

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/181856

発行日 平成29年5月25日 (2017. 5. 25)

(43) 国際公開日 平成28年11月17日 (2016. 11. 17)

(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

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 29 頁)

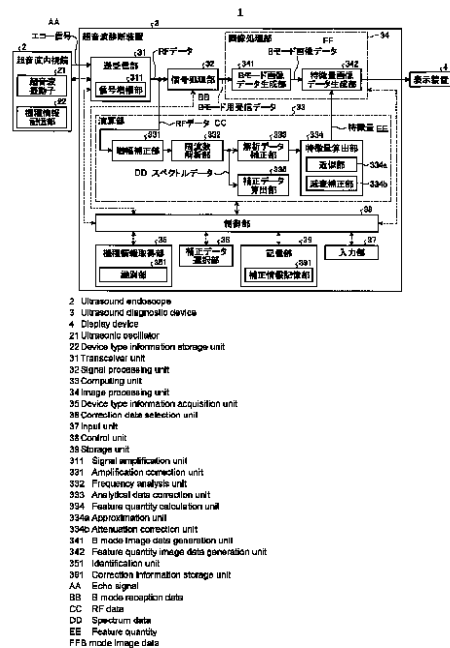
出願番号	特願2016-547106 (P2016-547106)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/063349	(74) 代理人	110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所
(22) 国際出願日	平成28年4月28日 (2016. 4. 28)	(72) 発明者	川島 知直 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
(11) 特許番号	特許第6022135号 (P6022135)	Fターム(参考)	4C601 DD18 EE04 JB40 JB49 JB51
(45) 特許公報発行日	平成28年11月9日 (2016. 11. 9)		
(31) 優先権主張番号	特願2015-98319 (P2015-98319)		
(32) 優先日	平成27年5月13日 (2015. 5. 13)		
(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、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づき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、解析データを生成する解析部と、超音波振動子または該超音波振動子と同一種類の超音波振動子を用いて基準反射体から受信した超音波信号をもとに得られた第1基準データと、超音波振動子とは異なる種類の超音波振動子を用いて基準反射体から受信した超音波信号をもとに得られた第2基準データとに基づく補正データを用いて解析データを補正する補正部と、を備えた。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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

前記観測対象から受信した超音波信号に基づき、解析データを生成する解析部と、
前記超音波振動子または該超音波振動子と同一種類の超音波振動子を用いて基準反射体から受信した超音波信号をもとに得られた第 1 基準データと、前記超音波振動子とは異なる種類の超音波振動子を用いて前記基準反射体から受信した超音波信号をもとに得られた第 2 基準データとに基づき補正データを用いて前記解析データを補正する補正部と、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記補正データは、前記基準反射体の少なくとも一つの所定の共通深度から得た前記第 1 基準データおよび前記第 2 基準データに基づき算出された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】

前記所定の共通深度は、焦点深度であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記補正データは、前記超音波の周波数に依存するデータであり、
前記補正部は、受信深度ごと、周波数ごとに前記解析データの補正を行う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 5】

前記第 1 基準データ、前記第 2 基準データおよび前記補正データは、周波数スペクトルデータ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。

【請求項 6】

前記共通深度は、前記第 1 基準データ、前記第 2 基準データまたは前記補正データのうち、少なくとも一つのスペクトルデータの焦点深度を含む所定の深度範囲内に設定されることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記解析部が生成する解析データは、前記観測対象の組織性状を表示するための周波数スペクトルデータまたは周波数特徴量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。

30

【請求項 8】

前記第 1 基準データ、前記第 2 基準データまたは前記補正データのうち、少なくとも一つを記憶する記憶部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記記憶部は、前記第 1 基準データと前記第 2 基準データとの差分を前記補正データとして記憶し、

前記補正部は、前記解析部が前記観測対象から得られたエコー信号に基づいて新たに算出した前記解析データに対して、前記差分を加算することにより前記解析データを補正することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 10】

前記記憶部は、前記第 1 基準データと前記第 2 基準データを記憶し、
前記第 1 基準データと前記第 2 基準データとの差分を前記補正データとして算出する補正データ算出部をさらに備えたことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記補正データは、前記基準反射体の少なくとも一つの特定の共通深度から得られたエコー信号に基づき算出された前記第 1 基準データと前記第 2 基準データとの差分であり、
前記補正部は、受信深度にかかわらず前記補正データを用いて補正することを特徴とす

50

る請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記記憶部は、複数種の超音波振動子にそれぞれ関連づけられた複数種の補正データを予め記憶し、

当該超音波診断装置に接続している一つまたは複数の超音波振動子の情報を取得する情報取得部と、

前記情報取得部が取得した情報に基づき、前記記憶部が記憶する前記複数種の補正データから、接続している前記超音波振動子に関連づけられた前記補正データを選択する補正データ選択部と、

をさらに備えたことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 1 3】

前記超音波振動子の情報は、接続している超音波振動子の機種または機体に関する固有情報を含み、

前記固有情報に基づき、接続している前記超音波振動子を識別する識別部を備え、

前記補正データ選択部は、前記記憶部に記憶された複数種の補正データから前記識別部で識別された超音波振動子に関連づけられた補正データを選択することを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

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

20

解析部が、前記観測対象から受信した超音波信号に基づき、解析データを生成する解析ステップと、

補正部が、前記超音波振動子または該超音波振動子と同一種類の超音波振動子を用いて基準反射体から受信した超音波信号をもとに得られた第 1 基準データと、前記超音波振動子とは異なる種類の超音波振動子を用いて前記基準反射体から受信した超音波信号をもとに得られた第 2 基準データとに基づく補正データを用いて前記解析データを補正する補正ステップと、

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 5】

30

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

解析部が、前記観測対象から受信した超音波信号に基づき、解析データを生成する解析手順と、

補正部が、前記超音波振動子または該超音波振動子と同一種類の超音波振動子を用いて基準反射体から受信した超音波信号をもとに得られた第 1 基準データと、前記超音波振動子とは異なる種類の超音波振動子を用いて前記基準反射体から受信した超音波信号をもとに得られた第 2 基準データとに基づく補正データを用いて前記解析データを補正する補正手順と、

40

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察対象の組織性状を観測する技術として、受信した超

50

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）。この技術では、観察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。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特許第5433097号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献1によれば、同じ超音波振動子を用いた場合や、異なる超音波振動子でも周波数特性が等しい超音波振動子を用いた場合には、組織性状を精度よく鑑別することが可能である。しかしながら、周波数特性が異なる超音波振動子を用いた場合、例えば、スコープ機種の違いなどによって特性差の異なる超音波振動子を用いてデータを取得し、そのデータを解析して組織性状を鑑別する場合には、超音波振動子の特性差により、解析値が異なる場合があった。そのため、客観性が保証された鑑別を行うことができる技術が求められていた。

【0005】

20

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、超音波振動子の特性差に依存せずに客観性が保証された解析値を取得する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。

【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、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、前記観測対象から受信した超音波信号に基づき、解析データを生成する解析部と、前記超音波振動子または該超音波振動子と同一種類の超音波振動子を用いて基準反射体から受信した超音波信号をもとに得られた第1基準データと、前記超音波振動子とは異なる種類の超音波振動子を用いて前記基準反射体から受信した超音波信号をもとに得られた第2基準データとに基づき補正データを用いて前記解析データを補正する補正部と、を備えたことを特徴とする。

30

【0007】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記補正データは、前記基準反射体の少なくとも一つの所定の共通深度から得た前記第1基準データおよび前記第2基準データに基づき算出されたことを特徴とする。

【0008】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記所定の共通深度は、焦点深度であることを特徴とする。

40

【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記補正データは、前記超音波の周波数に依存するデータであり、前記補正部は、受信深度ごと、周波数ごとに前記解析データの補正を行うことを特徴とする。

【0010】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記第1基準データ、前記第2基準データおよび前記補正データは、周波数スペクトルデータであ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、前記共通深度は、前記第1基準デ

50

ータ、前記第2基準データまたは前記補正データのうち、少なくとも一つのスペクトルデータの焦点深度を含む所定の深度範囲内に設定されることを特徴とする。

【0012】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記解析部が生成する解析データは、前記観測対象の組織性状を表示するための周波数スペクトルデータまたは周波数特徴量であることを特徴とする。

【0013】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記第1基準データ、前記第2基準データまたは前記補正データのうち、少なくとも一つを記憶する記憶部をさらに備えたことを特徴とする。

【0014】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記記憶部は、前記第1基準データと前記第2基準データとの差分を前記補正データとして記憶し、前記補正部は、前記解析部が前記観測対象から得られたエコー信号に基づいて新たに算出した前記解析データに対して、前記差分を加算することにより前記解析データを補正することを特徴とする。

【0015】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記記憶部は、前記第1基準データと前記第2基準データを記憶し、前記第1基準データと前記第2基準データとの差分を前記補正データとして算出する補正データ算出部をさらに備えたことを特徴とする。

【0016】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記補正データは、前記基準反射体の少なくとも一つの特定の共通深度から得られたエコー信号に基づき算出された前記第1基準データと前記第2基準データとの差分であり、前記補正部は、受信深度にかかわらず前記補正データを用いて補正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、前記記憶部は、複数種の超音波振動子にそれぞれ関連づけられた複数種の補正データを予め記憶し、当該超音波診断装置に接続している一つまたは複数の超音波振動子の情報を取得する情報取得部と、前記情報取得部が取得した情報に基づき、前記記憶部が記憶する前記複数種の補正データから、接続している前記超音波振動子に関連づけられた前記補正データを選択する補正データ選択部と、をさらに備えたことを特徴とする。

