

(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
2018年8月9日(09.08.2018)

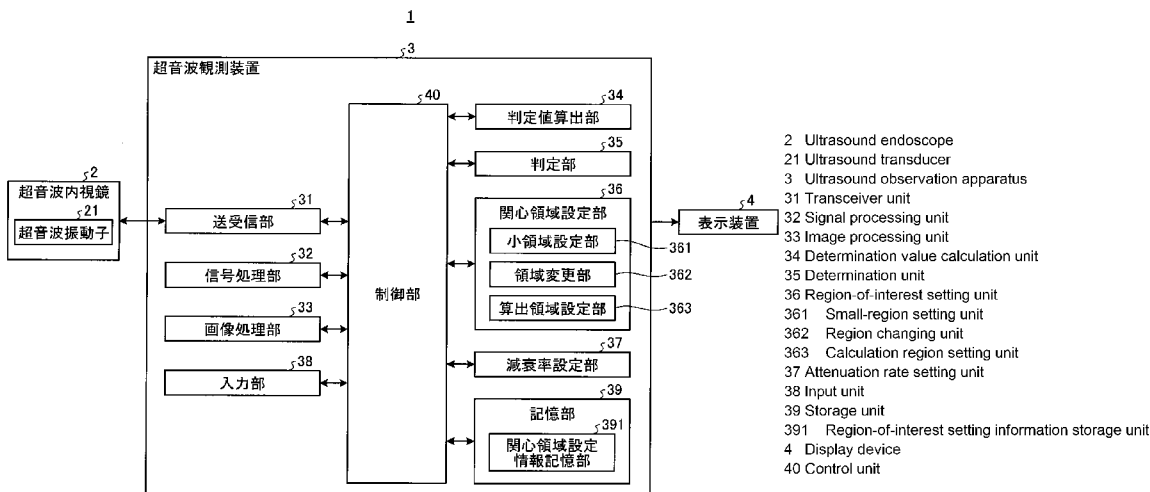


(10) 国際公開番号
WO 2018/142937 A1

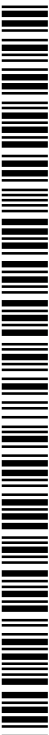
- (51) 国際特許分類:
A61B 8/14 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/001208
- (22) 国際出願日: 2018年1月17日(17.01.2018)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2017-015929 2017年1月31日(31.01.2017) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 香西 繁範 (KOZAI, Shigenori); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,

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



(57) Abstract: The ultrasound observation apparatus according to the present invention is configured such that in the case when a physical quantity within a small region of a determination object is determined to be uniform, the region is set as a region for which an attenuation rate is to be calculated, and in the case when a physical quantity within a small region of a determination object is determined to be nonuniform, the region is changed according to a predetermined condition, and for each changed region, a histogram is generated and a determination value is calculated. Thus, the present invention is able to appropriately set an attenuation rate in a region of interest while maintaining the size of the region of interest.



WO 2018/142937 A1

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:

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

(57) 要約: 本発明に係る超音波観測装置は、判定対象の小領域内の物理量が一樣であると判定された場合に減衰率算出対象領域として設定し、判定対象の小領域内の物理量が一樣でないと判定された場合に予め設定された条件にしたがって領域を変更し、変更後の領域について、ヒストグラムをそれぞれ生成して判定値を算出するようにしたので、関心領域の大きさを維持しつつ、この関心領域における減衰率を適切に設定することができる。

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基づいて超音波画像を生成し、該生成した超音波画像を表示することで、観測対象の観測を行う。

[0003] 超音波画像を用いて診断を行う際、超音波画像内において、詳細に観察を行うための領域（以下、関心領域という）を設定することがある（例えば、特許文献1を参照）。関心領域では、減衰補正を行うなどして、関心領域内の画像を高精度化している。特許文献1では、関心領域内に複数の評価領域を設定し、各評価領域について、予め設定されている物理量を用いて評価値を算出し、この評価値に基づいて関心領域の再設定を行っている。特許文献1では、評価値と閾値とを比較して評価領域の観測精度の高さを判別し、観測精度が低いと判別された評価領域を除外することによって関心領域を再設定している。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2016-2208号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 特許文献1は、上述したように観測精度が低いと判定された評価領域を関心領域から除外するものであり、観測精度が低い領域については減衰率が設定されない。そのため、特許文献1では、最初に設定された関心領域を変えずに、かつその関心領域について適切に減衰率を設定することができなかった。

[0006] 本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、関心領域の大きさを維持しつつ、この関心領域における減衰率を適切に設定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

[0007] 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から受信した超音波信号に基づく超音波画像データを生成する超音波観測装置であって、前記超音波画像データに応じた超音波画像内において設定された関心領域に対して、予め設定された条件にしたがって前記関心領域を分割した複数の小領域を設定する小領域設定部と、予め設定された物理量をもとに各小領域のヒストグラムを生成し、該ヒストグラムに基づいて、前記小領域内の物理量が一樣であるか否かを判定するための判定値を前記小領域ごとに算出する判定値算出部と、前記判定値と、予め設定されている閾値とをもとに、前記小領域内の物理量が一樣であるか否かを判定する判定部と、前記判定部により判定対象の前記小領域内の物理量が一樣でないと判定された場合、予め設定された条件にしたがって当該小領域を変更する領域変更部と、前記判定部により判定対象の前記小領域内の物理量が一樣であると判定された場合、当該小領域を減衰率算出対象領域として設定する領域設定部と、前記減衰率算出対象領域の減衰率を設定する減衰率設定部と、を備えることを特徴とする。

[0008] 本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記領域変更部は、前記判定部によって判定対象の前記小領域内の物理量が一樣でないと判定さ

れた場合に、当該小領域を分割して複数の分割領域を設定することを特徴とする。

[0009] 本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記判定値算出部による前記判定値の算出、前記判定部による判定、および前記領域変更部による前記分割領域の設定を、前記判定部によって一様であると判定されるか、または、前記分割領域の大きさが、予め設定されている最小設定領域の大きさとなるまで繰り返すことを特徴とする。

[0010] 本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰率設定部は、前記最小設定領域の大きさの前記分割領域内の物理量が、前記判定部により一様ではないと判定された場合、該分割領域の周囲の前記小領域または前記分割領域の減衰率に基づいて、当該分割領域の減衰率を設定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、前記領域変更部は、前記判定部によって一様でないとして判定された前記小領域を含む場合に、前記関心領域を予め設定された方向に移動させ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、前記判定値算出部は、前記ヒストグラムのばらつきを算出し、前記判定部は、前記ばらつきと、前記ばらつきに関して予め設定されている閾値とをもとに、判定対象の前記小領域内の物理量が一定であるか否かを判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、前記判定値算出部は、前記ヒストグラムの極大値の数を算出し、前記判定部は、前記極大値の数と、前記極大値の数に関して予め設定されている閾値とをもとに、判定対象の前記小領域内の物理量が一定であるか否かを判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、前記判定値算出部は、前記ヒストグラムが複数の極大値を有する場合、各極大値に対応する物理量の差を算出し、前記判定部は、前記物理量の差と、前記物理量の差に関して予め設定されている閾値とをもとに、判定対象の前記小領域内の物理量が一定であるか否かを判定することを特徴とする。

[0015] 本発明に係る超音波観測装置の作動方法は、超音波信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波観測装置の作動方法であって、小領域設定部が、前記超音波画像データに応じた超音波画像内において設定された関心領域に対して、予め設定された条件にしたがって前記関心領域を分割した複数の小領域を設定する第1領域設定ステップと、判定値算出部が、予め設定された物理量をもとに各小領域のヒストグラムを生成し、該ヒストグラムに基づいて、前記小領域内の物理量が一樣であるか否かを判定するための判定値を前記小領域ごとに算出する判定値算出ステップと、判定部が、前記判定値と、予め設定されている閾値とをもとに、前記小領域内の物理量が一樣であるか否かを判定する判定ステップと、領域変更部が、前記判定ステップにより判定対象の前記小領域内の物理量が一樣でないとして判定された場合、予め設定された条件にしたがって当該小領域を変更する領域変更ステップと、領域設定部が、前記判定ステップにより判定対象の前記小領域内の物理量が一樣であると判定された場合、当該小領域を減衰率算出対象領域として設定する第2領域設定ステップと、減衰率設定部が、前記減衰率算出対象領域の減衰率を設定する減衰率設定ステップと、を含むことを特徴とする。

[0016] 本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、超音波信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波観測装置の作動プログラムであって、小領域設定部が、前記超音波画像データに応じた超音波画像内において設定された関心領域に対して、予め設定された条件にしたがって前記関心領域を分割した複数の小領域を設定する第1領域設定手順と、判定値算出部が、予め設定された物理量をもとに各小領域のヒストグラムを生成し、該ヒストグラムに基づいて、前記小領域内の物理量が一樣であるか否かを判定するための判定値を前記小領域ごとに算出する判定値算出手順と、判定部が、前記判定値と、予め設定されている閾値とをもとに、前記小領域内の物理量が一樣であるか否かを判定する判定手順と、領域変更部が、前記判定手順により判定対象の前記小領域内の物理量が一樣でないとして判定された場合、予め設定された条件にしたがって当該小領域を変更する領域変更手順と、領域設定部が、

前記判定手順により判定対象の前記小領域内の物理量が一樣であると判定された場合、当該小領域を減衰率算出対象領域として設定する第2領域設定手順と、減衰率設定部が、前記減衰率算出対象領域の減衰率を設定する減衰率設定手順と、を前記超音波観測装置に実行させることを特徴とする。

発明の効果

[0017] 本発明によれば、関心領域の大きさを維持しつつ、この関心領域における減衰率を適切に設定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

[0018] [図1]図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの構成を示すブロック図である。

[図2]図2は、物理量が一樣である場合の頻度分布を示す図である。

[図3]図3は、物理量が一樣でない場合の頻度分布を示す図である。

[図4]図4は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断システムの表示装置が表示する超音波画像を模式的に示す図である。

[図5]図5は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置が設定する関心領域を説明する図である。

[図6]図6は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置が行う関心領域の小領域の設定処理を説明する図である。

[図7]図7は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置が行う関心領域の小領域の設定処理を説明する図である。

[図8]図8は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

[図9]図9は、本発明の実施の形態2に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの構成を示すブロック図である。

[図10]図10は、極大値を複数有する頻度分布を示す図である。

[図11]図11は、本発明の実施の形態2に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

[図12]図12は、本発明の実施の形態3に係る超音波観測装置を備えた超音

波診断システムの構成を示すブロック図である。

[図13]図13は、本発明の実施の形態4に係る超音波観測装置が行う関心領域の小領域の設定処理を説明する図である。

[図14]図14は、本発明の実施の形態5に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの構成を示すブロック図である。

[図15]図15は、本発明の実施の形態5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16]図16は、本発明の実施の形態5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17]図17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18]図18は、本発明の実施の形態5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19]図19は、本発明の実施の形態5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20]図20は、本発明の実施の形態5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21]図21は、本発明の実施の形態5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22]図22は、本発明の実施の形態5に係る超音波観測装置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。

[図23]図23は、本発明の実施の形態5の変形例1に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

[図24]図24は、特徴量に対する頻度割合の頻度分布を示す図である。

[図25]図25は、特徴量に対する頻度割合の頻度分布を示す図である。

[図26]図26は、本発明の実施の形態5の変形例2に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

[図27]図27は、特徴量に対する頻度割合の頻度分布を示す図である。

発明を実施するための形態

[0019] 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。

[0020] （実施の形態 1）

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの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。

[0021] 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（超音波信号）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、ラジアル型の振動子により実現される。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。

[0022] 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。

[0023] 超音波観測装置 3 は、送受信部 31 と、信号処理部 32 と、画像処理部 33 と、判定値算出部 34 と、判定部 35 と、関心領域設定部 36 と、減衰率

設定部 37 と、入力部 38 と、記憶部 39 と、制御部 40 と、を備える。

- [0024] 送受信部 31 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。
- [0025] 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。
- [0026] 送受信部 31 は、制御部 40 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 40 へ送信する機能も有する。
- [0027] 信号処理部 32 は、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。具体的には、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、減衰補正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。B モード用受信データは、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）に沿って並んだ複数のラインデータからなる。信号処理部 32 は、生成した 1 フレーム分の B モード用受信データを、画像処理部 33 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。
- [0028] 画像処理部 33 は、信号処理部 32 から受信した B モード用受信データに基づいて B モード画像データを生成する。画像処理部 33 は、信号処理部 32 から出力された B モード用受信データに対して、スキャンコンバーター処

理、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。スキャンコンバーター処理では、Bモード用受信データのスキャン方向を、超音波のスキャン方向から表示装置4の表示方向に変換する。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。以下、Bモード画像の各画素位置の値であって、RGBの各値を加算した、画素位置における明るさを示す値を輝度という。

[0029] 画像処理部33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。画像処理部33は、CPU等の汎用プロセッサ、またはASICもしくはFPGA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。

[0030] 判定値算出部34は、予め設定されている物理量を用いて、算出領域の判定値を算出する。本実施の形態1では、物理量として輝度を用いて、関心領域内に設定される小領域、または、小領域を分割した領域である分割領域における輝度の頻度に関するヒストグラムを生成し、このヒストグラムのばらつきを判定値として算出する。ばらつきは、例えば輝度の標準偏差である。小領域および分割領域については後述する。判定値算出部34は、CPU等の汎用プロセッサ、またはASICもしくはFPGA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。

[0031] 判定部35は、判定値算出部34が算出した判定値をもとに、判定対象の小領域内の輝度または分割領域内の輝度が一樣であるか否かを判定する。具体的に、判定部35は、判定値が、予め設定されている閾値を超えているか否かを判断し、判定値が閾値を超えていなければ、一樣であると判定する。一方、判定部35は、判定値が閾値を超えていれば、一樣でないと判定する。

。判定部35は、CPU等の汎用プロセッサ、またはASICもしくはFPGA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。

[0032] 図2は、物理量が一樣である場合の頻度分布を示す図である。判定部35は、領域内の輝度が図2に示す分布曲線 L_1 のような、ばらつきの小さい頻度分布を示し、判定値である標準偏差が小さくなる場合、領域内の輝度が一樣であると判断する。

[0033] 図3は、物理量が一樣でない場合の頻度分布を示す図である。判定部35は、図2の頻度分布に対し、領域内の輝度が図3に示す分布曲線 L_{100} のようなばらつきの大きい頻度分布を示し、判定値である標準偏差が大きくなる場合、領域内の輝度が一樣でないと判断する。

[0034] 関心領域設定部36は、予め設定されている設定条件、または入力部38が受け付けた関心領域の設定指示に応じて、関心領域の設定を行う。図4は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断システムの表示装置が表示する超音波画像を模式的に示す図である。図5は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置が設定する関心領域を説明する図である。関心領域設定部36は、図4に示すような対象物Sが写った超音波画像であるBモード画像Wに対し、設定条件または設定入力に応じて、図5に示すような台形をなす関心領域Rを設定する。一般に、関心領域Rは、対象物Sを取り囲むような形状に設定されている。対象物Sは、被検体内の場合、腫瘍などの異常部である。関心領域設定部36は、CPU等の汎用プロセッサ、またはASICもしくはFPGA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。

[0035] また、関心領域設定部36は、関心領域に対し、予め設定された条件にしたがって分割することによって、複数の小領域を設定する小領域設定部361と、判定部35により判定対象の領域が一樣でないと判定された場合、予め設定された条件にしたがって当該領域を変更する領域変更部362と、判定部35により判定対象の領域が一樣であると判定された場合、当該領域を減衰率算出対象領域として設定する算出領域設定部363と、を有する。

[0036] 小領域設定部361は、予め設定されている条件にしたがって、関心領域Rを分割する。小領域設定部361は、例えば、図5に示すように、関心領域Rを九つに分割して、関心領域R内に、九つの小領域（小領域 $R_s1 \sim R_s9$ ）を設定する。分割処理は、例えば面積が同じになるように分割してもよいし、深度方向に沿った直線と、関心領域Rの上底および下底に平行な直線とにより分割してもよい。

