

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016年10月6日(06.10.2016)



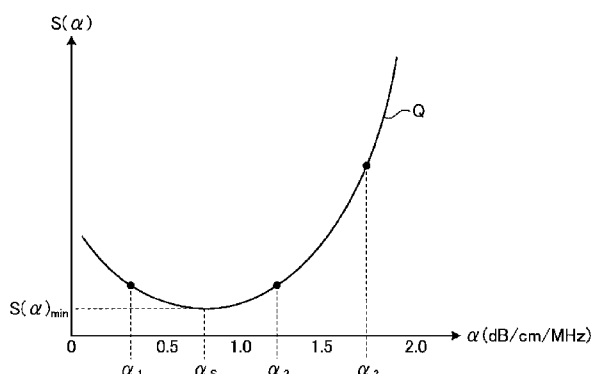
(10) 国際公開番号
WO 2016/157624 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/14 (2006.01) *A61B 8/12* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/083938
- (22) 国際出願日: 2015年12月2日(02.12.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2015-072726 2015年3月31日(31.03.2015) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 中辻 知宏 (NAKATSUJI, Tomohiro); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人酒井国際特許事務所 (SAKAI INTERNATIONAL PATENT OFFICE); 〒1000013 東京都千代田区霞が関3丁目8番1号 虎の門三井ビルディング Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: ULTRASONIC OBSERVATION APPARATUS, OPERATING METHOD OF ULTRASONIC OBSERVATION APPARATUS, AND OPERATING PROGRAM FOR ULTRASONIC OBSERVATION APPARATUS

(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

[図8]



(57) Abstract: An ultrasonic observation apparatus according to the present invention includes: a frequency analyzing unit that calculates a plurality of frequency spectra by analyzing frequencies of signals generated on the basis of echo signals; a feature calculating unit that calculates individual features of the plurality of frequency spectra, that calculates corrected features of the frequency spectra with each of three candidate attenuation factors, that calculates statistical variations of the corrected features for each of the candidate attenuation factors, that then generates a quadratic function based on the variations, and that sets, as an optimal attenuation factor, the candidate attenuation factor with which the statistical variations are minimized in the quadratic function; and a feature-image-data generating unit that generates feature image data in which a corrected feature based on the optimal attenuation factor is displayed together with an ultrasound image.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2016/157624 A1

本発明にかかる超音波観測装置は、エコー信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出し、三つの減衰率候補値の各々において周波数スペクトルの補正特徴量を算出し、減衰率候補値ごとに補正特徴量の統計的なばらつきを算出した後、このばらつきに基づく二次関数を生成し、二次関数において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特徴量算出部と、最適な減衰率に基づく補正特徴量を超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、を備えた。

明 細 書

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

技術分野

[0001] 本発明は、超音波を用いて観測対象の組織を観測する超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムに関する。

背景技術

[0002] 観測対象である生体組織または材料の特性を観測するために、超音波を適用することがある。具体的には、観測対象に超音波を送信し、その観測対象によって反射された超音波エコーに対して所定の信号処理を施すことにより、観測対象の特性に関する情報を取得する。

[0003] 超音波の強度は、観測対象を伝播する際に減衰する。従来、この減衰を利用して観測対象の材料の特性を決定する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、超音波エコーに対応する電気信号を周波数ドメインの振幅スペクトルに変換し、この振幅スペクトルを所定の基準振幅スペクトルと比較することによって減衰量を算出し、この減衰量を材料の特性に依存した減衰モデルとフィッティングさせることによって材料の特性を決定している。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特表2008-545123号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 上述した特許文献1に記載の技術において、基準振幅スペクトルは、観測対象と同じ形状を有し、観測対象と対等の超音波速度を有する一方、超音波

の減衰が実質的に生じない材料からなる基準対象（基準片）を用いて設定される。このようにして設定される基準振幅スペクトルを用いた観測対象の特性の決定方法は、規則的な構造を有する材料の場合には有効であるものの、構造自体が不規則な生体組織の場合に適用することは難しい。

[0006] また、上記特許文献 1 に記載の技術において、材料の特性を決定する際には、散乱や吸収などの減衰の原因に応じて異なる複数の減衰モデルを用いることにより、多くの計算を行う必要がある。

[0007] 本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、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

[0008] 上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波観測装置は、観測対象に対して送信した超音波が該観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出し、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の互いに異なる減衰特性を与える少なくとも三つ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、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た後、該統計的なばらつきに基づく二次関数を生成し、該二次関数において前記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特徴量算出部と、前記最適な減衰率に基づく前記補正特徴量を視覚情報と関連づけて前記エコー信号から生成された超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、を備えたことを特徴とする。

- [0009] 本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量算出部は、前記特徴量画像データ生成部が用いるデータのダイナミックレンジよりも広いダイナミックレンジのデータを用いて前記最適な減衰率の設定を行うことを特徴とする。
- [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。
- [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。
- [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。
- [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、前記超音波画像の全てのフレームで前記最適な減衰率を設定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、前記超音波画像の1より大きい所定数のフレームごとに前記最適な減衰率を設定し、前記最適な減衰率を設定しないフレームでは、該フレーム以前で最後に設定された前記最適な減衰率を用いて前記各周波数スペクトルの特徴量を算出することを特徴とする。
- [0015] 本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量算出部は

、前記超音波画像の全てのフレームで前記最適な減衰率に相当する最適減衰率相当値を算出し、1より大きい所定数のフレームで算出した前記最適減衰率相当値をもとに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、前記特徴量画像データは、前記最適な減衰率に関する情報を含むことを特徴とする。

[0017] 本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示する表示部をさらに備えたことを特徴とする。

[0018] 本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記周波数解析部が前記周波数スペクトルを算出する対象領域の設定入力を受け付ける入力部をさらに備え、前記周波数解析部は、前記対象領域で反射された前記超音波エコーをもとに前記周波数スペクトルを算出することを特徴とする。

[0019] 本発明に係る超音波観測装置の作動方法は、観測対象に対して送信した超音波が該観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて生成される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、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少なくとも三つ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、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た後、該統計的なばらつきに基づく二次関数を生成し、該二次関数において前記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特徴量算出ステップと、特徴量画像データ生成部が、前記最適な減衰率に基づく前記補正特徴量を視覚情報と関連づけて前記エコー信号から生成された超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、を含むことを特徴とする。

[0020] 本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、観測対象に対して送信

した超音波が該観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて生成される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、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少なくとも三つ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、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た後、該統計的なばらつきに基づく二次関数を生成し、該二次関数において前記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特徴量算出手順と、特徴量画像データ生成部が、前記最適な減衰率に基づく前記補正特徴量を視覚情報と関連づけて前記エコー信号から生成された超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成手順と、を超音波観測装置に実行させることを特徴とする。

発明の効果

[0021] 本発明によれば、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。

[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が算出する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補正した補正特徴量をパラメータとして有する直線を示す図である。

[図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。

[図8]図8は、減衰率候補値と、減衰率候補値に基づきそれぞれ減衰補正された補正特徴量の分散との関係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。

[図11]図11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。

発明を実施するための形態

[0023] 以下、添付図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）を説明する。

[0024] （実施の形態）

図1は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。同図に示す超音波観測システム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と、超音波内視鏡2が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置3と、超音波観測装置3が生成した超音波画像を表示する表示装置4と、を備える。

[0025] 超音波内視鏡2は、その先端部に、超音波観測装置3から受信した電気的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電気的なエコー信号に変換して出力する超音波振動子21を有する。

