

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/098931

発行日 平成30年2月15日 (2018.2.15)

(43) 国際公開日 平成29年6月15日 (2017.6.15)

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

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 38 頁)

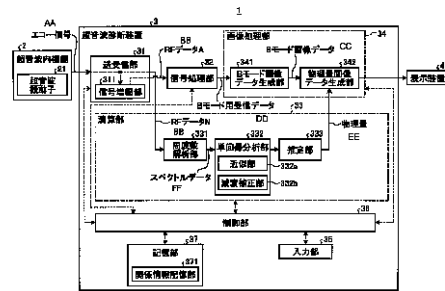
出願番号	特願2017-553282 (P2017-553282)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/084797	(74) 代理人	110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所
(22) 国際出願日	平成28年11月24日 (2016.11.24)	(72) 発明者	川島 知直 東京都八王子市石川町2951番地
(11) 特許番号	特許第6253869号 (P6253869)		オリ ンパス株式会社内
(45) 特許公報発行日	平成29年12月27日 (2017.12.27)	Fターム(参考)	4C601 DD18 DD20 DD21 EE09 EE10 EE11 FE01 JB13 JB34 JB49 JB51 KK02 KK24 KK25 LL19
(31) 優先権主張番号	特願2015-239433 (P2015-239433)		
(32) 優先日	平成27年12月8日 (2015.12.8)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

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

(57) 【要約】

本発明にかかる超音波診断装置は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で後方散乱された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、観測対象から受信した超音波信号に基づき、特徴量を算出する特徴量算出部と、含有する散乱体の物理量が既知の対照物体の物理量、および該対象物体から得られた特徴量に基づき導出された関係と、特徴量算出部が算出した観測対象の特徴量とを用いて、観測対象が含む散乱体の物理量を推定する推定部と、推定部による推定結果を含み、表示部に表示させるための情報を生成する物理量情報生成部と、を備えた。



- 2 Ultrasonic endoscope
- 3 Ultrasonic diagnostic apparatus
- 4 Display device
- 21 Ultrasonic sectioner
- 31 Transceiver unit
- 32 Signal processing unit
- 33 Calculation unit
- 34 Image processing unit
- 35 Input unit
- 36 Control unit
- 37 Storage unit
- 311 Signal amplification unit
- 331 Frequency analysis unit
- 332 Signal linear regression analysis unit
- 333 Approximation unit
- 334 Identification detection unit
- 339 Estimation unit
- 341 B-mode image data generation unit
- 342 Physical quantity image data generation unit
- 371 Relationality information storage unit
- AA Echo signal
- RF Radio wave
- CC B-mode image data
- DD Received data for B-mode
- EE Physical quantity
- FF Spectrum data

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

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

前記観測対象から受信した超音波信号に基づき、特徴量を算出する特徴量算出部と、

含有する散乱体の物理量が既知の対照物体の前記物理量、および該対象物体から得られた特徴量に基づき導出された関係と、前記特徴量算出部が算出した前記観測対象の前記特徴量とを用いて、前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定する推定部と、

前記推定部による推定結果を含み、表示部に表示させるための情報を生成する物理量情報生成部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【請求項 2】

前記物理量は、前記対照物体が含有する散乱体の数密度、前記散乱体の大きさ、および前記散乱体の散乱強度の少なくとも一つを含む、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記物理量は、前記対照物体が含有する散乱体の散乱強度を含み、

前記散乱強度は、前記散乱体と媒体の振幅反射率、エネルギー反射率、および / または、それらの関数である

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 4】

前記推定部は、前記特徴量算出部が算出した前記特徴量を、前記関係としての関係式に代入することにより前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記関係式、該関係式の係数、該関係式の定数項、および前記関係を記述したテーブルのうち少なくとも一つを記憶する関係情報記憶部をさらに備え、

前記推定部は、前記関係情報記憶部を参照して前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定する

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 6】

前記関係式は、前記物理量および前記特徴量のうち少なくとも一部を重回帰分析することにより導出される

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

前記既知の散乱体の物理量のうち、前記散乱体の数密度、および前記散乱体の大きさを含む場合、

前記散乱体の数密度、および前記散乱体を非線形変換して前記重回帰分析を行う

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

40

## 【請求項 8】

前記特徴量は、前記超音波信号をもとに算出される周波数特徴量を含む

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

前記特徴量は、前記超音波信号をもとに算出される減衰率を含む

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 10】

前記特徴量は、前記超音波信号をもとに算出される音速を含む

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 11】

50

前記物理量情報生成部は、前記推定部が推定した前記物理量に応じて視覚情報を付与した画像データを生成する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記推定部が互いに異なる複数の物理量を推定した場合、

前記物理量情報生成部は、前記複数の物理量を同時、順次または異なるタイミングで前記表示部に表示される前記情報を生成する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記非線形変換が施された前記散乱体の数密度、および / または前記散乱体の大きさに対してさらに非線形変換を施す変数変換部

をさらに備えたことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記観測対象から受信した超音波信号に基づき算出した特徴量において減衰の影響を補正する減衰補正部をさらに備え、

前記推定部が、前記含有する散乱体の物理量が既知の前記対照物体の前記物理量と、前記対照物体から得られた特徴量において減衰の影響を補正した値とに基づき導出された関係と、前記減衰補正部が補正した前記観測対象の前記特徴量の値とを用いて、前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

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

特徴量算出部が、前記観測対象から受信した超音波信号に基づき、特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

推定部が、含有する散乱体の物理量が既知の対照物体の前記物理量、および該対象物体から得られた特徴量に基づき導出された関係と、前記特徴量算出部が算出した前記観測対象の前記特徴量とを用いて、前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定する推定ステップと、

物理量情報生成部が、前記推定部による推定結果を含み、表示部に表示させるための情報を生成する物理量情報生成ステップと、

を含むことを特徴とする超音波診断装置の作動方法。

【請求項 1 6】

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で後方散乱された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置の作動プログラムであって、

特徴量算出部が、前記観測対象から受信した超音波信号に基づき、特徴量を算出する特徴量算出手順と、

推定部が、含有する散乱体の物理量が既知の対照物体の前記物理量、および該対象物体から得られた特徴量に基づき導出された関係と、前記特徴量算出部が算出した前記観測対象の前記特徴量とを用いて、前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定する推定手順と、

物理量情報生成部が、前記推定部による推定結果を含み、表示部に表示させるための情報を生成する物理量情報生成手順と、

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

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて観測対象の組織を観測する超音波診断装置、超音波診断装置

10

20

30

40

50

の作動方法および超音波診断装置の作動プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波を用いた検体等の観測対象の組織性状を観測する技術として、観測対象で後方散乱された超音波エコーを超音波振動子で受信した超音波信号の周波数スペクトルの特徴量を画像化する技術が知られている（例えば、特許文献1を参照）。なお、散乱とは、音波が媒体中で粒子と衝突あるいは相互作用して方向を変えられることである。さらに、後方散乱とは、このうち音源の方向に戻ってくることである。この現象は一般に反射とも言われるが、本願では以下、後方散乱を用いる。このときの音源は超音波振動子である。この技術では、観測対象の組織性状を表す解析値として周波数スペクトルの特徴量を抽出した後、この特徴量に対応する視覚的な情報、例えば色情報を付与した特徴量画像を生成して表示する。医師等の術者は、表示された特徴量画像を見ることによって検体の組織性状を診断する。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】国際公開第2012/011414号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、組織性状を鑑別するにあたり、観測対象が有する散乱体の大きさや数密度を把握することが重要である。しかしながら、特許文献1に記載の技術は、周波数スペクトルの特徴量と、観測対象が有する散乱体の直径や数密度といった物理量に対応しておらず、特徴量に応じて付与される色情報から組織性状を鑑別するには熟練が必要であった。このため、熟練を要せずに、容易に組織性状を鑑別することができる技術が望まれていた。

20

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、特徴量に基づく組織性状の鑑別を容易かつ正確に行うことができる超音波診断装置、超音波診断装置の作動方法および超音波診断装置の作動プログラムを提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で後方散乱された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、前記観測対象から受信した超音波信号に基づき、特徴量を算出する特徴量算出部と、含有する散乱体の物理量が既知の対照物体の前記物理量、および該対象物体から得られた特徴量に基づき導出された関係と、前記特徴量算出部が算出した前記観測対象の前記特徴量とを用いて、前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定する推定部と、前記推定部による推定結果を含み、表示部に表示させるための情報を生成する物理量情報生成部と、を備えたことを特徴とする。

40

【0007】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記対照物体が含有する物理量は、前記散乱体の数密度、前記散乱体の大きさ、および前記散乱体の散乱強度の少なくとも1つを含む、ことを特徴とする。

【0008】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記物理量は、前記対照物体が含有する散乱体の散乱強度を含み、前記散乱強度は、前記散乱体と媒体の振幅反射率、エネルギー反射率、および/または、それらの関数であることを特徴とする。

【0009】

50

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記推定部は、前記特徴量算出部が算出した前記特徴量を、前記関係式としての関係式に代入することにより前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定することを特徴とする。

【0010】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記関係式、該関係式の係数、該関係式の定数項、および前記関係を記述したテーブルのうち少なくとも一つを記憶する関係情報記憶部をさらに備え、前記推定部は、前記関係情報記憶部を参照して前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定することを特徴とする。

【0011】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記関係式は、前記物理量および前記特徴量のうち少なくとも一部を重回帰分析することにより導出されることを特徴とする。

10

【0012】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記既知の散乱体の物理量のうち、前記散乱体の数密度、および前記散乱体の大きさを含む場合、前記散乱体の数密度、および前記散乱体を非線形変換して前記重回帰分析を行うことを特徴とする。

【0013】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記特徴量は、前記超音波信号をもとに算出される周波数特徴量を含むことを特徴とする。

【0014】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記特徴量は、前記超音波信号をもとに算出される減衰率を含むことを特徴とする。

20

【0015】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記特徴量は、前記超音波信号をもとに算出される音速を含むことを特徴とする。

【0016】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記物理量情報生成部は、前記推定部が推定した前記物理量に応じて視覚情報を付与した画像データを生成することを特徴とする。

【0017】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記推定部が互いに異なる複数の物理量を推定した場合、前記物理量情報生成部は、前記複数の物理量を同時、順次または異なるタイミングで前記表示部に表示される前記情報を生成することを特徴とする。

30

【0018】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記非線形変換が施された前記散乱体の数密度、および/または前記散乱体の大きさに対してさらに非線形変換を施す変数変換部をさらに備えたことを特徴とする。

【0019】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記観測対象から受信した超音波信号に基づき算出した特徴量において減衰の影響を補正する減衰補正部をさらに備え、前記推定部が、前記含有する散乱体の物理量が既知の前記対照物体の前記物理量と、前記対照物体から得られた特徴量において減衰の影響を補正した値とに基づき導出された関係と、前記減衰補正部が補正した前記観測対象の前記特徴量の値とを用いて、前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定することを特徴とする。

40

【0020】

本発明に係る超音波診断装置の作動方法は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で後方散乱された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置の作動方法であって、特徴量算出部が、前記観測対象から受信した超音波信号に基づき、特徴量を算出する特徴量算出ステップと、推定部が、含有する散乱体の物理量が既知の対照物体の前記物理量、および該対照

50

物体から得られた特徴量に基づき導出された関係と、前記特徴量算出部が算出した前記観測対象の前記特徴量とを用いて、前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定する推定ステップと、物理量情報生成部が、前記推定部による推定結果を含み、表示部に表示させるための情報を生成する物理量情報生成ステップと、を含むことを特徴とする。

【0021】

本発明に係る超音波診断装置の作動プログラムは、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で後方散乱された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置の作動プログラムであって、特徴量算出部が、前記観測対象から受信した超音波信号に基づき、特徴量を算出する特徴量算出手順と、推定部が、含有する散乱体の物理量が既知の対象物体の前記物理量、および該対照物体から得られた特徴量に基づき導出された関係と、前記特徴量算出部が算出した前記観測対象の前記特徴量とを用いて、前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定する推定手順と、物理量情報生成部が、前記推定部による推定結果を含み、表示部に表示させるための情報を生成する物理量情報生成手順と、を前記超音波診断装置に実行させることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、特徴量に基づく組織性状の鑑別を容易かつ正確に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】

20

【0023】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断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、本発明の実施の形態1に係る超音波診断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、超音波振動子の走査領域とBモード用受信データとを模式的に示す図である。

【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、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の周波数解析部により算出されたスペクトルデータの例を示す図である。

30

【図6】図6は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の減衰補正部が補正した補正後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、ミッドバンドフィットと、散乱体の直径と、数密度との関係を示す図であって、回帰平面を説明する図である。

【図8】図8は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断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1に係る超音波診断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10】図10は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断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。

40

【図11】図11は、本発明の実施の形態1の変形例に係る超音波診断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12】図12は、本発明の実施の形態1の変形例に係る超音波診断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13】図13は、本発明の実施の形態3に係る超音波診断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14】図14は、本発明の実施の形態4に係る超音波診断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4に係る超音波診断装置が記憶するルックアップテーブルを説明するための図である。

50

## 【発明を実施するための形態】

## 【0024】

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。

## 【0025】

（実施の形態1）

図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置3を備えた超音波診断システム1の構成を示すブロック図である。同図に示す超音波診断システム1は、観測対象である観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で後方散乱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診断装置3と、超音波診断装置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。超音波診断装置3は、超音波内視鏡2を一つ、または超音波内視鏡2の同種、異種に関わらず複数と同時に接続することができる。本実施の形態では、超音波内視鏡2が、超音波プローブとして作用する。なお、図1では、実線の矢印が画像にかかる電気信号の伝送を示し、破線の矢印が制御にかかる電気信号の伝送を示している。

10

## 【0026】

超音波内視鏡2は、その先端部に、超音波診断装置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）に変換して観測対象へ照射するとともに、観測対象で後方散乱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する超音波振動子21を有する。

20

## 【0027】

超音波内視鏡2は、通常はその先端部に、さらに、撮像光学系および撮像素子を有しており、観測対象の消化管（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。超音波内視鏡2は、観測対象への長尺の挿入部を有している。そして、挿入部は、通常は撮像時に観測対象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、その先端部が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。

## 【0028】

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

30

## 【0029】

送受信部31は、エコー信号を増幅する信号増幅部311を有する。信号増幅部311は、受信深度が大きいエコー信号ほど高い増幅率で増幅するSTC（Sensitivity Time Control）補正を行う。図2は、信号増幅部311が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図2に示す受信深度 $z$ は、超音波の受信開始時点からの経過時間に基づいて算出される量である。図2に示すように、増幅率（dB）は、受信深度 $z$ が閾値 $z_{th}$ より小さい場合、受信深度 $z$ の増加に伴って $0$ から $z_{th}$ （ $> 0$ ）へ線型に増加する。また、増幅率（dB）は、受信深度 $z$ が閾値 $z_{th}$ 以上である場合、一定値 $z_{th}$ をとる。閾値 $z_{th}$ の値は、観測対象から受信する超音波信号がほとんど減衰してしまい、ノイズが支配的になるような値である。より一般に、増幅率は、受信深度 $z$ が閾値 $z_{th}$ より小さい場合、受信深度 $z$ の増加に伴って単調増加すればよい。なお、図2に

40

50

示す関係は、予め記憶部 37 に記憶されている。

【0030】

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と、増幅されない元のエコー信号との双方に対してフィルタリング等の処理を施した後、適当なサンプリング周波数（例えば 50 MHz）でサンプリングして離散化（いわゆる A/D 変換処理）する。こうして、送受信部 31 は、増幅されないエコー信号から離散化された RF データ A、増幅されないエコー信号から離散化された RF データ N の 2 つの 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。ここで、A は、“Amplified” の略、N は、“Normal” の略である。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。

10

【0031】

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 がパルス信号を超音波パルスへ電気音響変換をする際の線型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にする。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 が超音波エコーをエコー信号へ音響電気変換する際の線型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にする。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。

【0032】

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 など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。

20

【0033】

信号処理部 32 は、RF データ A 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 A を基準電圧  $V_0$  で除した量の常用対数をとってデシベル値で表現する。この B モード用受信データでは、超音波パルスの後方散乱の強さを示す受信信号の振幅または強度が、超音波パルスの送受信方向（深度方向）に沿って並んでいる。図 3 は、超音波振動子 21 の走査領域（以下、単に走査領域ということもある）と B モード用受信データとを模式的に示す図である。図 3 に示す走査領域 S は扇形をなしている。なお、図 3 では、超音波振動子 21 が、超音波が往復する経路（音線）を直線で、B モード用受信データを各音線上に並んだ点で表現している。図 3 では、後の説明の都合上、各音線に、走査開始（図 3 右）から順に、1、2、3・・・と番号を付している。そして、1 番目の音線を  $SR_1$ 、2 番目の音線を  $SR_2$ 、3 番目の音線を  $SR_3$ 、・・・、k 番目の音線を  $SR_k$  と定義する。図 3 は、超音波振動子 21 がコンベックス振動子である場合に相当している。また、図 3 では、B モード用受信データの受信深度を  $z$  として記載している。超音波振動子 21 の表面から照射された超音波パルスが受信深度  $z$  にある物体内で後方散乱し、超音波エコーとして超音波振動子 21 へ戻ってきた場合、その往復距離  $L$  と受信深度  $z$  との間には、 $z = L / 2$  の関係がある。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 の B モード画像データ生成部 341 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。