[0037] 領域変更部362は、判定対象の領域を細分化するように予め設定された分割条件を満たすような分割処理を行う。図6および図7は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置が行う関心領域の小領域の設定処理を説明する図である。図5に示す関心領域Rの小領域 $R_s1 \sim R_s9$ について、例えば、判定部35によって小領域 R_s1 、 R_s2 、 R_s7 、 R_s9 が一様でないと判断された場合、領域変更部362は、小領域 R_s1 、 R_s2 、 R_s7 、 R_s9 をそれぞれ分割する。これにより、図6に示すように、小領域 R_s1 には分割領域 R_{s11} 、 R_{s12} 、 R_{s13} 、 R_{s14} が生成され、小領域 R_s2 には分割領域 R_{s21} 、 R_{s22} 、 R_{s23} 、 R_{s24} が生成され、小領域 R_s7 には分割領域 R_{s31} 、 R_{s32} 、 R_{s33} 、 R_{s34} が生成され、小領域 R_s9 には分割領域 R_{s41} 、 R_{s42} 、 R_{s43} 、 R_{s44} が生成される。

[0038] 各分割領域について、判定部35によって分割領域 R_{s41} 、 R_{s42} が一様でないと判断された場合、領域変更部362は、分割領域 R_{s41} 、 R_{s42} をそれぞれさらに分割する。これにより、図7に示すように、分割領域 R_{s41} には分割領域 R_{s411} 、 R_{s412} 、 R_{s413} 、 R_{s414} が生成され、分割領域 R_{s42} には分割領域 R_{s421} 、 R_{s422} 、 R_{s423} 、 R_{s424} が生成される。領域変更部362による分割処理によって生成された各分割領域は、各々が変更後の小領域に相当する。

[0039] このようにして、領域変更部362は、一様でないと判定された領域の分割処理を、領域の大きさが最小設定領域となるまで行う。

[0040] 減衰率設定部37は、関心領域設定部36により設定された関心領域内の小領域および／または分割領域において、それぞれの領域における減衰率を

設定する。減衰率設定部 37 は、各領域の代表点、例えば重心位置の深度によって決まる減衰率を、その領域の減衰率に設定する。減衰率設定部 37 は、CPU 等の汎用プロセッサ、または ASIC もしくは FPGA 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。

[0041] 入力部 38 は、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等のユーザインタフェースを用いて実現され、各種情報の入力を受け付ける。入力部 38 は、受け付けた情報を制御部 40 に出力する。

[0042] 記憶部 39 は、超音波診断システム 1 を動作させるための各種プログラム、および超音波診断システム 1 の動作に必要な各種パラメータ等を含むデータなどを記憶する。記憶部 39 は、判定部 35 が判定処理に用いる閾値を記憶する。また、記憶部 39 は、関心領域の設定に関する情報である関心領域設定情報を記憶する関心領域設定情報記憶部 391 を有する。関心領域設定情報は、関心領域を分割してなる小領域を設定する情報であり、小領域の初期設定数や、小領域の分割条件、設定最小領域などの情報を含んでいる。設定最小領域は、例えば、明暗の斑点模様をなすスペckルの影響を受けない大きさに設定される。

[0043] また、記憶部 39 は、超音波診断システム 1 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。

[0044] 以上の構成を有する記憶部 39 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などを記憶する RAM (Random Access Memory) 等を用いて実現される

- 。
- [0045] 制御部40は、超音波診断システム1全体を制御する。制御部40は、演算および制御機能を有するCPUや各種演算回路等を用いて実現される。制御部40は、記憶部39が記憶、格納する情報を記憶部39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40を信号処理部32と共通のCPU等を用いて構成することも可能である。
- [0046] 図8は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートであって、関心領域における減衰率の設定処理を説明する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S101）。この際、次ステップによる関心領域設定のために、得られたエコー信号による超音波画像であるBモード画像を表示装置4に表示してもよい。
- [0047] ステップS101に続くステップS102では、関心領域設定部36が、予め設定されている設定条件、または入力部38が受け付けた関心領域の設定指示に応じて、関心領域の設定を行う。この際、小領域設定部361が、設定された関心領域に対して小領域の設定を行う。
- [0048] ステップS102に続くステップS103では、判定値算出部34が、関心領域内に設定される領域における輝度の頻度に関するヒストグラムを生成する。その後、判定値算出部34は、物理量の判定値として算出する（ステップS104）。本実施の形態1における判定値は、ヒストグラムにおける輝度のばらつきである。以下、領域とは、小領域および分割領域のいずれかをさす。
- [0049] その後、判定部35は、判定対象の領域の判定値と、記憶部39に記憶されている閾値とを比較して、判定値が閾値以上であるか否かを判断する（ステップS105）。判定部35は、判定値が閾値以上であると判断した場合（ステップS105：Yes）、対象の小領域が一様ではないと判定し、ス

テップS106に移行する。

- [0050] ステップS106において、領域変更部362が、判定対象の領域について、現在設定されている大きさが、最小設定領域であるか否かを判断する。この際、領域変更部362は、判定対象の領域が、最小設定領域であると判断した場合（ステップS106：Yes）、ステップS107に移行する。
- [0051] ステップS107において、領域変更部362は、対象の領域を非減衰率算出領域として設定し、ステップS111に移行する。
- [0052] これに対し、領域変更部362は、判定対象の領域が、最小設定領域ではないと判断した場合（ステップS106：No）、ステップS108に移行する。
- [0053] ステップS108において、領域変更部362は、対象の領域をさらに分割する。領域変更部362は、例えば、図6に示すように、小領域 R_s1 を分割することによって分割領域 R_{s11} 、 R_{s12} 、 R_{s13} 、 R_{s14} を生成する。
- [0054] その後、判定値算出部34が、分割領域について、判定値を算出する（ステップS109）。制御部40は、判定値を算出後、ステップS105に戻り、上述した判定処理を行う。
- [0055] 一方、ステップS105において、判定部35は、判定値が閾値以上でないと判断した場合（ステップS105：No）、対象の小領域が一様であると判定し、ステップS110に移行する。
- [0056] ステップS110において、算出領域設定部363は、設定されている領域を減衰率算出領域として設定する。制御部40は、減衰率算出領域の設定後、ステップS111に移行する。
- [0057] ステップS111において、制御部40は、未判定の領域が残っているか否かを判断する。ここで、制御部40は、未判定の領域が残っていると判断した場合（ステップS111：Yes）、ステップS105に戻り、未判定の領域について、上述した処理を行わせる。これに対し、制御部40は、未判定の領域が残っていないと判断した場合（ステップS111：No）、ス

ステップS 1 1 2に移行する。

[0058] ステップS 1 1 2において、減衰率設定部3 7が、減衰率算出領域に設定されている小領域および／または分割領域のそれぞれについて、減衰率を設定する。なお、減衰率設定部3 7は、非減衰率算出領域に設定されている領域について、周囲の領域において設定された減衰率を用いて当該非減衰率算出領域の減衰率を設定する。減衰率設定部3 7は、例えば、隣接する領域の減衰率の平均値を算出して、これを減衰率としてもよい。この際、領域の大きさに応じて減衰率を重み付けするようにしてもよい。

[0059] その後、信号処理部3 2が、設定された減衰率を用いて、各領域の減衰補正を行う（ステップS 1 1 3）。

[0060] 画像処理部3 3は、減衰補正後のBモード用受信データを取得して、超音波画像であるBモード画像を含むBモード画像データを生成する（ステップS 1 1 4）。

[0061] 制御部4 0は、Bモード画像データが生成されると、Bモード画像データに応じたBモード画像を表示装置4に表示させる制御を行う（ステップS 1 1 5）。

[0062] 以上説明した本発明の実施の形態1では、関心領域内において設定されている領域ごとに輝度が一樣であるか否かを判断し、判断結果に応じて領域を分割し、輝度が一樣となった領域について減衰率を設定するようにした。これにより、関心領域の大きさを維持しつつ、この関心領域における減衰率を適切に設定することができる。このように設定された減衰率を用いることによって、高精度な超音波画像を作成することができる。

[0063] なお、上述した実施の形態1において、関心領域の形状は台形に限ることではなく、矩形、円、楕円などであってもよい。

[0064] （実施の形態2）

続いて、本発明の実施の形態2について説明する。図9は、本発明の実施の形態2に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの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 Aは、上述した超音波診

断システム 1 の超音波観測装置 3 に代えて超音波観測装置 3 A を備える。超音波観測装置 3 A は、上述した判定値算出部 3 4 に代えて判定値算出部 3 4 A を備える。その他の構成は、超音波診断システム 1 と同様である。以下、この判定値算出部 3 4 A について説明する。

[0065] 判定値算出部 3 4 A は、予め設定されている物理量を用いて、算出領域の判定値を算出する。本実施の形態 2 では、物理量として輝度を用いて、関心領域内に設定される小領域、または、小領域を分割した領域である分割領域における輝度の頻度に関するヒストグラムを生成する。

[0066] 判定値算出部 3 4 A は、平滑化部 3 4 1 を有する。平滑化部 3 4 1 は、判定値算出部 3 4 A において生成されたヒストグラムを平滑化する。平滑化部 3 4 1 は、例えば、移動平均フィルタなどを用いて構成される。平滑化後のヒストグラムとして、例えば、一つの極大値を有するヒストグラム（図 2 参照）や、複数の極大値を有するヒストグラムが得られる。図 10 は、極大値を複数有する頻度分布を示す図である。例えば、図 10 に示すように、物理量 Q_1 、 Q_2 ($Q_1 < Q_2$) において、極大値を有するヒストグラムが得られる。

[0067] 判定値算出部 3 4 A は、平滑化部 3 4 1 によって平滑化されたヒストグラムの極大値の数を判定値として算出する。この際、判定値算出部 3 4 A は、予め設定された頻度以上となる極大値の数を計数する。

[0068] 判定部 3 5 は、判定値算出部 3 4 A が算出した判定値である極大値の数と、予め設定されている閾値とをもとに、判定対象の小領域または分割領域の輝度が一樣であるか否かを判定する。閾値は、極大値の数であり、本実施の形態 2 では 1 に設定されているものとして説明する。具体的に、判定部 3 5 は、判定値が予め設定されている閾値より大きいかなんかを判断し、例えば極大値の数が 0 または 1 であれば、一樣であると判定する。一方、判定部 3 5 は、極大値の数が 1 を超えていれば、一樣でないと判定する。判定部 3 5 は、例えば、図 2 に示すような分布曲線 L_1 を有するヒストグラムであって、極大値の頻度が設定されている頻度以上であれば、一樣であると判定し、図 3 に示すような分布曲線 L_{100} を有するヒストグラムであれば、一樣ではないと判

定する。

[0069] 図11は、本発明の実施の形態2に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートであって、関心領域における減衰率の設定処理を説明するフローチャートである。まず、超音波観測装置3は、上述した図8に示すフローチャートと同様にして、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し（ステップS201）、関心領域設定部36が、予め設定されている設定条件、または入力部38が受け付けた関心領域の設定指示に応じて、関心領域の設定を行う（ステップS202）。ステップS202では、小領域設定部361が、設定された関心領域を分割して複数の小領域を設定する。

[0070] ステップS202に続くステップS203では、判定値算出部34Aが、関心領域内に設定される領域における輝度の頻度に関するヒストグラムを生成する（ステップS203）。

[0071] ヒストグラムが生成されると、平滑化部341が、ヒストグラムの平滑化を行う（ステップS204）。

[0072] その後、判定値算出部34Aは、物理量の判定値を算出する（ステップS205）。本実施の形態1における判定値は、平滑化されたヒストグラムにおける極大値の数である。

[0073] 判定部35は、判定対象の領域の判定値と、記憶部39に記憶されている閾値とを比較して、判定値が閾値より大きいか否かを判断する（ステップS206）。判定部35は、判定値が閾値より大きい場合（ステップS206：Yes）、対象の小領域が一樣ではないと判定し、ステップS207に移行する。

[0074] ステップS207において、領域変更部362が、判定対象の領域について、現在設定されている大きさが、最小設定領域であるか否かを判断する。この際、領域変更部362は、判定対象の領域が、最小設定領域であると判断した場合（ステップS207：Yes）、ステップS208に移行する。

[0075] ステップS208において、領域変更部362は、対象の領域を非減衰率

算出領域として設定し、ステップS 2 1 2に移行する。

[0076] これに対し、領域変更部3 6 2は、判定対象の領域が、最小設定領域ではないと判断した場合（ステップS 2 0 7 : N o）、対象の領域をさらに分割する（ステップS 2 0 9）。

[0077] その後、判定値算出部3 4 Aが、分割領域について、判定値を算出する（ステップS 2 1 0）。制御部4 0は、判定値を算出後、ステップS 2 0 6に戻り、上述した判定処理を行う。

[0078] 一方、ステップS 2 0 6において、判定部3 5は、判定値が閾値以下であると判断した場合（ステップS 2 0 6 : N o）、対象の小領域が一様であると判定し、ステップS 2 1 1に移行する。

[0079] ステップS 2 1 1において、算出領域設定部3 6 3は、設定されている領域を減衰率算出領域として設定する。制御部4 0は、減衰率算出領域の設定後、ステップS 2 1 2に移行する。

[0080] ステップS 2 1 2において、制御部4 0は、未判定の領域が残っているか否かを判断する。ここで、制御部4 0は、未判定の領域が残っていると判断した場合（ステップS 2 1 2 : Y e s）、ステップS 2 0 6に戻り、未判定の領域について、上述した処理を行わせる。これに対し、制御部4 0は、未判定の領域が残っていないと判断した場合（ステップS 2 1 2 : N o）、ステップS 2 1 3に移行する。

[0081] ステップS 2 1 3において、減衰率設定部3 7が、設定されている小領域および／または分割領域のそれぞれについて、減衰率を設定する。その後、信号処理部3 2が、設定された減衰率を用いて、各領域の減衰補正を行う（ステップS 2 1 4）。

[0082] 画像処理部3 3は、減衰補正後のBモード用受信データを取得して、超音波画像であるBモード画像を示すBモード画像データを生成する（ステップS 2 1 5）。制御部4 0は、Bモード画像データを生成後、表示装置4に表示させる制御を行う（ステップS 2 1 6）。

[0083] 以上説明した本発明の実施の形態2では、関心領域内において設定されて

いる領域ごとに、ヒストグラムにおける極大値の数をもとに輝度が一樣であるか否かを判断し、判断結果に応じて領域を分割し、輝度が一樣となった領域について減衰率を設定するようにした。これにより、関心領域の大きさを維持しつつ、この関心領域における減衰率を適切に設定することができる。このように設定された減衰率を用いることによって、高精度な超音波画像を作成することができる。

[0084] (実施の形態3)

続いて、本発明の実施の形態3について説明する。図12は、本発明の実施の形態3に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの構成を示すブロック図である。同図に示す超音波診断システム1Bは、上述した超音波診断システム1の超音波観測装置3に代えて超音波観測装置3Bを備える。超音波観測装置3Bは、上述した判定値算出部34に代えて判定値算出部34Bを備える。その他の構成は、超音波診断システム1と同様である。以下、この判定値算出部34Bについて説明する。

[0085] 判定値算出部34Bは、予め設定されている物理量を用いて、算出領域の判定値を算出する。本実施の形態3では、物理量として輝度を用いて、関心領域内に設定される小領域、または、小領域を分割した領域である分割領域における輝度の頻度に関するヒストグラムを生成する。判定値算出部34Bは、生成したヒストグラムが、設定された頻度以上の極大値を複数有する場合、極大値を示す物理量の差を算出して、この差を判定値とする。判定値算出部34Bは、例えば図10に示すヒストグラムが得られた場合、物理量 Q_1 と物理量 Q_2 の差($Q_2 - Q_1$)を算出する。なお、極大値の数が0または1である場合、判定値算出部34Bは、上述した差を0に設定する。なお、判定値算出部34Bは、ヒストグラムが極大値を三つ以上有する場合は、隣り合う極大値に対応する物理量の差をそれぞれ算出して、各差に基づいて判定値を算出する。