- [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。
- [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 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、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、超音波観測システム 1 全体を制御する制御部 3 6 と、超音波観測装置 3 の動作に必要な各種情報を記憶する記憶部 3 7 と、を備える。
- [0028] 送受信部 3 1 は、エコー信号を増幅する信号増幅部 3 1 1 を有する。信号増幅部 3 1 1 は、受信深度が大きいエコー信号ほど高い増幅率で増幅する S T C (Sensitivity Time Control) 補正を行う。図 2 は、信号増幅部 3 1 1 が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図 2 に示す受信深度 z は、超音波の受信開始時点からの経過時間に基づいて算出される量である。図 2 に示すように、増幅率 β (dB) は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って β_0 から β_{th} ($> \beta_0$) へ線型に増加する。また、増幅率 β (dB) は、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上である場合、一定値 β_{th} をとる。閾値 z_{th} の値は、観測対象から受信する超音波信号

がほとんど減衰してしまい、ノイズが支配的になるような値である。より一般に、増幅率 β は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って単調増加すればよい。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および演算部33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。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) や各種演算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、を有する。演算部33は、CPU（Central Processing Unit）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 $\beta_{th} - \beta_0$ をとり、受信深度 z がゼロから閾値 z_{th} に達するまで線型に減少し、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上のときゼロである。このように定められる増幅率によって増幅補正部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。

- [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、S T C補正でも超音波の伝播に伴う減衰の影響を正確に排除できるわけではない、という問題を解決するには、Bモード画像を生成する際にS T C補正を施した受信信号を出力する一方、周波数スペクトルに基づいた画像を生成する際に、Bモード画像を生成するための送信とは異なる新たな送信を行い、S T C補正を施していない受信信号を出力することが考えられる。ところがこの場合には、受信信号に基づいて生成される画像データのフレームレートが低下してしまうという問題がある。
- [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R Fデータ（ラインデータ）を所定の時間間隔でサンプリングし、サンプルデータを生成する。周波数解析部332は、サンプルデータ群にF F T処理を施すことにより、R Fデータ上の複数の箇所（データ位置）における周波数スペクトルを算出する。
- [0040] 図4は、超音波信号の1つの音線におけるデータ配列を模式的に示す図である。同図に示す音線 $S R_k$ 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。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。
- [0041] 図4に示すデータ群 F_j （ $j = 1, 2, \dots, K$ ）は、F F T処理の対象となるサンプルデータ群である。一般に、F F T処理を行うためには、サン

プルデータ群が2のべき乗のデータ数を有している必要がある。この意味で、サンプルデータ群 F_j ($j = 1, 2, \dots, K-1$) はデータ数が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9を参照)。

[0042] 図5は、周波数解析部332が算出する周波数スペクトルの例を示す図である。ここでいう「周波数スペクトル」とは、サンプルデータ群をFFT処理を施すことによって得られた「ある受信深度 z における強度の周波数分布」を意味する。また、ここでいう「強度」とは、例えばエコー信号の電圧、エコー信号の電力、超音波エコーの音圧、超音波エコーの音響エネルギー等のパラメータ、これらパラメータの振幅や時間積分値やその組み合わせのいずれかを指す。

[0043] 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_1 (定数) で除した量の常用対数 (デシベル表現) $I = 10 \log_{10} (I_0 / I_1)$ 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。

[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 U 」という。

[0045] 一般に、周波数スペクトルは、観測対象が生体組織である場合、超音波が走査された生体組織の性状によって異なる傾向を示す。これは、周波数スペクトルが、超音波を散乱する散乱体の大きさ、数密度、音響インピーダンス等と相関を有しているためである。ここでいう「生体組織の性状」とは、例えば悪性腫瘍(癌)、良性腫瘍、内分泌腫瘍、粘液性腫瘍、正常組織、嚢胞

、脈管などのことである。

[0046] 特徴量算出部333は、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。

[0047] 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周波数スペクトルの補正前特徴量を算出する近似部333aと、近似部333aが算出した補正前特徴量に対して複数の減衰率候補値の各々に基づいた減衰補正を行うことによって補正特徴量を算出する減衰補正部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。

[0048] 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5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 U 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 U 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。

[0049] 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ほど大きな値を有すると考えられる。ミッドバンドフィット c_0 は、傾き a_0 と切片 b_0 から導出される間接的なパラメータであり、有効な周波数帯域内の中心におけるスペクトルの強度を与える。このため、ミッドバンドフィット c_0 は、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の数密度に加えて、Bモード画像の輝度とある程度の相関を有していると考えられる。なお、特徴量算出部 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。

[0050] 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。

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

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。本実施の形態において、減衰補正部 333 b は、最も適合する減衰率（最適な減衰率）をそれぞれ設定するために、複数の減衰率候補値に対してそれぞれ減衰補正を行う。複数の減衰率候補値の詳細については、図 8 を参照して後述する。

[0051] 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。

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

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

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

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。

[0052] 図 6 は、減衰補正部 333b が補正した補正特徴量 a 、 b 、 c をパラメータとして有する直線を示す図である。直線 L_1 の式は、

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

で表される。この式 (5) から明らかなように、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 ($a > a_0$)、かつ切片が同じ ($b = b_0$) である。

[0053] 最適減衰率設定部 333c は、減衰補正部 333b 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 333c 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 333c 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。

[0054] ただし、最適減衰率設定部 333c 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。

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

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。

[0055] ここで、統計的なばらつきに基づいて最適な減衰率を設定することができる理由を説明する。観測対象に最適な減衰率を適用した場合、観測対象と超音波振動子21との距離に関わらず、特徴量は観測対象に固有の値へ収束し、統計的なばらつきが小さくなると考えられる。その一方で、観測対象に適合しない減衰率候補値を最適な減衰率とした場合、減衰補正が過剰であるかまたは不足するため、超音波振動子21との距離に応じて特徴量にずれが生じ、特徴量の統計的なばらつきが大きくなると考えられる。したがって、統計的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。

[0056] 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。

[0057] 一般に、減衰率候補値と、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である分散とは、フレームごとに一つの二次関数が決まることが知られている。本実施の形態では、最適減衰率設定部 333c は、複数（本実施の形態では 3 つ）の減衰率候補値に基づきそれぞれ減衰補正された補正特徴量 c の分散をもとに生成された二次関数において最小となる値（極値）を求め、該極値に応じた減衰候補値を最適な減衰率として設定する。これは、観測対象が一樣と仮定した場合、減衰率の真値と、ばらつきを最小とする減衰率 α とが等しいという性質を利用して、極値に基づき最適な減衰率を設定するものである。なお、減衰率候補値は、四つ以上設定されるものであってもよいが、演算処理による負荷軽減の観点から、三つであることが好ましい。

[0058] 本実施の形態では、三つの減衰候補値（減衰率候補値 α_1 , α_2 , α_3 ）が予め記憶部 37 に記憶され、最適減衰率設定部 333c は、この三つの減衰率候補値を用いて最適な減衰率の設定を行う。減衰率候補値 α_1 , α_2 , α_3 は、0.0 以上の値であって、観測対象が生体組織である場合、生体組織の減衰率は一般に 0.6 付近であるため、三つの減衰候補値のうち最も小さい減衰率候補値が 0.6 以下であり、かつ最も大きい値が 0.6 以上であることが好ましい。

[0059] 図 8 は、減衰率候補値 α_1 , α_2 , α_3 と、この減衰率候補値 α_1 , α_2 , α_3 に基づきそれぞれ減衰補正された補正特徴量の分散 $S(\alpha_1)$, $S(\alpha_2)$, $S(\alpha_3)$ をもとに生成された二次関数 Q との関係を模式的に示す図である。最適減衰率設定部 333c は、予め設定されている減衰率候補値 α_1 , α_2 , α_3 に基づきそれぞれ減衰補正された補正特徴量 c の分散 $S(\alpha_1)$, $S(\alpha_2)$, $S(\alpha_3)$ を求め、得られた分散 $S(\alpha_1)$, $S(\alpha_2)$, $S(\alpha_3)$ を通過する二次関数 Q を生成する。この際に得られる二次関数は、下に凸の関数である。最適減衰率設定部 333c は、生成した二次関数 Q の極値を求め、該極値に応じた減衰率候補値 α_s を最適な減衰率として設定する。

