

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/103849

発行日 平成29年4月27日 (2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年6月30日 (2016. 6. 30)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

出願番号 特願2016-505644 (P2016-505644)	(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
(21) 国際出願番号 PCT/JP2015/078548	(74) 代理人 110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所
(22) 国際出願日 平成27年10月7日 (2015. 10. 7)	(72) 発明者 宮木 浩仲 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内
(11) 特許番号 特許第5927367号 (P5927367)	Fターム(参考) 4C601 BB06 EE09 FE02 GA33 GB04 JB13 JB45 JB49 JB51 JC06 KK02 KK12
(45) 特許公報発行日 平成28年6月1日 (2016. 6. 1)	
(31) 優先権主張番号 特願2014-259474 (P2014-259474)	
(32) 優先日 平成26年12月22日 (2014. 12. 22)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	

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得られた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、超音波画像を複数の領域に分割した各分割領域において、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、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減衰率設定部と、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ことにより補正特徴量を算出する特徴量補正部とを備える。

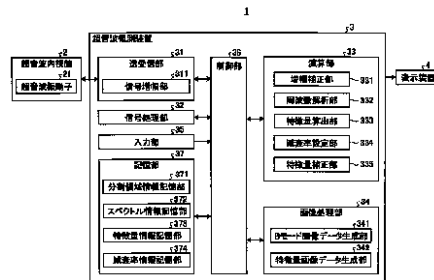


FIG. 1:
 1 Ultrasonic endoscope
 2 Ultrasonic observation apparatus
 4 Display device
 21 Ultrasonic oscillator
 31 Transmitting and receiving unit
 32 Signal processing unit
 33 Computing unit
 34 Image processing unit
 35 Input unit
 36 Contact unit
 37 Storage unit
 321 Amplification correcting unit
 322 Frequency analyzing unit
 323 Feature quantity calculating unit
 324 Attenuation rate sorting unit
 325 Feature quantity correcting unit
 326 Feature quantity correcting unit
 327 B-mode image data creating unit
 328 Feature quantity image data creating unit
 329 Distortion error information storage unit
 330 Spectrum information storage unit
 331 Feature quantity information storage unit
 332 Attenuation rate 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前記超音波信号の受信深度および受信方向に応じた複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、

前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出する特徴量算出部と、

前記超音波画像を複数の領域に分割した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減衰率設定部と、

前記減衰率設定部が前記分割領域ごとに設定した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】

前記特徴量補正部は、

前記超音波振動子の表面位置と前記サンプリング点との間に存在する分割領域ごとの前記最適な減衰率を各分割領域における深度方向の往復距離で重み付けしたものを累積加算することによって前記サンプリング点における前記累積減衰率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】

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前記深度方向の長さ以上であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

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 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

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 6】

前記特徴量算出部は、

前記各周波数スペクトルを n 次式 (n は正の整数) で近似する処理を行うことによって前記特徴量を算出する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 7】

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

10

20

30

40

50

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。

【請求項 8】

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 7 に記載の超音波観測装置。

【請求項 9】

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

周波数解析部が、前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波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、前記超音波画像を複数の領域に分割した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減衰率設定ステップと、

特徴量補正部が、前記分割領域ごとに設定された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 10】

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

周波数解析部が、前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波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、前記超音波画像を複数の領域に分割した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減衰率設定ステップと、

特徴量補正部が、前記分割領域ごとに設定された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】

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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、前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信深度および受信方向に応じた複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出する特徴量算出部と、前記超音波画像を複数の領域に分割した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減衰率設定部と、前記減衰率設定部が前記分割領域ごとに設定した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特徴量補正部と、を備えたことを特徴とする。

【0007】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量補正部は、前記超音波振動子の表面位置と前記サンプリング点との間に存在する分割領域ごとの前記最適な減衰率を各分割領域における深度方向の往復距離で重み付けしたものを累積加算することによって前記サンプリング点における前記累積減衰率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、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前記深度方向の長さ以上であることを特徴とする。

10

20

30

40

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、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。

【 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 1 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量算出部は、前記各周波数スペクトルを n 次式（ n は正の整数）で近似する処理を行うことによって前記特徴量を算出することを特徴とする。

10

【 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。

20

【 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。

【 0 0 1 4 】

本発明に係る超音波観測装置の作動方法は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置の作動方法であって、周波数解析部が、前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波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、前記超音波画像を複数の領域に分割した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減衰率設定ステップと、特徴量補正部が、前記分割領域ごとに設定された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特徴量補正ステップと、を有することを特徴とする。

30

40

【 0 0 1 5 】

本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置に、周波数解析部が、前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波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、前記超音波画像を複数の領域に分割した各分割領域において、前記超音波が前記観測対象

