

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/151951

発行日 平成29年4月27日 (2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年9月29日 (2016. 9. 29)

(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 34 頁)

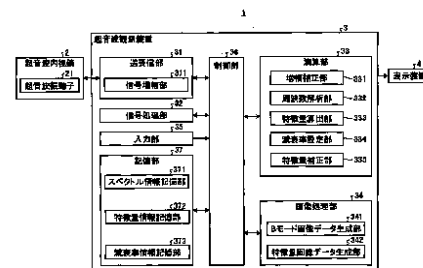
出願番号 特願2016-521369 (P2016-521369) (21) 国際出願番号 PCT/JP2015/083929 (22) 国際出願日 平成27年12月2日 (2015. 12. 2) (11) 特許番号 特許第5953457号 (P5953457) (45) 特許公報発行日 平成28年7月20日 (2016. 7. 20) (31) 優先権主張番号 特願2015-59977 (P2015-59977) (32) 優先日 平成27年3月23日 (2015. 3. 23) (33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地 (74) 代理人 110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所 (72) 発明者 市川 純一 東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内 Fターム(参考) 4C601 DD18 EE09 JB13 JB49 JB51 JC07 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該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する特徴量算出部と、超音波画像の関心領域とは異なる領域であって特徴量を補正する演算に使用する領域である演算用領域の減衰率を設定する減衰率設定部と、減衰率設定部が設定した減衰率を用いて特徴量の減衰補正を行うことによって、超音波画像の関心領域におけるサンプリング点の補正特徴量を算出する特徴量補正部と、を備える。



2... ULTRASONIC ENDOSCOPE
3... ULTRASONIC OBSERVATION DEVICE
4... DISPLAY DEVICE
21... ULTRASONIC OSCILLATOR
31... TRANSDUCER UNIT
32... SIGNAL PROCESSING UNIT
33... CALCULATION UNIT
34... IMAGE PROCESSING UNIT
35... INPUT UNIT
36... CONTROL UNIT
37... STORAGE UNIT
311... SIGNAL AMPLIFYING UNIT
331... AMPLIFICATION CORRECTION UNIT
332... FREQUENCY ANALYSIS UNIT
333... CHARACTERISTIC AMOUNT CALCULATION UNIT
334... ATTENUATION FACTOR SETTING UNIT
335... CHARACTERISTIC AMOUNT CORRECTION UNIT
341... B-MODE IMAGE DATA GENERATING UNIT
342... CHARACTERISTIC AMOUNT IMAGE DATA GENERATING UNIT
371... SPECTRUM INFORMATION STORAGE UNIT
372... CHARACTERISTIC AMOUNT INFORMATION STORAGE UNIT
373... ATTENUATION FACTOR INFORMATION STORAGE UNIT

【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該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する特徴量算出部と、

前記超音波画像の関心領域とは異なる領域であって前記特徴量を補正する演算に使用する領域である演算用領域の減衰率を設定する減衰率設定部と、

前記減衰率設定部が設定した減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって、前記超音波画像の関心領域におけるサンプリング点の補正特徴量を算出する特徴量補正部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記減衰率設定部は、

前記超音波画像の関心領域の減衰率を設定し、

前記特徴量補正部は、

前記減衰率設定部が設定した前記関心領域および前記演算用領域の減衰率に基づいて、前記サンプリング点における単位周波数あたりの累積減衰率を算出し、該累積減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって前記サンプリング点の補正特徴量を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記演算用領域は、前記超音波振動子の表面と前記関心領域との間に位置する領域であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記減衰率設定部は、

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単位長さおよび単位周波数あたりの減衰率候補値の各々を用いることにより、各周波数スペクトルの特徴量に対して前記超音波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予備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】

前記減衰率設定部は、

前記演算用領域を複数の分割領域に分割し、各分割領域において前記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。

【請求項 6】

前記減衰率設定部は、

前記関心領域を複数の分割領域に分割し、各分割領域において前記減衰率を設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 7】

前記減衰率設定部は、

前記演算用領域の減衰率を定数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。

【請求項 8】

前記減衰率設定部は、

前記関心領域の減衰率として、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単位長さおよび単位周波数あたりの減衰率候補値の各々を用いることにより、各周波数スペクトルの特徴量に対して前記超音波の影響を排除する減衰補正を施

10

20

30

40

50

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予備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】

前記減衰率設定部は、所定の固定値を前記関心領域の減衰率として設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 10】

前記減衰率を設定する情報の入力を受け付ける入力部をさらに備え、

前記減衰率設定部は、前記入力部が入力を受け付けた情報に基づいて前記減衰率を設定することを特徴とする請求項 7～9 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

10

【請求項 11】

深度方向に沿って隣接する 2 つの前記分割領域は、前記超音波振動子から遠い方における前記深度方向の長さが、前記超音波振動子から近い方の深度方向の長さ以上であることを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の超音波観測装置。

【請求項 12】

前記減衰率設定部は、

前記減衰率候補値ごとに前記予備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特徴とする請求項 4 に記載の超音波観測装置。

【請求項 13】

20

前記補正特徴量に関する情報を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 14】

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該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ステップと、

特徴量算出部が、前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出する特徴量算出ステップと、

30

減衰率設定部が、前記超音波画像の関心領域とは異なる領域であって前記特徴量を補正する演算に使用する領域である演算用領域の減衰率を設定する減衰率設定ステップと、

特徴量補正部が、前記減衰率設定ステップで設定された減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって、前記超音波画像の関心領域におけるサンプリング点の補正特徴量を算出する特徴量補正ステップと、

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 15】

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、

40

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該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ステップと、

特徴量算出部が、前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出する特徴量算出ステップと、

減衰率設定部が、前記超音波画像の関心領域とは異なる領域であって前記特徴量を補正する演算に使用する領域である演算用領域の減衰率を設定する減衰率設定ステップと、

特徴量補正部が、前記減衰率設定ステップで設定された減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって、前記超音波画像の関心領域におけるサンプリング点の補正特徴量を算出する特徴量補正ステップと、

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おいて、受信信号に対して生体組織の周波数依存減衰を補償するために補正を行う技術が知られている（例えば、特許文献1を参照）。この技術では、被検体からの反射波に対して受信点の深さに応じた動的な補正処理およびパルス圧縮処理を順次行った受信信号を用いて超音波画像を形成する。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【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】

【0004】

20

しかしながら、上述した特許文献1に記載の技術では、超音波を送受信するプローブ表面から離れた関心領域の受信信号を補正する際、その関心領域までの深度方向の減衰率の変化は考慮されていない。このため、観測対象の減衰率が均一である場合にしか正確な補正を行うことができず、減衰率が不均一な観測対象の組織性状を精度よく鑑別することは困難であった。

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、減衰率が不均一である観測対象の組織性状を精度よく鑑別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。

【課題を解決するための手段】

30

【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該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する特徴量算出部と、前記超音波画像の関心領域とは異なる領域であって前記特徴量を補正する演算に使用する領域である演算用領域の減衰率を設定する減衰率設定部と、前記減衰率設定部が設定した減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって、前記超音波画像の関心領域におけるサンプリング点の補正特徴量を算出する特徴量補正部と、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、前記減衰率設定部は、前記超音波画像の関心領域の減衰率を設定し、前記特徴量補正部は、前記減衰率設定部が設定した前記関心領域および前記演算用領域の減衰率に基づいて、前記サンプリング点における単位周波数あたりの累積減衰率を算出し、該累積減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって前記サンプリング点の補正特徴量を算出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、前記演算用領域は、前記超音波振動子の表面と前記関心領域との間に位置する領域であることを特徴とする。

50

【 0 0 0 9 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰率設定部は、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単位長さおよび単位周波数あたりの減衰率候補値の各々を用いることにより、各周波数スペクトルの特徴量に対して前記超音波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予備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ことを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰率設定部は、前記演算用領域を複数の分割領域に分割し、各分割領域において前記減衰率を設定することを特徴とする。

10

【 0 0 1 1 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰率設定部は、前記関心領域を複数の分割領域に分割し、各分割領域において前記減衰率を設定することを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰率設定部は、前記演算用領域の減衰率を定数として設定することを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰率設定部は、前記関心領域の減衰率として、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単位長さおよび単位周波数あたりの減衰率候補値の各々を用いることにより、各周波数スペクトルの特徴量に対して前記超音波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予備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ことを特徴とする。