[0060] ここで、同一フレームのRFデータにおいて、複数の減衰候補値に基づく分散が、同一の二次関数上に存在し、かつこの二次関数が下に凸となる理由について説明する。以下の説明では、補正特徴量 c （ミッドバンドフィット）の分散を例に説明する。補正特徴量 c の分散を $V_c(\alpha)$ とすると、上記式（4）より、下式（7）が導出される。式（7）において、 i はサンプル点を識別する添え字であり、各補正特徴量 c_i とこれらの補正特徴量の相加平均との差の二乗の和を求めることで、分散 $V_c(\alpha)$ を算出する。

[数1]

$$V_c(\alpha) = \sum_i (c_i - \bar{c})^2 \quad \dots (7)$$

[0061] 上記式（7）より、下式（8）が導出される。なお、下式（8）では、往復距離を L （ $L = 2z$ ）としている。

[数2]

$$\begin{aligned} V_c(\alpha) &= \sum_i \{ (c_i + \alpha \cdot f_m \cdot L_i) - (\bar{c} + \alpha \cdot f_m \cdot \bar{L}) \}^2 \\ &= \sum_i \{ c_i - \bar{c} + \alpha \cdot f_m \cdot (L_i - \bar{L}) \}^2 \\ &= \alpha^2 \cdot f_m^2 \cdot \sum_i (L_i - \bar{L})^2 + 2 \cdot \alpha \cdot f_m \cdot \sum_i (c_i - \bar{c}) \cdot (L_i - \bar{L}) + \sum_i (c_i - \bar{c})^2 \\ &= \left\{ f_m^2 \cdot \sum_k (L_k - \bar{L})^2 \right\} \cdot \left[\alpha^2 + 2 \cdot \alpha \cdot \sum_i (c_i - \bar{c}) \cdot (L_i - \bar{L}) / \left\{ f_m \cdot \sum_j (L_j - \bar{L})^2 \right\} \right] \\ &\quad + \sum_i (c_i - \bar{c})^2 \\ &= \left\{ f_m^2 \cdot \sum_k (L_k - \bar{L})^2 \right\} \cdot \left[\alpha + (1/f_m) \cdot \left\{ \sum_i (c_i - \bar{c}) \cdot (L_i - \bar{L}) / \sum_j (L_j - \bar{L})^2 \right\} \right]^2 \\ &\quad + \left[\sum_i (c_i - \bar{c})^2 \right] \cdot \left\{ \sum_j (L_j - \bar{L})^2 \right\} - \left\{ \sum_i (c_i - \bar{c}) \cdot (L_i - \bar{L}) \right\}^2 / \sum_k (L_k - \bar{L})^2 \\ &\quad \dots (8) \end{aligned}$$

[0062] 式（8）において、 $V_c(\alpha)$ における α^2 の係数は、正の値となる。したがって、 $V_c(\alpha)$ は、下に凸の二次関数となる。

[0063] また、補正特徴量 a の分散についても、補正特徴量 a の分散を $V_a(\alpha)$ とすると、上記式（2）より、下式（9）が導出される。

[数3]

$$V_a(\alpha) = \sum_i (a_i - \bar{a})^2 \quad \dots (9)$$

[0064] 上記式（9）より、上述した分散 $V_c(\alpha)$ と同様に計算すると、下式（1

0) が導出される。

[数4]

$$V_a(\alpha) = \sum_k (L_k - \bar{L})^2 \cdot \left\{ \alpha + \sum_i (a_i - \bar{a}) \cdot (L_i - \bar{L}) / \sum_j (L_j - \bar{L})^2 \right\}^2 \\ + \left[\left\{ \sum_i (a_i - \bar{a})^2 \right\} \cdot \left\{ \sum_j (L_j - \bar{L})^2 \right\} - \left\{ \sum_i (a_i - \bar{a}) \cdot (L_i - \bar{L}) \right\}^2 \right] / \sum_k (L_k - \bar{L})^2 \\ \dots (10)$$

[0065] 式(10)において、 $V_a(\alpha)$ における α^2 の係数は、正の値となる。したがって、 $V_a(\alpha)$ についても、下に凸の二次関数となる。

[0066] 画像処理部34は、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する超音波画像であるBモード画像データを生成するBモード画像データ生成部341と、最適減衰率設定部333cが設定した最適な減衰率に基づく特徴量を視覚情報と関連づけてBモード画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部342と、を有する。

[0067] 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た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。

[0068] 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。

[0069] 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ができる。

[0070] 制御部36は、演算および制御機能を有するCPU (Central Processing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。制御部36は、記憶部37が記憶、格納する情報を記憶部37から読み出し、超音波観測装置3の作動方法に関連した各種演算処理を実行することによって超音波観測装置3を統括して制御する。なお、制御部36を信号処理部32および演算部33と共通のCPU等を用いて構成することも可能である。

[0071] 記憶部37は、減衰率候補値 $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$ 、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、および該複数の特徴量の統計的なばらつきを与える分散を減衰率候補値と対応づけて記憶する特徴量情報記憶部371を有する。

[0072] 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。

[0073] 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。

[0074] 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。

[0075] 本実施の形態において、減衰補正部333bでは、補正特徴量のダイナミックレンジが、画像処理部34が行うゲイン処理、コントラスト処理等で設定可能な範囲に応じて設定されていることが好ましい。具体的には、減衰率候補値 α_1 、 α_2 、 α_3 は、特徴量画像として表示する特徴量が、上述したゲイン処理、コントラスト処理等で設定可能な範囲に応じた表示に係るダイナミックレンジ内となるように、0.0~2.0の間で設定される三つの値である。例えば、減衰候補値が2.0より大きいと、算出した補正特徴量が、ダイナミックレンジを超えてしまい、補正特徴量として保持することができない場合が生じる。これにより、統計的なばらつきの値が異なるものとなってしまう、例えば分散に基づき生成される関数が二次関数とならず、減衰率を最適な値に設定することができなくなる。すなわち、本実施の形態に係る減衰率候補値 α_1 、 α_2 、 α_3 は、0.0~2.0の範囲において設定される値であって、三つの減衰候補値のうち最も小さい減衰率候補値が0.6以下であり、かつ最も大きい値が0.6以上であることが好ましい。特に、観測対象が生体組織であって、固有小数点方式を用いる場合、クリップによる計算精度の低下を抑制するため、三つの減衰候補値が0.6付近の値にそれぞれ設定されることがさらに好ましい。

[0076] 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）。

[0077] 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（S TC補正）を行う。

[0078] 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）。

[0079] 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。

[0080] 増幅補正後、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特徴量画像データを生成する領域である関心領域内の全てのサンプルデータ群に対する周波数スペクトルを算出する（ステップ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。

[0081] 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）。

[0082] 続いて、周波数解析部332は、FFT演算用に取得する一連のデータ群（サンプルデータ群）を代表するデータ位置（受信深度に相当） $Z^{(k)}$ の初期値 $Z^{(k)_0}$ を設定する（ステップ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。

- [0083] 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 S 23）、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用作用させる（ステップ S 24）。このようにサンプルデータ群に対して窓関数を用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。
- [0084] 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 S 25）。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_j （ $j = 1, 2, \dots, K - 1$ ）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。
- [0085] ステップ S 25 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 25 : Yes）、周波数解析部 332 は、後述するステップ S 27 へ移行する。
- [0086] ステップ S 25 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 25 : 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 S 26）。ステップ S 25 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。

[0087] 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）。図5に示す周波数スペクトル C_1 は、ステップS 2 7の結果として得られる周波数スペクトルの一例である。

[0088] 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。

[0089] 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 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 $S R_k$ に対して、 $[(Z^{(k)}_{max} - Z^{(k)}_0 + 1) / D + 1]$ 個のサンプルデータ群に対するFFT演算を行う。ここで、 $[X]$ は、Xを超えない最大の整数を表す。