50

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り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減衰率設定ステップと、特徴量補正部が、前記分割領域ごとに設定された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り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】

【0016】

本発明によれば、超音波画像を複数の領域に分割した各分割領域において、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に応じた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分割領域ごとに設定し、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ことにより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。

20

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置を備えた超音波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、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の信号増幅部が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

【図3】図3は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の増幅補正部が行う増幅補正処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

【図4】図4は、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。

30

【図5】図5は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の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、超音波画像における分割領域の設定例を模式的に示す図である。

【図7】図7は、本発明の一実施の形態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、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図10】図10は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の周波数解析部が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

40

【図11】図11は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の減衰率設定部が行う処理の概要を示す図である。

【図12】図12は、超音波画像における分割領域の別な設定例を示す図である。

【図13】図13は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の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。

【発明を実施するための形態】

【0018】

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。

50

【 0 0 1 9 】

図 1 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置を備えた超音波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。

【 0 0 2 0 】

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、本実施の形態では、説明の便宜上、超音波振動子 2 1 がリニア振動子であるものとする。

【 0 0 2 1 】

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。

【 0 0 2 2 】

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 RF 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。

【 0 0 2 3 】

送受信部 3 1 は、エコー信号を増幅する信号増幅部 3 1 1 を有する。信号増幅部 3 1 1 は、受信深度が大きいエコー信号ほど高い増幅率で増幅する S T C (Sensitivity Time Control) 補正を行う。図 2 は、信号増幅部 3 1 1 が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図 2 に示す受信深度 z は、超音波の受信開始時点からの経過時間に基づいて算出される量である。図 2 に示すように、増幅率（dB）は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って 0 から z_{th} (> 0) へ線型に増加する。また、増幅率（dB）は、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上である場合、一定値 z_{th} をとる。閾値 z_{th} の値は、観測対象から受信する超音波信号がほとんど減衰してしまい、ノイズが支配的になるような値である。より一般に、増幅率は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って単調増加すればよい。図 2 に示す関係は、予め記憶部 3 7 に記憶されている。

【 0 0 2 4 】

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

10

20

30

40

50

状に設けた超音波振動子 2 1 を電子的に走査させる構成を有する場合、送受信部 3 1 は、複数の素子に対応したビーム合成用の多チャンネル回路を有する。

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

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 2 7 】

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) や各種演算回路等を用いて実現される。

【 0 0 2 8 】

演算部 3 3 は、送受信部 3 1 が出力した RF データに対して受信深度によらず増幅率を一定とするよう増幅補正を行う増幅補正部 3 3 1 と、増幅補正を行った RF データに高速フーリエ変換 (FFT: Fast Fourier Transform) を施して周波数解析を行うことにより超音波信号の受信深度および受信方向に応じた複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部 3 3 2 と、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、超音波画像を複数の領域に分割したときの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減衰率設定部 3 3 4 と、減衰率設定部 3 3 4 が分割領域ごとに設定した最適な減衰率のうち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ことによって補正特徴量を算出する特徴量補正部 3 3 5 と、を有する。演算部 3 3 は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

【 0 0 2 9 】

図 3 は、増幅補正部 3 3 1 が行う増幅補正処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図 3 に示すように、増幅補正部 3 3 1 が行う増幅処理における増幅率 (dB) は、受信深度 z がゼロのとき最大値 $t_{th} - t_0$ をとり、受信深度 z がゼロから閾値 $z_{t_{th}}$ に達するまで線型に減少し、受信深度 z が閾値 $z_{t_{th}}$ 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 3 7 に記憶されている。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 RF 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 STC 補正の影響を相殺し、一定の増幅率 t_{th} の信号を出力することができる。なお、増幅補正部 3 3 1 が行う増幅補正処理における受信深度 z と増幅率の関係は、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の関係に応じて異なることは勿論である。

【 0 0 3 0 】

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

10

20

30

40

50

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。

【0031】

一方、本実施の形態のように超音波の周波数スペクトルを算出して解析した結果を利用する場合、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。

【0032】

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。

【0033】

そこで、本実施の形態では、生成される画像データのフレームレートを維持しつつ、Bモード画像用に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。

【0034】

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。

【0035】

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つのサンプル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21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31が行うA/D変換におけるサンプリング周波数（例えば50MHz）に対応した時間間隔で離散化されている。図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。

【0036】

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）。

【0037】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

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、本実施の形態において、曲線および直線は、離散的な点の集合からなる。

【 0 0 3 9 】

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 2 1 の周波数帯域、送受信部 3 1 が送信するパルス信号の周波数帯域などをもとに決定されるパラメータであり、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。