30

40

【0034】

演算部 33 は、送受信部 31 が生成した RF データ N 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スペクトルデータを算出する周波数解析部 331 と、周波数解析部 331 により算出されたスペクトルデータを用いて、単回帰分析によりスペクトルデータの特徴量を算出する単回帰分析部 332（特徴量算出部）と、単回帰分析部 332 が算出した特徴量、および記憶部 37 に記憶されている関係式であって、散乱体の数密度（以下、数密度を  $n$  とする）および直径（以下、散乱

50

体の直径を  $d$  とする) から導かれる関係式を用いて、数密度  $n$  の対数 ( $\log n$ ) および直径  $d$  の対数 ( $\log d$ ) を推定する推定部 333 と、を有する。演算部 333 は、CPU (Central Processing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。なお、散乱体の数密度とは、単位体積あたりに含まれる散乱体の個数を意味し、本実施の形態での単位は [ $\text{個}/\text{cm}^3$ ] である。また、直径  $d$  の本実施の形態での単位は [ $\mu\text{m}$ ] である。また、散乱体の数密度と直径の対数は常用対数とし、底を 10 とする。従って、 $\log n$  や  $\log d$  は、 $n$  や  $d$  の 10 進表現の桁数 - 1 を表現することになる。

#### 【0035】

周波数解析部 331 は、送受信部 31 が生成した各音線の RF データ  $N$  (ラインデータ) を所定の時間間隔で再びサンプリングし、サンプルデータを生成する。周波数解析部 331 は、サンプルデータ群に FFT 処理を施すことにより、RF データ上の多数の箇所 (データ位置) における周波数スペクトルを算出する。ここでいう「周波数スペクトル」とは、サンプルデータ群を FFT 処理を施すことによって得られた「ある受信深度  $z$  における強度の周波数分布」を意味する。また、ここでいう「強度」とは、例えばエコー信号の電圧、エコー信号の電力、超音波エコーの音圧、超音波エコーの音響エネルギー等のパラメータ、これらパラメータの振幅や時間積分値やその組み合わせのいずれかを指す。

10

#### 【0036】

本実施の形態では、強度としてエコー信号の電圧を採用し、周波数解析部 331 が、電圧振幅の周波数成分  $V(f, L)$  をもとに周波数スペクトルのデータ (以下、スペクトルデータともいう) を生成するものとして説明する。 $f$  は、周波数である。周波数解析部 331 は、電圧振幅の周波数成分  $V(f, L)$  を基準電圧  $V_0$  で除し、常用対数 ( $\log$ ) をとってデシベル単位で表現する対数変換処理を施した後、適当な正の定数  $A$  を乗ずることにより、次式 (1) で与えられるスペクトルデータ  $F(f, L)$  を生成する。

20

$$F(f, L) = A \cdot \log \{ V(f, L) / V_0 \} \quad \dots (1)$$

ここで、 $\log$  は常用対数である (以下、同じ)。

#### 【0037】

以下、周波数解析部 331 での周波数解析により電圧振幅の周波数成分  $V(f, L)$  を求める方法について説明する。一般に、エコー信号の周波数スペクトルは、観測対象が生体組織である場合、超音波が走査された生体組織の性状によって異なる傾向を示す。これは、周波数スペクトルが、超音波を散乱する散乱体の大きさ、数密度、音響インピーダンス等と相関を有しているためである。ここでいう「生体組織の性状」とは、例えば悪性腫瘍 (癌)、良性腫瘍、内分泌腫瘍、粘性性腫瘍、正常組織、嚢胞、脈管などのことである。

30

#### 【0038】

図 4 は、超音波信号の 1 つの音線  $SR_k$  におけるデータ配列を模式的に示す図である。音線  $SR_k$  における白または黒の長方形は、1 つのサンプル点におけるデータを意味している。また、音線  $SR_k$  において、右側に位置するデータほど、超音波振動子 21 から音線  $SR_k$  に沿って計った場合の深い箇所からのサンプルデータである (図 4 の矢印を参照)。音線  $SR_k$  は、前述の通り、送受信部 31 での A/D 変換処理によりエコー信号からサンプリングされ、離散化された RF データを、さらに、周波数解析部 331 によりサンプリングされたサンプルデータである。図 4 では、番号  $k$  の音線  $SR_k$  の 8 番目のデータ位置を受信深度  $z$  の方向の初期値  $Z^{(k)}_0$  として設定した場合を示しているが、初期値の位置は任意に設定することができる。周波数解析部 331 による算出結果は複素数で得られ、記憶部 37 に格納される。

40

#### 【0039】

図 4 に示すデータ群  $F_j$  ( $j = 1, 2, \dots, K$ ) は、FFT 処理の対象となるサンプルデータ群である。一般に、FFT 処理を行うためには、サンプルデータ群が 2 のべき乗のデータ数を有している必要がある。この意味で、サンプルデータ群  $F_j$  ( $j = 1, 2, \dots, K - 1$ ) はデータ数が 16 ( $= 2^4$ ) で正常なデータ群である一方、サンプルデータ群  $F_K$  は、データ数が 12 であるため異常なデータ群である。異常なデータ群に対

50

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331の処理を説明する際に詳述する(図9を参照)。この後、周波数解析部331は、前述の通り、FFT処理を実行し、電圧振幅の周波数成分 $V(f, L)$ を算出し、前述の式(1)に基づいてスペクトルデータ $F(f, L)$ を算出し、単回帰分析部332へ出力する。

#### 【0040】

図5は、周波数解析部331により算出されたスペクトルデータの例を示す図である。図5では、横軸が周波数 $f$ である。また、図5では、縦軸が、上式(1)で与えられるスペクトルデータ $F(f, L)$ である。図5に示す直線 $L_{10}$ については後述する。なお、本実施の形態において、曲線および直線は、離散的な点の集合からなる。

10

#### 【0041】

図5に示すスペクトルデータ $C_1$ 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。

#### 【0042】

単回帰分析部332は、周波数解析部331から出力された複数のスペクトルデータを直線で近似することによってスペクトルデータの特徴量(以下、補正前特徴量という)を算出する近似部332aと、近似部332aが算出した補正前特徴量に対して周波数に依存した減衰を補正することによって特徴量を算出する減衰補正部332bと、を有する。

20

#### 【0043】

近似部332aは、所定周波数帯域におけるスペクトルデータの単回帰分析を行ってスペクトルデータを一次式(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。単回帰分析とは、独立変数が1種類の場合の回帰分析である。本実施の形態での単回帰分析の独立変数は周波数 $f$ にあたる。例えば、スペクトルデータが図5に示す $C_1$ の状態である場合、近似部332aは、周波数帯域Uで単回帰分析を行いスペクトルデータ $C_1$ の回帰直線である直線 $L_{10}$ を得る。次に、近似部332aは、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(すなわち、「ミッドバンド」) $f_M = (f_L + f_H) / 2$ 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。このように直線 $L_{10}$ を特徴付ける一次式のパラメータ(傾き $a_0$ 、切片 $b_0$ 、ミッドバンドフィット $c_0$ )でスペクトルデータ $C_1$ を表現することで、スペクトルデータ $C_1$ を一次式に近似したことになる。

30

#### 【0044】

3つの補正前特徴量のうち、傾き $a_0$ 、切片 $b_0$ は、超音波を散乱する散乱体の大きさ、散乱体の散乱強度、散乱体の数密度(濃度)等と相関を有していると考えられる。ミッドバンドフィット $c_0$ は、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、散乱体の散乱強度、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。この後、近似部332aは、これら補正前特徴量 $a_0$ 、 $b_0$ 、 $c_0$ を減衰補正部332bへ出力する。なお、近似部332aは、回帰分析によって二次以上の多項式でスペクトルデータを近似するようにしてもよい。

40

#### 【0045】

減衰補正部332bが行う補正について説明する。一般に、超音波の振幅は指数的に減衰する。従って、振幅を対数変換し、デシベル表現にした場合、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量 $A(f, z)$ は、往復する前後の線形の変化(デシベル表現での差)として表現できる。この振幅の減衰量 $A(f, z)$ は、観測対象が生体である場合には周波数に依存し、高周波では減衰が大きく、低周波では減衰が小さいことが知られている。特に、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

50

ており、以下の式(2)で表現される。

$$A(f, z) = 2 z f \cdots (2)$$

ここで、比例定数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。減衰率の具体的な値は、観測対象が生体である場合、生体の部位や組織に応じて定まる。正常肝では概ね、 $0.55 \text{ dB/cm/MHz}$ である。なお、本実施の形態において、減衰率の値は記憶部37に予め記憶されており、減衰補正部332bは適宜、記憶部37から減衰率の値を読み出して用いる。入力部35が、超音波内視鏡2による超音波の送信の前に、予め、観測対象の部位名や組織名の入力を術者から受けた場合には、減衰補正部332bは、部位名や組織名に対応した減衰率の適当な値を読み出し、以下の減衰補正に用いる。さらに、入力部35が、減衰率の値を術者から直接受けた場合には、減衰補正部332bは、その値を以下の減衰補正に用いる。入力部35が、一切の入力を術者から受けなかった場合には、減衰補正部332bは、上記 $0.55 \text{ dB/cm/MHz}$ を以下の減衰補正に用いる。

10

#### 【0046】

減衰補正部332bは、近似部332a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(3)~(5)にしたがって減衰補正を行うことにより、補正後特徴量 $a$ 、 $b$ 、 $c$ (以下、単に特徴量と呼ぶ)を算出する。

$$a = a_0 + 2 z \cdots (3)$$

$$b = b_0 \cdots (4)$$

$$c = c_0 + A(f_M, z) = c_0 + 2 z f_M (= a f_M + b) \cdots (5)$$

20

式(3)、(5)からも明らかなように、減衰補正部332b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(4)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 $0 \text{ (Hz)}$ 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。

#### 【0047】

図6は、減衰補正部332bが算出した特徴量 $a$ 、 $b$ 、 $c$ をパラメータとして有する直線を示す図である。Iを、図6の縦軸の値とすると、直線 $L_1$ の式は、

$$I = a f + b = (a_0 + 2 z) f + b_0 \cdots (6)$$

で表される。この式(6)からも明らかなように、直線 $L_1$ は、減衰補正前の直線 $L_{10}$ と比較して、傾きが大きく( $a > a_0$ )、かつ切片が同じ( $b = b_0$ )である。この後、単回帰分析部332は、これら減衰補正された特徴量 $a$ 、 $b$ 、 $c$ を推定部333へ出力する。

30

#### 【0048】

推定部333は、単回帰分析部333が減衰補正を行った特徴量 $a$ および特徴量 $c$ と、記憶部37に記憶されている定数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$ を用いて、数密度 $n$ および直径 $d$ 、実際にはそれらのオーダーである常用対数 $\log n$ および $\log d$ を推定する。具体的には、特徴量 $a$ (傾き)および特徴量 $c$ (ミッドバンドフィット)が、散乱体の数密度 $n$ や、散乱体の直径 $d$ のおよその値であるオーダー(桁数-1)、即ち、 $\log n$ および $\log d$ と線形関係を有するものと仮定し、推定部333は、以下の回帰平面の方程式(7)、(8)から導いた式(10)をもとに、 $\log n$ および $\log d$ を推定する。推定部333は、推定した $\log n$ および/または $\log d$ を物理量として画像処理部34に出力する。

40

#### 【0049】

以下、推定部333が観測対象から未知の $\log n$ および $\log d$ を推定するための準備を説明する。まず、対照物体を用意する。本実施の形態では、人工的に作成した複数の基準ファントムを対照物体の例として説明する。基準ファントムは、散乱体として多数個の粒子を一樣な媒体に混ぜ、固化させることによって形成される。散乱体は、予め、質量密度と音速と音響インピーダンスとが散乱体同士で等しくなるよう材質を同じに揃えられる。直径も等しくなるようふるいにかけて、選別される。さらに、偏りがでないよう媒体に均一に混ぜられ、基準ファントム内において数密度も一樣である。このように、基準ファントムにおける散乱体の材質、質量密度、音速、音響インピーダンス、直径、数密度は既知の値であり、基準ファントム内で一樣である。一方、媒体の材質、質量密度、音速、音響

50

インピーダンスもやはり既知の値であり、基準ファントム内で一様である。このように、基準ファントムにおいては、散乱体、媒体が均一、一様であるため、減衰率 [ dB / cm / MHz ] も一様である。そして、これらのパラメータを変えて、複数の基準ファントムを作成する。

#### 【 0 0 5 0 】

次に、散乱体の数密度と散乱体の直径とが異なる組み合わせ (  $n_1, d_1$  )、(  $n_2, d_2$  )、(  $n_3, d_3$  )、 $\dots$ 、(  $n_N, d_N$  ) であることがわかっている N 個の基準ファントムに超音波を送信して得られた超音波エコーに基づき特徴量  $c_1, c_2, c_3, \dots, c_N$  ( ミッドバンドフィット ) を得る。以下の説明では、N 個のファントムのうち、i 番目の基準ファントムの散乱体の数密度を  $n_i$ 、直径を  $d_i$ 、減衰率  $c_i$  とし、この i 番目の基準ファントムから得られた特徴量 ( ミッドバンドフィット ) を  $c_i$  とする (  $1 \leq i \leq N$  )。この際、特徴量  $c_i$  は、i 番目の基準ファントムの減衰率  $c_i$  を基に、i 番目の基準ファントムのスペクトルデータが算出された深度および式 ( 5 ) を用いて減衰の影響が排除され、深度に依存しない。こうして、これら散乱体の数密度、散乱体の直径、特徴量からなる N 個のデータセット (  $c_1, n_1, d_1$  )、(  $c_2, n_2, d_2$  )、(  $c_3, n_3, d_3$  )、 $\dots$ 、(  $c_N, n_N, d_N$  ) を得る。

10

#### 【 0 0 5 1 】

次に、N 個のデータセットから、散乱体の数密度と、散乱体の直径と、特徴量との関係を求める。図 7 は、ミッドバンドフィット ( 特徴量  $c$  ) と、散乱体の数密度の常用対数 (  $\log n$  ) と、散乱体の直径の常用対数 (  $\log d$  ) とを互いに直交する各軸にとった直交座標系を示している。本実施の形態 1 では、予め、1 番目の基準ファントムに対応するプロット  $P_1 ( \log n_1, \log d_1, c_1 )$ 、2 番目の基準ファントムに対応するプロット  $P_2 ( \log n_2, \log d_2, c_2 )$ 、3 番目の基準ファントムに対応するプロット  $P_3 ( \log n_3, \log d_3, c_3 )$ 、 $\dots$ 、N 番目の基準ファントムに対応するプロット  $P_N ( \log n_N, \log d_N, c_N )$  の回帰平面  $PL$  を、最小二乗法を用いて求める。特徴量  $c$  に対するプロット  $P_1, P_2, P_3, \dots, P_N$  の回帰平面  $PL$  とは、プロット  $P_1, P_2, P_3, \dots, P_N$  との差分 ( 誤差 )、すなわち、線分  $P_1 P_1^{\wedge}, P_2 P_2^{\wedge}, P_3 P_3^{\wedge}, \dots, P_N P_N^{\wedge}$  の距離の二乗和が最小となる平面である。ここで、 $P_i^{\wedge}$  は、プロット  $P_i$  を通り、関心のある軸 ( ここでは、特徴量  $c$  の座標軸 ) に平行な直線とこの平面との交点である。このように、最小二乗法を用いて回帰平面  $PL$  を求め、これに基づき分析することは重回帰分析に該当する。重回帰分析とは、独立変数が 2 種類以上の場合の回帰分析である。本実施の形態での重回帰分析の独立変数は散乱体の直径  $d$  と散乱体の数密度  $n$  にあたる。

20

30

#### 【 0 0 5 2 】

以下、回帰平面  $PL$  を具体的に求める方法を述べる。一般的に、平面の方程式は一次方程式で書くことができる。図 7 に示した特徴量  $c$  に対する回帰平面  $PL$  は、三次元空間内にあるため、特徴量  $c$  を 2 変数 (  $\log n, \log d$  ) の一次結合で表現した方程式 ( 式 ( 7 ) ) として書くことができる。ここで、 $\alpha, \beta, \gamma$  は平面を決定する実数の定数である。特徴量  $c$  に対する回帰平面  $PL$  を求めることと、 $\alpha, \beta, \gamma$  の値を求めることは等価である。特徴量  $a$  についても、特徴量  $c$  と同様にして、回帰平面  $PL$  を考えることができ、特徴量  $a$  を 2 変数 (  $\log n, \log d$  ) の一次結合で表現した方程式 ( 式 ( 8 ) ) として書くことができる。ここで、 $\alpha', \beta', \gamma'$  は平面を決定する実数の定数である。特徴量  $a$  に対する回帰平面  $PL$  を求めることと、 $\alpha', \beta', \gamma'$  の値を求めることは等価である。

40

#### 【 数 1 】

$$c = \alpha \cdot \log n + \beta \cdot \log d + \gamma \quad \dots (7)$$

$$a = \alpha' \cdot \log n + \beta' \cdot \log d + \gamma' \quad \dots (8)$$

上式 ( 7 )、( 8 ) から、下式 ( 9 ) が得られる。

50

【数 2】

$$\begin{pmatrix} c \\ a \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & \beta \\ \alpha' & \beta' \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \log n \\ \log d \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \gamma \\ \gamma' \end{pmatrix} \quad \dots(9)$$