[0090] 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 37 にあらかじめ設定された値とする。

[0091] 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 演算の結果は、受信深度および受信方向とともに記憶部 37 に格納される。

[0092] なお、以上の説明では、設定された関心領域内においてのみ周波数解析処理を行うものとしたが、周波数解析部 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ようにすることも可能である。

[0093] 以上説明したステップ S6 の周波数解析処理に続いて、特徴量算出部 333 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各減衰率候補値ごとの分散を算出し、減衰率候補値と分散との関係を示す二次関数を生成して極値を求めることで観測対象に最適な減衰率を設定する（ステップ S7～S12：特徴量算出ステップ）。以下、ステップ S7～S12 の処理を詳細に説明する。

[0094] ステップ S7 において、近似部 333a は、周波数解析部 332 が算出した複数の周波数スペクトルをそれぞれ回帰分析することにより、減衰率設定対象の分割領域の各周波数スペクトルに対応する補正前特徴量を算出する（ステップ S7）。具体的には、近似部 333a 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 333a 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。

[0095] この後、最適減衰率設定部 333c 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設定値 α_1 , α_2 , α_3 に設定する。この設定値 α_1 , α_2 , α_3 の値は、予め特徴量情報記憶部 371 が記憶しておき、最適減衰率設定部 333c が特徴量情報記憶部 371 を参照するようにすればよい。

- [0096] 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、設定値 α_1 , α_2 , α_3 を減衰率候補値として減衰補正を行うことにより、補正特徴量をそれぞれ算出し、設定値 α_1 , α_2 , α_3 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 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。
- [0097] ステップ S 8 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 5 0 M H z とし、音速 v_s を 1 5 3 0 m / s e c とし、図 6 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、 $Z = 0. 2 2 9 5 n$ (m m) となる。
- [0098] 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、設定値 α_1 , α_2 , α_3 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 9）。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、上述した図 8 のように、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 9 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。
- [0099] この後、最適減衰率設定部 3 3 3 c は、設定値 α_1 , α_2 , α_3 に基づきそれぞれ減衰補正された補正特徴量 c の分散をもとに二次関数を生成する（ステップ S 1 0）。最適減衰率設定部 3 3 3 c は、生成された二次関数の極値を求

め（ステップS 1 1）、該極値に応じた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 2）。

[0100] 最適減衰率設定部3 3 3 cは、図8に示したように、減衰率候補値 α_s が0.65 (dB/cm/MHz)のときに分散が極値 $S(\alpha)_{\min}$ をとる場合、 $\alpha = 0.65$ (dB/cm/MHz)を最適な減衰率として設定する。

[0101] 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 2で特定された最適な減衰率に基づく補正特徴量に関連づけた視覚情報（例えば色相）を重畳するとともに、最適な減衰率の情報を加えることによって特徴量画像データを生成する（ステップS 1 3：特徴量画像データ生成ステップ）。

[0102] この後、表示装置4は、制御部3 6の制御のもと、特徴量画像データ生成部3 4 2が生成した特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示する（ステップS 1 4）。図11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2 0 1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2 0 2と、観測対象の識別情報および最適な減衰率として設定された減衰率候補値の情報を表示する情報表示部2 0 3とを有する。なお、情報表示部2 0 3に、特徴量の情報、近似式の情報、設定値 α_1 , α_2 , α_3 に基づきそれぞれ減衰補正された補正特徴量の分散をもとに生成された二次関数の情報、ゲインやコントラスト等の画像情報等をさらに表示するようにしてもよい。また、特徴量画像に対応するBモード画像を特徴量画像と並べて表示してもよい。また、減衰率候補値の情報を表示するか否かの指示信号を入力部3 5が受け付け可能な構成としてもよい。

[0103] 以上説明してきた一連の処理（ステップS 1～S 1 4）において、ステップS 4の処理とステップS 5～S 1 2の処理とを並行して行うようにしてもよい。

[0104] 以上説明した本発明の一実施の形態によれば、予め設定された三つの設定値（設定値 α_1 , α_2 , α_3 ）を減衰率候補値として減衰補正を行うことにより、

補正特微量をそれぞれ算出し、補正特微量の分散をもとに生成した二次関数の極値を求め、該極値に応じた減衰候補値を最適な減衰率として設定するようにしたので、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高速に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微量の統計的なばらつきに基づいて最適な部分減衰率を設定するため、複数の減衰モデルとフィッティングを行う従来技術と比較して、計算量を削減することができる。

[0106] また、本実施の形態によれば、観測対象に適合する減衰率が未知の場合であっても、最適な減衰率を設定することができる。

[0107] また、本実施の形態によれば、減衰率候補値としての設定値 α_1 , α_2 , α_3 を、0.0 以上の値であって、三つの減衰候補値のうち最も小さい減衰率が 0.6 以下であり、かつ最も大きい値が 0.6 以上とすることによって、一般に 0.6 付近の減衰率である生体組織を観測対象とした際の最適な減衰率の算出精度を向上することができる。

[0108] また、本実施の形態によれば、二次関数の極値に応じた減衰率を最適な減衰率として設定するようにしたので、予め設定されている減衰率候補値よりも桁数の大きな数値を減衰率として設定することが可能となり、最適な減衰率の算出精度を向上することができる。

[0109] また、本実施の形態によれば、減衰率候補値 α_1 , α_2 , α_3 を、特徴量画像として表示する特徴量がダイナミックレンジ内となるように、0.0~2.0 の間で設定することで、生体組織を観測対象とした際の最適な減衰率の算出精度を向上することができる。

[0110] また、本実施の形態によれば、情報表示部 203 に、設定値 α_1 , α_2 , α_3 に基づきそれぞれ減衰補正された補正特微量の分散をもとに生成された二次関数の情報をさらに表示させることによって、二次関数の生成において生じたエラーなどをユーザが確認し、把握することができる。

[0111] (実施の形態の変形例)

次に、本発明の実施の形態の変形例について説明する。本変形例では、最適減衰率設定部333cが、特徴量画像として表示する際のダイナミックレンジよりも広いダイナミックレンジで最適な減衰率を設定する。

[0112] 具体的には、特徴量画像データ生成部342が生成する画像の表示ダイナミックレンジを70dBとすると、特徴量算出部333は、このダイナミックレンジ(70dB)よりも大きなダイナミックレンジ(例えば100dB)で減衰演算処理を行なう。例えば、特徴量画像データ生成部342が、8bitの固定小数点方式を用いるのに対し、特徴量算出部333は、32bitの浮動小数点方式を用いて特徴量の算出から最適な減衰率の設定までを含む減衰演算処理を行なう。

[0113] 本変形例によれば、固定小数点方式を用いた減衰演算処理と比して、演算精度を向上させることができる。補正前特徴量の演算から分散に基づく二次関数の生成を一層高精度に行うことで、最適な減衰率を高精度に算出することができる。

[0114] ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態によってのみ限定されるべきものではない。例えば、最適減衰率設定部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。

[0115] また、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。

[0116] また、統計的なばらつきを算出する対象領域を音線ごととしてもよいし、

受信深度が所定値以上の領域としてもよい。これらの領域の設定を入力部35が受け付け可能な構成としてもよい。

[0117] また、入力部35が減衰率候補値の設定値 α_1 、 α_2 、 α_3 の設定変更の入力を受け付け可能な構成としてもよい。

[0118] また、統計的なばらつきを与える量として、例えば標準偏差、母集団における特徴量の最大値と最小値の差、特徴量の分布の半値幅のいずれかを適用することも可能である。なお、統計的なばらつきを与える量として分散の逆数を適用する場合も考えられるが、この場合には、その二次関数が上に凸となり、その極値に応じた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。

[0119] また、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、統計的なばらつきに基づき生成された二次関数の極値に応じた減衰率候補値を最適な部分減衰率として設定することも可能である。

