

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/181869

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 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

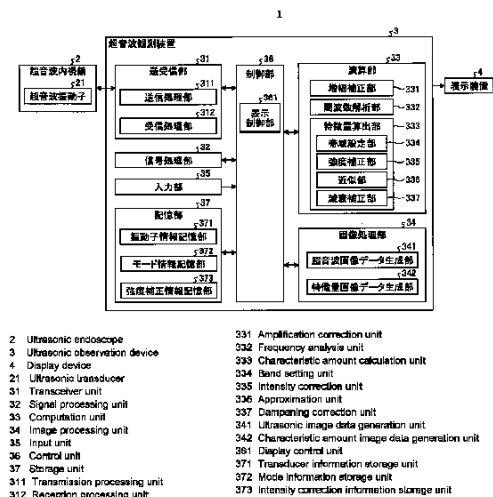
<p>出願番号 特願2016-546057 (P2016-546057)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2016/063441</p> <p>(22) 国際出願日 平成28年4月28日 (2016. 4. 28)</p> <p>(11) 特許番号 特許第6010274号 (P6010274)</p> <p>(45) 特許公報発行日 平成28年10月19日 (2016. 10. 19)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2015-98586 (P2015-98586)</p> <p>(32) 優先日 平成27年5月13日 (2015. 5. 13)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(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</p> <p>(74) 代理人 110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所</p> <p>(72) 発明者 宮木 浩仲 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DD21 DE06 DE12 EE09 FE02 HH06 JB39 JB51 JC07</p>
---	---

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】

超音波プローブから受信した電気的なエコー信号の周波数を解析することによって該エコー信号の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、周波数スペクトルの特徴量を算出する際に適用する特徴量算出用の周波数帯域を送信駆動波に応じて設定する帯域設定部と、帯域設定部が設定した特徴量算出用の周波数帯域における周波数スペクトルの強度を送信駆動波に応じて定まる補正量で補正することによって補正周波数スペクトルを算出する強度補正部と、強度補正部が算出した補正周波数スペクトルに対して特徴量算出用の周波数帯域で近似を行うことによって該補正周波数スペクトルの特徴量を抽出する近似部と、を備える。これにより、送信する超音波の特性によらず、受信した超音波に対応する周波数スペクトルの特徴量を一定に保つ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。



【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エコー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、

前記超音波プローブが送信する超音波パルスを生成するための電氣的な送信駆動波を生成して前記超音波プローブへ出力する一方、前記超音波プローブから電氣的なエコー信号を受信する送受信部と、

前記エコー信号の周波数を解析することによって該エコー信号の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、

前記周波数スペクトルの特徴量を算出する際に適用する特徴量算出用の周波数帯域を前記送信駆動波に応じて設定する帯域設定部と、

前記帯域設定部が設定した前記特徴量算出用の周波数帯域における前記周波数スペクトルの強度を前記送信駆動波に応じて定まる補正量で補正することによって補正周波数スペクトルを算出する強度補正部と、

前記強度補正部が算出した前記補正周波数スペクトルに対して前記特徴量算出用の周波数帯域で近似を行うことによって該補正周波数スペクトルの特徴量を抽出する近似部と、
を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記帯域設定部は、

前記送信駆動波の振幅および周波数帯域ならびに当該超音波観測装置に接続された前記超音波プローブが備える前記超音波振動子の特性に応じて前記特徴量算出用の周波数帯域を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記帯域設定部は、

前記超音波の受信深度の情報をさらに用いて前記特徴量算出用の周波数帯域を設定することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

互いに生成される前記送信駆動波の特性が異なる複数の観察モードを設定可能であり、
前記帯域設定部は、

前記複数の観察モードに含まれる基準モードにおける前記送信駆動波の前記周波数スペクトルと補正対象の電氣的な前記エコー信号を得るために生成された前記送信駆動波の前記周波数スペクトルとの周波数ごとの差分を補正量として用いることにより、前記補正周波数スペクトルを算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記複数の観察モードは、前記観測対象内に導入される超音波用の造影剤を強調して表示する造影モードを含み、

前記基準モードにおける前記送信駆動波は、前記造影モードにおける前記送信駆動波よりも高振幅の電圧を有するとともに広い周波数帯域からなる信号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】

前記周波数スペクトルの強度を補正する際に必要な強度補正情報を記憶する強度補正情報記憶部をさらに備え、

前記強度補正部は、前記強度補正情報を用いて前記補正周波数スペクトルを算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

当該超音波観測装置において設定可能な複数の観察モードであって互いに生成される前記送信駆動波の特性が異なる複数の観察モードに関する情報を記憶するモード情報記憶部と、

当該超音波観測装置に接続可能な前記超音波プローブが備える前記超音波振動子の特性

10

20

30

40

50

を含む情報を記憶する振動子情報記憶部と、

をさらに備え、

前記帯域設定部は、

前記モード情報記憶部および前記振動子情報記憶部が記憶する情報を用いて前記特徴量算出用の周波数帯域を設定することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 8】

前記近似部が前記補正周波数スペクトルの近似処理を行う前であるとともに前記帯域設定部が前記特徴量算出用の周波数帯域を設定した後、または前記近似部が前記補正周波数スペクトルの近似処理を行った後に、超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正を行う減衰補正部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1

10

【請求項 9】

前記エコー信号を用いて超音波画像データを生成する超音波画像データ生成部と、

前記特徴量に関連する情報を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、

前記超音波画像データおよび前記特徴量画像データにそれぞれ対応する 2 つの画像を当該超音波観測装置に接続される表示装置に並べて表示させる表示制御部と、

をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 10】

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エコー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、

20

前記超音波プローブが送信する超音波パルスを生成するための電気的な送信駆動波を生成して前記超音波プローブへ出力する送受信部が、前記超音波プローブから電気的なエコー信号を受信する信号生成ステップと、

周波数解析部が、前記エコー信号の周波数を解析することによって該エコー信号の周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、

