  $L_{10}$  については後述する。なお、本実施の形態において、曲線および直線は、離散的な点の集合からなる。

#### 【 0 0 4 6 】

図 7 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 1 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 7 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 7 】

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。

#### 【 0 0 4 8 】

特徴量算出部 3 3 5 は、関心領域 1 0 1 における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において、各周波数スペクトルの特徴量 (以下、補正前特徴量という) に対して超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を行うことによって各周波数スペクトルの補正特徴量を算出し、該補正特徴量を用いて複数の減衰率候補値の中から最適な減衰率を分割領域 1 0 1 A ~ 1 0 1 I ごとに設定し、設定された複数の減衰率から関心領域 1 0 1 に最適な減衰率を特定する。

#### 【 0 0 4 9 】

特徴量算出部 3 3 5 は、関心領域 1 0 1 における周波数スペクトルを直線で近似するこ

10

20

30

40

50

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 335 a と、近似部 335 a が算出した補正前特徴量に対し、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 335 b と、減衰補正部 335 b 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に基づいて複数の減衰率候補値の中から最適な部分減衰率を分割領域 101 A ~ 101 I ごとに設定する最適部分減衰率設定部 335 c と、分割領域 101 A ~ 101 I ごとに設定された部分減衰率の中から観測対象（関心領域 101）の最適な減衰率を設定する最適減衰率設定部 335 d と、を有する。

#### 【0050】

近似部 335 a 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 7 に示す周波数スペクトル  $C_1$  の場合、近似部 335 a 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 335 a 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。

#### 【0051】

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、一般に散乱体が大きいかほど傾きが小さな値を有すると考えられる。また、切片  $b_0$  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、散乱体が大きいかほど大きな値を有し、音響インピーダンスの差が大きいかほど大きな値を有し、散乱体の数密度が大きいか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、特徴量算出部 335 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。

#### 【0052】

減衰補正部 335 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、一般的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。

$$A(f, z) = 2 \alpha z f^n \quad \dots (1)$$

ここで、比例定数  $\alpha$  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  $\alpha$  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  $\alpha$  の単位は、例えば dB / cm / MHz である。本実施の形態において、減衰補正部 335 b は、分割領域 101 A ~ 101 I ごとに最も適合する部分減衰率（最適な部分減衰率）をそれぞれ設定するために、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 12 を参照して後述する。

#### 【0053】

減衰補正部 335 b は、近似部 335 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。

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

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

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

10

20

30

40

50

式(2)、(4)からも明らかのように、減衰補正部335b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。

【0054】

図8は、減衰補正部335b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、

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

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。

10

【0055】

最適部分減衰率設定部335cは、減衰補正部335b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が最小である減衰率候補値を最適な部分減衰率として設定する。最適部分減衰率設定部335cは、分割領域101A~101Iごとに最適な部分減衰率を設定する。本実施の形態では、統計的なばらつきを示す量として分散を適用する。この場合、最適部分減衰率設定部335cは、分散が最小となる減衰率候補値を最適な部分減衰率として設定する。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 $a$ 、 $c$ に対して最適な部分減衰率を設定する場合、最適部分減衰率設定部335c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。

20

【0056】

ただし、最適部分減衰率設定部335cが、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、補正特徴量 $c$ を用いて最適な部分減衰率を設定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。

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

式(6)の右辺第2項の $'$ 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、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 $c$ を用いて特徴量画像を生成する場合は、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 $a$ を用いて特徴量画像を生成する場合は、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。例えば、減衰率の単位がdB/cm/MHzである場合、係数 $'$ の単位はdB/cmである。

30

【0057】

ここで、統計的なばらつきに基づいて最適な部分減衰率(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部分減衰率とした場合、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部分減衰率であるということができる。

40

【0058】

図9は、同じ観測対象に対して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9では、横軸を補正特徴量とし、縦軸を頻度としている。図9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9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

50

小さく（分散が小さく）、山が急峻な形状をなす。したがって、最適部分減衰率設定部 335c 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部分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部分減衰率として設定する。

【0059】

最適減衰率設定部 335d は、分割領域 101A ~ 101I ごとに設定された部分減衰率の中から関心領域 101 の最適な減衰率を設定する。具体的には、最適減衰率設定部 335d は、得られた複数の部分減衰率を母集団として該母集団の統計値である最頻値を抽出し、該最頻値を関心領域 101 の減衰率をして設定する。

【0060】

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、最適部分減衰率設定部 335c が設定した最適な減衰率に基づく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 342 と、を有する。