[0120] また、超音波プローブとして、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。

[0121] 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。

[0122] また、超音波振動子は、リニア振動子でもラジアル振動子でもコンベックス振動子でも構わない。超音波振動子がリニア振動子である場合、その走査領域は矩形（長方形、正方形）をなし、超音波振動子がラジアル振動子やコンベックス振動子である場合、その走査領域は扇形や円環状をなす。また、超音波内視鏡は、超音波振動子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。

[0123] 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

[0124] 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、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とともに、その減衰特性を利用した観測を行うのに有用である。

符号の説明

- [0125]
- 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
 - 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
 - 2 0 2 重畳画像表示部
 - 2 0 3 情報表示部
 - 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 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
- C₁ 周波数スペクトル

請求の範囲

[請求項1] 観測対象に対して送信した超音波が該観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、

前記複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出し、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の互いに異なる減衰特性を与える少なくとも三つ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、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た後、該統計的なばらつきに基づく二次関数を生成し、該二次関数において前記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特徴量算出部と、

前記最適な減衰率に基づく前記補正特徴量を視覚情報と関連づけて前記エコー信号から生成された超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

[請求項2] 前記特徴量算出部は、前記特徴量画像データ生成部が用いるデータのダイナミックレンジよりも広いダイナミックレンジのデータを用いて前記最適な減衰率の設定を行う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または2に記載の超音波観測装置。

[請求項4] 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3に記載の超音波観測装置。

[請求項5]

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4に記載の超音波観測装置

。

[請求項6]

前記特徴量算出部は、

前記超音波画像の全てのフレームで前記最適な減衰率を設定することを特徴とする請求項1～5のいずれか一項に記載の超音波観測装置

。

[請求項7]

前記特徴量算出部は、

前記超音波画像の1より大きい所定数のフレームごとに前記最適な減衰率を設定し、

前記最適な減衰率を設定しないフレームでは、該フレーム以前で最後に設定された前記最適な減衰率を用いて前記各周波数スペクトルの特徴量を算出することを特徴とする請求項1～5のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

[請求項8]

前記特徴量算出部は、

前記超音波画像の全てのフレームで前記最適な減衰率に相当する最適減衰率相当値を算出し、1より大きい所定数のフレームで算出した前記最適減衰率相当値をもとに前記最適な減衰率を設定することを特

徴とする請求項 1～5 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

[請求項9] 前記特徴量画像データは、前記最適な減衰率に関する情報を含むことを特徴とする請求項 1～8 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

[請求項10] 前記特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示する表示部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1～9 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

[請求項11] 前記周波数解析部が前記周波数スペクトルを算出する対象領域の設定入力を受け付ける入力部をさらに備え、

前記周波数解析部は、前記対象領域で反射された前記超音波エコーをもとに前記周波数スペクトルを算出することを特徴とする請求項 1～10 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

[請求項12] 観測対象に対して送信した超音波が該観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて生成される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、

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少なくとも三つ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、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た後、該統計的なばらつきに基づく二次関数を生成し、該二次関数において前記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特徴量算出ステップと、

特徴量画像データ生成部が、前記最適な減衰率に基づく前記補正特徴量を視覚情報と関連づけて前記エコー信号から生成された超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生

成ステップと、

を含むことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

[請求項13]

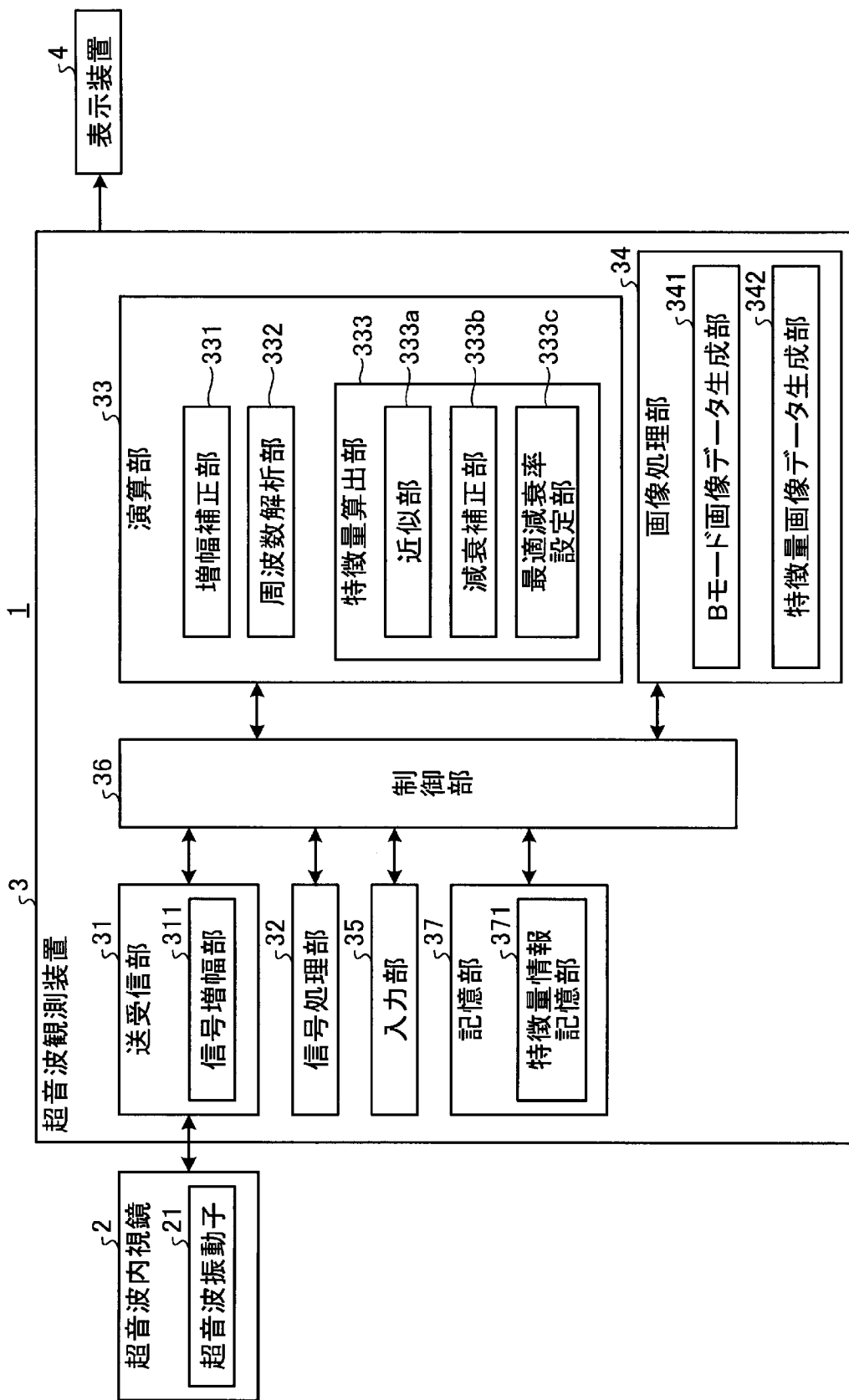
観測対象に対して送信した超音波が該観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析手順と、

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少なくとも三つ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、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た後、該統計的なばらつきに基づく二次関数を生成し、該二次関数において前記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特徴量算出手順と、

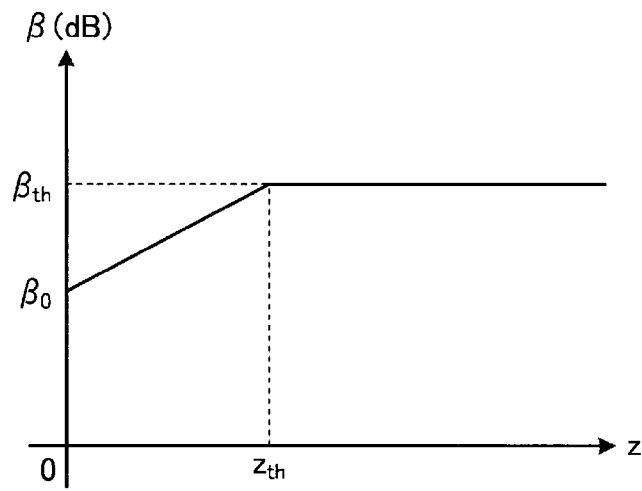
特徴量画像データ生成部が、前記最適な減衰率に基づく前記補正特徴量を視覚情報と関連づけて前記エコー信号から生成された超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成手順と、