帯域設定部が、前記周波数スペクトルの特徴量を算出する際に適用する特徴量算出用の周波数帯域を前記送信駆動波に応じて設定する帯域設定ステップと、

強度補正部が、前記特徴量算出用の周波数帯域における前記周波数スペクトルの強度を前記送信駆動波に応じて定まる補正量で補正することによって補正周波数スペクトルを算出する強度補正ステップと、

30

前記補正周波数スペクトルに対して前記特徴量算出用の周波数帯域で近似を行うことによって該補正周波数スペクトルの特徴量を抽出する近似ステップと、

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 11】

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エコーに基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置に、

前記超音波プローブが送信する超音波パルスを生成するための電気的な送信駆動波を生成して前記超音波プローブへ出力する送受信部が、前記超音波プローブから電気的なエコー信号を受信する信号生成ステップと、

40

周波数解析部が、前記エコー信号の周波数を解析することによって該エコー信号の周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、

帯域設定部が、前記周波数スペクトルの特徴量を算出する際に適用する特徴量算出用の周波数帯域を前記送信駆動波に応じて設定する帯域設定ステップと、

強度補正部が、前記特徴量算出用の周波数帯域における前記周波数スペクトルの強度を前記送信駆動波に応じて定まる補正量で補正することによって補正周波数スペクトルを算出する強度補正ステップと、

前記補正周波数スペクトルに対して前記特徴量算出用の周波数帯域で近似を行うことに

50

よって該補正周波数スペクトルの特徴量を抽出する近似ステップと、
を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】

超音波を用いて検体の組織を観測する技術として、検体からの超音波エコーを変換した電氣的なエコー信号に対して周波数解析を行い、その解析の結果得られた周波数スペクトルの特徴量を視覚情報として付与した特徴量画像を生成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、特徴量画像と超音波画像を並べて表示することもある。

10

【0003】

超音波画像は、観察モードに応じて異なる表示態様をとる。超音波の観察モードとして、エコー信号の振幅を輝度に変換して画像を生成するBモード、生体組織の非線型性を利用して画像を生成するTHI（Tissue Harmonic Imaging）モード、観測対象に導入された微小気泡の懸濁液である超音波用の造影剤を強調して表示する画像を生成する造影モード（例えば、特許文献2を参照）が知られている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】国際公開第2012/011414号

【特許文献2】特許第4820494号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、超音波観測を行う際には、送信する超音波の振幅や周波数帯域を観察モードに応じて変更するのが一般的である。例えば、造影モードで超音波観測を行う場合には、BモードやTHIモードよりも低振幅かつ狭周波数帯域の超音波を送信している。このため、受信した超音波を用いて周波数スペクトルの特徴量を算出した場合、超音波画像の観察モードに応じて特徴量の算出結果が変化してしまうという問題があった。

30

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、送信する超音波の特性によらず、受信した超音波に対応する周波数スペクトルの特徴量を一定に保つことができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波観測装置は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波エコー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、前記超音波プローブが送信する超音波パルスを生成するための電氣的な送信駆動波を生成して前記超音波プローブへ出力する一方、前記超音波プローブから電氣的なエコー信号を受信する送受信部と、前記エコー信号の周波数を解析することによって該エコー信号の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、前記周波数スペクトルの特徴量を算出する際に適用する特徴量算出用の周波数帯域を前記送信駆動波に応じて設定する帯域設定部と、前記帯域設定部が設定した前記特徴量算出用の周波数帯域における前記周波数スペクトルの強度を前記送信駆動波に応じて定まる補正量で補正することによって補正周

40

50

波数スペクトルを算出する強度補正部と、前記強度補正部が算出した前記補正周波数スペクトルに対して前記特徴量算出用の周波数帯域で近似を行うことによって該補正周波数スペクトルの特徴量を抽出する近似部と、を備えたことを特徴とする。

【0008】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記帯域設定部は、前記送信駆動波の振幅および周波数帯域ならびに当該超音波観測装置に接続された前記超音波プローブが備える前記超音波振動子の特性に応じて前記特徴量算出用の周波数帯域を設定することを特徴とする。

【0009】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記帯域設定部は、前記超音波の受信深度の情報をさらに用いて前記特徴量算出用の周波数帯域を設定することを特徴とする。

10

【0010】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、互いに生成される前記送信駆動波の特性が異なる複数の観察モードを設定可能であり、前記帯域設定部は、前記複数の観察モードに含まれる基準モードにおける前記送信駆動波の前記周波数スペクトルと補正対象の電気的な前記エコー信号を得るために生成された前記送信駆動波の前記周波数スペクトルとの周波数ごとの差分を補正量として用いることにより、前記補正周波数スペクトルを算出することを特徴とする。

【0011】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記複数の観察モードは、前記観測対象内に導入される超音波用の造影剤を強調して表示する造影モードを含み、前記基準モードにおける前記送信駆動波は、前記造影モードにおける前記送信駆動波よりも高振幅の電圧を有するとともに広い周波数帯域からなる信号であることを特徴とする。

20

【0012】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記周波数スペクトルの強度を補正する際に必要な強度補正情報を記憶する強度補正情報記憶部をさらに備え、前記強度補正部は、前記強度補正情報を用いて前記補正周波数スペクトルを算出することを特徴とする。

【0013】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、当該超音波観測装置において設定可能な複数の観察モードであって互いに生成される前記送信駆動波の特性が異なる複数の観察モードに関する情報を記憶するモード情報記憶部と、当該超音波観測装置に接続可能な前記超音波プローブが備える前記超音波振動子の特性を含む情報を記憶する振動子情報記憶部と、をさらに備え、前記帯域設定部は、前記モード情報記憶部および前記振動子情報記憶部が記憶する情報を用いて前記特徴量算出用の周波数帯域を設定することを特徴とする。

30

【0014】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記近似部が前記補正周波数スペクトルの近似処理を行う前であるとともに前記帯域設定部が前記特徴量算出用の周波数帯域を設定した後、または前記近似部が前記補正周波数スペクトルの近似処理を行った後に、超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正を行う減衰補正部をさらに備えたことを特徴とする。

