

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/103884

発行日 平成29年4月27日 (2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年6月30日 (2016. 6. 30)

(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 23 頁)

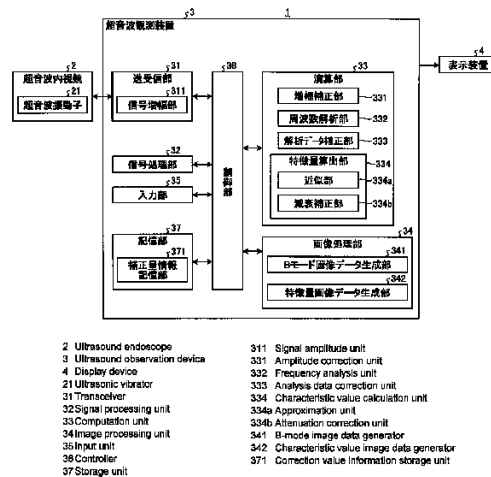
出願番号	特願2016-509195 (P2016-509195)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/079967	(74) 代理人	110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所
(22) 国際出願日	平成27年10月23日 (2015. 10. 23)	(72) 発明者	香西 繁範 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(11) 特許番号	特許第5981072号 (P5981072)	Fターム(参考)	4C601 DD21 EE09 JB13 JB49 JB51
(45) 特許公報発行日	平成28年8月31日 (2016. 8. 31)		
(31) 優先権主張番号	特願2014-262990 (P2014-262990)		
(32) 優先日	平成26年12月25日 (2014. 12. 25)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

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

(57) 【要約】

本発明にかかる超音波観測装置(3)は、複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部(332)と、複数の周波数スペクトルをもとに周波数成分ごとに超音波振動子からの距離と周波数スペクトルの強度との関係を示す解析データを生成し、基準超音波信号により生成される基準データの強度を距離によらず一定とする補正量に基づき、解析データを補正する解析データ補正部(333)と、補正された解析データに基づき生成された周波数スペクトルをもとに周波数特徴量を算出する特徴量算出部(334)と、特徴量算出部が算出した周波数特徴量を視覚情報と関連づけて超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部(342)と、を備えた。



- 2 Ultrasonic endoscope
- 3 Ultrasonic observation device
- 4 Display device
- 21 Ultrasonic vibrator
- 31 Transceiver
- 32 Signal processing unit
- 33 Calculation unit
- 34 Image processing unit
- 35 Input unit
- 36 Controller
- 37 Storage unit
- 311 Signal amplitude unit
- 331 Amplitude correction unit
- 332 Frequency analysis unit
- 333 Analysis data correction unit
- 334 Characteristic value calculation unit
- 334a Approximation unit
- 334b Attenuation correction unit
- 341 B-mode image data generator
- 342 Characteristic value image data generator
- 371 Correction value information storage unit

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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

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

前記周波数解析部が算出した複数の周波数スペクトルをもとに周波数成分ごとに前記超音波振動子からの距離と前記周波数スペクトルの強度との関係を示す解析データを生成し、前記距離ごとに設定される補正量であって、基準超音波信号により生成される基準データの強度を前記距離によらず一定とする補正量に基づき、前記解析データを補正する解析データ補正部と、

前記解析データ補正部により補正された前記解析データに基づき生成された周波数スペクトルをもとに周波数特徴量を算出する特徴量算出部と、

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

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記補正量は、前記距離と前記超音波のフォーカス位置とに応じて定まる値であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記基準データは、均一に散乱する物体、または強反射体に対し、所定の周波数および所定のフォーカス位置となるように前記超音波を送信して得られた超音波信号、または前記超音波を受信する受信機が所定の周波数および所定のフォーカス位置で取得した超音波信号に基づいて生成されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記補正量は、前記基準データと所定の補正值との差分に基づいて前記距離ごとに設定されることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記補正值は、前記フォーカス位置によらず一定であることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

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

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

解析データ補正部が、前記周波数解析部が算出した複数の周波数スペクトルをもとに周波数成分ごとに前記超音波振動子からの距離と前記周波数スペクトルの強度との関係を示す解析データを生成し、前記距離ごとに設定される補正量であって、基準超音波信号により生成される基準データの強度を前記距離によらず一定とする補正量に基づき、前記解析データを補正する解析データ補正ステップと、

特徴量算出部が、前記解析データ補正部により補正された前記解析データに基づき生成された周波数スペクトルをもとに周波数特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

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

を含むことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項 7】

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

10

20

30

40

50

備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置の作動プログラムであって、

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

解析データ補正部が、前記周波数解析部が算出した複数の周波数スペクトルをもとに周波数成分ごとに前記超音波振動子からの距離と前記周波数スペクトルの強度との関係を示す解析データを生成し、前記距離ごとに設定される補正量であって、基準超音波信号により生成される基準データの強度を前記距離によらず一定とする補正量に基づき、前記解析データを補正する解析データ補正手順と、

特徴量算出部が、前記解析データ補正部により補正された前記解析データに基づき生成された周波数スペクトルをもとに周波数特徴量を算出する特徴量算出手順と、

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

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

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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

【背景技術】

【0002】

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量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。医師等のユーザは、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。

【0003】

例えば、特許文献1では、超音波画像において設定された領域（以下、関心領域ともいう）の位置、および該関心領域の大きさに基づいて関心領域内のフォーカス段数や、複数のフォーカス位置を決定し、各フォーカス位置に対し送受信した超音波を周波数解析することによって特徴量を算出している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第5568199号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

周波数解析には、送受信方向の解析区間で、多数の受信データが必要となる。しかしながら、特許文献1が開示する技術のように多段フォーカスのみの解析では、フォーカス位置から離れた解析区間の周波数スペクトルが一樣でなく、微小距離分離れた解析区間であっても周波数スペクトルが一樣でない場合があり、周波数特徴量の算出精度が低下するおそれがあった。

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、フォーカス位置以外の位置においても周波数特徴量の算出精度の低下を抑制することができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムを提供することを目的とする。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波観測装置は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置であって、前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、前記周波数解析部が算出した複数の周波数スペクトルをもとに周波数成分ごとに前記超音波振動子からの距離と前記周波数スペクトルの強度との関係を示す解析データを生成し、前記距離ごとに設定される補正量であって、基準超音波信号により生成される基準データの強度を前記距離によらず一定とする補正量に基づき、前記解析データを補正する解析データ補正部と、前記解析データ補正部により補正された前記解析データに基づき生成された周波数スペクトルをもとに周波数特徴量を算出する特徴量算出部と、前記特徴量算出部が算出した前記周波数特徴量を視覚情報と関連づけて前記超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、を備えたことを特徴とする。