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

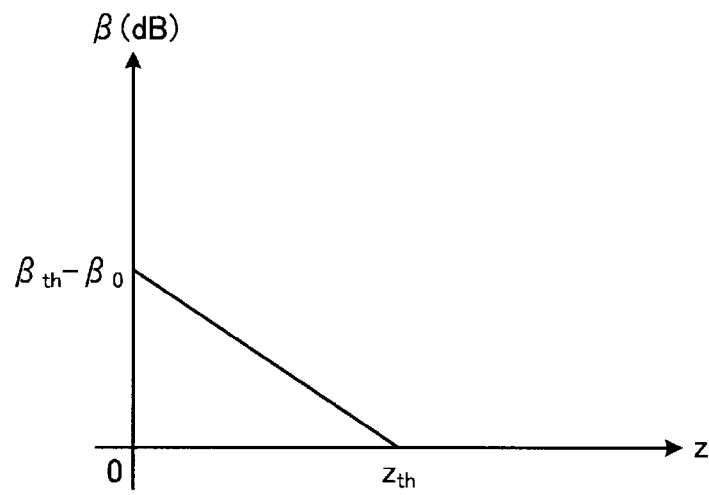
[図1]



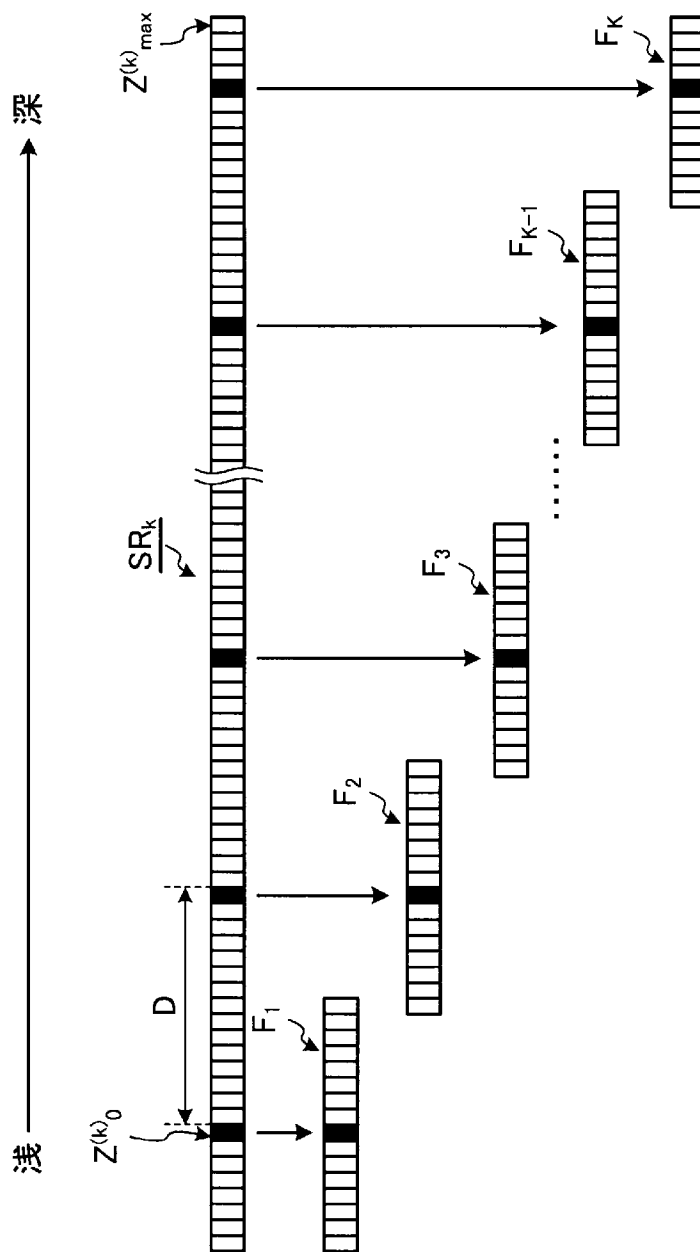
[図2]



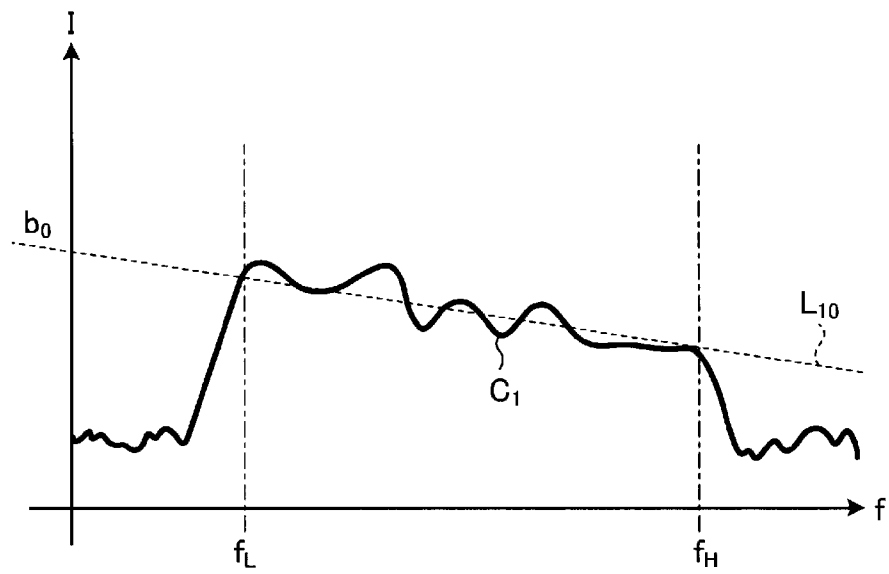
[図3]



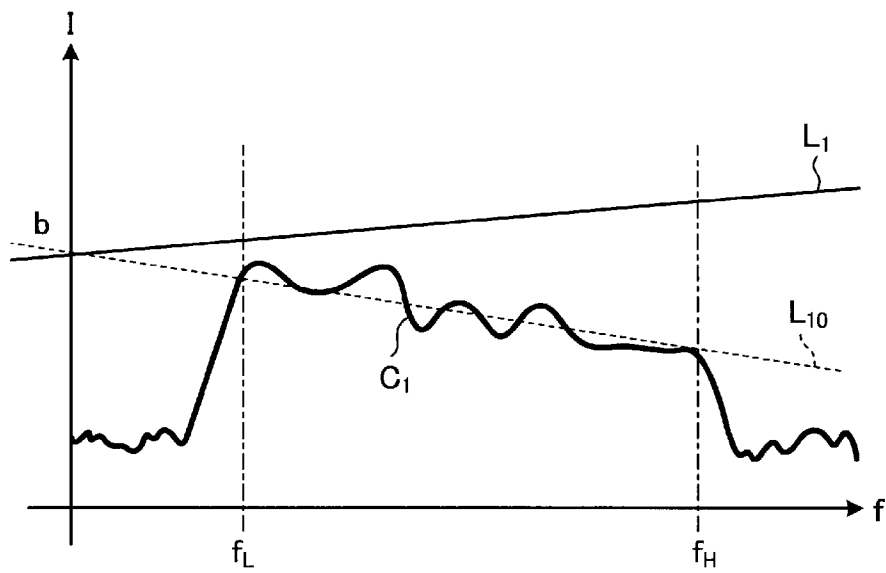
[図4]