【0018】

本発明に係る超音波診断装置は、上記発明において、前記超音波振動子の情報は、接続している超音波振動子の機種または機体に関する固有情報を含み、前記固有情報に基づき、接続している前記超音波振動子を識別する識別部を備え、前記補正データ選択部は、前記記憶部に記憶された複数種の補正データから前記識別部で識別された超音波振動子に関連づけられた補正データを選択することを特徴とする。

【0019】

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、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置の作動方法であって、解析部が、前記観測対象から受信した超音波信号に基づき、解析データを生成する解析ステップと、補正部が、前記超音波振動子または該超音波振動子と同一種類の超音波振動子を用いて基準反射体から受信した超音波信号をもとに得られた第1基準データと、前記超音波振動子とは異なる種類の超音波振動子を用いて前記基準反射体から受信した超音波信号をもとに得られた第2基準データとに基づく補正データを用いて前記解析データを補正する補正ステップと、を含むことを特徴とする。

【0020】

本発明に係る超音波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、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音

10

20

30

40

50

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、解析部が、前記観測対象から受信した超音波信号に基づき、解析データを生成する解析手順と、補正部が、前記超音波振動子または該超音波振動子と同一種類の超音波振動子を用いて基準反射体から受信した超音波信号をもとに得られた第1基準データと、前記超音波振動子とは異なる種類の超音波振動子を用いて前記基準反射体から受信した超音波信号をもとに得られた第2基準データとに基づく補正データを用いて前記解析データを補正する補正手順と、を前記超音波診断装置に実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、超音波振動子の特性差に依存せずに客観性が保証された解析値を取得することができるという効果を奏する。

10

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】図1は、本発明の一実施の形態に係る超音波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、本発明の一実施の形態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、本発明の一実施の形態に係る超音波診断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。

20

【図5】図5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6】図6は、本発明の一実施の形態に係る超音波診断装置の解析データ補正部による補正後のスペクトルデータの例を示す図である。

【図7】図7は、本発明の一実施の形態に係る超音波診断装置の減衰補正部が算出した特徴量をパラメータとして有する直線を示す図である。

【図8】図8は、ある周波数におけるスペクトルデータの往復距離に対するプロファイルであって、実際の観測により得られる観測データ、およびこの観測データから得られる理論データの例を示す図である。

【図9】図9は、ある周波数における往復距離に対するプロファイルであって、実際の観測により得られる観測データ、および補正後の観測データの例を示す図である。

30

【図10】図10は、解析データ補正部による解析データの補正を説明するための模式図である。

【図11】図11は、本発明の一実施の形態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12】図12は、本発明の一実施の形態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13】図13は、本発明の一実施の形態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。

【発明を実施するための形態】

40

【0023】

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

【0024】

（実施の形態）

図1は、本発明の一実施の形態に係る超音波診断装置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、観測対象である被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波内視鏡2（超音波プローブ）と、超音波内視鏡2が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置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

50

備える。超音波診断装置 3 は、超音波内視鏡 2 を一つ、または複数同時に接続することができる。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。

【0025】

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）に変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電気的なエコー信号に変換して出力する超音波振動子 2 1 と、当該超音波内視鏡 2 の機種情報を記憶する機種情報記憶部 2 2 と、を有する。なお、超音波内視鏡 2 は、後述する基準超音波内視鏡、補正用超音波内視鏡および生体観察用超音波内視鏡を含む。

10

【0026】

機種情報記憶部 2 2 が記憶する機種情報には、少なくとも超音波振動子 2 1 の機種、または当該超音波内視鏡 2 の機体に関する情報を含んでいる。

【0027】

超音波内視鏡 2 は、通常は撮像光学系および撮像素子を有しており、被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）、または呼吸器（気管、気管支）へ挿入され、消化管や呼吸器、その周囲臓器（膵臓、胆嚢、胆管、胆道、リンパ節、縦隔臓器、血管等）を撮像することが可能である。また、超音波内視鏡 2 は、撮像時に被検体へ照射する照明光を導くライトガイドを有する。このライトガイドは、先端部が超音波内視鏡 2 の被検体への挿入部の先端まで達している一方、基端部が照明光を発生する光源装置に接続されている。

20

【0028】

超音波診断装置 3 は、超音波内視鏡 2 と電氣的に接続され、所定の波形および送信タイミングに基づいて高電圧パルスからなる送信信号（パルス信号）を超音波振動子 2 1 へ送信するとともに、超音波振動子 2 1 から電気的な受信信号であるエコー信号を受信してデジタルの高周波（RF：Radio Frequency）信号のデータ（以下、RF データという）を生成、出力する送受信部 3 1 と、送受信部 3 1 から受信した RF データをもとにデジタルの B モード用受信データを生成する信号処理部 3 2 と、送受信部 3 1 から受信した RF データに対して所定の演算を施す演算部 3 3 と、各種画像データを生成する画像処理部 3 4 と、当該超音波診断装置 3 に接続している超音波内視鏡 2 の機種情報を取得して、接続している超音波内視鏡 2 を識別する機種情報取得部 3 5 と、機種情報取得部 3 5 の識別結果に応じた超音波内視鏡 2 の補正データを選択する補正データ選択部 3 6 と、キーボード、マウス、タッチパネル等のユーザインタフェースを用いて実現され、各種情報の入力を受け付ける入力部 3 7 と、超音波診断システム 1 全体を制御する制御部 3 8 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 3 9 と、を備える。

30

【0029】

送受信部 3 1 は、エコー信号を増幅する信号増幅部 3 1 1 を有する。信号増幅部 3 1 1 は、受信深度が大きいエコー信号ほど高い増幅率で増幅する S T C（Sensitivity Time Control）補正を行う。図 2 は、信号増幅部 3 1 1 が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図 2 に示す受信深度 z は、超音波の受信開始時点からの経過時間に基づいて算出される量である。図 2 に示すように、増幅率（dB）は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って 0 から z_{th} （ > 0 ）へ線型に増加する。また、増幅率（dB）は、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上である場合、一定値 z_{th} をとる。閾値 z_{th} の値は、観測対象から受信する超音波信号がほとんど減衰してしまい、ノイズが支配的になるような値である。より一般に、増幅率は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って単調増加すればよい。なお、図 2 に示す関係は、予め記憶部 3 9 に記憶されている。

40

【0030】

送受信部 3 1 は、信号増幅部 3 1 1 によって増幅されたエコー信号に対してフィルタリング等の処理を施した後、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）することによって時間ドメインの RF データを

50

生成し、信号処理部 3 2 および演算部 3 3 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 2 1 を電子的に走査させる構成を有する場合、送受信部 3 1 は、複数の素子に対応したビーム合成用の多チャンネル回路を有する。

【0031】

送受信部 3 1 が送信するパルス信号の周波数帯域は、超音波振動子 2 1 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 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 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。

10

【0032】

送受信部 3 1 は、制御部 3 8 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 の機種情報記憶部 2 2 から識別用の ID を含む各種情報を受信して制御部 3 8 へ送信する機能も有する。

【0033】

信号処理部 3 2 は、RF データに対してバンドパスフィルタ、包絡線検波、対数変換など公知の処理を施し、デジタルの B モード用受信データを生成する。対数変換では、RF データを基準電圧 V_0 で除した量の常用対数をとってデシベル値で表現する。この B モード用受信データでは、超音波パルスの反射の強さを示す受信信号の振幅または強度が、超音波パルスの送受信方向（深度方向）に沿って並んでいる。図 3 は、超音波振動子 2 1 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 2 1 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 2 1 の表面から照射された超音波パルスが受信深度 z にある反射体で反射し、超音波エコーとして超音波振動子 2 1 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 3 2 は、生成した B モード用受信データを、画像処理部 3 4 の B モード画像データ生成部 3 4 1 へ出力する。信号処理部 3 2 は、CPU (Central Processing Unit) や各種演算用の回路等を用いて実現される。

20

30

【0034】

演算部 3 3 は、送受信部 3 1 が生成した RF データに対して受信深度によらず増幅率を一定とするよう増幅補正を行う増幅補正部 3 3 1 と、増幅補正を行った RF データに高速フーリエ変換 (FFT: Fast Fourier Transform) を施して周波数解析を行うことによりスペクトルデータを算出する周波数解析部 3 3 2 (解析部) と、周波数解析部 3 3 2 により算出されたスペクトルデータの補正を行う解析データ補正部 3 3 3 (補正部) と、周波数スペクトルの特徴量を算出する特徴量算出部 3 3 4 と、解析データ補正部 3 3 3 を行うスペクトルデータの補正に用いられる補正データを算出する補正データ算出部 3 3 5 と、を有する。演算部 3 3 は、CPU (Central Processing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。