10

【 0 0 4 0 】

一般に、周波数スペクトルは、観測対象が生体組織である場合、超音波が走査された生体組織の性状によって異なる傾向を示す。これは、周波数スペクトルが、超音波を散乱する散乱体の大きさ、数密度、音響インピーダンス等と相関を有しているためである。ここでいう「生体組織の性状」とは、例えば悪性腫瘍 (癌)、良性腫瘍、内分泌腫瘍、粘液性腫瘍、正常組織、嚢胞、脈管などのことである。

【 0 0 4 1 】

特徴量算出部 3 3 3 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 3 3 3 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 3 3 3 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 3 3 3 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。

20

【 0 0 4 2 】

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。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。

30

【 0 0 4 3 】

減衰率設定部 3 3 4 は、超音波画像を複数の領域に分割したときの各分割領域において、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減衰率を用いて特徴量の減衰補正を行う。図6は、超音波画像における分割領域の設定例を模式的に示す図である。図6では、矩形状をなす超音波画像 1 0 1 を 3 0 個の分割領域 P_{ij} ($i = 1 \sim 5$ 、 $j = 1 \sim 6$) に分割した場合を示している。なお、図6の破線は音線を表している。図6に示す場合、分割領域 P_{ij} は、すべて同じ面積を有している。このため、分割領域 P_{ij} における超音波振動子 2 1 の表面位置 1 0 2 からの深度方向の長さ H (以下、分割領域 P_{ij} の高さ H という) は一定である。分割領域 P_{ij} に関する情報は、記憶部 3 7 が有する分割領域情報記憶部 3 7 1 に格納されている。なお、音線の数はあくまでも一例に過ぎず、図6に示す場合に限定されるものではない。また、図6は超音波振動子 2 1 がリニア振動子である場合の超音波画像であるため矩形状をなしているが、他のタイプの超音波振動子 2 1 の場合に超音波画像の外形状が異なることはいうまでもない。

40

50

【 0 0 4 4 】

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。

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

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。

10

【 0 0 4 5 】

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。

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

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

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

式（2）、（4）からも明らかのように、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。

20

【 0 0 4 6 】

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、

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

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

【 0 0 4 7 】

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。

30

【 0 0 4 8 】

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。

$$A(f, z) = 2 \alpha z f + 2 \beta_1 z \quad \dots (6)$$

式（6）の右辺第 2 項の β_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、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

40

50

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。

【0049】

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 2 1 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 2 1 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

10

【0050】

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 3 3 4 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。

【0051】

特徴量補正部 3 3 5 は、分割領域ごと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徴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 2 1 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。分割領域 P_{IJ} ($1 \leq I \leq i_{max}$ 、 $1 \leq J \leq j_{max}$ ； I 、 J は定数) で超音波振動子 2 1 に近い側の境界からの距離が h ($0 < h \leq H$) であるようなサンプリング点 $S_{IJ}(h)$ における累積減衰率 $\alpha_{IJ}(h)$ は、

$$\alpha_{IJ}(h) = \left[\sum_{j=1,2,\dots,J-1} (2H \cdot \alpha_{Ij}) \right] + 2h \cdot \alpha_{IJ} \quad \dots (7)$$

20

と表される。ここで、 $\sum_{j=1,2,\dots,J-1}$ は $j = 1 \sim J - 1$ の和を取ることを意味し、 α_{Ij} (P_{Ij}) は分割領域 P_{Ij} における最適な減衰率を表している。式 (7) の右辺の第 1 項は、分割領域ごとの超音波の往復距離 $2H$ に対して最適な減衰率 α_{Ij} (P_{Ij}) を乗じたものの和である。また、式 (7) の右辺の第 2 項は、分割領域 P_{IJ} におけるサンプリング点 $S_{IJ}(h)$ までの超音波の往復距離 $2h$ に分割領域 P_{IJ} における最適な減衰率 α_{IJ} (P_{IJ}) を乗じたものである。このようにして、特徴量補正部 3 3 5 は、超音波振動子 2 1 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 $\alpha_{IJ}(h)$ 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。

30

【0052】

例えば図 6 では、式 (7) で $I = 2$ 、 $J = 3$ (ただし $i_{max} = 5$ 、 $j_{max} = 6$) の場合を例示している。この場合、サンプリング点 $S_{23}(h)$ における累積減衰率 $\alpha_{23}(h)$ は、式 (7) より、

$$\alpha_{23}(h) = 2H \cdot \alpha_{21} + 2H \cdot \alpha_{22} + 2h \cdot \alpha_{23} \quad \dots (8)$$