40

【0015】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記エコー信号を用いて超音波画像データを生成する超音波画像データ生成部と、前記特徴量に関連する情報を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、前記超音波画像データおよび前記特徴量画像データにそれぞれ対応する2つの画像を当該超音波観測装置に接続される表示装置に並べて表示させる表示制御部と、をさらに備えたことを特徴とする。

【0016】

50

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エコー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、前記超音波プローブが送信する超音波パルスを生成するための電氣的な送信駆動波を生成して前記超音波プローブへ出力する送受信部が、前記超音波プローブから電氣的なエコー信号を受信する信号生成ステップと、周波数解析部が、前記エコー信号の周波数を解析することによって該エコー信号の周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、帯域設定部が、前記周波数スペクトルの特徴量を算出する際に適用する特徴量算出用の周波数帯域を前記送信駆動波に応じて設定する帯域設定ステップと、強度補正部が、前記特徴量算出用の周波数帯域における前記周波数スペクトルの強度を前記送信駆動波に応じて定まる補正量で補正することによって補正周波数スペクトルを算出する強度補正ステップと、前記補正周波数スペクトルに対して前記特徴量算出用の周波数帯域で近似を行うことによって該補正周波数スペクトルの特徴量を抽出する近似ステップと、を含むことを特徴とする。

10

20

30

40

50

【0017】

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エコーに基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置に、前記超音波プローブが送信する超音波パルスを生成するための電氣的な送信駆動波を生成して前記超音波プローブへ出力する送受信部が、前記超音波プローブから電氣的なエコー信号を受信する信号生成ステップと、周波数解析部が、前記エコー信号の周波数を解析することによって該エコー信号の周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、帯域設定部が、前記周波数スペクトルの特徴量を算出する際に適用する特徴量算出用の周波数帯域を前記送信駆動波に応じて設定する帯域設定ステップと、強度補正部が、前記特徴量算出用の周波数帯域における前記周波数スペクトルの強度を前記送信駆動波に応じて定まる補正量で補正することによって補正周波数スペクトルを算出する強度補正ステップと、前記補正周波数スペクトルに対して前記特徴量算出用の周波数帯域で近似を行うことによって該補正周波数スペクトルの特徴量を抽出する近似ステップと、を実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、所定の周波数帯域における周波数スペクトルの強度を送信駆動波に応じて定まる補正量で補正することによって補正周波数スペクトルを算出した後、その補正周波数スペクトルを所定の周波数帯域で近似することによって該補正周波数スペクトルの特徴量を抽出しているため、送信駆動波によらない特徴量を抽出することができる。したがって、送信する超音波の特性によらず、受信した超音波に対応する周波数スペクトルの特徴量を一定に保つことができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【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診断システムの機能構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、超音波振動子の感度の周波数特性を模式的に示す図である。

【図3】図3は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の送信処理部が生成する送信駆動波の波形の一例を模式的に示す図である。

【図4】図4は、図3に示す送信駆動波の周波数スペクトル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送信処理部が生成する送信駆動波の波形の別な例を模式的に示す図である。

【図6】図6は、図5に示す送信駆動波の周波数スペクトルを模式的に示す図である。

【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受信処理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8】図8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 9】図 9 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 10】図 10 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の周波数解析部が算出した周波数スペクトルの一例を示す図である。

【図 11】図 11 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の周波数解析部が算出した周波数スペクトルの別な例を示す図である。

【図 12】図 12 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置において、強度補正部が特徴量算出用の周波数帯域で行う強度補正処理を模式的に示す図である。

【図 13】図 13 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の近似部の処理を模式的に示す図である。

【図 14】図 14 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。

10

【図 15】図 15 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行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図 16】図 16 は、本発明の一実施の形態の変形例に係る送信駆動波の波形を模式的に示す図である。

【図 17】図 17 は、図 16 に示す送信駆動波の周波数スペクトルを模式的に示す図である。

【図 18】図 18 は、本発明の一実施の形態の変形例に係る超音波観測装置において、送信処理部が図 16 に示す送信駆動波を生成した場合に周波数解析部が算出した周波数スペクトルを示すとともに、その周波数スペクトルに対して強度補正部が行う強度補正処理の概要を模式的に示す図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0020】

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。

【0021】

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診断システムの機能構成を示すブロック図である。同図に示す超音波診断システム 1 は、観測対象である被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波内視鏡 2 と、超音波内視鏡 2 が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置 3 と、超音波観測装置 3 が生成した超音波画像を表示する表示装置 4 と、を備える。

30

【0022】

超音波診断システム 1 では、少なくともエコー信号の振幅を輝度に変換して表示する B モード、エコー信号同士を加算または減算することによって高調波成分を強調して表示する THI モード、および被検体内に導入された超音波用の造影剤を強調して表示する造影モードのいずれかを設定することが可能である。このうち THI モードでは、例えば分解能や深達度等に応じてさらに細分化したモード設定を行うことが可能である。また、一般には上記 3 つのモード以外のモードも設定可能である。本実施の形態では説明の便宜上、上記 3 つのモードを設定可能であるとする。

【0023】

40

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

【0024】

図 2 は、超音波振動子 21 の感度の周波数特性を模式的に示す図である。図 2 では、横

50

軸を周波数 f 、縦軸を感度 S としている。図 2 に示す特性曲線 101 から明らかなように、超音波振動子 21 は、特定の周波数帯域である有効帯域 W に対して高い感度を有しており、超音波信号に対するフィルタの機能を果たしている。一般に、超音波振動子 21 の感度の周波数特性は、機種に応じて異なる。このため、超音波観測装置 3 では、後述する記憶部 37 の振動子情報記憶部 371 が、超音波振動子 21 の種類ごとの感度特性を記憶している。

【0025】

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する。超音波内視鏡 2 は、観測対象である被検体の消化管（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。

10

【0026】

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する送受信部 31 と、送受信部 31 から受信したエコー信号をもとにデジタルの受信データを生成する信号処理部 32 と、送受信部 31 から受信したエコー信号に対して所定の演算を行う演算部 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 全体の動作を統括して制御する制御部 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