【0061】

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、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 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。

【0062】

B モード画像データ生成部 341 は、信号処理部 32 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 341 は、生成した B モード画像データを特徴量画像データ生成部 342 へ出力する。

【0063】

特徴量画像データ生成部 342 は、特徴量算出部 335 が算出した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 342 は、例えば図 6 に示す 1 つのサンプルデータ群  $F_j$  ( $j = 1, 2, \dots, K$ ) のデータ量に対応する画素領域に対し、そのサンプルデータ群  $F_j$  から算出される周波数スペクトルの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 342 は、例えば上述した傾き、切片、ミッドバンドフィット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データを生成する。なお、特徴量画像データ生成部 342 が、傾き、切片、ミッドバンドフィットから選択される 2 つの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。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事ができる。

【0064】

制御部 36 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 36 は、記憶部 37 が記憶、格納する情報を記憶部 37 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 36 を信号処理部 32 および演算部 33 と共通の CPU 等を用いて構成することも可能である。

【0065】

記憶部 37 は、減衰補正部 335b が減衰率候補値に応じて周波数スペクトルごとに算出した複数の特徴量、および該複数の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と対応づけて記憶する特徴量情報記憶部 371 を有する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 6 6 】

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。

## 【 0 0 6 7 】

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、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。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。

10

## 【 0 0 6 8 】

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。

## 【 0 0 6 9 】

図 1 0 は、以上の構成を有する超音波観測装置 3 が行う処理の概要を示すフローチャートである。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）。

20

## 【 0 0 7 0 】

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（STC補正）を行う。

## 【 0 0 7 1 】

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（ステップ S 4）。

30

## 【 0 0 7 2 】

増幅補正部 3 3 1 は、送受信部 3 から出力された信号に対して受信深度によらず増幅率が一定となる増幅補正を行う（ステップ S 5）。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 7 3 】

増幅補正後、設定部 3 3 2 は、特定の深度幅および音線幅で区切られる関心領域の設定を行う（ステップ S 6）。設定部 3 3 2 は、例えば、図 4 に示す走査領域 1 0 0 に対し、入力部 6 からの設定入力などに応じて関心領域 1 0 1 を設定する。

## 【 0 0 7 4 】

設定部 3 3 2 により関心領域 1 0 1 が設定されると、分割部 3 3 3 は、関心領域を所定のパターンで分割する（ステップ S 7：分割ステップ）。分割部 3 3 3 は、例えば、図 5 に示すように、関心領域 1 0 1 を九つの領域に分割して分割領域 1 0 1 A ~ 1 0 1 I を生成する。

40

## 【 0 0 7 5 】

この後、周波数解析部 3 3 4 は、FFT演算による周波数解析を行うことによって関心領域 1 0 0 の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 8：周波数解析ステップ）。図 1 1 は、ステップ S 8 において周波数解析部 3 3 4 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 1 1 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。

50

## 【 0 0 7 6 】

まず、周波数解析部 3 3 4 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 2 1）。

## 【 0 0 7 7 】

続いて、周波数解析部 3 3 4 は、FFT 演算用に取得する一連のデータ群（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 2 2）。例えば、図 6 では、上述したように、音線  $SR_k$  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 8 】

その後、周波数解析部 3 3 4 は、サンプルデータ群を取得し（ステップ S 2 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用いる（ステップ S 2 4）。このようにサンプルデータ群に対して窓関数を用いることにより、サンプル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。

## 【 0 0 7 9 】

続いて、周波数解析部 3 3 4 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 2 5）。図 6 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 6 に示す場合、サンプルデータ群  $F_j$ （ $j = 1, 2, \dots, K - 1$ ）はともに正常である。なお、図 6 では  $n = 4$ （ $N = 7, M = 8$ ）の場合を例示している。

## 【 0 0 8 0 】

ステップ S 2 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 2 5 : Yes）、周波数解析部 3 3 4 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

## 【 0 0 8 1 】

ステップ S 2 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 2 5 : No）、周波数解析部 3 3 4 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 2 6）。ステップ S 2 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 6 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 2 6 の後、周波数解析部 3 3 4 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

## 【 0 0 8 2 】

ステップ S 2 7 において、周波数解析部 3 3 4 は、サンプルデータ群を用いて 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 S 2 7）。図 7 に示す周波数スペクトル  $C_1$  は、ステップ S 2 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。