40

となる。

【0053】

特徴量補正部 3 3 5 は、累積減衰率 $\alpha_{IJ}(h)$ を用いてサンプリング点 $S_{IJ}(h)$ における特徴量を以下のように減衰補正する。

$$a_{IJ}(h) = a_0 + 2 \alpha_{IJ}(h) \quad \dots (9)$$

$$b_{IJ}(h) = b_0 \quad \dots (10)$$

$$c_{IJ}(h) = c_0 + 2 f_M \alpha_{IJ}(h) \quad \dots (11)$$

50

【 0 0 5 4 】

画像処理部 3 4 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 3 4 1 と、特徴量算出部 3 3 3 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 3 4 2 と、を有する。

【 0 0 5 5 】

B モード画像データ生成部 3 4 1 は、信号処理部 3 2 から受信した 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 R G B 表色系を採用した場合の変数である R (赤)、G (緑)、B (青) の値を一致させたグレースケール画像である。

10

【 0 0 5 6 】

B モード画像データ生成部 3 4 1 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 3 4 1 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 3 4 2 へ出力する。

【 0 0 5 7 】

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、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ができる。

20

30

【 0 0 5 8 】

制御部 3 6 は、演算および制御機能を有する CPU (Central Processing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。制御部 3 6 は、記憶部 3 7 が記憶、格納する情報を記憶部 3 7 から読み出し、超音波観測装置 3 の作動方法に関連した各種演算処理を実行することによって超音波観測装置 3 を統括して制御する。なお、制御部 3 6 を信号処理部 3 2 および演算部 3 3 と共通の CPU 等を用いて構成することも可能である。

【 0 0 5 9 】

記憶部 3 7 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 3 7 1 と、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 2 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 3 と、減衰率設定部 3 3 4 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 3 3 5 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 3 7 4 と、を有する。

40

【 0 0 6 0 】

記憶部 3 7 は、上記以外にも、例えば増幅処理に必要な情報 (図 2 に示す増幅率と受信深度との関係)、増幅補正処理に必要な情報 (図 3 に示す増幅率と受信深度との関係)、減衰補正処理に必要な情報 (式 (1) 参照)、周波数解析処理に必要な窓関数 (Hamming、Hanning、Blackman 等) の情報等を記憶する。

50

【0061】

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。

【0062】

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。

【0063】

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)。

【0064】

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。

【0065】

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S3)。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。

【0066】

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S4)。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。

【0067】

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S5)。図10は、ステップS5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。

【0068】

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S21)。

【0069】

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S22)。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。

【0070】

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S23)、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S24)。このようにサンプルデータ群に対して窓関数を作用させることにより、サンプルデ

10

20

30

40

50

ータ群が境界で不連続になることを回避し、アーチファクトが発生するのを防止することができる。

【 0 0 7 1 】

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

【 0 0 7 2 】

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

【 0 0 7 3 】

ステップ S 2 5 における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ のサンプルデータ群が正常でない場合 (ステップ S 2 5 : No)、周波数解析部 3 3 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。

20

【 0 0 7 4 】

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 FFT 演算を行うことにより、振幅の周波数分布である周波数スペクトルを得る (ステップ S 2 7)。

30

【 0 0 7 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 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 7 6 】

その後、周波数解析部 3 3 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ が音線 SR_k における最大値 $Z^{(k)}_{max}$ より大きいか否かを判定する (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 : Yes)、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 : No)、周波数解析部 3 3 2 はステップ S 2 3 へ戻る。

40

【 0 0 7 7 】

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} より大きいか否かを判定する (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 : Yes)、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 : No)、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

50

した値、もしくは、記憶部 37 にあらかじめ設定された値とする。

【0078】

このようにして、周波数解析部 332 は、解析対象領域内の $(k_{max} - k_0 + 1)$ 本の音線の各々について複数回の FFT 演算を行う。FFT 演算の結果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 372 に格納される。

【0079】

なお、以上の説明では、周波数解析部 332 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 35 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。

10

【0080】

以上説明したステップ S5 の周波数解析処理に続いて、特徴量算出部 333 は、各分割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 S6）。具体的には、特徴量算出部 333 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。

【0081】

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 374 が記憶しておくようにすればよい。

20

【0082】

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 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 373 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。

【0083】

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、 $z = 0.2295 n$ (mm) となる。

30

【0084】

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のうち代表となる予備補正特徴量の分散を算出し、減衰率候補値 α と対応づけて特徴量情報記憶部 373 へ格納する（ステップ 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。このステップ S9 において、予備補正特徴量 a を用いて特徴量画像を生成する場合は各分割領域における予備補正特徴量 a の分散を適用し、予備補正特徴量 c を用いて特徴量画像を生成する場合は各分割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。

40

【0085】

この後、減衰率設定部 334 は、減衰率候補値 α の値を α_{max} 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