40

【0035】

図 4 は、増幅補正部 3 3 1 が行う増幅補正処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図 4 に示すように、増幅補正部 3 3 1 が行う増幅処理における増幅率 (dB) は、受信深度 z がゼロのとき最大値 $t_{th} - t_0$ をとり、受信深度 z がゼロから閾値 z_{th} に達するまで線型に減少し、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上のときゼロである。このように定められる増幅率によって増幅補正部 3 3 1 が RF データを増幅補正することにより、信号処理部 3 2 における STC 補正の影響を相殺し、一定の増幅率 t_{th} の信号を出力するこ

50

とができる。なお、増幅補正部 331 が行う受信深度 z と増幅率 の関係は、信号処理部 32 における受信深度と増幅率の関係に応じて異なることは勿論である。

【0036】

このような増幅補正を行う理由を説明する。STC補正は、アナログ信号波形の振幅を全周波数帯域にわたって均一に、かつ、深度に対しては単調増加する増幅率で増幅させることで、アナログ信号波形の振幅から減衰の影響を排除する補正処理である。このため、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示するBモード画像を生成する場合、かつ、一様な組織を走査した場合には、STC補正を行うことによって深度によらず輝度値が一定になる。すなわち、Bモード画像の輝度値から減衰の影響を排除する効果を得ることができる。

10

【0037】

一方、本実施の形態のように超音波の周波数スペクトルを算出して解析した結果を利用する場合、STC補正でも超音波の伝播に伴う減衰の影響を正確に排除できるわけではない。なぜなら、一般に減衰量は周波数によって異なるが(後述する減衰量 $2 - z f$ を参照)、STC補正の増幅率は距離だけに依って変化し、周波数依存性がなく、減衰によって生じたスペクトルの変化を補正できないためである。

【0038】

そこで、本実施の形態では、RFデータからSTC補正の影響を排除するために、増幅補正部 331 によって図4で示した増幅率の補正を行う。

【0039】

周波数解析部 332 は、増幅補正部 331 が増幅補正した各音線のRFデータ(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 332 は、サンプルデータ群にFFT処理を施すことにより、RFデータ上の多数の箇所(データ位置)における周波数スペクトル(解析データ)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。

20

【0040】

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 332 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 332 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。

30

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

ここで、 \log は常用対数である(以下、同じ)。

【0041】

以下、周波数解析部 332 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、粘液性腫瘍、正常組織、嚢胞、脈管などのことである。

40

【0042】

図5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

50

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 5 の矢印を参照）。音線 $S R_k$ は、前述の通り、送受信部 3 1 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 3 3 2 によりサンプリングされたサンプルデータである。図 5 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 3 3 2 による算出結果は複素数で得られ、記憶部 3 9 に格納される。

【 0 0 4 3 】

図 5 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 3 3 2 の処理を説明する際に詳述する（図 1 2 を参照）。この後、周波数解析部 3 3 2 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、解析データ補正部 3 3 3 と補正データ算出部 3 3 5 とへ出力する。

10

【 0 0 4 4 】

解析データ補正部 3 3 3 は、周波数解析部 3 3 2 によって算出された複数のスペクトルデータ（解析データ）に対し、補正データを加算することによってスペクトルデータを補正する。具体的には、解析データ補正部 3 3 3 は、超音波振動子 2 1 もしくは超音波振動子 2 1 と同一種類の超音波振動子 2 1 を備えた補正用超音波内視鏡を用いて基準ファントム（基準反射体）から受信した超音波信号をもとに得られた同機種の実験データ（第 1 基準データ）と、特定の基準超音波振動子を備えた基準超音波内視鏡を用いて基準ファントムから受信した超音波信号をもとに得られ、解析データ補正の基準となる理論データ（第 2 基準データ）の二つの基準データに基づいて算出された補正データを用いてスペクトルデータを補正する。補正データの算出方法については後述する。

20

【 0 0 4 5 】

図 6 は、解析データ補正部 3 3 3 による補正後のスペクトルデータの例を示す図である。図 6 では、横軸が周波数 f である。また、図 6 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 6 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。

30

【 0 0 4 6 】

図 6 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 2 1 の周波数帯域、送受信部 3 1 が送信するパルス信号の周波数帯域などをもとに決定されるパラメータである。以下、図 6 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。

40

【 0 0 4 7 】

特徴量算出部 3 3 4 は、解析データ補正部 3 3 3 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減衰補正処理を行う前の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 3 3 4 a と、近似部 3 3 4 a 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 3 3 4 b と、を有する。

【 0 0 4 8 】

近似部 3 3 4 a は、所定周波数帯域におけるスペクトルデータの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。例えば、スペクトルデータが図 6 に示す C_1 の状態である

50

場合（解析データ補正部 3 3 3 による補正後のスペクトルデータである場合）、近似部 3 3 4 a は、周波数帯域 U で回帰分析を行いスペクトルデータ 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。次に、近似部 3 3 4 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 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。

【 0 0 4 9 】

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、散乱体が大いほど大きな値を有し、音響インピーダンスの差が大いほど大きな値を有し、散乱体の数密度が大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。この後、近似部 3 3 4 a は、これら補正前特徴量 a_0 、 b_0 、 c_0 を減衰補正部 3 3 4 b へ出力する。なお、近似部 3 3 4 a 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。

【 0 0 5 0 】

減衰補正部 3 3 4 b が行う補正について説明する。ここで、超音波（厳密には音圧振幅 $P(f, L)$ ）の減衰から、スペクトルデータ $F(f, L)$ の減衰量について説明する。一般的に、往復距離 L に存在する反射体からの超音波の周波数 f における音圧振幅 $P(f, L)$ は、媒体が均質な場合、正の定数 μ を用いて、

$$P(f, L) = P(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L) \quad \dots (2)$$
 で与えられることが経験的に知られている。 $\mu > 0$ なので、式 (2) は、音圧振幅 $P(f, L)$ が、周波数 f および往復距離 L の増加に対して指数関数的に減衰することを意味している。

【 0 0 5 1 】

一方、周波数 f における往復距離区間 $L \sim L + \Delta L$ の間の音圧振幅の減衰量を $Loss(f, L)$ [dB] とすると、この減衰量は、

$$Loss(f, L) = A \cdot \log \{ P(f, L) / P(f, L + \Delta L) \}$$

$$= A \cdot \log P(f, L) - A \cdot \log P(f, L + \Delta L) \quad \dots (3)$$
 で定義される。ここで、右辺の定数 A は、式 (1) の定数 A と同じである。さらに、単位距離および単位周波数あたりの率を「減衰率」と定義し、 α で表現する。式 (2) にこの定義を適用すると、減衰率 α は、次式で与えられる。

$$\begin{aligned} \alpha &= (\Delta L / f) \text{Lim} \{ Loss(f, L) / \Delta L \} \\ &= (\Delta L / f) \{ -A(\Delta L / L) \log P(f, L) \} \\ &= -A(\Delta L^2 / f L) \log P(f, L) \quad \dots (4) \end{aligned}$$

ここで、 $\text{Lim} \{ Loss(f, L) / \Delta L \}$ は、関数 $Loss(f, L) / \Delta L$ の $\Delta L \rightarrow 0$ における極限を意味する。

【 0 0 5 2 】

なお、上記定数 μ と減衰率 α との関係は次の通りである。式 (4) の $P(f, L)$ に式 (2) を代入すると、減衰率 α は、

$$\begin{aligned} \alpha &= -A(\Delta L^2 / f L) [\log \{ P(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L) \}] \\ &= -A(\Delta L^2 / f L) \{ \log P(f, 0) - \mu f L \log e \} \\ &= (\log e) A \mu \quad \dots (5) \end{aligned}$$

ここで、 e は自然対数の底である。式 (1) より、減衰率 α も正の定数であることがわかる。

【 0 0 5 3 】

10

20

30

40

50

さて、超音波振動子 2 1 の感度を周波数 f の関数として (f) とすると、RF データに FFT 処理を施した後の振幅成分 $V(f, L)$ は、次式 (6) で与えられる。

$$V(f, L) = (f) \cdot P(f, L) \quad \dots (6)$$

この式 (6) の $P(f, L)$ に式 (2) を代入すると、

$$\begin{aligned} V(f, L) &= (f) \cdot P(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L) \\ &= V(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L) \quad \dots (7) \end{aligned}$$

が得られる。

【0054】

式 (7) を式 (1) へ代入することにより、

$$\begin{aligned} F(f, L) &= A \cdot \log \{ V(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L) / V_0 \} \\ &= A \log \cdot \exp(-\mu f L) + A \log \{ V(f, 0) / V_0 \} \\ &= -(\log e) A \mu f L + F(f, 0) \quad \dots (8) \end{aligned}$$

が得られる。さらに、式 (8) の右辺に式 (5) を代入することにより、

$$F(f, L) - F(f, 0) = -f L \quad \dots (9)$$

が導出される。この式 (9) から後述する式 (14) が得られる。ところで、減衰率の具体的な値は、観測対象が生体である場合、生体の部位に応じて定まる。減衰率の単位は、例えば [dB/cm/MHz] である。なお、本実施の形態において、減衰率の値を入力部 37 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。