20

【 0 0 1 4 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰率設定部は、所定の固定値を前記関心領域の減衰率として設定することを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰率を設定する情報の入力を受け付ける入力部をさらに備え、前記減衰率設定部は、前記入力部が入力を受け付けた情報に基づいて前記減衰率を設定することを特徴とする。

30

【 0 0 1 6 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、深度方向に沿って隣接する2つの前記分割領域は、前記超音波振動子から遠い方における前記深度方向の長さが、前記超音波振動子から近い方の深度方向の長さ以上であることを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰率設定部は、前記減衰率候補値ごとに前記予備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することを特徴とする。

40

【 0 0 1 8 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記補正特徴量に関する情報を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をさらに備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

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該超音波信号の受信深度および受信方向

50

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、特徴量算出部が、前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出する特徴量算出ステップと、減衰率設定部が、前記超音波画像の関心領域とは異なる領域であって前記特徴量を補正する演算に使用する領域である演算用領域の減衰率を設定する減衰率設定ステップと、特徴量補正部が、前記減衰率設定ステップで設定された減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって、前記超音波画像の関心領域におけるサンプリング点の補正特徴量を算出する特徴量補正ステップと、を有することを特徴とする。

【0020】

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該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ステップと、特徴量算出部が、前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出する特徴量算出ステップと、減衰率設定部が、前記超音波画像の関心領域とは異なる領域であって前記特徴量を補正する演算に使用する領域である演算用領域の減衰率を設定する減衰率設定ステップと、特徴量補正部が、前記減衰率設定ステップで設定された減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって、前記超音波画像の関心領域におけるサンプリング点の補正特徴量を算出する特徴量補正ステップと、を実行させることを特徴とする。

10

【発明の効果】

20

【0021】

本発明によれば、超音波画像の関心領域とは異なる領域であって特徴量を補正する演算に使用する領域である演算用領域の減衰率を設定し、この設定結果を用いて特徴量の減衰補正を行うことによって超音波画像の関心領域におけるサンプリング点の補正特徴量を算出するため、減衰率が不均一な観測対象であっても不均一さを考慮した補正特徴量を算出することができる。したがって、本発明によれば、減衰率が不均一である観測対象の組織性状を精度よく鑑別することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【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。

30

【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、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した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における超音波画像の関心領域および演算用領域の設定例を模式的に示す図である。

40

【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率設定部が補正した予備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8】図8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予備補正特徴量の分布例を模式的に示す図である。

【図9】図9は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置が行う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11】図11は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の減衰率設定部が行う処理の概要を示す図である。

50

【図 1 2】図 1 2 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 1 における関心領域および演算用領域の設定例を模式的に示す図である。

【図 1 3】図 1 3 は、本実施の形態 1 の変形例 1 - 2 に係る超音波観測装置の減衰率設定部が行う最適な減衰率の別な設定方法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 1 5】図 1 5 は、本発明の実施の形態 2 における超音波画像の関心領域および演算用領域の設定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 2 の変形例 2 - 1 における超音波画像の関心領域および演算用領域の設定例を模式的に示す図である。

10

【図 1 7】図 1 7 は、本発明のその他の実施の形態に係る超音波観測装置が演算用領域を使用しないモードに設定されている場合の表示装置における関心領域の表示例を模式的に示す図である。

【図 1 8】図 1 8 は、本発明のその他の実施の形態に係る超音波観測装置が演算用領域を使用するモードに設定されている場合の表示装置における関心領域の別な表示例を示す図である。

【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。

20

【0024】

（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。

【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 2 1 を有する。超音波振動子 2 1 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 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。以下、本実施の形態 1 では、説明の便宜上、超音波振動子 2 1 がコンベックス振動子であるものとする。

30

【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。

40

【0027】

超音波観測装置 3 は、超音波内視鏡 2 と電気的に接続され、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 2 1 へ送信するとともに、超音波振動子 2 1 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 3 1 と、送受信部 3 1 から受信した RF データをもとにデジタル

50

の B モード用受信データを生成する信号処理部 3 2 と、送受信部 3 1 から受信した R F データに対して所定の演算を施す演算部 3 3 と、各種画像データを生成する画像処理部 3 4 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 3 5 と、超音波診断システム 1 全体を制御する制御部 3 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。

【0028】

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。図 2 に示す関係は、予め記憶部 3 7 に記憶されている。

10

【0029】

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。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。

20

【0030】

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。

30

【0031】

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。

【0032】

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 Processing Unit) 等の汎用プロセッサ、または A S I C (Application Specific Integrated Circuit) もしくは F P G A (Field Programmable Gate Array) 等の特定の機能を実行する専用の集積回路等を用いて実現される。

40

【0033】

演算部 3 3 は、送受信部 3 1 が出力した 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、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 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、各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 3 と、超音波画像の関心領域および該関心領域とは異なる領域であって特徴量を補正する演算に使用する領域である演算用領域の減衰率を設定する減衰率設定部 3 3 4 と、減衰率設定部 3 3

50

4 が関心領域および演算用領域に対してそれぞれ設定した減衰率を用いて関心領域におけるサンプリング点の補正特徴量を算出する特徴量補正部 335 と、を有する。演算部 33 は、CPU 等の汎用プロセッサ、または ASIC もしくは FPGA 等の専用の集積回路等を用いて実現される。

【0034】

図 3 は、増幅補正部 331 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 331 が行う増幅補正処理における増幅率 β (dB) 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。

10

【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。

20

【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とは限らない、という問題がある。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依って変化し、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。

30

【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 331 によって増幅率の補正を行う。

【0039】

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。

40

【0040】

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 S

50

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。

【0041】

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プルデータ群である。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10を参照)。

10

【0042】

図5は、周波数解析部332が算出した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。

【0043】

20

図5では、横軸に周波数 f を取っている。また、図5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。

【0044】

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り、例えば $f_L = 3 \text{ MHz}$ 、 $f_H = 10 \text{ MHz}$ 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 U 」という。

30

【0045】

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。

【0046】

特徴量算出部333は、所定周波数帯域における周波数スペクトルに対して回帰分析を行って一次式で近似することにより、この近似した一次式を特徴付ける特徴量を算出する。例えば、図5に示す周波数スペクトル C_1 の場合、特徴量算出部333は、周波数帯域 U で回帰分析を行うことによって近似直線 L_{10} を得る。以下、近似直線 L_{10} を周波数 f の一次式 $I = a_0 f + b_0$ で表すと、特徴量算出部333は、直線 L_{10} に対応する特徴量として、傾き a_0 、切片 b_0 、および周波数帯域 U の中心周波数 $f_M = (f_s + f_e) / 2$ における強度 I の値であるミッドバンドフィット(Mid-band fit) $c_0 = a_0 f_M + b_0$ を算出する。なお、特徴量算出部333が、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。

40

【0047】

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

50

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、散乱体が大きいほど大きな値を有し、音響インピーダンスの差が大きいほど大きな値を有し、散乱体の数密度が大きいほど大きな値を有すると考えられる。また、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。

【0048】

減衰率設定部334は、超音波画像に対して設定される関心領域および演算用領域において、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単位長さおよび単位周波数あたりの減衰率候補値の各々を用いることにより、各周波数スペクトルの特徴量に対して超音波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予備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。

【0049】

図6は、超音波画像における関心領域および演算用領域の設定例を模式的に示す図である。なお、図6では超音波画像自体を省略して記載している。超音波画像自体を省略して記載する点は、後述する超音波画像の図面においても同様である。また、図6では1つの音線（音線102）のみを例示しているが、複数の音線が走査角方向に沿って所定間隔で設定されていることはいうまでもない。

【0050】

図6に示す超音波画像100には、関心領域111と、超音波振動子21の表面位置101と関心領域111との間に位置する演算用領域112とが設定されている。関心領域111は、表面位置101からの深度方向に沿ってそれぞれ直線状に延びる2つの境界線と、走査角方向に沿ってそれぞれ弧状をなす2つの境界線の計4つの境界線によって囲まれた領域である。演算用領域112は、表面位置101および関心領域111と接している。また、演算用領域112の境界線のうち、表面位置101からの深度方向に沿ってそれぞれ直線状に延びる2つの境界線は、関心領域111で表面位置101からの深度方向に沿ってそれぞれ直線状に延びる2つの境界線のいずれかと同じ直線に含まれる。表示装置4に超音波画像を表示させる際、関心領域111の境界線（図6の実線）は表示される一方、演算用領域112は表示されない。ただし、図6に示すように演算用領域112を関心領域111と区別可能な態様で表示装置4に表示させることも可能である。