【0027】

送受信部 31 は、超音波画像のモード設定に応じた送信駆動波を生成して超音波内視鏡 2 へ送信する送信処理部 311 と、超音波内視鏡 2 から受信したエコー信号に対して超音波振動子 21 から観測対象における超音波の反射位置までの距離である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) 補正を行う受信処理部 312 とを有する。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。

30

【0028】

図 3 は、送信処理部 311 が生成する送信駆動波の波形の一例を模式的に示す図であり、Bモード用の送信駆動波の波形を示す図である。図 3 では、横軸を時間 t 、縦軸を電圧 V としている。図 3 に示す送信駆動波 111 は、最大電圧（振幅） V_1 を有する矩形状のパルス信号である。なお、送信駆動波の電圧は、超音波振動子 21 の種類に応じて負の値に立ち上がることもある。本実施の形態において、各種波形を表す曲線および直線は、離散的な点の集合からなる。

【0029】

図 4 は、図 3 に示す Bモード用の送信駆動波の周波数スペクトルを模式的に示す図である。図 4 では、横軸を周波数 f 、縦軸を強度 I としている。図 4 に示すスペクトル 121 は、超音波振動子 21 の有効帯域 W を含むような広帯域の分布を有する。ここでいう「周波数スペクトル」とは、パルス信号に高速フーリエ変換 (FFT: Fast Fourier Transform) を施すことによって得られた「強度の周波数分布」を意味する。また、ここでいう「強度」とは、例えばパルス信号の電圧、電力等のパラメータ、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。

40

【0030】

図 5 は、送信処理部 311 が生成する送信駆動波の波形の別な例を模式的に示す図であり、造影モード用の送信駆動波の波形を示す図である。図 5 では、横軸を時間 t 、縦軸を

50

電圧 V としている。図 5 に示す送信駆動波 1 1 2 における最大電圧（振幅） V_2 を有するパルス信号である。この最大電圧 V_2 は、B モード用の送信駆動波 1 1 1 の最大電圧 V_1 よりも小さく設定される（ $V_1 > V_2$ ）。

【0031】

図 6 は、図 5 に示す造影モード用の送信駆動波の周波数スペクトルを模式的に示す図である。図 6 では、横軸を周波数 f 、縦軸を強度 I としている。図 6 に示すスペクトル 1 2 2 は、超音波振動子 2 1 の有効帯域 W よりも狭い帯域で実質的に強度を有する。図 5 および図 6 に示す造影モード用の送信駆動波は、B モード用の送信駆動波と比較して、低振幅を有するとともに狭周波数帯域からなる信号である。

【0032】

図 7 は、受信処理部 3 1 2 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 7 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 7 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 t_h （ > 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 t_h 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。図 7 に示す関係は、予め記憶部 3 7 に記憶されている。

【0033】

受信処理部 3 1 2 は、増幅し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 変換し、受信信号として信号処理部 3 2 および演算部 3 3 へ出力する。

【0034】

以上説明した機能構成を有する送受信部 3 1 は、制御部 3 6 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 3 6 へ送信する機能も有する。

【0035】

信号処理部 3 2 は、エコー信号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、デジタルの超音波画像用受信データを生成し、画像処理部 3 4 へ出力する。この超音波画像用受信データは、超音波観測装置 3 で設定された観測モードに応じて生成される。信号処理部 3 2 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。

【0036】

演算部 3 3 は、送受信部 3 1 が出力したエコー信号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、増幅補正を行ったエコー信号に FFT を施して周波数解析を行うことにより超音波信号の受信深度および受信方向に応じた複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部 3 3 2 と、周波数スペクトルに対して所定の補正および近似を行うことにより該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 3 と、を有する。演算部 3 3 は、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。

【0037】

図 8 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 8 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 $t_h - 0$ 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。なお、図 8 に示す関係は、予め記憶部 3 7 に記憶されている。増幅補正部 3 3 1 が図 8 に示す関係に基づいてエコー信号を増幅補正することにより、受信処理部 3 1 2 における STC

10

20

30

40

50

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、受信処理部 312 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。

【0038】

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、Bモード画像、THIモード画像または造影モード画像を生成する場合には、それらの画像から減衰の影響を排除する効果を得ることができる。

【0039】

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とは限らない、という問題がある。なぜなら、一般に減衰量は周波数によって異なるが（後述する式(1)を参照）、STC補正の増幅率は距離だけに応じて変化し、周波数依存性がないためである。

【0040】

上述した問題を解決するには、Bモード画像等を生成する際にSTC補正を施したエコー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モード画像等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エコー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、エコー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。

【0041】

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モード画像等を生成するために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。

【0042】

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、ライン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。

【0043】

図9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 SR_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 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9の矢印を参照）。音線 SR_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9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 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。

【0044】

図9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15を参照）。

【0045】

10

20

30

40

50

図10は、周波数解析部332が算出した周波数スペクトルの一例を示す図であり、図4に示すBモード用の送信駆動波に対して受信処理部312が生成したエコー信号の波形を模式的に示す図である。図11は、周波数解析部332が算出した周波数スペクトルの別な例を示す図であり、図6に示す造影モード用の送信駆動波に対して受信処理部312が受信したエコー信号の波形を模式的に示す図である。周波数解析部332が算出する周波数スペクトルは、サンプルデータ群にFFT処理を施すことによって得られた「ある受信深度zにおける強度Iの周波数分布」のことである。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

【0046】

図10および図11では、横軸に周波数f、縦軸に強度I₀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) $I = 10 \log_{10} (I_0 / I_c)$ としている。なお、図10および図11にそれぞれ示すスペクトル131および132は、互いに同じ受信深度zにおける周波数分布であるものとする。

【0047】

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、エコー信号の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。

20

【0048】

特徴量算出部333は、特徴量を算出するための周波数帯域を設定する帯域設定部334と、帯域設定部334が設定した周波数帯域で周波数スペクトルの強度を補正する強度補正部335と、強度補正した周波数スペクトル(補正周波数スペクトル)を回帰分析によって近似する近似部336と、近似した補正周波数スペクトルに対して超音波の受信深度および周波数に依存する超音波の減衰の影響を補正する減衰補正部337と、を有する。

