

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/094511

発行日 平成29年12月28日 (2017.12.28)

(43) 国際公開日 平成29年6月8日 (2017.6.8)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F I
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 30 頁)

出願番号 特願2017-551736 (P2017-551736)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2016/084003
(22) 国際出願日 平成28年11月16日 (2016.11.16)
(31) 優先権主張番号 特願2015-233490 (P2015-233490)
(32) 優先日 平成27年11月30日 (2015.11.30)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

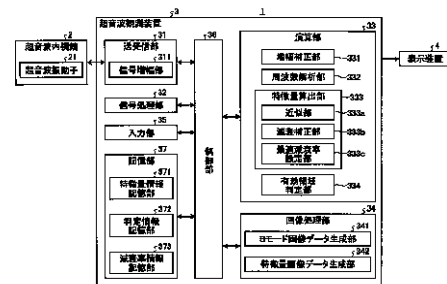
(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都八王子市石川町2951番地
(74) 代理人 110002147
特許業務法人酒井国際特許事務所
(72) 発明者 香西 繁範
東京都八王子市石川町2951番地 オリ
ンパス株式会社内
Fターム (参考) 4C601 DD19 DD21 EE09 EE10 FE02
JB13 JB34 JB49 JB51 JC37
KK02

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、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、超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、観測対象で反射された超音波に基づく物理量と、該物理量に応じて設定されている閾値とを比較する比較部と、周波数解析部が算出した周波数スペクトルと、比較部による比較結果とに基づいて周波数特徴量を算出する特徴量算出部と、を備えた。



- 2 Ultrasonic endoscope
- 3 Ultrasonic observation device
- 4 Display device
- 21 Ultrasonic oscillator
- 31 Transceiver unit
- 32 Signal processing unit
- 33 Computation unit
- 34 Image processing unit
- 35 Input unit
- 36 Control unit
- 37 Storage unit
- 38 Signal amplification unit
- 39 Amplification correction unit
- 40 Frequency division unit
- 41 Characteristic amount calculation unit
- 42 Approximation unit
- 43 Attenuation correction unit
- 44 Display intensity ratio setting unit
- 45 Effective region determination unit
- 46 B-mode image data generation unit
- 47 Characteristic amount image data generation unit
- 48 Characteristic amount information storage unit
- 372 Determination information storage unit
- 373 Attenuation ratio 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、

前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、

前記観測対象で反射された超音波に基づく物理量と、該物理量に応じて設定されている閾値とを比較する比較部と、

前記周波数解析部が算出した前記周波数スペクトルと、前記比較部による比較結果とに基づいて周波数特徴量を算出する特徴量算出部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

10

【請求項 2】

前記比較部は、前記超音波画像において設定されている複数の領域について、領域ごとに前記物理量と前記閾値との比較を行い、

前記特徴量算出部は、前記領域ごとに、前記比較部による比較結果に応じて減衰率を設定して前記周波数特徴量を算出する

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】

前記物理量は、前記周波数特徴量、前記超音波画像の輝度、エラストグラフィにおける変化量、音速からなる群から選択される一つである

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

20

【請求項 4】

前記物理量は、前記周波数特徴量と関連している

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記物理量は、前記特徴量算出部が算出した、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である

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

30

【請求項 6】

前記比較部は、前記物理量と前記閾値とに基づいて、低エコー領域を含むか否かを判定し、

前記特徴量算出部は、前記比較部による判定結果が前記低エコー領域を含む場合、予め設定された減衰率を用いて周波数特徴量を算出する

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】

前記周波数解析部は、複数の周波数スペクトルを算出し、

前記特徴量算出部は、前記比較部による判定結果が前記低エコー領域を含まない場合、前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出し、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の互いに異なる減衰特性を与える複数の減衰率候補値の各々において、各周波数スペクトルの特徴量に対して前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を行うことによって前記各周波数スペクトルの補正特徴量を算出し、該補正特徴量を用いて前記複数の減衰率候補値の中から前記観測対象に最適な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。

40

【請求項 8】

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し、

前記減衰率候補値ごとに前記補正特徴量の統計的なばらつきを算出し、該統計的なばら

50

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 8 に記載の超音波観測装置。

10

【請求項 10】

前記特徴量算出部は、

前記傾きを前記特徴量として算出する場合は前記傾きに基づいて前記最適な減衰率を設定し、前記ミッドバンドフィットを前記特徴量として算出する場合は前記ミッドバンドフィットに基づいて前記最適な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】

前記特徴量算出部は、

前記統計的なばらつきを前記減衰率候補値の関数として求め、

前記関数において前記統計的なばらつきが最小となる減衰率候補値を前記最適な減衰率として設定することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波観測装置。

20

【請求項 12】

前記特徴量算出部が算出した前記周波数特徴量を視覚情報と関連づけて前記超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部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 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の作動方法であって、

周波数解析部が、前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、

30

比較部が、前記観測対象で反射された超音波に基づく物理量と、該物理量に応じて設定されている閾値とを比較する比較ステップと、

特徴量算出部が、前記周波数解析部が算出した前記周波数スペクトルと、前記比較部による比較結果とに基づいて周波数特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

を含むことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項 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プログラムであって、

40

周波数解析部が、前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析手順と、

比較部が、前記観測対象で反射された超音波に基づく物理量と、該物理量に応じて設定されている閾値とを比較する比較手順と、

特徴量算出部が、前記周波数解析部が算出した前記周波数スペクトルと、前記比較部による比較結果とに基づいて周波数特徴量を算出する特徴量算出手順と、

を前記超音波観測装置に実行させることを特徴とする超音波観測装置の作動プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

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 】

【 0 0 0 2 】

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、組織性状に応じた特性を有する超音波信号の周波数スペクトルの特徴量を算出し、この特徴量に基づいて、組織性状を鑑別するための特徴量画像を生成する技術が知られている。この技術では、受信した超音波信号の周波数を解析することによって周波数スペクトルを取得した後、所定の周波数帯域における周波数スペクトルの近似式を算出し、この近似式から特徴量を抽出している。

10

【 0 0 0 3 】

特徴量を抽出する際、低エコー領域であるノイズ領域において、ノイズの影響によって正確な特徴量が得られない場合がある。ノイズ領域を判定する技術として、ノイズ領域を低 S / N 領域とみなして区別し、この低 S / N 領域の情報を、減衰率に基づく画像である減衰画像（特徴量画像）とともに表示する超音波診断装置が知られている（例えば、特許文献 1 を参照）。この技術では、所定の領域ごとに低 S / N 領域であるか否かを判定し、この判定結果を低 S / N 領域の情報として表示する。これにより、医師等の術者が、解析している位置がノイズ領域であるか否かを判断することができる。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 3 - 5 8 7 6 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

上述した特許文献 1 に記載の技術は、所定の領域ごとに該領域が低 S / N 領域であるか否かを判定して、判定結果を表示するのみであり、判定結果に基づいて特徴量画像が生成されるものではなかった。このため、判定結果が特徴量画像に反映されず、観測対象に対して適切に算出された特徴量にはなっていない場合があった。

30

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、ノイズ領域を含む場合であっても特徴量を適切に算出することができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムを提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

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、前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、前記観測対象で反射された超音波に基づく物理量と、該物理量に応じて設定されている閾値とを比較する比較部と、前記周波数解析部が算出した前記周波数スペクトルと、前記比較部による比較結果とに基づいて周波数特徴量を算出する特徴量算出部と、を備えたことを特徴とする。

40

【 0 0 0 8 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記比較部は、前記超音波画像において設定されている複数の領域について、領域ごとに前記物理量と前記閾値との比較を行い、前記特徴量算出部は、前記領域ごとに、前記比較部による比較結果に応じて減衰率を設定して前記周波数特徴量を算出することを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