50

場合（ステップ S 1 1 : Y e s ）、超音波観測装置 3 はステップ S 1 2 へ移行する。一方、ステップ S 1 1 における比較の結果、減衰率候補値 α が最大値 α_{max} 以下である場合（ステップ S 1 1 : N o ）、超音波観測装置 3 はステップ S 8 へ戻る。

【 0 0 8 6 】

ステップ S 1 2 において、減衰率設定部 3 3 4 は、分割領域ごとに、特徴量情報記憶部 3 7 3 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分割領域における最適な減衰率として設定する（ステップ S 1 2 ）。

【 0 0 8 7 】

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。 $\alpha_0 = 0$ (d B / c m / M H z)、 $\alpha_{max} = 1.0$ (d B / c m / M H z)、 $\sigma = 0.2$ (d B / c m / M H z) とした場合の減衰率候補値 α と分散 S () 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 (d B / c m / M H z) のときに分散が最小値 S () α_{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、 $\alpha = 0.2$ (d B / c m / M H z) を最適な減衰率として設定する。

10

【 0 0 8 8 】

この後、特徴量補正部 3 3 5 は、減衰率設定部 3 3 4 が各分割領域で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 に示す分割領域 P_{ij} のサンプリング点 $S_{ij}(h)$ における累積減衰率 $\alpha_{ij}(h)$ は、式 (7) で表される。

【 0 0 8 9 】

続いて、特徴量補正部 3 3 5 は、累積減衰率を用いて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、図 6 に示す分割領域 P_{ij} のサンプリング点 $S_{ij}(h)$ 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 $a_{ij}(h)$ 、 $b_{ij}(h)$ 、 $c_{ij}(h)$ は、式 (9) ~ (1 1) を用いてそれぞれ算出される。

20

【 0 0 9 0 】

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。

30

【 0 0 9 1 】

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。なお、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。

【 0 0 9 2 】

以上説明した本発明の一実施の形態によれば、超音波画像を複数の領域に分割した各分割領域において、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に応じた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分割領域ごとに設定し、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。

40

【 0 0 9 3 】

また、本実施の形態によれば、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ごとの最適な減衰率を各分割領域における深度方向の往復距離で重み付けしたものを累積加算することによってサンプリング点における累積減衰率を算出するため、

50

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る。

【0094】

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態によってのみ限定されるべきものではない。例えば、超音波画像の分割領域の設定方法は、図6に示すものに限られるわけではない。図12は、超音波画像における分割領域の別な設定例を示す図である。図12では、超音波画像201を30個の分割領域 Q_{ij} ($i = 1 \sim 5$ 、 $j = 1 \sim 6$)に分割した場合を示している。分割領域 Q_{ij} は、深度が同じ領域すなわち j の値が共通な領域はすべて同じ面積を有している。一方、分割領域 Q_{ij} は、深度が異なる領域では、超音波振動子21の表面位置202からの深度が大きいほど高さ H_j ($j = 1 \sim 6$)が大きくなっている ($H_1 < H_2 < \dots < H_6$)。一般に、超音波の減衰は深度が大きいほど大きくなるので、超音波振動子21から遠方の分割領域の面積を大きくすることにより、遠方におけるS/N比を向上させることができる。

10

【0095】

この場合、分割領域 Q_{ij} ($1 \leq i \leq i_{max}$ 、 $1 \leq j \leq j_{max}$; I, J は定数)で超音波振動子21に近い側の境界からの距離が h ($0 < h \leq H_j$)であるようなサンプリング点 S_{ij} (h)における累積減衰率 $\alpha_{ij}(h)$ は、

$$\alpha_{ij}(h) = [\alpha_{ij}(2H_j \cdot (Q_{ij}))] + 2h \cdot (Q_{ij}) \dots (12)$$

と表される。この式(12)は、式(7)と比較して右辺第1項の分割領域 Q_{ij} の深度方向の長さ H_j が領域に依存している点が異なる。

20

【0096】

また、減衰率設定部334が行う最適な減衰率の設定方法は上述した方法に限定されるわけではない。図13は、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)、 $\alpha = 0.2$ (dB/cm/MHz)とした場合の減衰率候補値と分散 $S(\alpha)$ 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。この場合には、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) ~ 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、図13に示す場合、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。

30

【0097】

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。

40

【0098】

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。

【0099】

また、入力部35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。

【0100】

50

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。

【0101】

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。

【0102】

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。

【0103】

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。

【0104】

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】

【0105】

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。

【符号の説明】

【0106】

- 1 超音波診断システム
- 2 超音波内視鏡
- 3 超音波観測装置
- 4 表示装置
- 21 超音波振動子
- 31 送受信部
- 32 信号処理部
- 33 演算部
- 34 画像処理部
- 35 入力部
- 36 制御部
- 37 記憶部
- 101、201 超音波画像
- 102、202 表面位置
- 311 信号増幅部
- 331 増幅補正部
- 332 周波数解析部
- 333 特徴量算出部
- 334 減衰率設定部