【0051】

図6では、関心領域111と演算用領域112は接しているが、一部が交わりを有するように設定することも可能である。例えば、関心領域111のうち深度が小さい部分と、演算用領域112のうち深度が大きい部分とが、走査角方向に沿って帯状の重なりを有するように2つの領域を設定してもよい。

【0052】

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。

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

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超音波の減衰量を与える。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。

【0053】

減衰率設定部334は、複数の減衰率候補値の中から最適な減衰率を設定する。この際、減衰率設定部334は、減衰率候補値 α を用いて、特徴量算出部333が算出した特徴

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、予備補正特徴量 a 、 b 、 c を算出する。

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

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

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

式（２）、（４）からも明らかなように、減衰率設定部 334 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 7 は、減衰率設定部 334 が補正した予備補正特徴量 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、

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

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。

【００５５】

減衰率設定部 334 は、関心領域および演算用領域の各々において、減衰率候補値ごとに算出した予備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減衰率として設定する。本実施の形態 1 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、減衰率設定部 334 は、分散が最小となる減衰率候補値を最適な減衰率として設定する。上述した 3 つの予備補正特徴量 a 、 b 、 c のうち独立な予備補正特徴量は 2 つである。加えて、予備補正特徴量 b は減衰率に依存しない。したがって、予備補正特徴量 a 、 c に対して最適な減衰率を設定する場合、減衰率設定部 334 は、予備補正特徴量 a および c のいずれか一方の分散を算出すればよい。

【００５６】

ただし、減衰率設定部 334 が最適な減衰率を設定する際に用いる予備補正特徴量は、特徴量画像データ生成部 342 が特徴量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、特徴量画像データ生成部 342 が補正特徴量として傾きを用いて特徴量画像データを生成する場合は予備補正特徴量 a の分散を適用するのが好ましい一方、特徴量画像データ生成部 342 が補正特徴量としてミッドバンドフィットを用いて特徴量画像データを生成する場合は予備補正特徴量 c の分散を適用するのが好ましい。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。

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

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、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、補正特徴量としてミッドバンドフィットを用いて特徴量画像データを生成する場合は、予備補正特徴量 c の分散を用いて最適な減衰率を設定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傾きを補正特徴量として用いることによって特徴量画像データを生成する場合は、予備補正特徴量 a の分散を用いて最適な減衰率を設定した方が、式（６）の右辺第 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。

【００５７】

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

10

20

30

40

50

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。

【0058】

図8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予備補正特徴量の分布例を模式的に示す図である。図8では、横軸を予備補正特徴量とし、縦軸を頻度としている。図8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8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、減衰率設定部334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。

10

【0059】

特徴量補正部335は、関心領域および演算用領域に対してそれぞれ設定した最適な減衰率を用いてサンプリング点における単位周波数あたりの累積減衰率（以下、単に累積減衰率ともいう）を算出し、該累積減衰率を用いて特徴量の減衰補正を行う。具体的には、例えば図6に示す音線102において、関心領域111内で超音波振動子21に近い側の境界線からの距離が h であるサンプリング点 $S_p(h)$ における累積減衰率 $\gamma(h)$ は、

$$\gamma(h) = 2H \cdot \alpha_c + 2h \cdot \alpha_{ROI} \quad \dots (7)$$

と表される。ここで、右辺第1項は、超音波振動子21の表面位置101から関心領域111までの深度方向の超音波の往復距離 $2H$ （演算用領域112における超音波の往復距離）と演算用領域112における最適な減衰率 α_c との積である。また、右辺第2項は、関心領域111内での深度方向の超音波の往復距離 $2h$ と関心領域111における最適な減衰率 α_{ROI} との積である。このようにして、特徴量補正部335は、超音波振動子21の表面からの減衰率を累積していくことによって累積減衰率を算出する。最適な減衰率の単位を $dB/cm/MHz$ とする場合、累積減衰率の単位は dB/MHz である。

20

【0060】

特徴量補正部335は、累積減衰率を用いてサンプリング点における特徴量を補正する。具体的には、特徴量補正部335は、例えば図6に示すサンプリング点 $S_p(h)$ における特徴量を、そのサンプリング点 $S_p(h)$ における累積減衰率 $\gamma(h)$ を用いて次式(8)～(10)のように減衰補正することによって補正特徴量 $a(h)$ 、 $b(h)$ 、 $c(h)$ をそれぞれ算出する。

30

$$a(h) = a_0 + 2\gamma(h) \quad \dots (8)$$

$$b(h) = b_0 \quad \dots (9)$$

$$c(h) = c_0 + 2f_M \gamma(h) \quad \dots (10)$$

【0061】

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、特徴量算出部333が算出した特徴量に関する情報を表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部342と、を有する。

【0062】

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。

40

【0063】

Bモード画像データ生成部341は、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

50

成部 3 4 2 へ出力する。

【 0 0 6 4 】

特徴量画像データ生成部 3 4 2 は、特徴量算出部 3 3 3 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 3 4 2 は、例えば図 4 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 3 4 2 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 3 4 2 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、色相や明暗（明度）のほか、彩度、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。

10

【 0 0 6 5 】

制御部 3 6 は、演算および制御機能を有する CPU 等の汎用プロセッサ、または ASIC もしくは FPGA 等の専用の集積回路等を用いて実現される。制御部 3 6 が汎用プロセッサまたは FPGA によって実現される場合は、記憶部 3 7 が記憶する各種プログラムや各種データを記憶部 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。制御部 3 6 が ASIC を用いて構成される場合は、各種処理を単独で実行してもよいし、記憶部 3 7 が記憶する各種データ等を用いることによって各種処理を実行してもよい。なお、制御部 3 6 を信号処理部 3 2 および演算部 3 3 と共通の汎用プロセッサまたは専用の集積回路等を用いて構成することも可能である。

20

【 0 0 6 6 】

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、特徴量算出部 3 3 3 が算出する特徴量および特徴量補正部 3 3 5 が補正した補正特徴量に関する情報を記憶する特徴量情報記憶部 3 7 2 と、減衰率設定部 3 3 4 が関心領域および演算用領域の各々に対して設定する最適な減衰率および特徴量補正部 3 3 5 が算出する関心領域内のサンプリング点毎の累積減衰率に関する情報を記憶する減衰率情報記憶部 3 7 3 と、を有する。

30

【 0 0 6 7 】

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 8 】

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。

40

【 0 0 6 9 】

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 7 0 】

50

図 9 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。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 9 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）。

【0071】

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。

【0072】

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。

【0073】

増幅補正部 3 3 1 は、送受信部 3 1 から出力された RF 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に基づいて増幅補正を行う。

【0074】

この後、周波数解析部 3 3 2 は、増幅補正後の各音線の RF データに対して FFT 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し、スペクトル情報記憶部 3 7 1 へ格納する（ステップ S 5）。図 10 は、ステップ S 5 において周波数解析部 3 3 2 が行う処理の概要を示すフローチャートである。以下、図 10 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。

【0075】

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 2 1）。

【0076】

続いて、周波数解析部 3 3 2 は、FFT 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 2 2）。例えば、図 4 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。

【0077】

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 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作用させる（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作用させることにより、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。

【0078】

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 2 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 1 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 $Z^{(k)}$ より浅部側に $2^{n-1} - 1$ （ $= N$ とする）個のデータがあり、データ位置 $Z^{(k)}$ より深部側に 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

20

30

40

50

【 0 0 7 9 】

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

【 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ない場合（ステップ S 2 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 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 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 2 6 の後、周波数解析部 3 3 2 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 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 2 7）。

【 0 0 8 2 】

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 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 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 8 3 】

その後、周波数解析部 3 3 2 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 2 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 2 はステップ S 2 3 へ戻る。

【 0 0 8 4 】

ステップ S 3 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 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 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 2 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 に予め設定された値とする。

【 0 0 8 5 】

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 F F T 演算を行う。F F T 演算の結果として得られる周波数スペクトルは、受信深度、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 6 】