50

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記物理量は、前記周波数特徴量、前記超音波画像の輝度、エラストグラフィにおける変化量、音速からなる群から選択される一つであることを特徴とする。

【0010】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記物理量は、前記周波数特徴量と関連してい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、前記物理量は、前記特徴量算出部が算出した、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であることを特徴とする。

10

【0012】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記比較部は、前記物理量と前記閾値とに基づいて、低エコー領域を含むか否かを判定し、前記特徴量算出部は、前記比較部による判定結果が前記低エコー領域を含む場合、予め設定された減衰率を用いて周波数特徴量を算出することを特徴とする。

【0013】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記周波数解析部は、複数の周波数スペクトルを算出し、前記特徴量算出部は、前記比較部による判定結果が前記低エコー領域を含まない場合、前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出し、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の互いに異なる減衰特性を与える複数の減衰率候補値の各々において、各周波数スペクトルの特徴量に対して前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を行うことによって前記各周波数スペクトルの補正特徴量を算出し、該補正特徴量を用いて前記複数の減衰率候補値の中から前記観測対象に最適な減衰率を設定することを特徴とする。

20

【0014】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量算出部は、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し、前記減衰率候補値ごとに前記補正特徴量の統計的なばらつきを算出し、該統計的なばらつきが最小である減衰率候補値を前記最適な減衰率として設定することを特徴とする。

30

【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。

【0016】

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

40

【0017】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量算出部は、前記統計的なばらつきを前記減衰率候補値の関数として求め、前記関数において前記統計的なばらつきが最小となる減衰率候補値を前記最適な減衰率として設定することを特徴とする。

【0018】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量算出部が算出した前記周波数特徴量を視覚情報と関連づけて前記超音波画像とともに表示する特徴量画像データ

50

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。

【0019】

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、前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、比較部が、前記観測対象で反射された超音波に基づく物理量と、該物理量に応じて設定されている閾値とを比較する比較ステップと、特徴量算出部が、前記周波数解析部が算出した前記周波数スペクトルと、前記比較部による比較結果とに基づいて周波数特徴量を算出する特徴量算出ステップと、を含むことを特徴とする。

10

【0020】

本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、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プログラムであって、周波数解析部が、前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析手順と、比較部が、前記観測対象で反射された超音波に基づく物理量と、該物理量に応じて設定されている閾値とを比較する比較手順と、特徴量算出部が、前記周波数解析部が算出した前記周波数スペクトルと、前記比較部による比較結果とに基づいて周波数特徴量を算出する特徴量算出手順と、を前記超音波観測装置に実行させることを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、ノイズ領域を含む場合であっても特徴量を適切に算出することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0022】

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

【図2】図2は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の信号増幅部が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

30

【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。

【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により算出された周波数スペクトルの例を示す図である。

【図6】図6は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の減衰補正部が算出した補正特徴量をパラメータとして有する直線を示す図である。

【図7】図7は、同じ観測対象に対して2つの異なる減衰率候補値に基づいてそれぞれ減衰補正された補正特徴量の分布例を模式的に示す図である。

40

【図8】図8は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置において設定される関心領域と、該関心領域を分割した分割領域を説明する図である。

【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。

【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最適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、本発明の一実施の形態に係る超音波観測システムの表示装置における特徴量画像の表示例を模式的に示す図である。

50

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下、添付図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）を説明する。

【0024】

（実施の形態１）

図１は、本発明の実施の形態１に係る超音波観測装置３を備えた超音波観測システム１の構成を示すブロック図である。同図に示す超音波観測システム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（超音波プローブ）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。

10

【0025】

超音波内視鏡２は、その先端部に、超音波観測装置３から受信した電気的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電気的なエコー信号に変換して出力する超音波振動子２１を有する。超音波振動子２１は、コンベックス振動子、リニア振動子およびラジアル振動子のいずれでも構わない。超音波内視鏡２は、超音波振動子２１をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子２１として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりすることで、電子的に走査させるものであってもよい。

20

【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、消化管や呼吸器、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。なお、超音波内視鏡２に限らず、撮像光学系および撮像素子を有しない超音波プローブであってもよい。

30

【0027】

超音波観測装置３は、超音波内視鏡２と電氣的に接続され、所定の波形および送信タイミングに基づいて高電圧パルスからなる送信信号（パルス信号）を超音波振動子２１へ送信するとともに、超音波振動子２１から電気的な受信信号であるエコー信号を受信してデジタルの高周波（RF: Radio Frequency）信号のデータ（以下、RFデータという）を生成、出力する送受信部３１と、送受信部３１から受信したRFデータをもとにデジタルのBモード用受信データを生成する信号処理部３２と、送受信部３１から受信したRFデータに対して所定の演算を施す演算部３３と、各種画像データを生成する画像処理部３４と、キーボード、マウス、タッチパネル等のユーザインタフェースを用いて実現され、各種情報の入力を受け付ける入力部３５と、超音波観測システム１全体を制御する制御部３６と、超音波観測装置３の動作に必要な各種情報を記憶する記憶部３７と、を備える。

40

【0028】

送受信部３１は、エコー信号を増幅する信号増幅部３１１を有する。信号増幅部３１１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STC (Sensitivity Time Control) 補正を行う。図２は、信号増幅部３１１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_{th0} 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

50

しまい、ノイズが支配的になるような値である。より一般に、増幅率 β は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って単調増加すればよい。なお、図2に示す関係は、予め記憶部37に記憶されている。

【0029】

送受信部31は、信号増幅部311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32、演算部33および記憶部37へ出力する。なお、超音波内視鏡2が複数の素子をアレイ状に設けた超音波振動子21を電子的に走査させる構成を有する場合、送受信部31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。

【0030】

送受信部31が送信するパルス信号の周波数帯域は、超音波振動子21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311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21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。

【0031】

送受信部31は、制御部36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36へ送信する機能も有する。

【0032】

信号処理部32は、RFデータに対してバンドパスフィルタ、包絡線検波、対数変換など公知の処理を施し、デジタルのBモード用受信データを生成する。対数変換では、RFデータを基準電圧 V_0 で除した量の常用対数をとってデシベル値で表現する。このBモード用受信データでは、超音波パルスの反射の強さを示す受信信号の振幅または強度が、超音波パルスの送受信方向（深度方向）に沿って並んでいる。信号処理部32は、生成したBモード用受信データを、画像処理部34へ出力する。信号処理部32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。

【0033】

演算部33は、送受信部31が生成したRFデータに対して受信深度によらず増幅率 β を一定とするよう増幅補正を行う増幅補正部331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周波数スペクトルを算出する周波数解析部332と、周波数スペクトルの特徴量を算出する特徴量算出部333と、特徴量算出部333が算出した特徴量をもとに、対象の領域がノイズ領域を含まない領域であって、特徴量画像を生成するうえで有効な領域（有効領域）であるか否かを判定する有効領域判定部334と、を有する。演算部33は、CPUや各種演算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 $\beta_{th} - \beta_0$ を取り、受信深度 z がゼロから閾値 z_{th} に達するまで線型に減少し、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上のときゼロである。このように定められる増幅率によって増幅補正部331がデジタルRF信号を増幅補正することにより、信号処理部32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、信号処理部32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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【0036】

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わけではない。なぜなら、一般に減衰量は周波数によって異なるが（後述する式（1）を参照）、STC補正の増幅率は距離だけに応じて変化し、周波数依存性がないためである。