10

【0008】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記補正量は、前記距離と前記超音波のフォーカス位置とに応じて定まる値であることを特徴とする。

【0009】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記基準データは、均一に散乱する物体、または強反射体に対し、所定の周波数および所定のフォーカス位置となるように前記超音波を送信して得られた超音波信号、または前記超音波を受信する受信機が所定の周波数および所定のフォーカス位置で取得した超音波信号に基づいて生成されることを特徴とする。

20

【0010】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記補正量は、前記基準データと所定の補正值との差分に基づいて前記距離ごとに設定されることを特徴とする。

【0011】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記補正值は、前記フォーカス位置によらず一定であることを特徴とする。

30

【0012】

本発明に係る超音波観測装置の作動方法は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置の作動方法であって、周波数解析部が、前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、解析データ補正部が、前記周波数解析部が算出した複数の周波数スペクトルをもとに周波数成分ごとに前記超音波振動子からの距離と前記周波数スペクトルの強度との関係を示す解析データを生成し、前記距離ごとに設定される補正量であって、基準超音波信号により生成される基準データの強度を前記距離によらず一定とする補正量に基づき、前記解析データを補正する解析データ補正ステップと、特徴量算出部が、前記解析データ補正部により補正された前記解析データに基づき生成された周波数スペクトルをもとに周波数特徴量を算出する特徴量算出ステップと、特徴量画像データ生成部が、前記特徴量算出部が算出した前記周波数特徴量を視覚情報と関連づけて前記超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、を含むことを特徴とする。

40

【0013】

本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置の作動プログラムであって、周波数解析部が、前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって

50

複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析手順と、解析データ補正部が、前記周波数解析部が算出した複数の周波数スペクトルをもとに周波数成分ごとに前記超音波振動子からの距離と前記周波数スペクトルの強度との関係を示す解析データを生成し、前記距離ごとに設定される補正量であって、基準超音波信号により生成される基準データの強度を前記距離によらず一定とする補正量に基づき、前記解析データを補正する解析データ補正手順と、特徴量算出部が、前記解析データ補正部により補正された前記解析データに基づき生成された周波数スペクトルをもとに周波数特徴量を算出する特徴量算出手順と、特徴量画像データ生成部が、前記特徴量算出部が算出した前記周波数特徴量を視覚情報と関連づけて前記超音波画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成手順と、を前記超音波観測装置に実行させることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、フォーカス位置以外の位置においても周波数特徴量の算出精度の低下を抑制することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0015】

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

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

20

【図3】図3は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の増幅補正部が行う増幅補正処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

【図4】図4は、超音波信号の1つの音線におけるデータ配列を模式的に示す図である。

【図5】図5は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の解析データ補正部が行う補正処理に用いられる補正量を算出するための基準データの例を示す図である。

【図6】図6は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の解析データ補正部による補正後の周波数スペクトル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観測装置の減衰補正部が補正した補正特徴量をパラメータとして有する直線を示す図である。

【図8】図8は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

30

【図9】図9は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置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、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の表示装置における特徴量画像の表示例を模式的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

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。

【0017】

40

（実施の形態）

図1は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置3を備えた超音波観測システム1の構成を示すブロック図である。同図に示す超音波診断システム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観測装置3と、超音波観測装置3が生成した超音波画像を表示する表示装置4と、を備える。

【0018】

超音波内視鏡2は、その先端部に、超音波観測装置3から受信した電気的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射され

50

た超音波エコーを電圧変化で表現する電氣的なエコー信号に変換して出力する超音波振動子 21 を有する。超音波振動子 21 は、コンベックス振動子、リニア振動子およびラジアル振動子のいずれでも構わない。超音波内視鏡 2 は、超音波振動子 21 をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子 21 として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりすることで、電子的に走査させるものであってもよい。

【0019】

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

10

【0020】

超音波観測装置 3 は、超音波内視鏡 2 と電氣的に接続され、所定の波形および送信タイミングに基づいて高電圧パルスからなる送信信号（パルス信号）を超音波振動子 21 へ送信するとともに、超音波振動子 21 から電氣的な受信信号であるエコー信号を受信してデジタルの高周波（RF：Radio Frequency）信号のデータ（以下、RF データという）を生成、出力する送受信部 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、超音波観測装置 3 の動作に必要な各種情報を記憶する記憶部 37 と、を備える。

20

【0021】

送受信部 31 は、エコー信号を増幅する信号増幅部 311 を有する。信号増幅部 311 は、受信深度が大きいエコー信号ほど高い増幅率で増幅する S T C (Sensitivity Time Control) 補正を行う。図 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 に示す関係は、予め記憶部 37 に記憶されている。

30

【0022】

送受信部 31 は、信号増幅部 311 によって増幅されたエコー信号に対してフィルタリング等の処理を施した後、A/D 変換することによって時間ドメインの RF データを生成し、信号処理部 32 および演算部 33 へ出力する。なお、超音波内視鏡 2 が複数の素子をアレイ状に設けた超音波振動子 21 を電子的に走査させる構成を有する場合、送受信部 31 は、複数の素子に対応したビーム合成用の多チャンネル回路を有する。

40

【0023】

送受信部 31 が送信するパルス信号の周波数帯域は、超音波振動子 21 におけるパルス信号の超音波パルスへの電気音響変換の線型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。また、信号増幅部 311 におけるエコー信号の各種処理周波数帯域は、超音波振動子 21 による超音波エコーのエコー信号への音響電気変換の線型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。これらにより、後述する周波数スペクトルの近似処理

50

を実行する際、精度のよい近似を行うことが可能となる。

【0024】

送受信部31は、制御部36が出力する各種制御信号を超音波内視鏡2に対して送信するとともに、超音波内視鏡2から識別用のIDを含む各種情報を受信して制御部36へ送信する機能も有する。

【0025】

信号処理部32は、RFデータに対してバンドパスフィルタ、包絡線検波、対数変換など公知の処理を施し、デジタルのBモード用受信データを生成する。対数変換では、RFデータを基準電圧 V_0 で除した量の常用対数をとってデシベル値で表現する。信号処理部32は、生成したBモード用受信データを、画像処理部34へ出力する。信号処理部32は、CPU (Central Processing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。