【0049】

帯域設定部334は、送信駆動波の振幅および有効な周波数帯域、ならびに超音波振動子21の感度の周波数特性等に基づいて、特徴量算出用の周波数帯域を設定する。送信駆動波の有効な周波数帯域とは、例えば送信駆動波の強度が所定の閾値よりも大きい周波数帯域のことである。特徴量算出用の周波数帯域は、近似部336が近似を行う周波数帯域のことであり、S/N比が良好で十分な信号強度が得られる周波数帯域のことである。なお、帯域設定部334は、受信したエコー信号に基づいて生成されたエコー信号の強度が所定の閾値以上となる領域を特徴量算出用の周波数帯域に設定してもよい。

30

【0050】

帯域設定部334は、さらに超音波振動子21の表面からの距離である受信深度の情報をさらに用いて特徴量算出用の周波数帯域を設定してもよい。具体的には、帯域設定部334は、上記の如く設定した特徴量算出用の周波数帯域に対し、受信深度が大きいほど、帯域幅が狭くかつ帯域内の最大周波数が小さくなるように補正した周波数帯域を最終的な特徴量算出用の周波数帯域として設定する。これは、超音波が高周波成分ほど早く減衰する特性を有しているためである。受信深度の情報をさらに用いる場合には、受信深度と周波数帯域の補正量との関係を予め記憶部37に記憶しておき、帯域設定部334が記憶部37を参照して補正を行うようにすればよい。

40

【0051】

強度補正部335は、周波数解析部332が算出した周波数スペクトルに対し、帯域設定部334が設定した特徴量算出用の周波数帯域で周波数ごとに強度を補正する。強度補正部335は、後述する記憶部37の強度補正情報記憶部373が記憶する強度補正情報を参照することにより、特徴量算出用の周波数帯域で周波数スペクトルの強度を周波数ご

50

とに補正して補正周波数スペクトルを算出する。強度補正情報の詳細については、強度補正情報記憶部 373 を説明する際に詳述する。

【0052】

図12は、強度補正部335が特徴量算出用の周波数帯域Uで行う強度補正処理を模式的に示す図である。具体的には、図12は、基準モードをBモードとし、補正対象を造影モードとした場合に、強度補正部335が図11に示すスペクトル132の強度補正処理を行う場合を模式的に示している。図12に示す矢印は、代表的な周波数における補正を模式的に表している。この補正を行うことによって得られる補正スペクトル133は、周波数帯域Uにおいて、図10に示すスペクトル131と同じ形状を有することとなる。

【0053】

近似部336は、帯域設定部334が設定した特徴量算出用の周波数帯域において、強度補正後の補正周波数スペクトルに回帰分析を行って一次式で近似することにより、補正周波数スペクトルの特徴量を抽出する。例えば、図12に示す補正スペクトル133の場合、近似部336は、周波数帯域Uで回帰分析を行うことによって近似直線を得る。図13は、この近似部336の処理を模式的に示す図である。図13に示す直線L10は、近似部336が算出する近似直線である。ここで近似直線L10を周波数fの一次式I = a0f + b0で表すと、近似部336は、直線L10に対応する特徴量として、傾きa0、切片b0、および周波数帯域Uの中心周波数fM = (fs + fe) / 2における強度Iの値であるミッドバンドフィット(Mid-band fit) c0 = a0fM + b0を特徴量として抽出したこととなる。本実施の形態では、この後、減衰補正部337が特徴量a0、b0、c0に対して減衰補正を行うことによって最終的な特徴量を算出する。そこで、以下では、近似部336が抽出した補正周波数スペクトルの特徴量のことを「仮特徴量」という。なお、近似部336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ことも可能である。

【0054】

3つの仮特徴量のうち、傾きa0は、超音波の散乱体の大きさと相関を有し、一般に散乱体が大きいほど傾きが小さな値を有すると考えられる。また、切片b0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b0は、散乱体が大きいほど大きな値を有し、音響インピーダンスの差が大きいほど大きな値を有し、散乱体の数密度が大きいほど大きな値を有すると考えられる。また、ミッドバンドフィットc0は、傾きa0と切片b0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c0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。

【0055】

減衰補正部337は、近似部336が抽出した仮特徴量(傾きa0, 切片b0, 強度c0)を減衰補正することによって特徴量を抽出する。ここで、減衰補正部337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、

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

と表される。ここで、αは減衰率であり、zは超音波の受信深度であり、fは周波数である。式(1)からも明らかなように、減衰量A(f, z)は、周波数fに比例している。減衰率αの具体的な値は、観察対象が生体である場合、0.0~1.0(dB/cm/MHz)、より好ましくは0.3~0.7(dB/cm/MHz)であり、生体の部位に応じて定まる。例えば、観察対象が膵臓である場合には、α = 0.6(dB/cm/MHz)と定めることがある。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設定または変更可能な構成としてもよい。

【0056】

減衰補正部337は、傾きa0, 切片b0, 強度c0を、以下のように減衰補正することによって特徴量を抽出する。

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

10

20

30

40

50

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

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

式(2)、(4)からも明らかなように、減衰補正部337は、超音波の受信深度 z が大きいほど、補正量が大きい補正を行う。また、式(3)によれば、切片に関する補正は恒等変換である。これは、切片が周波数0(Hz)に対応する周波数成分であって減衰の影響を受けないためである。

【0057】

式(2)の傾き a および式(3)の切片 b を有する直線の式は、

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

で与えられる。図13に示す直線 L_1 は、この近似直線を模式的に示している。式(5)および図13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、かつ切片が同じである。

10

【0058】

以上説明した機能構成を有する特徴量算出部333が算出する特徴量として、複数の単位領域(判別窓ともいう)において減衰補正部337が算出した傾き a 、切片 b 、およびミッドバンドフィット c の統計量を適用することも可能である。このような統計量としては、平均、標準偏差、分散、およびエントロピーなどを挙げるができる。

