

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/110756

発行日 平成30年10月11日(2018.10.11)

(43) 国際公開日 平成29年6月29日(2017.6.29)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード(参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 30 頁)

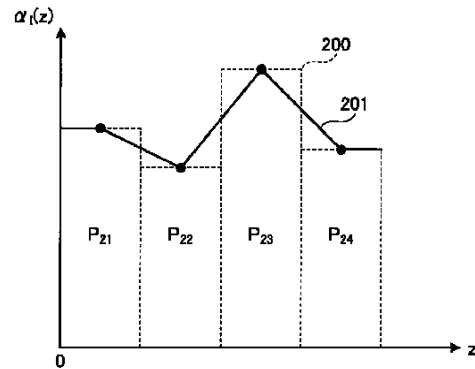
<p>出願番号 特願2017-558128 (P2017-558128)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2016/087836</p> <p>(22) 国際出願日 平成28年12月19日(2016.12.19)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2015-252210 (P2015-252210)</p> <p>(32) 優先日 平成27年12月24日(2015.12.24)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地</p> <p>(74) 代理人 110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所</p> <p>(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</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DD21 EE09 FE02 GA33 HH06 JB12 JB14 JB29 JB31 JB33 JB49 JB51 JC06 JC37 KK02 KK12 KK31</p>
---	---

最終頁に続く

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

(57) 【要約】

超音波観測装置は、超音波信号を解析することによって超音波信号の特徴量を算出する特徴量算出部と、超音波画像に予め設定される関心領域を複数の分割領域に分割し、特徴量算出部が算出した特徴量に基づいて、超音波が観測対象を伝播する際の減衰特性を与える減衰率を複数の分割領域の各々に対して設定する減衰率設定部と、少なくとも隣接する分割領域の境界を含む範囲における減衰率を、隣接する分割領域間で滑らかに変化するように補正する減衰率補正部と、減衰率補正部が補正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補正特徴量を算出する特徴量補正部と、を備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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

前記超音波信号を解析することによって前記超音波信号の特徴量を算出する特徴量算出部と、

前記超音波画像に予め設定される関心領域を複数の分割領域に分割し、前記特徴量算出部が算出した前記特徴量に基づいて、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性を与える減衰率を前記複数の分割領域の各々に対して設定する減衰率設定部と、

少なくとも隣接する分割領域の境界を含む範囲における前記減衰率を、前記隣接する分割領域間で滑らかに変化するように補正する減衰率補正部と、

前記減衰率補正部が補正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】

前記減衰率補正部は、

前記隣接する分割領域の境界を含む範囲における前記減衰率を直線または曲線を用いて補間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】

前記減衰率補正部は、

前記隣接する分割領域の境界を含む範囲を平滑化するフィルタを有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記特徴量算出部が算出した前記特徴量を前記超音波の受信深度に沿って平滑化する平滑化部をさらに備え、

前記減衰率設定部は、

前記平滑化部が平滑化した前記特徴量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 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信深度および受信方向に応じた複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部をさらに備え、

前記特徴量算出部は、

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、

各分割領域において、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複数の前記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し、

前記減衰率補正部は、

前記超音波信号の深度方向に沿って隣接する分割領域間で前記最適な減衰率が滑らかに変化するように補正し、

前記特徴量補正部は、

前記減衰率補正部が補正した前記分割領域ごとの最適な減衰率のうち前記超音波振動子の表面とサンプリング点との間に存在する前記分割領域の最適な減衰率を用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

10

20

30

40

50

特徴量の減衰補正を行うことによって補正特徴量を算出す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 7】

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 6 に記載の超音波観測装置。

【請求項 8】

前記特徴量算出部は、

前記超音波画像の輝度を前記特徴量として算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

10

【請求項 9】

前記特徴量算出部は、

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

前記減衰率設定部は、

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減衰率を設定することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波観測装置。

20

【請求項 10】

前記減衰率設定部は、

前記傾きを前記特徴量とする場合は前記傾きに基づいて前記最適な減衰率を設定し、前記ミッドバンドフィットを前記特徴量と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減衰率を設定することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波観測装置。

【請求項 11】

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 12】

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、

30

特徴量算出部が、前記超音波信号を解析することによって前記超音波信号の特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

減衰率設定部が、前記超音波画像に予め設定される関心領域を複数の分割領域に分割し、前記特徴量算出ステップで算出した前記特徴量に基づいて、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性を与える減衰率を前記複数の分割領域の各々に対して設定する減衰率設定ステップと、

減衰率補正部が、少なくとも隣接する分割領域の境界を含む範囲における前記減衰率を、前記隣接する分割領域間で滑らかに変化するように補正する減衰率補正ステップと、

40

特徴量補正部が、前記減衰率補正ステップで補正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 13】

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、

特徴量算出部が、前記超音波信号を解析することによって前記超音波信号の特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

50

減衰率設定部が、前記超音波画像に予め設定される関心領域を複数の分割領域に分割し、前記特徴量算出ステップで算出した前記特徴量に基づいて、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性を与える減衰率を前記複数の分割領域の各々に対して設定する減衰率設定ステップと、

減衰率補正部が、少なくとも隣接する分割領域の境界を含む範囲における前記減衰率を、前記隣接する分割領域間で滑らかに変化するように補正する減衰率補正ステップと、

特徴量補正部が、前記減衰率補正ステップで補正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。

【発明の詳細な説明】

10

【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。

【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。

20

【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】

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適用できず、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。

30

【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】

【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、前記超音波信号を解析することによって前記超音波信号の特徴量を算出する特徴量算出部と、前記超音波画像に予め設定される関心領域を複数の分割領域に分割し、前記特徴量算出部が算出した前記特徴量に基づいて、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性を与える減衰率を前記複数の分割領域の各々に対して設定する減衰率設定部と、少なくとも隣接する分割領域の境界を含む範囲における前記減衰率を、前記隣接する分割領域間で滑らかに変化するように補正する減衰率補正部と、前記減衰率補正部が補正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、前記減衰率補正部は、前記隣接す

50

る分割領域の境界を含む範囲における前記減衰率を直線または曲線を用いて補間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、前記減衰率補正部は、前記隣接する分割領域の境界を含む範囲を平滑化するフィルタを有することを特徴とする。

【0009】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量算出部が算出した前記特徴量を前記超音波の受信深度に沿って平滑化する平滑化部をさらに備え、前記減衰率設定部は、前記平滑化部が平滑化した前記特徴量に基づいて前記減衰率を設定することを特徴とする。

10

【0010】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信深度および受信方向に応じた複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部をさらに備え、前記特徴量算出部は、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、前記減衰率設定部は、各分割領域において、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複数の前記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し、前記減衰率補正部は、前記超音波信号の深度方向に沿って隣接する分割領域間で前記最適な減衰率が滑らかに変化するように補正し、前記特徴量補正部は、前記減衰率補正部が補正した前記分割領域ごとの最適な減衰率のうち前記超音波振動子の表面とサンプリング点との間に存在する前記分割領域の最適な減衰率を用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補正特徴量を算出することを特徴とする。

20

【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。

30

【0013】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量算出部は、前記超音波画像の輝度を前記特徴量として算出することを特徴とする。

【0014】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量算出部は、前記周波数スペクトルにおける所定の周波数帯域を一次式で近似し、前記一次式の切片および傾き、ならびに前記周波数帯域の中間周波数における前記一次式の値であるミッドバンドフィットのうち、前記傾きおよび前記ミッドバンドフィットのいずれか一方を含む一つまたは複数の前記特徴量として算出し、前記減衰率設定部は、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減衰率を設定することを特徴とする。