10

【0026】

演算部33は、送受信部31が生成したRFデータに対して受信深度によらず増幅率を一定とするよう増幅補正を行う増幅補正部331と、増幅補正を行ったRFデータに高速フーリエ変換 (FFT: Fast Fourier Transform) を施して周波数解析を行うことにより周波数スペクトルを算出する周波数解析部332と、周波数解析部332により算出された周波数スペクトルをもとに、周波数成分ごとに生成した距離 (受信深度) スペクトルである解析データの補正を行う解析データ補正部333と、周波数スペクトルの特徴量を算出する特徴量算出部334と、を有する。演算部33は、CPU (Central Processing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。

20

【0027】

図3は、増幅補正部331が行う増幅補正処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図3に示すように、増幅補正部331が行う増幅処理における増幅率 (dB) は、受信深度 z がゼロのとき最大値 $t_h - 0$ をとり、受信深度 z がゼロから閾値 z_{th} に達するまで線型に減少し、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上のときゼロである。このように定められる増幅率によって増幅補正部331がデジタルRF信号を増幅補正することにより、信号処理部32におけるSTC補正の影響を相殺し、一定の増幅率 t_h の信号を出力することができる。なお、増幅補正部331が行う受信深度 z と増幅率の関係は、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。

30

【0028】

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。

【0029】

一方、本実施の形態のように超音波の周波数スペクトルを算出して解析した結果を利用する場合、STC補正でも超音波の伝播に伴う減衰の影響を正確に排除できるわけではない。なぜなら、一般に減衰量は周波数によって異なるが (後述する式(1)を参照)、STC補正の増幅率は距離だけに依りて変化し、周波数依存性がないためである。

40

【0030】

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

50

【 0 0 3 1 】

そこで、本実施の形態では、生成される画像データのフレームレートを維持しつつ、Bモード画像用にSTC補正を施した信号に対してSTC補正の影響を排除するために、増幅補正部331によって増幅率の補正を行う。

【 0 0 3 2 】

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サンプリングし、サンプルデータを生成する。周波数解析部332は、サンプルデータ群にFFT処理を施すことにより、RFデータ上の複数の箇所（データ位置）における周波数スペクトルを算出する。ここでいう「周波数スペクトル」とは、サンプルデータ群をFFT処理を施すことによって得られた「ある受信深度zにおける強度の周波数分布」を意味する。また、ここでいう「強度」とは、例えばエコー信号の電圧、エコー信号の電力、超音波エコーの音圧、超音波エコーの音響エネルギー等のパラメータ、これらパラメータの振幅や時間積分値やその組み合わせのいずれかを指す。

10

【 0 0 3 3 】

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

20

【 0 0 3 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。同図に示す音線 S_{R_k} において、白または黒の長方形は、1つのサンプル点におけるデータを意味している。また、音線 S_{R_k} において、右側に位置するデータほど、超音波振動子21から音線 S_{R_k} に沿って計った場合の深い箇所からのサンプルデータである（図4の矢印を参照）。音線 S_{R_k} は、送受信部31が行うA/D変換におけるサンプリング周波数（例えば50MHz）に対応した時間間隔で離散化されている。図4では、番号kの音線 S_{R_k} の8番目のデータ位置を受信深度zの方向の初期値 $Z^{(k)}_0$ として設定した場合を示しているが、初期値の位置は任意に設定することができる。周波数解析部332による算出結果は複素数で得られ、記憶部37に格納される。

30

【 0 0 3 5 】

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してFFT処理を行う際には、不足分だけゼロデータを挿入することにより、正常なサンプルデータ群を生成する処理を行う。この点については、周波数解析部332の処理を説明する際に詳述する（図9を参照）。

40

【 0 0 3 6 】

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周波数スペクトルをもとに、ある周波数の受信深度ごとの信号値（周波数スペクトルの強度）と、距離（受信深度）との関係を示す解析データを生成し、予め設定されている受信深度ごとの補正量に基づいて解析データを補正する。

【 0 0 3 7 】

図5は、解析データ補正部333が行う補正処理に用いられる補正量を算出するための基準データの例を示す図である。基準データは、ある周波数成分およびフォーカス位置における超音波振動子21からの距離（受信深度）と、信号値（信号の強度）との関係を示す。図5では、横軸が超音波振動子21からの距離（受信深度）である。基準データは、均一に散乱する物体、または強反射体に対し、所定の周波数で、所定のフォーカス位置となるように超音波を送信し、得られた信号（基準超音波信号）の強度に基づいて基準デー

50

タを算出する。ここで、均一に散乱する物体とは、周波数に応じて超音波を透過しつつ反射する物体であり、生体に近い散乱特性を示す物質からなり、一般的に生体模擬ファントムと呼ばれるものである。また、強反射体とは、超音波の散乱より反射が支配的な物体であり、金属のような、生体とは音響インピーダンスが大きく異なる物質からなるものである。

【0038】

また、図5では、縦軸が、ある周波数における受信深度の信号値である。例えば、周波数が5MHzの場合に、設定され得るフォーカス位置（例えば1mm、2mm、3mm・・・・）ごとに図5に示すような曲線 C_2 を取得する。振動子が出力する周波数が複数あれば、周波数ごとに基準データが生成される。例えば、周波数を5MHz、10MHz、25MHzに設定でき、各周波数においてフォーカス位置を1mm、2mm、3mmに設定できる場合、得られる基準データは、9個となる。なお、本実施の形態では、遠距離音波を例に説明するが、近距離音波においても同様である。

10

【0039】

補正量は、受信深度ごとに設定される基準データ（信号値）と補正值との差分（例えば、図5に示す差分 $Q_1 \sim Q_7$ ）である。補正值は、周波数成分ごと、およびフォーカス位置ごと、または超音波内視鏡2の種類ごとに設定される値であって、距離によらず一定の値であり、例えば、装置設定による信号値のピークに対する割合や、振動子の特性などに基き設定される。換言すれば、補正量は、当該周波数成分における基準データの信号値を距離（受信深度）によらず一定とする量（値）である。補正量は、周波数成分ごと、フォーカス位置ごとに、後述する補正量情報記憶部371に記憶される。

20

【0040】

解析データ補正部333は、生成した解析データに基づいて、各受信深度の信号値を補正する。具体的には、解析データ補正部333は、解析データに基づく各受信深度の信号値に対し、上述した補正量を加算または減算して当該周波数成分における信号値を補正する。

【0041】

解析データ補正部333は、各受信深度の信号値を補正した後、該補正後の解析データをもとに、ある受信深度 z における強度の周波数分布としての周波数スペクトル、すなわち、周波数解析部332が算出する周波数スペクトルに戻し、特徴量算出部334に出力する。