10

【0037】

上述した問題、すなわち、超音波の周波数スペクトルを算出して解析した結果を利用する場合、STC補正でも超音波の伝播に伴う減衰の影響を正確に排除できるわけではない、という問題を解決するには、Bモード画像を生成する際にSTC補正を施した受信信号を出力する一方、周波数スペクトルに基づいた画像を生成する際に、Bモード画像を生成するための送信とは異なる新たな送信を行い、STC補正を施していない受信信号を出力することが考えられる。ところがこの場合には、受信信号に基づいて生成される画像データのフレームレートが低下してしまうという問題がある。

20

【0038】

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。

【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。ここでいう「周波数スペクトル」とは、サンプルデータ群を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。

30

【0040】

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。

【0041】

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 SR_k の8番目のデータ位置を受信深度 z の方向の初期値 $Z^{(k)}_0$ として設定した場合を示しているが、初期値の位置は任意に設定することができる。周波数解析部332による算出結果は複素数で得られ、記憶部37に格納される。

40

【0042】

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

50

ブルデータ群である。一般に、FFT処理を行うためには、サンプルデータ群が2のべき乗のデータ数を有している必要がある。この意味で、サンプルデータ群 F_j ($j = 1, 2, \dots, K-1$) はデータ数が16 ($= 2^4$) で正常なデータ群である一方、サンプルデータ群 F_K は、データ数が12であるため異常なデータ群である。異常なデータ群に対してFFT処理を行う際には、不足分だけゼロデータを挿入することにより、正常なサンプルデータ群を生成する処理を行う。この点については、周波数解析部332の処理を説明する際に詳述する(図10を参照)。

【0043】

図5は、周波数解析部332により算出された周波数スペクトルの例を示す図である。図5では、横軸が周波数 f である。また、図5では、縦軸が、強度 I_0 を基準強度 I_c (定数) で除した量の常用対数 (デシベル表現) $I = 10 \log_{10} (I_0 / I_c)$ である。図5に示す直線 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。

10

【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る。以下、図5において、下限周波数 f_L および上限周波数 f_H によって定まる周波数帯域を「周波数帯域F」という。

【0045】

20

特徴量算出部333は、有効領域判定部334の判定結果に基づいて、複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出し、超音波が観測対象を伝播する際の互いに異なる減衰特性を与える複数の減衰率候補値の各々において、各周波数スペクトルの特徴量 (以下、補正前特徴量という) に対して超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を行うことによって各周波数スペクトルの補正特徴量を算出し、該補正特徴量を用いて複数の減衰率候補値の中から観測対象に最適な減衰率を設定するか、または、予め設定されている減衰率で減衰補正を行う。

【0046】

特徴量算出部333は、周波数スペクトルを直線で近似することによって減衰補正処理を行う前の周波数スペクトルの特徴量 (以下、補正前特徴量という) を算出する近似部333aと、近似部333aが算出した補正前特徴量に対して減衰補正を行うことによって特徴量を算出する減衰補正部333bと、減衰補正部333bがすべての周波数スペクトルに対して算出した補正特徴量の統計的なばらつきに基づいて複数の減衰率候補値の中から最適な減衰率を設定する最適減衰率設定部333cと、を有する。

30

【0047】

近似部333aは、所定周波数帯域における周波数スペクトルの回帰分析を行って周波数スペクトルを一次式 (回帰直線) で近似することにより、この近似した一次式を特徴付ける補正前特徴量を算出する。例えば、図6に示す周波数スペクトル C_1 の場合、近似部333aは、周波数帯域Fで回帰分析を行い周波数スペクトル C_1 を一次式で近似することによって回帰直線 L_{10} を得る。換言すると、近似部333aは、回帰直線 L_{10} の傾き a_0 、切片 b_0 、および周波数帯域Fの中心周波数 $f_M = (f_L + f_H) / 2$ の回帰直線上の値であるミッドバンドフィット (Mid-band fit) $c_0 = a_0 f_M + b_0$ を補正前特徴量として算出する。

40

【0048】

3つの補正前特徴量のうち、傾き a_0 は、超音波の散乱体の大きさと相関を有し、一般に散乱体が大きいかほど傾きが小さな値を有すると考えられる。また、切片 b_0 は、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の数密度 (濃度) 等と相関を有している。具体的には、切片 b_0 は、散乱体が大きいかほど大きな値を有し、音響インピーダンスの差が大きいかほど大きな値を有し、散乱体の数密度が大きいかほど大きな値を有すると考えられる。ミッドバンドフィット c_0 は、傾き a_0 と切片 b_0 から導出される間接的なパラメータで

50

あり、有効な周波数帯域内の中心におけるスペクトルの強度を与える。このため、ミッドバンドフィット c_0 は、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の数密度に加えて、Bモード画像の輝度とある程度の相関を有していると考えられる。なお、特徴量算出部 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。

【0049】

減衰補正部 333 b が行う補正について説明する。一般に、超音波の減衰量 $A(f, z)$ は、超音波が受信深度 0 と受信深度 z との間を往復する間に生じる減衰であり、往復する前後の強度変化（デシベル表現での差）として定義される。減衰量 $A(f, z)$ は、一様な組織内では周波数に比例することが経験的に知られており、以下の式（1）で表現される。

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

ここで、比例定数 α は減衰率と呼ばれる量である。また、 z は超音波の受信深度であり、 f は周波数である。減衰率 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。なお、本実施の形態において、減衰率 α の値を入力部 35 からの入力によって変更できる構成とすることも可能である。減衰補正部 333 b は、予め設定されている減衰率、または減衰率候補値について、減衰補正を行う。

【0050】

減衰補正部 333 b は、近似部 333 a が抽出した補正前特徴量（傾き a_0 、切片 b_0 、ミッドバンドフィット c_0 ）に対し、以下に示す式（2）～（4）にしたがって減衰補正を行うことにより、補正特徴量 a 、 b 、 c を算出する。

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

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

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

式（2）、（4）からも明らかなように、減衰補正部 333 b 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。

【0051】

図 6 は、減衰補正部 333 b が算出した補正特徴量 a 、 b 、 c をパラメータとして有する直線を示す図である。直線 L_1 の式は、

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

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。

【0052】

最適減衰率設定部 333 c は、減衰補正部 333 b がすべての周波数スペクトルに対して減衰率候補値ごとに算出した補正特徴量の統計的なばらつき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、最適減衰率設定部 333 c 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 つの補正特徴量 a 、 b 、 c のうち独立なのは 2 つである。加えて、補正特徴量 b は減衰率に依存しない。したがって、補正特徴量 a 、 c に対して最適な減衰率を設定する場合、最適減衰率設定部 333 c は、補正特徴量 a および c のいずれか一方の分散を算出すればよい。

【0053】

ただし、最適減衰率設定部 333 c が最適な減衰率を設定する際に用いる補正特徴量は、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補正特徴量 a の分散を適用し、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

10

20

30

40

50

像データを生成する場合は補正特徴量 c の分散を適用するのがより好ましい。これは、減衰量 $A(f, z)$ を与える式 (1) があくまで理想的なものに過ぎず、現実には以下の式 (6) の方が適切であることによる。

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

式 (6) の右辺第 2 項の α_1 は、超音波の受信深度 z に比例して信号強度が変化する大きさを表す係数であり、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、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用いて特徴量画像データを生成する場合は、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、右辺第 2 項の影響を排除して正確に減衰を補正することができる。例えば、減衰率 α の単位が $\text{dB} / \text{cm} / \text{MHz}$ である場合、係数 α_1 の単位は dB / cm である。