40

【0015】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰率設定部は、前記傾きを前記特徴量とする場合は前記傾きに基づいて前記最適な減衰率を設定し、前記ミッドバンドフィットを前記特徴量と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減衰率を設定することを特徴とする。

【0016】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記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

50

らに備えたことを特徴とする。

【0017】

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、特徴量算出部が、前記超音波信号を解析することによって前記超音波信号の特徴量を算出する特徴量算出ステップと、減衰率設定部が、前記超音波画像に予め設定される関心領域を複数の分割領域に分割し、前記特徴量算出ステップで算出した前記特徴量に基づいて、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性を与える減衰率を前記複数の分割領域の各々に対して設定する減衰率設定ステップと、減衰率補正部が、少なくとも隣接する分割領域の境界を含む範囲における前記減衰率を、前記隣接する分割領域間で滑らかに変化するように補正する減衰率補正ステップと、特徴量補正部が、前記減衰率補正ステップで補正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。

10

【0018】

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、特徴量算出部が、前記超音波信号を解析することによって前記超音波信号の特徴量を算出する特徴量算出ステップと、減衰率設定部が、前記超音波画像に予め設定される関心領域を複数の分割領域に分割し、前記特徴量算出ステップで算出した前記特徴量に基づいて、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性を与える減衰率を前記複数の分割領域の各々に対して設定する減衰率設定ステップと、減衰率補正部が、少なくとも隣接する分割領域の境界を含む範囲における前記減衰率を、前記隣接する分割領域間で滑らかに変化するように補正する減衰率補正ステップと、特徴量補正部が、前記減衰率補正ステップで補正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。

20

【発明の効果】

【0019】

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。

30

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの機能構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の信号増幅部が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

【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。

40

【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、超音波画像の表示領域における関心領域内の分割領域の設定例を模式的に示す図である。

【図7】図7は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の減衰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の減衰率補正部が行う補正処理の概要を示す図である。

50

【図 1 0】図 1 0 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

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

【図 1 2】図 1 2 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。

【図 1 3】図 1 3 は、本発明の実施の形態 1 の変形例に係る超音波観測装置の減衰率補正部が行う補正処理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 に係る超音波観測装置の特徴量算出部が算出した特徴量（平滑化前の特徴量）の例を示す図である。

【図 1 6】図 1 6 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置の平滑化部が平滑化処理を施した後の特徴量の例を示す図である。

【図 1 7】図 1 7 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図 1 8】図 1 8 は、別の実施の形態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 9】図 1 9 は、別の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。

【発明を実施するための形態】

【0021】

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。

【0022】

（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。

【0023】

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にして、電子的に走査させるものであってもよい。

【0024】

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。

【0025】

超音波観測装置 3 は、送受信部 3 1、信号処理部 3 2、演算部 3 3、画像処理部 3 4、入力部 3 5、制御部 3 6、および記憶部 3 7 を備える。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

送受信部 3 1 は、超音波内視鏡 2 と電氣的に接続され、所望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 から電氣的な受信信号であるエコー信号を受信してデジタルの高周波（RF：Radio Frequency）信号のデータ（以下、RF データという）を生成して出力する。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。

【 0 0 2 7 】

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。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 8 】

送受信部 3 1 は、信号増幅部 3 1 1 によって増幅されたエコー信号に対してフィルタリング等の処理を施した後、A/D 変換することによって時間ドメインの RF データを生成し、信号処理部 3 2 および演算部 3 3 へ出力する。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 を電氣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

【 0 0 2 9 】

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

【 0 0 3 0 】

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

【 0 0 3 1 】

信号処理部 3 2 は、送受信部 3 1 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。具体的には、信号処理部 3 2 は、RF データに対してバンドパスフィルタ、包絡線検波、対数変換など公知の処理を施し、デジタルの B モード用受信データを生成する。対数変換では、RF データを基準電圧で除した量の常用対数をとってデシベル値で表現する。信号処理部 3 2 は、生成した B モード用受信データを、画像処理部 3 4 へ出力する。信号処理部 3 2 は、CPU（Central Processing Unit）等の汎用プロセッサ、または ASIC（Application Specific Integrated Circuit）もしくは FPGA（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

【 0 0 3 2 】

演算部 3 3 は、送受信部 3 1 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 3 3 は、増幅補正部 3 3 1、周波数解析部 3 3 2、特徴量算出部 3 3 3、減衰率設定部 3 3 4、減衰率補正部 3 3 5 および特徴量補正部 3 3 6 を有する。演算部 3 3 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

50

現される。

【 0 0 3 3 】

増幅補正部 3 3 1 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。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 が行う増幅補正処理における増幅率 (d B) は、受信深度 z がゼロのとき最大値 $t_h - 0$ をとり、受信深度 z がゼロから閾値 z_{t_h} に達するまで線型に減少し、受信深度 z が閾値 z_{t_h} 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 3 7 が記憶している。増幅補正部 3 3 1 が図 3 に示す関係に基づいてデジタル R F 信号を増幅補正することにより、信号増幅部 3 1 1 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 における受信深度 z と増幅率の関係が、信号増幅部 3 1 1 における受信深度と増幅率の関係に応じて異なることは勿論である。

10

【 0 0 3 4 】

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により、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。

20

【 0 0 3 5 】

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、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とは限らない。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依って変化し、周波数依存性がないためである。この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。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 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。

30

【 0 0 3 6 】

周波数解析部 3 3 2 は、超音波信号の周波数を解析することによって超音波信号の受信深度および受信方向に応じた複数の周波数スペクトルを算出する。具体的には、周波数解析部 3 3 2 は、増幅補正部 3 3 1 が増幅補正を行った各音線の 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てサンプルデータを生成し、サンプルデータ群に高速フーリエ変換 (F F T : Fast Fourier Transform) 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。

40

【 0 0 3 7 】

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 $S R_k$ において、白または黒の長方形は、1 つのサンプリング点におけるデータを意味している。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 4 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 2 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。

50

【 0 0 3 8 】

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 11 を参照)。

【 0 0 3 9 】

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。

【 0 0 4 0 】

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、図 5 および後述する図 7 に示す周波数スペクトルの曲線や該曲線に関連する直線は、離散的な点の集合からなる。

【 0 0 4 1 】

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。

【 0 0 4 2 】

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、粘性性腫瘍、正常組織、嚢胞、脈管などのことである。

【 0 0 4 3 】

特徴量算出部 333 は、各周波数スペクトルの特徴量を算出する。具体的には、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。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 $f_M = (f_L + f_H) / 2$ 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 は、回帰分析によって二次以上の多項式で周波数スペクトルを近似するようにしてもよい。

【 0 0 4 4 】

3 つの補正前特徴量のうち、傾き a_0 は、超音波の散乱体の大きさと相関を有し、一般に散乱体が大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

10

20

30

40

50

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。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、周波数帯域 U 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。

【0045】

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において超音波が観測対象を伝播する際の減衰特性を与える減衰率を設定する。本実施の形態 1 において、関心領域は予め設定されたものでもよいし、入力部 35 が関心領域の位置、大きさおよび形状に関する設定信号の入力を受け付けた後、演算部 33 がその設定信号に基づいて関心領域を設定するようにしてもよい。