30

【0042】

図6は、解析データ補正部333による補正後の周波数スペクトル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、強度 I_0 を基準強度 I_c （定数）で除した量の常用対数（デシベル表現） $I = 10 \log_{10} (I_0 / I_c)$ である。図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。

【0043】

図6に示す周波数スペクトル C_1 において、以後の演算に使用する周波数帯域の下限周波数 f_L および上限周波数 f_H は、超音波振動子21の周波数帯域、送受信部31が送信するパルス信号の周波数帯域などをもとに決定されるパラメータである。以下、図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F」という。

40

【0044】

特徴量算出部334は、解析データ補正部333から出力された複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出する。特徴量算出部334は、周波数スペクトルを直線で近似することによって減衰補正処理を行う前の周波数スペクトルの特徴量（以下、補正前特徴量という）を算出する近似部334aと、近似部334a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334bと、を有する。

【0045】

50

近似部 334 a は、所定周波数帯域における周波数スペクトルの回帰分析を行って周波数スペクトルを一次式（回帰直線）で近似することにより、この近似した一次式を特徴付ける補正前特徴量を算出する。例えば、図 6 に示す周波数スペクトル C_1 の場合（解析データ補正部 333 による補正後の周波数スペクトルである場合）、近似部 334 a は、周波数帯域 F で回帰分析を行い周波数スペクトル C_1 を一次式で近似することによって回帰直線 L_{10} を得る。換言すると、近似部 334 a は、回帰直線 L_{10} の傾き a_0 、切片 b_0 、および周波数帯域 F の中心周波数 $f_M = (f_L + f_H) / 2$ の回帰直線上の値であるミッドバンドフィット（Mid-band fit） $c_0 = a_0 f_M + b_0$ を補正前特徴量として算出する。

【0046】

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。なお、特徴量算出部 334 は、回帰分析によって二次以上の多項式で周波数スペクトルを近似するようにしてもよい。

10

20

【0047】

減衰補正部 334 b が行う補正について説明する。一般に、超音波の減衰量 $A(f, z)$ は、超音波が受信深度 0 と受信深度 z との間を往復する間に生じる減衰であり、往復する前後の強度変化（デシベル表現での差）として定義される。減衰量 $A(f, z)$ は、一様な組織内では周波数に比例することが経験的に知られており、以下の式（1）で表現される。

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

ここで、比例定数 α は減衰率と呼ばれる量である。また、 z は超音波の受信深度であり、 f は周波数である。減衰率 α の具体的な値は、観測対象が生体である場合、生体の部位に応じて定まる。減衰率 α の単位は、例えば dB / cm / MHz である。なお、本実施の形態において、減衰率 α の値を入力部 35 からの入力によって変更できる構成とすることも可能である。

30

【0048】

減衰補正部 334 b は、近似部 334 a が抽出した補正前特徴量（傾き a_0 、切片 b_0 、ミッドバンドフィット c_0 ）に対し、以下に示す式（2）～（4）にしたがって減衰補正を行うことにより、特徴量 a 、 b 、 c を算出する。

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

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

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

式（2）、（4）からも明らかなように、減衰補正部 334 b は、超音波の受信深度 z が大いほど、補正量が大い補正を行う。また、式（3）によれば、切片に関する補正は恒等変換である。これは、切片が周波数 0（Hz）に対応する周波数成分であって減衰の影響を受けないためである。

40

【0049】

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、

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

で表される。この式（5）からも明らかなように、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。

【0050】

50

画像処理部 3 4 は、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する超音波画像である B モード画像データを生成する B モード画像データ生成部 3 4 1 と、減衰補正部 3 3 4 b 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 3 4 2 と、を有する。

【 0 0 5 1 】

B モード画像データ生成部 3 4 1 は、信号処理部 3 2 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 R G B 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

【 0 0 5 2 】

B モード画像データ生成部 3 4 1 は、信号処理部 3 2 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 3 4 1 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 3 4 2 へ出力する。

【 0 0 5 3 】

特徴量画像データ生成部 3 4 2 は、特徴量算出部 3 3 4 が算出した特徴量に関連する視覚情報を B モード画像データにおける画像の各画素に対して重畳することによって特徴量画像データを生成する。特徴量画像データ生成部 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視覚情報を割り当てる。特徴量画像データ生成部 3 4 2 は、例えば上述した傾き、切片、ミッドバンドフィットのいずれか一つに視覚情報としての色相を対応付けることによって特徴量画像を生成する。なお、特徴量画像データ生成部 3 4 2 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事ができる。

20

30

【 0 0 5 4 】

制御部 3 6 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 3 6 は、記憶部 3 7 が記憶、格納する情報を記憶部 3 7 から読み出し、超音波観測装置 3 の作動方法に関連した各種演算処理を実行することによって超音波観測装置 3 を統括して制御する。なお、制御部 3 6 を信号処理部 3 2 および演算部 3 3 と共通の CPU 等を用いて構成することも可能である。

【 0 0 5 5 】

記憶部 3 7 は、減衰補正部 3 3 4 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 3 4 が生成した画像データを記憶する。また、記憶部 3 7 は、上述した補正量を周波数成分ごと、フォーカス位置ごとに記憶する補正量情報記憶部 3 7 1 と、を有する。

40

【 0 0 5 6 】

記憶部 3 7 は、上記以外にも、例えば増幅処理に必要な情報 (図 2 に示す増幅率と受信深度との関係)、増幅補正処理に必要な情報 (図 3 に示す増幅率と受信深度との関係)、減衰補正処理に必要な情報 (式 (1) 参照)、周波数解析処理に必要な窓関数 (Hamming、Hanning、Blackman 等) の情報等を記憶する。

【 0 0 5 7 】

また、記憶部 3 7 は、超音波観測装置 3 の作動方法を実行するための作動プログラムを含む各種プログラムを記憶する。作動プログラムは、ハードディスク、フラッシュメモリ、CD-ROM、DVD-ROM、フレキシブルディスク等のコンピュータ読み取り可能

50

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。

【 0 0 5 8 】

以上の構成を有する記憶部 3 7 は、各種プログラム等が予めインストールされた ROM (Read Only Memory)、および各処理の演算パラメータやデータ等を記憶する RAM (Random Access Memory) 等を用いて実現される。

【 0 0 5 9 】

図 8 は、以上の構成を有する超音波観測装置 3 が行う処理の概要を示すフローチャートである。まず、超音波観測装置 3 は、超音波内視鏡 2 から超音波振動子 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 6 0 】