【0055】

超音波が受信深度 z を往復する間の減衰によるスペクトルデータ $F(f, L)$ の減衰量は、式 (9) より、 $2 z f$ である。各周波数 f のスペクトルデータ $F(f, L)$ がそれぞれ $2 z f$ だけ減衰するのであるから、横軸を周波数 f とすると、スペクトルデータが描く曲線は右肩に一様に下がる。従って、傾き a_0 の減衰量は $2 z [dB/MHz]$ である。すなわち、傾き a_0 の減衰補正量は $2 z$ であり、これを補正前特徴量 a_0 に加算すれば減衰補正を行うことができる。従って、減衰補正後の傾き a は下式で求められる。

$$a = a_0 + 2 z \quad \dots (10)$$

さらに、切片 b_0 は周波数 $f = 0$ のスペクトル成分と考えられるので、切片 b_0 の減衰量は、 $2 z \times 0 = 0 [dB]$ である。すなわち、切片 b_0 は減衰しないので減衰補正後の切片 b は下式で求められる。

$$b = b_0 \quad \dots (11)$$

最後に、減衰補正前のミッドバンドフィット c_0 は、 $c_0 = a_0 f_M + b_0$ で定義され、減衰補正後のミッドバンドフィット c も、 $c = a f_M + b$ と定義される。ゆえに、ミッドバンドフィット c_0 の減衰補正量は、 $c - c_0 = (a - a_0) f_M$ であり、減衰補正後のミッドバンドフィット c は下式で求められる。

$$c = c_0 + (a - a_0) f_M = c_0 + (a_0 + 2 z - a_0) f_M = c_0 + 2 z f_M \quad \dots (12)$$

【0056】

図 7 は、減衰補正部 334 b 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。直線 L_1 の式は、

$$F(f, L) = a f + b = (a_0 + 2 z) f + b_0 \quad \dots (13)$$

で表される。この式 (13) 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。この後、特徴量算出部 334 は、これら減衰補正された特徴量 a 、 b 、 c を画像処理部 34 へ出力する。

【0057】

補正データ算出部 335 は、周波数解析部 332 が或る適切な条件下で生成したスペクトルデータ $F(f, L)$ に基づいて補正データを算出する。補正データの詳細については後述する。

【0058】

画像処理部 34 は、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する超音波画像である B モ

10

20

30

40

50

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、減衰補正部334bが算出した特徴量を視覚情報と関連づけてBモード画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部342と、を有する。

【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。

10

【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特徴量画像データ生成部342へ出力する。

【0061】

特徴量画像データ生成部342は、特徴量算出部334が算出した特徴量の値に視覚情報を関連づける。次に、Bモード画像データ上の各画素の位置に該当するサンプルデータ群を特定する。次に、各サンプルデータ群から算出された特徴量の値に対し、上記関連づけられた視覚情報を、各画素へ割り当てる。このようにして、特徴量画像データ生成部342は、Bモード画像データにおける各画素に対して視覚情報を割り当てる。具体的な割り当て方は、以下の通りである。まず、特徴量画像データ生成部342は、例えば図5に示す1つのサンプルデータ群 F_j ($j = 1, 2, \dots, K$)のデータ量に対応する画素領域に対し、そのサンプルデータ群 F_j から算出される周波数スペクトルの特徴量に対応する視覚情報を割り当てる。特徴量画像データ生成部342は、例えば上述した傾き、切片、ミッドバンドフィットのいずれか一つに視覚情報としての色相を対応付けることによって特徴量画像データを生成する。なお、特徴量画像データ生成部342が、傾き、切片、ミッドバンドフィットから選択される2つの特徴量の一方に色相を対応付けるとともに、他方に明暗を対応付けることによって特徴量画像データを生成するようにしてもよい。特徴量に関連する視覚情報としては、例えば色相、彩度、明度、輝度値、R(赤)、G(緑)、B(青)などの所定の表色系を構成する色空間の変数を挙げることができる。

20

30

【0062】

機種情報取得部35は、取得した超音波内視鏡2の機種情報をもとに、当該超音波診断装置3に接続している超音波内視鏡2を識別する識別部351を有する。識別部351は、機種情報に含まれる超音波振動子21の機種、または超音波内視鏡2の機体に関する情報に基づいて識別した超音波内視鏡2の識別結果を生成し、制御部38に出力する。

【0063】

補正データ選択部36は、制御部38を介して識別部351の識別結果を取得し、記憶部39(後述する補正情報記憶部391)を参照して、識別結果に応じた超音波内視鏡2の補正データを選択する。補正データ選択部36は、選択した補正データに関する情報を制御部38に出力する。

40

【0064】

制御部38は、演算および制御機能を有するCPU(Central Processing Unit)や各種演算回路等を用いて実現される。制御部38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38を信号処理部32や、演算部33、補正データ選択部36と共通のCPU等を用いて構成することも可能である。

【0065】

50

記憶部 39 は、減衰補正部 334 b 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 39 は、解析データ補正部 333 がスペクトルデータを補正する際に用いる補正データを記憶する補正情報記憶部 391 を有する。

【0066】

記憶部 39 は、上記以外にも、例えば増幅処理に必要な情報（図 2 に示す増幅率と受信深度との関係）、増幅補正処理に必要な情報（図 4 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。

【0067】

また、記憶部 39 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。

【0068】

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。

【0069】

次に、解析データ補正部 333 が行うスペクトルデータの補正について説明する。超音波振動子 21 により得られるエコー信号は、理論的には超音波振動子 21 からの距離に応じて指数減衰する。エコー信号を A/D 変換して得られた RF データには、信号増幅部 311 において受信深度が大きいほど増幅する STC 補正が施されている。しかし、増幅補正部 331 を経た後は、STC 補正の影響が相殺されるため、その後の RF データはエコー信号と同様に指数減衰する。一方、スペクトルデータ $F(f, L)$ は、STC 補正が相殺され、指数減衰する RF データを周波数解析部 332 で対数変換したデータである。そのため、超音波振動子 21 からの距離に応じて線形減衰する。なお、このように、エコー信号や STC 補正が相殺される前の RF データが指数減衰することは式（7）に、スペクトルデータ $F(f, L)$ が線形減衰することは、式（9）に前述である。しかしながら、実際には、超音波振動子 21 の近方と遠方とは線形とはならない。図 8 は、ある周波数におけるスペクトルデータ $F(f, L)$ の往復距離 L に対するプロファイルであって、実際の観測により得られるスペクトルデータの観測値（以下、観測データとよぶ）、およびこの観測データから得られる理論データの例を示す図である。図 8 では、横軸が超音波振動子 21 からの往復距離 L （cm）（ $= 2 \times$ 受信深度 z ）である。また、図 8 では、縦軸が、スペクトルデータ $F(f, L)$ （デシベル表現）の値である。図 8 では、（白丸）で示すプロット P_{10} が実際の観測により得られる観測データである。ここで、説明の都合上、図 8 は、焦点深度 $z_F = 3.5$ cm、超音波振動子 21 から焦点までの往復距離 $L_F = 7$ cm の例を示している。

【0070】

具体的には、周波数解析部 332 が、式（1）で与えられるスペクトルデータ $F(f, L)$ を生成する。上述したように、実際には、超音波振動子 21 の近方と遠方とは線形とはならないため、往復距離により設定される所定の深度範囲内の観測データをもとに、理論データ $F_{ideal}(f, L)$ を求める。本実施の形態にかかる所定の深度範囲は、可変の焦点位置に対して可変の範囲である。本実施の形態では、焦点位置（ $L = L_F$ ）に対する深度範囲 R において、下限値を R_L 、上限値を R_H としたとき、係数 g_1 、 g_2 を用いて $R_L = g_1 \times L_F$ （ $0.5 \leq g_1 \leq 0.8$ ）、 $R_H = g_2 \times L_F$ （ $1.3 \leq g_2 \leq 2.0$ ）に設定す

10

20

30

40

50

る。ここで、 g_1 、 g_2 は、これらの範囲でそれぞれを任意に設定することができる。なお、焦点深度では送信波の位相が揃っているため、音響特性が理論値に近い深度から基準を得ることができるため上記所定の深度範囲を焦点深度とすることが好ましい。しかし、焦点深度を含む少々幅をもった深度範囲としても理論データ $F_{ideal}(f, L)$ を算出することができる。

【0071】

式(9)より、理論データ $F_{ideal}(f, L)$ は次式(14)で与えられる。

$$F_{ideal}(f, L) = F_{ideal}(f, 0) - fL \cdots (14)$$

この段階では、式(14)の第1項である $F_{ideal}(f, 0)$ が求められていない。なお、 $L=0$ での実測値 $F(f, 0)$ を用い、 $F_{ideal}(f, 0) = F(f, 0)$ として理論データ $F_{ideal}(f, L)$ を求めると、計算は簡単であるが観測データと誤差が大きいことは図8より自明である。すなわち、式(14)で示される理論データ $F_{ideal}(f, L)$ の直線を、観測データにフィッティングする箇所は $L=0$ ではなくスペクトルデータの線形減衰の範囲である必要がある。望ましくは $R_L \sim R_H$ の範囲のどこかの箇所が、より好ましくは焦点深度 $L = L_F$ が適している。

【0072】

本実施の形態では、焦点位置 (L_F) で観測データにフィッティングさせた直線 (図8に示す直線 Q_{10}) を理論データとする。具体的には、理論データ $F_{ideal}(f, L)$ は、式(14)に基づき、次式(15)で与えられる。

$$\begin{aligned} F_{ideal}(f, L) &= F_{ideal}(f, L_F) - f(L - L_F) \\ &= F(f, L_F) - f(L - L_F) \cdots (15) \end{aligned}$$