【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】

図 7 は、同じ観測対象に対して 2 つの異なる減衰率候補値に基づいてそれぞれ減衰補正された補正特徴量の分布例を模式的に示す図である。図 7 では、横軸を補正特徴量とし、縦軸を頻度としている。図 7 に示す 2 つの分布曲線 N_1 、 N_2 は、頻度の総和が同じである。図 7 に示す場合、分布曲線 N_1 は、分布曲線 N_2 と比較して特徴量の統計的なばらつきが小さく (分散が小さく)、山が急峻な形状をなす。したがって、最適減衰率設定部 333c 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】

有効領域判定部 334 は、特徴量算出部 333 が算出した特徴量をもとに、対象の領域がノイズ領域を含まない領域であって、特徴量画像を生成するうえで有効な領域 (有効領域) であるか否かを判定する。ここで、ノイズ領域とは、低エコー領域であり、水や嚢胞、遠方ノイズ等を含む領域のことである。低エコー領域ではノイズ成分が多く、特徴量が適切に算出できない場合がある。

【0057】

図 8 は、超音波観測装置 3 において設定される関心領域と、該関心領域を分割した分割領域を説明する図である。本実施の形態では、B モード画像において、特徴量を算出する領域として、関心領域 R が設定されている。図 8 に示すように、本実施の形態では、台形の関心領域 R を、B モード画像の表示領域 200 の縦方向および横方向に区切ることによって分割した複数の分割領域 $R_{s1} \sim R_{s9}$ が設定されている。

【0058】

有効領域判定部 334 は、分割領域 (分割領域 $R_{s1} \sim R_{s9}$) ごとに、特徴量算出部 333 が算出した特徴量の平均値を算出して、予め設定されている閾値と比較することによって判定対象の領域が有効領域であるか否かを判定する。具体的に、有効領域判定部 334 は、減衰補正部 333b が算出した補正特徴量 c (ミッドバンドフィット) のうち、判定対象の分割領域における補正特徴量 c の平均値が閾値以上であれば、当該分割領域が有効領域であると判定し、閾値より小さければ、当該分割領域が有効領域ではない (非有効領

域である)と判定する。ここでいう閾値とは、例えば、上述したようにミッドバンドフィットを用いて有効領域/非有効領域を判定する場合、低エコー領域のエコー信号から算出されるミッドバンドフィットの値に基づいて設定される値である。有効領域判定部334は、比較部として機能する。

【0059】

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が算出した特徴量を視覚情報と関連づけてBモード画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部342と、を有する。

【0060】

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。

【0061】

Bモード画像データ生成部341は、信号処理部32からのBモード用受信データに走査範囲を空間的に正しく表現できるよう並べ直す座標変換を施した後、Bモード用受信データ間の補間処理を施すことによってBモード用受信データ間の空隙を埋め、Bモード画像データを生成する。Bモード画像データ生成部341は、生成したBモード画像データを特徴量画像データ生成部342へ出力する。

【0062】

特徴量画像データ生成部342は、特徴量算出部333が算出した特徴量に関連する視覚情報をBモード画像データにおける画像の各画素に対して重畳することによって特徴量画像データを生成する。特徴量画像データ生成部342は、例えば図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一つに視覚情報としての色相を対応付けることによって特徴量画像データを生成する。なお、特徴量画像データ生成部342が、傾き、切片、ミッドバンドフィットから選択される2つの特徴量の一方に色相を対応付けるとともに、他方に明暗を対応付けることによって特徴量画像データを生成するようにしてもよい。特徴量に関連する視覚情報としては、例えば色相、彩度、明度、輝度値、R(赤)、G(緑)、B(青)などの所定の表色系を構成する色空間の変数を挙げることができる。

【0063】

ここで、特徴量画像データ生成部342が生成する特徴量画像データは、走査領域Sにおいて、特定の深度幅および音線幅などで区切られる関心領域(Region of Interest: ROI)に応じた領域の特徴量画像が表示装置4に表示されるような画像データである。

【0064】

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は、記憶部37が記憶、格納する情報を記憶部37から読み出し、超音波観測装置3の作動方法に関連した各種演算処理を実行することによって超音波観測装置3を統括して制御する。なお、制御部36を信号処理部32および演算部33と共通の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。

【0065】

記憶部37は、特徴量算出部333が周波数スペクトルごとに算出した複数の特徴量や、画像処理部34が生成した画像データを記憶する。また、記憶部37は、減衰補正部333bが減衰率候補値に応じて周波数スペクトルごとに算出した複数の特徴量、および該

10

20

30

40

50

複数の特徴量の統計的なばらつきを与える分散を減衰率候補値と対応づけて記憶する特徴量情報記憶部 371 と、有効領域判定部 334 が、判定対象の領域が有効領域であるか否かを判定するための閾値を記憶する判定情報記憶部 372 と、有効領域判定部 334 による判定前の補正特徴量を算出するための減衰率、および、有効領域判定部 334 によって非有効領域であると判定された領域の特徴量を減衰補正するための減衰率を記憶する減衰率情報記憶部 373 と、を有する。

【0066】

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。また、記憶部 37 は、減衰補正部 333 b が算出した補正特徴量であって、有効領域判定部 334 が判定に用いる補正特徴量を記憶する。

【0067】

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。

【0068】

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。

【0069】

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。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）。

【0070】

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。

【0071】

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（ステップ S4）。

【0072】

増幅補正部 331 は、送受信部 31 から出力された信号に対して受信深度によらず増幅率が一定となる増幅補正を行う（ステップ 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が成立するように増幅補正を行う。

【0073】

この後、周波数解析部 332 は、FFT 演算による周波数解析を行うことによって全てのサンプルデータ群に対する周波数スペクトルを算出する（ステップ S6：周波数解析ステップ）。図 10 は、ステップ S6 において周波数解析部 332 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。以下、図 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。

【0074】

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）。

【0075】

続いて、周波数解析部 332 は、FFT 演算用を取得する一連のデータ群（サンプルデータ群）を代表するデータ位置（受信深度に相当） $Z^{(k)}$ の初期値 $Z^{(k)}_0$ を設定する（ステップ 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。

【0076】

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。

【0077】

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 S25）。図 4 を参照した際に説明したように、サンプルデータ群は、2 のべき乗のデータ数を有している必要がある。以下、正常なサンプルデータ群のデータ数を 2^n （ n は正の整数）とする。本実施の形態では、データ位置 $Z^{(k)}$ が、できるだけ $Z^{(k)}$ が属するサンプルデータ群の中心になるよう設定される。具体的には、サンプルデータ群のデータ数は 2^n であるので、 $Z^{(k)}$ はそのサンプルデータ群の中心に近い $2^n / 2$ （ $= 2^{n-1}$ ）番目の位置に設定される。この場合、サンプルデータ群が正常であるとは、データ位置 $Z^{(k)}$ の前方に $2^{n-1} - 1$ （ $= N$ とする）個のデータがあり、データ位置 $Z^{(k)}$ の後方に 2^{n-1} （ $= M$ とする）個のデータがあることを意味する。図 4 に示す場合、サンプルデータ群 F_1 、 F_2 、 F_3 、 $\dots$ 、 F_{K-1} はともに正常である。なお、図 4 では $n = 4$ （ $N = 7$ ， $M = 8$ ）の場合を例示している。

【0078】

ステップ S25 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 S25：Yes）、周波数解析部 332 は、後述するステップ S27 へ移行する。

【0079】

ステップ S25 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 S25：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 S26）。ステップ S25 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 S26 の後、周波数解析部 332 は、後述するステップ S27 へ移行する。

【0080】

ステップ S27 において、周波数解析部 332 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 S27）。

【0081】

続いて、周波数解析部 332 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 S28）。ステップ幅 D は、記憶部 37 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 341 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 332 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。