10

20

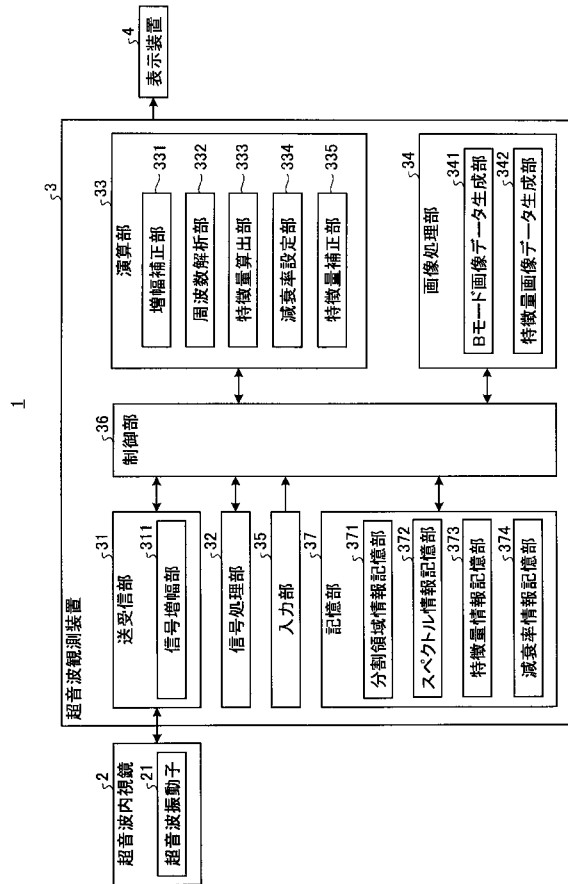
30

40

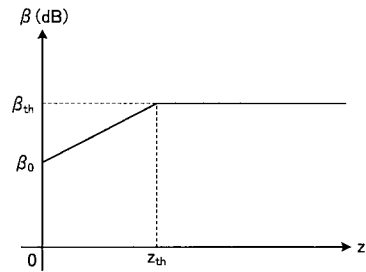
50

- 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 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