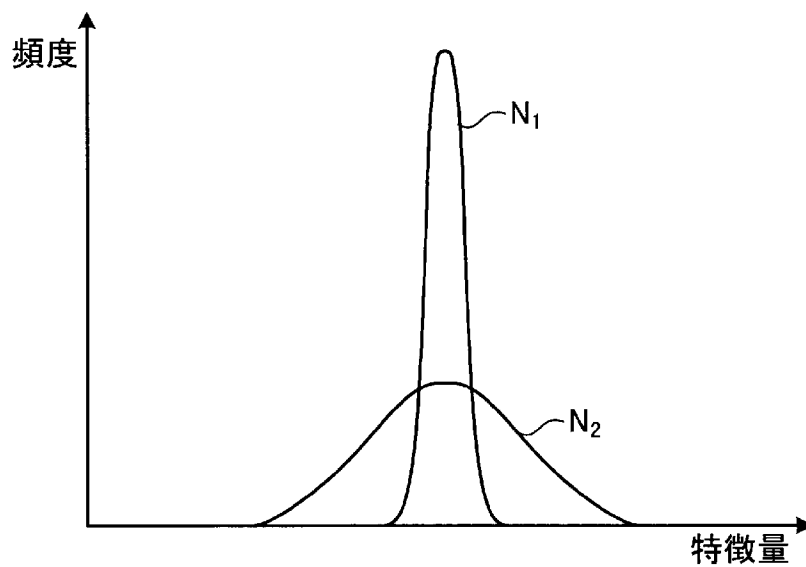
[図5]



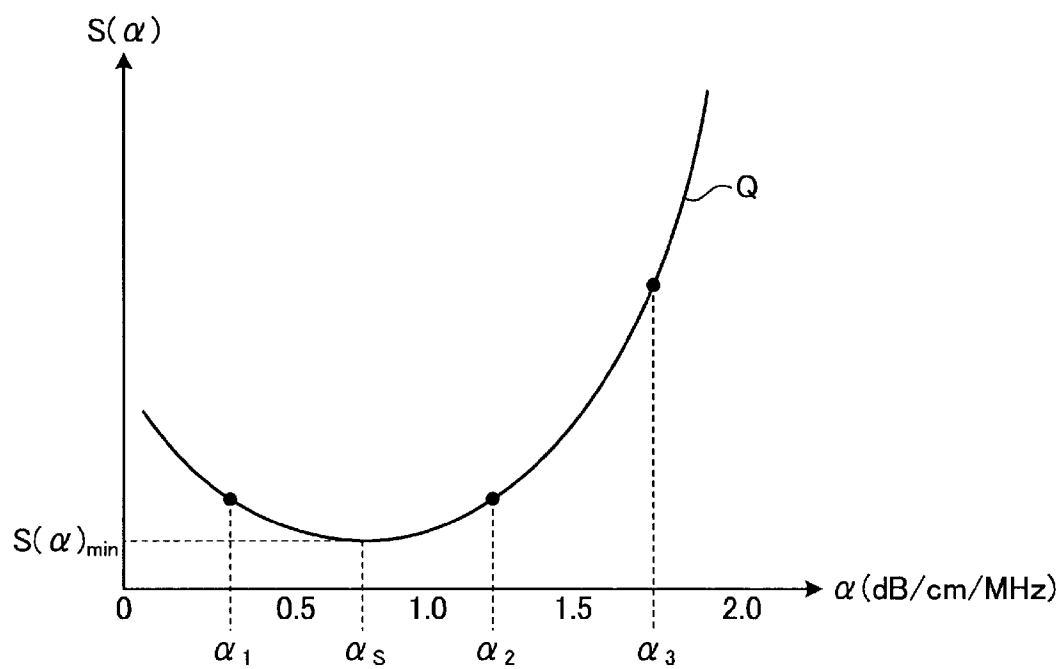
[図6]



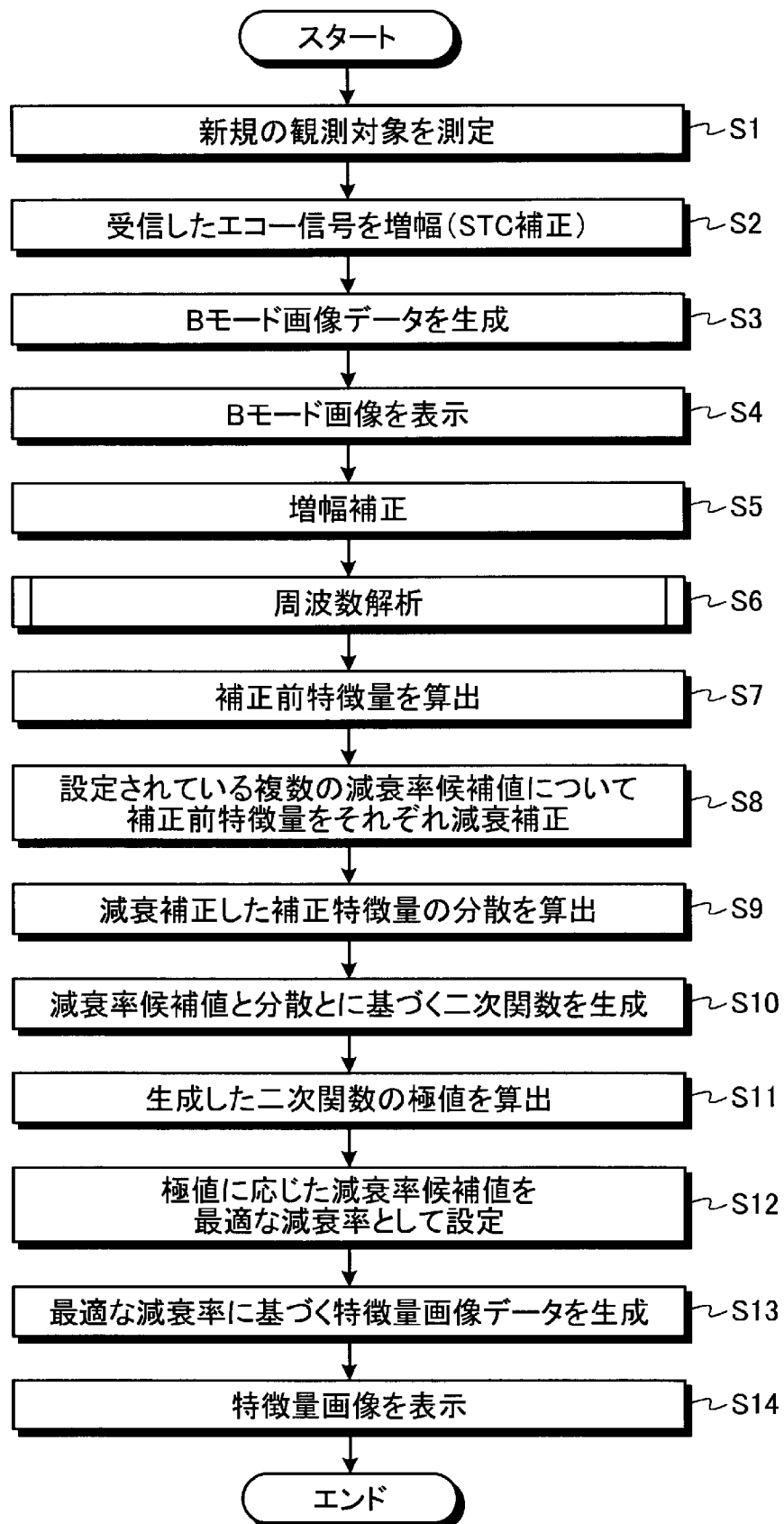
[図7]