## 【 0 0 8 3 】

続いて、周波数解析部 3 3 4 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 2 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 6 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 4 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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 4 】

その後、周波数解析部 3 3 4 は、データ位置  $Z^{(k)}$  が音線  $S R_k$  における最大値  $Z^{(k)}_{max}$  より大きいかなかを判定する (ステップ S 2 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 2 9 : Y e s)、周波数解析部 3 3 4 はカウンタ  $k$  を 1 増加させる (ステップ S 3 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 2 9 : N o)、周波数解析部 3 3 4 はステップ S 2 3 へ戻る。このようにして、周波数解析部 3 3 4 は、音線  $S R_k$  に対して、 $[(Z^{(k)}_{max} - Z^{(k)}_0 + 1) / D + 1]$  個のサンプルデータ群に対する F F T 演算を行う。ここで、 $[X]$  は、 $X$  を超えない最大の整数を表す。

## 【 0 0 8 5 】

ステップ S 3 0 の後、周波数解析部 3 3 4 は、カウンタ  $k$  が最大値  $k_{max}$  より大きいかなかを判定する (ステップ S 3 1)。カウンタ  $k$  が  $k_{max}$  より大きい場合 (ステップ S 3 1 : Y e s)、周波数解析部 3 3 4 は一連の周波数解析処理を終了する。一方、カウンタ  $k$  が  $k_{max}$  以下である場合 (ステップ S 3 1 : N o)、周波数解析部 3 3 4 はステップ S 2 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 8 6 】

このようにして、周波数解析部 3 3 4 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 F F T 演算を行う。F F T 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 7 】

なお、以上の説明では、設定された関心領域内においてのみ周波数解析処理を行うものとしたが、周波数解析部 3 3 4 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ようにすることも可能である。

## 【 0 0 8 8 】

以上説明したステップ S 8 の周波数解析処理に続いて、特徴量算出部 3 3 5 は、複数の周波数スペクトルの補正前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に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において、各周波数スペクトルの補正前特徴量に対して超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を行うことによって各周波数スペクトルの補正特徴量を算出し、該補正特徴量を用いて複数の減衰率候補値の中から分割領域ごとの部分減衰率を設定し、分割領域ごとに設定された複数の部分減衰率の中から観測対象に最適な減衰率を設定する (ステップ S 9 ~ S 1 8)。以下、ステップ S 9 ~ S 1 8 の処理を詳細に説明する。

## 【 0 0 8 9 】

ステップ S 9 において、近似部 3 3 5 a は、周波数解析部 3 3 4 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、減衰率設定対象の分割領域の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 9)。具体的には、近似部 3 3 5 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 7 に示す直線  $L_{10}$  は、近似部 3 3 5 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。

## 【 0 0 9 0 】

この後、最適部分減衰率設定部 3 3 5 c は、後述する減衰補正を行う際に適用する減衰率候補値 の値を所定の初期値  $0$  に設定する (ステップ S 1 0)。この初期値  $0$  の値は、予め記憶部 3 7 が記憶しておき、最適部分減衰率設定部 3 3 5 c が記憶部 3 7 を参照するようにすればよい。

## 【 0 0 9 1 】

続いて、減衰補正部 3 3 5 b は、近似部 3 3 5 a が各周波数スペクトルに対して近似した補正前特徴量に対し、減衰率候補値を として減衰補正を行うことにより、補正特徴量を算出し、減衰率候補値 とともに特徴量情報記憶部 3 7 1 に格納する (ステップ S 1 1

10

20

30

40

50

：減衰補正ステップ）。図 8 に示す直線  $L_1$  は、減衰補正部 335 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。

【0092】

ステップ S 11 において、減衰補正部 335 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 50 MHz とし、音速  $v_s$  を 1530 m/sec とし、図 6 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、 $z = 0.2295 n$  (mm) となる。

10

【0093】

最適部分減衰率設定部 335 c は、減衰補正部 335 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複数の補正特徴量のうち代表となる補正特徴量の分散を算出し、減衰率候補値 と対応づけて特徴量情報記憶部 371 へ格納する (ステップ S 12)。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、最適部分減衰率設定部 335 c 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 10 において、補正特徴量  $a$  を用いて特徴量画像を生成する場合は補正特徴量  $a$  の分散を適用し、補正特徴量  $c$  を用いて特徴量画像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。