式(9)より下式(10)が得られる。

【数 3】

$$\begin{pmatrix} \log n \\ \log d \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & \beta \\ \alpha' & \beta' \end{pmatrix}^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} c \\ a \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \gamma \\ \gamma' \end{pmatrix} \right\} \quad \dots(10)$$

10

【0053】

ここで、定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma$ 、 $\gamma'$  の求め方について説明する。以下では、一例として定数  $\alpha$ 、 $\beta$  の求め方について説明する。N個の基準ファントムから特徴量  $c_i$  をそれぞれ取得後、散乱体の数密度  $n_i$ 、直径  $d_i$ 、特徴量  $c_i$  の全基準ファントムにわたる平均をそれぞれ求める。その後、下式(11)、(12)に示す行列 G および列ベクトル Y を定義する。回帰平面の方程式の係数  $\alpha$  と  $\beta$  とは、下式(11)、下式(12)で定義される下式(13)によって得ることができる。

【数 4】

$$G = \begin{pmatrix} \log n_1 - \log \bar{n} & \log n_2 - \log \bar{n} & \dots & \log n_{N-1} - \log \bar{n} & \log n_N - \log \bar{n} \\ \log d_1 - \log \bar{d} & \log d_2 - \log \bar{d} & \dots & \log d_{N-1} - \log \bar{d} & \log d_N - \log \bar{d} \end{pmatrix} \quad \dots(11)$$

20

$$Y = \begin{pmatrix} c_1 - \bar{c} \\ c_2 - \bar{c} \\ c_3 - \bar{c} \\ \vdots \\ c_N - \bar{c} \end{pmatrix} \quad \dots(12)$$

30

【数 5】

$$\begin{pmatrix} \alpha \\ \beta \end{pmatrix} = (G^t G)^{-1} G Y \quad \dots(13)$$

ここで、左肩の t は転置行列を示し、右肩の -1 は逆行列を示している。

【0054】

また、回帰平面 PL が、散乱体の数密度  $n_i$ 、直径  $d_i$ 、特徴量  $c_i$  の各平均を座標とする点 ( $P_1$ 、 $P_2$ 、 $\dots$ 、 $P_N$  の重心) を通過することから、式(7)より下式(14)を得る。上式(13)で得た  $\alpha$ 、 $\beta$  を下式(14)へ代入して定数  $\bar{c}$  を求めることができる。

40

【数 6】

$$\bar{c} = \alpha \cdot \bar{n} + \beta \cdot \bar{d} + \gamma \quad \dots(14)$$

【0055】

上述したようにして、N個の基準ファントムに関するデータセット ( $c_1, n_1, d_1$ )、( $c_2, n_2, d_2$ )、( $c_3, n_3, d_3$ )、 $\dots$ 、( $c_N, n_N, d_N$ ) を用いて、上式(7)の定数  $\alpha$ 、 $\beta$  を求めることができる。上式(8)の定数  $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$  についても同様に、N個の基準ファントムに関するデータセット ( $a_1, n_1, d_1$ )、( $a_2, n_2, d_2$ )、( $a_3, n_3, d_3$ )、 $\dots$ 、( $a_N, n_N, d_N$ ) を用いて、定数  $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$

50

、 を求めることができる。

【0056】

以上、定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$ 、 $\zeta$  が求められたことにより、推定部333が観測対象から未知の  $\log n$  および  $\log d$  を推定するための準備を説明できた。ここで、超音波内視鏡2を介して得られた観測対象の特徴量  $c$ 、特徴量  $a$ 、および、観測対象内の散乱体の直径  $d$  の桁数 - 1 である  $\log d$ 、散乱体の数密度  $n$  の桁数 - 1 である  $\log n$  も、基準ファントムから得られた物理的な傾向に従うと考えられる。そのため、観測対象からのデータセット  $(n, d, c)$  を図7にプロットすると、回帰平面  $PL$  上のどこかに推定されるはずである。よって、このデータセット  $(n, d, c)$  は、回帰平面  $PL$  の方程式(7)を満足する。同様に、観測対象からのデータセット  $(n, d, a)$  も式(8)を満足する。観測対象の  $n, d, c, a$  は、式(7)と式(8)とを満足するので、式(10)を満足する。よって、推定部333は、このように観測対象からの特徴量  $c$ 、特徴量  $a$  を式(10)へ代入し、 $\log n$  および  $\log d$  を推定する。

10

【0057】

なお、本実施の形態では、上述した基準ファントムからの超音波エコーに基づいたエコー信号の受信、特徴量  $c$ 、特徴量  $a$  の算出、 $N$  個のデータセットの算出、定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$ 、 $\zeta$  の算出は、超音波診断装置3の外部で実施される。そして、取得した定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$ 、 $\zeta$  は、工場出荷前に、入力部35を介して記憶部37に内蔵された関係情報記憶部371に記憶される。本実施の形態で重要な点は、推定部333が、物理量が既知である対照物体からのエコー信号に基づく特徴量を利用して、重回帰分析の手法に基づき、 $\log n$  および  $\log d$  を推定したことである。

20

【0058】

図1に戻り、画像処理部34は、エコー信号の振幅を輝度で表現する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、Bモード画像データ生成部341が生成したBモード画像データと、推定部333が推定した物理量 ( $\log n$  および / または  $\log d$ ) 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物理量画像データを生成する物理量画像データ生成部342 (物理量情報生成部) と、を有する。

【0059】

Bモード画像データ生成部341は、信号処理部32から受信したBモード用受信データに対してゲイン処理、コントラスト処理等の公知の技術を用いた信号処理を行うとともに、表示装置4における画像の表示レンジに応じて定まるデータステップ幅に応じたデータの間引き等を行うことによってBモード画像データを生成する。Bモード画像は、色空間としてRGB表色系を採用した場合の変数であるR (赤)、G (緑)、B (青) の値を一致させたグレースケール画像である。

30

【0060】

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物理量画像データ生成部342へ出力する。

40

【0061】

物理量画像データ生成部342は、推定部333が推定した物理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物理量画像データを生成する。物理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物理量に関連する視覚情報を割り当てる。物理量画像データ生成部342は、 $\log n$  および  $\log d$  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物理量画像データを生成する。なお、物理量画像データ生成部342が、 $\log n$  および / または  $\log d$  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物理量画像データを生成するように

50

してもよい。物理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。

【0062】

ここで、物理量画像データ生成部342が生成する物理量画像データは、図3に示す走査領域Sにおいて、特定の深度幅および音線幅などで区切られる関心領域（Region of Interest：ROI）に応じた領域の物理量画像が表示装置4に表示されるような物理量画像データを生成する。

【0063】

制御部36は、演算および制御機能を有するCPU等の汎用プロセッサ、またはASICもしくはFPGA等の専用の集積回路等を用いて実現される。制御部36は、記憶部37が記憶、格納する情報を記憶部37から読み出し、超音波診断装置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診断装置3を統括して制御する。なお、制御部36を信号処理部32および演算部33と共通の汎用プロセッサまたは専用の集積回路等を用いて構成することも可能である。

10

【0064】

記憶部37は、減衰補正部332bが周波数スペクトルごとに算出した複数の特徴量や、画像処理部34が生成した画像データを記憶する。また、記憶部37は、推定部333が推定処理を行なう際の関係式（定数、 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$ ）を記憶する関係情報記憶部371を有する。

20

【0065】

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）、対数変換処理に必要な情報（式（1）参照、例えばA、 $V_0$ の値）、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。

【0066】

また、記憶部37は、超音波診断装置3の作動方法を実行するための作動プログラムを含む各種プログラムを記憶する。作動プログラムは、ハードディスク、フラッシュメモリ、CD-ROM、DVD-ROM、フレキシブルディスク等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して広く流通させることも可能である。なお、上述した各種プログラムは、通信ネットワークを介してダウンロードすることによって取得することも可能である。ここでいう通信ネットワークは、例えば既存の公衆回線網、LAN（Local Area Network）、WAN（Wide Area Network）などによって実現されるものであり、有線、無線を問わない。

30

【0067】

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）やハードディスク等を用いて実現される。

【0068】

図8は、以上の構成を有する超音波診断装置3が行う処理の概要を示すフローチャートである。まず、超音波診断装置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）。

40

【0069】

超音波振動子21からエコー信号を受信した信号増幅部311は、そのエコー信号の増幅を行う（ステップS2）。ここで、信号増幅部311は、例えば図2に示す増幅率と受信深度との関係に基づいてエコー信号の増幅（STC補正）を行う。次に、送受信部31は、適当なサンプリング周波数（例えば50MHz）で増幅されたエコー信号と増幅されない元のエコー信号との双方をサンプリングして離散化し、それぞれからRFデータA、RFデータNを生成して、前者をBモード画像データ生成部341へ、後者を周波数解析部331へ出力する。

【0070】

50

続いて、Bモード画像データ生成部341は、送受信部31から出力されたRFデータAを用いてBモード画像データを生成し、物理量画像データ生成部342へ出力する（ステップS3）。物理量画像データ生成部342はBモード画像データには処理を施さず、そのまま、表示装置4へ出力する。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）。

#### 【0071】

この後、制御部36は、術者等のユーザから入力部35の図示しないボタンもしくはメニューを介して、物理量画像の「表示」もしくは「非表示」のどちらが選択されているのかを確認する（ステップS5）。制御部36は、「表示」の選択を確認した場合には演算部33を構成する各部へ物理量画像作成開始命令を出力する（ステップS5：Yes）。「非表示」の選択を確認した場合は物理量画像作成開始命令を出さない（ステップS5：No）。演算部33の各部は、物理量画像作成開始命令を受信すると、後述のステップS6以降の処理を実行する。なお、物理量画像作成開始命令の有無に関わらず、超音波診断装置3の送受信部31、信号増幅部311、信号処理部32、Bモード画像データ生成部341、物理量画像データ生成部342は上記ステップS1からS4までの処理を繰り返す。そのため、ユーザが入力部35へ物理量画像の「非表示」を指示している間は、Bモード画像が超音波振動子21による観測対象内の走査のたびに繰り返し表示装置4に表示される。

#### 【0072】

演算部33の各部が物理量画像作成開始命令を受信した場合、まず、周波数解析部331は、RFデータNにFFT処理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スペクトルデータを算出する（ステップS6：周波数解析ステップ）。図9は、ステップS6において周波数解析部331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9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。

#### 【0073】

まず、周波数解析部331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）。この初期値 $k_0$ は、図3中、解析範囲の最右の音線の番号である。

#### 【0074】

続いて、周波数解析部331は、FFT処理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。この初期値 $Z^{(k)}_0$ は、音線 $SR_k$ 上での解析範囲の最浅の受信深度である。

#### 【0075】

その後、周波数解析部331は、サンプルデータ群を取得し（ステップS23）、取得したサンプルデータ群に対し、記憶部37が記憶する窓関数を作用させる（ステップS24）。このようにサンプルデータ群に対して窓関数を作用させることにより、サンプルデータ群が境界で不連続になることを回避し、アーチファクトが発生するのを防止することができる。

#### 【0076】

続いて、周波数解析部331は、データ位置 $Z^{(k)}$ のサンプルデータ群が正常なデータ群であるか否かを判定する（ステップS25）。図4を参照した際に説明したように、サンプルデータ群は、2のべき乗のデータ数を有している必要がある。以下、正常なサンプルデータ群のデータ数を $2^n$ （nは正の整数）とする。本実施の形態では、データ位置 $Z^{(k)}$ が、できるだけ $Z^{(k)}$ が属するサンプルデータ群の中心になるよう設定される。具体的には、サンプルデータ群のデータ数は $2^n$ であるので、 $Z^{(k)}$ はそのサンプルデータ群の中心に近い $2^n/2$ （ $=2^{n-1}$ ）番目の位置に設定される。この場合、サンプルデータ群が正常であるとは、データ位置 $Z^{(k)}$ より浅い側に $2^{n-1}-1$ （ $=N$ とする）個のデータがあり、データ位置 $Z^{(k)}$ より深い側に $2^{n-1}$ （ $=M$ とする）個のデータがあることを意味する。

10

20

30

40

50

図 4 に示す場合、サンプルデータ群  $F_1$ 、 $F_2$ 、 $F_3$ 、 $\dots$ 、 $F_{K-1}$  はともに正常である。なお、図 4 では  $n = 4$  ( $N = 7$  ,  $M = 8$  ) の場合を例示している。

【 0 0 7 7 】

ステップ S 2 5 における判定の結果、データ位置  $Z^{(k)}$  のサンプルデータ群が正常である場合 (ステップ S 2 5 : Y e s )、周波数解析部 3 3 1 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

【 0 0 7 8 】

ステップ S 2 5 における判定の結果、データ位置  $Z^{(k)}$  のサンプルデータ群が正常でない場合 (ステップ S 2 5 : N o )、周波数解析部 3 3 1 は、不足分だけゼロデータを挿入することによって正常なサンプルデータ群を生成する (ステップ S 2 6 )。ステップ S 2 5 において正常でないと判定されたサンプルデータ群 (例えば図 4 のサンプルデータ群  $F_K$  ) は、ゼロデータを追加する前に窓関数が作用されている。このため、サンプルデータ群にゼロデータを挿入してもデータの不連続は生じない。ステップ S 2 6 の後、周波数解析部 3 3 1 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

10

【 0 0 7 9 】

ステップ S 2 7 において、周波数解析部 3 3 1 は、サンプルデータ群を用いて F F T 演算を行うことにより、振幅の周波数成分である  $V(f, L)$  を算出する。その後、周波数解析部 3 3 1 は、 $V(f, L)$  に対数変換処理を施して、スペクトルデータ  $F(f, L)$  を得る (ステップ S 2 7 )。

【 0 0 8 0 】

続いて、周波数解析部 3 3 1 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  $D$  について、入力部 3 5 を経由した術者の入力値を記憶部 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、できるだけ小さく、特に、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 1 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。

20

【 0 0 8 1 】

その後、周波数解析部 3 3 1 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 )。この最大値  $Z^{(k)}_{max}$  は、音線  $S R_k$  上での解析範囲の最深の受信深度である。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 1 はカウンタ  $k$  を 1 増加させる (ステップ S 3 0 )。これは、処理をとなりの音線へ移すことを意味する。一方、データ位置  $Z^{(k)}$  が最大値  $Z^{(k)}_{max}$  以下である場合 (ステップ S 2 9 : N o )、周波数解析部 3 3 1 はステップ S 2 3 へ戻る。

30

【 0 0 8 2 】

ステップ S 3 0 の後、周波数解析部 3 3 1 は、カウンタ  $k$  が最大値  $k_{max}$  より大きいか否かを判定する (ステップ S 3 1 )。カウンタ  $k$  が  $k_{max}$  より大きい場合 (ステップ S 3 1 : Y e s )、周波数解析部 3 3 1 は一連の周波数解析処理を終了する。一方、カウンタ  $k$  が  $k_{max}$  以下である場合 (ステップ S 3 1 : N o )、周波数解析部 3 3 1 はステップ S 2 2 に戻る。この最大値  $k_{max}$  は、図 3 中、解析範囲の最左の音線の番号である。

40

【 0 0 8 3 】

このようにして、周波数解析部 3 3 1 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深度別に複数回の 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 7 に格納される。

【 0 0 8 4 】

なお、これら 4 種の値  $k_0$ 、 $k_{max}$ 、 $Z^{(k)}_0$ 、 $Z^{(k)}_{max}$  については、図 3 の全走査範囲を含むようなデフォルト値が記憶部 3 7 にあらかじめ記憶されており、周波数解析部 3 3 1 は適宜これらの値を読み取って、図 9 の処理を行う。デフォルト値を読み取った場合、周波数解析部 3 3 1 は全走査範囲に対して周波数解析処理を行う。しかし、この 4 種の値  $k$

50

$0$ 、 $k_{\max}$ 、 $Z^{(k)}_0$ 、 $Z^{(k)}_{\max}$  は、入力部 3 5 を通じた術者等のユーザによる関心領域の指示入力によって変更可能である。変更されていた場合、周波数解析部 3 3 1 は指示入力された関心領域においてのみ周波数解析処理を行う。

【0085】

以上説明したステップ S 6 の周波数解析処理に続いて、単回帰分析部 3 3 2 は、周波数解析部 3 3 1 が取得した複数のスペクトルデータの補正前特徴量をそれぞれ算出し、各スペクトルデータ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って各スペクトルデータの特徴量を算出する（ステップ S 7 ~ S 8）。

【0086】

ステップ S 7 において、近似部 3 3 2 a は、周波数解析部 3 3 1 が生成した解析範囲内の位置に応じた複数のスペクトルデータをそれぞれ単回帰分析することにより、各スペクトルデータに対応する補正前特徴量を算出する（ステップ S 7）。具体的には、近似部 3 3 2 a は、各スペクトルデータを単回帰分析することによって一次式で近似し、補正前特徴量として傾き  $a_0$ 、切片  $b_0$ 、ミッドバンドフィット  $c_0$  を算出する。例えば、図 5 に示す直線  $L_{10}$  は、近似部 3 3 2 a が周波数帯域  $U$  のスペクトルデータ  $C_1$  に対し単回帰分析によって近似した回帰直線である。