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 7 】

以上説明したステップ S 5 の周波数解析処理に続いて、特徴量算出部 3 3 3 は、関心領域および演算用領域にそれぞれ含まれるサンプリング点で周波数スペクトルの特徴量を算出する（ステップ S 6）。具体的には、特徴量算出部 3 3 3 は、所定の周波数帯域の周波

数スペクトルに対して回帰分析を行うことによって一次式 $I = a_0 f + b_0$ で近似し、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、特徴量算出部 333 が周波数帯域 U 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。

【0088】

この後、減衰率設定部 334 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 S7）。この初期値 α_0 の値は、予め減衰率情報記憶部 373 が記憶しておくようにすればよい。

【0089】

続いて、減衰率設定部 334 は、特徴量算出部 333 が各周波数スペクトルに対して近似した特徴量に対し、減衰率候補値を α として減衰補正を行うことにより、予備補正特徴量を算出し、減衰率候補値 α とともに特徴量情報記憶部 372 に格納する（ステップ S8）。図 7 に示す直線 L_1 は、減衰率設定部 334 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。

【0090】

ステップ S8 において、減衰率設定部 334 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 50 MHz とし、音速 v_s を 1530 m/sec とし、図 4 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、 $z = 0.2295 \text{ n (mm)}$ となる。

【0091】

減衰率設定部 334 は、減衰率設定部 334 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予備補正特徴量から選択した 1 つの予備補正特徴量の分散を算出し、減衰率候補値 α に対応づけて特徴量情報記憶部 372 へ格納する（ステップ S9）。例えば、予備補正特徴量が傾き a 、ミッドバンドフィット c である場合、上述したように、減衰率設定部 334 は、予備補正特徴量 a および c のいずれか一方の分散を算出する。上述したように、この後の処理で特徴量画像データ生成部 342 が補正特徴量 a (h) を用いて特徴量画像データを生成する場合は、関心領域および演算用領域における予備補正特徴量 a の分散を適用し、補正特徴量 c (h) を用いて特徴量画像データを生成する場合は関心領域および演算用領域における予備補正特徴量 c の分散を適用するのが好ましい。なお、分散を算出する予備補正量は予め設定しておいてもよいし、ユーザが所望の予備補正特徴量を入力部 35 によって設定するようにしてもよい。

【0092】

この後、減衰率設定部 334 は、減衰率候補値 α の値を $\Delta \alpha$ だけ増加させ（ステップ S10）、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 S11）。ステップ S11 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 S11: Yes）、超音波観測装置 3 はステップ S12 へ移行する。一方、ステップ S11 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 S11: No）、超音波観測装置 3 はステップ S8 へ戻る。なお、本実施の形態 1 では、関心領域および演算用領域がともに同じ増加量 $\Delta \alpha$ および最大値 α_{max} を有しているが、関心領域および演算用領域に対して個別に増加量および / または最大値を設定してもよい。

【0093】

ステップ S12 において、減衰率設定部 334 は、関心領域および演算用領域の各々に対し、特徴量情報記憶部 372 が記憶する減衰率候補値ごとの予備補正特徴量の分散を参照し、該分散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（ステップ S12）。

【0094】

10

20

30

40

50

図 1 1 は、減衰率設定部 3 3 4 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 1 1 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 1 1 に示す場合、減衰率設定部 3 3 4 は、 $\alpha = 0.2$ (dB / cm / MHz) を最適な減衰率として設定する。

【0095】

この後、特徴量補正部 3 3 5 は、減衰率設定部 3 3 4 が関心領域および演算用領域に対してそれぞれ設定した最適な減衰率 α_{ROI} および α_C を用いて、関心領域内のサンプリング点における累積減衰率を算出する (ステップ S 1 3)。例えば、図 6 に示す関心領域 1 1 1 のサンプリング点 $S(h)$ における累積減衰率 $\gamma(h)$ は、式 (7) で与えられる。

【0096】

続いて、特徴量補正部 3 3 5 は、累積減衰率を用いて関心領域内のサンプリング点の特徴量を減衰補正することによって補正特徴量を算出する (ステップ S 1 4)。例えば、特徴量補正部 3 3 5 は、図 6 に示す関心領域 1 1 1 のサンプリング点 $S(h)$ における傾き a_0 、切片 b_0 、ミッドバンドフィット c_0 の補正特徴量 $a(h)$ 、 $b(h)$ 、 $c(h)$ を、式 (8) ~ (10) にしたがってそれぞれ算出する。

【0097】

特徴量画像データ生成部 3 4 2 は、B モード画像データ生成部 3 4 1 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 1 4 で算出された補正特徴量と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 S 1 5)。特徴量画像データ生成部 3 4 2 は、生成した特徴量画像データを表示装置 4 へ送信する。特徴量画像データを受信した表示装置 4 は、受信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。

【0098】

ステップ S 1 5 の後、超音波観測装置 3 は一連の処理を終了する。超音波観測装置 3 は、ステップ S 1 ~ S 1 5 の処理を周期的に繰り返し実行する。

【0099】

なお、演算部 3 3 によるステップ S 4 ~ S 1 4 の演算は、B モード画像データ生成部 3 4 1 が行う座標変換後のデータを用いてもよいし、座標変換前の RAW データで行ってもよい。座標変換後のデータを用いる場合には、特徴量の精度をより向上させることができる一方、座標変換前のデータを用いる場合には、データ補間していない状態で処理を行うことができるため、演算速度を速くすることができる。

【0100】

以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、超音波画像の関心領域とは異なる領域であって特徴量を補正する演算に使用する領域である演算用領域の減衰率を設定し、この設定結果を用いて特徴量の減衰補正を行うことによって超音波画像の関心領域におけるサンプリング点の補正特徴量を算出するため、減衰率が不均一な観測対象であっても不均一さを考慮した補正特徴量を算出することができる。したがって、本実施の形態 1 によれば、減衰率が不均一である観測対象の組織性状を精度よく鑑別することが可能となる。

【0101】

また、本実施の形態 1 によれば、超音波画像の関心領域の減衰率を設定し、関心領域および演算用領域の減衰率に基づいて、関心領域内のサンプリング点における単位周波数あたりの累積減衰率を算出し、該累積減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによってそのサンプリング点の補正特徴量を算出するため、超音波振動子の表面からサンプリング点に至るまでの途中の減衰率を適切に設定することができ、不均一である観測対象の組織性状を一段と精度よく鑑別することが可能となる。

【0102】

(変形例 1 - 1)

図 1 2 は、本実施の形態 1 の変形例 1 - 1 における関心領域および演算用領域の設定例

10

20

30

40

50

を模式的に示す図である。同図に示す超音波画像 120 で設定される関心領域 131 は楕円形をなしている。演算用領域 132 は、超音波振動子 21 の表面位置 121 および関心領域 131 と接している。このため、演算用領域 132 における関心領域 131 との境界線は、深度が小さい方向へ窪んだ楕円弧状をなしている。

【0103】

なお、関心領域は、楕円形状以外の形状、例えば円形状や台形状をなしてもよい。この場合にも、演算用領域が関心領域の形状に応じた形状をなすことは言うまでもない。

【0104】

(変形例 1 - 2)

図 13 は、本実施の形態 1 の変形例 1 - 2 において、減衰率設定部 334 が行う最適な減衰率の別な設定方法の概要を示す図である。図 13 では、 $\alpha_0 = 0$ (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 $S(\alpha)$ との関係の例を示しており、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 とそれぞれ同じである。本変形例 1 - 2 では、減衰率設定部 334 が最適な減衰率を設定する前に、特徴量算出部 333 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 $S(\alpha)$ の値を補間する曲線 R を算出する。その後、減衰率設定部 334 は、この曲線 R に対し、 0 (dB / cm / MHz) α 1.0 (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設定する。したがって、本変形例 1 - 2 において、最適な減衰率 α' は、 0 (dB / cm / MHz) と 0.2 (dB / cm / MHz) の間の値となる。

【0105】

(実施の形態 2)

図 14 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、超音波内視鏡 2 と、超音波観測装置 6 と、表示装置 4 と、を備える。なお、図 14 において、実施の形態 1 で説明した超音波診断システム 1 と同様の構成については、超音波診断システム 1 と同じ符号を付している。