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。

【 0 0 6 1 】

続いて、Bモード画像データ生成部 3 4 1 は、信号増幅部 3 1 1 が増幅したエコー信号を用いて Bモード画像データを生成して、表示装置 4 へ出力する (ステップ 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 6 2 】

増幅補正部 3 3 1 は、送受信部 3 1 から出力された信号に対して受信深度によらず増幅率が一定となる増幅補正を行う (ステップ S 5)。ここで、増幅補正部 3 3 1 は、例えば図 3 に示す増幅率と受信深度との関係が成立するように増幅補正を行う。

【 0 0 6 3 】

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周波数スペクトルを算出する (ステップ S 6: 周波数解析ステップ)。図 9 は、ステップ S 6 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 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。

【 0 0 6 4 】

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)。

【 0 0 6 5 】

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 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。

【 0 0 6 6 】

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 7 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 6 7 】

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 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

10

20

30

40

50

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

【0068】

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 : Yes)、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。

10

【0069】

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 : No)、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判定されたサンプルデータ群 (例えば図 4 のサンプルデータ群 F_k) は、ゼロデータを追加する前に窓関数が作用されている。このため、サンプルデータ群にゼロデータを挿入してもデータの不連続は生じない。ステップ S 2 6 の後、周波数解析部 3 3 2 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

20

【0070】

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

【0071】

続いて、周波数解析部 3 3 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ をステップ幅 D で変化させる (ステップ S 2 8)。ステップ幅 D は、記憶部 3 7 が予め記憶しているものとする。図 4 では、 $D = 15$ の場合を例示している。ステップ幅 D は、B モード画像データ生成部 3 4 1 が B モード画像データを生成する際に利用するデータステップ幅と一致させることが望ましいが、周波数解析部 3 3 2 における演算量を削減したい場合には、ステップ幅 D としてデータステップ幅より大きい値を設定してもよい。

30

【0072】

その後、周波数解析部 3 3 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ が音線 SR_k における最大値 $Z^{(k)}_{max}$ より大きいか否かを判定する (ステップ S 2 9)。データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z^{(k)}_{max}$ より大きい場合 (ステップ S 2 9 : Yes)、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 : No)、周波数解析部 3 3 2 はステップ S 2 3 へ戻る。このようにして、周波数解析部 3 3 2 は、音線 SR_k に対して、 $[(Z^{(k)}_{max} - Z^{(k)}_0 + 1) / D + 1]$ 個のサンプルデータ群に対する FFT 演算を行う。ここで、 $[X]$ は、 X を超えない最大の整数を表す。

40

【0073】

ステップ S 3 0 の後、周波数解析部 3 3 2 は、カウンタ k が最大値 k_{max} より大きいか否かを判定する (ステップ S 3 1)。カウンタ k が k_{max} より大きい場合 (ステップ S 3 1 : Yes)、周波数解析部 3 3 2 は一連の周波数解析処理を終了する。一方、カウンタ k が k_{max} 以下である場合 (ステップ S 3 1 : No)、周波数解析部 3 3 2 はステップ S 2 2 に戻る。この最大値 k_{max} は、術者等のユーザが入力部 3 5 を通じて任意に指示入力した値、もしくは、記憶部 3 7 にあらかじめ設定された値とする。

【0074】

このようにして、周波数解析部 3 3 2 は、解析対象領域内の $(k_{max} - k_0 + 1)$ 本の音線の各々について複数回の FFT 演算を行う。FFT 演算の結果は、受信深度および受信

50

方向とともに特徴量情報記憶部 3 7 1 に格納される。

【 0 0 7 5 】

なお、以上の説明では、周波数解析部 3 3 2 が超音波信号を受信したすべての領域に対して周波数解析処理を行うものとしたが、設定された関心領域内においてのみ周波数解析処理を行うようにすることも可能である。

【 0 0 7 6 】

以上説明したステップ S 6 の周波数解析処理に続いて、解析データ補正部 3 3 3 が、周波数解析部 3 3 2 によって算出された複数の周波数スペクトルをもとに、ある周波数の受信深度ごとの信号値と、距離（受信深度）との関係を示す解析データを算出し、予め設定されている受信深度ごとの補正量に基づいて解析データを補正する（ステップ S 7 ~ S 9 : 解析データ補正ステップ）。

10

【 0 0 7 7 】

ステップ S 7 では、解析データ補正部 3 3 3 が、周波数解析部 3 3 2 によって算出された複数の周波数スペクトルをもとに、ある周波数の受信深度ごとの信号値と、距離（受信深度）との関係を示す解析データを周波数成分ごとに生成する。

【 0 0 7 8 】

ステップ S 8 では、解析データ補正部 3 3 3 が、予め設定されている受信深度ごとの補正量に基づいて解析データを補正する。解析データ補正部 3 3 3 は、受信深度ごとに設定される補正量（例えば図 5 に示す差分 $Q_1 \sim Q_7$ ）に基づいて解析データを補正する。

【 0 0 7 9 】

ステップ S 9 では、解析データ補正部 3 3 3 が、各受信深度の信号値を補正した後、該補正後の解析データをもとに、ある受信深度 z における強度の周波数分布としての周波数スペクトルを生成する。すなわち、解析データ補正部 3 3 3 は、補正後の解析データをもとに、上述した周波数スペクトルに戻す処理を行う。図 6 に示す周波数スペクトル C_1 は、ステップ S 9 の結果として得られる周波数スペクトルの一例である。

20

【 0 0 8 0 】

その後、特徴量算出部 3 3 4 は、解析データ補正部 3 3 3 により補正された複数の周波数スペクトルの補正前特徴量をそれぞれ算出し、各周波数スペクトルの補正前特徴量に対して超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を行って各周波数スペクトルの特徴量を算出する（ステップ S 10 ~ S 11 : 特徴量算出ステップ）。

30

【 0 0 8 1 】

ステップ S 10 において、近似部 3 3 4 a は、解析データ補正部 3 3 3 が生成した複数の周波数スペクトルをそれぞれ回帰分析することにより、各周波数スペクトルに対応する補正前特徴量を算出する（ステップ S 10）。具体的には、近似部 3 3 4 a は、各周波数スペクトルを回帰分析することによって一次式で近似し、補正前特徴量として傾き a_0 、切片 b_0 、ミッドバンドフィット c_0 を算出する。例えば、図 7 に示す直線 L_{10} は、近似部 3 3 4 a が周波数帯域 F の周波数スペクトル C_1 に対し回帰分析によって近似した回帰直線である。