[0086] 判定部35は、判定値算出部34Bが算出した判定値である物理量の差と、予め設定されている閾値とをもとに、判定対象の小領域または分割領域の

輝度が一樣であるか否かを判定する。閾値は、一樣であるとみなせる物理量の差である。具体的に、判定部35は、判定値が予め設定されている閾値より大きいかな否かを判断し、例えば差が閾値以下であれば一樣であると判定する。一方、判定部35は、差が閾値より大きければ、一樣でないと判定する。

[0087] 関心領域における減衰率の設定処理は、上述した図11のステップS201、S202、S204～S216に準じて行われる。この際、判定値は物理量の差、閾値は上述した閾値に読み替える。なお、上述した実施の形態2と組み合わせて、ヒストグラムを平滑化するようにしてもよい。この場合の関心領域における減衰率の設定処理は、図11のステップS201～S216に準じて行われる。

[0088] 以上説明した本発明の実施の形態3では、関心領域内において設定されている領域ごとに、ヒストグラムにおける物理量の差をもとに輝度が一樣であるかな否かを判断し、判断結果に応じて領域を分割し、輝度が一樣となった領域について減衰率を設定するようにした。これにより、関心領域の大きさを維持しつつ、この関心領域における減衰率を適切に設定することができる。このように設定された減衰率を用いることによって、高精度な超音波画像を作成することができる。

[0089] (実施の形態4)

続いて、本発明の実施の形態4について説明する。図13は、本発明の実施の形態4に係る超音波観測装置が行う関心領域の小領域の設定処理を説明する図である。上述した実施の形態1～3では、判定対象の領域の輝度が一樣でないと判定された場合、領域を分割するものとして説明したが、実施の形態4では、関心領域の大きさを維持して移動させる。本実施の形態4は、上述した超音波診断システム1と同様の構成を有しているものとして説明する。

[0090] 例えば、図13に示すように、破線で区分される関心領域Rの各小領域において、判定部35が一つでも一樣でない領域が存在すると判定した場合、

領域変更部 362 は、関心領域 R を移動させる。この際、領域変更部 362 は、予め設定された方向、設定された画素数で関心領域 R を移動させる。例えば、図 13 では、図の左方向に数画素分移動させている。これにより、Bモード画像における各小領域の配置も再設定される。このように、領域変更部 362 は、判定領域を移動させるように設定された条件を満たすような変更処理を行う。

[0091] 判定値算出部 34 は、一点鎖線で示す移動後の関心領域 R' の各小領域の判定値を算出する。判定部 35 は、算出された判定値をもとに、関心領域 R' の各小領域が一樣であるか否かを判定する。

[0092] 本実施の形態 4 では、上述したようにして、関心領域における判定値の算出、一樣であるか否かの判定、および関心領域の移動を繰り返す。なお、領域変更部 362 は、予め設定されている移動回数を超えても関心領域が一樣とならない場合、設定する関心領域をこれまで移動した関心領域のなかで、一樣であると判定された小領域が最も多い関心領域としてもよいし、術者に関心領域を再設定するように警告情報を出力してもよい。

[0093] 関心領域が確定すると、上述したように、超音波観測装置 3 が、減衰率の設定や、Bモード画像の生成を行う。

[0094] 以上説明した本発明の実施の形態 4 では、関心領域内において設定されている領域ごとに輝度が一樣であるか否かを判断し、判断結果に応じて領域を移動して、確定された関心領域の各小領域について減衰率を設定するようにした。これにより、関心領域の大きさを維持しつつ、この関心領域における減衰率を適切に設定することができる。このように設定された減衰率を用いることによって、高精度な超音波画像を作成することができる。

[0095] なお、上述した実施の形態 1～4 は、適宜組み合わせることが可能である。例えば、ヒストグラムを平滑化し、このヒストグラムの極大値の差分を算出して、小領域の分割をしたり、さらに実施の形態 4 を組み合わせる小領域を移動させたりするようにしてもよい。

[0096] (実施の形態 5)

続いて、本発明の実施の形態5について説明する。図14は、本発明の実施の形態5に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの構成を示すブロック図である。同図に示す超音波診断システム1Cは、上述した超音波診断システム1の超音波観測装置3に代えて超音波観測装置3Cを備える。超音波観測装置3Cは、上述した超音波観測装置3の構成に対して、画像処理部33に代えて画像処理部33A、判定値算出部34に代えて演算部41を備えている。演算部41は、判定値算出部の機能を担っている。また、送受信部31は、信号増幅部311を有しているものとして説明する。その他の構成は、超音波診断システム1と同様である。以下、送受信部31、画像処理部33Aおよび演算部41について説明する。

[0097] 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S T C (Sensitivity Time Control) 補正を行う。図15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15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15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15に示す関係は、予め記憶部39に記憶されている。

[0098] 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41および記憶部39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。

[0099] 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。

[0100] 演算部 4 1 は、送受信部 3 1 が生成した R F 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 4 1 1 と、増幅補正を行った R F データに高速フーリエ変換 (F F T : Fast Fourier Transform) を施して周波数解析を行うことにより周波数スペクトルを算出する周波数解析部 4 1 2 と、周波数スペクトルの特徴量を算出する特徴量算出部 4 1 3 と、を有する。演算部 4 1 は、 C P U 等の汎用プロセッサ、または A S I C もしくは F P G A 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。

[0101] 図 1 6 は、増幅補正部 4 1 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 1 6 に示すように、増幅補正部 4 1 1 が行う増幅補正処理における増幅率 β (d B) 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_{th0} に達するまで線型に減少し、受信深度 z が閾値 z_{th0} 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 4 1 1 がデジタル R F 信号を増幅補正することにより、信号処理部 3 2 における S T C 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 4 1 1 が行う受信深度 z と増幅率 β の関係は、信号処理部 3 2 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。

[0102] このような増幅補正を行う理由を説明する。 S T C 補正は、アナログ信号波形の振幅を全周波数帯域にわたって均一に、かつ、深度に対しては単調増加する増幅率で増幅させることで、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。

[0103] 一方、本実施の形態5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。

[0104] 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。

[0105] 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411によって増幅率の補正を行う。

[0106] 周波数解析部412は、増幅補正部411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412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。

[0107] 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。

[0108] 図17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17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17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412による算出結果は複素数で得られ、記憶部39に格納される。

[0109] 図17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412の処理を説明する際に詳述する（図21を参照）。

[0110] 図18は、周波数解析部412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18では、横軸が周波数 f である。また、図18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) $L = 10 \log_{10} (I_0 / I_c)$ である。図18に示す回帰直線 L_{10} (以下、単に直線 L_{10} ともいう) 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。

[0111] 図18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18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。

[0112] 特徴量算出部413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。

[0113] 特徴量算出部413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を算出する近似部413aと、近似部413a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413bと、減衰補正部413b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413cと、を有する。

[0114] 近似部413a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18に示す周波数スペクトル C_1 の場合、近似部413a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 4 1 3 a 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。

[0115] 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。なお、特徴量算出部 4 1 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。

[0116] 減衰補正部 4 1 3 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。なお、本実施の形態において、減衰率 α の値を入力部 3 8 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。

[0117] 減衰補正部 4 1 3 b は、近似部 4 1 3 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) から明らかなように、減衰補正部 4 1 3 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。

[0118] 図 19 は、減衰補正部 4 1 3 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、

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

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、傾きが大きく ($a > a_0$)、かつ切片が同じ ($b = b_0$) である。

[0119] 最適減衰率設定部 4 1 3 c は、減衰補正部 4 1 3 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 4 1 3 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 4 1 3 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。

[0120] ただし、最適減衰率設定部 4 1 3 c が最適な減衰率を設定する際に用いる補正特徴量は、画像処理部 3 3 A 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、画像処理部 3 3 A

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、画像処理部 33A 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。

[0121] 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。

[0122] 画像処理部 33A 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331と、特徴量算出部413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332と、を有する。

[0123] Bモード画像データ生成部331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。

[0124] Bモード画像データ生成部331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331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332へ出力する。

[0125] 特徴量画像データ生成部332は、特徴量算出部413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332は、例えば図17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332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332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。

[0126] 図20は、以上の構成を有する超音波観測装置3C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3C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S301）。

[0127] 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S302）。ここで、信号増幅部311は、例えば図15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。

[0128] 続いて、Bモード画像データ生成部331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S303）。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S304）。

[0129] ステップS304に続くステップS305では、関心領域設定部36が、予め設定されている設定条件、または入力部38が受け付けた関心領域の設定指示に応じて、関心領域の設定を行う。

[0130] 増幅補正部411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S306）。ここで、増幅補正部411は、例えば図16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。

[0131] この後、周波数解析部412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S307）。図21は、ステップS307において周波数解析部412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21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。

- [0132] まず、周波数解析部412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S321）。
- [0133] 続いて、周波数解析部412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S322）。例えば、図17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。
- [0134] その後、周波数解析部412は、サンプルデータ群を取得し（ステップS323）、取得したサンプルデータ群に対し、記憶部39が記憶する窓関数を作作用させる（ステップS324）。このようにサンプルデータ群に対して窓関数を作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。
- [0135] 続いて、周波数解析部412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S325）。図17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17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17では $n=4$ （ $N=7$ 、 $M=8$ ）の場合を例示している。
- [0136] ステップS325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S325：Yes）、周波数解析部412は、後述するステップS327へ移行する。

- [0137] ステップS 3 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 3 2 5 : N o）、周波数解析部4 1 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 3 2 6）。ステップS 3 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1 7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 3 2 6の後、周波数解析部4 1 2は、後述するステップS 3 2 7へ移行する。
- [0138] ステップS 3 2 7において、周波数解析部4 1 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 3 2 7）。
- [0139] 続いて、周波数解析部4 1 2は、データ位置 $Z^{(k)}$ をステップ幅Dで変化させる（ステップS 3 2 8）。ステップ幅Dは、記憶部3 9が予め記憶しているものとする。図1 7では、 $D = 1 5$ 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 3 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4 1 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。
- [0140] その後、周波数解析部4 1 2は、データ位置 $Z^{(k)}$ が音線 $S R_k$ における最大値 $Z^{(k)}_{\max}$ より大きいか否かを判定する（ステップS 3 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 3 2 9 : Y e s）、周波数解析部4 1 2はカウンタkを1増加させる（ステップS 3 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 3 2 9 : N o）、周波数解析部4 1 2はステップS 3 2 3へ戻る。このようにして、周波数解析部4 1 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。
- [0141] ステップS 3 3 0の後、周波数解析部4 1 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 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 3 1 : Y e s）、周波数解析部 4 1 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 3 1 : N o）、周波数解析部 4 1 2 はステップS 3 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 8 を通じて任意に指示入力した値、もしくは、記憶部 3 9 にあらかじめ設定された値とする。

[0142] このようにして、周波数解析部 4 1 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記憶部 3 9 に格納される。

[0143] 以上説明したステップS 3 0 7 の周波数解析処理に続いて、特徴量算出部 4 1 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 3 0 8 ~ S 3 1 4）。以下、ステップS 3 0 8 ~ S 3 1 4 の処理を詳細に説明する。

[0144] ステップS 3 0 8 において、近似部 4 1 3 a は、周波数解析部 4 1 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 3 0 8）。具体的には、近似部 4 1 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 1 8 に示す直線 L_{10} は、近似部 4 1 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。

[0145] ステップS 3 0 9 では、最適減衰率設定部 4 1 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。この初期値 α_0 の値は、予め記憶部 3 9 が記憶しておき、最適減衰率設定部 4 1 3

cが記憶部39を参照するようにすればよい。

- [0146] 続いて、減衰補正部413bは、近似部413a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 とともに記憶部39に格納する（ステップS310）。
- [0147] ステップS310において、減衰補正部413b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50MHzとし、音速 v_s を1530m/secとし、図17に示すデータ配列を採用してステップ幅Dを15とすると、 $Z = 0.2295n$ (mm)となる。
- [0148] 最適減衰率設定部413cは、減衰補正部413b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 と対応づけて記憶部39へ格納する（ステップS311）。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413cは、例えば、補正特徴量cの分散を算出する。ステップS311において、最適減衰率設定部413cは、特徴量画像データ生成部332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。
- [0149] この後、最適減衰率設定部413cは、減衰率候補値 α の値を $\Delta\alpha$ だけ増加させ（ステップS312）、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S313）。ステップS313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S313：Ye

s)、超音波観測装置3CはステップS314へ移行する。一方、ステップS313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S313:No)、超音波観測装置3CはステップS310へ戻る。

[0150] ステップS314において、最適減衰率設定部413cは、記憶部39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S314)。

[0151] 各データ位置において最適な減衰率が設定されると、超音波観測装置3Cでは、この減衰率を物理量として、関心領域において設定された小領域または分割領域の減衰率の算出、およびその減衰率に基づくBモード画像データの生成を行う(ステップS315)。具体的には、超音波観測装置3Cは、例えば、図8に示すフローチャートのステップS105~S115の処理を行う。例えば、判定部35が、補正特徴量cを物理量として、関心領域における各領域について補正特徴量cのヒストグラムを生成して、対象の領域が一様であるか否かを判定し、領域変更部362および算出領域設定部363が、判定結果に基づいて領域の設定を行う。その後、減衰率設定部37が、各領域の減衰率を設定し、Bモード画像データ生成部331が、設定された減衰率で減衰補正したBモード画像データを生成する。

[0152] この後、特徴量画像データ生成部332は、ステップS315においてBモード画像データ生成部331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S310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S316)。

[0153] ステップS316に続くステップS317では、表示装置4は、制御部40の制御のもと、特徴量画像データ生成部332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。図22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。なお、情報表示部 203 に、特徴量の情報、減衰率の情報、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。

[0154] 以上説明した本発明の実施の形態 5 では、周波数解析により算出される減衰率を物理量として、関心領域内において設定されている領域ごとに物理量が一樣であるか否かを判断し、判断結果に応じて領域を分割し、物理量が一樣となった領域について減衰率を設定するようにした。これにより、関心領域の大きさを維持しつつ、この関心領域における減衰率を適切に設定することができる。このように設定された減衰率を用いることによって、高精度な超音波画像を作成することができる。

[0155] また、本実施の形態 5 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。

[0156] また、本実施の形態 5 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。

[0157] なお、上述した実施の形態 5 において、最適減衰率設定部 413c が、受信深度に対応する深さ方向に沿って対象のデータまでの減衰率を累積した累積減衰率を最適な減衰率として設定するようにしてもよい。

[0158] (実施の形態 5 の変形例 1)

続いて、本発明の実施の形態 5 の変形例 1 について説明する。図 23 は、本発明の実施の形態 5 の変形例 1 に係る超音波観測装置が行う処理の概要を

示すフローチャートである。本変形例 1 に係る超音波診断システムは、上述した超音波診断システム 1 C と同様である。また、本変形例 1 は、図 20 に示すステップ S 3 1 5 の処理内容が異なる以外は、図 20 と同様の流れで特徴量画像の表示まで行う。以下、実施の形態 5 とは異なる処理（関心領域の減衰率の算出、およびその減衰率に基づく B モード画像データの生成）について説明する。

[0159] ステップ S 4 0 1 において、演算部 4 1 は、各小領域の特徴量（例えば補正特徴量 c ）の頻度割合に関するヒストグラムを生成する。

[0160] その後、演算部 4 1 は、ヒストグラムのピークに対応する特徴量を中心とする判定領域を設定する（ステップ S 4 0 2）。図 2 4 および図 2 5 は、特徴量に対する頻度割合の頻度分布を示す図である。図 2 4 および図 2 5 は、各特徴量における頻度割合のヒストグラムを曲線近似した曲線 L_2 、 L_{101} を示している。演算部 4 1 は、例えば、図 2 4、2 5 に示すように、ヒストグラムのピークに対応する特徴量 θ_M を中心とする領域（図 2 4、2 5 では、特徴量 θ_L から特徴量 θ_H まで）を判定領域に設定する。なお、判定領域の範囲は、部位ごとに異なる範囲を設定してもよいし、ユーザによって設定可能としてもよい。