【0106】

超音波観測装置 6 は、送受信部 31、信号処理部 32、演算部 33、画像処理部 34、制御部 36 および記憶部 61 を有する。記憶部 61 は、スペクトル情報記憶部 371、特徴量情報記憶部 372、減衰率情報記憶部 373 に加えて、演算用領域を分割した分割領域に関する情報を記憶する分割領域情報記憶部 611 を有する。

【0107】

図 15 は、本実施の形態 2 における超音波画像の関心領域および演算用領域の設定例を模式的に示す図である。同図に示す超音波画像 200 は、関心領域 211 と、演算用領域 212 とを有する。関心領域 211 は、超音波振動子 21 の表面位置 201 からの深度方向に沿ってそれぞれ直線状に延びる 2 つの境界線と、走査角方向に沿ってそれぞれ弧状をなす 2 つの境界線の計 4 つの境界線によって囲まれた領域である。演算用領域 212 は、表面位置 201 および関心領域 211 と接している。また、演算用領域 212 の境界線のうち、表面位置 201 からの深度方向に沿ってそれぞれ直線状に延びる 2 つの境界線は、関心領域 211 で表面位置 201 からの深度方向に沿ってそれぞれ直線状に延びる 2 つの境界線のいずれかと同じ直線に含まれる。演算用領域 212 は、深度方向に沿って 3 つに分割された分割領域 221、222 および 223 を有する。分割領域 221、222 および 223 の深度方向の幅 (高さ) は、それぞれ H_1 、 H_2 および H_3 である。高さ H_1 、 H_2 および H_3 は互いに独立に設定可能である。本実施の形態 2 においても、表示装置 4 が超音波画像 200 を表示する際には、少なくとも関心領域 211 が表示されればよい。

【0108】

図 15 に示す場合、音線 202 上のサンプリング点であって関心領域 211 内で関心領域 211 と演算用領域 212 の境界からの深度方向の距離が h であるサンプリング点 S_p

(h)における累積減衰率 $\gamma(h)$ は、

$$\gamma(h) = [\sum_{j=1,2,3} 2H_j \cdot \alpha_c(j)] + 2h \cdot \alpha_{ROI} \cdots (11)$$

と表される。ここで、右辺の $\sum_{j=1,2,3}$ は $j = 1 \sim 3$ の和を取ることを意味する。右辺第1項の $2H_j$ および $\alpha_c(j)$ は、超音波振動子21の表面位置201から数えて j 番目の分割領域における超音波の往復距離および最適な減衰率をそれぞれ表している。図15に示す場合、 $j = 1$ が分割領域221に対応し、 $j = 2$ が分割領域222に対応し、 $j = 3$ が分割領域223に対応している。より一般に、演算用領域212を J 個に分割した場合には、式(11)の右辺第1項における和を $j = 1 \sim J$ として計算すればよい。

【0109】

分割領域に関する情報は、予め分割領域情報記憶部611に記憶させておいてもよいし、ユーザが入力部35によって分割領域の設定を行い、分割領域情報記憶部611に記憶させるようにしてもよい。

【0110】

なお、演算用領域を分割する際には、超音波振動子21から遠方の分割領域ほど面積が大きくなるように分割すればより好ましい。これにより、遠方における S/N 比を向上させることができる。

【0111】

超音波観測装置6は、関心領域内のサンプリング点における補正特徴量を算出する際、関心領域および分割領域ごとに最適な減衰率を設定し、この最適な減衰率を用いて関心領域内のサンプリング点における単位周波数あたりの累積減衰率を算出し、この累積減衰率を用いて特徴量の減衰補正を行うことにより、補正特徴量を算出する。分割領域ごとの最適な減衰率の設定方法は、実施の形態1で説明した関心領域および演算用領域における最適な減衰率の設定方法と同様である。

【0112】

以上説明した本発明の実施の形態2によれば、演算用領域を複数の分割領域に分割することにより、演算用領域における減衰率が不均一である観測対象であっても、その不均一さを考慮した補正特徴量を算出することができる。したがって、本実施の形態2によれば、実施の形態1と同様、減衰率が不均一である観測対象の組織性状を精度よく鑑別することが可能となる。

【0113】

(変形例2-1)

図16は、本実施の形態2の変形例2-1における超音波画像の関心領域および演算用領域の設定例を模式的に示す図である。本変形例2-1において、図16に示す超音波画像220は、演算用領域212に加えて、関心領域213も2つの分割領域231、232に分割されている。分割領域231および232の深度方向の幅(高さ)は、それぞれ R_1 および R_2 である。高さ R_1 および R_2 は互いに独立に設定可能である。この場合、分割領域231における音線202上のサンプリング点であって超音波振動子21に近い側の分割領域231の境界線からの深度方向の距離が h_1 であるサンプリング点 $S_p(h_1)$ の累積減衰率 $\gamma(h_1)$ は、

$$\gamma(h_1) = [\sum_{j=1,2,3} 2H_j \cdot \alpha_c(j)] + 2h_1 \cdot \alpha_{ROI}(1) \cdots (12)$$

で与えられる。ここで、右辺第2項の $\alpha_{ROI}(1)$ は、関心領域213内で深度が小さい順に数えて1番目の分割領域231における最適な減衰率である。また、分割領域232に含まれるサンプリング点 $S_p(h_2)$ の累積減衰率 $\gamma(h_2)$ は、

$$\gamma(h_2) = [\sum_{j=1,2,3} 2H_j \cdot \alpha_c(j)] + 2R_1 \cdot \alpha_{ROI}(1) + 2h_2 \cdot \alpha_{ROI}(2) \cdots (13)$$

で与えられる。ここで、右辺第2項の $2R_1$ は、分割領域231における往復距離であり、右辺第3項の $\alpha_{ROI}(2)$ は、関心領域213内で深度が2番目に小さい分割領域232における最適な減衰率である。

【0114】

10

20

30

40

50

より一般に、関心領域内で深度が小さい順に数えてK番目の分割領域に含まれるサンプリング点 h_K における累積減衰率 $\gamma(h_K)$ は、

$$\gamma(h_K) = [\sum_{j=1, \dots, J} 2 H_j \cdot \alpha_C(j)] + [\sum_{k=1, \dots, K-1} 2 R_k \cdot \alpha_{ROI}(k)] + 2 h_K \cdot \alpha_{ROI}(K) \quad \dots (14)$$

で与えられる。

【0115】

超音波観測装置6は、関心領域内のサンプリング点における補正特徴量を算出する際、関心領域および演算用領域における分割領域ごとに最適な減衰率を設定し、この最適な減衰率を用いて関心領域内のサンプリング点における単位周波数あたりの累積減衰率を算出し、この累積減衰率を用いて特徴量の減衰補正を行うことにより、補正特徴量を算出する。

10

【0116】

以上説明した本実施の形態2の変形例2-1によれば、関心領域内の組織が不均一な場合に一段と精度よく観測対象の組織性状を鑑別することが可能となる。

【0117】

なお、本変形例2-1において、関心領域を分割する際、遠方におけるS/N比を向上させるために、超音波振動子21から遠方の分割領域ほど面積が大きくなるように分割すればより好ましい。

【0118】

また、本変形例2-1において、関心領域に対してのみ分割領域を設定し、演算用領域は実施の形態1と同様に1つの領域として処理を行うようにしてもよい。

20

【0119】

(実施の形態3)

本発明の実施の形態3は、演算用領域の減衰率を所定の定数とすることを特徴とする。本実施の形態3に係る超音波システムの構成は、実施の形態1で説明した超音波診断システム1の構成と同様である。

【0120】

本実施の形態3では、図6に示す音線102において、関心領域111内で超音波振動子21に近い側の境界からの距離がhであるサンプリング点 $S_p(h)$ における累積減衰率 $\gamma'(h)$ は、

30

$$\gamma'(h) = 2 H \cdot \alpha_C' + 2 h \cdot \alpha_{ROI} \quad \dots (15)$$

で与えられる。ここで、右辺第1項の α_C' は、演算用領域112における減衰率であり、予め定められた定数である。

【0121】

以上説明した本発明の実施の形態3によれば、観測対象によっては演算用領域が均一であり、深度によらず一定の減衰率を有するとした方が好ましい場合に、より精度よく組織性状を鑑別することが可能となる。

【0122】

なお、観測対象によっては、関心領域の減衰率を一定とする方が好ましい場合もある。このような場合には、演算用領域に対して最適な減衰率を算出する一方、関心領域に対しては減衰率を一定としてもよい。