【0073】

本実施の形態においては、生体観察用超音波内視鏡、補正用超音波内視鏡、基準超音波内視鏡を以下のように定義する。

1. 生体観察用超音波内視鏡：医療現場で実際に被検体内に導入される機体である。
2. 補正用超音波内視鏡：超音波内視鏡各機種に対し、1機体ずつ選ばれ、工場における出荷品質部門等の現場に設置される。以下では、これら補正用超音波内視鏡のうち、生体観察用超音波内視鏡と同一機種の補正用超音波内視鏡を、特に『補正用超音波内視鏡』と呼ぶことにする。補正用超音波内視鏡が有する超音波振動子は、生体観察用超音波内視鏡が有する超音波振動子と同一種類かつ同一感度であり、補正用超音波内視鏡は、生体観察用超音波内視鏡の代用として用いられる。
3. 基準超音波内視鏡：1機種の1機体のみが選ばれ、補正用超音波内視鏡、もしくは、生体観察用超音波内視鏡の超音波振動子の感度を、基準超音波内視鏡の超音波振動子の感度に周波数別に合わせこむための参照用の機体である。

本実施の形態において、補正データ算出部335は、基準超音波内視鏡および補正用超音波内視鏡によって基準ファントムを撮像して得られた観測データに基づいて理論データ $F_{ideal}(f, L)$ を生成し、各超音波内視鏡の感度差 F を求めて、該感度差を補正データとする。なお、以下では生体観察用超音波内視鏡を用いて補正データを算出するものとして説明しているが、生体観察用超音波内視鏡を補正用超音波内視鏡として用いるものであってもよい。

【0074】

なお、基準ファントムは、例えば、散乱体の大きさ、数密度、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、減衰率 α_s [dB/cm/MHz] も均一であることが予めわかっている。

【0075】

以下の説明では、例えば、基準超音波内視鏡 (S_S) を用いて基準ファントム (Phn_S) を撮像した際に得られたスペクトルデータであって、パラメータが周波数 f および往復距離 L である場合のスペクトルデータを $F(S_S, Phn_S; f, L)$ と表記する。同様に、補正用超音波内視鏡 (S_C) の場合は $F(S_C, Phn_S; f, L)$ 、生体観察用超音波内視鏡 (S_{LB}) の場合は $F(S_{LB}, Phn_S; f, L)$ と表記する。

【 0 0 7 6 】

図 9 は、ある周波数における往復距離 L に対するプロファイルであって、実際の観測により得られる観測データ、および補正後の観測データの例を示す図である。図 9 では、横軸が往復距離 L (cm) である。また、図 9 では、縦軸が、スペクトルデータ $F(f, L)$ (デシベル表現) である。図 9 では、直線 Q_{20} が基準超音波内視鏡 (S_S) を用いて基準ファントム (Phn_S) を撮像した際に得られた理論データ $F_{ideal}(S_S, Phn_S; f, L)$ を示し、破線 Q_{21} が補正用超音波内視鏡 (S_C) を用いて基準ファントム (Phn_S) を撮像した際に得られた理論データ $F_{ideal}(S_C, Phn_S; f, L)$ を示している。図 9 では、 P_{20} が生体観察用超音波内視鏡 (S_{LB}) により得られた観測データである。観測データ P_{20} は、生体観察用超音波内視鏡 (S_{LB}) を用い、生体から得られる。生体の減衰率は基準ファントムの減衰率 s とは異なっている。また、そもそも、生体からのエコー信号強度もファントムからのエコー信号強度と異なる。そのため、図 9 においては、 P_{20} のプロット群の位置や傾きは、基準超音波内視鏡 (S_S) の理論データ $F_{ideal}(S_S, Phn_S; f, L)$ で示される直線 Q_{20} の位置や傾き、補正用超音波内視鏡 (S_C) の理論データ $F_{ideal}(S_C, Phn_S; f, L)$ で示される直線 Q_{21} の位置や傾きと異なっている。

10

【 0 0 7 7 】

上述した式 (15) により、基準超音波内視鏡 (S_S) の理論データ $F_{ideal}(S_S, Phn_S; f, L)$ は、次式 (16) で与えられる。

$$F_{ideal}(S_S, Phn_S; f, L) = F(S_S, Phn_S; f, L_F) - s \cdot f \cdot (L - L_F) \cdot \dots \quad (16)$$

20

ここで、 s は、基準ファントム (Phn_S) に応じた単位距離および単位周波数あたりの減衰率であって、単位は、例えば [dB/cm/MHz] である。

【 0 0 7 8 】

一方、上述した式 (15) により、補正用超音波内視鏡 (S_C) の理論データ $F_{ideal}(S_C, Phn_S; f, L)$ は、次式 (17) で与えられる。

$$F_{ideal}(S_C, Phn_S; f, L) = F(S_C, Phn_S; f, L_F) - s \cdot f \cdot (L - L_F) \cdot \dots \quad (17)$$

30

【 0 0 7 9 】

なお、式 (16)、(17) に示す理論データ $F_{ideal}(S_S, Phn_S; f, L)$ および $F_{ideal}(S_C, Phn_S; f, L)$ は、基準ファントム (Phn_S) を観察し、共通の焦点位置 (L_F) で得た観測データ $F(S_S, Phn_S; f, L_F)$ 、 $F(S_C, Phn_S; f, L_F)$ にそれぞれフィッティングさせた直線となっている。

【 0 0 8 0 】

なお、共通の焦点深度とすれば、送信波の位相が揃っているため、音響特性が理論値に近い深度から基準を得ることができるため好ましいが、理論データ $F_{ideal}(S_S, Phn_S; f, L)$ および $F_{ideal}(S_C, Phn_S; f, L)$ を、焦点深度 (L_F) とは異なる位置で観測データにフィッティングさせた直線としてもよい。

【 0 0 8 1 】

また、理論データ $F_{ideal}(S_S, Phn_S; f, L)$ および $F_{ideal}(S_C, Phn_S; f, L)$ を共通の焦点深度とすることで、異なる焦点位置の観測データであっても同一の補正データを用いることができる。これにより、補正情報記憶部 391 が記憶する補正データ量を低減することができる。

40

【 0 0 8 2 】

式 (2)、(16) からわかる通り、理論データ $F_{ideal}(S_S, Phn_S; f, L)$ および $F_{ideal}(S_C, Phn_S; f, L)$ を示す二つの直線 Q_{20} および Q_{21} は、往復距離 L に対する傾きが $-s \cdot f$ で等しく、互いに平行となっている (図 9 参照)。このことから、基準超音波内視鏡 (S_S) と補正用超音波内視鏡 (S_C) とは、受信深度 (往復距離 L) に依存せず、超音波の周波数に依存する補正データによって、感度差を補正することが

50

できるといえる。

【0083】

基準超音波内視鏡 (S_S) と補正用超音波内視鏡 (S_C) との感度差 F は、式 (16) および式 (17) の差により次式 (18) で与えられる。

$$F = F_{ideal}(S_S, Phn_S; f, L) - F_{ideal}(S_C, Phn_S; f, L) \\ = F(S_S, Phn_S; f, L_F) - F(S_C, Phn_S; f, L_F) \cdots (18)$$

【0084】

式 (18) に示すように、基準超音波内視鏡 (S_S) と補正用超音波内視鏡 (S_C) との感度差 F は、往復距離 L に対して独立している。本実施の形態では、まず、超音波診断装置 3 が生体等の被検体に用いられる前に、出荷品質部門等において、予め、基準超音波内視鏡 (S_S) および補正用超音波内視鏡 (S_C) により、基準ファントム (Phn_S) を撮像しておく。補正データ算出部 335 は、双方の焦点深度のデータから、理論データ $F_{ideal}(S_S, Phn_S; f, L_F)$ と $F_{ideal}(S_C, Phn_S; f, L_F)$ とを算出し、さらに両者の差を取ることで、感度差 F を算出し、制御部を介して補正情報記憶部 391 へ出力する。補正情報記憶部 391 は、この感度差 F を補正データとして記憶しておく。補正情報記憶部 391 は、実際に被検体内に導入される生体観察用超音波内視鏡として使用し得る機種 (識別部 351 により識別可能な機種) と同機種の補正用超音波内視鏡ごとの補正データを記憶しておく。

10

【0085】

次に、超音波診断装置 3 が生体等の被検体に用いられるときには、解析データ補正部 333 は、補正データ選択部 36 により選択された補正データ (感度差 F) を、補正情報記憶部 391 を参照して取得し、生体観察用超音波内視鏡 (S_{LB}) により得られた観測データ (プロット P_{20}) にこの感度差 F を加算して観測データの補正を行う。補正後の観測データは、図 9 において (黒丸) で示すプロット P_{21} であり、 P_{20} で示す補正前のプロット P_{20} に対して各々 F だけ増加している。

20

【0086】

図 10 は、解析データ補正部 333 による解析データの補正を説明するための模式図である。解析データ補正部 333 は、周波数ごとに決定された補正データ (感度差 F) を用いて、周波数解析部 332 によって算出された複数の周波数スペクトルを補正する。