【0094】

20

この後、最適部分減衰率設定部 335 c は、減衰率候補値 の値を だけ増加させ (ステップ S 13)、増加後の減衰率候補値 と所定の最大値  $_{max}$  との大小を比較する (ステップ S 14)。ステップ S 14 における比較の結果、減衰率候補値 が最大値  $_{max}$  より大きい場合 (ステップ S 14 : Yes)、超音波観測装置 3 はステップ S 15 へ移行する。一方、ステップ S 14 における比較の結果、減衰率候補値 が最大値  $_{max}$  以下である場合 (ステップ S 14 : No)、超音波観測装置 3 はステップ S 11 へ戻る。

【0095】

ステップ S 15 において、最適部分減衰率設定部 335 c は、特徴量情報記憶部 371 が記憶する減衰率候補値ごとの分散を参照し、分散が最小である減衰率候補値を分割領域における最適な部分減衰率として設定する (ステップ S 15 : 最適部分減衰率設定ステップ)。

30

【0096】

図 12 は、最適部分減衰率設定部 335 c が行う処理の概要を示す図である。  $_0 = 0$  (dB/cm/MHz)、  $_{max} = 1.0$  (dB/cm/MHz)、  $= 0.2$  (dB/cm/MHz) とした場合の減衰率候補値 と分散  $S$  ( ) との関係の例を示す図である。図 12 に示す場合、減衰率候補値 が  $0.2$  (dB/cm/MHz) のときに分散が最小値  $S$  ( )  $_{min}$  をとる。したがって、図 12 に示す場合、最適部分減衰率設定部 335 c は、  $= 0.2$  (dB/cm/MHz) を最適な部分減衰率として設定する。

【0097】

なお、最適部分減衰率設定部 335 c が最適な減衰率を設定する前に、近似部 331 a が回帰分析を行うことによって減衰率候補値 における分散  $S$  ( ) の値を補間する曲線を算出し、その後、この曲線に対し、  $0$  (dB/cm/MHz)  $1.0$  (dB/cm/MHz) における最小値  $S$  ( )  $'_{min}$  を算出し、そのときの減衰率候補値の値  $'$  を最適な部分減衰率として設定するものであってもよい。図 12 に示す場合、最適な部分減衰率  $'$  は、  $0$  (dB/cm/MHz) と  $0.2$  (dB/cm/MHz) の間の値となる。

40

【0098】

減衰率設定対象の分割領域における部分減衰率の設定後、特徴量算出部 335 は、次の部分減衰率設定対象の分割領域があるか否かを判断する (ステップ S 16)。特徴量算出部 335 は、次の部分減衰率設定対象の分割領域がある場合 (ステップ S 16 : Yes)

50

、ステップS 9に移行して、次の分割領域について部分減衰率の設定を行う。一方、特徴量算出部335は、次の部分減衰率設定対象の分割領域がない場合（ステップS 16：No）、ステップS 17に移行する。

【0099】

ステップS 17において、最適減衰率設定部335dは、分割領域101A～101Iごとに設定された部分減衰率の中から関心領域101の最適な減衰率を設定する（ステップS 17：最適減衰率設定ステップ）。本実施の形態では、最適減衰率設定部335dは、得られた複数の部分減衰率の最頻値を抽出し、該最頻値を関心領域101の減衰率をして特定する。

【0100】

特徴量画像データ生成部342は、Bモード画像データ生成部341が生成したBモード画像データにおける各画素に対し、ステップS 17で特定された最適な減衰率に基づく補正特徴量に関連づけた視覚情報（例えば色相）を重畳するとともに、最適な減衰率の情報を加えることによって特徴量画像データを生成する（ステップS 18：特徴量画像データ生成ステップ）。

【0101】

この後、表示部7は、制御部36の制御のもと、特徴量画像データ生成部342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S 19）。図13は、表示部7における特徴量画像の表示例を模式的に示す図である。同図に示す特徴量画像201は、Bモード画像に特徴量に関する視覚情報が重畳された画像を表示する重畳画像表示部202と、観測対象の識別情報および最適な減衰率として設定された減衰率候補値の情報を表示する情報表示部203とを有する。なお、情報表示部203に、特徴量の情報、近似式の情報、ゲインやコントラスト等の画像情報等をさらに表示するようにしてもよい。また、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してもよい。また、減衰率候補値の情報を表示するか否かの指示信号を入力部6が受け付け可能な構成としてもよい。