【0082】

その後、周波数解析部 332 は、データ位置 $Z^{(k)}$ が音線 SR_k における最大値 $Z^{(k)}_{\max}$

10

20

30

40

50

より大きいかな否かを判定する（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：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。このようにして、周波数解析部 3 3 2 は、音線 SR_k に対して、 $[(Z^{(k)}_{\max} - Z^{(k)}_0 + 1) / D + 1]$ 個のサンプルデータ群に対する F F T 演算を行う。ここで、 $[X]$ は、 X を超えない最大の整数を表す。

【0083】

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 $k_{\max}$ より大きいかな否かを判定する（ステップS 3 1）。カウンタ k が最大値 $k_{\max}$ 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 が最大値 $k_{\max}$ 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 にあらかじめ設定された値とする。

【0084】

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 演算の結果は、受信深度および受信方向とともに特徴量情報記憶部 3 7 1 に格納される。

【0085】

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、複数の周波数スペクトルの補正前特徴量をそれぞれ算出し、超音波が観測対象を伝播する際の互いに異なる減衰特性を与える複数の減衰率候補値の各々において、各周波数スペクトルの補正前特徴量に対して超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を行うことによって各周波数スペクトルの補正特徴量を算出し、該補正特徴量を用いて複数の減衰率候補値の中から観測対象に最適な減衰率を設定する（ステップS 7, S 8, S 10 ~ S 18：特徴量算出ステップ）。以下、ステップS 7 ~ S 18の処理を詳細に説明する。

【0086】

ステップS 7において、近似部 3 3 3 a は、周波数解析部 3 3 2 が算出した複数の周波数スペクトルをそれぞれ回帰分析することにより、各周波数スペクトルに対応する補正前特徴量を算出する（ステップS 7）。具体的には、近似部 3 3 3 a は、各周波数スペクトルを回帰分析することによって一次式で近似し、補正前特徴量として傾き a_0 、切片 b_0 、ミッドバンドフィット c_0 を算出する。例えば、図 5 に示す直線 L_{10} は、近似部 3 3 3 a が周波数帯域 F の周波数スペクトル C_1 に対し回帰分析によって近似した回帰直線である。

【0087】

この後、減衰補正部 3 3 3 b は、近似部 3 3 3 a が各周波数スペクトルに対して近似した補正前特徴量に対し、減衰率情報記憶部 3 7 3 に記憶されている所定の減衰率で減衰補正を行うことにより、補正特徴量を算出する（ステップS 8）。図 6 に示す直線 L_1 は、減衰補正部 3 3 3 b が減衰補正処理を行うことによって得られる直線の例である。

【0088】

ステップS 8において補正特徴量が算出されると、有効領域判定部 3 3 4 が、この補正特徴量を用いて、判定対象の分割領域が有効領域であるか、非有効領域であるかを判定する（ステップS 9：比較ステップ）。本実施の形態では、補正特徴量 c （ミッドバンドフィット）を用いるものとし、判定情報記憶部 3 7 2 を参照して、補正特徴量 c の平均値が、閾値以上であれば有効領域であると判定し、閾値より小さければ非有効領域であると判定する。ここで、有効領域判定部 3 3 4 が、判定対象の分割領域が有効領域であると判定すると（ステップS 9：Y e s）、制御部 3 6 は、ステップS 10に移行する。一方、有効領域判定部 3 3 4 が、判定対象の分割領域が非有効領域であると判定すると（ステップS 9：N o）、制御部 3 6 は、ステップS 17に移行する。

【0089】

10

20

30

40

50

ステップ S 1 0 では、最適減衰率設定部 3 3 3 c は、後述する減衰補正を行う際に適用する減衰率候補値 α の値を所定の初期値 α_0 に設定する（ステップ S 1 0）。この初期値 α_0 の値は、予め記憶部 3 7 が記憶しておき、最適減衰率設定部 3 3 3 c が記憶部 3 7 を参照するようにすればよい。

【 0 0 9 0 】

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

【 0 0 9 1 】

ステップ S 1 1 において、減衰補正部 3 3 3 b は、上述した式（ 2 ）、（ 4 ）における受信深度 z に、超音波信号の音線のデータ配列を用いて得られるデータ位置 $Z = (f_{sp} / 2 v_s) D n$ を代入することによって算出する。ここで、 f_{sp} はデータのサンプリング周波数、 v_s は音速、 D はデータステップ幅、 n は処理対象の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 5 0 M H z とし、音速 v_s を 1 5 3 0 m / s e c とし、図 4 に示すデータ配列を採用してステップ幅 D を 1 5 とすると、 $Z = 0 . 2 2 9 5 n (mm)$ となる。

【 0 0 9 2 】

最適減衰率設定部 3 3 3 c は、減衰補正部 3 3 3 b が各周波数スペクトルに対して減衰補正することによって得られた複数の補正特徴量のうち代表となる補正特徴量の分散を算出し、減衰率候補値 α と対応づけて特徴量情報記憶部 3 7 1 へ格納する（ステップ S 1 2）。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、最適減衰率設定部 3 3 3 c は、例えば、補正特徴量 c の分散を算出する。ステップ S 1 3 において、最適減衰率設定部 3 3 3 c は、特徴量画像データ生成部 3 4 2 が、傾きを用いて特徴量画像データを生成する場合は補正特徴量 a の分散を適用し、ミッドバンドフィットを用いて特徴量画像データを生成する場合は補正特徴量 c の分散を適用するのが好ましい。

【 0 0 9 3 】

この後、最適減衰率設定部 3 3 3 c は、減衰率候補値 α の値を $\Delta \alpha$ だけ増加させ（ステップ S 1 3）、増加後の減衰率候補値 α と所定の最大値 α_{max} との大小を比較する（ステップ S 1 4）。ステップ S 1 4 における比較の結果、減衰率候補値 α が最大値 α_{max} より大きい場合（ステップ S 1 4 : Y e s）、超音波観測装置 3 はステップ S 1 5 へ移行する。一方、ステップ S 1 4 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 4 : N o）、超音波観測装置 3 はステップ S 1 1 へ戻る。

【 0 0 9 4 】

ステップ S 1 5 において、最適減衰率設定部 3 3 3 c は、特徴量情報記憶部 3 7 1 が記憶する減衰率候補値ごとの分散を参照し、分散が最小である減衰率候補値を最適な減衰率として設定する（ステップ S 1 5）。

【 0 0 9 5 】

図 1 1 は、最適減衰率設定部 3 3 3 c 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、最適減衰率設定部 3 3 3 c は、 $\alpha = 0 . 2 (dB / cm / MHz)$ を最適な減衰率として設定する。

【 0 0 9 6 】

なお、最適減衰率設定部 3 3 3 c が最適な減衰率を設定する前に、近似部 3 3 3 a 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を算出し、その後、この曲線に対し、 $0 (dB / cm / MHz) \leq \alpha \leq 1 . 0 (dB / cm / MHz)$ 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ものであってもよい。図 1 1 に示す場合、最適な減衰率 α' は

10

20

30

40

50

、 0 (dB/cm/MHz) と 0.2 (dB/cm/MHz) の間の値となる。

【0097】

特徴量画像データ生成部342は、Bモード画像データ生成部341が生成したBモード画像データにおける各画素に対し、ステップS15で設定された最適な減衰率に基づく補正特徴量に関連づけた視覚情報（例えば色相）を判定対象の分割領域に対応する位置に重畳するとともに、最適な減衰率の情報を加えることによって特徴量画像データを生成する（ステップS16：特徴量画像データ生成ステップ）。