10

【0046】

より具体的な減衰率設定部 334 の処理を説明する。減衰率設定部 334 は、まず関心領域を複数の分割領域に分割する。続いて、減衰率設定部 334 は、各分割領域において、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り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する。その後、減衰率設定部 334 は、予備補正特徴量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。

20

【0047】

図 6 は、超音波画像の表示領域における関心領域内の分割領域の設定例を模式的に示す図である。なお、図 6 では 1 つの音線のみを破線で記載しているが、複数の音線が走査方向（図 6 に示す関心領域 102 の周方向）に沿って所定間隔で設定されることはいうまでもない。

【0048】

図 6 では、画像表示領域 101 内で略扇型をなす関心領域 102 を 16 個の分割領域 P_{ij} ($i = 1 \sim 4$ 、 $j = 1 \sim 4$) に分割した場合を示している。分割領域 P_{ij} は、画像表示領域 101 における超音波振動子 21 の表面位置 103 から放射状に広がる受信深度の方向（深度方向）の高さ H がすべて同じである。関心領域に対して分割領域をどのように設定するかについての情報は、記憶部 37 が有する分割領域情報記憶部 371 に格納されている。この情報には、例えば関心領域と分割領域との間の大きさおよび / または形状の関係等が含まれる。減衰率設定部 334 は、関心領域が設定されると、分割領域情報記憶部 371 を参照してその関心領域に応じた分割領域を設定する。なお、図 6 は超音波振動子 21 がコンベックス振動子である場合を例示しているが、他のタイプの超音波振動子 21 でも同様に分割領域を設定可能であることはいうまでもない。また、図 6 に示す分割領域の数はあくまでも一例に過ぎず、関心領域の大きさ等の条件に応じて変化することはもちろんである。また、超音波画像の全領域を 1 つの関心領域とすることも可能である。

30

【0049】

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。

40

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

ここで、比例定数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。減衰率の単位は、例えば $dB / cm / MHz$ である。

【0050】

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

50

、減衰率設定部 334 は、減衰率候補値 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。

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

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

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

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 b_0 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。

10

【0051】

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、

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

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。

【0052】

減衰率設定部 334 は、各分割領域において、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 のうち独立なのは 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。

20

【0053】

ただし、減衰率設定部 334 が、予備補正特徴量 a を用いて最適な減衰率を設定する場合は予備補正特徴量 a の分散を適用し、予備補正特徴量 c を用いて最適な減衰率を設定する場合は予備補正特徴量 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。

30

$$A(f, z) = 2 z f + 2 \gamma z \cdot \cdot \cdot (6)$$

式（6）の右辺第 2 項の γ 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、予備補正特徴量 c を用いて最適な減衰率を設定する場合は、予備補正特徴量 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予備補正特徴量 a を用いて最適な減衰率を設定する場合は、予備補正特徴量 a の分散を適用した方が、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。

40

【0054】

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

【0055】

50

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微量の分布例を模式的に示す図である。図 8 では、横軸を予備補正特微量とし、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 と比較して特微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。

【0056】

減衰率補正部 335 は、減衰率設定部 334 が設定した最適な減衰率に対して、分割領域の境界付近で減衰率の変化が滑らかに変化するように補正する。具体的には、減衰率補正部 335 は、最適な減衰率に対して直線による線型補間を行うことにより、分割領域の境界付近での減衰率の変化を滑らかにする処理を行う。

10

【0057】

図 9 は、減衰率補正部 335 が行う補正処理の概要を示す図である。図 9 において、横軸は超音波画像の受信深度 z であり、縦軸は分割領域 $P_{ij}(z)$ における最適な減衰率 $\gamma_j(z)$ である。破線で示すヒストグラム 200 は、1 つの音線が通過する各分割領域 $P_{ij}(I=1\sim 4$ のうちの定数、 $j=1\sim 4)$ における受信深度 z の最適な減衰率 $\gamma_j(z)$ を表している。図 9 では、一例として $I=2$ の場合を示している。これに対して曲線 201 は、減衰率補正部 335 が直線補間処理を行った後の受信深度 z と最適な減衰率 $\gamma_j(z)$ との関係を示している。減衰率補正部 335 は、隣接する分割領域の中心位置同士を直線で結ぶ線型補間を行う。これにより、隣接する分割領域における最適な減衰率 $\gamma_j(z)$ の変化が滑らかとなる。

20

【0058】

なお、ここでは減衰率補正部 335 が深度方向に沿って最適な減衰率を補正する場合を例示したが、減衰率補正部 335 が超音波振動子 21 の走査方向に沿って隣接する分割領域間の最適な減衰率の変化を補正するようにしてもよい。また、減衰率補正部 335 が、深度方向および走査方向に沿ってそれぞれ隣接する分割領域間の最適な減衰率の変化を補正するようにしてもよい。

【0059】

特微量補正部 336 は、減衰率補正部 335 が補正した減衰率を用いて特微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補正特微量を算出する。特微量補正部 336 は、分割領域ごとの最適な減衰率のうち超音波振動子の表面位置とサンプリング点との間に存在する分割領域の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微量の減衰補正を行う。任意のサンプリング点における累積減衰率は、超音波振動子 21 の表面からの距離とその間に存在する分割領域における最適な減衰率を用いて算出される。超音波振動子 21 の表面位置からの距離 z であり分割領域 P_{ij} に含まれるサンプリング点 $SP_j(z)$ における累積減衰率 $\gamma_j(z)$ は、以下の式（7）で表される。

30

【数 1】

$$\gamma_I(z) = 2 \int_0^z \alpha_I(z') dz' \quad \dots (7)$$

40

式（7）の右辺の 2 は、超音波振動子の表面位置からサンプリング点 z までの往復距離を取ることを意味している。このようにして、特微量補正部 336 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 $\gamma_j(z)$ 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。

【0060】

特微量補正部 336 は、累積減衰率 $\gamma_j(z)$ を用いてサンプリング点 $SP_j(z)$ における特微量を以下のように減衰補正する。

$$a_j(z) = a_0 + 2 \gamma_j(z) \quad \dots (8)$$

50

$$b_1(z) = b_0 \cdot \dots (9)$$

$$c_1(z) = c_0 + 2f_{M-1}(z) \cdot \dots (10)$$

【0061】

画像処理部34は、各種画像データを生成する。具体的には、画像処理部34は、Bモード画像データ生成部341、および特徴量画像データ生成部342を有する。画像処理部34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。

【0062】

Bモード画像データ生成部341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データであるBモード画像データを生成する。具体的には、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り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。

10

【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成部342へ出力する。

20

【0064】

特徴量画像データ生成部342は、特徴量補正部336が算出した補正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。具体的には、特徴量画像データ生成部342は、特徴量補正部336が算出した補正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4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1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、色相や明暗（明度）のほか、例えば彩度、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。

30

【0065】

入力部35は、超音波観測装置3の動作指示信号を含む各種情報の入力を受け付ける。例えば、入力部35は、超音波画像において特定の深度幅および音線幅で区切られる部分領域である関心領域の設定入力を受け付ける。入力部35は、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等のユーザインタフェースを用いて構成される。

40

【0066】

制御部36は、超音波診断システム1全体の動作を制御する。制御部36は、表示装置4の表示を制御する表示制御部361を有する。表示制御部361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、および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それぞれ対応する画像を表示装置4に表示させる制御を行う。表示制御部361は、Bモード画像と特徴量画像を並べて表示装置4に表示させる制御を行うことも可能である。