【 0 0 8 2 】

続いて、減衰補正部 3 3 4 b は、近似部 3 3 4 a が各周波数スペクトルに対して近似した補正前特徴量に対し、減衰率 α を用いて減衰補正を行うことにより、補正特徴量を算出し、算出した補正特徴量を記憶部 3 7 に格納する（ステップ S 11）。図 7 に示す直線 L_1 は、減衰補正部 3 3 4 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。

40

【 0 0 8 3 】

ステップ S 11 において、減衰補正部 3 3 4 b は、上述した式 (2)、(4) における受信深度 z に、超音波信号の音線のデータ配列を用いて得られるデータ位置 $Z = (f_{sp} / 2 v_s) D n$ を代入することによって補正特徴量を算出する。ここで、 f_{sp} はデータのサンプリング周波数、 v_s は音速、 D はデータステップ幅、 n は処理対象のサンプルデータのデータ位置までの音線の 1 番目のデータからのデータステップ数である。例えば、データのサンプリング周波数 f_{sp} を 50 MHz とし、音速 v_s を 1530 m/sec とし、

50

図 4 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、 $z = 0.2295n$ (mm) となる。

【0084】

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 S11 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 S12：特徴量画像データ生成ステップ）。

【0085】

この後、表示装置 4 は、制御部 36 の制御のもと、特徴量画像データ生成部 342 が生成した特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示する（ステップ S13）。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

【0086】

以上説明してきた一連の処理（ステップ S1～S13）において、ステップ S2 の処理とステップ S4～S11 の処理とを並行して行うようにしてもよい。

【0087】

以上説明した本発明の一実施の形態によれば、解析データ補正部 333 が、周波数解析部 332 が算出した周波数スペクトルをもとに、ある周波数の受信深度ごとの信号値と、距離（受信深度）とに関する解析データを算出し、予め設定されている受信深度ごとの補正量に基づいて解析データを補正し、補正された周波数スペクトルに基づいて特徴量の算出を行うようにしたので、解析区間内の周波数スペクトルを一様なものとし、フォーカス位置以外の位置においても周波数特徴量の算出精度の低下を抑制することができる。

20

【0088】

なお、本実施の形態において、設定され得るフォーカス位置が一つのみであれば、周波数ごとに設定され、観測対象からの距離に応じて定まる補正量に基づいて解析データを補正する。

30

【0089】

また、本実施の形態では、基準スペクトルが、均一に散乱する物体、または強反射体に対し、所定の周波数で、所定のフォーカス位置となるように超音波を送信し、得られた信号データに基づいて基準データを算出するものとして説明したが、受信機を用いて所定の周波数およびフォーカス位置における信号データを取得し、得られた信号データに基づいて基準データを算出するものであってもよい。受信機としては、例えば圧電素子をセンサとするハイドロフォンが挙げられる。

【0090】

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、補正値は、周波数成分ごと、およびフォーカス位置ごとに設定されるものとして説明したが、周波数成分ごとに共通の補正値（フォーカス位置に依存しない補正値）を用いてもよい。周波数成分ごとに共通の補正値（すなわち、補正値がフォーカス位置によらず一定）とすることで、データ量を削減することができる。

40

【0091】

また、上述した実施の形態において、図 8 のフローチャートにおいて、ステップ S10 およびステップ S11 に示す減衰補正は行わず、ステップ S9 で生成された周波数スペクトルを用いて特徴量画像データを生成してもよい。

【0092】

また、上述した実施の形態では、特に領域の指定は行わずに、周波数スペクトルの算出

50

および補正を行うものとして説明したが、特定の深度幅および音線幅などで区切られる関心領域に対してのみ周波数スペクトルの算出および補正を行うものであってもよい。この場合、特徴量算出部 3 3 4 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。

【 0 0 9 3 】

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】

【 0 0 9 4 】

以上のように、本発明にかかる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムは、フォーカス位置以外の位置においても周波数特徴量の算出精度の低下を抑制するのに有用である。

10

【符号の説明】

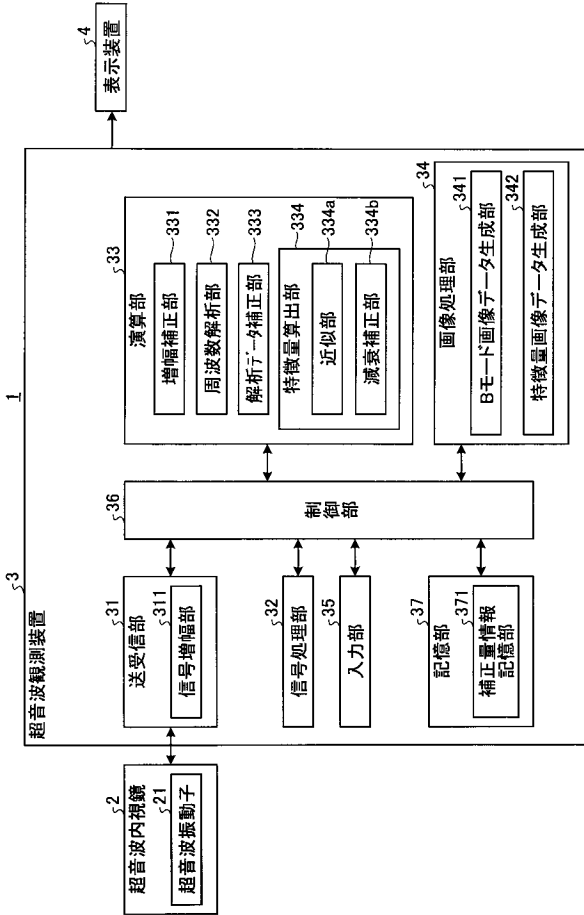
【 0 0 9 5 】

- 1 超音波診断システム
- 2 超音波内視鏡
- 3 超音波観測装置
- 4 表示装置
- 2 1 超音波振動子
- 3 1 送受信部
- 3 2 信号処理部
- 3 3 演算部
- 3 4 画像処理部
- 3 5 入力部
- 3 6 制御部
- 3 7 記憶部
- 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 4 1 Bモード画像データ生成部
- 3 4 2 特徴量画像データ生成部
- 3 7 1 補正量情報記憶部
- 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 4 a 近似部
- 3 3 4 b 減衰補正部
- C₁ 周波数スペクトル