【0102】

以上説明してきた一連の処理（ステップS 1～S 19）において、ステップS 4の処理とステップS 5～S 17の処理とを並行して行うようにしてもよい。

【0103】

以上説明した本発明の一実施の形態によれば、設定された関心領域を分割し、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中から観測対象に最適な部分減衰率を分割領域ごとに設定し、設定された複数の部分減衰率の最頻値を当該関心領域の減衰率として設定し、該設定した最適な減衰率を用いて減衰補正を行うことによって複数の周波数スペクトルの各々の特徴量を算出するため、超音波の減衰補正を適切に行うことができるとともに、その減衰特性を利用した観測を行うことができる。

【0104】

また、本実施の形態によれば、各周波数スペクトルを減衰補正した補正特徴量の統計的なばらつきに基づいて最適な部分減衰率を設定するため、複数の減衰モデルとフィッティングを行う従来技術と比較して、計算量を削減することができる。

【0105】

また、本実施の形態によれば、観測対象に適合する減衰率が未知の場合であっても、最適な減衰率を設定することができる。

【0106】

（実施の形態の変形例1）

上述した実施の形態では、最適減衰率設定部335dが、各分割領域で設定された部分減衰率のうち、最頻値を関心領域の減衰率として特定するものとして説明したが、各分割領域で設定された部分減衰率の平均値を算出し、該算出した平均値を関心領域の減衰率として設定するものであってもよい。

【0107】

10

20

30

40

50

(実施の形態の変形例2)

上述した実施の形態では、最適減衰率設定部335dが、各分割領域で設定された部分減衰率のうち、最頻値を關心領域の減衰率として特定するものとして説明したが、各分割領域で設定された部分減衰率の中央値を關心領域の減衰率として設定するものであってもよい。

【0108】

(実施の形態の変形例3)

上述した実施の形態では、最適減衰率設定部335dが、各分割領域で設定された部分減衰率のうち、最頻値を關心領域の減衰率として特定するものとして説明したが、關心領域の減衰率を選択するために用いる部分減衰率を判定するための閾値を設定し、各分割領域で設定された部分減衰率のうち閾値を超えた分割領域の部分減衰率を除外し、閾値以下の部分減衰率の最頻値や平均値、中央値を關心領域の減衰率として設定するものであってもよい。ここで、閾値は、特徴量(補正特徴量)に基づいて設定されるものであってもよいし、Bモード画像におけるR(赤)、G(緑)、B(青)の値(輝度値)などの視覚情報に基づいて設定されるものであってもよい。また、例えば、特徴量に基づいて閾値が設定されている場合、分割領域に含まれる複数の特徴量(例えば最頻値)と閾値とを比較して、比較結果を出力するものであってもよいし、分割領域に含まれる全特徴量に対し、閾値を超えた特徴量の割合が、所定の割合以上であるか否かで、当該分割領域の部分減衰率を除外するか否かを判断するものであってもよい。

10

【0109】

(実施の形態の変形例4)

上述した実施の形態では、最適減衰率設定部335dが、各分割領域で設定された部分減衰率のうち、最頻値を關心領域の減衰率として特定するものとして説明したが、複数の分割領域のうち中心近傍の分割領域を抽出し、抽出した分割領域の部分減衰率の最頻値や平均値、中央値を關心領域の減衰率として設定するものであってもよい。

20

【0110】

(実施の形態の変形例5)

上述した実施の形態では、最適減衰率設定部335dが、各分割領域で設定された部分減衰率のうち、最頻値を關心領域の減衰率として特定するものとして説明したが、設定された複数の部分減衰率に対して各々重み付けを行って減衰率を算出し、算出した減衰率を關心領域の減衰率として設定するものであってもよい。

30

【0111】

例えば、最適減衰率設定部335dが、分割された複数の分割領域のうち指定された分割領域の部分減衰率を中心に重み付けの係数を付与し、係数を乗じた部分減衰率を加算することで關心領域の減衰率の設定を行う。ここで、各係数は、すべての係数の和は1となるように設定される。具体的には、最適減衰率設定部335dは、例えば図5に示す各分割領域101A~101Iの部分減衰率を $101A \sim 101I$ とし、分割領域101Eが指定されている場合、下式(7)により關心領域101の最適な減衰率 $101$ を特定する。

$$\begin{aligned}
 101 = & 0.6 \times 101E + 0.05 \times 101A + 0.05 \times 101B \\
 & + 0.05 \times 101C + 0.05 \times 101D + 0.05 \times 101F \\
 & + 0.05 \times 101G + 0.05 \times 101H + 0.05 \times 101I \\
 & \dots (7)
 \end{aligned}$$