【0067】

50

制御部 36 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 36 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 37 が記憶する各種プログラムや各種データを記憶部 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。制御部 36 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 37 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 36 を信号処理部 32、演算部 33 および画像処理部 34 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。

【0068】

記憶部 37 は、超音波観測装置 3 の動作に必要な情報を含む各種情報を記憶する。記憶部 37 は、分割領域に関する情報を記憶する分割領域情報記憶部 371 と、周波数解析部 332 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 372 と、特徴量算出部 333 が算出する特徴量および特徴量補正部 336 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 373 と、減衰率設定部 334 が分割領域ごとに設定する最適な減衰率、および特徴量補正部 336 が算出する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 374 と、を有する。

【0069】

記憶部 37 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。

【0070】

また、記憶部 37 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。

【0071】

以上の構成を有する記憶部 37 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。

【0072】

図 10 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。同図に示すフローチャートは、超音波診断システム 1 において、送受信部 31 が送信駆動波の送信を開始し、超音波振動子 21 が超音波の送信を開始した後、超音波画像における関心領域の設定が完了している場合の処理を示している。

【0073】

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 21 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 S1）。

【0074】

超音波振動子 21 からエコー信号を受信した信号増幅部 311 は、そのエコー信号の増幅を行う（ステップ S2）。ここで、信号増幅部 311 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。

【0075】

続いて、Bモード画像データ生成部 341 は、信号増幅部 311 が増幅したエコー信号

10

20

30

40

50

を用いてBモード画像データを生成する(ステップS3)。表示制御部361は、Bモード画像データに対応するBモード画像を表示装置4に表示させる制御を行う(ステップS4)。

【0076】

増幅補正部331は、送受信部31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S5)。ここで、増幅補正部331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。

【0077】

この後、周波数解析部332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372へ格納する(ステップS6)。図11は、ステップS6において周波数解析部332が行う処理の概要を示すフローチャートである。以下、図11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。

【0078】

まず、周波数解析部332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S31)。

【0079】

続いて、周波数解析部332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S32)。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。

【0080】

その後、周波数解析部332は、サンプルデータ群を取得し(ステップS33)、取得したサンプルデータ群に対し、記憶部37が記憶する窓関数を作用させる(ステップS34)。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。

【0081】

続いて、周波数解析部332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S35)。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 $2^{n-1}/2(=2^{n-1})$ 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 $2^{n-1}-1(=N)$ 個のデータがあり、データ位置 $Z^{(k)}$ より深部側に $2^{n-1}(=M)$ 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。

【0082】

ステップS35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S35: Yes)、周波数解析部332は、後述するステップS37へ移行する。

【0083】

ステップS35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S35: No)、周波数解析部332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S36)。ステップS35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S36の後、周波数解

10

20

30

40

50

析部 3 3 2 は、後述するステップ S 3 7 へ移行する。

【 0 0 8 4 】

ステップ S 3 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 3 7 ）。

【 0 0 8 5 】

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 3 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。

10

【 0 0 8 6 】

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 $Z^{(k)}_{max}$ より大きいか否かを判定する（ステップ S 3 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 3 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 4 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 3 9 : N o ）、周波数解析部 3 3 2 はステップ S 3 3 へ戻る。

20

【 0 0 8 7 】

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

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 2 に格納される。

30

【 0 0 8 9 】

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、関心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 9 0 】

以上説明したステップ S 6 の周波数解析処理に続いて、特徴量算出部 3 3 3 は、関心領域に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 7 ）。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 3 3 3 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。

40

【 0 0 9 1 】

この後、減衰率設定部 3 3 4 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 γ_0 に設定する（ステップ S 8 ）。この初期値 γ_0 の値は、予め減衰率情報記憶部 3 7 4 が記憶しておく。なお、入力部 3 5 が減衰率候補値の初期値 γ_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 0 9 2 】

続いて、減衰率設定部 3 3 4 は、特徴量算出部 3 3 3 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 γ を γ_0 として減衰補正を行うことにより、予備補正特徴

50

量を算出し、減衰率候補値 とともに特徴量情報記憶部 373 に格納する（ステップ S9）。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。

【0093】

ステップ S9 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 $Z = (f_{sp} / 2v_s) Dn$ を代入することによって予備補正特徴量を算出する。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 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、 $Z = 0.2295n$ (mm) となる。

10

【0094】

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 と対応づけて特徴量情報記憶部 373 へ格納する（ステップ S10）。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 $a_1(z)$ を用いて特徴量画像データを生成する場合は、関心領域における予備補正特徴量 a の分散を適用するのが好ましい。また、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 $c_1(z)$ を用いて特徴量画像データを生成する場合は、関心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特徴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指示する指示信号を入力部 35 から入力することによって設定するようにしてもよい。

20

【0095】

この後、減衰率設定部 334 は、減衰率候補値 の値を だけ増加させ（ステップ S11）、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 S12）。ステップ S12 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 S12 : Yes）、超音波観測装置 3 はステップ S13 へ移行する。一方、ステップ S12 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 S12 : No）、超音波観測装置 3 はステップ S9 へ戻る。なお、入力部 35 が減衰率候補値の増加量 および最大値 $_{max}$ の設定変更の入力を受け付け可能な構成としてもよい。

30

【0096】

ステップ S13 において、減衰率設定部 334 は、関心領域に対し、特徴量情報記憶部 373 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 S13）。

【0097】

図 12 は、減衰率設定部 334 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、減衰率設定部 334 は、 $= 0.2$ (dB/cm/MHz) を最適な減衰率として設定する。なお、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 における分散 S () の値を補間する曲線を算出した後、減衰率設定部 334 が減衰率候補値の定義域におけるその曲線の最小値を最適な減衰率として設定するようにしてもよい。

40

【0098】

この後、減衰率補正部 335 は、最適な減衰率を、隣接する分割領域間で滑らかに変化

50

するような補正を行う（ステップS14）。減衰率補正部335は、例えば図9を用いて説明したように、各分割領域 P_{ij} に対して定められる最適な減衰率 $\alpha_j(z)$ を直線によって線型補間する。

【0099】

続いて、特徴量補正部336は、減衰率設定部334が設定した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累積減衰率を算出する（ステップS15）。例えば、図6に示す関心領域102のサンプリング点 $SP_2(z)$ における累積減衰率 $\alpha_2(z)$ は、式(7)で $I=2$ としたものである。

【0100】

続いて、特徴量補正部336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S16）。例えば、特徴量補正部336は、図6に示す関心領域102の内部にあるサンプリング点 $S(z)$ 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 $a_2(z)$ 、 $b_2(z)$ 、 $c_2(z)$ を、式(8)~(10)にしたがってそれぞれ算出する。

【0101】

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関心領域内の各画素に対し、ステップS16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S17）。その後、表示制御部361は、生成された特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示装置4に表示させる制御を行う（ステップS18）。

【0102】

ステップS18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S1~S18の処理を周期的に繰り返し実行する。

【0103】

以上説明した本発明の実施の形態1によれば、少なくとも隣接する分割領域の境界を含む範囲における減衰率を、その隣接する分割領域間で滑らかに変化するように補正し、補正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。

【0104】

また、本実施の形態1によれば、隣接する分割領域間で滑らかに変化するように減衰率を補正するため、隣接する分割領域の境界で減衰率が急激に変化するのを抑制することができる。その結果、分割領域の境界で生じ得る不要な輝度差を低減し、より正確でより自然な態様で組織性状を表現する特徴量画像を生成することが可能となる。