10

【0087】

続いて、減衰補正部 3 3 2 b は、近似部 3 3 2 a が各スペクトルデータに対して近似して得た補正前特徴量に対し、減衰率  $\alpha$  を用いて減衰補正を行うことにより、減衰補正後の特徴量を算出し、記憶部 3 7 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 2 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。

20

【0088】

ステップ S 8 において、減衰補正部 3 3 2 b は、上述した式 (3)、(5) 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  $Z = v_s / (2 \cdot f_{sp}) \cdot D \cdot n_s + Z_0$  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、 $n_s$  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、 $Z_0$  は解析範囲の最浅の受信深度である。例えば、データのサンプリング周波数  $f_{sp}$  を 50 MHz とし、音速  $v_s$  を 1530 m/sec とし、図 5 に示すデータ配列を採用してデータステップ幅  $D$  を 15 とすると、 $z = 0.2295 n_s + Z_0$  (mm) となる。

30

【0089】

その後、推定部 3 3 3 は、単回帰分析部 3 3 2 が減衰補正を行った特徴量  $a$  および特徴量  $c$  と、関係情報記憶部 3 7 1 に記憶されている定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$  を用いて、数密度  $n$  および直径  $d$  の対数をとった  $\log n$  および  $\log d$  を推定する（ステップ S 9：推定ステップ）。推定部 3 3 3 は、推定した  $\log n$  および  $\log d$  を物理量として物理量画像データ生成部 3 4 2 に出力する。

【0090】

物理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 9 で推定された物理量に関連づけた視覚情報（例えば色相）を重畳することによって物理量画像データを生成する（ステップ S 10：物理量情報生成ステップ）。

40

【0091】

この後、表示装置 4 は、制御部 3 6 の制御のもと、物理量画像データ生成部 3 4 2 が生成した物理量画像データに対応する物理量画像を表示する（ステップ S 11）。図 10 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モード画像に物理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、物理量または特徴量の情報、近似式の情報、ゲインやコントラスト等の情報等をさらに表示するようにしてもよい。また、物理量画像に対応する Bモード画像を物理量画像と並べて表示してもよい。

50

## 【 0 0 9 2 】

以上説明してきた一連の処理（ステップ S 1 ~ S 1 1）において、ステップ S 2 ~ S 4 の処理とステップ S 5 ~ S 1 0 の処理とを並行して行うようにしてもよい。

## 【 0 0 9 3 】

以上説明してきた一連の処理において、観測対象の物理量として散乱体の直径と散乱体の数密度を、変数変換として対数変換を例に説明した。しかし、これはこの組み合わせによらず、他の物理量でもよく、他の変数変換でもよい。本来望んでいた物理量を、特徴量がそれに対し線形に変化する、もしくは、ゆるやかに変化し変換できれば、変換後の変数を線形の重回帰分析に帰着、もしくは、近似して推定し、本来望んでいた物理量のある程度推定することができる。本実施の形態 1 では、観測対象の散乱体の直径と散乱体の数密度のオーダー（桁数 - 1）を推定することができた。

10

## 【 0 0 9 4 】

以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、単回帰分析部 3 3 2 により算出された特徴量と、基準ファントムを用いて算出された関係式（定数、 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$ ）を用いて、推定部 3 3 3 が数密度  $n$  および直径  $d$  の対数をとった  $\log n$  および  $\log d$  または  $\log d$  を推定するようにしたので、散乱体の数密度および  $\log d$  または大きさ（直径）を直接推定することを可能にした。これにより、熟練を要さずとも、特徴量として算出された値が、どういう病理に対応した組織性状であるかという病理解釈を容易、かつ確実に行うことができる。

## 【 0 0 9 5 】

また、本発明の実施の形態 1 によれば、基準ファントムからの減衰補正された特徴量を基に定数、 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$  を求めるようにしたので、観測対象と基準ファントムとの間の減衰率の相違によらず、より正確に上記推定をすることができる。

20

## 【 0 0 9 6 】

なお、入力部 3 5 を通じた術者等のユーザによる関心領域の指示入力によって、音線幅を決定する  $k_0$ 、 $k_{max}$ 、および、深度幅を決定する  $Z^{(k)}_0$ 、 $Z^{(k)}_{max}$  を、周波数解析部 3 3 1 が変更することで、指示入力された特定の深度幅および音線幅で区切られる関心領域に対してのみスペクトルデータを算出できるよう構成した。そのため、算出に関わる演算量を下げ、フレームレートを上げることができる。なお、ここでは、関心領域を深度幅と音線幅とで扇形に区切ったが、この例に限らず長方形、楕円であってもよく、他の形状でもよい。この場合、単回帰分析部 3 3 2 が、設定された関心領域内とその関心領域外とで個別に最適な減衰率を設定するようにしてもよい。

30

## 【 0 0 9 7 】

（実施の形態 1 の変形例）

続いて、本発明の実施の形態 1 の変形例について説明する。上述した実施の形態 1 では、推定部 3 3 3 が数密度  $n$  および直径  $d$  の対数をとった  $\log n$  および  $\log d$  を推定し、物理量画像データ生成部 3 4 2 が、 $\log n$  および  $\log d$  に対応する視覚情報を B モード画像に重畳するものとして説明したが、本変形例では、演算部 3 3 が、推定部 3 3 3 が推定した  $\log n$  および  $\log d$  を、さらに、 $n$  および  $d$  に変換する。図 1 1 は、本発明の実施の形態 1 の変形例に係る超音波診断装置を備えた超音波診断システム 1 a の構成を示すブロック図である。

40

## 【 0 0 9 8 】

本変形例に係る超音波診断システム 1 a は、上述した実施の形態 1 に係る超音波診断システム 1 の構成に対して、超音波診断装置 3 の演算部 3 3 が、変数変換部 3 3 4 をさらに備える。変数変換部 3 3 4 は、推定部 3 3 3 が推定した  $\log n$  および  $\log d$  を  $n$  および  $d$  に変換する。具体的には、 $\log n$  および  $\log d$  の推定値を 1 0 の指数に代入して  $n$  および  $d$  とする。変数変換部 3 3 4 は、変換後の数密度  $n$  および  $d$  を、物理量画像データ生成部 3 4 2 に出力する。

## 【 0 0 9 9 】

物理量画像データ生成部 3 4 2 は、変数変換部 3 3 4 が変換した物理量（数密度  $n$  およ

50

び / または直径 d ) 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物理量画像データを生成する。物理量画像データ生成部 3 4 2 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物理量に関連する視覚情報を割り当てる。

【 0 1 0 0 】

表示装置 4 は、制御部 3 6 の制御のもと、物理量画像データ生成部 3 4 2 が生成した物理量画像データに対応する物理量画像を表示する。図 1 2 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、物理量に関する視覚情報が重畳された画像を B モード画像に表示する重畳画像表示部 2 0 2 と、観測対象の識別情報などを表示する情報表示部 2 0 3 とを有する。本変形例では、情報表示部 2 0 3 に、物理量の情報として、変数変換部 3 3 4 により変換された散乱体の数密度  $n$  および / または直径  $d$  を表示する。

10

【 0 1 0 1 】

本変形例によれば、推定部 3 3 3 が推定した  $\log n$  および / または  $\log d$  を変数変換して散乱体の数密度  $n$  および直径  $d$  を物理量として表示するようにしたので、散乱体の数密度および / または大きさ ( 直径 ) に直接関連した視覚情報を用いて推定することを可能にした。これにより、熟練を要さずとも、特徴量として算出された値が、どのような病理に対応した組織性状であるかという病理解釈を容易、かつ確実に行うことができる。

【 0 1 0 2 】

また、本変形例によれば、観測対象や基準ファントムの散乱体の数密度  $n$ 、散乱体の直径  $d$  が直接には特徴量  $c$ 、特徴量  $a$  と線形の関係ではなくとも、特徴量  $c$ 、特徴量  $a$  とほぼ線形の関係になる  $\log n$ 、 $\log a$  を用いることができる。そして、 $\log n$ 、 $\log a$  を変数変換することで本来望んでいた物理量である散乱体の数密度  $n$ 、散乱体の直径  $d$  について、そのオーダー ( 桁数 - 1 ) だけではなく、値自身を線形の重回帰分析に帰着して推定することができる。

20

【 0 1 0 3 】

( 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。本実施の形態 2 は、上述した実施の形態 1 に係る超音波診断装置を備えた超音波診断システムの構成と同様の構成を備える。図 1 は共通である。上述した実施の形態 1 では、単回帰分析部 3 3 2 が単回帰分析により特徴量  $a$ 、 $b$ 、 $c$  を算出するものとして説明したが、本実施の形態では単回帰分析部 3 3 2 が観測対象の特徴量として、これら 3 特徴量に加えて減衰率  $\alpha$  を算出する。減衰率  $\alpha$  は、例えば上述したスペクトルデータ  $F(f, L)$  を用いて算出することができる。具体的には、重回帰分析によりスペクトルデータ  $F(f, L)$  の周波数  $f$  に対する重回帰直線の傾きである特徴量  $a$  を求め、次にその傾きの往復距離  $L$  に対するさらなる傾きを求め、さらに  $-1$  を乗ずることで求められる。また、上述した実施の形態 1 では、推定部 3 3 3 が数密度  $n$  および直径  $d$  の対数をとった  $\log n$  および / または  $\log d$  を推定するものとして説明したが、本実施の形態 2 では、推定部 3 3 3 が、数密度  $n$  および直径  $d$  の対数をとった  $\log n$  および / または  $\log d$  に加えて、散乱強度 ( 以下、散乱強度を  $r$  とする ) を推定する。ここでいう散乱強度とは、散乱体と媒体の振幅反射率、エネルギー反射率、および / または、それらの関数である。ここで、散乱強度は、以下のように定義される振幅反射率またはエネルギー反射率である。  $Z$  は、音響インピーダンスを示す。

30

40

$$\begin{aligned} \text{振幅反射率} &= \frac{|Z_{\text{散乱体}} - Z_{\text{媒体}}|}{|Z_{\text{散乱体}} + Z_{\text{媒体}}|} \\ \text{エネルギー反射率} &= \frac{|Z_{\text{散乱体}} - Z_{\text{媒体}}|^2}{|Z_{\text{散乱体}} + Z_{\text{媒体}}|^2} \end{aligned}$$