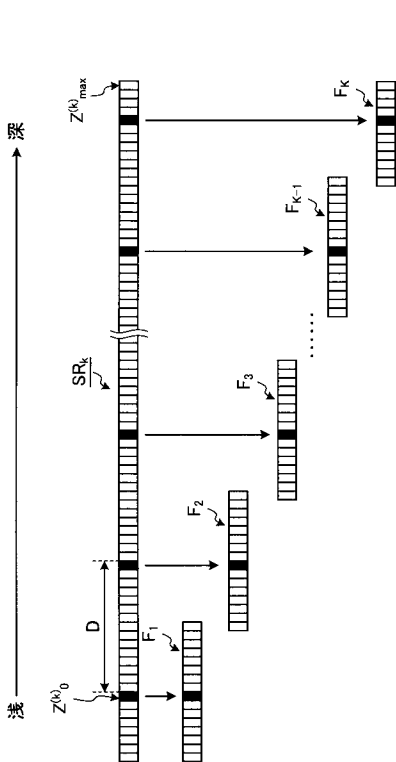
20

30

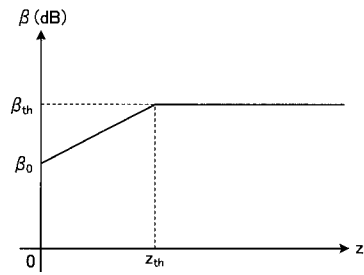
【 図 1 】



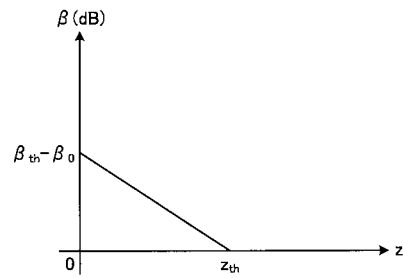
【 図 4 】



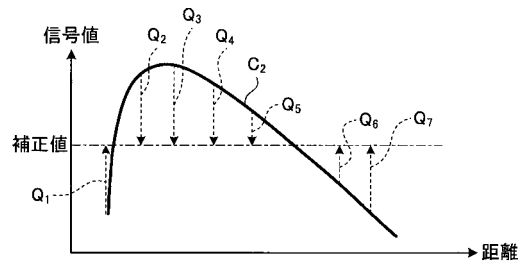
【 図 2 】



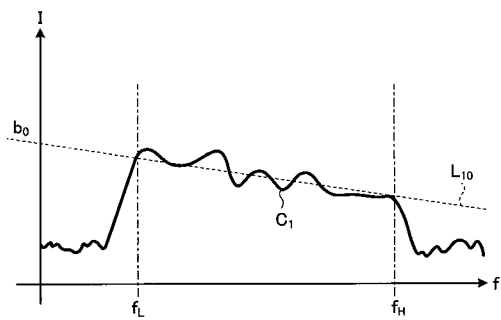
【 図 3 】



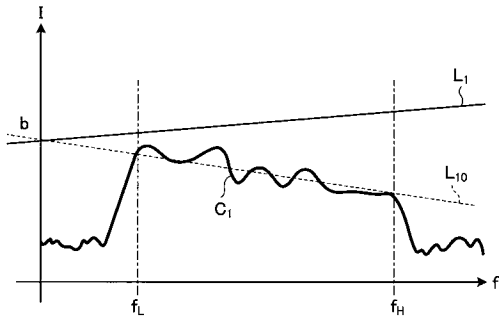
【 図 5 】



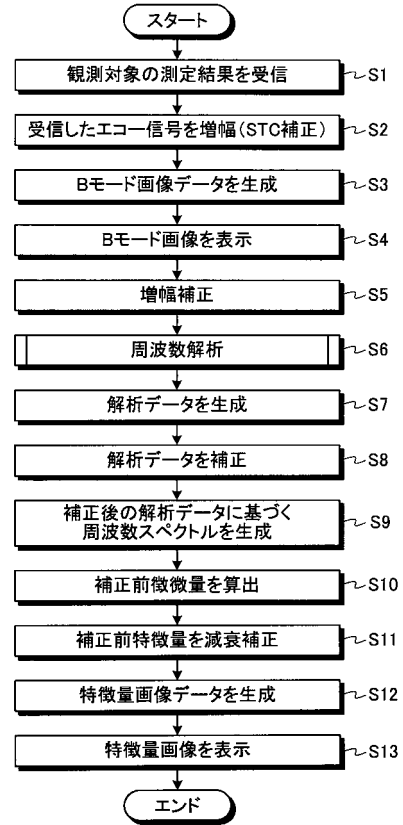
【 図 6 】



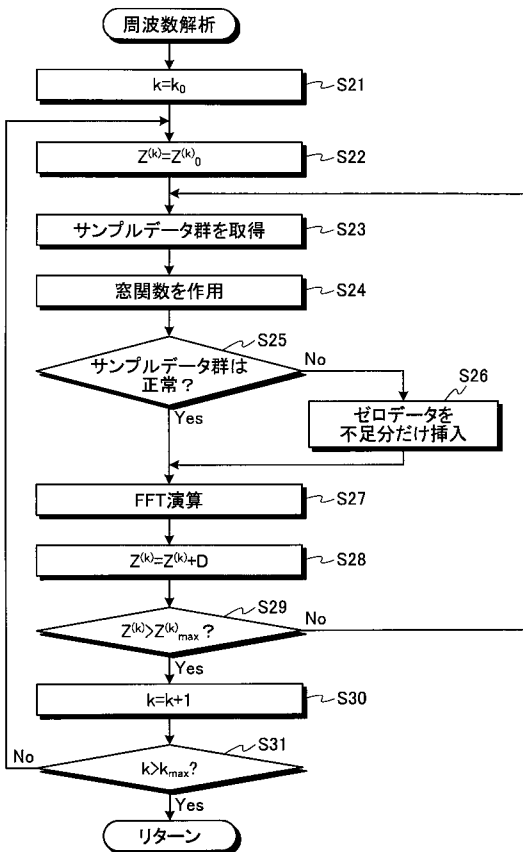
【 図 7 】



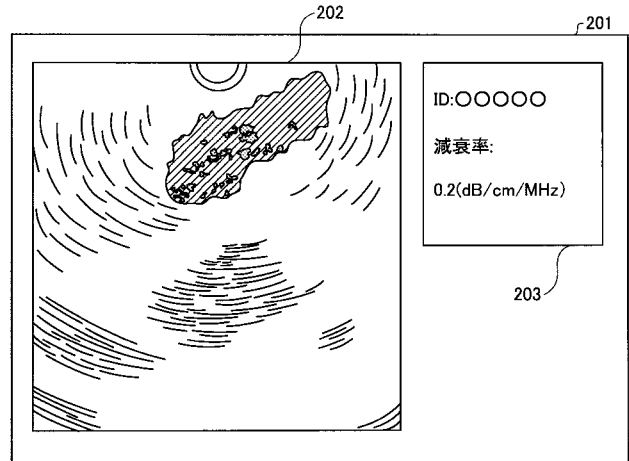
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