【0105】

なお、本実施の形態1では、減衰率補正部335が深度方向に沿って減衰率を補正する場合を説明したが、超音波振動子21の走査方向に沿って減衰率補正を行うようにしてもよいし、深度方向および走査方向にそれぞれ沿って減衰率補正を行うようにしてもよい。

【0106】

また、本実施の形態1では、全画面の部分的な関心領域に対して特徴量画像を生成する場合を説明したが、超音波画像の全領域を関心領域とする特徴量画像を生成することも可能である。この場合には、超音波画像の全領域に対して補正特徴量を求めるようにすればよい。

【0107】

（変形例）

図13は、本実施の形態1の変形例に係る超音波観測装置3の減衰率補正部335が行う補正処理の概要を模式的に示す図である。本変形例1において、減衰率補正部335は、深度方向に沿って分割領域の境界近傍を滑らかに変化させる処理を施すフィルタ（空間フィルタ）を有する。図13に示す曲線202は、減衰率補正部335がヒストグラム2

10

20

30

40

50

00に対して補正処理を施すことによって得た曲線である。本変形例が、実施の形態1と同様の効果を奏することはいうまでもない。

【0108】

(実施の形態2)

本発明の実施の形態2は、関心領域内の各分割領域における最適な特徴量を算出する前処理として、特徴量算出部が算出した特徴量を平滑化することを特徴とする。

【0109】

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、超音波観測装置6および表示装置4を備える。以下、実施の形態1で説明した超音波診断システム1が備える構成と同様の構成に対しては、超音波診断システム1と同じ符号を付して説明する。

【0110】

超音波観測装置6は、上述した超音波観測装置3と、演算部の機能構成が異なる。具体的には、超音波観測装置6が有する演算部61は、増幅補正部331、周波数解析部332、特徴量算出部333、減衰率設定部334、減衰率補正部335、および特徴量補正部336に加えて、平滑化部611を有する。

【0111】

平滑化部611は、特徴量算出部333が算出した特徴量に対して平滑化処理を施す。図15は、特徴量算出部333が算出した平滑化前の特徴量の例を示す図である。また、図16は、図15に示す特徴量に対して平滑化部611が平滑化処理を施した後の特徴量を示す図である。図15に示す曲線301は、ミッドバンドフィット c と受信深度 z との関係を示している。曲線301は、受信深度 z が大きくなるにつれてミッドバンドフィット c が減少する傾向を有しているものの、局所的には大きく上下動している箇所がある。これに対して、図16に示す曲線302は、受信深度 z の増加とともにミッドバンドフィット c の大きさが減少する傾向を維持しつつ、局所的な上下動が曲線301に比べて抑制されている。

【0112】

図17は、超音波観測装置6が行う処理の概要を示すフローチャートである。ステップS51～S57の処理は、図10で説明したステップS1～S7の処理に順次対応している。

【0113】

ステップS57に続くステップS58において、平滑化部611は、特徴量を平滑化する(ステップS58)。平滑化部611は、例えば図15に示す曲線301に対して平滑化を施すことにより、図16に示す曲線302を得る。

【0114】

この後のステップS59～S69の処理は、図10で説明したステップS8～S18の処理に順次対応している。

【0115】

以上説明した本発明の実施の形態2によれば、実施の形態1と同様に、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でき、分割領域の境界で生じ得る不要な輝度差を低減し、より正確でより自然な態様で組織性状を表現する特徴量画像を生成することができる。

【0116】

また、本実施の形態2によれば、各分割領域における最適な減衰率を設定する前に特徴量を深度方向に沿って平滑化しているため、最適な減衰率を設定する際に生じ得るノイズ要因の一つである深度方向の特徴量のばらつきを低減することができる。

【0117】

なお、平滑化部611が行う平滑化処理として、特徴量算出部333による算出結果を回帰分析によって直線近似するようにしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 8 】

(その他の実施の形態)

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態 1、2 によってのみ限定されるべきものではない。例えば、特徴量として超音波画像の輝度値を用いてもよい。この場合には、各分割領域に対して輝度値を用いて最適な減衰率を設定し、その最適な減衰率を補正した後、補正後の最適な減衰率を用いて補正特徴量としての輝度値を算出する。

【 0 1 1 9 】

また、減衰率設定部 334 は、超音波画像の全てのフレームで最適な減衰率に相当する最適減衰率相当値をそれぞれ算出し、最新のフレームにおける最適減衰率相当値を含む所定数の最適減衰率相当値の平均値、中央値または最頻値を最適な減衰率として設定してもよい。この場合には、各フレームで最適な減衰率を設定する場合と比較して、最適な減衰率の変化が少なくなつてその値を安定させることができる。

10

【 0 1 2 0 】

また、減衰率設定部 334 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 1 】

また、入力部 35 が減衰率候補値の初期値 θ_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。

20

【 0 1 2 2 】

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 2 3 】

また、減衰率設定部 334 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。

30

【 0 1 2 4 】

また、減衰率設定部 334 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 2 5 】

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。

40

【 0 1 2 6 】

(付記)

図 18 は、別の実施の形態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 7 は、超音波内視鏡 2、超音波観測装置 8 および表示装置 4 を備える。以下、実施の形態 1 で説明した超音波診断システム 1 が備える構成と同様の構成に対しては、超音波診断システム 1 と同じ符号を付して説明する。

50

【 0 1 2 7 】

超音波観測装置 8 は、送受信部 3 1、信号処理部 3 2、演算部 8 1、画像処理部 3 4、入力部 3 5、制御部 3 6 および記憶部 3 7 を有する。演算部 8 1 は、増幅補正部 3 3 1、周波数解析部 3 3 2、特徴量算出部 3 3 3、平滑化部 6 1 1、減衰率設定部 3 3 4 および特徴量補正部 3 3 6 を有する。

【 0 1 2 8 】

図 1 9 は、超音波観測装置 8 が行う処理の概要を示すフローチャートである。ステップ S 8 1 ~ S 9 4 の処理は、図 1 7 で説明したステップ S 5 1 ~ S 6 4 の処理に順次対応している。

【 0 1 2 9 】

別の実施の形態では、ステップ S 9 4 の後、特徴量補正部 3 3 6 が、減衰率設定部 3 3 4 が設定した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累積減衰率を算出する（ステップ S 9 5）。このステップ S 9 5 の処理は、実施の形態 1 において図 1 0 を参照して説明したステップ S 1 5 の処理と同様である。

【 0 1 3 0 】

この後に行うステップ S 9 6 ~ S 9 8 の処理は、実施の形態 1 において図 1 0 を参照して説明したステップ S 1 6 ~ S 1 8 の処理に順次対応している。

【 0 1 3 1 】

ステップ S 9 8 の後、超音波観測装置 8 は一連の処理を終了する。超音波観測装置 8 は、ステップ S 8 1 ~ S 9 8 の処理を周期的に繰り返し実行する。

【 0 1 3 2 】

以上説明した別の実施の形態によれば、各分割領域における最適な減衰率を設定する前に特徴量を深度方向に沿って平滑化しているため、最適な減衰率を設定する際に生じ得るノイズ要因の一つである深度方向の特徴量のばらつきを低減することができる。

【 0 1 3 3 】

なお、別の実施の形態において、平滑化部 6 1 1 は、特徴量算出部 3 3 3 による算出結果を回帰分析によって直線近似するようにしてもよい。また、別の実施の形態において、関心領域を分割することなく関心領域における最適な減衰率を算出してもよい。また、別の実施の形態においても、上述したその他の実施の形態で記載した内容を適宜組み合わせることで実施することが可能である。