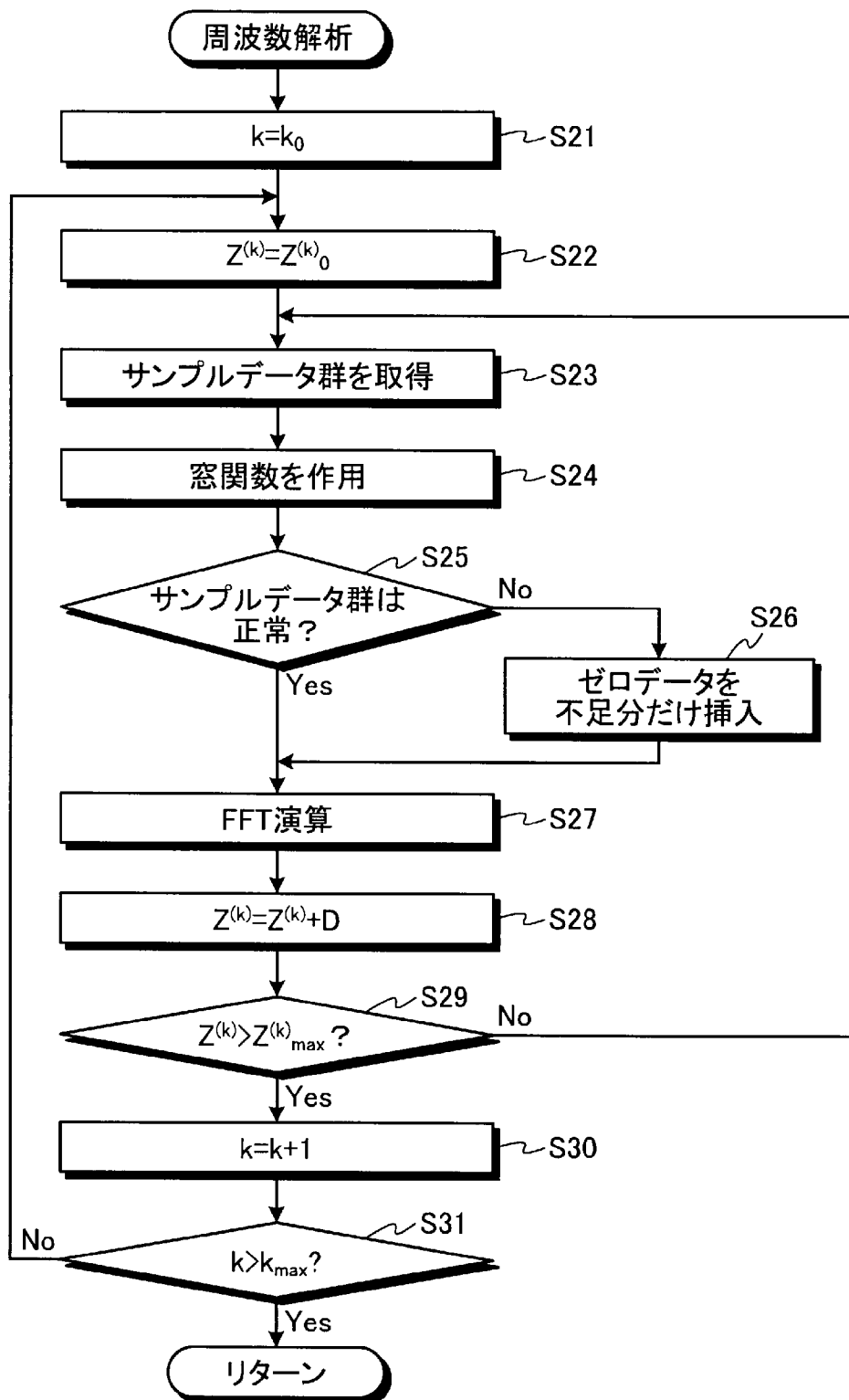
[図8]



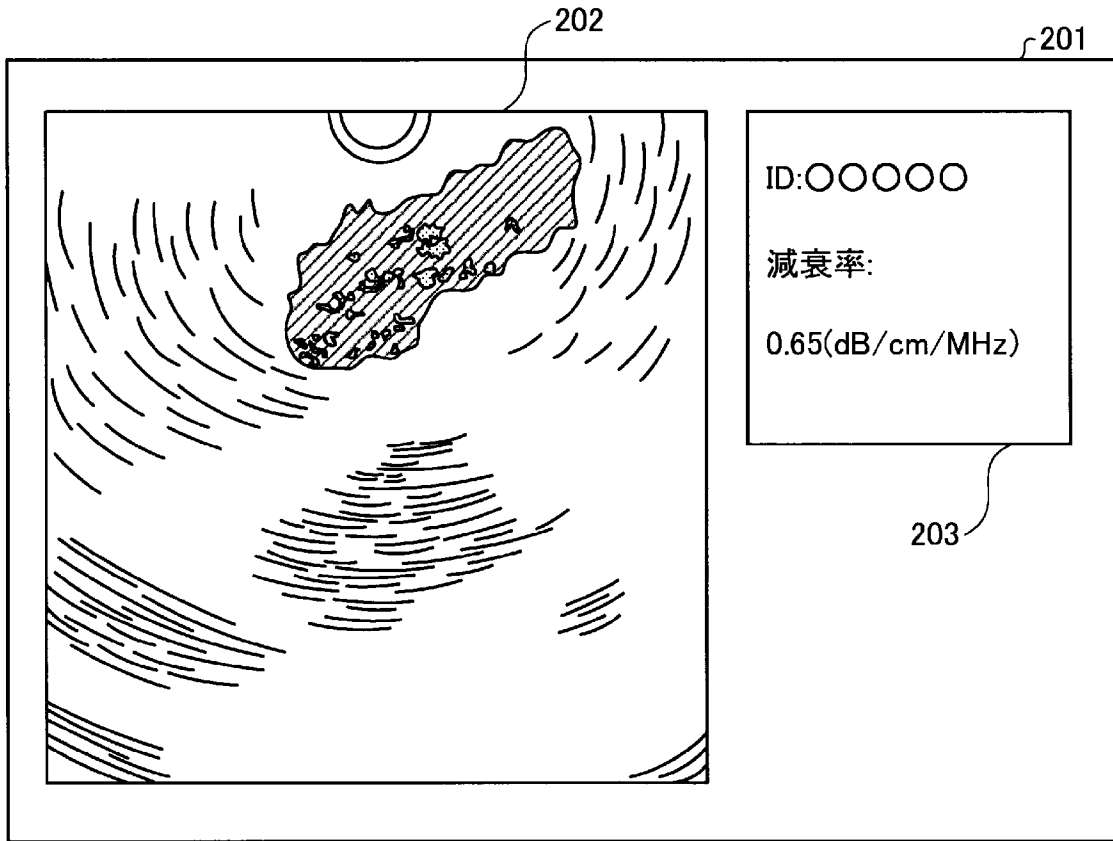
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2015/083938

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2012/063929 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 May 2012 (18.05.2012), abstract; paragraphs [0029] to [0041], [0068] to [0070]; fig. 2, 3, 7 to 10 & US 2013/0030296 A1 fig. 2, 3, 7 to 10; paragraphs [0031] to [0044], [0071] to [0073] & CN 103153195 A	1-13
A	JP 62-117536 A (Shimadzu Corp.), 29 May 1987 (29.05.1987), page 2, lower right column, line 15 to page 3, upper right column, line 11 (Family: none)	1-13

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 19 February 2016 (19.02.16)	Date of mailing of the international search report 01 March 2016 (01.03.16)
--	--

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.
--	---

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 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年		
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2012/063929 A1（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2012.05.18 要約、[0029]-[0041], [0068]-[0070]、図 2, 3, 7-10 & US 2013/0030296 A1, 図 2, 3, 7-10, [0031]-[0044], [0071]-[0073] & CN 103153195 A	1-13
A	JP 62-117536 A（株式会社島津製作所）1987.05.29 2頁右下欄 15行-3頁右上欄 11行（ファミリーなし）	1-13
☐ 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 19.02.2016	国際調査報告の発送日 01.03.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 右▲高▼ 孝幸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9808