【0087】

具体的には、解析データ補正部 333 は、周波数解析部 332 によって算出された複数のスペクトルデータの受信深度 (往復距離 L) ごとのデータ D_1 、 D_2 、 D_3 、 D_4 、 D_5 、 D_6 、 D_7 、 D_8 、 \cdots に対して、周波数ごとに決定された補正データ (感度差 $F(f)$) をそれぞれ加算して観測データ $F(S_{LB}, Phn_S; f, L)$ を補正する。補正後の観測データ $F'(S_{LB}, Phn_S; f, L)$ は、次式 (19) で与えられる。

30

$$F'(S_{LB}, Phn_S; f, L) = F(S_{LB}, Phn_S; f, L) + F(f) \\ = F(S_{LB}, Phn_S; f, L) + F(S_S, Phn_S; f, L_F) \\ - F(S_C, Phn_S; f, L_F) \cdots (19)$$

ここで上式 (18) を用いた。

【0088】

図 10 に示すように、例えば、ある往復距離 (受信深度) のスペクトルデータであるデータ D_8 では、補正前のスペクトルデータ C_{10} において、周波数ごとに決定された補正データ (感度差 $F(f)$) が加算されることによって、補正後のスペクトルデータ C_{11} が生成される。

40

【0089】

その後、特徴量算出部 334 が、解析データ補正部 333 から出力された補正後のスペクトルデータを用いて特徴量をそれぞれ算出する。これにより、超音波内視鏡 2 の感度差に依存しない特徴量を算出することができる。すなわち、被検体にどのような種類の生体観察用超音波内視鏡を用いても、基準超音波内視鏡を用いた場合と等しい値の特徴量を得ることができる。

50

【 0 0 9 0 】

図 1 1 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 2 1 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 S 1）。

【 0 0 9 1 】

超音波振動子 2 1 からエコー信号を受信した信号増幅部 3 1 1 は、そのエコー信号の増幅を行う（ステップ S 2）。ここで、信号増幅部 3 1 1 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 3 1 は、適当なサンプリング周波数（例えば 5 0 M H z）でエコー信号をサンプリングして離散化し、RF データを生成して、B モード画像データ生成部 3 4 1 と、増幅補正部 3 3 1 とへ出力する。

【 0 0 9 2 】

続いて、B モード画像データ生成部 3 4 1 は、送受信部 3 1 から出力された RF データを用いて B モード画像データを生成し、特徴量画像データ生成部 3 4 2 へ出力する。特徴量画像データ生成部 3 4 2 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（ステップ S 3）。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 S 4）。

【 0 0 9 3 】

この後、制御部 3 8 は、術者等のユーザから入力部 3 7 の図示しないボタンもしくはメニューを介して、特徴量画像の「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 S 5）。制御部 3 8 は、「表示」の選択を確認した場合には演算部 3 3 を構成する各部へ特徴量画像作成開始命令を出力する（ステップ S 5 : Y e s）。「非表示」の選択を確認した場合は特徴量画像作成開始命令を出さない（ステップ S 5 : N o）。演算部 3 3 の各部は、特徴量画像作成開始命令を受信すると、後述のステップ S 6 以降の処理を実行する。なお、特徴量画像作成開始命令の有無にかかわらず、超音波診断装置 3 の送受信部 3 1、信号増幅部 3 1 1、信号処理部 3 2、B モード画像データ生成部 3 4 1、特徴量画像データ生成部 3 4 2 は上記ステップ S 1 から S 4 までの処理を繰り返す。そのため、ユーザが入力部 3 7 へ特徴量画像の「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 2 1 による被検体内の走査のたびに繰り返し表示装置 4 に表示される。

【 0 0 9 4 】

演算部 3 3 の各部が特徴量画像作成開始命令を受信した場合、まず、増幅補正部 3 3 1 は、送受信部 3 1 から出力された RF データに対して受信深度によらず増幅率が一定となる増幅補正を行う（ステップ S 6）。ここで、増幅補正部 3 3 1 は、例えば図 4 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。

【 0 0 9 5 】

この後、周波数解析部 3 3 2 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スペクトルデータを算出する（ステップ S 7 : 解析ステップ）。図 1 2 は、ステップ S 7 において周波数解析部 3 3 2 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 1 2 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。

【 0 0 9 6 】

まず、周波数解析部 3 3 2 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 S 2 1）。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。

【 0 0 9 7 】

続いて、周波数解析部 3 3 2 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 S 2 2）。例えば、図 5 では、上述したように、音線 $S R_k$ 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 $S R_k$ 上での解析範囲の最浅の受信深度である。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 8 】

その後、周波数解析部 3 3 2 は、サンプルデータ群を取得し（ステップ S 2 3）、取得したサンプルデータ群に対し、記憶部 3 9 が記憶する窓関数を作用させる（ステップ S 2 4）。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。

【 0 0 9 9 】

続いて、周波数解析部 3 3 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ のサンプルデータ群が正常なデータ群であるか否かを判定する（ステップ S 2 5）。図 5 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。図 5 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 5 では $n = 4$ （ $N = 7$ 、 $M = 8$ ）の場合を例示している。

10

【 0 1 0 0 】

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 2 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

20

【 0 1 0 1 】

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 2 は、不足分だけゼロデータを挿入することによって正常なサンプルデータ群を生成する（ステップ S 2 6）。ステップ S 2 5 において正常でないとして判定されたサンプルデータ群（例えば図 5 のサンプルデータ群 F_k ）は、ゼロデータを追加する前に窓関数が作用されている。このため、サンプルデータ群にゼロデータを挿入してもデータの不連続は生じない。ステップ S 2 6 の後、周波数解析部 3 3 2 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

30

【 0 1 0 2 】

ステップ S 2 7 において、周波数解析部 3 3 2 は、サンプルデータ群を用いて F F T 演算を行うことにより、振幅の周波数分布であるスペクトルデータを得る（ステップ S 2 7）。

【 0 1 0 3 】

続いて、周波数解析部 3 3 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ をステップ幅 D で変化させる（ステップ S 2 8）。ステップ幅 D について、入力部 3 7 を経由した術者の入力値を記憶部 3 9 が予め記憶しているものとする。図 5 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 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。

40

【 0 1 0 4 】

その後、周波数解析部 3 3 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ が音線 $S R_k$ における最大値 $Z^{(k)}_{max}$ より大きいか否かを判定する（ステップ S 2 9）。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 2 はカウンタ k を 1 増加させる（ステップ S 3 0）。これは、処理をとなりの音線へ移すことを意味する。一方、データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z^{(k)}_{max}$ 以下である場合（ステップ S 2 9 : N o）、周波数解析部 3 3 2 はステップ S 2 3 へ戻る。

50

【0105】

ステップS30の後、周波数解析部332は、カウンタ k が最大値 k_{max} より大きいかなかを判定する(ステップS31)。カウンタ k が k_{max} より大きい場合(ステップS31: Yes)、周波数解析部332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S31: No)、周波数解析部332はステップS22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。

【0106】

このようにして、周波数解析部332は、解析対象領域内の $(k_{max} - k_0 + 1)$ 本の音線の各々について深度別に複数回のFFT演算を行う。FFT演算の結果は、受信深度および受信方向とともに補正情報記憶部391に格納される。

10

【0107】

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39にあらかじめ記憶されており、周波数解析部332は適宜これらの値を読み取って、図12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332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_0 、 k_{max} 、 $Z^{(k)}_0$ 、 $Z^{(k)}_{max}$ は、入力部37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332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。

【0108】

以上説明したステップS7の周波数解析処理に続いて、解析データ補正部333は、予め補正情報記憶部391に記憶されている補正データを読み取る。そして、この補正データをもとに、周波数解析部332によって算出された複数のスペクトルデータを補正する(ステップS8: 補正ステップ)。図6に示すスペクトルデータ C_1 は、ステップS8の結果として得られるスペクトルデータの一例である。この際、解析データ補正部333は、補正データ選択部36が選択した補正データを取得して、機種ごとに設定されている感度差 F に応じた解析データの補正を行う。

20

【0109】

その後、特徴量算出部334は、解析データ補正部333により補正され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S9~S10)。

30

【0110】

ステップS9において、近似部334aは、解析データ補正部333が生成した複数のスペクトルデータをそれぞれ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S9)。具体的には、近似部334aは、各スペクトルデータ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7に示す直線 L_{10} は、近似部334aが周波数帯域 U のスペクトルデータ C_1 に対し回帰分析によって近似した回帰直線である。

【0111】

続いて、減衰補正部334bは、近似部334a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 α 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39に格納する(ステップS10)。図7に示す直線 L_1 は、減衰補正部334b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。

40

【0112】

ステップS10において、減衰補正部334bは、上述した式(10)、(12)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 $Z = (v_s / (2 \cdot f_{sp})) \cdot D \cdot n + Z_0$ 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 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

50

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 50MHz とし、音速 v_s を 1530m/sec とし、図 5 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、 $z = 0.2295n + Z_0 (\text{mm})$ となる。

【0113】

特徴量画像データ生成部 342 は、Bモード画像データ生成部 341 が生成した Bモード画像データにおける各画素に対し、ステップ S9 で算出された特徴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特徴量画像データを生成する（ステップ S11）。

【0114】

この後、表示装置 4 は、制御部 38 の制御のもと、特徴量画像データ生成部 342 が生成した特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示する（ステップ S12）。図 13 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、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。