【手続補正書】

【提出日】平成28年6月7日(2016.6.7)

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

前記超音波信号に基づいて生成されるR F データにおける複数のサンプルデータからなるサンプルデータ群に F F T 処理を施すことによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、

前記周波数解析部が算出した複数の周波数スペクトルをもとに周波数成分ごとに前記超音波振動子からの距離と前記周波数スペクトルの強度との関係を示す解析データを生成し、前記距離ごとに設定される補正量であって、基準超音波信号により生成される基準データの強度を前記距離によらず一定とする補正量に基づき、前記解析データを補正する解析データ補正部と、

前記解析データ補正部により補正された前記解析データに基づき生成された周波数スペクトルをもとに周波数特徴量を算出する特徴量算出部と、

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

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項2】

前記補正量は、前記距離と前記超音波のフォーカス位置とに応じて定まる値であることを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

【請求項3】

前記基準データは、均一に散乱する物体、または強反射体に対し、所定の周波数および所定のフォーカス位置となるように前記超音波を送信して得られた超音波信号、または前記超音波を受信する受信機が所定の周波数および所定のフォーカス位置で取得した超音波信号に基づいて生成されることを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

【請求項4】

前記補正量は、前記基準データと所定の補正值との差分に基づいて前記距離ごとに設定されることを特徴とする請求項3に記載の超音波観測装置。

【請求項5】

前記補正值は、前記フォーカス位置によらず一定であることを特徴とする請求項4に記載の超音波観測装置。

【請求項6】

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

周波数解析部が、前記超音波信号に基づいて生成されるR F データ上の複数のサンプルデータからなるサンプルデータ群に F F T 処理を施すことによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、

解析データ補正部が、前記周波数解析部が算出した複数の周波数スペクトルをもとに周波数成分ごとに前記超音波振動子からの距離と前記周波数スペクトルの強度との関係を示す解析データを生成し、前記距離ごとに設定される補正量であって、基準超音波信号により生成される基準データの強度を前記距離によらず一定とする補正量に基づき、前記解析

データを補正する解析データ補正ステップと、

特徴量算出部が、前記解析データ補正部により補正された前記解析データに基づき生成された周波数スペクトルをもとに周波数特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

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

を含むことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項 7】

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

周波数解析部が、前記超音波信号に基づいて生成される R F データ上の複数のサンプルデータからなるサンプルデータ群に F F T 処理を施すことによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析手順と、

解析データ補正部が、前記周波数解析部が算出した複数の周波数スペクトルをもとに周波数成分ごとに前記超音波振動子からの距離と前記周波数スペクトルの強度との関係を示す解析データを生成し、前記距離ごとに設定される補正量であって、基準超音波信号により生成される基準データの強度を前記距離によらず一定とする補正量に基づき、前記解析データを補正する解析データ補正手順と、

特徴量算出部が、前記解析データ補正部により補正された前記解析データに基づき生成された周波数スペクトルをもとに周波数特徴量を算出する特徴量算出手順と、

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

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

。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/079967
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER 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) A61B8/00-8/15 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	1-7
<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 07 January 2016 (07.01.16)		Date of mailing of the international search report 19 January 2016 (19.01.16)
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 5 / 0 7 9 9 6 7									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/14(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00-8/15											
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 <table style="width: 100%; border: none;"> <tr> <td style="width: 50%;">日本国実用新案公報</td> <td style="width: 50%;">1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016年</td> </tr> </table>				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
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, [0030]-[0074], 図 1-16 & US 2013/0035594 A1, [0037]-[0082], Figs. 1-16 & EP 2599440 A1 & CN 103200876 A	1-7									
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。		☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 07.01.2016		国際調査報告の発送日 19.01.2016									
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) 門田 宏	2Q 9224								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

フロントページの続き

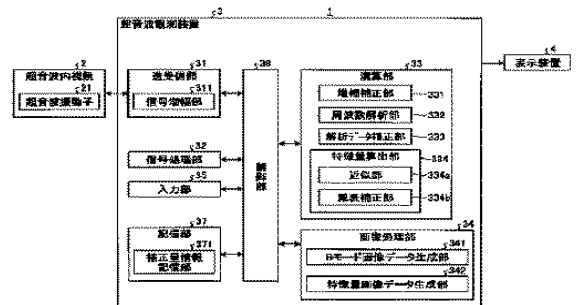
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, 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)	超声波观察装置，超声波观测装置的操作方法，超声波观察装置的操作程序		
公开(公告)号	JPWO2016103884A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016509195	申请日	2015-10-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	香西繁範		
发明人	香西 繁範		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5269 G01S7/52033 A61B5/7257 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD21 4C601/EE09 4C601/JB13 4C601/JB49 4C601/JB51		
优先权	2014262990 2014-12-25 JP		
其他公开文献	JP5981072B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的超声观察装置 (3)，频率分析单元 (332)，用于基于多个频谱来计算多个频谱，距超声换能器的距离以及每个频率分量的频谱。基于使参考超声波信号生成的参考数据的强度与距离无关而恒定的校正量，生成表示与强度的关系的分析数据，对分析数据进行校正的分析数据校正单元 (333)。并且，特征量计算单元 (334) 基于基于校正后的分析数据生成的频谱来计算频率特征量，并且由特征量计算单元计算出的频率特征量与视觉信息相关联，并且并且特征量图像数据生成单元 (342) 用于生成要与声波图像一起显示的特征量图像数据。



- | | | | |
|----|-------------------------------|------|---|
| 2 | Ultrasound endoscope | 31 | Signal amplitude unit |
| 3 | Ultrasound observation device | 331 | Amplitude extraction unit |
| 4 | Display device | 332 | Frequency analysis unit |
| 21 | Ultrasonic vibrator | 333 | Analysis data correction unit |
| 31 | Transceiver | 334 | Characteristic value calculation unit |
| 32 | Signal processing unit | 334a | Approximation unit |
| 33 | Computation unit | 334b | Attenuation correction unit |
| 34 | Image processing unit | 341 | B-mode image data generator |
| 35 | Input unit | 342 | Characteristic value image data generator |
| 36 | Controller | 37 | Correction value information storage unit |
| 37 | Storage unit | | |