【 0 1 0 4 】

本実施の形態 2 において、推定部 3 3 3 は、単回帰分析部 3 3 2 が減衰補正を行った特徴量  $a$  および特徴量  $c$  および特徴量としての減衰率  $\alpha$  と、記憶部 3 7 に記憶されている定数  $\alpha_0$ 、 $\alpha_1$ 、 $\alpha_2$ 、 $\alpha_3$ 、 $\alpha_4$ 、 $\alpha_5$ 、 $\alpha_6$ 、 $\alpha_7$ 、 $\alpha_8$ 、 $\alpha_9$ 、 $\alpha_{10}$ 、 $\alpha_{11}$ 、 $\alpha_{12}$ 、 $\alpha_{13}$ 、 $\alpha_{14}$ 、 $\alpha_{15}$ 、 $\alpha_{16}$ 、 $\alpha_{17}$ 、 $\alpha_{18}$ 、 $\alpha_{19}$ 、 $\alpha_{20}$ 、 $\alpha_{21}$ 、 $\alpha_{22}$ 、 $\alpha_{23}$ 、 $\alpha_{24}$ 、 $\alpha_{25}$ 、 $\alpha_{26}$ 、 $\alpha_{27}$ 、 $\alpha_{28}$ 、 $\alpha_{29}$ 、 $\alpha_{30}$ 、 $\alpha_{31}$ 、 $\alpha_{32}$ 、 $\alpha_{33}$ 、 $\alpha_{34}$ 、 $\alpha_{35}$ 、 $\alpha_{36}$ 、 $\alpha_{37}$ 、 $\alpha_{38}$ 、 $\alpha_{39}$ 、 $\alpha_{40}$ 、 $\alpha_{41}$ 、 $\alpha_{42}$ 、 $\alpha_{43}$ 、 $\alpha_{44}$ 、 $\alpha_{45}$ 、 $\alpha_{46}$ 、 $\alpha_{47}$ 、 $\alpha_{48}$ 、 $\alpha_{49}$ 、 $\alpha_{50}$ 、 $\alpha_{51}$ 、 $\alpha_{52}$ 、 $\alpha_{53}$ 、 $\alpha_{54}$ 、 $\alpha_{55}$ 、 $\alpha_{56}$ 、 $\alpha_{57}$ 、 $\alpha_{58}$ 、 $\alpha_{59}$ 、 $\alpha_{60}$ 、 $\alpha_{61}$ 、 $\alpha_{62}$ 、 $\alpha_{63}$ 、 $\alpha_{64}$ 、 $\alpha_{65}$ 、 $\alpha_{66}$ 、 $\alpha_{67}$ 、 $\alpha_{68}$ 、 $\alpha_{69}$ 、 $\alpha_{70}$ 、 $\alpha_{71}$ 、 $\alpha_{72}$ 、 $\alpha_{73}$ 、 $\alpha_{74}$ 、 $\alpha_{75}$ 、 $\alpha_{76}$ 、 $\alpha_{77}$ 、 $\alpha_{78}$ 、 $\alpha_{79}$ 、 $\alpha_{80}$ 、 $\alpha_{81}$ 、 $\alpha_{82}$ 、 $\alpha_{83}$ 、 $\alpha_{84}$ 、 $\alpha_{85}$ 、 $\alpha_{86}$ 、 $\alpha_{87}$ 、 $\alpha_{88}$ 、 $\alpha_{89}$ 、 $\alpha_{90}$ 、 $\alpha_{91}$ 、 $\alpha_{92}$ 、 $\alpha_{93}$ 、 $\alpha_{94}$ 、 $\alpha_{95}$ 、 $\alpha_{96}$ 、 $\alpha_{97}$ 、 $\alpha_{98}$ 、 $\alpha_{99}$ 、 $\alpha_{100}$ 、 $\alpha_{101}$ 、 $\alpha_{102}$ 、 $\alpha_{103}$ 、 $\alpha_{104}$ 、 $\alpha_{105}$ 、 $\alpha_{106}$ 、 $\alpha_{107}$ 、 $\alpha_{108}$ 、 $\alpha_{109}$ 、 $\alpha_{110}$ 、 $\alpha_{111}$ 、 $\alpha_{112}$ 、 $\alpha_{113}$ 、 $\alpha_{114}$ 、 $\alpha_{115}$ 、 $\alpha_{116}$ 、 $\alpha_{117}$ 、 $\alpha_{118}$ 、 $\alpha_{119}$ 、 $\alpha_{120}$ 、 $\alpha_{121}$ 、 $\alpha_{122}$ 、 $\alpha_{123}$ 、 $\alpha_{124}$ 、 $\alpha_{125}$ 、 $\alpha_{126}$ 、 $\alpha_{127}$ 、 $\alpha_{128}$ 、 $\alpha_{129}$ 、 $\alpha_{130}$ 、 $\alpha_{131}$ 、 $\alpha_{132}$ 、 $\alpha_{133}$ 、 $\alpha_{134}$ 、 $\alpha_{135}$ 、 $\alpha_{136}$ 、 $\alpha_{137}$ 、 $\alpha_{138}$ 、 $\alpha_{139}$ 、 $\alpha_{140}$ 、 $\alpha_{141}$ 、 $\alpha_{142}$ 、 $\alpha_{143}$ 、 $\alpha_{144}$ 、 $\alpha_{145}$ 、 $\alpha_{146}$ 、 $\alpha_{147}$ 、 $\alpha_{148}$ 、 $\alpha_{149}$ 、 $\alpha_{150}$ 、 $\alpha_{151}$ 、 $\alpha_{152}$ 、 $\alpha_{153}$ 、 $\alpha_{154}$ 、 $\alpha_{155}$ 、 $\alpha_{156}$ 、 $\alpha_{157}$ 、 $\alpha_{158}$ 、 $\alpha_{159}$ 、 $\alpha_{160}$ 、 $\alpha_{161}$ 、 $\alpha_{162}$ 、 $\alpha_{163}$ 、 $\alpha_{164}$ 、 $\alpha_{165}$ 、 $\alpha_{166}$ 、 $\alpha_{167}$ 、 $\alpha_{168}$ 、 $\alpha_{169}$ 、 $\alpha_{170}$ 、 $\alpha_{171}$ 、 $\alpha_{172}$ 、 $\alpha_{173}$ 、 $\alpha_{174}$ 、 $\alpha_{175}$ 、 $\alpha_{176}$ 、 $\alpha_{177}$ 、 $\alpha_{178}$ 、 $\alpha_{179}$ 、 $\alpha_{180}$ 、 $\alpha_{181}$ 、 $\alpha_{182}$ 、 $\alpha_{183}$ 、 $\alpha_{184}$ 、 $\alpha_{185}$ 、 $\alpha_{186}$ 、 $\alpha_{187}$ 、 $\alpha_{188}$ 、 $\alpha_{189}$ 、 $\alpha_{190}$ 、 $\alpha_{191}$ 、 $\alpha_{192}$ 、 $\alpha_{193}$ 、 $\alpha_{194}$ 、 $\alpha_{195}$ 、 $\alpha_{196}$ 、 $\alpha_{197}$ 、 $\alpha_{198}$ 、 $\alpha_{199}$ 、 $\alpha_{200}$ 、 $\alpha_{201}$ 、 $\alpha_{202}$ 、 $\alpha_{203}$ 、 $\alpha_{204}$ 、 $\alpha_{205}$ 、 $\alpha_{206}$ 、 $\alpha_{207}$ 、 $\alpha_{208}$ 、 $\alpha_{209}$ 、 $\alpha_{210}$ 、 $\alpha_{211}$ 、 $\alpha_{212}$ 、 $\alpha_{213}$ 、 $\alpha_{214}$ 、 $\alpha_{215}$ 、 $\alpha_{216}$ 、 $\alpha_{217}$ 、 $\alpha_{218}$ 、 $\alpha_{219}$ 、 $\alpha_{220}$ 、 $\alpha_{221}$ 、 $\alpha_{222}$ 、 $\alpha_{223}$ 、 $\alpha_{224}$ 、 $\alpha_{225}$ 、 $\alpha_{226}$ 、 $\alpha_{227}$ 、 $\alpha_{228}$ 、 $\alpha_{229}$ 、 $\alpha_{230}$ 、 $\alpha_{231}$ 、 $\alpha_{232}$ 、 $\alpha_{233}$ 、 $\alpha_{234}$ 、 $\alpha_{235}$ 、 $\alpha_{236}$ 、 $\alpha_{237}$ 、 $\alpha_{238}$ 、 $\alpha_{239}$ 、 $\alpha_{240}$ 、 $\alpha_{241}$ 、 $\alpha_{242}$ 、 $\alpha_{243}$ 、 $\alpha_{244}$ 、 $\alpha_{245}$ 、 $\alpha_{246}$ 、 $\alpha_{247}$ 、 $\alpha_{248}$ 、 $\alpha_{249}$ 、 $\alpha_{250}$ 、 $\alpha_{251}$ 、 $\alpha_{252}$ 、 $\alpha_{253}$ 、 $\alpha_{254}$ 、 $\alpha_{255}$ 、 $\alpha_{256}$ 、 $\alpha_{257}$ 、 $\alpha_{258}$ 、 $\alpha_{259}$ 、 $\alpha_{260}$ 、 $\alpha_{261}$ 、 $\alpha_{262}$ 、 $\alpha_{263}$ 、 $\alpha_{264}$ 、 $\alpha_{265}$ 、 $\alpha_{266}$ 、 $\alpha_{267}$ 、 $\alpha_{268}$ 、 $\alpha_{269}$ 、 $\alpha_{270}$ 、 $\alpha_{271}$ 、 $\alpha_{272}$ 、 $\alpha_{273}$ 、 $\alpha_{274}$ 、 $\alpha_{275}$ 、 $\alpha_{276}$ 、 $\alpha_{277}$ 、 $\alpha_{278}$ 、 $\alpha_{279}$ 、 $\alpha_{280}$ 、 $\alpha_{281}$ 、 $\alpha_{282}$ 、 $\alpha_{283}$ 、 $\alpha_{284}$ 、 $\alpha_{285}$ 、 $\alpha_{286}$ 、 $\alpha_{287}$ 、 $\alpha_{288}$ 、 $\alpha_{289}$ 、 $\alpha_{290}$ 、 $\alpha_{291}$ 、 $\alpha_{292}$ 、 $\alpha_{293}$ 、 $\alpha_{294}$ 、 $\alpha_{295}$ 、 $\alpha_{296}$ 、 $\alpha_{297}$ 、 $\alpha_{298}$ 、 $\alpha_{299}$ 、 $\alpha_{300}$ 、 $\alpha_{301}$ 、 $\alpha_{302}$ 、 $\alpha_{303}$ 、 $\alpha_{304}$ 、 $\alpha_{305}$ 、 $\alpha_{306}$ 、 $\alpha_{307}$ 、 $\alpha_{308}$ 、 $\alpha_{309}$ 、 $\alpha_{310}$ 、 $\alpha_{311}$ 、 $\alpha_{312}$ 、 $\alpha_{313}$ 、 $\alpha_{314}$ 、 $\alpha_{315}$ 、 $\alpha_{316}$ 、 $\alpha_{317}$ 、 $\alpha_{318}$ 、 $\alpha_{319}$ 、 $\alpha_{320}$ 、 $\alpha_{321}$ 、 $\alpha_{322}$ 、 $\alpha_{323}$ 、 $\alpha_{324}$ 、 $\alpha_{325}$ 、 $\alpha_{326}$ 、 $\alpha_{327}$ 、 $\alpha_{328}$ 、 $\alpha_{329}$ 、 $\alpha_{330}$ 、 $\alpha_{331}$ 、 $\alpha_{332}$ 、 $\alpha_{333}$ 、 $\alpha_{334}$ 、 $\alpha_{335}$ 、 $\alpha_{336}$ 、 $\alpha_{337}$ 、 $\alpha_{338}$ 、 $\alpha_{339}$ 、 $\alpha_{340}$ 、 $\alpha_{341}$ 、 $\alpha_{342}$ 、 $\alpha_{343}$ 、 $\alpha_{344}$ 、 $\alpha_{345}$ 、 $\alpha_{346}$ 、 $\alpha_{347}$ 、 $\alpha_{348}$ 、 $\alpha_{349}$ 、 $\alpha_{350}$ 、 $\alpha_{351}$ 、 $\alpha_{352}$ 、 $\alpha_{353}$ 、 $\alpha_{354}$ 、 $\alpha_{355}$ 、 $\alpha_{356}$ 、 $\alpha_{357}$ 、 $\alpha_{358}$ 、 $\alpha_{359}$ 、 $\alpha_{360}$ 、 $\alpha_{361}$ 、 $\alpha_{362}$ 、 $\alpha_{363}$ 、 $\alpha_{364}$ 、 $\alpha_{365}$ 、 $\alpha_{366}$ 、 $\alpha_{367}$ 、 $\alpha_{368}$ 、 $\alpha_{369}$ 、 $\alpha_{370}$ 、 $\alpha_{371}$ 、 $\alpha_{372}$ 、 $\alpha_{373}$ 、 $\alpha_{374}$ 、 $\alpha_{375}$ 、 $\alpha_{376}$ 、 $\alpha_{377}$ 、 $\alpha_{378}$ 、 $\alpha_{379}$ 、 $\alpha_{380}$ 、 $\alpha_{381}$ 、 $\alpha_{382}$ 、 $\alpha_{383}$ 、 $\alpha_{384}$ 、 $\alpha_{385}$ 、 $\alpha_{386}$ 、 $\alpha_{387}$ 、 $\alpha_{388}$ 、 $\alpha_{389}$ 、 $\alpha_{390}$ 、 $\alpha_{391}$ 、 $\alpha_{392}$ 、 $\alpha_{393}$ 、 $\alpha_{394}$ 、 $\alpha_{395}$ 、 $\alpha_{396}$ 、 $\alpha_{397}$ 、 $\alpha_{398}$ 、 $\alpha_{399}$ 、 $\alpha_{400}$ 、 $\alpha_{401}$ 、 $\alpha_{402}$ 、 $\alpha_{403}$ 、 $\alpha_{404}$ 、 $\alpha_{405}$ 、 $\alpha_{406}$ 、 $\alpha_{407}$ 、 $\alpha_{408}$ 、 $\alpha_{409}$ 、 $\alpha_{410}$ 、 $\alpha_{411}$ 、 $\alpha_{412}$ 、 $\alpha_{413}$ 、 $\alpha_{414}$ 、 $\alpha_{415}$ 、 $\alpha_{416}$ 、 $\alpha_{417}$ 、 $\alpha_{418}$ 、 $\alpha_{419}$ 、 $\alpha_{420}$ 、 $\alpha_{421}$ 、 $\alpha_{422}$ 、 $\alpha_{423}$ 、 $\alpha_{424}$ 、 $\alpha_{425}$ 、 $\alpha_{426}$ 、 $\alpha_{427}$ 、 $\alpha_{428}$ 、 $\alpha_{429}$ 、 $\alpha_{430}$ 、 $\alpha_{431}$ 、 $\alpha_{432}$ 、 $\alpha_{433}$ 、 $\alpha_{434}$ 、 $\alpha_{435}$ 、 $\alpha_{436}$ 、 $\alpha_{437}$ 、 $\alpha_{438}$ 、 $\alpha_{439}$ 、 $\alpha_{440}$ 、 $\alpha_{441}$ 、 $\alpha_{442}$ 、 $\alpha_{443}$ 、 $\alpha_{444}$ 、 $\alpha_{445}$ 、 $\alpha_{446}$ 、 $\alpha_{447}$ 、 $\alpha_{448}$ 、 $\alpha_{449}$ 、 $\alpha_{450}$ 、 $\alpha_{451}$ 、 $\alpha_{452}$ 、 $\alpha_{453}$ 、 $\alpha_{454}$ 、 $\alpha_{455}$ 、 $\alpha_{456}$ 、 $\alpha_{457}$ 、 $\alpha_{458}$ 、 $\alpha_{459}$ 、 $\alpha_{460}$ 、 $\alpha_{461}$ 、 $\alpha_{462}$ 、 $\alpha_{463}$ 、 $\alpha_{464}$ 、 $\alpha_{465}$ 、 $\alpha_{466}$ 、 $\alpha_{467}$ 、 $\alpha_{468}$ 、 $\alpha_{469}$ 、 $\alpha_{470}$ 、 $\alpha_{471}$ 、 $\alpha_{472}$ 、 $\alpha_{473}$ 、 $\alpha_{474}$ 、 $\alpha_{475}$ 、 $\alpha_{476}$ 、 $\alpha_{477}$ 、 $\alpha_{478}$ 、 $\alpha_{479}$ 、 $\alpha_{480}$ 、 $\alpha_{481}$ 、 $\alpha_{482}$ 、 $\alpha_{483}$ 、 $\alpha_{484}$ 、 $\alpha_{485}$ 、 $\alpha_{486}$ 、 $\alpha_{487}$ 、 $\alpha_{488}$ 、 $\alpha_{489}$ 、 $\alpha_{490}$ 、 $\alpha_{491}$ 、 $\alpha_{492}$ 、 $\alpha_{493}$ 、 $\alpha_{494}$ 、 $\alpha_{495}$ 、 $\alpha_{496}$ 、 $\alpha_{497}$ 、 $\alpha_{498}$ 、 $\alpha_{499}$ 、 $\alpha_{500}$ 、 $\alpha_{501}$ 、 $\alpha_{502}$ 、 $\alpha_{503}$ 、 $\alpha_{504}$ 、 $\alpha_{505}$ 、 $\alpha_{506}$ 、 $\alpha_{507}$ 、 $\alpha_{508}$ 、 $\alpha_{509}$ 、 $\alpha_{510}$ 、 $\alpha_{511}$ 、 $\alpha_{512}$ 、 $\alpha_{513}$ 、 $\alpha_{514}$ 、 $\alpha_{515}$ 、 $\alpha_{516}$ 、 $\alpha_{517}$ 、 $\alpha_{518}$ 、 $\alpha_{519}$ 、 $\alpha_{520}$ 、 $\alpha_{521}$ 、 $\alpha_{522}$ 、 $\alpha_{523}$ 、 $\alpha_{524}$ 、 $\alpha_{525}$ 、 $\alpha_{526}$ 、 $\alpha_{527}$ 、 $\alpha_{528}$ 、 $\alpha_{529}$ 、 $\alpha_{530}$ 、 $\alpha_{531}$ 、 $\alpha_{532}$ 、 $\alpha_{533}$ 、 $\alpha_{534}$ 、 $\alpha_{535}$ 、 $\alpha_{536}$ 、 $\alpha_{537}$ 、 $\alpha_{538}$ 、 $\alpha_{539}$ 、 $\alpha_{540}$ 、 $\alpha_{541}$ 、 $\alpha_{542}$ 、 $\alpha_{543}$ 、 $\alpha_{544}$ 、 $\alpha_{545}$ 、 $\alpha_{546}$ 、 $\alpha_{547}$ 、 $\alpha_{548}$ 、 $\alpha_{549}$ 、 $\alpha_{550}$ 、 $\alpha_{551}$ 、 $\alpha_{552}$ 、 $\alpha_{553}$ 、 $\alpha_{554}$ 、 $\alpha_{555}$ 、 $\alpha_{556}$ 、 $\alpha_{557}$ 、 $\alpha_{558}$ 、 $\alpha_{559}$ 、 $\alpha_{560}$ 、 $\alpha_{561}$ 、 $\alpha_{562}$ 、 $\alpha_{563}$ 、 $\alpha_{564}$ 、 $\alpha_{565}$ 、 $\alpha_{566}$ 、 $\alpha_{567}$ 、 $\alpha_{568}$ 、 $\alpha_{569}$ 、 $\alpha_{570}$ 、 $\alpha_{571}$ 、 $\alpha_{572}$ 、 $\alpha_{573}$ 、 $\alpha_{574}$ 、 $\alpha_{575}$ 、 $\alpha_{576}$ 、 $\alpha_{577}$ 、 $\alpha_{578}$ 、 $\alpha_{579}$ 、 $\alpha_{580}$ 、 $\alpha_{581}$ 、 $\alpha_{582}$ 、 $\alpha_{583}$ 、 $\alpha_{584}$ 、 $\alpha_{585}$ 、 $\alpha_{586}$ 、 $\alpha_{587}$ 、 $\alpha_{588}$ 、 $\alpha_{589}$ 、 $\alpha_{590}$ 、 $\alpha_{591}$ 、 $\alpha_{592}$ 、 $\alpha_{593}$ 、 $\alpha_{594}$ 、 $\alpha_{595}$ 、 $\alpha_{596}$ 、 $\alpha_{597}$ 、 $\alpha_{598}$ 、 $\alpha_{599}$ 、 $\alpha_{600}$ 、 $\alpha_{601}$ 、 $\alpha_{602}$ 、 $\alpha_{603}$ 、 $\alpha_{604}$ 、 $\alpha_{605}$ 、 $\alpha_{606}$ 、 $\alpha_{607}$ 、 $\alpha_{608}$ 、 $\alpha_{609}$ 、 $\alpha_{610}$ 、 $\alpha_{611}$ 、 $\alpha_{612}$ 、 $\alpha_{613}$ 、 $\alpha_{614}$ 、 $\alpha_{615}$ 、 $\alpha_{616}$ 、 $\alpha_{617}$ 、 $\alpha_{618}$ 、 $\alpha_{619}$ 、 $\alpha_{620}$ 、 $\alpha_{621}$ 、 $\alpha_{622}$ 、 $\alpha_{623}$ 、 $\alpha_{624}$ 、 $\alpha_{625}$ 、 $\alpha_{626}$ 、 $\alpha_{627}$ 、 $\alpha_{628}$ 、 $\alpha_{629}$ 、 $\alpha_{630}$ 、 $\alpha_{631}$ 、 $\alpha_{632}$ 、 $\alpha_{633}$ 、 $\alpha_{634}$ 、 $\alpha_{635}$ 、 $\alpha_{636}$ 、 $\alpha_{637}$ 、 $\alpha_{638}$ 、 $\alpha_{639}$ 、 $\alpha_{640}$ 、 $\alpha_{641}$ 、 $\alpha_{642}$ 、 $\alpha_{643}$ 、 $\alpha_{644}$ 、 $\alpha_{645}$ 、 $\alpha_{646}$ 、 $\alpha_{647}$ 、 $\alpha_{648}$ 、 $\alpha_{649}$ 、 $\alpha_{650}$ 、 $\alpha_{651}$ 、 $\alpha_{652}$ 、 $\alpha_{653}$ 、 $\alpha_{654}$ 、 $\alpha_{655}$ 、 $\alpha_{656}$ 、 $\alpha_{657}$ 、 $\alpha_{658}$ 、 $\alpha_{659}$ 、 $\alpha_{660}$ 、 $\alpha_{661}$ 、 $\alpha_{662}$ 、 $\alpha_{663}$ 、 $\alpha_{664}$ 、 $\alpha_{665}$ 、 $\alpha_{666}$ 、 $\alpha_{667}$ 、 $\alpha_{668}$ 、 $\alpha_{669}$ 、 $\alpha_{670}$ 、 $\alpha_{671}$ 、 $\alpha_{672}$ 、 $\alpha_{673}$ 、 $\alpha_{674}$ 、 $\alpha_{675}$ 、 $\alpha_{676}$ 、 $\alpha_{677}$ 、 $\alpha_{678}$ 、 $\alpha_{679}$ 、 $\alpha_{680}$ 、 $\alpha_{681}$ 、 $\alpha_{682}$ 、 $\alpha_{683}$ 、 $\alpha_{684}$ 、 $\alpha_{685}$ 、 $\alpha_{686}$ 、 $\alpha_{687}$ 、 $\alpha_{688}$ 、 $\alpha_{689}$ 、 $\alpha_{690}$ 、 $\alpha_{691}$ 、 $\alpha_{692}$ 、 $\alpha_{693}$ 、 $\alpha_{694}$ 、 $\alpha_{695}$ 、 $\alpha_{696}$ 、 $\alpha_{697}$ 、 $\alpha_{698}$ 、 $\alpha_{699}$ 、 $\alpha_{700}$ 、 $\alpha_{701}$ 、 $\alpha_{702}$ 、 $\alpha_{703}$ 、 $\alpha_{704}$ 、 $\alpha_{705}$ 、 $\alpha_{706}$ 、 $\alpha_{707}$ 、 $\alpha_{708}$ 、 $\alpha_{709}$ 、 $\alpha_{710}$ 、 $\alpha_{711}$ 、 $\alpha_{712}$ 、 $\alpha_{713}$ 、 $\alpha_{714}$ 、 $\alpha_{715}$ 、 $\alpha_{716}$ 、 $\alpha_{717}$ 、 $\alpha_{718}$ 、 $\alpha_{719}$ 、 $\alpha_{720}$ 、 $\alpha_{721}$ 、 $\alpha_{722}$ 、 $\alpha_{723}$ 、 $\alpha_{724}$ 、 $\alpha_{725}$ 、 $\alpha_{726}$ 、 $\alpha_{727}$ 、 $\alpha_{728}$ 、 $\alpha_{729}$ 、 $\alpha_{730}$ 、 $\alpha_{731}$ 、 $\alpha_{732}$ 、 $\alpha_{733}$ 、 $\alpha_{734}$ 、 $\alpha_{735}$ 、 $\alpha_{736}$ 、 $\alpha_{737}$ 、 $\alpha_{738}$ 、 $\alpha_{739}$ 、 $\alpha_{740}$ 、 $\alpha_{741}$ 、 $\alpha_{742}$ 、 $\alpha_{743}$ 、 $\alpha_{744}$ 、 $\alpha_{745}$ 、 $\alpha_{746}$ 、 $\alpha_{747}$ 、 $\alpha_{748}$ 、 $\alpha_{749}$ 、 $\alpha_{750}$ 、 $\alpha_{751}$ 、 $\alpha_{752}$ 、 $\alpha_{753}$ 、 $\alpha_{754}$ 、 $\alpha_{755}$ 、 $\alpha_{756}$ 、 $\alpha_{757}$ 、 $\alpha_{758}$ 、 $\alpha_{759}$ 、 $\alpha_{760}$ 、 $\alpha_{761}$ 、 $\alpha_{762}$ 、 $\alpha_{763}$ 、 $\alpha_{764}$ 、 $\alpha_{765}$ 、 $\alpha_{766}$ 、 $\alpha_{767}$ 、 $\alpha_{768}$ 、 $\alpha_{769}$ 、 $\alpha_{770}$ 、 $\alpha_{771}$ 、 $\alpha_{772}$ 、 $\alpha_{773}$ 、 $\alpha_{774}$ 、 $\alpha_{775}$ 、 $\alpha_{776}$ 、 $\alpha_{777}$ 、 $\alpha_{778}$ 、 $\alpha_{779}$ 、 $\alpha_{780}$ 、 $\alpha_{781}$ 、 $\alpha_{782}$ 、 $\alpha_{783}$ 、 $\alpha_{784}$ 、 $\alpha_{785}$ 、 $\alpha_{786}$ 、 $\alpha_{787}$ 、 $\alpha_{788}$ 、 $\alpha_{789}$ 、 $\alpha_{790}$ 、 $\alpha_{791}$ 、 $\alpha_{792}$ 、 $\alpha_{793}$ 、 $\alpha_{794}$ 、 $\alpha_{795}$ 、 $\alpha_{796}$ 、 $\alpha_{797}$ 、 $\alpha_{798}$ 、 $\alpha_{799}$ 、 $\alpha_{800}$ 、 $\alpha_{801}$ 、 $\alpha_{802}$ 、 $\alpha_{803}$ 、 $\alpha_{804}$ 、 $\alpha_{805}$ 、 $\alpha_{806}$ 、 $\alpha_{807}$ 、 $\alpha_{808}$ 、 $\alpha_{809}$ 、 $\alpha_{810}$ 、 $\alpha_{811}$ 、 $\alpha_{812}$ 、 $\alpha_{813}$ 、 $\alpha_{814}$ 、 $\alpha_{815}$ 、 $\alpha_{816}$ 、 $\alpha_{817}$ 、 $\alpha_{818}$ 、 $\alpha_{819}$ 、 $\alpha_{820}$ 、 $\alpha_{821}$ 、 $\alpha_{822}$ 、 $\alpha_{823}$ 、 $\alpha_{824}$ 、 $\alpha_{825}$ 、 $\alpha_{826}$ 、 $\alpha_{827}$ 、 $\alpha_{828}$ 、 $\alpha_{829}$ 、 $\alpha_{830}$ 、 $\alpha_{831}$ 、 $\alpha_{832}$ 、 $\alpha_{833}$ 、 $\alpha_{834}$ 、 $\alpha_{835}$ 、 $\alpha_{836}$ 、 $\alpha_{837}$ 、 $\alpha_{838}$ 、 $\alpha_{839}$ 、 $\alpha_{840}$ 、 $\alpha_{841}$ 、 $\alpha_{842}$ 、 $\alpha_{843}$ 、 $\alpha_{844}$ 、 $\alpha_{845}$ 、 $\alpha_{846}$ 、 $\alpha_{847}$ 、 $\alpha_{848}$ 、 $\alpha_{849}$ 、 $\alpha_{850}$ 、 $\alpha_{851}$ 、 $\alpha_{852}$ 、 $\alpha_{853}$ 、 $\alpha_{854}$ 、 $\alpha_{855}$ 、 $\alpha_{856}$ 、 $\alpha_{857}$ 、 $\alpha_{858}$ 、<