10

【0115】

以上説明してきた一連の処理（ステップ S1 ~ S12）において、ステップ S2 の処理とステップ S4 ~ S10 の処理とを並行して行うようにしてもよい。

20

【0116】

以上説明した本発明の一実施の形態によれば、実際に被検体内に導入される生体観察用超音波内視鏡、または、これと同一機種であって、超音波振動子の感度が同じ補正用超音波内視鏡のいずれかを用いて基準反射体から受信したエコー信号をもとに、周波数解析部 332 がスペクトルデータの観測データを算出し、補正データ算出部 335 が観測データを基に理論データを算出した。また、感度調整の基準となる基準超音波内視鏡を用いて、同様に、前記基準反射体から受信したエコー信号をもとに、周波数解析部 332 が観測データを算出し、補正データ算出部 335 が観測データを基に理論データを算出した。そして、補正データ算出部 335 が両理論データの差分を算出し、補正データとして補正情報記憶部 391 に予め記憶させた。その後、生体観察用超音波内視鏡が被検体内に導入された際、被検体から受信したエコー信号をもとに、周波数解析部 332 が被検体の観測データを算出し、解析データ補正部 333 が補正情報記憶部 391 から読み出して、補正データを生体観察用超音波内視鏡の観測データに加算することでスペクトルデータを補正した。そのため、超音波振動子の特性差に依存せず客観性が保証された解析値を取得することができる。このため、周波数特徴量や特徴量画像（カラー等）を、減衰だけでなく、超音波振動子の感度差等の特性差に依存せず、可能な限り組織情報を客観的かつ忠実に反映できる。

30

【0117】

なお、入力部 37 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 332 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および補正できるよう構成した。そのため、補正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、特徴量算出部 334 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。

40

【0118】

（実施の形態の変形例）

続いて、本発明の実施の形態の変形例について説明する。上述した実施の形態では、解析データ補正部 333 によりスペクトルデータが補正された後、特徴量算出部 334 が各

50

スペクトルデータの特徴量を算出するものとして説明したが、本変形例では、特徴量算出部 334 が各スペクトルデータの特徴量を算出した後、解析データ補正部 333 が、算出された特徴量の、超音波振動子の感度差に起因する差異を補正する。

【0119】

本変形例では、特徴量算出部 334 が、周波数解析部 332 によって算出された複数のスペクトルデータ（解析データ）に基づいて、式（10）～（12）により特徴量 a、b、c を算出した後、解析データ補正部 333 が、算出された特徴量 a、b、c についてそれぞれ補正する。

【0120】

式（10）により求められる特徴量 a は、スペクトルデータ $F(f, L)$ の周波数 f の偏微分に相当することが分かっているため、式（19）より、補正後の特徴量（傾き） a' について次式（20）が導出される。

$$\begin{aligned} a' (S_{LB}, Phn_S; f, L) \\ = a (S_{LB}, Phn_S; f, L) + a (S_S, Phn_S; f, L_F) \\ - a (S_C, Phn_S; f, L_F) \cdots (20) \end{aligned}$$

10

【0121】

また、式（12）により求められる特徴量 c は、スペクトルデータ $F(f, L)$ の周波数 f に対する区間（周波数帯域） $U(f_L \sim f_H)$ （図7参照）での積分値であることが分かっているため、式（19）より、補正後の特徴量（ミッドバンドフィット） c' について次式（21）が導出される。

$$\begin{aligned} c' (S_{LB}, Phn_S; f, L) \\ = c (S_{LB}, Phn_S; f, L) + c (S_S, Phn_S; f, L_F) \\ - c (S_C, Phn_S; f, L_F) \cdots (21) \end{aligned}$$

20

【0122】

また、式（11）により求められる特徴量 b は、特徴量 a、c の線形結合（式（12）参照）であるため、式（20）、（21）より、補正後の特徴量（切片） b' について次式（22）が導出される。

$$\begin{aligned} b' (S_{LB}, Phn_S; f, L) \\ = b (S_{LB}, Phn_S; f, L) + b (S_S, Phn_S; f, L_F) \\ - b (S_C, Phn_S; f, L_F) \cdots (22) \end{aligned}$$

30

【0123】

本変形例によれば、解析データ補正部 333 が、特徴量算出部 334 が算出した特徴量 a、b、c について、式（20）～（22）より補正後の特徴量 a' 、 b' 、 c' を算出することで、上述した実施の形態のように、全ての観測データ $F(S_{LB}, Phn_S; f, L)$ などを求める必要がないため、FFT 演算量を低減し、演算処理を一段と高速化することができる。

【0124】

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。

40

【0125】

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 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。

【0126】

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

50

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。

【0127】

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。

10

【0128】

また、上述した実施の形態では、補正データ算出部335を超音波診断装置3の内部に設け、この補正データ算出部335が理論データ $F_{ideal}(f, L)$ に基づき補正データを生成するものとして説明したが、演算部のその他の構成（例えば周波数解析部332や解析データ補正部333）や、外部の演算装置が補正データを生成し、補正情報記憶部391が予め補正データを記憶しておくものであってもよい。また、補正情報記憶部391は、機種ごとの補正データを記憶するものとして説明したが、以下のいずれかの組み合わせのうち、少なくとも一つを記憶していればよい。

- 1．生体観察用超音波内視鏡の理論データ（第1基準データ）と基準超音波内視鏡の理論データ（第2基準データ）
- 2．補正用超音波内視鏡の理論データ（第1基準データ）と基準超音波内視鏡の理論データ（第2基準データ）
- 3．補正用超音波内視鏡の理論データ（第1基準データ）と補正データ
- 4．生体観察用超音波内視鏡の理論データ（第1基準データ）と補正データ

20

例えば、第1基準データおよび第2基準データを記憶している場合（補正データを記憶していない場合）、補正データ算出部335は、識別部351により識別された生体観察用超音波内視鏡と同機種の第1基準データを補正情報記憶部391から読み出し、読み出した第1基準データと、第2基準データとを用いて補正データを都度作成するものであってもよい。

【0129】

また、上述した実施の形態では、特徴量算出部334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し、該特徴量画像データを表示装置4が表示するものとして説明したが、特徴量画像データおよびBモード画像データを並べて表示するものであってもよい。

30

【0130】

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】

【0131】

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、超音波振動子の特性差に依存せずに客観性が保証された解析値を取得するのに有用である。

40

【符号の説明】

【0132】

- 1 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

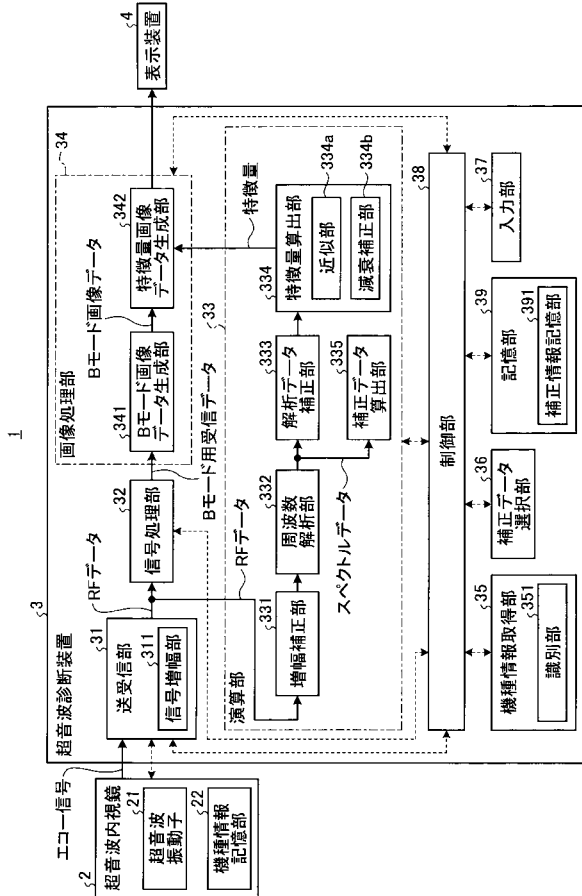
50

- 3 2 信号処理部
- 3 3 演算部
- 3 4 画像処理部
- 3 5 機種情報取得部
- 3 6 補正データ選択部
- 3 7 入力部
- 3 8 制御部
- 3 9 記憶部
- 2 0 1 特徴量画像
- 2 0 2 重畳画像表示部
- 2 0 3 情報表示部
- 3 3 1 増幅補正部
- 3 3 2 周波数解析部
- 3 3 3 解析データ補正部
- 3 3 4 特徴量算出部
- 3 3 4 a 近似部
- 3 3 4 b 減衰補正部
- 3 3 5 補正データ算出部
- 3 4 1 Bモード画像データ生成部
- 3 4 2 特徴量画像データ生成部
- 3 5 1 識別部
- 3 9 1 補正情報記憶部