[0161] ステップ S 4 0 2 に続くステップ S 4 0 3 において、総度数に対する判定領域の度数和の割合を算出する。具体的に、演算部 4 1 は、設定した判定領域の頻度の総和（度数和）と、全頻度の総和（総度数）とを算出する。その後、演算部 4 1 は、総度数に対する度数和の割合を算出する。本変形例 1 では、補正特徴量 c を物理量とし、ステップ S 4 0 3 において算出された度数和の割合が判定値となる。

[0162] ステップ S 4 0 3 に続くステップ S 4 0 4 において、判定部 3 5 は、判定対象の領域の判定値（度数和の割合）と、記憶部 3 9 に記憶されている閾値とを比較して、判定値が閾値以上であるか否かを判断する。判定部 3 5 は、判定値が閾値より小さいと判断した場合（ステップ S 4 0 4 : No）、対象の小領域が一様ではないと判定し（例えば図 2 5 に示す曲線 L_{101} を参照）、ス

ステップS405に移行する。ステップS403で用いる閾値は、例えば、過去の施術例に基づいて設定される。

[0163] ステップS405において、領域変更部362が、判定対象の領域について、現在設定されている大きさが、最小設定領域であるか否かを判断する。この際、領域変更部362は、判定対象の領域が、最小設定領域であると判断した場合（ステップS405：Yes）、ステップS406に移行する。

[0164] ステップS406において、領域変更部362は、対象の領域を非減衰率算出領域として設定し、ステップS410に移行する。

[0165] これに対し、領域変更部362は、判定対象の領域が、最小設定領域ではないと判断した場合（ステップS405：No）、ステップS407に移行する。

[0166] ステップS407において、領域変更部362は、ステップS108と同様にして、対象の領域をさらに分割する。その後、演算部41は、分割領域について、判定値を算出する（ステップS408）。制御部40は、判定値を算出後、ステップS404に戻り、上述した判定処理を行う。

[0167] 一方、ステップS404において、判定部35は、判定値が閾値以上であると判断した場合（ステップS404：Yes）、対象の小領域が一様であると判定し（例えば図24に示す曲線 L_2 を参照）、ステップS409に移行する。

[0168] ステップS409において、算出領域設定部363は、設定されている領域を減衰率算出領域として設定する。制御部40は、減衰率算出領域の設定後、ステップS410に移行する。

[0169] ステップS410において、制御部40は、未判定の領域が残っているか否かを判断する。ここで、制御部40は、未判定の領域が残っていると判断した場合（ステップS410：Yes）、ステップS404に戻り、未判定の領域について、上述した処理を行わせる。これに対し、制御部40は、未判定の領域が残っていないと判断した場合（ステップS410：No）、ステップS411に移行する。

[0170] ステップS 4 1 1において、減衰率設定部3 7が、減衰率算出領域に設定されている小領域および／または分割領域のそれぞれについて、減衰率を設定する。その後、信号処理部3 2が、設定された減衰率を用いて、各領域の減衰補正を行う（ステップS 4 1 2）。

[0171] 画像処理部3 3 Aは、減衰補正後のBモード用受信データを取得して、超音波画像であるBモード画像を含むBモード画像データを生成する（ステップS 4 1 3）。ステップS 4 1 3においてBモード画像データが生成された後、制御部4 0は、ステップS 3 1 6に戻り、上述した処理を実行する。

[0172] 以上説明した本変形例1では、特徴量に基づいて算出される頻度割合を物理量として、関心領域内において設定されている領域ごとに物理量が一樣であるか否かを判断し、判断結果に応じて領域を分割し、物理量が一樣となった領域について減衰率を設定するようにした。これにより、関心領域の大きさを維持しつつ、この関心領域における減衰率を適切に設定することができる。このように設定された減衰率を用いることによって、高精度な超音波画像を作成することができる。

[0173] （実施の形態5の変形例2）

続いて、本発明の実施の形態5の変形例2について説明する。図26は、本発明の実施の形態5の変形例2に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。本変形例2に係る超音波診断システムは、上述した超音波診断システム1Cと同様である。また、本変形例2は、図20に示すステップS 3 1 5の処理内容が異なる以外は、図20と同様の流れで特徴量画像の表示まで行う。以下、実施の形態5とは異なる処理（関心領域の減衰率の算出、およびその減衰率に基づくBモード画像データの生成）について説明する。

[0174] ステップS 5 0 1において、演算部4 1は、上述したステップS 4 0 1と同様にして、各小領域の特徴量（例えば補正特徴量c）の頻度割合に関するヒストグラムを生成する。

[0175] その後、演算部4 1は、ヒストグラムのピークに対応する特徴量を中心と

する判定領域を設定する（ステップS502）。本変形例2では、判定領域外における頻度割合の値（ピーク値）が判定値となる。

[0176] ステップS502に続くステップS503において、判定部35は、判定領域外にピークがある場合、このピーク値（判定値）と、記憶部39に記憶されている閾値とを比較して、判定値が閾値以上であるか否かを判断する。判定部35は、判定値が閾値以上であると判断した場合（ステップS503：Yes）、対象の小領域が一様ではないと判定し、ステップS504に移行する。ステップS503で用いる閾値は、例えば、過去の施術例に基づいて設定される。

[0177] 図27は、特徴量に対する頻度割合の頻度分布を示す図である。図27は、各特徴量における頻度割合のヒストグラムを曲線近似した曲線 L_{102} を示している。図27に示す曲線 L_{102} は、判定領域外である特徴量 θ_H よりも大きい特徴量において、頻度割合の閾値 S_{TH} よりも大きい頻度割合のピークを有している。この場合、判定部35は、対象の小領域が一様ではないと判定する。

[0178] ステップS503において、領域変更部362が、判定対象の領域について、現在設定されている大きさが、最小設定領域であるか否かを判断する。この際、領域変更部362は、判定対象の領域が、最小設定領域であると判断した場合（ステップS503：Yes）、ステップS505に移行する。

[0179] ステップS505において、領域変更部362は、対象の領域を非減衰率算出領域として設定し、ステップS510に移行する。

[0180] これに対し、領域変更部362は、判定対象の領域が、最小設定領域ではないと判断した場合（ステップS504：No）、ステップS506に移行する。

[0181] ステップS506において、領域変更部362は、ステップS108と同様にして、対象の領域をさらに分割する。その後、演算部41は、分割領域について、上述しヒストグラムを生成し（ステップS507）、該ヒストグラムについて判定領域の設定を行う（ステップS508）。制御部40は、判定領域を設定後、ステップS503に戻り、上述した判定処理を行う。

- [0182] 一方、ステップS504において、判定部35は、判定値（ピーク値）が閾値より小さい、またはピークが存在しないと判断した場合（ステップS504：Yes）、対象の小領域が一様であると判定し（例えば図24に示す曲線 L_2 を参照）、ステップS509に移行する。なお、判定部35は、そもそも判定領域外にピークがなければ、判定値が閾値より小さいと判定する。
- [0183] ステップS509において、算出領域設定部363は、設定されている領域を減衰率算出領域として設定する。制御部40は、減衰率算出領域の設定後、ステップS510に移行する。
- [0184] ステップS510において、制御部40は、未判定の領域が残っているか否かを判断する。ここで、制御部40は、未判定の領域が残っていると判断した場合（ステップS510：Yes）、ステップS503に戻り、未判定の領域について、上述した処理を行わせる。これに対し、制御部40は、未判定の領域が残っていないと判断した場合（ステップS510：No）、ステップS511に移行する。
- [0185] ステップS511において、減衰率設定部37が、減衰率算出領域に設定されている小領域および／または分割領域のそれぞれについて、減衰率を設定する。その後、信号処理部32が、設定された減衰率を用いて、各領域の減衰補正を行う（ステップS512）。
- [0186] 画像処理部33Aは、減衰補正後のBモード用受信データを取得して、超音波画像であるBモード画像を含むBモード画像データを生成する（ステップS513）。ステップS513においてBモード画像データが生成された後、制御部40は、ステップS316に戻り、上述した処理を実行する。
- [0187] 以上説明した本変形例2では、特徴量に基づいて算出される頻度割合であって、判定領域外のピーク値を物理量として、関心領域内において設定されている領域ごとに物理量が一様であるか否かを判断し、判断結果に応じて領域を分割し、物理量が一様となった領域について減衰率を設定するようにした。これにより、関心領域の大きさを維持しつつ、この関心領域における減衰率を適切に設定することができる。このように設定された減衰率を用いる

ことによって、高精度な超音波画像を作成することができる。

[0188] なお、上述した実施の形態5および変形例1、2では、補正特徴量 c を物理量として説明したが、実施の形態1～4のように、輝度を物理量としてもよい。

[0189] 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、観測対象が生体組織であることを例に説明したが、材料の特性を観測する工業用の内視鏡であっても適用できる。本発明にかかる超音波観測装置は、体内、体外を問わず適用可能である。また、超音波のほか、赤外線などを照射して観測対象の信号を送受信するものであってもよい。

[0190] なお、上述した実施の形態1～5では、判定部35が、Bモード画像における輝度、または周波数特徴量に関連した補正特徴量を物理量として、対象の領域が一様であるか否かを判定するものとして説明したが、これに限らない。例えば、物理量として、周波数特徴量に関連した補正特徴量 a や、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。

[0191] なお、上述した実施の形態1～5では、関心領域設定部36が、小領域設定部361と、領域変更部362とを有しているものとして説明したが、関心領域設定部36、小領域設定部361、および領域変更部362が互いに独立していてもよい。

[0192] また、超音波観測装置において、各機能を有する回路同士をバスで接続することによって構成してもよいし、一部の機能が他の機能の回路構造に内蔵されるように構成してもよい。

[0193] また、本実施の形態では、超音波プローブとしてライトガイド等の光学系を有する超音波内視鏡を用いて説明したが、超音波内視鏡に限らず、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。さらに、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。

[0194] 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体表に直接接触させて用いられる。

[0195] また、超音波振動子は、リニア型の振動子でもラジアル型の振動子でもコンベックス型の振動子でも構わない。超音波振動子がリニア型の振動子である場合、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型の振動子やコンベックス型の振動子である場合、その走査領域は扇形や円環状をなす。

[0196] 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

[0197] 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、関心領域の大きさを維持しつつ、この関心領域における減衰率を適切に設定するのに有用である。

符号の説明

- [0198] 1、1 A、1 B、1 C 超音波診断システム
- 2 超音波内視鏡
 - 3、3 A、3 B、3 C 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、3 3 A 画像処理部
 - 3 4、3 4 A、3 4 B 判定値算出部
 - 3 5 判定部

- 3 6 関心領域設定部
- 3 7 減衰率設定部
- 3 8 入力部
- 3 9 記憶部
- 4 0 制御部
- 4 1 演算部
- 3 1 1 信号増幅部
- 3 6 1 小領域設定部
- 3 6 2 領域変更部
- 3 6 3 算出領域設定部
- 3 9 1 関心領域設定情報記憶部
- 4 1 1 増幅補正部
- 4 1 2 周波数解析部
- 4 1 3 特徴量算出部
- 4 1 3 a 近似部
- 4 1 3 b 減衰補正部
- 4 1 3 c 最適減衰率設定部

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から受信した超音波信号に基づく超音波画像データを生成する超音波観測装置であって、
- 前記超音波画像データに応じた超音波画像内において設定された関心領域に対して、予め設定された条件にしたがって前記関心領域を分割した複数の小領域を設定する小領域設定部と、
- 予め設定された物理量をもとに各小領域のヒストグラムを生成し、該ヒストグラムに基づいて、前記小領域内の物理量が一樣であるか否かを判定するための判定値を前記小領域ごとに算出する判定値算出部と、
- 前記判定値と、予め設定されている閾値とをもとに、前記小領域内の物理量が一樣であるか否かを判定する判定部と、
- 前記判定部により判定対象の前記小領域内の物理量が一樣でないと判定された場合、予め設定された条件にしたがって当該小領域を変更する領域変更部と、
- 前記判定部により判定対象の前記小領域内の物理量が一樣であると判定された場合、当該小領域を減衰率算出対象領域として設定する領域設定部と、
- 前記減衰率算出対象領域の減衰率を設定する減衰率設定部と、
- を備えることを特徴とする超音波観測装置。
- [請求項2] 前記領域変更部は、前記判定部によって判定対象の前記小領域内の物理量が一樣でないと判定された場合に、当該小領域を分割して複数の分割領域を設定することを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。
- [請求項3] 前記判定値算出部による前記判定値の算出、前記判定部による判定、および前記領域変更部による前記分割領域の設定を、前記判定部によって一樣であると判定されるか、または、前記分割領域の大きさが

、予め設定されている最小設定領域の大きさとなるまで繰り返すことを特徴とする請求項2に記載の超音波観測装置。

[請求項4] 前記減衰率設定部は、前記最小設定領域の大きさの前記分割領域内の物理量が、前記判定部により一様ではないと判定された場合、該分割領域の周囲の前記小領域または前記分割領域の減衰率に基づいて、当該分割領域の減衰率を設定する

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] 前記領域変更部は、前記判定部によって一様でないとして判定された前記小領域を含む場合に、前記関心領域を予め設定された方向に移動させる

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

[請求項6] 前記判定値算出部は、前記ヒストグラムのばらつきを算出し、前記判定部は、前記ばらつきと、前記ばらつきに関して予め設定されている閾値とをもとに、判定対象の前記小領域内の物理量が一様であるか否かを判定する

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

[請求項7] 前記判定値算出部は、前記ヒストグラムの極大値の数を算出し、前記判定部は、前記極大値の数と、前記極大値の数に関して予め設定されている閾値とをもとに、判定対象の前記小領域内の物理量が一様であるか否かを判定する

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

[請求項8] 前記判定値算出部は、前記ヒストグラムが複数の極大値を有する場合、各極大値に対応する物理量の差を算出し、

前記判定部は、前記物理量の差と、前記物理量の差に関して予め設定されている閾値とをもとに、判定対象の前記小領域内の物理量が一様であるか否かを判定する

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

[請求項9] 超音波信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波観測装置

の作動方法であって、

小領域設定部が、前記超音波画像データに応じた超音波画像内において設定された関心領域に対して、予め設定された条件にしたがって前記関心領域を分割した複数の小領域を設定する第1領域設定ステップと、

判定値算出部が、予め設定された物理量をもとに各小領域のヒストグラムを生成し、該ヒストグラムに基づいて、前記小領域内の物理量が一様であるか否かを判定するための判定値を前記小領域ごとに算出する判定値算出ステップと、

判定部が、前記判定値と、予め設定されている閾値とをもとに、前記小領域内の物理量が一様であるか否かを判定する判定ステップと、

領域変更部が、前記判定ステップにより判定対象の前記小領域内の物理量が一様でないとして判定された場合、予め設定された条件にしたがって当該小領域を変更する領域変更ステップと、

領域設定部が、前記判定ステップにより判定対象の前記小領域内の物理量が一様であると判定された場合、当該小領域を減衰率算出対象領域として設定する第2領域設定ステップと、

減衰率設定部が、前記減衰率算出対象領域の減衰率を設定する減衰率設定ステップと、

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10]

超音波信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波観測装置の作動プログラムであって、

小領域設定部が、前記超音波画像データに応じた超音波画像内において設定された関心領域に対して、予め設定された条件にしたがって前記関心領域を分割した複数の小領域を設定する第1領域設定手順と、