40

【0123】

また、観測対象によっては、関心領域および演算用領域の減衰率をともに一定とする方が好ましい場合もある。このような場合には、関心領域および演算用領域の減衰率を一定としてもよい。

【0124】

(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1~3によってのみ限定されるべきものではない。例えば、入力部35からの入力により、演算用領域を使用するモードのオン/オフを選択可能な構成としてもよい。このよう

50

な構成とすることにより、演算用領域を使用しないモードでは、演算部 3 3 の計算量が少なく高速で処理することが可能となり、フレームレートを向上させることができる。

【 0 1 2 5 】

また、演算用領域を使用するモードのオン/オフに応じて、表示装置 4 の表示態様を変更してもよい。図 1 7 は、演算用領域を使用しないモードに設定されている場合の表示装置 4 における関心領域の表示例を模式的に示す図である。同図に示す超音波画像 3 0 0 は、関心領域 3 0 1 を破線で表示している。これに対して、図 6 に示す超音波画像 1 0 0 における関心領域 1 1 1 は実線で表示されており、演算用領域 1 1 2 を使用するモードに設定されている場合に対応している。このように演算用領域を使用するモードのオン/オフに応じて表示装置 4 における関心領域の表示態様を変更することにより、ユーザは設定されている処理モードを直感的に把握することができる。なお、関心領域の色や線の太さ等を変えることによって表示態様を変更してもよい。また、演算用領域を使用するモードに設定されている場合、表示装置 4 が、超音波画像における演算用領域を関心領域と識別可能な態様で表示してもよい。

10

【 0 1 2 6 】

図 1 8 は、演算用領域を使用するモードに設定されている場合の表示装置 4 における関心領域の別な表示例を示す図である。同図に示す超音波画像 4 0 0 は、超音波画像表示部 4 0 1 と、モード表示部 4 0 2 とを有する。超音波画像表示部 4 0 1 には関心領域 4 1 1 が表示されている。モード表示部 4 0 2 は、「演算用領域使用モードオン」と記載されている。これに対して、演算用領域を使用するモードが設定されていない場合、モード表示部 4 0 2 が「演算用領域使用モードオフ」と表示するようにしてもよいし、モード表示部 4 0 2 自体を表示しないようにしてもよい。また、モード表示部 4 0 2 が、演算用領域を使用するモードのオンまたはオフに合わせて、単に「オン」または「オフ」と表示するようにしてもよい。ここで説明した場合にも、ユーザが設定されている処理モードを直感的に把握することができる。

20

【 0 1 2 7 】

また、減衰率設定部 3 3 4 が、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。

30

【 0 1 2 8 】

また、減衰率設定部 3 3 4 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、計算量を大幅に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。

【 0 1 2 9 】

また、入力部 3 5 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。

【 0 1 3 0 】

40

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。

【 0 1 3 1 】

また、減衰率設定部 3 3 4 が複数種類の予備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減衰率として設定することも可能である。

【 0 1 3 2 】

50

また、減衰率設定部 3 3 4 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、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予備補正特徴量を算出するようにしてもよい。

【 0 1 3 3 】

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 4 】

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 5 】

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、減衰率が不均一である観測対象の組織性状を精度よく鑑別するのに有用である。