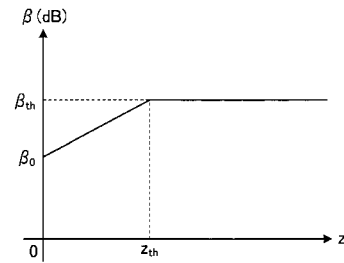
10

20

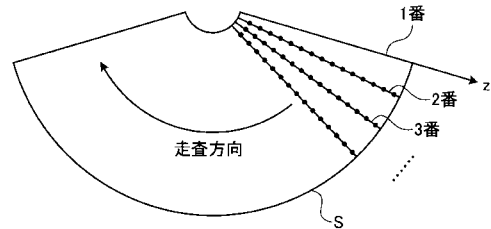
【図1】



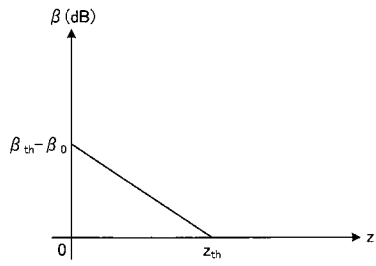
【図2】



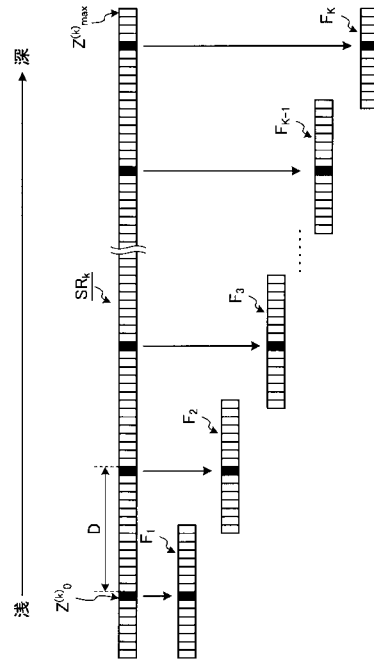
【図3】



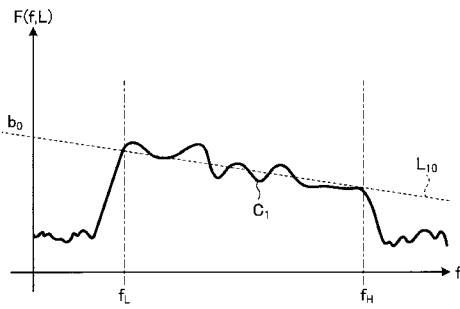
【 図 4 】



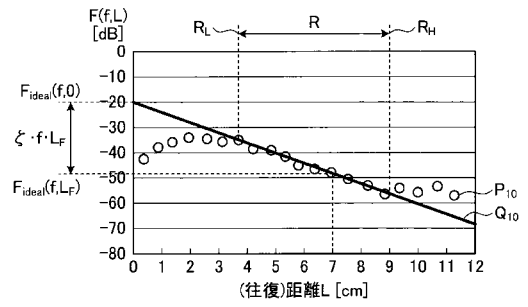
【 図 5 】



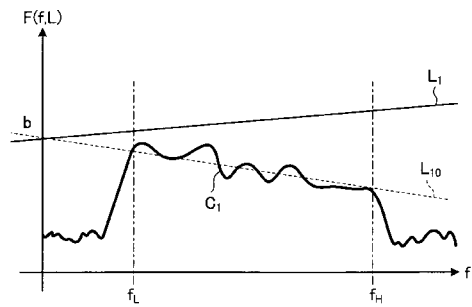
【 図 6 】



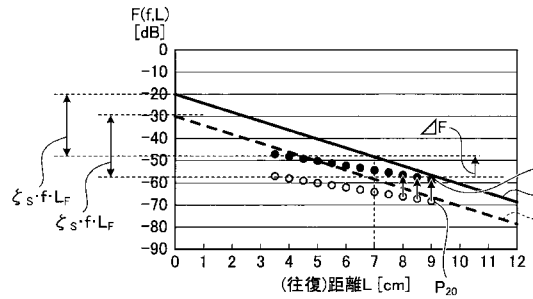
【 図 8 】



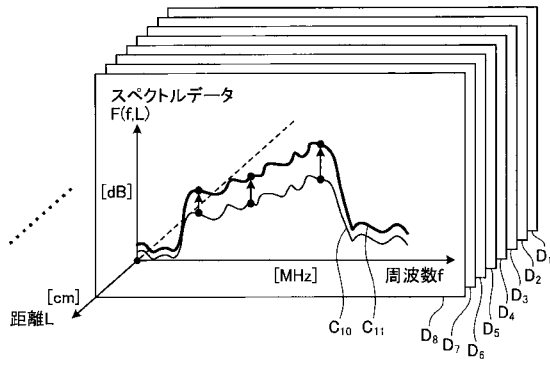
【 図 7 】



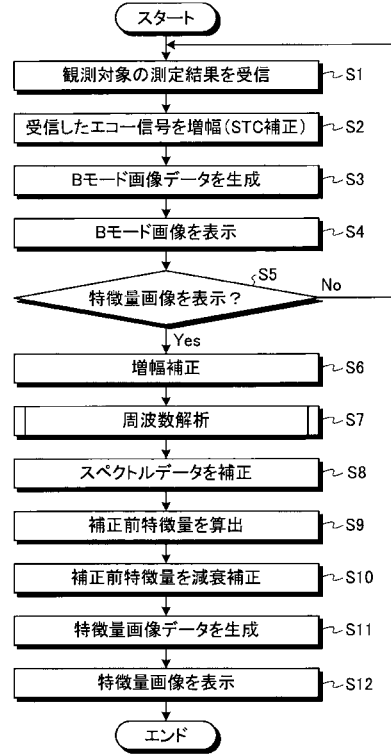
【 図 9 】



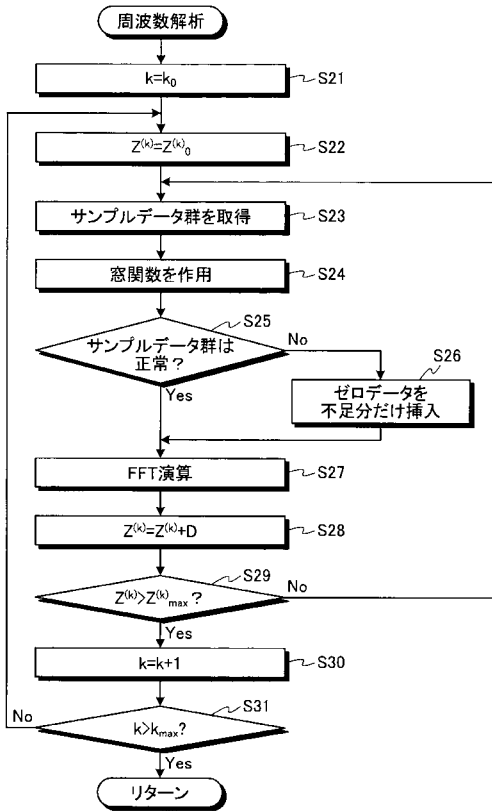
【図10】



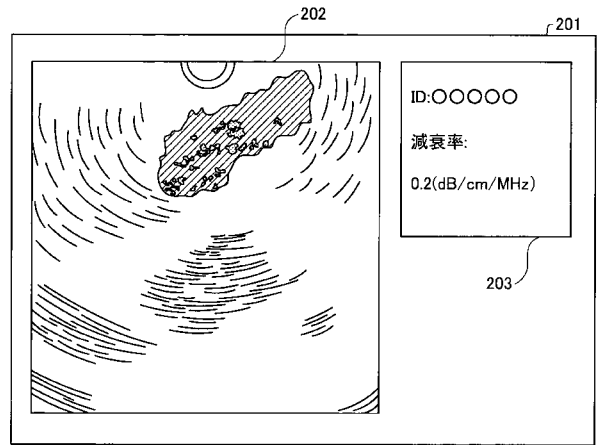
【図11】



【図12】



【図13】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/063349
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/12(2006.01)i, A61B8/14(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/12, A61B8/14 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2012/063928 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 May 2012 (18.05.2012), paragraphs [0030] to [0074]; fig. 1 to 16 & US 2013/0035594 A1 paragraphs [0037] to [0082]; fig. 1 to 16 & EP 2599440 A1 & CN 103200876 A	1-15
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 31 May 2016 (31.05.16)		Date of mailing of the international search report 07 June 2016 (07.06.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 3 3 4 9	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i, A61B8/14(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12, 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 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	WO 2012/063928 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.05.18, 段落[0030]-[0074], 第1-16図 & US 2013/0035594 A1 段落[0037]-[0082], 第1-16図 & EP 2599440 A1 & CN 103200876 A	1-15	
☐ 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、一般的な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 31.05.2016		国際調査報告の発送日 07.06.2016	
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	

フロントページの続き

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

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

专利名称(译)	超声波诊断装置，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	JPWO2016181856A1	公开(公告)日	2017-05-25
申请号	JP2016547106	申请日	2016-04-28
[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		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/EE04 4C601/JB40 4C601/JB49 4C601/JB51		
优先权	2015098319 2015-05-13 JP		
其他公开文献	JP6022135B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的超声波诊断装置将超声波发送到观察对象，并基于由配备有接收从观察对象反射的超声波的超声波换能器的超声波探头获取的超声波信号的超声波。一种用于产生声波图像的超声诊断设备，包括分析单元，该分析单元用于基于从观察目标，超声换能器或与超声换能器相同类型的超声振动接收的超声信号来产生分析数据。基于使用孩子从参考反射器接收的超声信号以及使用与超声换能器不同类型的超声换能器从参考反射器接收的超声信号获得的第一参考数据。以及校正单元，该校正单元基于基于信号获得的第二参考数据，使用校正数据来校正分析数据。