判定値算出部が、予め設定された物理量をもとに各小領域のヒストグラムを生成し、該ヒストグラムに基づいて、前記小領域内の物理量

が一樣であるか否かを判定するための判定値を前記小領域ごとに算出する判定値算出手順と、

判定部が、前記判定値と、予め設定されている閾値とをもとに、前記小領域内の物理量が一樣であるか否かを判定する判定手順と、

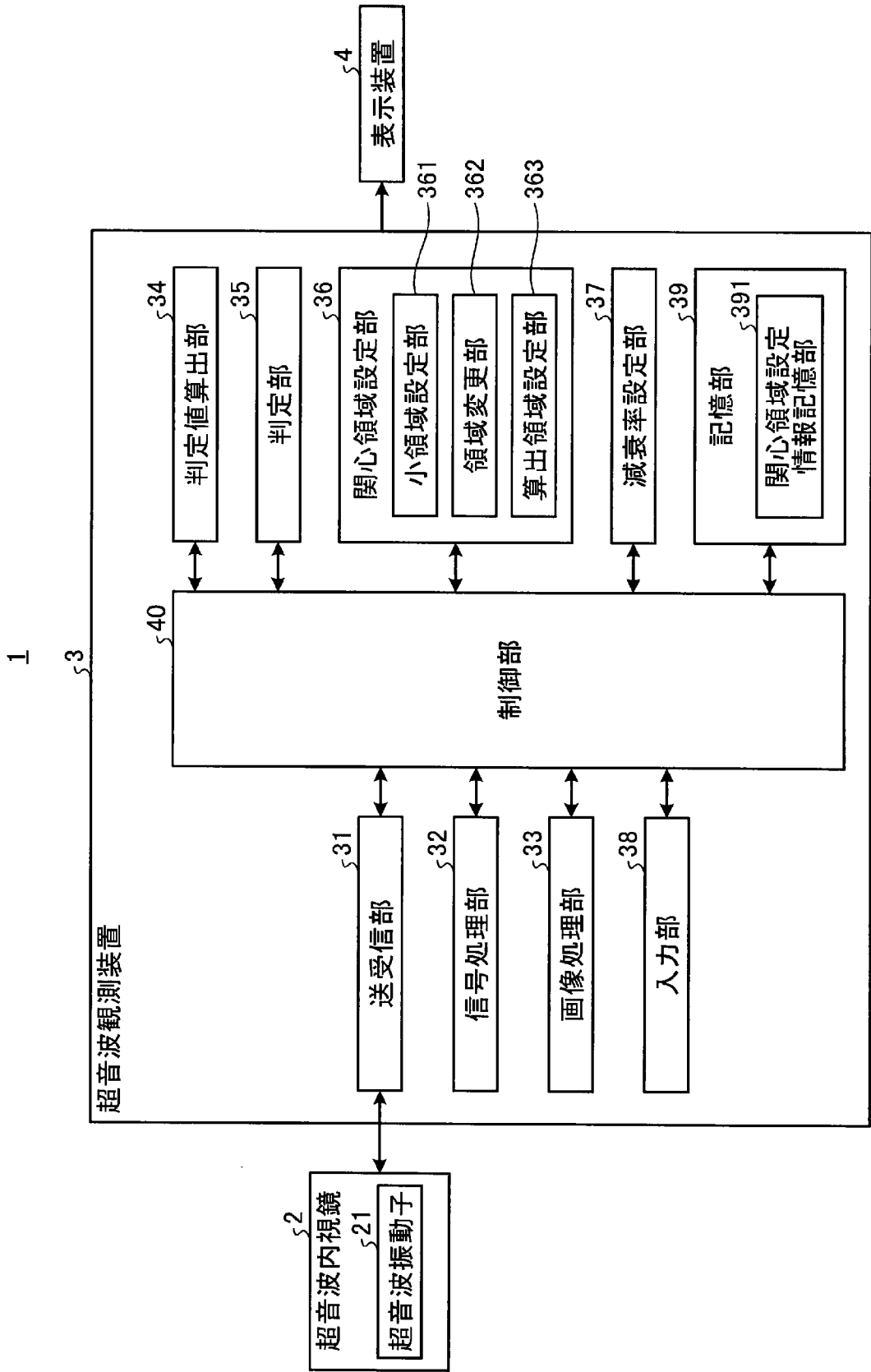
領域変更部が、前記判定手順により判定対象の前記小領域内の物理量が一樣でないとして判定された場合、予め設定された条件にしたがって当該小領域を変更する領域変更手順と、

領域設定部が、前記判定手順により判定対象の前記小領域内の物理量が一樣であると判定された場合、当該小領域を減衰率算出対象領域として設定する第2領域設定手順と、

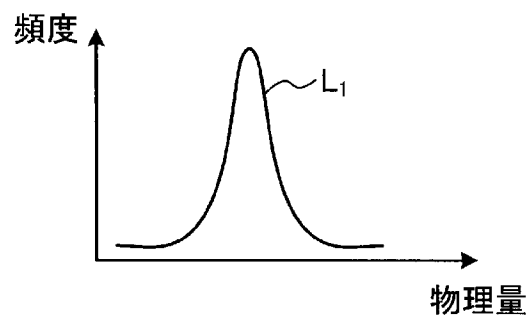
減衰率設定部が、前記減衰率算出対象領域の減衰率を設定する減衰率設定手順と、

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。

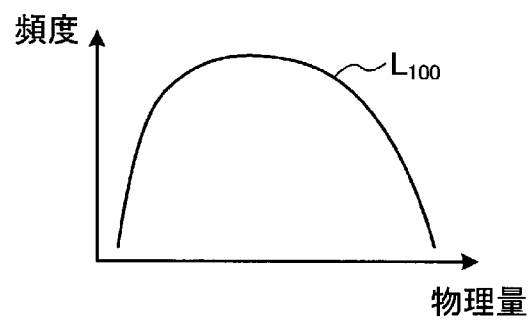
[図1]



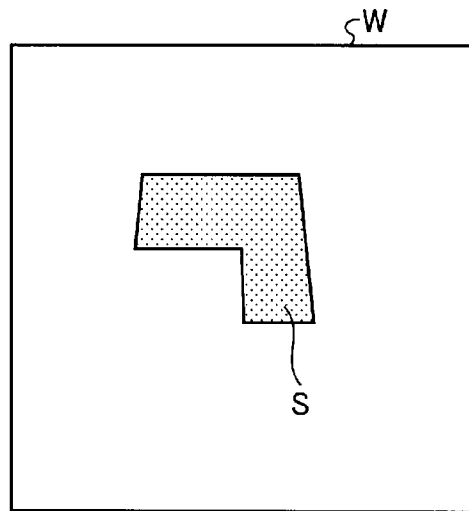
[図2]



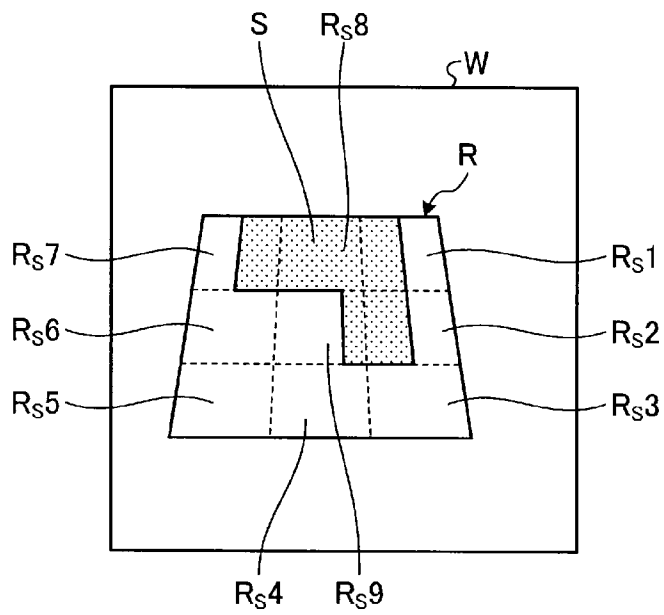
[図3]



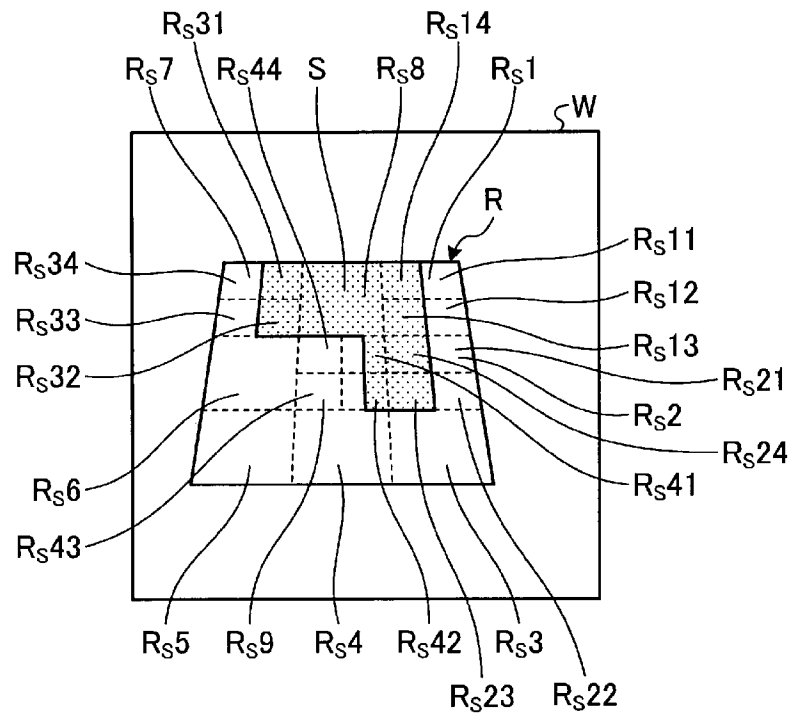
[図4]



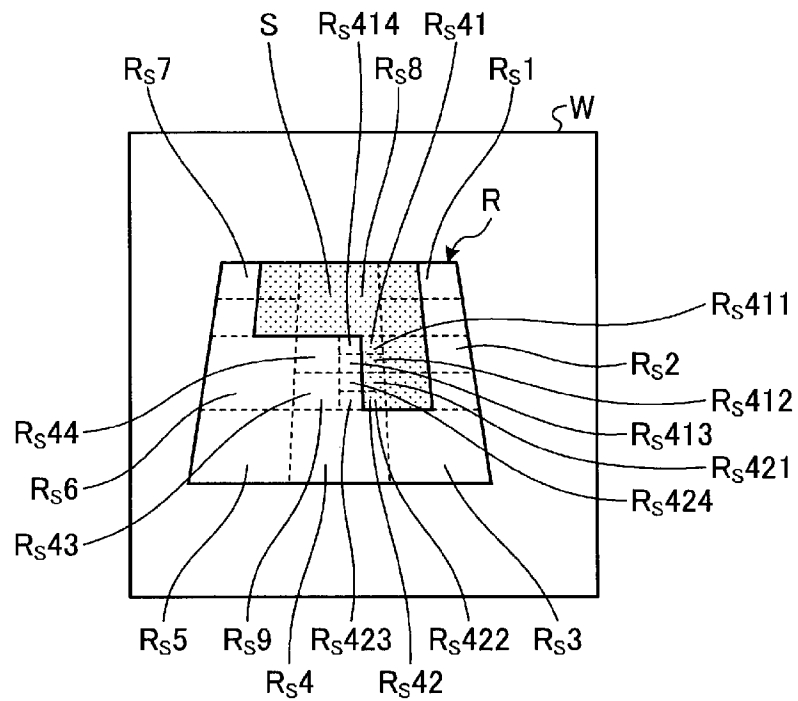
[図5]



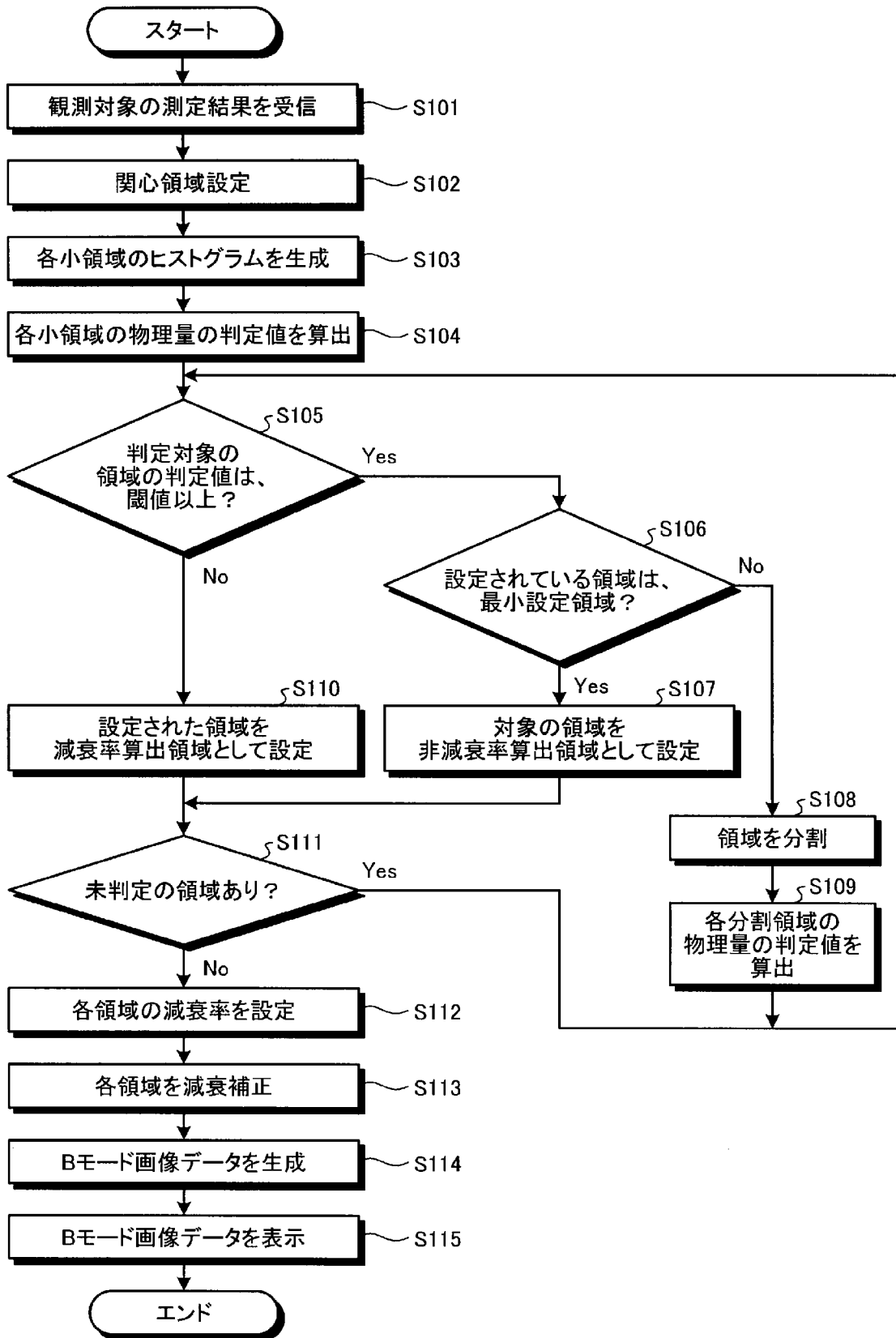
[図6]