【0059】

画像処理部34は、エコー信号から選択された表示モードの超音波画像データを生成する超音波画像データ生成部341と、特徴量算出部333が算出した特徴量に関連する視覚情報を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。

20

【0060】

超音波画像データ生成部341は、信号処理部32から受信したエコー信号を用いて、設定された観察モードに応じた超音波画像データを生成する。本実施の形態において、超音波画像データ生成部341は、Bモード画像データ、THIモード画像データ、および造影モード画像データのいずれかを生成する。

【0061】

特徴量画像データ生成部342は、特徴量算出部333が算出した特徴量を示す特徴量画像データを生成する。具体的には、特徴量画像データ生成部342は、特徴量に関連する視覚情報を超音波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。特徴量に関連する視覚情報としては、例えば色相、彩度、明度、輝度値、R(赤)、G(緑)、B(青)などの所定の表色系を構成する色空間の変数を挙げるができる。特徴量画像は、2次元画像でもよいし、3次元画像でもよい。

30

【0062】

特徴量画像データ生成部342は、例えば図9に示す1つの振幅データ群 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。

【0063】

なお、特徴量画像データ生成部342は、例えば上述した傾き a 、切片 b 、ミッドバンドフィット c のいずれか一つに視覚情報に対応付けることによって特徴量画像データを生成してもよい。また、特徴量画像データ生成部342は、傾き a 、切片 b 、ミッドバンドフィット c から選択される2つの特徴量の一方に色相に対応付けるとともに、他方に明暗に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。

40

【0064】

制御部36は、表示装置4の表示を制御する表示制御部361を有する。表示制御部361は、表示装置4に対し、超音波画像データ生成部341が生成した超音波画像データに対応する超音波画像と、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とを並べて表示させる制御を行う。

【0065】

50

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 が汎用プロセッサまたは FPGA によって実現される場合は、記憶部 37 が記憶する各種プログラムや各種データを記憶部 37 から読み出し、超音波観測装置 3 の作動方法に関連した各種演算処理を実行することによって超音波観測装置 3 を統括して制御する。制御部 36 が ASIC を用いて構成される場合は、各種処理を単独で実行してもよいし、記憶部 37 が記憶する各種データ等を用いることによって各種処理を実行してもよい。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。

【0066】

記憶部 37 は、超音波観測装置 3 に接続される超音波振動子 21 に固有の振動子情報として感度帯域等の情報を記憶する振動子情報記憶部 371 と、設定可能な観察モードに関する情報を記憶するモード情報記憶部 372 と、観察モードごとの強度補正情報を記憶する強度補正情報記憶部 373 と、を有する。

【0067】

振動子情報記憶部 371 は、超音波振動子 21 の種類に応じた感度特性を記憶する。感度特性は、例えば図 2 に示す特性曲線 101 で与えられる。

【0068】

モード情報記憶部 372 は、設定可能な観察モードに応じたパラメータを記憶する。そのようなパラメータとして、送信駆動波に関するパラメータを挙げることができる。より具体的には、モード情報記憶部 372 は、観察モードごとに生成する送信駆動波の振幅や周波数スペクトルの情報を記憶する。

【0069】

強度補正情報記憶部 373 は、設定可能な観察モードの中で予め定められた基準モードに対し、他の観察モードの強度を補正するための情報を記憶する。例えば、強度補正情報記憶部 373 は、高振幅の最大電圧を有するとともに広い周波数帯域の周波数スペクトルからなる送信駆動波が生成される B モードを基準モードとし、他の観察モード (THI モード、造影モード等) との送信駆動波の周波数スペクトルの周波数ごとの差分を強度補正情報として記憶する。

【0070】

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 7 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 8 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。

【0071】

また、記憶部 37 は、超音波観測装置 3 の作動方法を実行するための作動プログラムを含む各種プログラムを記憶する。作動プログラムは、ハードディスク、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。

【0072】

以上の構成を有する記憶部 37 は、各種プログラム等が予めインストールされた ROM (Read Only Memory)、および各処理の演算パラメータやデータ等を記憶する RAM (Random Access Memory) 等を用いて実現される。

【0073】

図 14 は、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。図 14 に示すフローチャートは、送信処理部 311 が観察モードに応じた送信駆動波の送信を開始

10

20

30

40

50

し、超音波振動子 2 1 が超音波の送信を開始した後の処理を示している。

【 0 0 7 4 】

まず、受信処理部 3 1 2 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であるエコー信号を受信する（ステップ S 1）。

【 0 0 7 5 】

超音波振動子 2 1 からエコー信号を受信した受信処理部 3 1 2 は、そのエコー信号に対して所定の受信処理を行う（ステップ S 2）。具体的には、受信処理部 3 1 2 は、エコー信号を増幅（S T C 補正）した後、フィルタリング、A / D 変換等の処理を施す。受信処理部 3 1 2 が増幅を行う際には、例えば図 7 に示す増幅率と受信深度との関係を用いる。

【 0 0 7 6 】

続いて、超音波画像データ生成部 3 4 1 は、受信処理部 3 1 2 が増幅等の処理を施したエコー信号を用いて超音波画像データを生成し、表示装置 4 へ出力する（ステップ S 3）。この際、表示制御部 3 6 1 は、超音波画像データを表示装置 4 に表示させる制御を行ってもよい。

【 0 0 7 7 】

増幅補正部 3 3 1 は、送受信部 3 1 から出力されたエコー信号に対して受信深度によらず増幅率が一定となるように増幅補正を行う（ステップ S 4）。ここで、増幅補正部 3 3 1 は、例えば図 8 に示す増幅率と受信深度との関係に基づいて増幅補正を行う。

【 0 0 7 8 】

この後、周波数解析部 3 3 2 は、増幅補正後の各音線のエコー信号に対して F F T 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し、記憶部 3 7 へ格納する（ステップ S 5）。図 1 5 は、ステップ S 5 において周波数解析部 3 3 2 が行う処理の概要を示すフローチャートである。以下、図 1 5 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 7 9 】