する。具体的に、特徴量  $a$  (傾き)、特徴量  $c$  (ミッドバンドフィット) および減衰率が、 $\log n$ 、 $\log d$  および散乱強度  $r$  と線形関係を有するものと仮定し、推定部 333 は、後述する 4 次元空間内における回帰平面 (つまり 3 次元立体) の方程式 (15) ~ (17) から導いた下式 (19) をもとに、 $\log n$ 、 $\log d$  および散乱強度  $r$  を推定する。推定部 333 は、推定した  $\log n$ 、 $\log d$  および / または散乱強度  $r$  を物理量として画像処理部 34 に出力する。

【数 7】

$$c = \alpha \cdot \log n + \beta \cdot \log d + \gamma \cdot r + \delta \quad \dots(15)$$

$$a = \alpha' \cdot \log n + \beta' \cdot \log d + \gamma' \cdot r + \delta' \quad \dots(16)$$

$$\zeta = \alpha'' \cdot \log n + \beta'' \cdot \log d + \gamma'' \cdot r + \delta'' \quad \dots(17)$$

10

【0105】

上式 (15) ~ (17) から、下式 (18) が得られる。

【数 8】

$$\begin{pmatrix} c \\ a \\ \zeta \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & \beta & \gamma \\ \alpha' & \beta' & \gamma' \\ \alpha'' & \beta'' & \gamma'' \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \log n \\ \log d \\ r \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \delta \\ \delta' \\ \delta'' \end{pmatrix} \quad \dots(18)$$

20

式 (18) より下式 (19) が得られる。

【数 9】

$$\begin{pmatrix} \log n \\ \log d \\ r \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & \beta & \gamma \\ \alpha' & \beta' & \gamma' \\ \alpha'' & \beta'' & \gamma'' \end{pmatrix}^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} c \\ a \\ \zeta \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \delta \\ \delta' \\ \delta'' \end{pmatrix} \right\} \quad \dots(19)$$

30

【0106】

ここで、定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 、 $\delta'$ 、 $\alpha''$ 、 $\beta''$ 、 $\gamma''$ 、 $\delta''$  の求め方について説明する。以下では、一例として定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  の求め方について説明する。定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  は、散乱体の大きさ (直径)、数密度および散乱強度を調整した材料を均一に混ぜて分布させて固化することによって形成され、散乱体の大きさ (直径) および数密度が予めわかっているととも、減衰率 [dB/cm/MHz] も均一であることが予めわかっている基準ファントムに超音波を送信し、得られた超音波エコーに基づいて算出された特徴量  $c$  (ミッドバンドフィット) を算出してそれぞれ得ることができる。本実施の形態 2 では、上述した実施の形態 1 と同様に、散乱体の直径および数密度および散乱強度の組み合わせが異なる  $N$  個の基準ファントムを用いて、特徴量  $c$  をそれぞれ算出する。以下の説明では、 $N$  個のファントムのうち、 $i$  番目の基準ファントムの散乱体の数密度を  $n_i$ 、直径を  $d_i$ 、散乱強度を  $r_i$ 、減衰率を  $\mu_i$  とし、この  $i$  番目の基準ファントムにより得られた特徴量 (ミッドバンドフィット) を  $c_i$  とする ( $1 \leq i \leq N$ )。この際、特徴量  $c_i$  は、 $i$  番目の基準ファントムの減衰率  $\mu_i$  を基に、 $i$  番目の基準ファントムのスペクトルデータが算出された深度および式 (5) を用いて減衰の影響が排除され、深度に依存しない。

40

【0107】

$N$  個の基準ファントムから特徴量  $c_i$  をそれぞれ取得後、散乱体の数密度  $n_i$ 、直径  $d_i$ 、散乱強度  $r_i$  および特徴量  $c_i$  の全基準ファントムにわたる平均をそれぞれ求める。その後、下式 (20)、(21) に示す行列  $G$  および列ベクトル  $Y$  を定義する。4 次元平面内の回帰平面の方程式の定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  と  $\delta$  とは、式 (20)、(21) で定義される下式 (2

50

2) によって得ることができる。

【数 1 0】

$$G = \begin{pmatrix} \log n_1 - \log \bar{n} & \log n_2 - \log \bar{n} & \cdots & \log n_{N-1} - \log \bar{n} & \log n_N - \log \bar{n} \\ \log d_1 - \log \bar{d} & \log d_2 - \log \bar{d} & \cdots & \log d_{N-1} - \log \bar{d} & \log d_N - \log \bar{d} \\ r_1 - \bar{r} & r_2 - \bar{r} & \cdots & r_{N-1} - \bar{r} & r_N - \bar{r} \end{pmatrix}$$

…(20)

$$Y = \begin{pmatrix} c_1 - \bar{c} \\ c_2 - \bar{c} \\ c_3 - \bar{c} \\ \vdots \\ c_N - \bar{c} \end{pmatrix} \quad \cdots(21)$$

10

【数 1 1】

$$\begin{pmatrix} \alpha \\ \beta \\ \gamma \end{pmatrix} = (G^t G)^{-1} G Y \quad \cdots(22)$$

20

ここで、左肩の t は転置行列を示し、右肩の - 1 は逆行列を示している。

【0 1 0 8】

また、回帰平面が、散乱体の数密度  $n_i$ 、直径  $d_i$ 、散乱強度  $r_i$  および特徴量  $c_i$  の各平均を座標とする点 (重心) を通過することから、式 (15) より下式 (23) を得る。上式 (22) で得た定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  を下式 (23) へ代入して定数  $\bar{c}$  を求めることができる。

【数 1 2】

$$\bar{c} = \alpha \cdot \log \bar{n} + \beta \cdot \log \bar{d} + \gamma \cdot \bar{r} + \delta \quad \cdots(23)$$

30

【0 1 0 9】

上述したようにして、N 個の基準ファントムを用いて、上式 (15) の定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  を求めることができる。上式 (16) の定数  $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 、 $\delta'$  についても同様に、N 個の基準ファントムを用いて、特徴量  $a_i$  を算出して、定数  $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 、 $\delta'$  を求めることができる。また、上式 (17) の定数  $\alpha''$ 、 $\beta''$ 、 $\gamma''$ 、 $\delta''$  についても同様に、N 個の基準ファントムを用いて、改めて測定した減衰率  $\mu_i$  もしくは既知の減衰率  $\mu_i$  を用いて、定数  $\alpha''$ 、 $\beta''$ 、 $\gamma''$ 、 $\delta''$  を求めることができる。この取得した定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 、 $\delta'$ 、 $\alpha''$ 、 $\beta''$ 、 $\gamma''$ 、 $\delta''$  は、記憶部 37 に記憶される。

40

【0 1 1 0】

この後、超音波内視鏡 2 を介して得られた観測対象の特徴量  $c$ 、特徴量  $a$ 、減衰率  $\mu$ 、および、観測対象内の散乱体の直径  $d$  の桁数 - 1 である  $\log d$ 、散乱体の数密度  $n$  の桁数 - 1 である  $\log n$ 、散乱体の散乱強度  $r$  も、基準ファントムから得られた物理的な傾向に従うと考えられる。そのため、データセット ( $n, d, r, c$ ) は、回帰平面の方程式 (15) を満足する。同様に、観測対象からのデータセット ( $n, d, r, a$ ) は式 (16) を満足し、観測対象からのデータセット ( $n, d, r, \mu$ ) は式 (17) を満足する。観測対象の  $n, d, r, c, a, \mu$  は、式 (15) と式 (16) と式 (17) とを満足す

50

るので、式(19)を満足する。よって、推定部333は、このように観測対象からの特徴量c、特徴量a、特徴量としての観測対象の減衰率を式(19)へ代入し、log nおよびlog dおよび散乱強度rを推定する。

【0111】

なお、本実施の形態2では、上述した基準ファントムからの超音波エコーに基づいたエコー信号の受信、特徴量c、特徴量a、減衰率の算出、N個のデータセットの算出、定数、の算出は、超音波診断装置3の外部で実施される。そして、取得した定数、は、工場出荷前に、入力部35を介して記憶部37に内蔵された関係情報記憶部371に記憶される。

10

【0112】

物理量画像データ生成部342は、推定部333が変換した物理量(log n、log dおよび/またはr)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物理量画像データを生成する。物理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<sub>j</sub>(j=1、2、・・・、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<sub>j</sub>から算出される周波数スペクトルの特徴量に対応する物理量に関連する視覚情報を割り当てる。

【0113】

以上説明した本発明の実施の形態2によれば、単回帰分析部332により算出された特徴量と、減衰率と、基準ファントムを用いて算出された関係式(定数、)とを用いて、推定部333が数密度nおよび直径dの対数をとったlog n、log dおよび/または散乱強度rを推定するようにしたので、散乱体の数密度、大きさ(直径)および/または散乱強度を直接推定することを可能にした。これにより、熟練を要さずとも、特徴量として算出された値が、どういう病理に対応した組織性状であるかという病理解釈を容易、かつ確実に行うことができる。

20

【0114】

また、本発明の実施の形態2によれば、基準ファントムからの減衰補正された特徴量を基に定数、を求めようにしたので、観測対象と基準ファントムとの間の減衰率の相違によらず、より正確に散乱体の数密度nの桁数-1であるlog n、および、散乱体の直径dの桁数-1であるlog dおよび/または散乱強度rを推定することができる。

30

【0115】

なお、上述した実施の形態2では、物理量として減衰率を用いるものとして説明したが、これに限らず、特徴量a、cの分散や、スペクトルデータにより重み付けした平均周波数、音速を用いるのもであってもよい。ここで、音速は、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し、送受信部31が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場合であって、超音波振動子21からのエコー信号のフォーカスの条件が最も良い場合の各素子に対する受信電圧の遅延時間から推定される。また、平均周波数は、以下の式(24)により与えられる(1-q、N<sub>f</sub>:N<sub>f</sub>は1より大きい整数)。

40

【数13】

$$\text{平均周波数} = (1/N_f) \cdot \sum_q f_q \cdot F(f_q, L) \quad \dots(24)$$

ここで、 $f_q \cdot F(f_q, L)$ はスペクトル強度の重み付け加算を示している。

【0116】

以上説明してきた一連の処理において、観測対象の物理量として散乱体の散乱強度のほか、散乱体の直径と散乱体の数密度を、変数変換として対数変換を例に説明した。しかし、これはこの組み合わせによらず、他の物理量でもよく、他の変数変換でもよい。本来望

50

んでいた物理量を、特徴量がそれに対し線形に変化する、もしくは、ゆるやかに変化する変数に変換できれば、変換後の変数を線形の重回帰分析に帰着、もしくは、近似して推定し、本来望んでいた物理量をある程度推定することができる。本実施の形態2では、観測対象の散乱体の直径と散乱体の数密度のオーダー（桁数 - 1）を推定することができた。

【0117】

（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。上述した実施の形態1では、基準ファントムからの超音波エコーに基づいた定数、 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$ が超音波診断装置ではなくその外部で算出され、関係情報記憶部371に予め記憶されているものとして説明したが、本実施の形態3では、超音波診断システム1bが、定数、 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$ を算出可能な構成をなす。図13は、本発明の実施の形態3に係る超音波診断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。

10

【0118】

本実施の形態3に係る超音波診断システム1bは、上述した実施の形態1に係る超音波診断システム1の構成に対して、超音波診断装置3が、変数変換部38および重回帰分析部39をさらに備える。

【0119】

次に、変数変換部38は、入力部35または記憶部37を介してN個の基準ファントムの散乱体の数密度 $n_i$ および直径 $d_i$ および減衰率 $\mu_i$ を取得する（ $1 \leq i \leq N$ ）。変数変換部38は、取得した数密度 $n_i$ および直径 $d_i$ を対数に変換して $\log n_i$ および $\log d_i$ を得る。変数変換部38は、 $\log n_i$ および $\log d_i$ および減衰率 $\mu_i$ を記憶部37に出力する。これらの処理をN個全ての基準ファントムについて実施する。