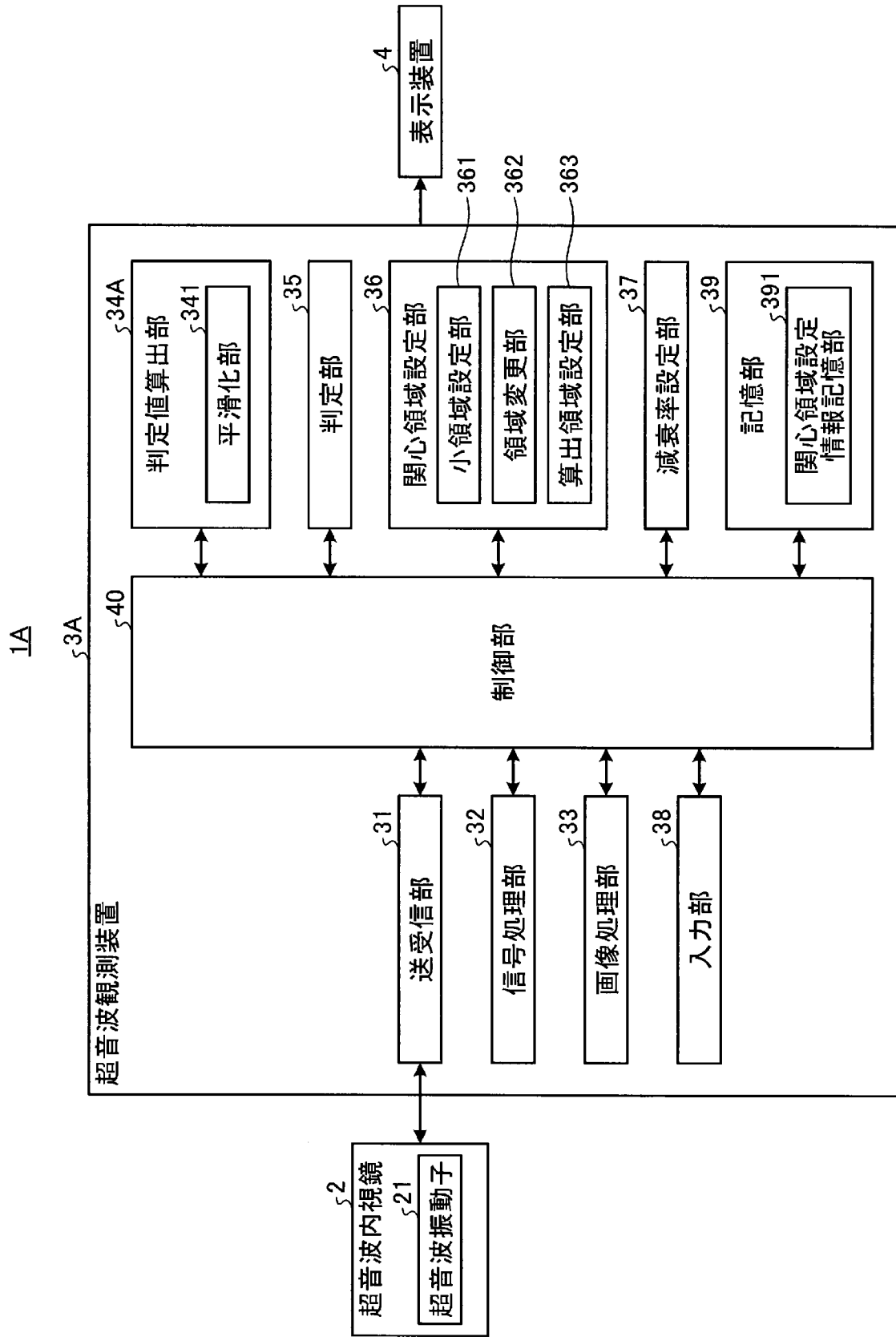
[図7]



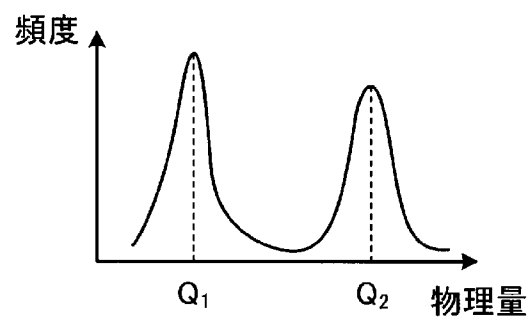
[図8]



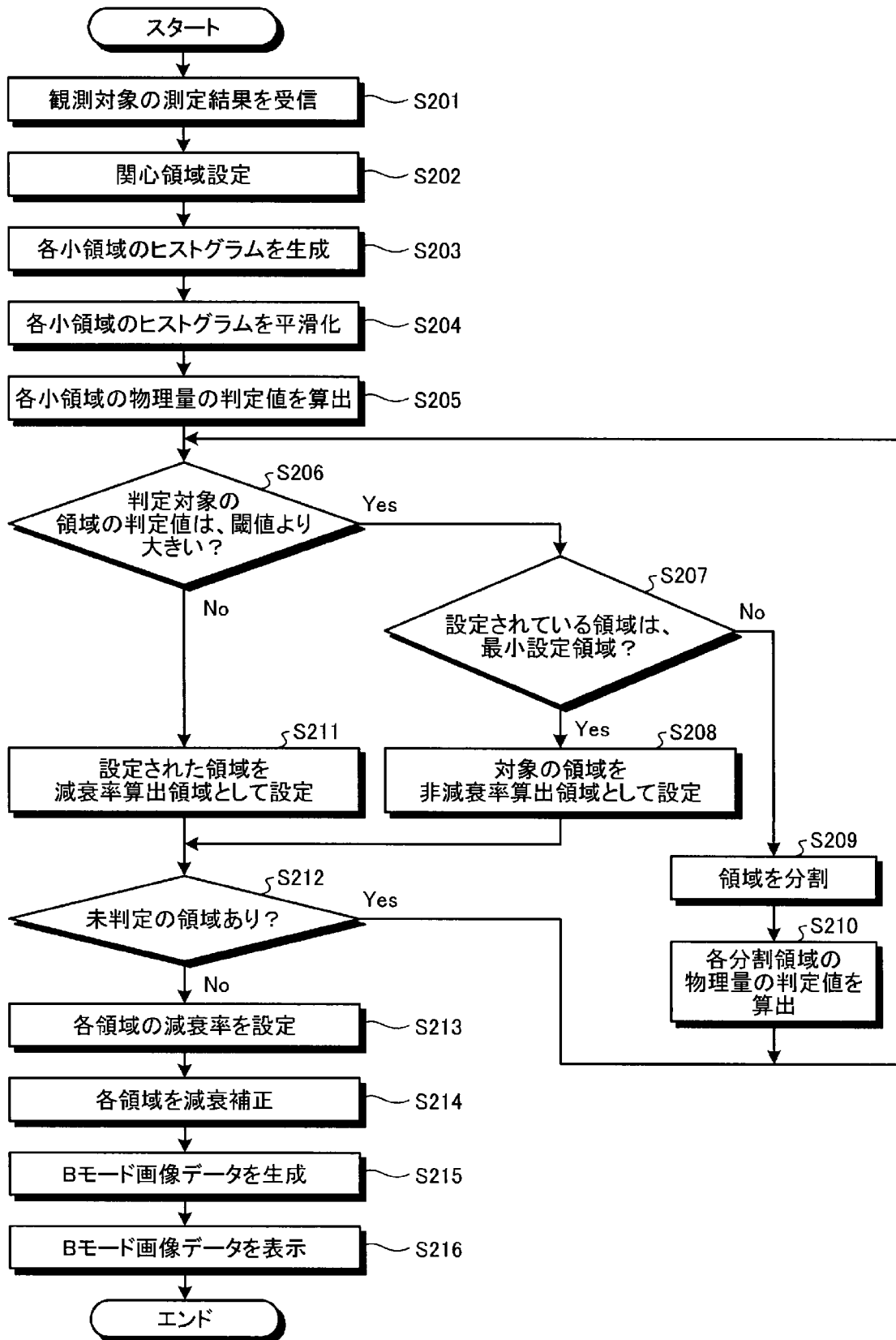
[図9]



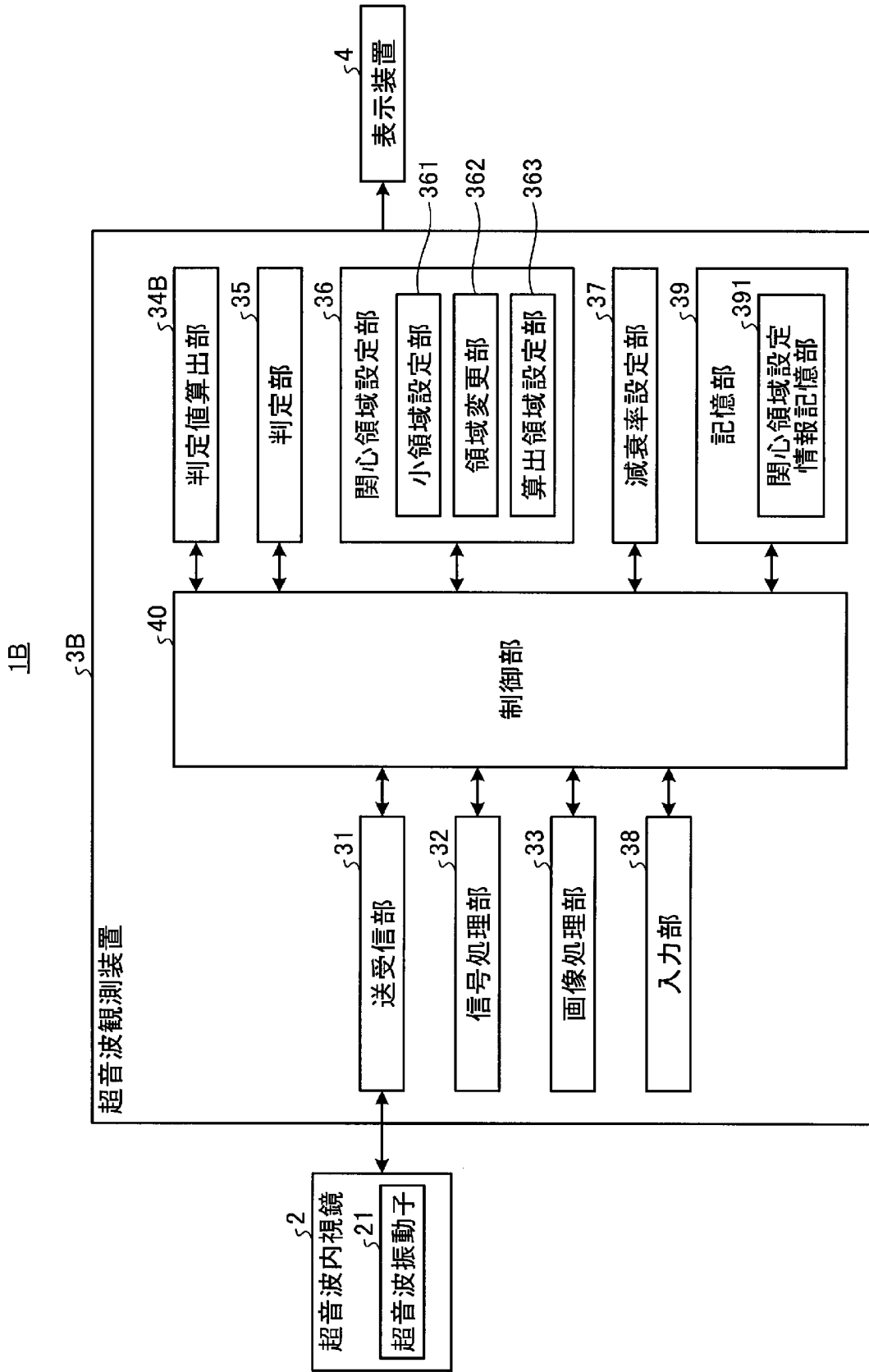
[図10]



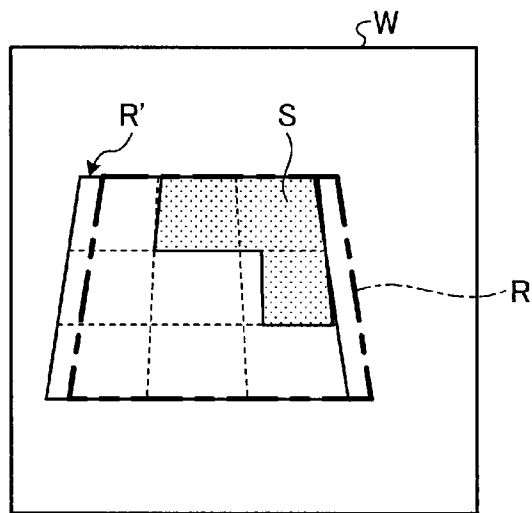
[図11]



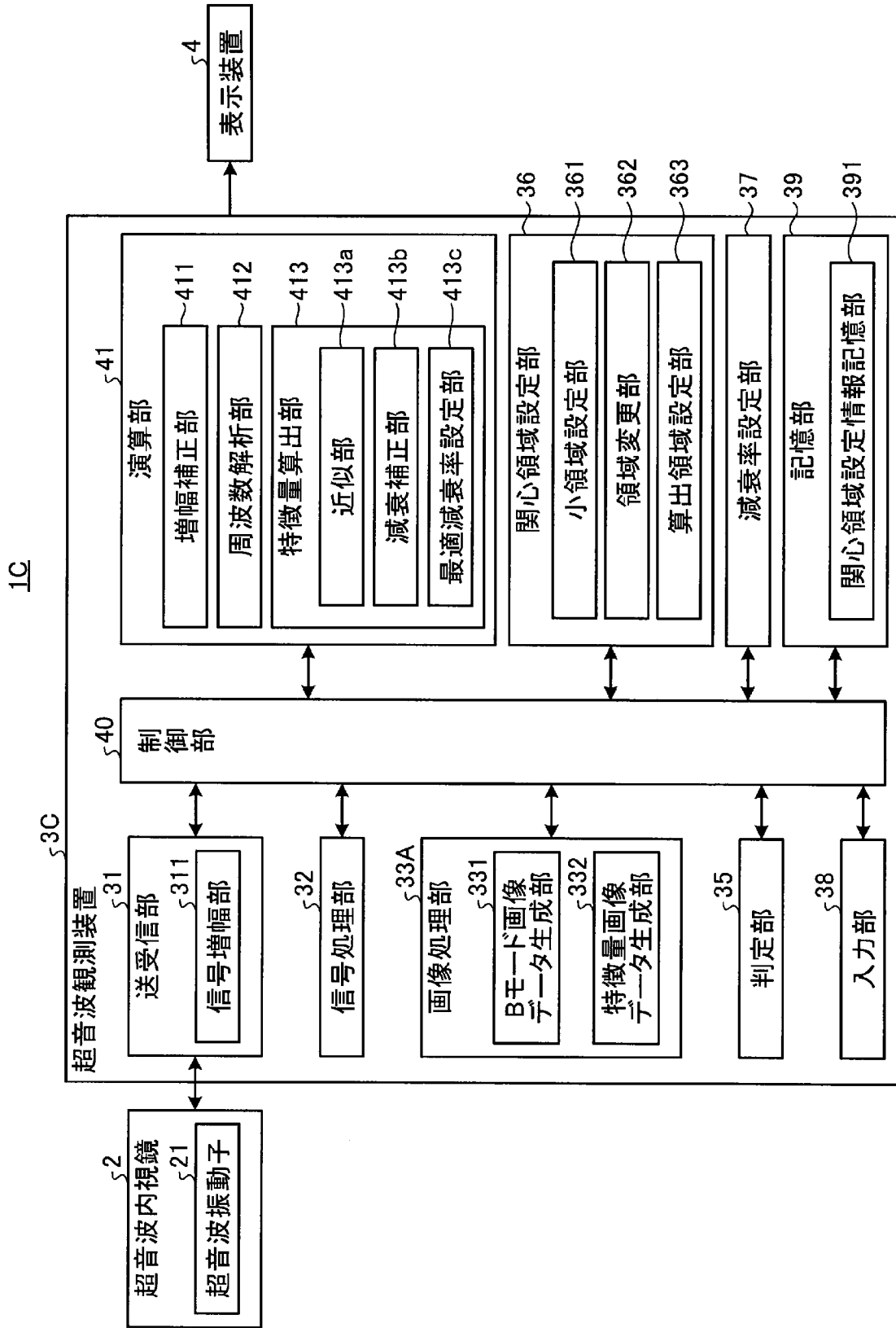
[図12]