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 8 0 】

続いて、周波数解析部 3 3 2 は、F F T 演算用に生成した一連のデータ群（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 9 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。

【 0 0 8 1 】

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 8 2 】

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 9 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、できるだけデータ位置 $Z^{(k)}$ が属するサンプルデータ群の中心になるように設定される。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、データ位置 $Z^{(k)}$ 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 $Z^{(k)}$ より浅部側に $2^{n-1} - 1$ （ $= N$ とする）個のデータがあり、データ位置 $Z^{(k)}$ より深部側に 2^{n-1} （ $= M$ とする）個のデータがあることを意味する。図 9 に示す場合、サンプルデータ群 F_j （ $j = 1, 2, \dots, K - 1$ ）は正常である。なお、図 9 では $n = 4$ （ $N = 7$ ，

10

20

30

40

50

M = 8) の場合を例示している。

【 0 0 8 3 】

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。

【 0 0 8 4 】

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判定されたサンプルデータ群 (例えば図 9 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。

【 0 0 8 5 】

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周波数スペクトルを得る (ステップ S 2 7)。

【 0 0 8 6 】

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 9 では、 $D = 1 5$ の場合を例示している。ステップ幅 D は、超音波画像データ生成部 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。

【 0 0 8 7 】

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 $Z^{(k)}_{m a x}$ より大きいかが否かを判定する (ステップ S 2 9)。データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z^{(k)}_{m a x}$ 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 $Z^{(k)}_{m a x}$ 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。

【 0 0 8 8 】

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 $k_{m a x}$ より大きいかが否かを判定する (ステップ S 3 1)。カウンタ k が $k_{m a x}$ より大きい場合 (ステップ S 3 1 : Y e s)、周波数解析部 3 3 2 は一連の周波数解析処理を終了する。一方、カウンタ k が $k_{m a x}$ 以下である場合 (ステップ S 3 1 : N o)、周波数解析部 3 3 2 はステップ S 2 2 に戻る。この最大値 $k_{m a x}$ は、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 に予め設定された値とする。

【 0 0 8 9 】

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 $(k_{m a x} - k_0 + 1)$ 本の音線の各々について複数回の F F T 演算を行う。F F T 演算の結果として得られる周波数スペクトルは、受信深度、受信方向とともに記憶部 3 7 に格納される。

【 0 0 9 0 】

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、入力部 3 5 が特定の深度幅および音線幅で区切られる部分領域の設定入力を受け付け可能な構成とし、設定された部分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 9 1 】

以上説明したステップ S 5 の周波数解析処理に続いて、帯域設定部 3 3 4 は、特徴量算出用の周波数帯域を設定する (ステップ S 6)。このステップ S 6 により、例えば図 1 2

10

20

30

40

50

に示す周波数帯域 U が設定される。

【0092】

その後、強度補正部 335 は、強度補正情報記憶部 373 が記憶する強度補正情報を参照し、特徴量算出用の周波数帯域で周波数スペクトルの強度を補正する（ステップ S7）。例えば、基準モードを B モードとした場合において、観察モードが造影モードに設定されているとき、強度補正部 335 は、図 12 に示すようにスペクトル 132 の強度を補正して補正スペクトル 133 を得る。

【0093】

近似部 336 は、強度補正した補正周波数スペクトルを、特徴量算出用の周波数帯域で回帰分析を行うことにより一次式で近似し、補正周波数スペクトルの特徴量である仮特徴量を抽出する（ステップ S8）。ここで抽出する仮特徴量としては、例えば上述した傾き a_0 、切片 b_0 、ミッドバンドフィット c_0 を挙げることができる。これらの仮特徴量を有する直線として、図 13 に示す直線 L_{10} を例示することができる。

10

【0094】

減衰補正部 337 は、仮特徴量に対して減衰補正を行うことによって特徴量を抽出する（ステップ S9）。例えば、減衰補正部 337 は、上述した式（2）～（4）を用いて減衰補正を行い、傾き a 、切片 b 、強度 c を特徴量として抽出する。これらの特徴量を有する直線として、図 13 に示す直線 L_1 を例示することができる。

【0095】

特徴量画像データ生成部 342 は、ステップ S9 で抽出した特徴量を用いて特徴量画像データを生成する（ステップ S10）。例えば、特徴量画像データ生成部 342 は、超音波画像データにおける各画素に対し、特徴量と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。特徴量画像データ生成部 342 は、生成した特徴量画像データを表示装置 4 へ送信する。

20

【0096】

この後、表示制御部 361 は、表示装置 4 に対して、ステップ S3 で生成した超音波画像データに対応する超音波画像とステップ S10 で生成した特徴量画像データに対応する特徴量画像を画面上で並べて表示させる制御を行う（ステップ S11）。

【0097】

ステップ S11 の後、超音波観測装置 3 は一連の処理を終了する。超音波観測装置 3 は、ステップ S1～S11 の処理を周期的に繰り返し実行する。

30

【0098】

以上説明した本発明の一実施の形態によれば、所定の周波数帯域における周波数スペクトルの強度を送信駆動波に応じて定まる補正量で補正することによって補正周波数スペクトルを算出した後、その補正周波数スペクトルを所定の周波数帯域で近似することによって該補正周波数スペクトルの特徴量を抽出しているため、送信駆動波によらない特徴量を抽出することができる。したがって、送信する超音波の特性によらず、受信した超音波に対応する周波数スペクトルの特徴量を一定に保つことができる。

【0099】

また、本実施の形態によれば、超音波画像と特徴量画像を並べて表示させる際、観察モードに応じて特徴量画像が変化しないため、医師等のユーザは観察モードを変更しても同じ条件下で特徴量画像を確認することができる。特に、本実施の形態によれば、送信駆動波の特性が大きく異なる B モードまたは THI モードから造影モードへ観察モードを切り替えた場合であっても特徴量画像に変化がないため、ユーザは違和感を感じずに特徴量画像を目視することができる。その結果、特徴量画像を用いたユーザによる診断が容易となり、診断の精度向上にも寄与することができる。