20

【0120】

次に、超音波振動子21がN個の基準ファントムのうちi番目の基準ファントムへ超音波を送信する。その後、送受信部31、周波数解析部331、単回帰分析部332は、実施の形態1で観測対象からのエコー信号に施した処理と同様の処理をi番目の基準ファントムからのエコー信号に施す。このようにして、超音波診断システム1bは、i番目の基準ファントムからの超音波エコーに基づいた特徴量 $c_i$ 、特徴量 $a_i$ を算出する（ $1 \leq i \leq N$ ）。この際、減衰補正部332bは、i番目の基準ファントムの減衰率 $\mu_i$ を記憶部37から取得し、i番目の基準ファントムのスペクトルデータが算出された深度および式（3）と、式（5）とを用い、減衰を補正することによって特徴量 $c_i$ 、特徴量 $a_i$ から減衰の影響を排除しておく。基準ファントムにおいて減衰は一樣であるから、これらの特徴量 $c_i$ 、特徴量 $a_i$ は、深度に依存しない。そして、単回帰分析部332は、i番目の基準ファントムの散乱体の特徴量 $c_i$ 、特徴量 $a_i$ を記憶部37へ出力する。超音波診断システム1bは、これらの処理をN個全ての基準ファントムについて実施する。

30

【0121】

重回帰分析部39は、記憶部37からN個の基準ファントムの $\log n_i$ 、 $\log d_i$ 、特徴量 $c_i$ 、特徴量 $a_i$ を全て取得する（ $1 \leq i \leq N$ ）。そして、重回帰分析部39は、N個の基準ファントムの散乱体の数密度 $n_i$ 、直径 $d_i$ 、特徴量 $c_i$ 、特徴量 $a_i$ の全基準ファントムにわたる平均をそれぞれ求める。その後、重回帰分析部39は、実施の形態1と同様の演算方法で、上式（11）～（14）を用いて上式（7）、（8）の定数、 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$ を求める。重回帰分析部39は、求めた定数、 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$ または関係式を関係情報記憶部371に出力する。関係情報記憶部371は、受信した定数、 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$ または関係式を記憶する。以上、定数、 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$ または関係式を関係情報記憶部371に記憶するまでの処理は、観測対象への超音波の送信の前、望ましくは、工場出荷時に実施しておく。その後、観測対象への超音波の送信を行う。

40

【0122】

入力部35が観測対象の走査を指示する指示入力を術者から受け付けると、観測対象への超音波の送信が開始され、送受信部31は超音波振動子21からエコー信号を受信する

50

その後、送受信部 3 1、周波数解析部 3 3 1、単回帰分析部 3 3 2 は、観測対象からのエコー信号に、実施の形態 1 と同様の処理を施す。こうして、単回帰解析部 3 3 2 は、観測対象からの超音波エコーを基に、減衰補正部 3 3 2 b により適切に減衰を補正した観測対象の特徴量  $c$ 、特徴量  $a$  を算出し、推定部 3 3 3 へ出力する。推定部 3 3 3 や物理量画像データ生成部 3 4 2 などの処理は、上述した実施の形態 1 と同様である。

#### 【0123】

以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、上述した実施の形態 1 の効果を得ることができるとともに、超音波診断装置 3 において、定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$  を求めるようにしたので、新たな超音波振動子を有する超音波内視鏡が追加されたり、基準ファントムが追加されたりした場合など、装置単位でアップデートを行うことができる。

10

#### 【0124】

また、本発明の実施の形態 3 によれば、超音波診断装置 3 において、定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$  を求めるようにした。そのため、超音波振動子ごとに送受信感度等の特性がばらつく場合でも超音波振動子の機体ごとに定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$  を算出することが容易になり、各超音波振動子に対応して、ばらつきによらず、より正確かつ容易に、散乱体の数密度  $n$  やその対数  $\log n$ 、および散乱体の直径  $d$  やその対数  $\log d$  を推定することができる。

#### 【0125】

また、超音波振動子の特性が経時的に変化しても、定期的に定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$  を算出することが容易になり、経時変化によらず、より正確に、上記推定をすることができる。

20

#### 【0126】

また、本発明の実施の形態 3 によれば、基準ファントムからの減衰補正された特徴量を基に定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$  を求めるようにしたので、観測対象と基準ファントムとの間の減衰率の相違によらず、より正確に  $\log n$ 、 $\log d$  を推定することができる。

#### 【0127】

また、本発明の実施の形態 3 によれば、基準ファントムの散乱体の数密度  $n_i$ 、散乱体の直径  $d_i$  が直接には特徴量  $c_i$ 、 $a_i$  には線形の関係がなくとも、特徴量  $c_i$ 、 $a_i$  とほぼ線形の関係になる  $\log n_i$ 、 $\log d_i$  を用いることができる。そして、本来望んでいた物理量である観測対象の散乱体の数密度  $n$ 、散乱体の直径  $d$  の情報の画像化を線形の重回帰分析に帰着して実現することができる。

30

#### 【0128】

なお、本実施の形態 3 に係る変数変換部 3 8 および重回帰分析部 3 9 を、上述した実施の形態 1 の変形例や、実施の形態 2 に適用することも可能である。

#### 【0129】

(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。上述した実施の形態 1 では、関係情報記憶部 3 7 1 が、定数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$  または関係式を予め記憶しているものとして説明したが、本実施の形態 4 では、関係情報記憶部 3 7 1 が、特徴量の値に応じて物理量を出力可能なルックアップテーブル (Lookup table: LUT) を記憶している。

40

図 1 4 は、本発明の実施の形態 4 に係る超音波診断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。

【0130】

本実施の形態 4 に係る超音波診断システム 1 c は、上述した実施の形態 1 に係る超音波診断システム 1 の構成に対して、関係情報記憶部 3 7 1 が、LUT 3 7 1 a を記憶する。図 1 5 は、本発明の実施の形態 4 に係る超音波診断装置が記憶するルックアップテーブルを説明するための図である。図 1 5 では、一例として、特徴量  $a$ 、 $c$  の入力により物理量として散乱体の数密度  $n$  の対数である  $\log n$  を出力するためのルックアップテーブルを示している。

#### 【0131】

50

LUT371aは、例えば $\log n$ を出力するためのルックアップテーブルの場合、上述した重回帰分析によって得られた定数 $a_0, a_1, a_2, a_3, a_4$ と、所定の間隔で抽出される複数の仮の特徴量 $a, c$ とをもち、上式(10)より $\log n$ および $\log d$ をそれぞれ算出し、縦軸を仮の特徴量 $c$ 、横軸を仮の特徴量 $a$ として、各セルに $\log n$ の値を代入することで生成される。 $\log d$ についても同様にして、定数 $a_0, a_1, a_2, a_3, a_4$ と仮の特徴量 $a, c$ とをもち、 $\log n$ を出力するためのルックアップテーブルを生成することができる。LUT371aは、超音波診断装置3で作成するものであってもよいし、外部の演算装置によって生成されたものを取得してもよいし、ネットワークを介して取得してもよい。なお、ルックアップテーブルを生成する際、 $N$ 個の基準ファントムの特徴量 $c_i$ と特徴量 $a_i$ と減衰率 $\mu_i$ とを用いる( $1 \leq i \leq N$ )。これら特徴量は減衰率、

10

#### 【0132】

関係情報記憶部371は、LUT371aとして、 $\log n$ を出力するためのルックアップテーブルと、 $\log d$ を出力するためのルックアップテーブルとを記憶する。推定部333は、単回帰分析部332から特徴量 $a, c$ を受信すると、例えば特徴量 $a$ の小数点以下第1桁、特徴量 $c$ の小数点以下第2桁を丸める。その後、推定部333は、 $\log n$ を出力する場合は、関係情報記憶部371から $\log n$ を出力するためのルックアップテーブルを

20

#### 【0133】

以上説明した本発明の実施の形態4によれば、上述した実施の形態1の効果を得ることができるとともに、物理量を算出するために要する処理時間を短縮することができる。

#### 【0134】

また、本発明の実施の形態4によれば、ルックアップテーブルを生成する際、基準ファントムの特徴量から減衰の影響が排除され、深度に依存しないようにした上でルックアップテーブルを生成したため、深度別にルックアップテーブルを用意する必要がなく、データ量は小さく、処理も簡便である。

30

#### 【0135】

なお、上述した実施の形態1の変形例や、実施の形態2において、本実施の形態4に係るLUT371aを記憶するようにすることも可能である。

#### 【0136】

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は、上述した実施の形態によってのみ限定されるべきものではない。例えば、超音波診断装置において、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。

#### 【0137】

また、上述した実施の形態1~4では、散乱体の大きさが直径であるものとして説明したが、半径であってもよいし、体積であってもよい。

40

#### 【0138】

また、上述した実施の形態1~4では、対照物体として、材質、質量密度、音速、音響インピーダンスが既知である媒体に、材質、質量密度、音速、音響インピーダンス、直径、数密度がやはり既知である散乱体を一様に混入させた基準ファントムを例に挙げて説明した。しかし、散乱体の直径、散乱体の散乱強度、散乱体の数密度等の物理量が既知で、かつ、分布が一様な対象であれば基準ファントムをこれに代えることができる。例えば、物理量が既知ないし正確に測定できれば動物の肝臓等、特定組織を用いてもよい。

#### 【0139】

また、上述した実施の形態1~4では、物理量として、散乱体の数密度 $n$ 、散乱体の直

50

径  $d$ 、散乱体の散乱強度  $r$  を例に挙げて説明した。さらに、特徴量として、スペクトルの傾き  $a$ 、スペクトルの切片  $b$ 、スペクトルのミッドバンドフィット  $c$ 、減衰率 を例に挙げて説明した。しかし、この中の一部であってもよいし、全部であってもよい。また、このほかの物理量や特徴量でもよい。例えば物理量として散乱体の形状を示す量、例えば異型性を示すフラクタル次元を用いてもよい。また、例えば物理量として散乱体の直径の分布の分散を用いてもよい。特徴量として音速や質量密度を用いてもよい。

【0140】

また、上述した実施の形態 1 ~ 4 において、推定部 333 が推定した物理量が複数存在する場合、表示装置 4 には、複数の物理量を同時に表示するものであってもよいし、入力部 35 への指示入力により順次切り替えて表示してもよいし、異なるタイミング（フレーム）で表示するものであってもよい。

10

【0141】

また、本実施の形態 1 ~ 4 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 2 を用いて説明したが、超音波内視鏡 2 に限らず、撮像光学系および撮像素子を有しない超音波プローブであってもよい。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。

【0142】

また、超音波プローブとして、観測対象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。

20

【0143】

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。

30

【0144】

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】

【0145】

以上のように、本発明にかかる超音波診断装置、超音波診断装置の作動方法および超音波診断装置の作動プログラムは、特徴量に基づく組織性状の鑑別を容易かつ正確に行うのに有用である。

【符号の説明】

【0146】

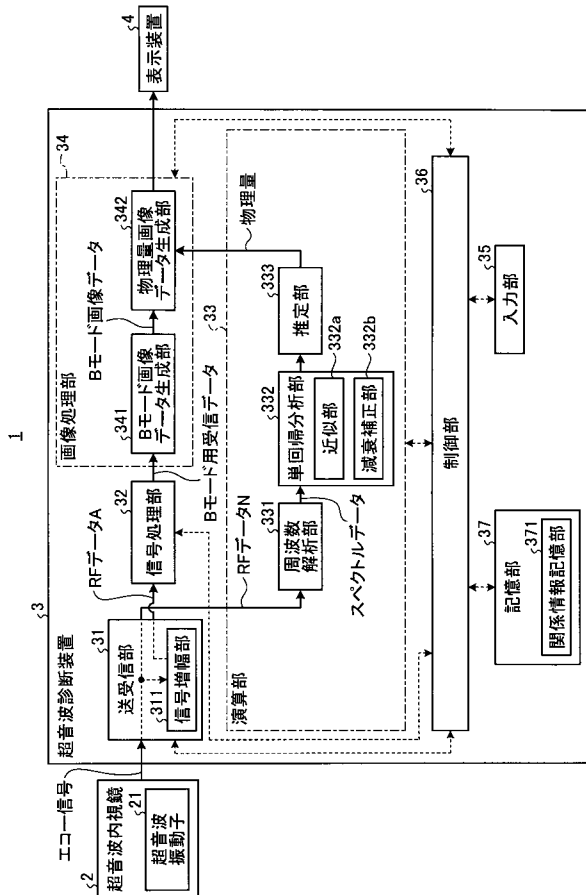
- 1、1 a、1 b、1 c 超音波診断システム
- 2 超音波内視鏡
- 3 超音波診断装置
- 4 表示装置
- 21 超音波振動子
- 31 送受信部
- 32 信号処理部
- 33 演算部
- 34 画像処理部
- 35 入力部

40

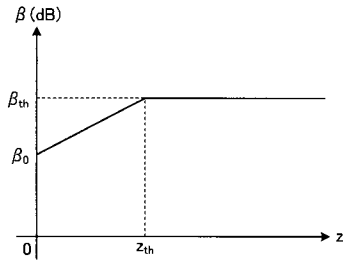
50

- 3 6 制御部
- 3 7 記憶部
- 3 8、3 3 4 変数変換部
- 3 9 重回帰分析部
- 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 周波数解析部
- 3 3 2 単回帰分析部
- 3 3 2 a 近似部
- 3 3 2 b 減衰補正部
- 3 3 3 推定部
- 3 4 1 Bモード画像データ生成部
- 3 4 2 物理量画像データ生成部
- 3 7 1 関係情報記憶部