【0098】

また、ステップS17では、減衰補正部333bが、近似部333aが各周波数スペクトルに対して近似した補正前特徴量に対し、減衰率情報記憶部373を参照して、非有効領域である場合の減衰率を用いて減衰補正を行うことにより、補正特徴量を算出し、特徴量情報記憶部371に格納する（ステップS17）。ここで、非有効領域である場合の減衰率は、例えば、 $0.0 \sim 2.0 \text{ (dB/cm/MHz)}$ の範囲におけるいずれかの値に設定される。

【0099】

この後、特徴量画像データ生成部342は、Bモード画像データ生成部341が生成したBモード画像データにおける各画素に対し、ステップS17で算出された補正特徴量に関連づけた視覚情報（例えば色相）を判定対象の分割領域に対応する位置に重畳するとともに、用いた減衰率の情報を加えることによって特徴量画像データを生成する（ステップS18：特徴量画像データ生成ステップ）。

【0100】

ステップS19では、制御部36が、次の判定対象の分割領域があるか否かを判断する（ステップS19）。ここで、制御部36は、次の判定対象の分割領域がないと判断した場合（ステップS19：No）、ステップS20に移行する。一方、制御部36は、次の判定対象の分割領域があると判断した場合（ステップS19：Yes）、ステップS9に戻る。

【0101】

ステップS20では、表示装置4は、制御部36の制御のもと、特徴量画像データ生成部342が生成した特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示する（ステップS20）。図12は、表示装置4における特徴量画像の表示例を模式的に示す図である。同図に示す特徴量画像201は、Bモード画像に特徴量に関する視覚情報が重畳された画像を表示する重畳画像表示部202と、観測対象の識別情報などを表示する情報表示部203とを有する。ここで、重畳画像表示部202における領域R1は、有効領域判定部334によって非有効領域であると判定された領域に相当する。なお、情報表示部203に、特徴量の情報、近似式の情報、ゲインやコントラスト等の画像情報、有効領域判定部334による判定結果等をさらに表示するようにしてもよい。また、特徴量画像に対応するBモード画像を特徴量画像と並べて表示してもよい。また、表示する減衰率は、分割領域ごとの減衰率を表示するようにしてもよいし、分割領域の減衰率の平均値や、有効領域と判定された分割領域の減衰率（最適減衰率）の平均値を表示するようにしてもよい。

【0102】

以上説明してきた一連の処理（ステップS1～S20）において、ステップS3の処理とステップS5～S19の処理とを並行して行うようにしてもよい。

【0103】

以上説明した本発明の一実施の形態によれば、有効領域判定部334が、補正特徴量をもとに、関心領域Rにおける各分割領域が有効領域であるか、ノイズ領域を含む非有効領域であるかを判定し、判定結果に応じて特徴量算出部333が、最適な減衰率に基づいて補正特徴量を算出する、または、予め設定された減衰率で補正特徴量を算出するようにしたので、ノイズ領域を含む場合であっても特徴量を適切に算出することができる。

【0104】

また、本実施の形態によれば、超音波が観測対象を伝播する際の互いに異なる減衰特性

を与える複数の減衰率候補値の中から観測対象に最適な減衰率を設定し、該最適な減衰率を用いて減衰補正を行うことによって複数の周波数スペクトルの各々の特徴量を算出するため、観測対象に適合した超音波の減衰特性を簡易な計算によって求めることができる。とともに、その減衰特性を利用した観測を行うことができる。

【0105】

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

【0106】

なお、本実施の形態では、有効領域判定部334が、周波数特徴量に関連した補正特徴量cの平均値を物理量として、各分割領域の有効領域/非有効領域を判定するものとして説明したが、これに限らない。平均値に限らず、最大値や、最小値、最頻値であってもよい。また、上述した実施の形態では、物理量として補正特徴量cを用いるものとして説明したが、例えば、このほかの物理量として、周波数特徴量に関連した補正特徴量aや、周波数特徴量に関連してはいないBモード画像における輝度、スペクトル強度、スペクトル強度と相関のある値、エラストグラフィにおける変化値、音速などが挙げられる。物理量は、特徴量画像データを生成する際に用いられる特徴量と関連していることが好ましい。物理量が周波数特徴量と関連していない場合、有効領域判定部334は、特徴量算出部333が補正特徴量を算出する前に、当該物理量に基づいて有効領域であるか否かを判定してもよい。

10

20

【0107】

また、本実施の形態では、例えば、最適減衰率設定部333c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。

【0108】

また、本実施の形態では、最適減衰率設定部333c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。

30

【0109】

また、本実施の形態では、台形をなす関心領域Rを格子状に分割した分割領域が設定されているものとして説明したが、同一深度に沿った直線または曲線と、深度方向に沿った直線とによって形成される関心領域および/または分割領域であってもよいし、音線において設定された区間を分割領域としてもよい。

【0110】

また、本実施の形態では、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。

40

【0111】

また、本実施の形態では、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。

【0112】

また、本実施の形態では、最適減衰率設定部333cが、複数種類の補正特徴量の統計的なばらつきをそれぞれ算出し、統計的なばらつきが最小である場合の減衰率候補値を最適な減衰率として設定することも可能である。

50

【 0 1 1 3 】

また、本実施の形態では、減衰補正部 3 3 3 b が複数の減衰率候補値を用いて周波数スペクトルを減衰補正した後、近似部 3 3 3 a が減衰補正後の各周波数スペクトルに対して回帰分析を行うことによって補正特徴量を算出するようにしてもよい。

【 0 1 1 4 】

また、本実施の形態では、関心領域に対してのみ特徴量の算出を行うものとして説明したが、特に領域の指定は行わずに、特徴量の算出を行うものであってもよい。

【 0 1 1 5 】

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。

10

【産業上の利用可能性】

【 0 1 1 6 】

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、ノイズ領域を含む場合であっても特徴量を適切に算出するのに有用である。