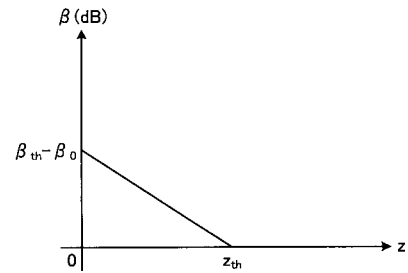
【 図 1 】



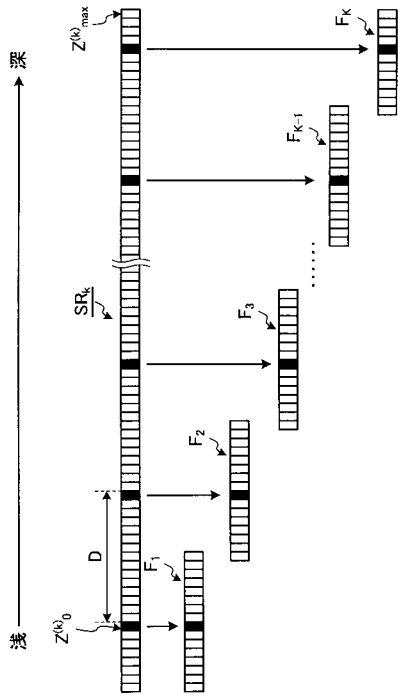
【 図 2 】



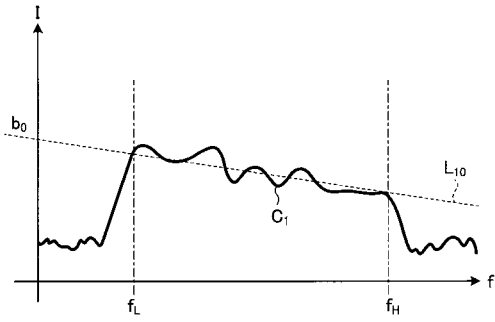
【 図 3 】



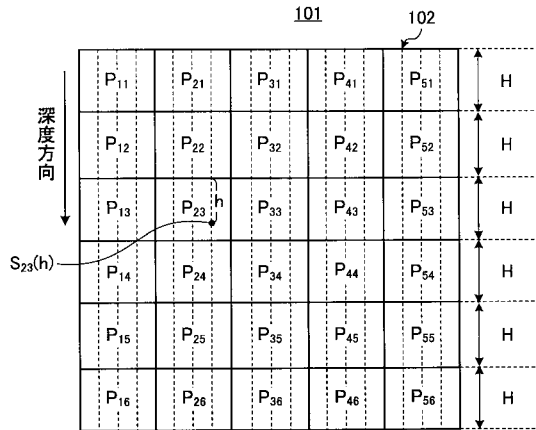
【 図 4 】



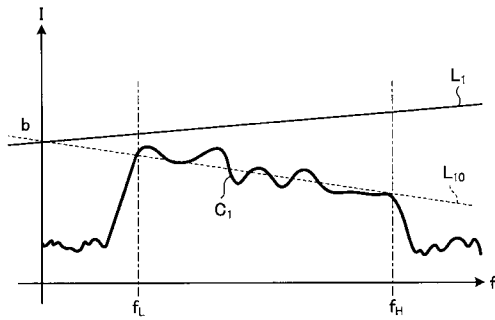
【 図 5 】



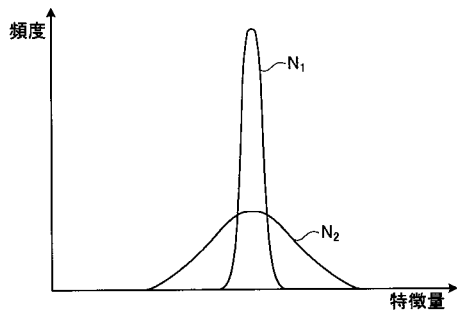
【 図 6 】



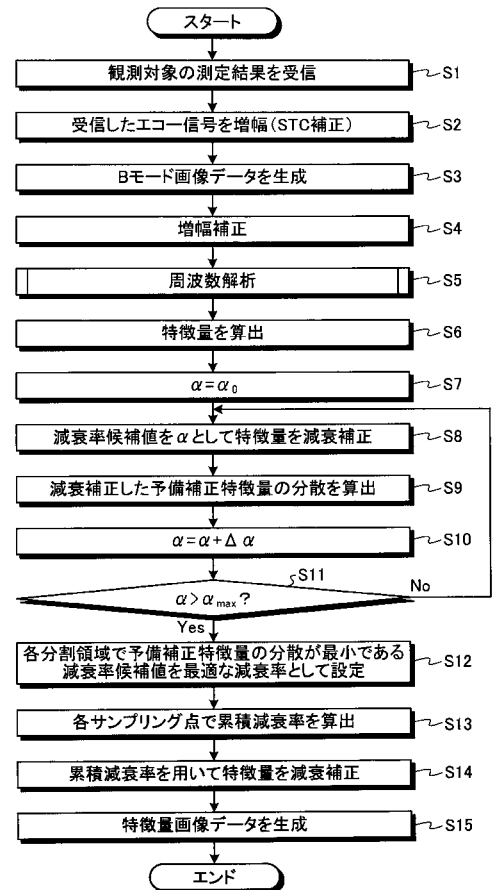
【 図 7 】



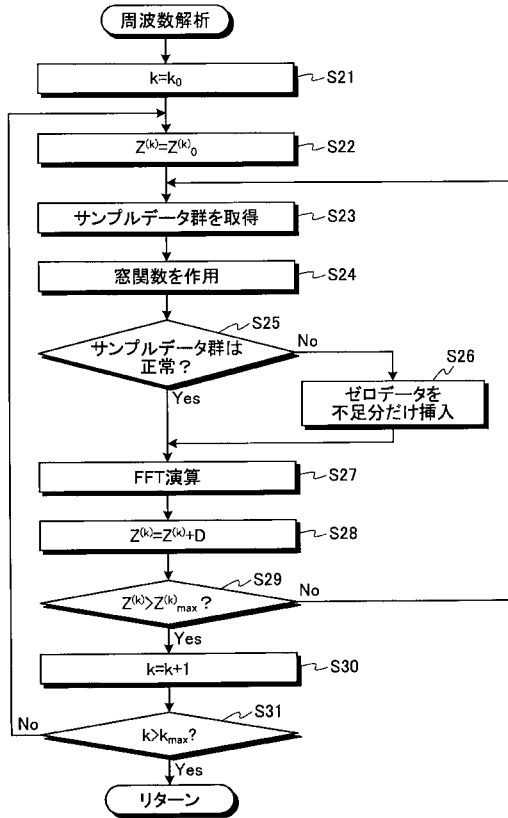
【 図 8 】



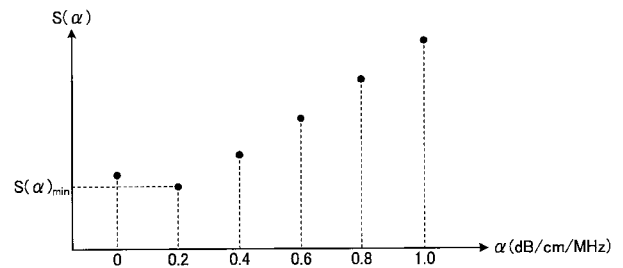
【 図 9 】



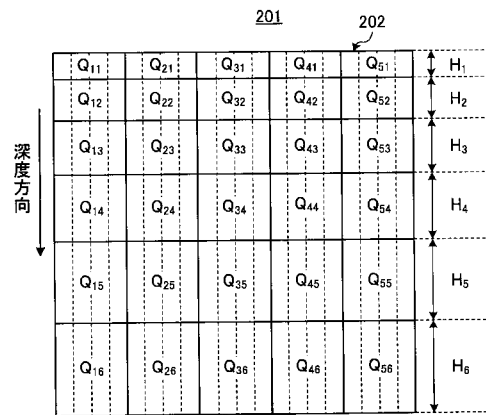
【 図 1 0 】



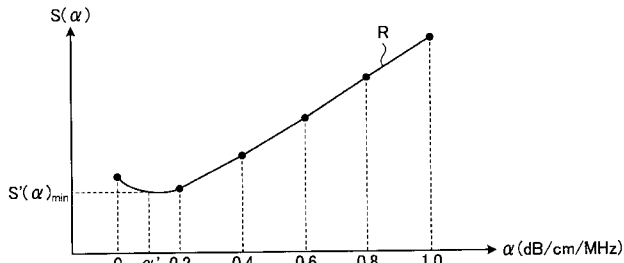
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/078548
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) A61B8/00-8/15 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2014/054469 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 10 April 2014 (10.04.2014), paragraphs [0023] to [0097]; fig. 1 to 17 & US 2014/0309531 A1 paragraphs [0030] to [0105]; fig. 1 to 17 & EP 2904975 A1 & CN 104125804 A & JP 5568199 B1	1-10
A	WO 2014/192954 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 04 December 2014 (04.12.2014), paragraphs [0019] to [0036]; fig. 1 to 5 & US 2015/0178919 A1 paragraphs [0030] to [0046]; fig. 1 to 5 & CN 104582584 A & JP 5659324 B1	1-10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 11 December 2015 (11.12.15)		Date of mailing of the international search report 22 December 2015 (22.12.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/078548

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-246640 A (Aloka Co., Ltd.), 04 November 2010 (04.11.2010), paragraphs [0019] to [0038]; fig. 1 to 11 (Family: none)	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2015/078548									
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. A61B8/00-8/15											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2015年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2015年	日本国実用新案登録公報	1996-2015年	日本国登録実用新案公報	1994-2015年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2015年										