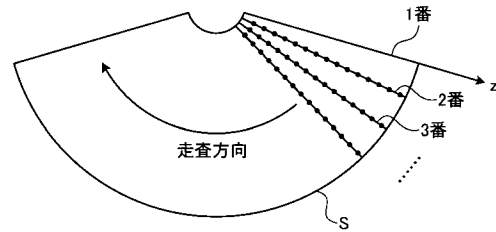
【 図 1 】



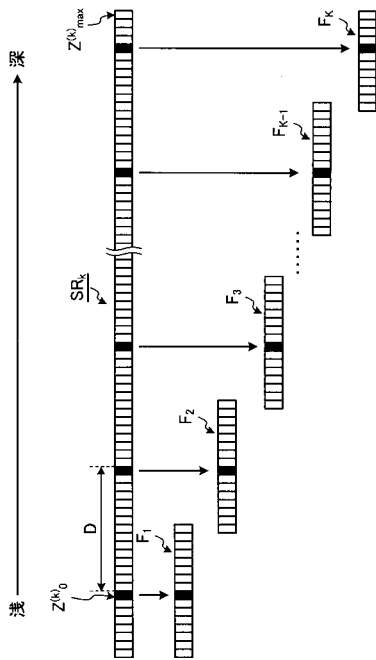
【 図 2 】



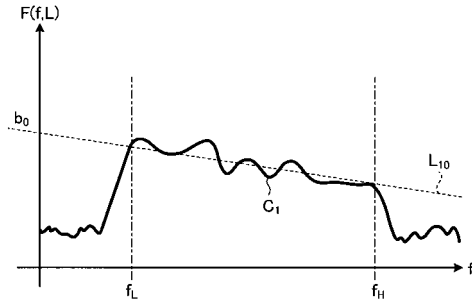
【 図 3 】



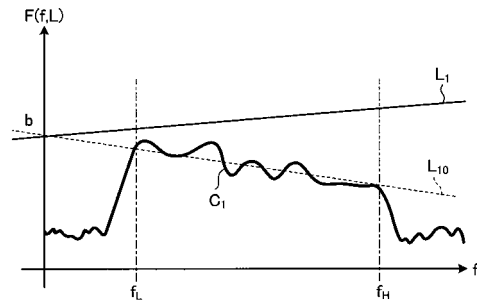
【 図 4 】



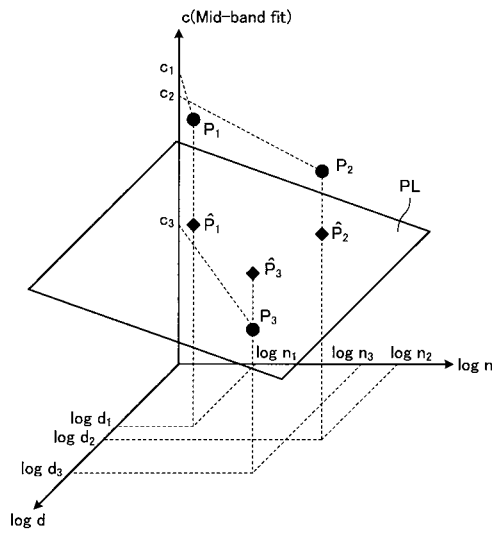
【 図 5 】



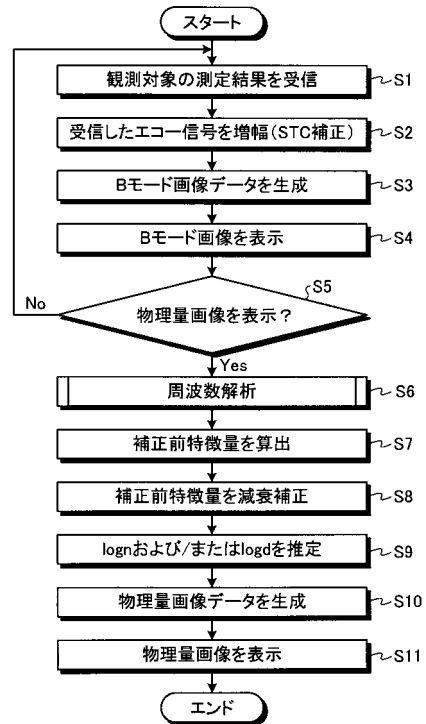
【 図 6 】



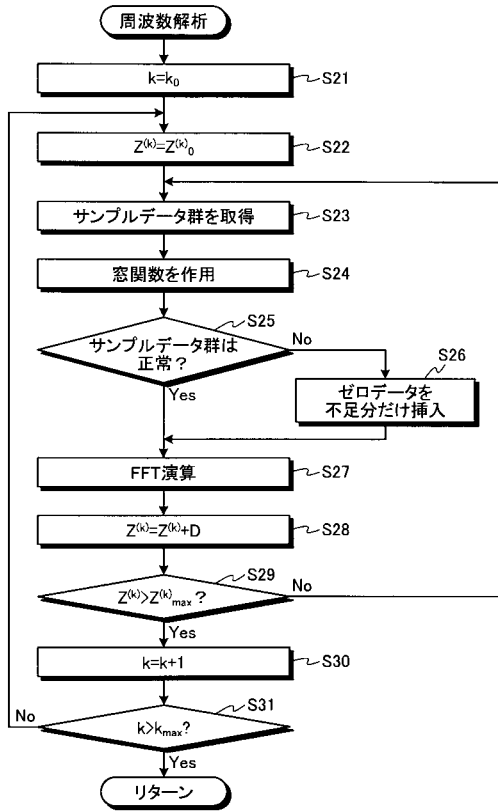
【 図 7 】



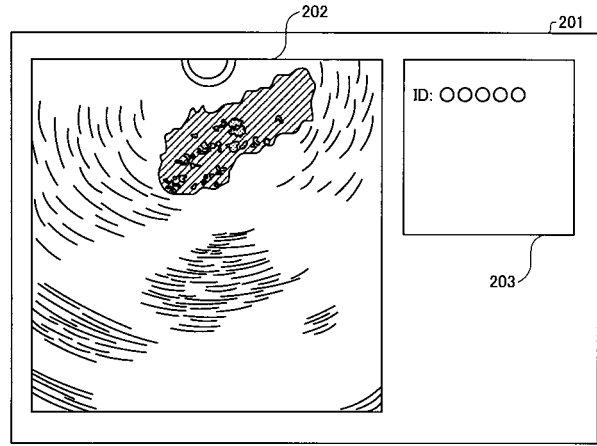
【 図 8 】



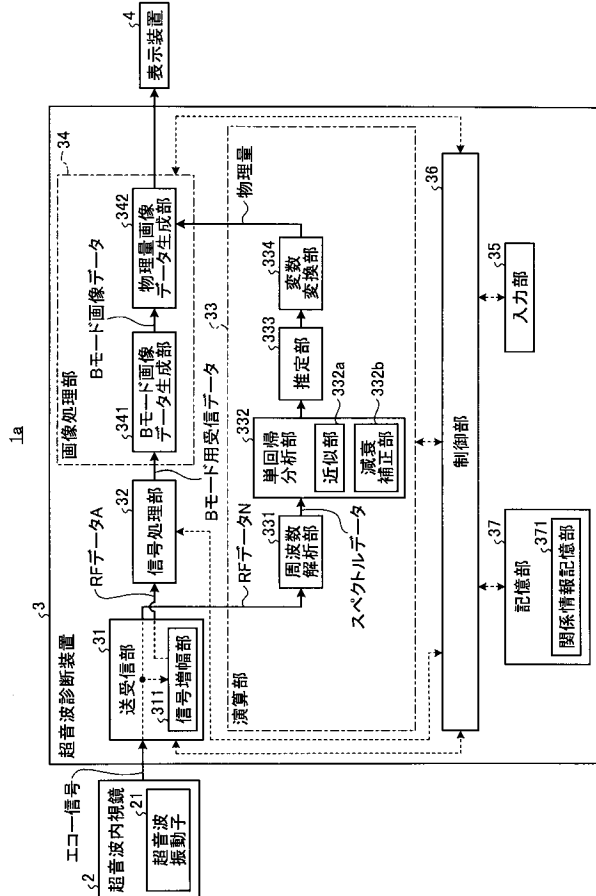
【 図 9 】



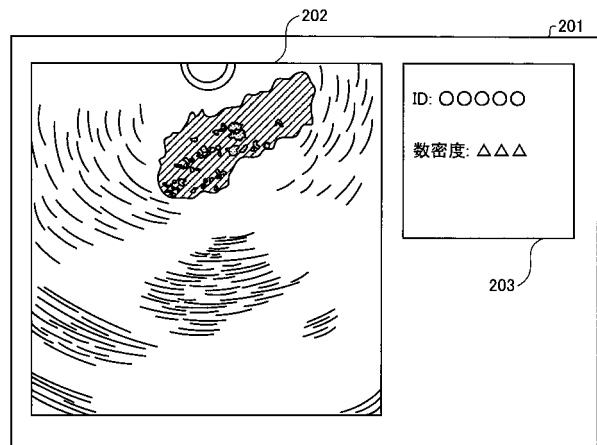
【 図 1 0 】



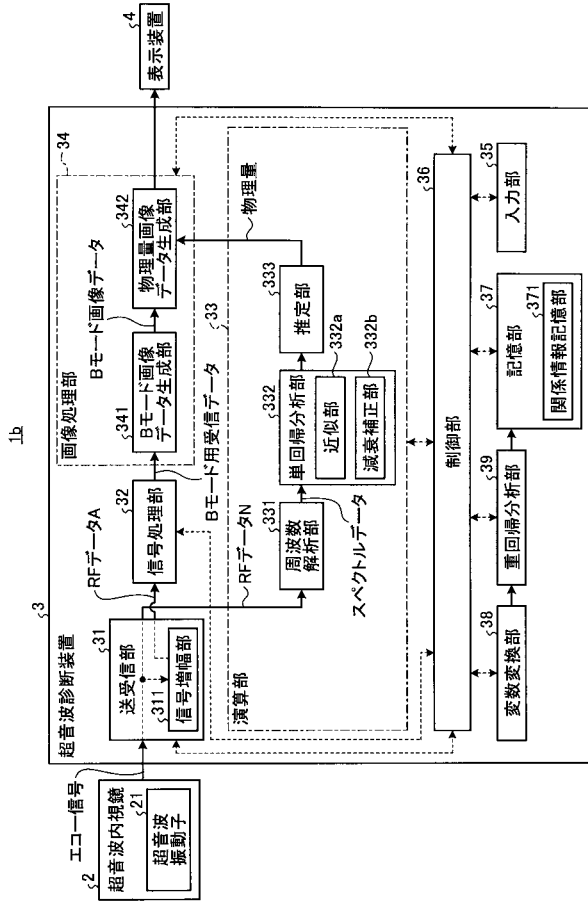
【 図 1 1 】



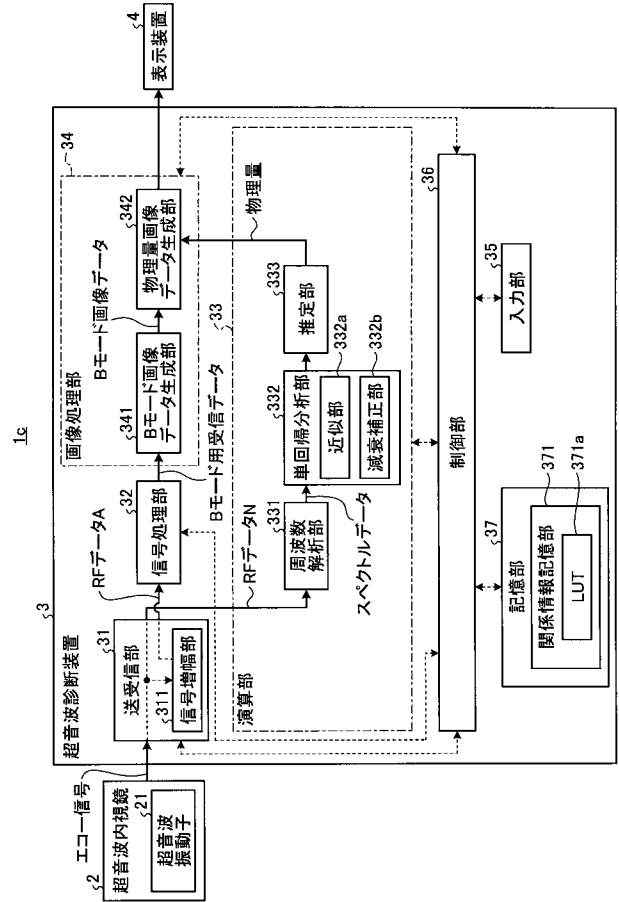
【 図 1 2 】



【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】

371a

		a [dB/MHz]									
		-3.0	-2.9	...	-0.1	0.0	0.1	...	2.9	3.0	
c [dB]	-30	226	226	...	227	227	227	...	228	228	
	-31	235	235	...	236	236	236	...	237	237	
	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	
	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	
	-69	561	561	...	561	561	561	...	562	562	
	-70	569	569	...	570	570	570	...	571	571	

## 【手続補正書】

【提出日】平成29年10月11日(2017.10.11)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

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

前記観測対象から受信した前記超音波信号に基づき、前記超音波信号に関連する特徴量を算出する特徴量算出部と、

含有する散乱体の物理量が既知の対象の前記物理量、および該既知の対象から得られた特徴量に基づき導出された関係と、前記特徴量算出部が算出した前記観測対象の前記特徴量とを用いて、前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定する推定部と、

前記推定部により推定された推定結果を含み、表示部に表示させるための情報を生成する物理量情報生成部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記物理量は、前記対象が含有する散乱体の数密度、前記散乱体の大きさ、および前記散乱体の散乱強度の少なくとも1つを含む、

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記推定部は、前記特徴量算出部が算出した前記特徴量を、前記関係としての関係式に代入することにより前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定する

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記関係式、該関係式の係数、該関係式の定数項、および前記関係を記述したテーブルのうちの少なくとも一つを記憶する関係情報記憶部をさらに備え、

前記推定部は、前記関係情報記憶部を参照して前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定する

ことを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記関係式は、前記物理量および前記特徴量のうち少なくとも一部を重回帰分析することにより導出される

ことを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記既知の散乱体の物理量のうち、前記散乱体の数密度、および前記散乱体の大きさを含む場合、

前記散乱体の数密度、および前記散乱体を非線形変換して前記重回帰分析を行う

ことを特徴とする請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記特徴量は、前記超音波信号をもとに算出される周波数特徴量を含む

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記特徴量は、前記超音波信号をもとに算出される減衰率を含む

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記特徴量は、前記超音波信号をもとに算出される音速を含む  
ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記物理量情報生成部は、前記推定部が推定した前記物理量に応じて視覚情報を付与した画像データを生成する

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記推定部が互いに異なる複数の物理量を推定した場合、

前記物理量情報生成部は、前記複数の物理量を同時、順次または異なるタイミングで前記表示部に表示される前記情報を生成する

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記非線形変換が施された前記散乱体の数密度、および/または前記散乱体の大きさに対してさらに非線形変換を施す変数変換部

をさらに備えたことを特徴とする請求項6に記載の超音波診断装置。

【請求項13】

前記観測対象から受信した前記超音波信号に基づき算出した特徴量において減衰の影響を補正する減衰補正部をさらに備え、

前記推定部が、前記含有する散乱体の物理量が前記既知の対象の前記物理量と、前記既知の対象から得られた特徴量において減衰の影響を補正した値とに基づき導出された関係と、前記減衰補正部が補正した前記観測対象の前記特徴量の値とを用いて、前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定する

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項14】

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

特徴量算出部が、前記観測対象から受信した前記超音波信号に基づき、前記超音波信号に関連する特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

推定部が、含有する散乱体の物理量が既知の対象の前記物理量、および該既知の対象から得られた特徴量に基づき導出された関係と、前記特徴量算出部が算出した前記観測対象の前記特徴量とを用いて、前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定する推定ステップと、

を含むことを特徴とする超音波診断装置の作動方法。

【請求項15】

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で後方散乱された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置の作動プログラムであって、

特徴量算出部が、前記観測対象から受信した前記超音波信号に基づき、前記超音波信号に関連する特徴量を算出する特徴量算出手順と、

推定部が、含有する散乱体の物理量が既知の対象の前記物理量、および該既知の対象から得られた特徴量に基づき導出された関係と、前記特徴量算出部が算出した前記観測対象の前記特徴量とを用いて、前記観測対象が含む散乱体の物理量を推定する推定手順と、

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

。

## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/084797
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER 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) A61B8/12		
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	JP 5659324 B1 (Olympus Medical Systems Corp.), 28 January 2015 (28.01.2015), paragraphs [0028] to [0042] & US 2015/0178919 A1 paragraphs [0039] to [0057] & WO 2014/192954 A1 & EP 3005945 A1 & CN 104582584 A	1-16
A	JP 2013-166059 A (Olympus Medical Systems Corp.), 29 August 2013 (29.08.2013), paragraphs [0026] to [0090] & US 2013/0035594 A1 paragraphs [0033] to [0099] & WO 2012/063928 A1 & EP 2599440 A1 & CN 103200876 A	1-16
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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 12 December 2016 (12.12.16)	Date of mailing of the international search report 20 December 2016 (20.12.16)	
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer  Telephone No.	

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2016/084797

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2013/179859 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 05 December 2013 (05.12.2013), entire text; all drawings & JP 5430809 B1 & US 2014/0099008 A1 entire text; all drawings & EP 2719337 A1 & CN 103717146 A	1-16
A	WO 2012/063976 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 May 2012 (18.05.2012), entire text; all drawings & JP 5054254 B2 & US 2012/0310087 A1 entire text; all drawings & EP 2548512 A1 & CN 102802536 A	1-16

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 8 4 7 9 7	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12			
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	JP 5659324 B1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2015.01.28, 段落[0028]-[0042] & US 2015/0178919 A1 段落 [0039]-[0057] & WO 2014/192954 A1 & EP 3005945 A1 & CN 104582584 A	1-16	
A	JP 2013-166059 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.08.29, 段落[0026]-[0090] & US 2013/0035594 A1 段落 [0033]-[0099] & WO 2012/063928 A1 & EP 2599440 A1 & CN 103200876 A	1-16	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献	
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの	
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの	
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献	
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 12.12.2016		国際調査報告の発送日 20.12.2016	
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) 宮川 哲伸	2U 9208
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 8 4 7 9 7
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2013/179859 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.12.05, 全文, 全図 & JP 5430809 B1 & US 2014/0099008 A1 全 文, 全図 & EP 2719337 A1 & CN 103717146 A	1-16
A	WO 2012/063976 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.05.18, 全文, 全図 & JP 5054254 B2 & US 2012/0310087 A1 全 文, 全図 & EP 2548512 A1 & CN 102802536 A	1-16

## フロントページの続き

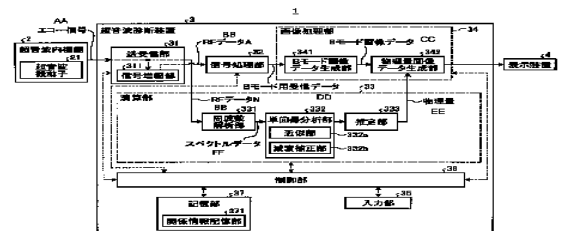
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波诊断装置的操作方法和超声波诊断装置的操作程序		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2017098931A1</a>	公开(公告)日	2018-02-15
申请号	JP2017553282	申请日	2016-11-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	川島知直		
发明人	川島 知直		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B8/12 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/54 A61B8/587 G01S7/52036 G01S7/52071		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/JB13 4C601/JB34 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL19		
优先权	2015239433 2015-12-08 JP		
其他公开文献	JP6253869B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

根据本发明的超声诊断设备基于由具有超声换能器的超声探头获取的超声信号，该超声换能器将超声波发送到观察对象并接收由观察对象反向散射的超声波。背景技术已知一种超声波诊断设备，该超声波诊断设备通过使用从观察对象接收到的超声波信号来生成超声波图像，以及特征量计算单元，该特征量计算单元计算特征量以及其中包含散射体的物理量的基准对象的物理量。以及估计单元，其通过使用基于从目标物体获得的特征量和特征量计算单元计算出的观察目标的特征量而得出的关系，来估计观察目标中包括的散射体的物理量。物理量信息生成单元，其生成包括估计单元的估计结果在内的要显示在显示单元上的信息。



- 2 Ultrasonic endoscope
- 11 Ultrasonic diagnostic apparatus
- 4 Display device
- 21 Ultrasonic oscillator
- 31 Transceiver unit
- 32 Signal processing unit
- 33 Computation unit
- 34 Image processing unit
- 35 Input unit
- 36 Control unit
- 37 Storage unit
- 311 Signal amplification unit
- 361 Frequency analysis unit
- 332 Simple linear regression analysis unit
- 332a Approximation unit
- 333 Attenuation correction unit
- 333a Estimation unit
- 341 B-mode image data generation unit
- 342 Physical quantity image data generation unit
- 371 Relationship information storage unit
- AA Echo signal
- BB Data A
- CC B-mode image data
- DD Received data for B-mode
- EE Physical quantity
- FF Spectrum data