【 0 1 3 4 】

[付記項 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、

前記超音波信号を解析することによって前記超音波信号の特徴量を算出する特徴量算出部と、

前記特徴量算出部が算出した前記特徴量を前記超音波の受信深度に沿って平滑化する平滑化部と、

前記平滑化部が平滑化した前記特徴量に基づいて、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性を与える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。

【 符号の説明 】

【 0 1 3 5 】

- 1、5、7 超音波診断システム
- 2 超音波内視鏡
- 3、6、8 超音波観測装置
- 4 表示装置

10

20

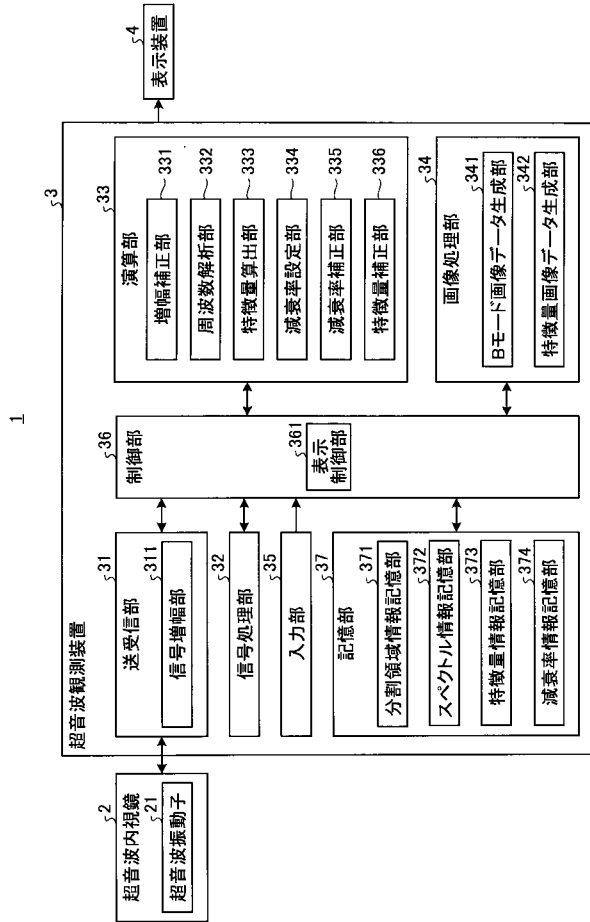
30

40

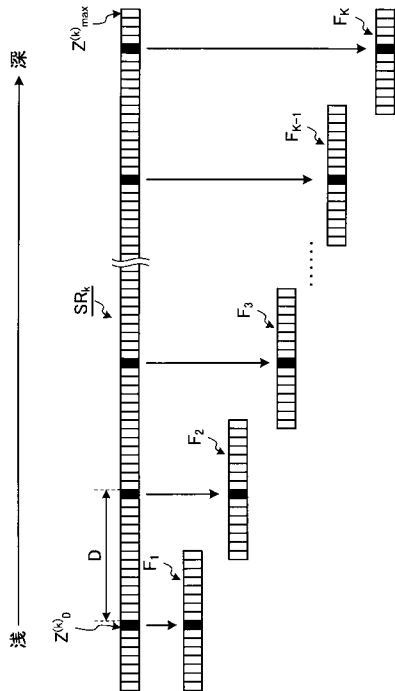
50

2 1	超音波振動子	
3 1	送受信部	
3 2	信号処理部	
3 3、6 1、8 1	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	
1 0 1	画像表示領域	
1 0 2	関心領域	10
1 0 3	表面位置	
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	減衰率補正部	
3 3 6	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	20
3 6 1	表示制御部	
3 7 1	分割領域情報記憶部	
3 7 2	スペクトル情報記憶部	
3 7 3	特徴量情報記憶部	
3 7 4	減衰率情報記憶部	
6 1 1	平滑化部	