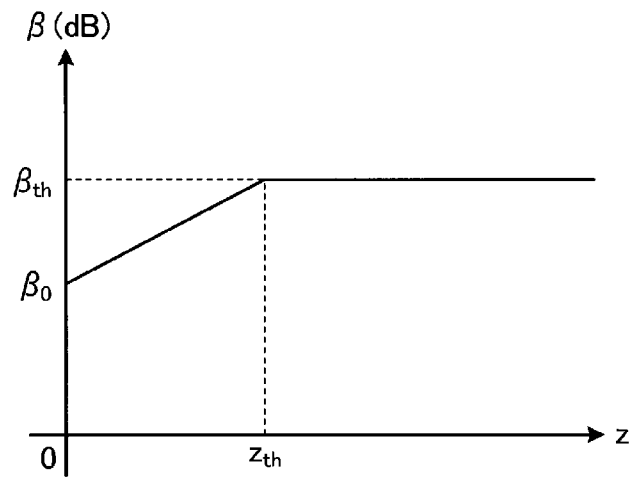
[図13]



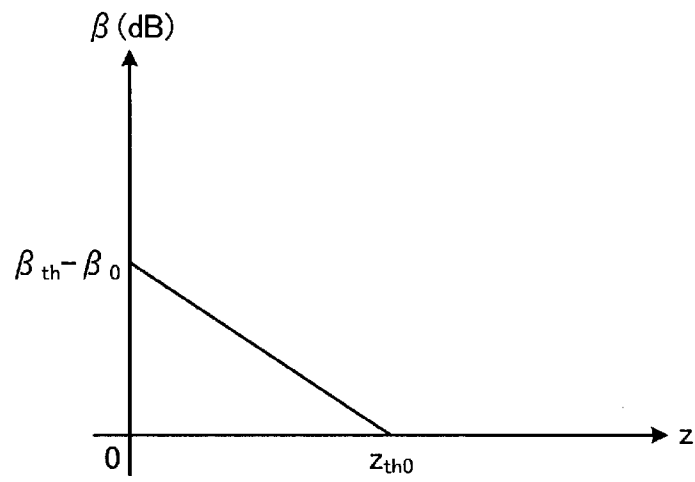
[図14]



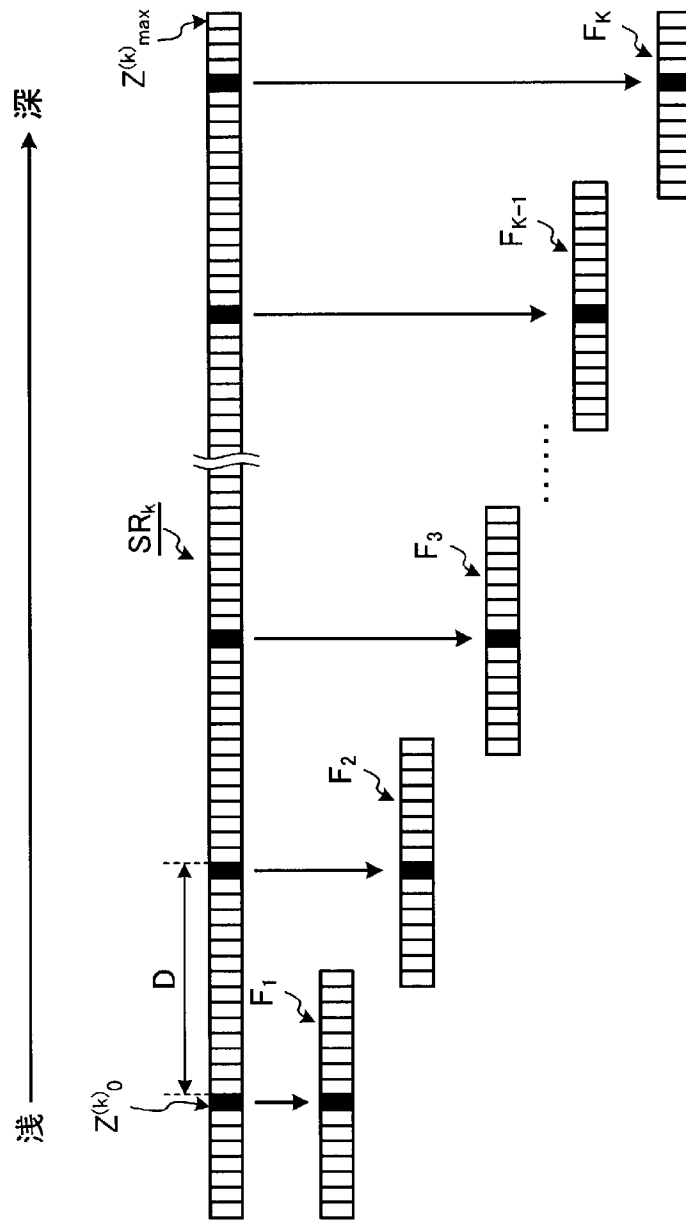
[図15]



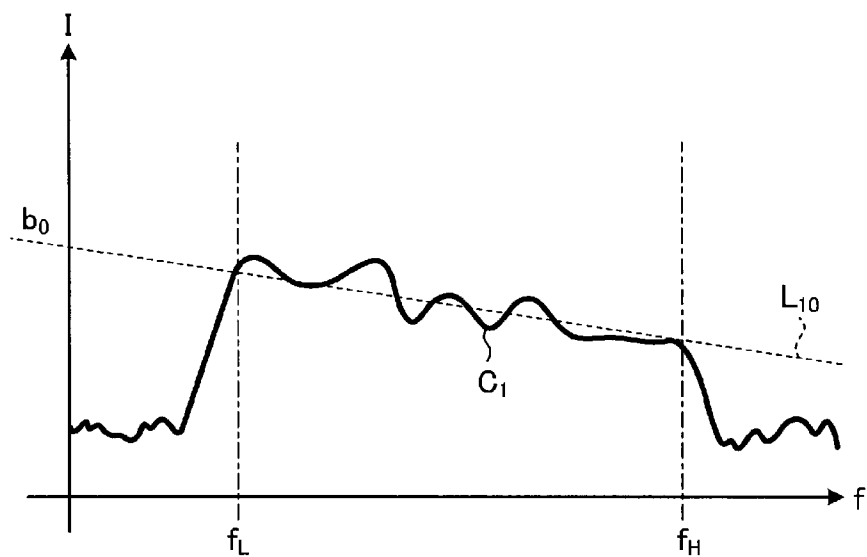
[図16]



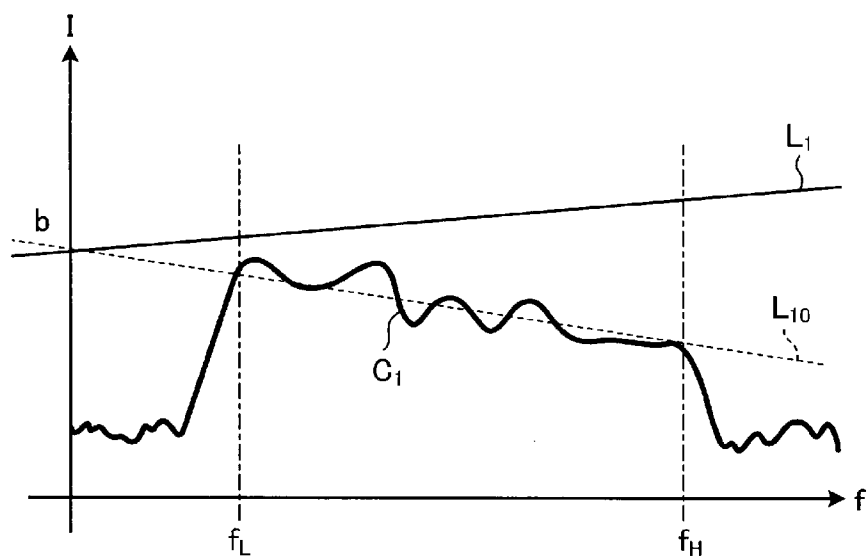
[図17]



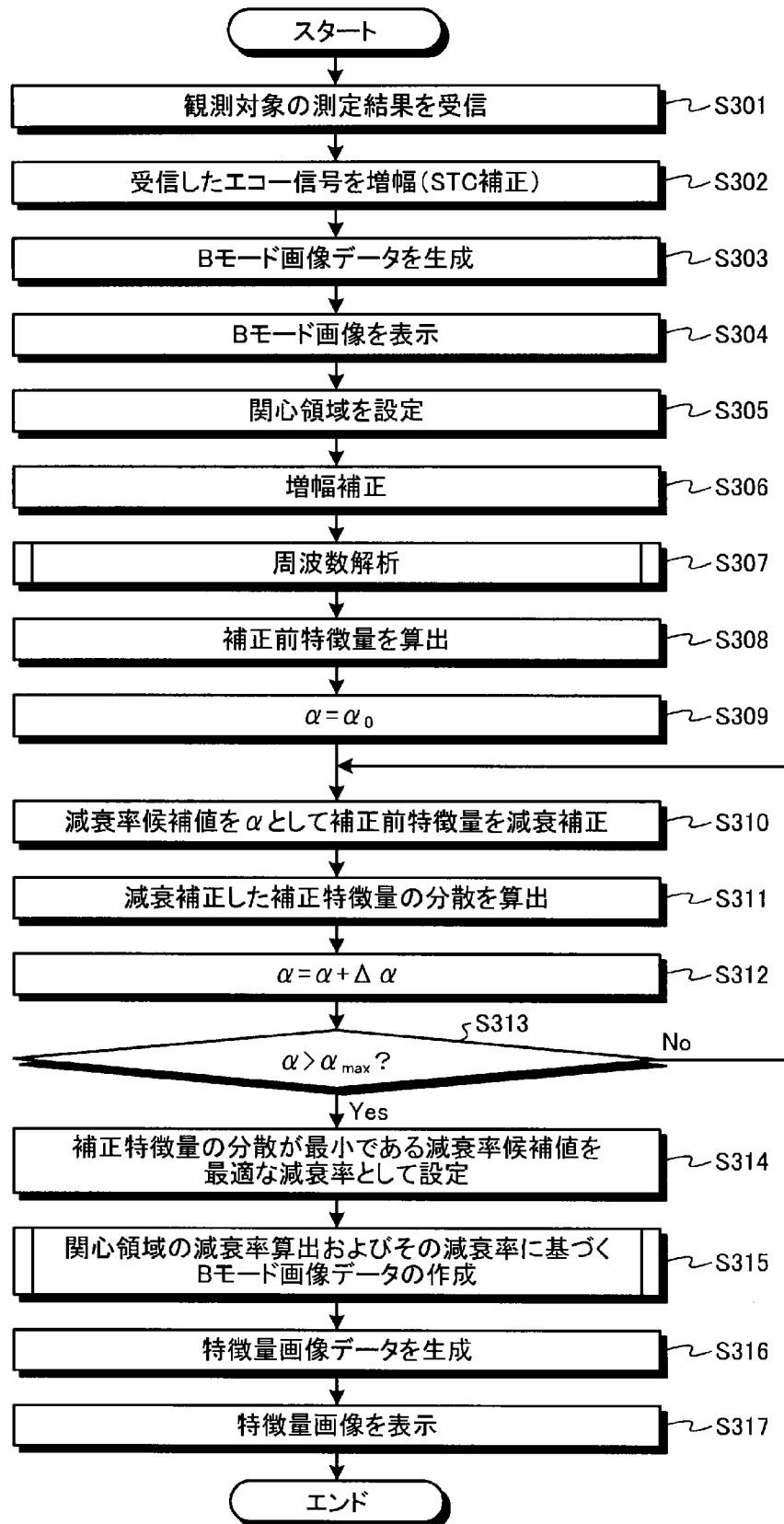
[図18]



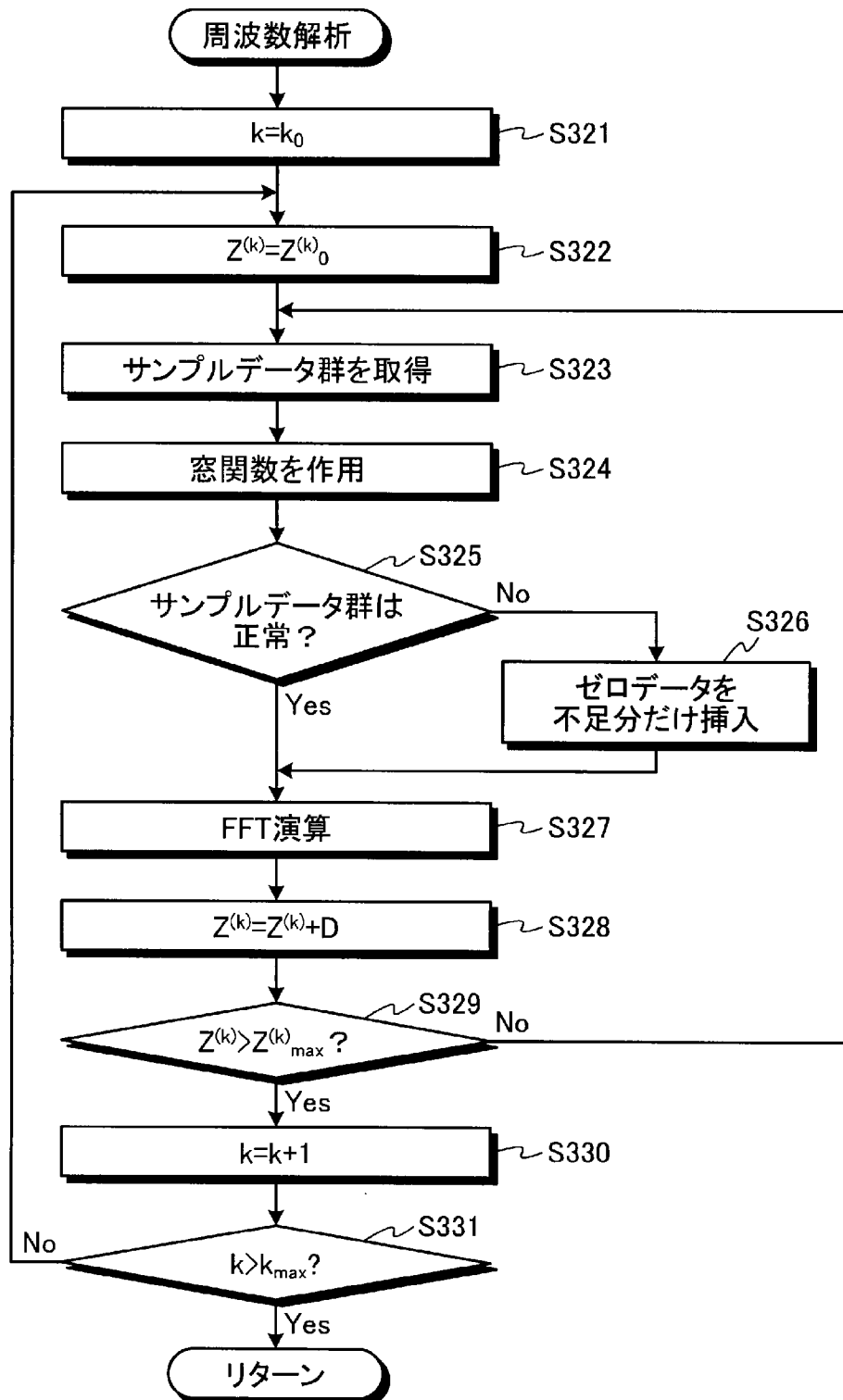
[図19]