【符号の説明】

【 0 1 1 7 】

1 超音波観測システム

2 超音波内視鏡

3 超音波観測装置

20

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 記憶部

2 0 1 特徴量画像

30

2 0 2 重畳画像表示部

2 0 3 情報表示部

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 3 a 近似部

3 3 3 b 減衰補正部

3 3 3 c 最適減衰率設定部

3 3 4 有効領域判定部

40

3 4 1 Bモード画像データ生成部

3 4 2 特徴量画像データ生成部

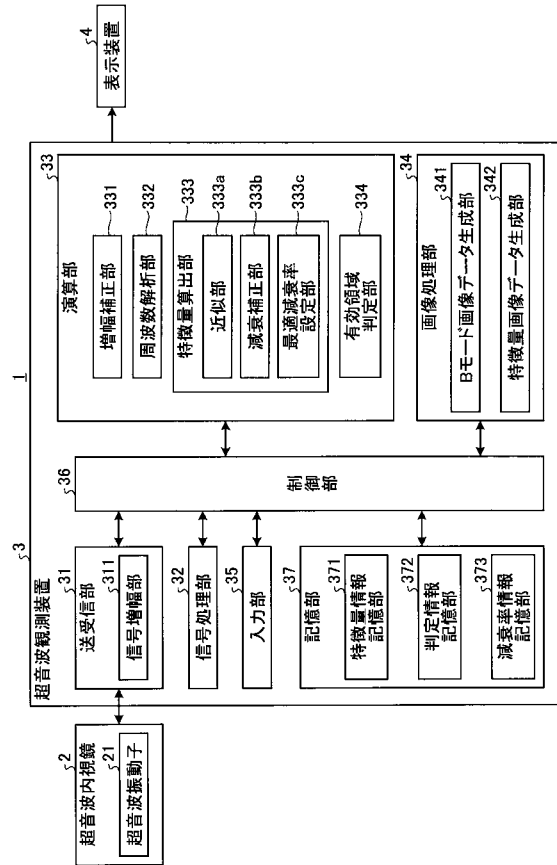
3 7 1 特徴量情報記憶部

3 7 2 判定情報記憶部

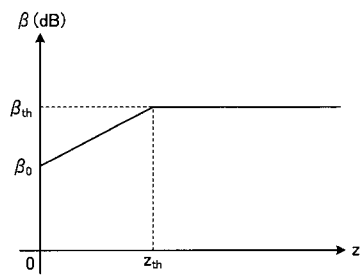
3 7 3 減衰率情報記憶部

C₁ 周波数スペクトル

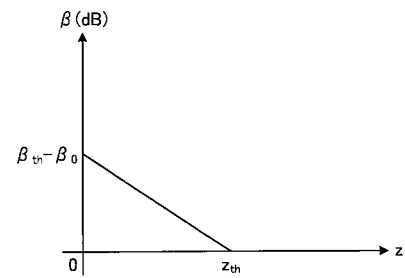
【図 1】



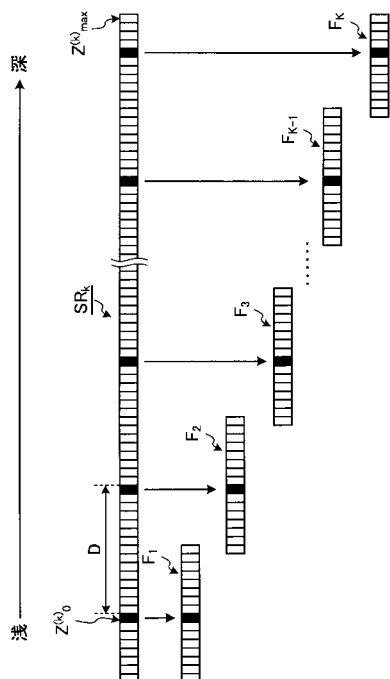
【図 2】



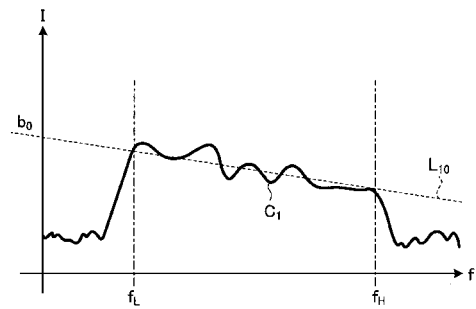
【図 3】



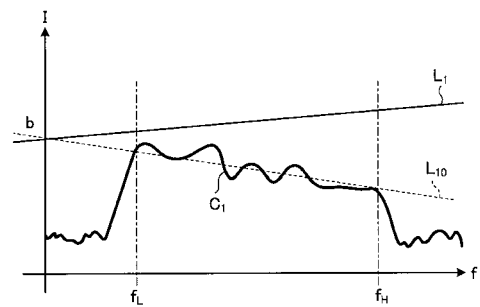
【図 4】



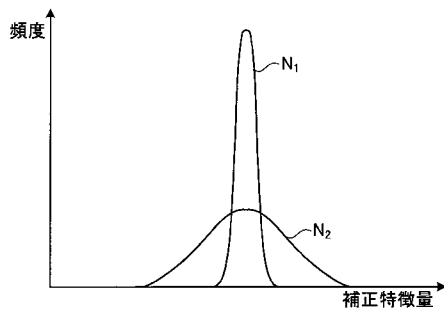
【図 5】



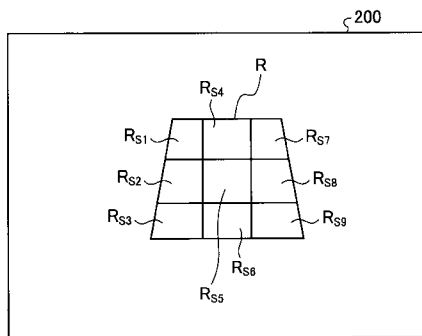
【図 6】



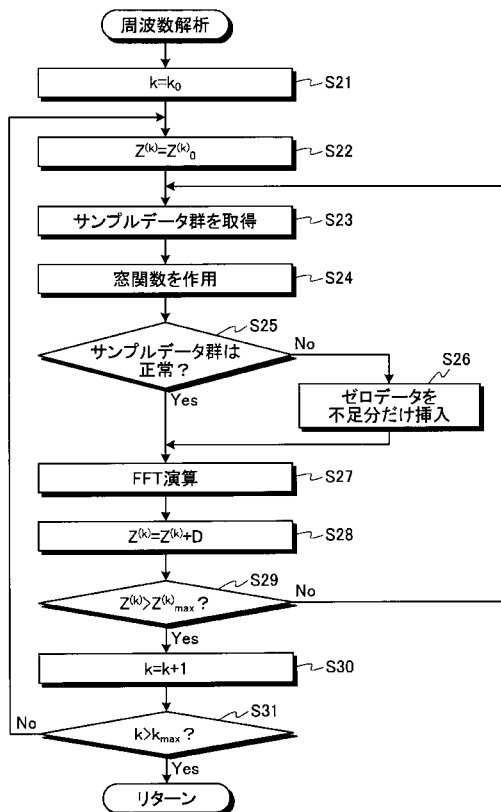
【図 7】



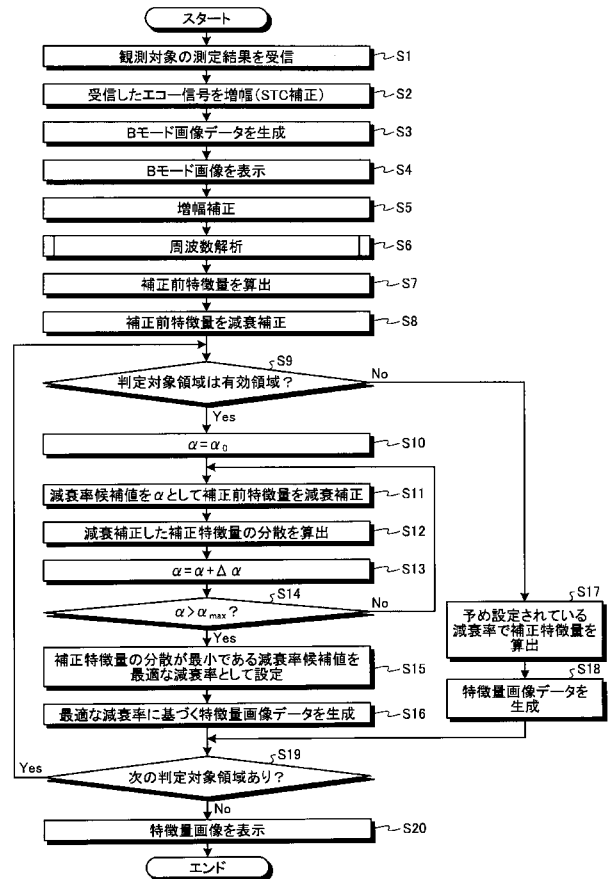
【図 8】



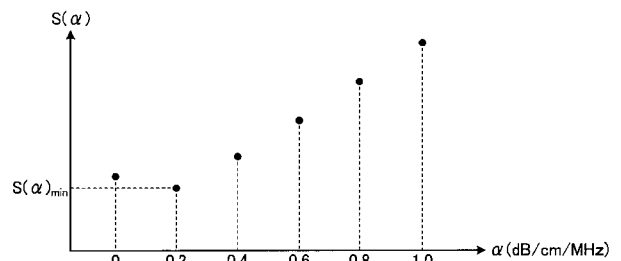
【図 10】



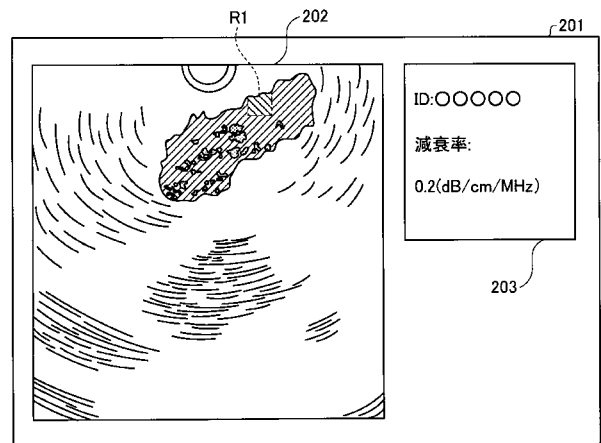
【図 9】



【図 11】



【図 12】



【手続補正書】

【提出日】平成29年9月29日(2017.9.29)