40

【0112】

上述した変形例3のように閾値を設定した場合は、各分割領域で設定された部分減衰率のうち閾値を超えた部分減衰率の係数を0としたり、当該部分減衰率を式(7)から除外するようにしてもよい。

【0113】

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、最適部分減衰率設定部335cは

50

、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部分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部分減衰率を設定する場合と比較して、最適な部分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。

【0114】

また、最適部分減衰率設定部335cは、超音波画像の所定のフレーム間隔で最適な部分減衰率を設定するようにしてもよい。これにより、計算量を大幅に削減することができる。この場合には、次に最適な部分減衰率を設定するまでの間、最後に設定した最適な部分減衰率の値を使用すればよい。

10

【0115】

また、統計的なばらつきを算出する対象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。これらの領域の設定を入力部6が受け付け可能な構成としてもよい。

【0116】

また、関心領域に対して領域を分割して部分減衰率を設定し、複数の部分減衰率から関心領域の最適な減衰率を求めるものとしたが、画像全体に対して領域を分割して部分減衰率を設定し、複数の部分減衰率から画像全体の最適な減衰率を求めるものとしてもよい。この場合、設定部332が関心領域を画像全体として設定するものであつてもよい。また、特徴量算出部335が、設定された関心領域内とその関心領域外とで個別に最適な減衰率を設定するようにしてもよい。

20

【0117】

また、入力部6が減衰率候補値の初期値 $\theta_0$ の設定変更の入力を受け付け可能な構成としてもよい。

【0118】

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部分減衰率となることはいうまでもない。

30

【0119】

また、最適部分減衰率設定部335c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、統計的なばらつきが最小である場合の減衰率候補値を最適な部分減衰率として設定することも可能である。

【0120】

また、減衰補正部335b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335a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つて補正特徴量を算出するようにしてもよい。

【0121】

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

40

【符号の説明】

【0122】

- 1 超音波診断システム
- 2 超音波内視鏡
- 3 超音波観測装置
- 4 表示装置
- 21 超音波振動子
- 31 送受信部
- 32 信号処理部

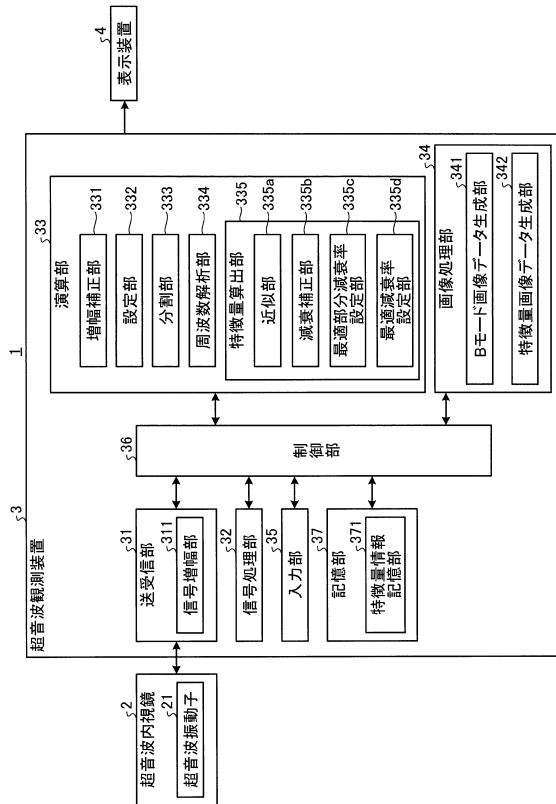
50

- 3 3 演算部
- 3 4 画像処理部
- 3 5 入力部
- 3 6 制御部
- 3 7 記憶部
- 3 3 1 増幅補正部
- 3 3 2 設定部
- 3 3 3 分割部
- 3 3 4 周波数解析部
- 3 3 5 特徴量算出部
- 3 4 1 Bモード画像データ生成部
- 3 4 2 特徴量画像データ生成部
- 3 7 1 特徴量情報記憶部
- 1 0 0 走査領域
- 1 0 1 関心領域
- 1 0 1 A ~ 1 0 1 I 分割領域
- 2 0 1 特徴量画像
- 2 0 2 重畳画像表示部
- 2 0 3 情報表示部
- 3 3 5 a 近似部
- 3 3 5 b 減衰補正部
- 3 3 5 c 最適部分減衰率設定部
- 3 3 5 d 最適減衰率設定部
- C<sub>1</sub> 周波数スペクトル