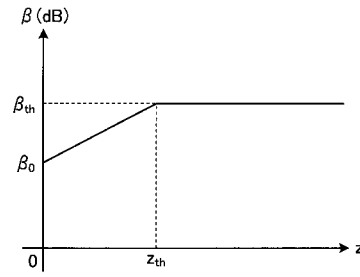
【 図 1 】



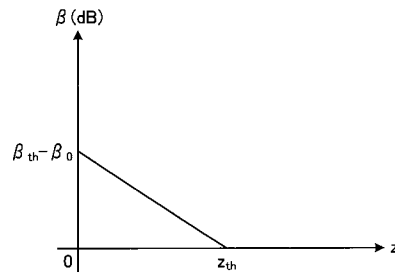
【 図 4 】



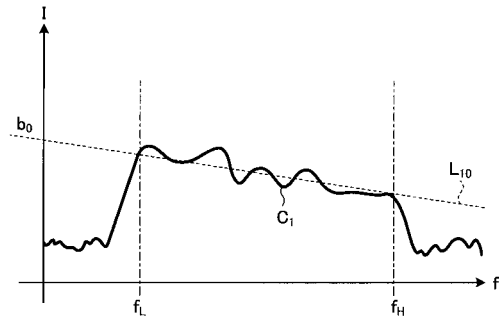
【 図 2 】



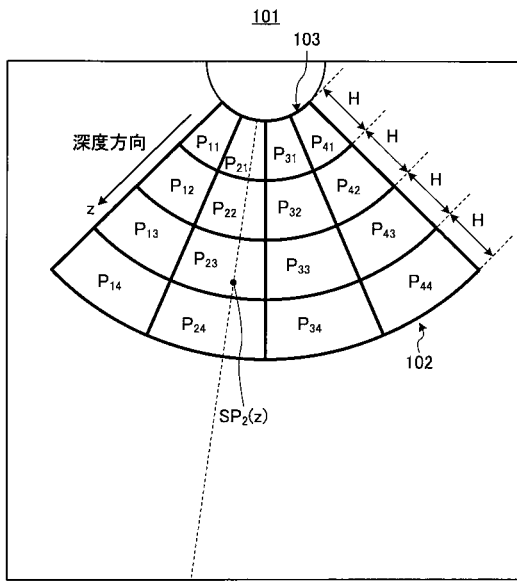
【 図 3 】



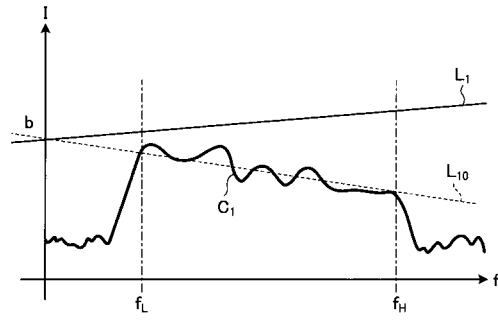
【 図 5 】



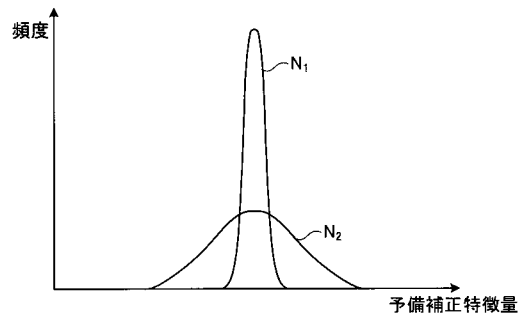
【 図 6 】



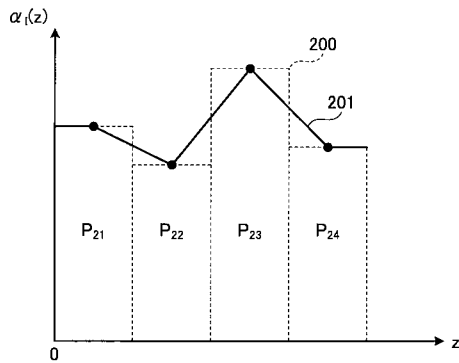
【 図 7 】



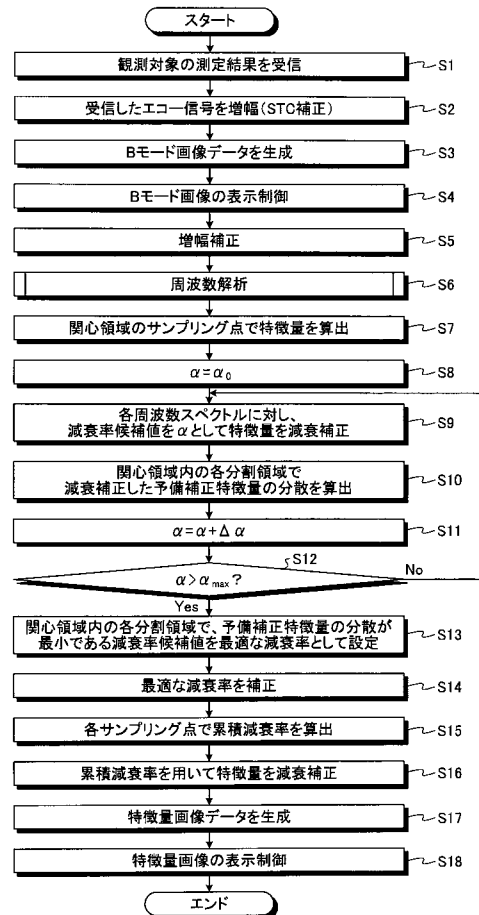
【 図 8 】



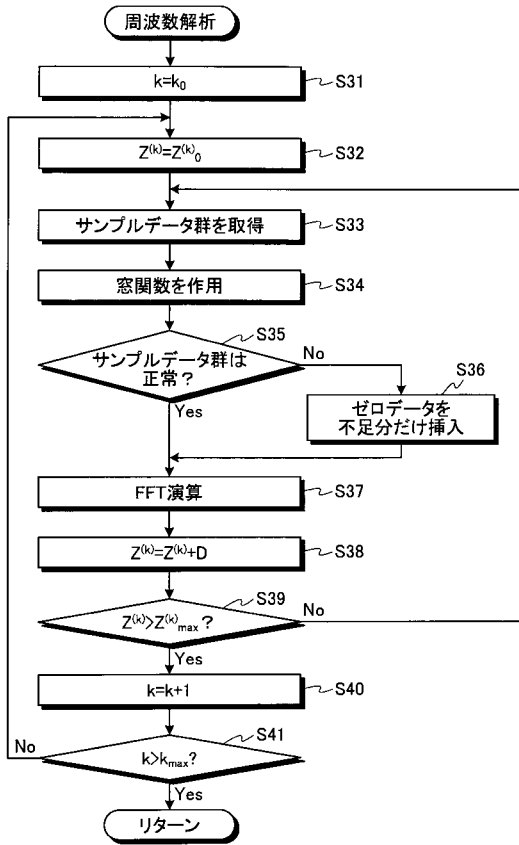
【 図 9 】



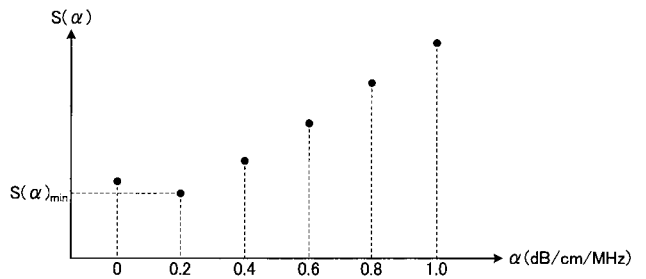
【 図 10 】



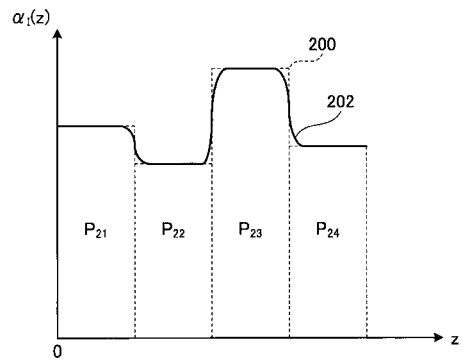
【図 1 1】



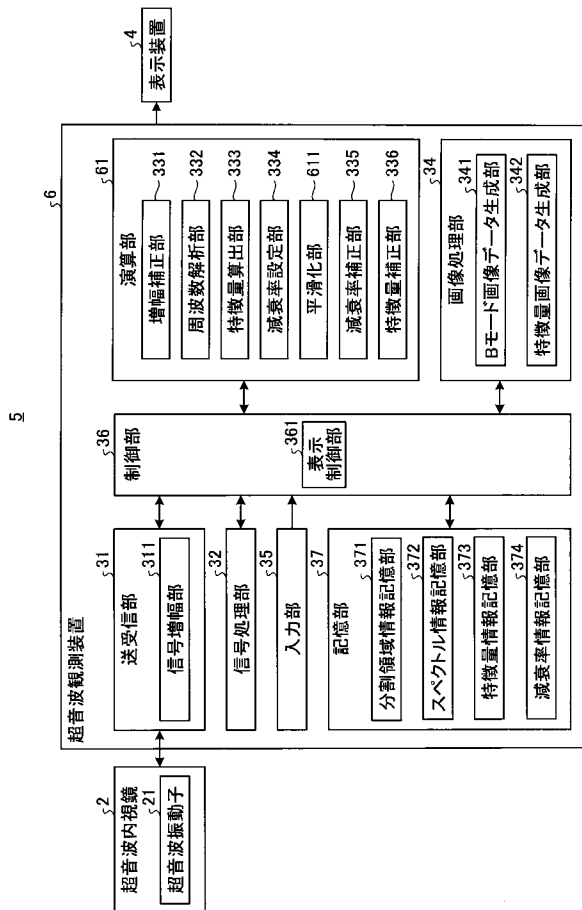
【図 1 2】



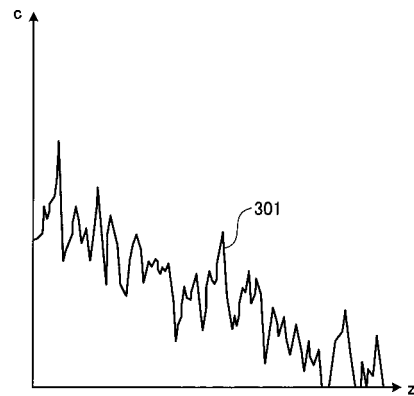
【図 1 3】



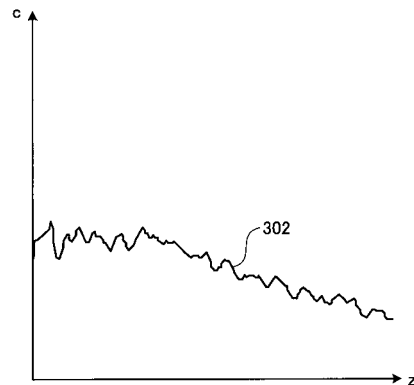
【図 1 4】



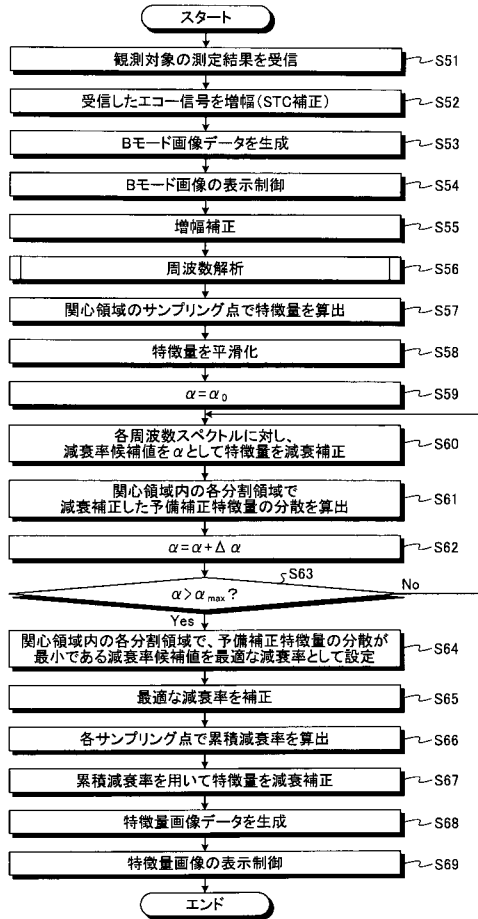
【図 1 5】



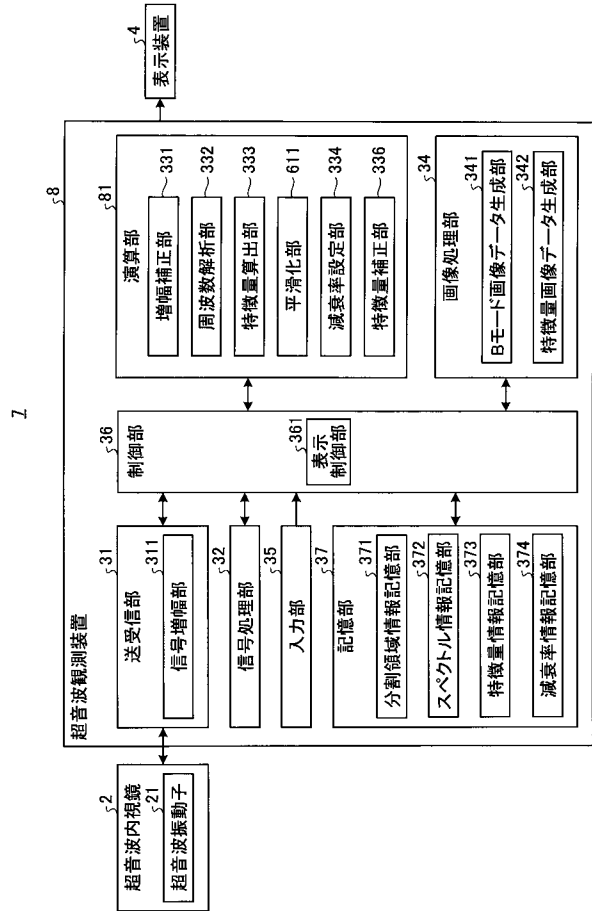
【図 1 6】



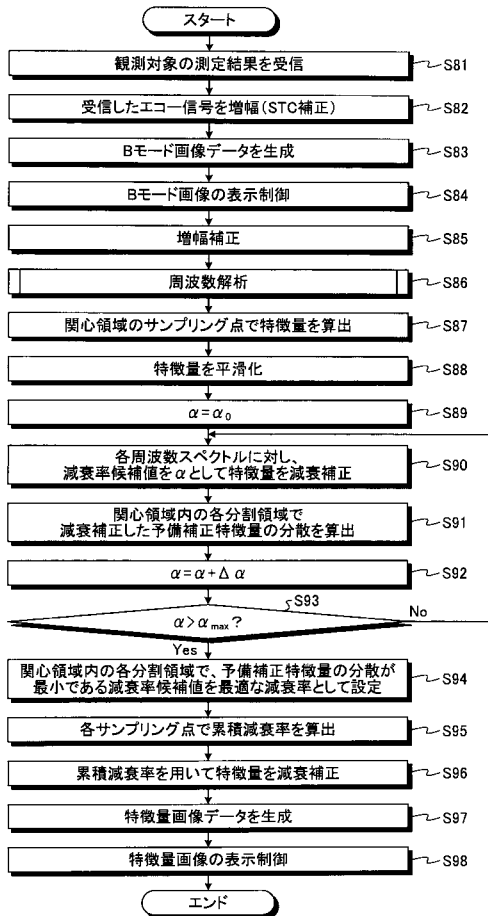
【図17】



【図18】



【図19】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/087836
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/12(2006.01)i, 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) A61B8/12, 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 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2013/132717 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 12 September 2013 (12.09.2013), abstract (Family: none)	1-13
P,A	WO 2016/006288 A1 (Olympus Corp.), 14 January 2016 (14.01.2016), fig. 7 (Family: none)	1-13
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 24 February 2017 (24.02.17)		Date of mailing of the international search report 07 March 2017 (07.03.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 8 7 8 3 6									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i, 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. A61B8/12, 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>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017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	1971-2017年	日本国実用新案登録公報	1996-2017年	日本国登録実用新案公報	1994-2017年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2017年										