【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するとともに、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によって受信された前記超音波を電気信号に変換した超音波信号を取得する超音波観測装置であって、

前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、

前記観測対象で反射された超音波に基づく物理量と、該物理量に応じて設定されている閾値とを比較する比較部と、

前記周波数解析部が算出した前記周波数スペクトルと、前記比較部による比較結果とに基づいて周波数特徴量を算出する特徴量算出部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記比較部は、前記超音波信号に基づく超音波画像において設定されている複数の領域について、領域ごとに前記物理量と前記閾値との比較を行い、

前記特徴量算出部は、前記領域ごとに、前記比較部による比較結果に応じて減衰率を設定して前記周波数特徴量を算出する

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】

前記物理量は、前記周波数特徴量、前記超音波信号に基づく超音波画像の輝度、エラストグラフィにおける変化量、音速からなる群から選択される一つである

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】

前記物理量は、前記周波数特徴量と関連している

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記物理量は、前記特徴量算出部が算出した、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である

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

前記比較部は、前記物理量と前記閾値とに基づいて、低エコー領域を含むか否かを判定し、

前記特徴量算出部は、前記比較部による判定結果が前記低エコー領域を含む場合、予め設定された減衰率を用いて周波数特徴量を算出する

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】

前記周波数解析部は、複数の周波数スペクトルを算出し、

前記特徴量算出部は、前記比較部による判定結果が前記低エコー領域を含まない場合、前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出し、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の互いに異なる減衰特性を与える複数の減衰率候補値の各々において、各周波数スペクトルの特徴量に対して前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を行うことによって前記各周波数スペクトルの補正特徴量を算出し、該補正特徴量を用いて前記複数の減

衰率候補値の中から前記観測対象に最適な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。

【請求項 8】

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し、

前記減衰率候補値ごとに前記補正特徴量の統計的なばらつきを算出し、該統計的なばらつきが最小である減衰率候補値を前記最適な減衰率として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 8 に記載の超音波観測装置。

【請求項 10】

前記特徴量算出部は、

前記傾きを前記特徴量として算出する場合は前記傾きに基づいて前記最適な減衰率を設定し、前記ミッドバンドフィットを前記特徴量として算出する場合は前記ミッドバンドフィットに基づいて前記最適な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】

前記特徴量算出部は、

前記統計的なばらつきを前記減衰率候補値の関数として求め、

前記関数において前記統計的なばらつきが最小となる減衰率候補値を前記最適な減衰率として設定することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波観測装置。

【請求項 12】

前記特徴量算出部が算出した前記周波数特徴量を視覚情報と関連づけて前記超音波信号に基づく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 13】

観測対象へ超音波を送信するとともに、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によって受信された前記超音波を電気信号に変換した超音波信号を取得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、前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、

比較部が、前記観測対象で反射された超音波に基づく物理量と、該物理量に応じて設定されている閾値とを比較する比較ステップと、

特徴量算出部が、前記周波数解析部が算出した前記周波数スペクトルと、前記比較部による比較結果とに基づいて周波数特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

を含むことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項 14】

観測対象へ超音波を送信するとともに、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によって受信された前記超音波を電気信号に変換した超音波信号を取得する超音波観測装置の作動プログラムであって、

周波数解析部が、前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析手順と、

比較部が、前記観測対象で反射された超音波に基づく物理量と、該物理量に応じて設定

されている閾値とを比較する比較手順と、

特徴量算出部が、前記周波数解析部が算出した前記周波数スペクトルと、前記比較部による比較結果とに基づいて周波数特徴量を算出する特徴量算出手順と、

を前記超音波観測装置に実行させることを特徴とする超音波観測装置の作動プログラム

。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/084003
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/14(2006.01)i, A61B8/12(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, A61B8/12 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 2014/192954 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 04 December 2014 (04.12.2014), paragraph [0006] & JP 5659324 B1 & US 2015/0178919 A1 paragraph [0006] & EP 3005945 A1 & CN 104582584 A	1-14
A	WO 2012/133878 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 04 October 2012 (04.10.2012), paragraphs [0006], [0049], [0055] & JP 5114609 B2 & US 2013/0113938 A1 paragraphs [0006], [0061], [0067] & EP 2591729 A1 & EP 2842498 A1 & CN 102958447 A	1-14
☒ 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 30 January 2017 (30.01.17)		Date of mailing of the international search report 07 February 2017 (07.02.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/084003

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 2012/063928 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 May 2012 (18.05.2012), paragraphs [0030], [0078], [0079] & JP 2013-166059 A & US 2013/0035594 A1 paragraphs [0037], [0086], [0087] & EP 2599440 A1 & CN 103200876 A	1-14

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 8 4 0 0 3	
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, A61B8/12(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, A61B8/12			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2017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 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, 段落[0006] & JP 5659324 B1 & US 2015/0178919 A1 paragraph [0006] & EP 3005945 A1 & CN 104582584 A	1-14	
A	WO 2012/133878 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.10.04, 段落[0006], [0049], [0055] & JP 5114609 B2 & US 2013/0113938 A1 paragraphs [0006], [0061], [0067] & EP 2591729 A1 & EP 2842498 A1 & CN 102958447 A	1-14	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 30.01.2017		国際調査報告の発送日 07.02.2017	
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) 宮澤 浩 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 6 / 0 8 4 0 0 3
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 2012/063928 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.05.18, 段落[0030], [0078], [0079] & JP 2013-166059 A & US 2013/0035594 A1 paragraphs [0037], [0086], [0087] & EP 2599440 A1 & CN 103200876 A	1-14

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, 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, UA

(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	JPWO2017094511A1	公开(公告)日	2017-12-28
申请号	JP2017551736	申请日	2016-11-16
[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	香西繁範		
发明人	香西 繁範		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/14 A61B5/0062 A61B8/5223 G01S7/52023 G06T7/0012		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD21 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FE02 4C601/JB13 4C601/JB34 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/JC37 4C601/KK02		
优先权	2015233490 2015-11-30 JP		
其他公开文献	JP6289772B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的超声观察设备，基于由配备有超声换能器的超声探头获取的超声信号，将超声波发送到观察目标，超声探头接收由观察目标反射的超声波。一种用于产生超声图像的超声观察装置，包括：频率分析单元，用于通过分析基于超声信号产生的信号的频率来计算多个频谱；以及由观察对象反射的超声波。一种特征，其基于基于声波的物理量和根据所述物理量设置的阈值，由频率分析单元计算出的频谱，以及由比较单元进行的比较结果，基于物理量来计算频率特征量。以及数量计算单元。