20

【符号の説明】

【 0 1 3 6 】

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 演算部

3 4 画像処理部

3 5 入力部

3 6 制御部

3 7、6 1 記憶部

1 0 0、1 2 0、2 0 0、2 2 0、3 0 0、4 0 0 超音波画像

1 0 1、1 2 1 表面位置

1 1 1、1 3 1、2 1 1、2 1 3、3 0 1、4 1 1 関心領域

1 1 2、1 3 2、2 1 2 演算用領域

2 2 1、2 2 2、2 2 3、2 3 1、2 3 2 分割領域

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 特徴量算出部

3 3 4 減衰率設定部

3 3 5 特徴量補正部

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 スペクトル情報記憶部

3 7 2 特徴量情報記憶部

3 7 3 減衰率情報記憶部

4 0 1 超音波画像表示部

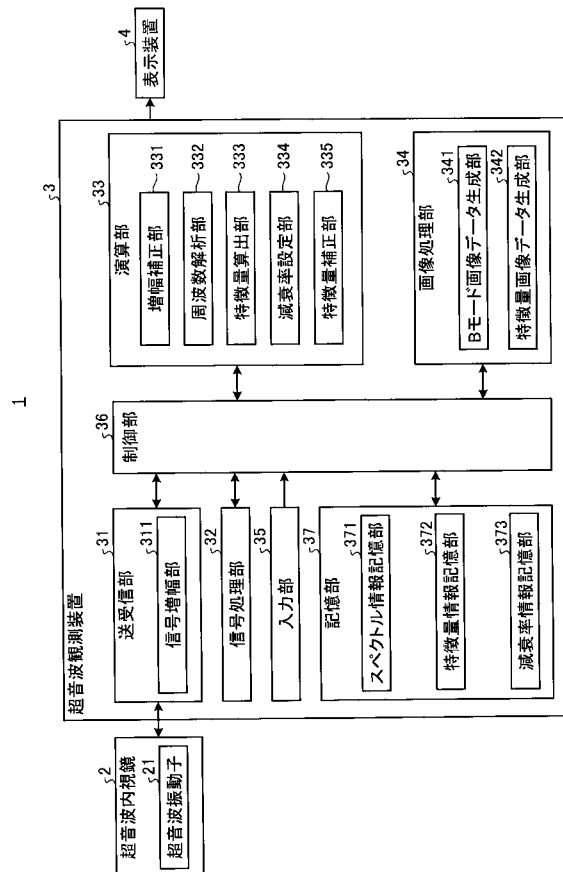
30

40

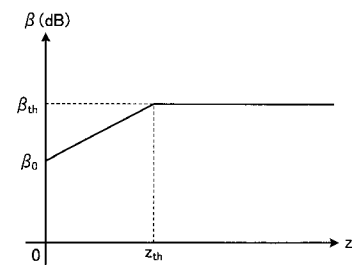
50

4 0 2 モード表示部
6 1 1 分割領域情報記憶部

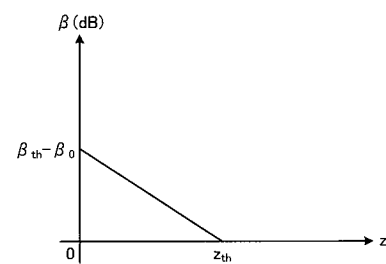
【図 1】



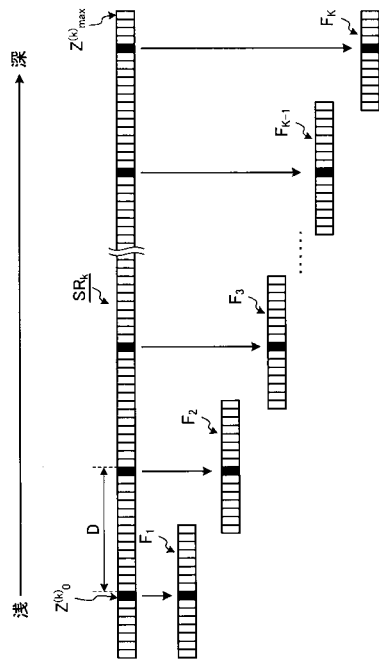
【図 2】



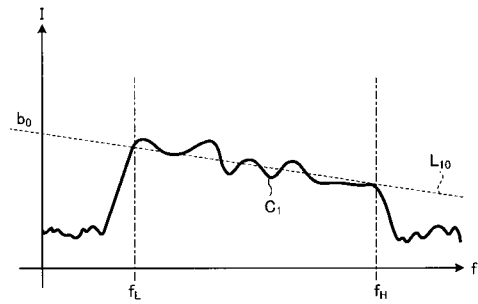
【図 3】



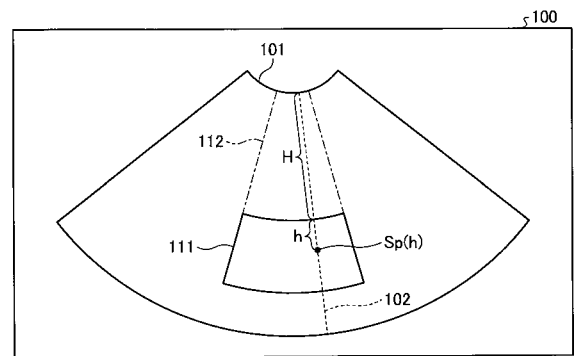
【図4】



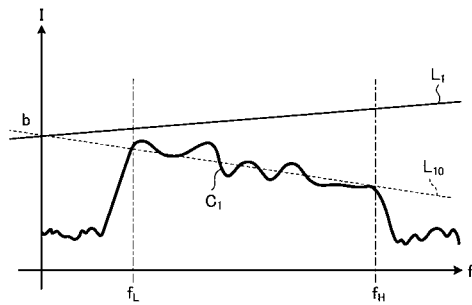
【図5】



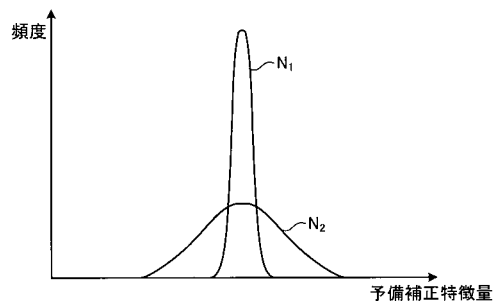
【図6】



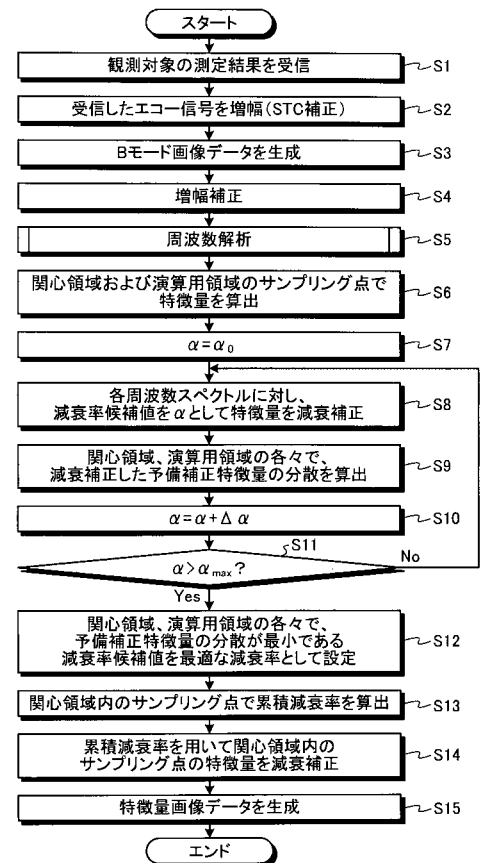
【図7】



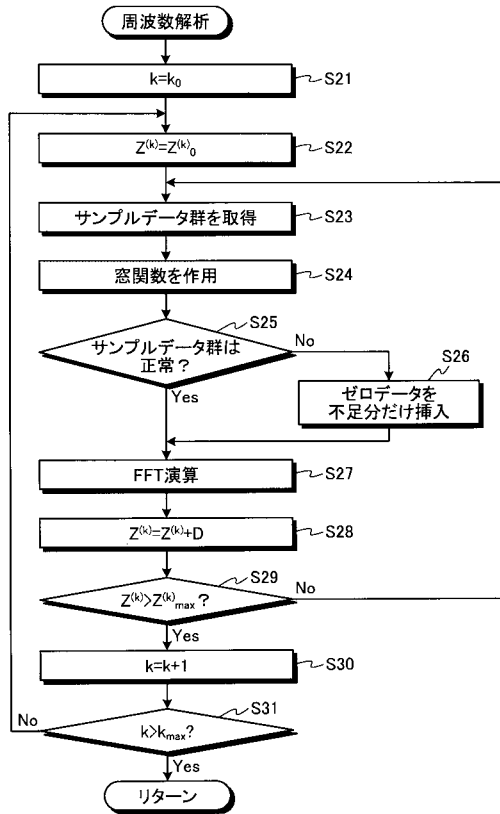
【図8】



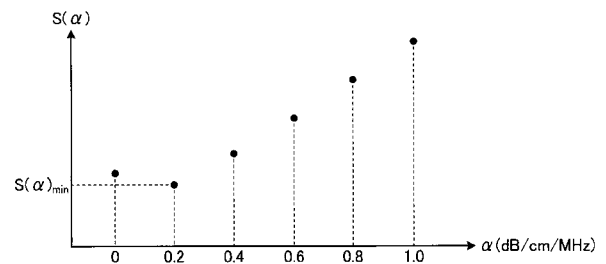
【図9】



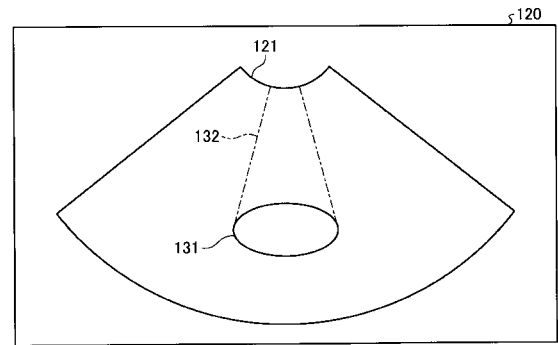
【図 10】



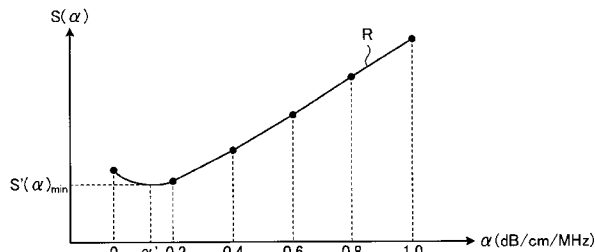
【図 11】



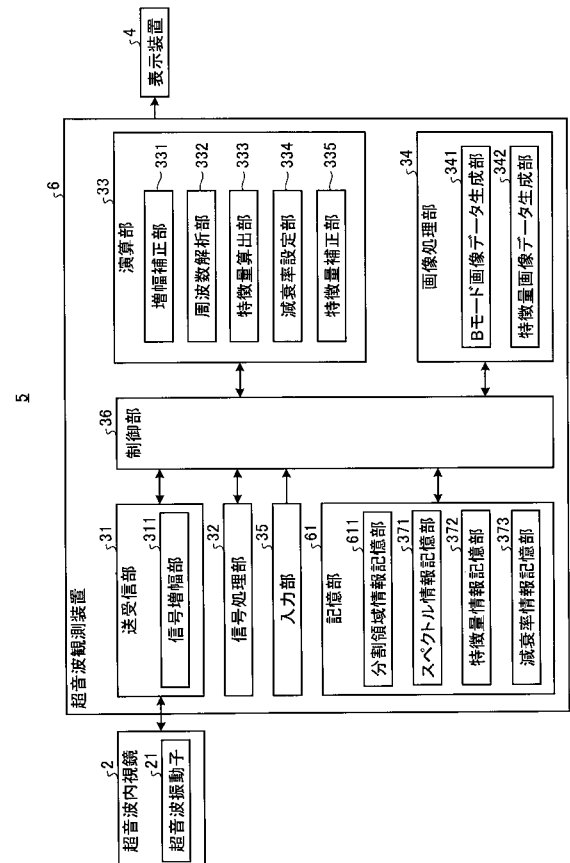
【図 12】



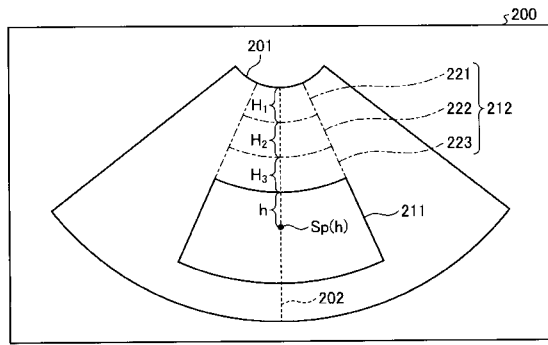
【図 13】



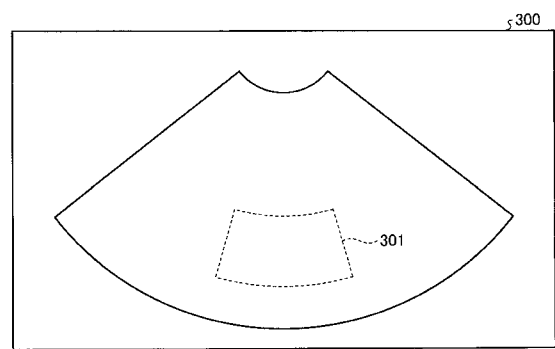
【図 14】



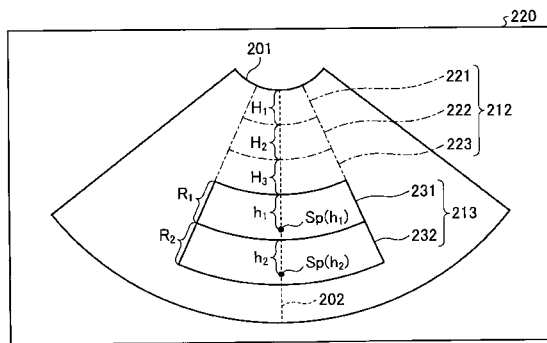
【図 15】



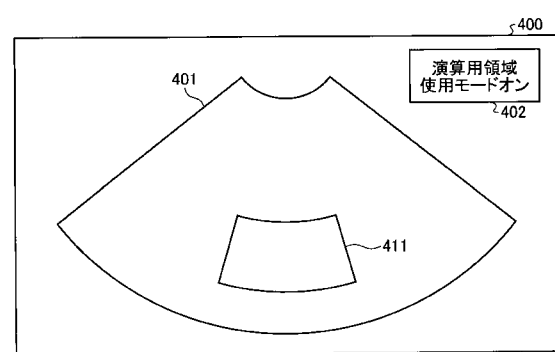
【図 17】



【図 16】



【図 18】



【手続補正書】

【提出日】平成28年4月7日(2016.4.7)

【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該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する特徴量算出部と、

前記超音波画像の関心領域とは異なる領域であって前記特徴量を補正する演算に使用する領域である演算用領域の減衰率を設定する減衰率設定部と、

前記減衰率設定部が設定した減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって、前記超音波画像の関心領域におけるサンプリング点の補正特徴量を算出する特徴量補正部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記減衰率設定部は、

前記超音波画像の関心領域の減衰率を設定し、

前記特徴量補正部は、

前記減衰率設定部が設定した前記関心領域および前記演算用領域の減衰率に基づいて、前記サンプリング点における単位周波数あたりの累積減衰率を算出し、該累積減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって前記サンプリング点の補正特徴量を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記演算用領域は、前記超音波振動子の表面と前記関心領域との間に位置する領域であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記減衰率設定部は、

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単位長さおよび単位周波数あたりの減衰率候補値の各々を用いることにより、各周波数スペクトルの特徴量に対して前記超音波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予備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】

前記減衰率設定部は、

前記演算用領域を複数の分割領域に分割し、各分割領域において前記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。

【請求項 6】

前記減衰率設定部は、

前記関心領域を複数の分割領域に分割し、各分割領域において前記減衰率を設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 7】

前記減衰率設定部は、

前記演算用領域の減衰率を定数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。

【請求項 8】

前記減衰率設定部は、

前記関心領域の減衰率として、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単位長さおよび単位周波数あたりの減衰率候補値の各々を用いることにより、各周波数スペクトルの特徴量に対して前記超音波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予備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】

前記減衰率設定部は、所定の固定値を前記関心領域の減衰率として設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 10】

前記減衰率を設定する情報の入力を受け付ける入力部をさらに備え、

前記減衰率設定部は、前記入力部が入力を受け付けた情報に基づいて前記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 11】

深度方向に沿って隣接する 2 つの前記分割領域は、前記超音波振動子から遠い方における前記深度方向の長さが、前記超音波振動子から近い方の深度方向の長さ以上であることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波観測装置。

【請求項 12】

前記減衰率設定部は、

前記減衰率候補値ごとに前記予備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 13】

前記補正特徴量に関する情報を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 14】

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該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ステップと、

特徴量算出部が、前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出する特徴量算出ステップと、

減衰率設定部が、前記超音波画像の関心領域とは異なる領域であって前記特徴量を補正する演算に使用する領域である演算用領域の減衰率を設定する減衰率設定ステップと、

特徴量補正部が、前記減衰率設定ステップで設定された減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって、前記超音波画像の関心領域におけるサンプリング点の補正特徴量を算出する特徴量補正ステップと、

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 15】

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該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ステップと、

特徴量算出部が、前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出する特徴量算出ステップと、

減衰率設定部が、前記超音波画像の関心領域とは異なる領域であって前記特徴量を補正する演算に使用する領域である演算用領域の減衰率を設定する減衰率設定ステップと、

特徴量補正部が、前記減衰率設定ステップで設定された減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって、前記超音波画像の関心領域におけるサンプリング点の補正特徴量を算出する特徴量補正ステップと、