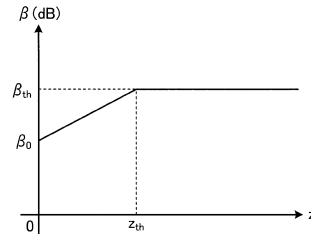
10

20

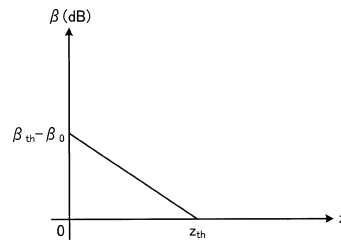
【図1】



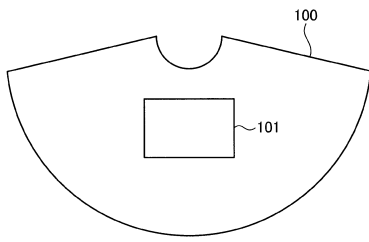
【図2】



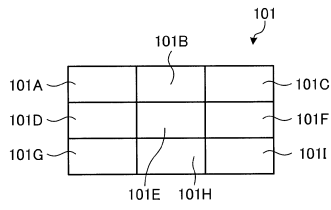
【図3】



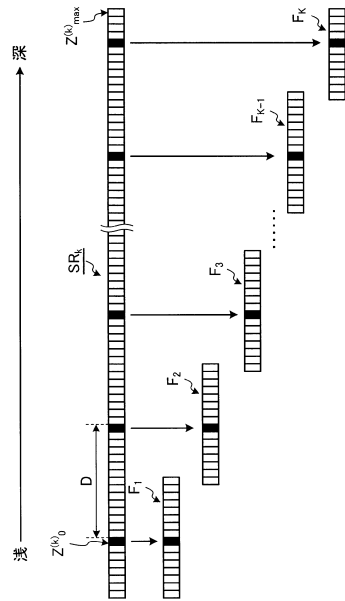
【図4】



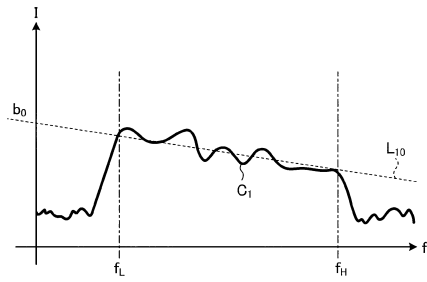
【図5】



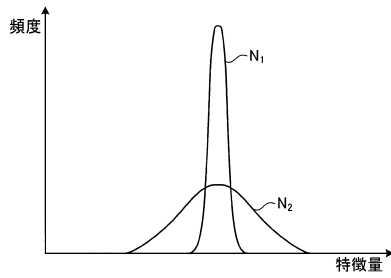
【図6】



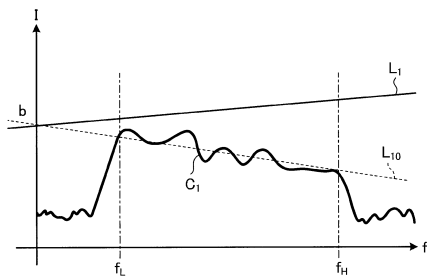
【図7】



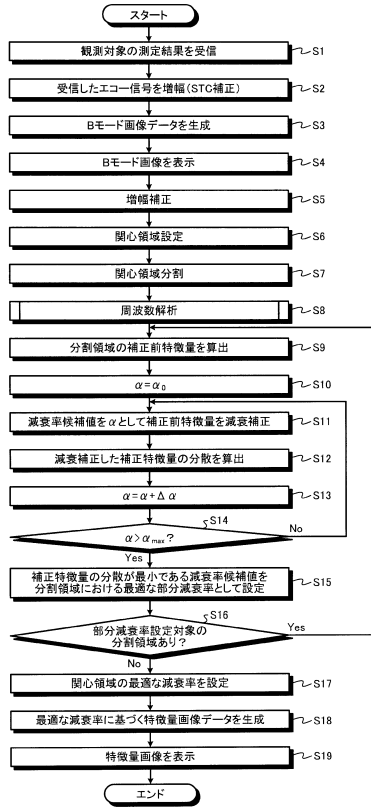
【図9】



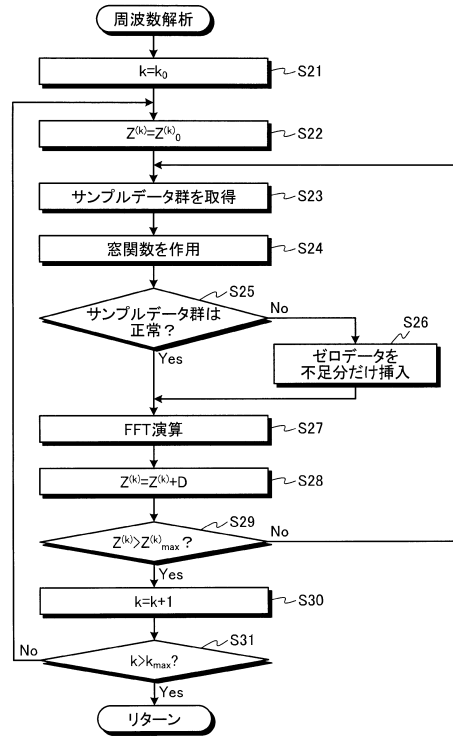
【図8】



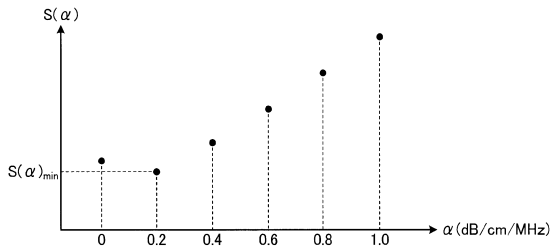
【図10】



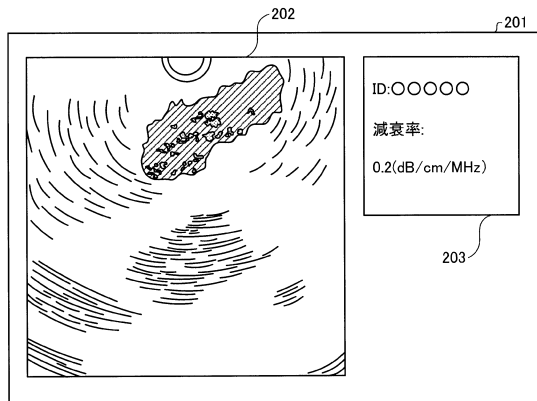
【図11】



【図12】



【図13】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2010-246640(JP,A)  
再公表特許第2012/063929(JP,A1)  
再公表特許第2014/054469(JP,A1)  
特開平01-299537(JP,A)  
特開平06-114060(JP,A)  
米国特許出願公開第2006/0064014(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

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="#">JP6253572B2</a>	公开(公告)日	2017-12-27
申请号	JP2014259472	申请日	2014-12-22
[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		
当前申请(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		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/JB13 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/JC07 4C601/JC37 4C601/KK06		