日本国実用新案登録公報	1996-2017年										
日本国登録実用新案公報	1994-2017年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	WO 2013/132717 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.09.12 要約 (ファミリーなし)	1-13									
P, A	WO 2016/006288 A1 (オリンパス株式会社) 2016.01.14 図7 (ファミリーなし)	1-13									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 24.02.2017		国際調査報告の発送日 07.03.2017									
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) 右▲高▼ 孝幸	2U 9808								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

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, DJ, 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, KH, KN, KP, KR, KW, 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

(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	JPWO2017110756A1	公开(公告)日	2018-10-11
申请号	JP2017558128	申请日	2016-12-19
[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	A61B8/12		
CPC分类号	G06T5/002 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/5238 A61B8/5269 A61B8/54 G06T2207/10132 G06T2207/20024		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/DD21 4C601/EE09 4C601/FE02 4C601/GA33 4C601/HH06 4C601/JB12 4C601/JB14 4C601/JB29 4C601/JB31 4C601/JB33 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/JC06 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK31		
优先权	2015252210 2015-12-24 JP		
其他公开文献	JP6513224B2 JPWO2017110756A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声观察装置包括特征量计算单元，该特征量计算单元通过分析超声信号来计算超声信号的特征量，并且将超声图像中预设的关注区域划分为多个划分的区域，基于由计算单元计算出的特征量，衰减因子设置单元设置衰减因子，该衰减因子在超声波通过观察对象传播到多个分割区域中的每一个以及至少相邻的分割区域时给出给出衰减特性。在包括校正量的边界的范围内的衰减校正，该校正量的边界使得该校正量在相邻的分割区域之间平滑地变化，并且使用由衰减率校正单元校正的衰减率来进行特征量的衰减校正。并且特征量校正单元根据其计算校正特征量。