を実行させることを特徴とする超音波観測装置の作動プログラム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/083929

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/14 (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) A61B8/14		
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 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016		
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	JP 5659324 B1 (Olympus Medical Systems Corp.), 28 January 2015 (28.01.2015), paragraphs [0022] to [0035], [0043] to [0049], [0068]; fig. 1 to 5, 10 to 12, 18 & US 2015/0178919 A1 & WO 2014/192954 A1 & CN 104582584 A	1-15
A	JP 5568199 B1 (Olympus Medical Systems Corp.), 06 August 2014 (06.08.2014), paragraphs [0028] to [0041], [0062], [0063], [0082], [0083], [0109], [0110] & US 2014/0309531 A1 & WO 2014/054469 A1 & EP 2904975 A1 & CN 104125804 A	1-15
☒ 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 22 January 2016 (22.01.16)		Date of mailing of the international search report 02 February 2016 (02.02.16)
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/JP2015/083929

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 2012/063976 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 May 2012 (18.05.2012), entire text; all drawings & JP 5054254 B & US 2012/0310087 A1 & EP 2548512 A1 & CN 102802536 A	1-15
A	WO 2012/063929 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 May 2012 (18.05.2012), entire text; all drawings & JP 5307939 B & US 2013/0030296 A1 & EP 2599441 A1 & CN 103153195 A	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 8 3 9 2 9													
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															
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. A61B8/14															
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>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016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	1971-2016年	日本国実用新案登録公報	1996-2016年	日本国登録実用新案公報	1994-2016年				
日本国実用新案公報	1922-1996年														
日本国公開実用新案公報	1971-2016年														
日本国実用新案登録公報	1996-2016年														
日本国登録実用新案公報	1994-2016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	JP 5659324 B1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2015.01.28, 段落[0022]-[0035], [0043]-[0049], [0068], 第 1-5, 10-12, 18 図 & US 2015/0178919 A1 & WO 2014/192954 A1 & CN 104582584 A	1-15													
A	JP 5568199 B1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2014.08.06, 段落 [0028]-[0041], [0062], [0063], [0082], [0083], [0109], [0110] & US 2014/0309531 A1 & WO 2014/054469 A1 & EP 2904975 A1 & CN 104125804 A	1-15													
☒ 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。															
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>の日の後に公表された文献</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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)</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td>「&」同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</td> <td></td> </tr> </table>				* 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	
* 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 22.01.2016		国際調査報告の発送日 02.02.2016													
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) 宮川 哲伸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9208												

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 8 3 9 2 9
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 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 B & US 2012/0310087 A1 & EP 2548512 A1 & CN 102802536 A	1-15
A	WO 2012/063929 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 5307939 B & US 2013/0030296 A1 & EP 2599441 A1 & CN 103153195 A	1-15

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	JPWO2016151951A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016521369	申请日	2015-12-02
[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	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/EE09 4C601/JB13 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/JC07 4C601/JC37		
优先权	2015059977 2015-03-23 JP		
其他公开文献	JP5953457B1		
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，通过分析超声信号的频率，根据超声信号的接收深度和接收方向来计算多个频谱，特征量计算单元，其计算每个特征量；以及衰减率设置单元，其设置计算区域的衰减率，该计算区域是与超声图像的的关注区域不同的区域，并用于校正特征量的计算 并且，特征量校正单元通过使用由衰减率设置单元设置的衰减率执行特征量的衰减校正来计算超声图像的的关注区域中的采样点的校正特征量。