代理人(译)	酒井宏明		
审查员(译)	永田浩二		
其他公开文献	JP2016116792A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种能够适当地进行超声波的衰减校正的超声波观测装置，超声波观测装置的操作方法以及超声波观测装置的操作程序。基于用于划分感兴趣区域的回波信号或划分单元生成的超声图像，以及用于通过分析基于回波信号生成的信号的频率来计算多个频谱的频率分析通过计算每个频谱的特征量来计算每个频谱的特征量，并且通过对多个衰减因子候选值中的每一个的每个频谱的特征量执行衰减校正来计算每个频谱的校正特征量。基于衰减校正部分设置超声图像或感兴趣区域中的最佳衰减因子，设置对于每个划分区域的观察目标最佳的部分衰减因子的部分衰减因子设置部分，以及多个部分衰减因子提供最佳衰减因子设置单元和特征量图像数据生成单元，用于生成要与超声图像一起显示的特征量图像数据。[选图]图1

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6253572号 (P6253572)
(45) 発行日 平成29年12月27日(2017.12.27)	(24) 登録日 平成29年12月8日(2017.12.8)	
(51) Int. Cl. A61B 8/14 (2006.01)	F I A61B 8/14	
請求項の数 13 (全 24 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-259472 (P2014-259472)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社	
(22) 出願日 平成26年12月22日(2014.12.22)	東京都八王子市石川町2-9-5 1番地	
(65) 公開番号 特開2016-116792 (P2016-116792A)	(74) 代理人 100089118 弁理士 酒井 宏明	
(43) 公開日 平成28年6月30日(2016.6.30)	(72) 発明者 服部 浩 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内	
審査請求日 平成28年12月2日(2016.12.2)	審査官 永田 浩司	
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		