日本国実用新案登録公報	1996-2015年										
日本国登録実用新案公報	1994-2015年										
国際調査で使用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 2014/054469 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2014.04.10, [0023]-[0097], 図 1-17 & US 2014/0309531 A1, [0030]-[0105], figs. 1-17 & EP 2904975 A1 & CN 104125804 A & JP 5568199 B1	1-10									
A	WO 2014/192954 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2014.12.04, [0019]-[0036], 図 1-5 & US 2015/0178919 A1, [0030]-[0046], figs. 1-5 & CN 104582584 A & JP 5659324 B1	1-10									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 11.12.2015		国際調査報告の発送日 22.12.2015									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 門田 宏	2 Q 9 2 2 4								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 7 8 5 4 8
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	JP 2010-246640 A (アロカ株式会社) 2010. 11. 04, [0019]-[0038], 図 1-11 (ファミリーなし)	1-10

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	JPWO2016103849A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016505644	申请日	2015-10-07
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	宫木浩仲		
发明人	宫木 浩仲		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/12		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE09 4C601/FE02 4C601/GA33 4C601/GB04 4C601/JB13 4C601/JB45 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/JC06 4C601/KK02 4C601/KK12		
优先权	2014259474 2014-12-22 JP		
其他公开文献	JP5927367B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的超声观察设备将超声图像划分为多个区域，并且特征量计算单元分别计算通过分析超声信号的频率而获得的多个频谱的特征量。通过使用在每个分割区域给出互不相同的衰减特性的多个单位长度和单位频率的衰减率候选值中的每一个，消除消除超声波对每个频谱的特征量的影响的衰减校正 通过执行以下操作，针对每个候选衰减率计算每个频谱的初步校正特征量 使用在儿童的表面和采样点之间存在的划分区域的最佳衰减率，来计算采样点处的每单位频率的累积衰减率，并计算累积减小率。及用于通过使用速率进行的特征量的衰减校正计算校正特征量的特征量校正单元。