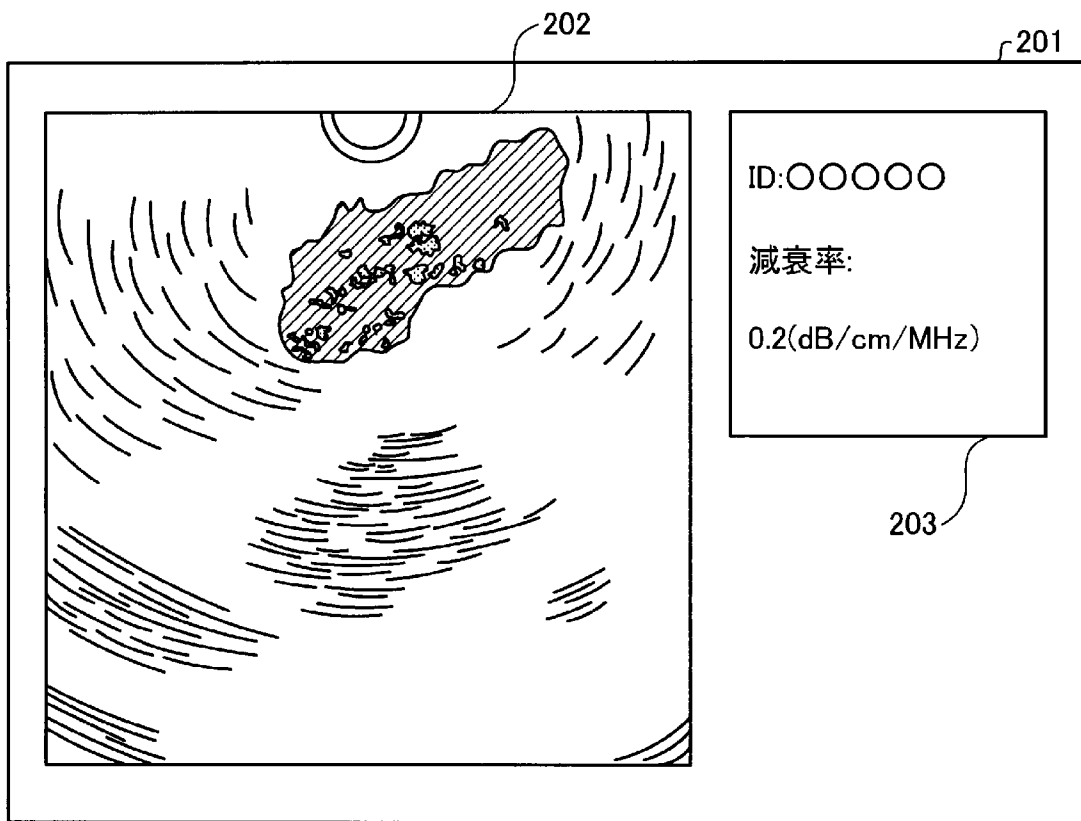
[図20]



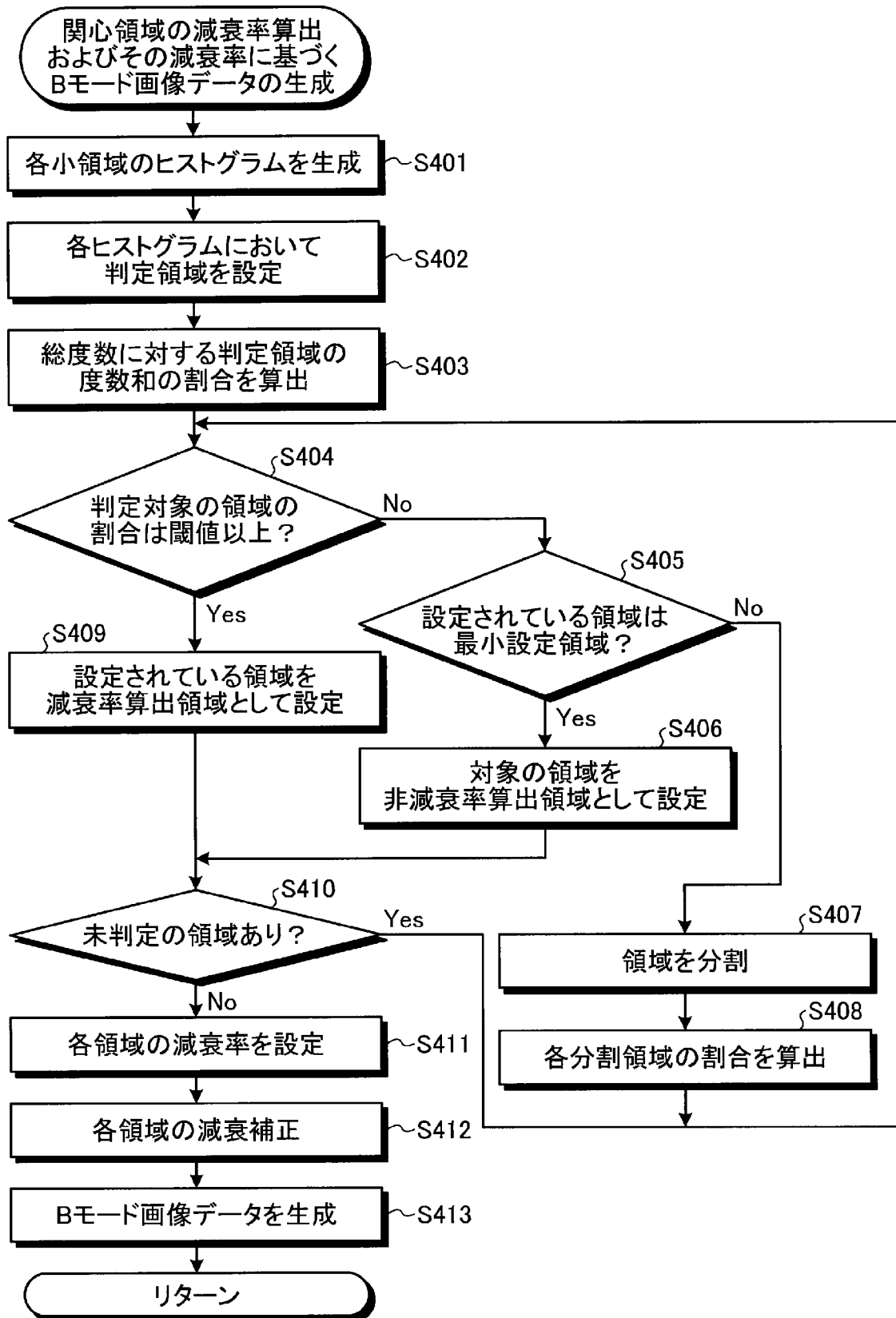
[図21]



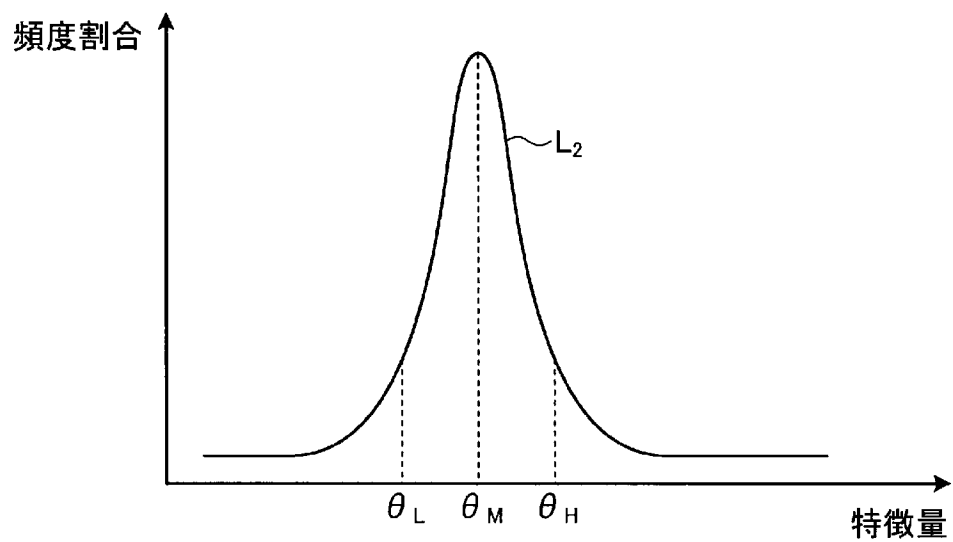
[図22]



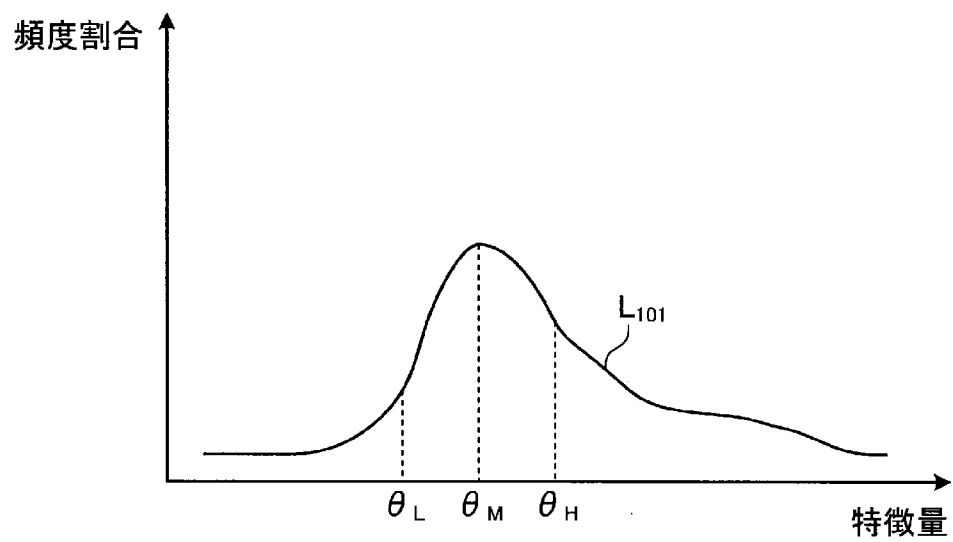
[図23]



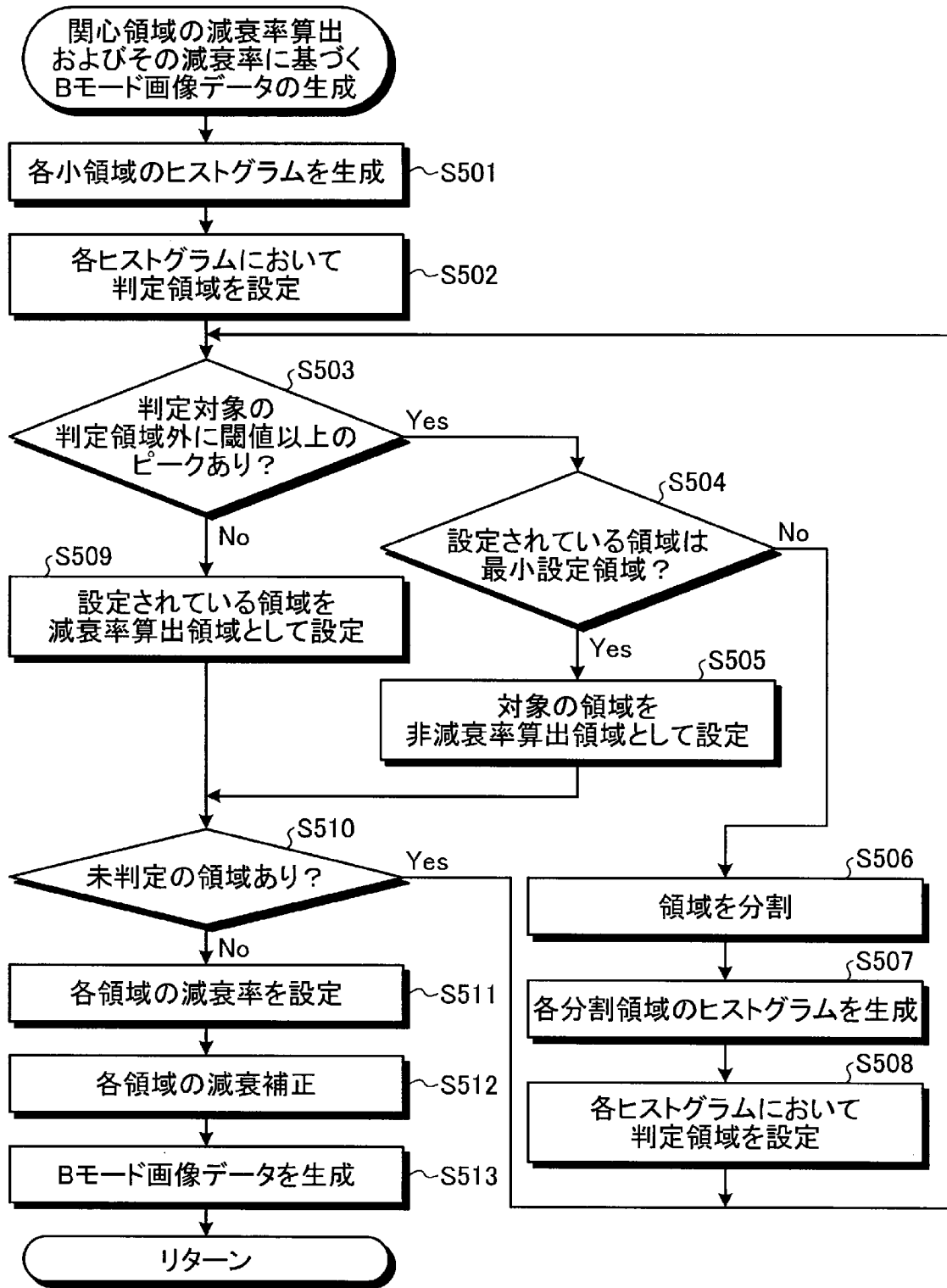
[図24]



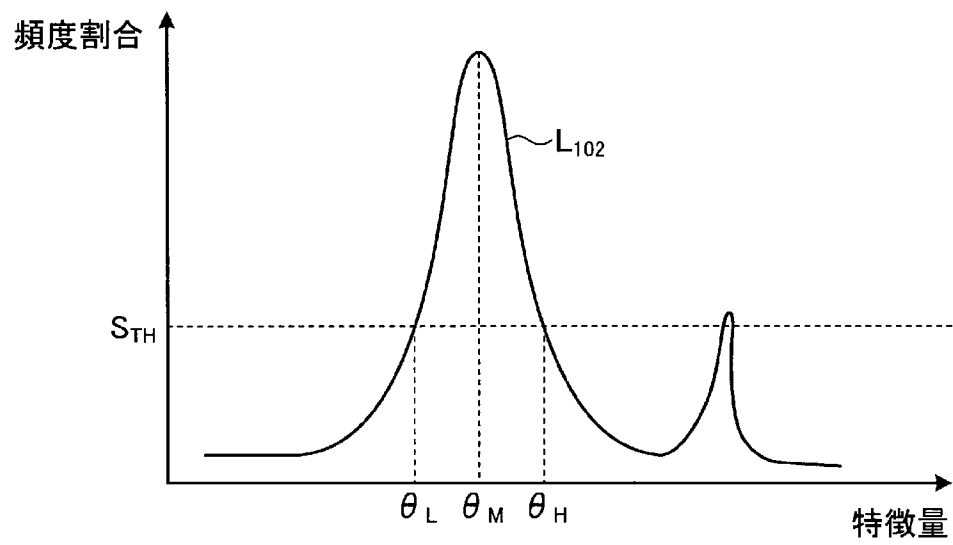
[図25]



[図26]



[図27]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/001208

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. 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)

Int.Cl. A61B8/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2016-116792 A (OLYMPUS OPTICAL CO.) 30 June 2016, entire text, all drawings (Family: none)	1-10
A	WO 2016/103847 A1 (OLYMPUS OPTICAL CO.) 30 June 2016, entire text, all drawings & EP 3238630 A1	1-10

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	“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
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“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
“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)	“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
“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	“&” document member of the same patent family
“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 10.04.2018	Date of mailing of the international search report 24.04.2018
-------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------

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

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B8/14

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2016-116792 A（オリンパス株式会社）2016.06.30, 全文全図（ファミリーなし）	1-10
A	WO 2016/103847 A1（オリンパス株式会社）2016.06.30, 全文全図 & EP 3238630 A1	1-10

〰 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

の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

10.04.2018

国際調査報告の発送日

24.04.2018

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）

森口 正治

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2U

9403