40

【0100】

また、本実施の形態によれば、超音波の受信深度の情報をさらに用いて周波数帯域を設定する場合、超音波の減衰によって S/N 比が悪化した周波数帯域を近似に含めないことにより、特徴量の算出精度を向上させることができる。

50

【0101】

図16は、実施の形態の変形例に係る送信駆動波の波形を模式的に示す図である。図16では、図3と同様に横軸を時間 t 、縦軸を電圧 V としている。図16に示す送信駆動波113は、最大電圧(振幅) V_3 を有する矩形状のパルスである。最大電圧 V_3 は、図3に示すBモード用の送信駆動波111の最大電圧 V_1 よりも V だけ小さいものとする。

【0102】

図17は、図16に示す送信駆動波の周波数スペクトルを模式的に示す図である。図17では、横軸を周波数 f 、縦軸を強度 I としている。図17に示すスペクトル123は、図4に示すスペクトル121を一様に I だけ強度を小さくした波形に相当している。この強度差 I は、送信駆動波111の最大電圧と送信駆動波113の最大電圧との差 V に応じて定まる。

10

【0103】

図18は、送信処理部311が図16に示す送信駆動波113を生成した場合に、周波数解析部332が算出した周波数スペクトルを示すとともに、その周波数スペクトルに対して強度補正部335が行う強度補正処理の概要を模式的に示す図である。図18に示す場合も、強度補正部335は、Bモードを基準モードとして強度補正を行っている。また、図18では、帯域設定部334が、特徴量算出用の周波数帯域 U' を設定した場合を示している。

【0104】

スペクトル134は、図10に示すスペクトル131と全く同じ条件で反射されて戻ってきたエコー信号に基づいて生成された周波数スペクトルである。補正スペクトル135は、周波数帯域 U' におけるスペクトル134を一様な補正量 I で強度補正した後のスペクトルである。

20

【0105】

以上説明した変形例からも明らかなように、本実施の形態では、様々な波形および周波数スペクトルを有する送信駆動波を生成することが可能である。

【0106】

ここまで、本発明の実施の形態を説明してきたが、本発明は上述した一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、減衰補正部337による減衰補正処理は、近似部336による近似処理の前であるとともに帯域設定部334による帯域設定処理の後、または近似部336による近似処理の後であればどのタイミングで行ってもよい。

30

【0107】

また、上述した超音波内視鏡以外の超音波プローブに対しても適用することが可能である。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。また、超音波プローブとして、被検体の体表から超音波を照射する体外式超音波プローブを適用してもよい。体外式超音波プローブは、通常、腹部臓器(肝臓、胆嚢、膀胱)、乳房(特に乳腺)、甲状腺を観察する際に用いられる。

【0108】

このように、本発明は、特許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。

40

【符号の説明】

【0109】

- 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
- 21 超音波振動子
- 31 送受信部

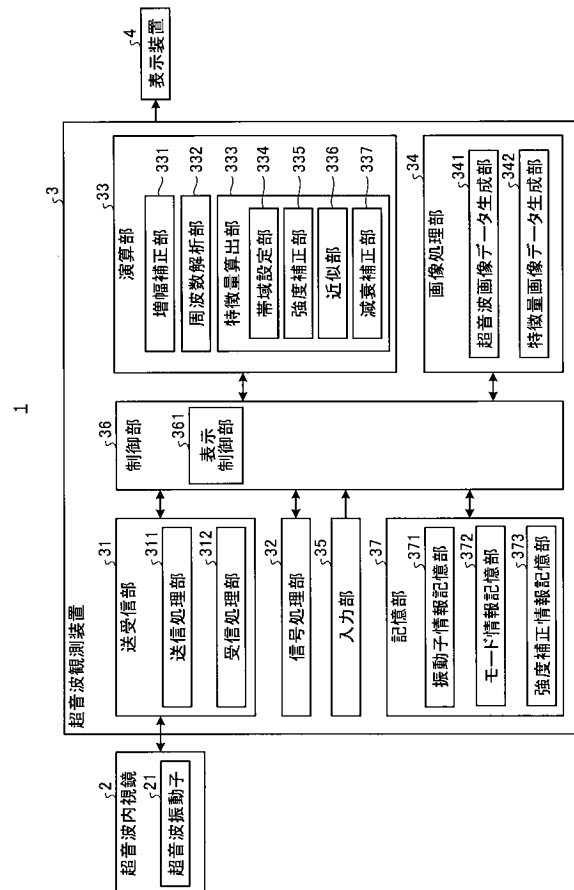
50

- 3 2 信号処理部
- 3 3 演算部
- 3 4 画像処理部
- 3 5 入力部
- 3 6 制御部
- 3 7 記憶部
- 1 0 1 特性曲線
- 1 1 1、1 1 2、1 1 3 送信駆動波
- 1 2 1、1 2 2、1 2 3、1 3 1、1 3 2、1 3 4 スペクトル
- 1 3 3、1 3 5 補正スペクトル
- 3 1 1 送信処理部
- 3 1 2 受信処理部
- 3 3 1 増幅補正部
- 3 3 2 周波数解析部
- 3 3 3 特徴量算出部
- 3 3 4 帯域設定部
- 3 3 5 強度補正部
- 3 3 6 近似部
- 3 3 7 減衰補正部
- 3 4 1 超音波画像データ生成部
- 3 4 2 特徴量画像データ生成部
- 3 6 1 表示制御部
- 3 7 1 振動子情報記憶部
- 3 7 2 モード情報記憶部
- 3 7 3 強度補正情報記憶部

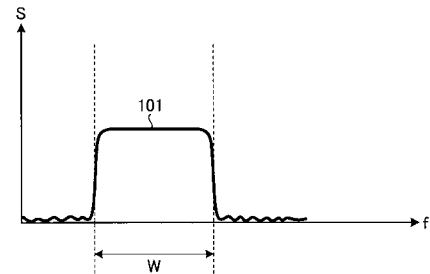
10

20

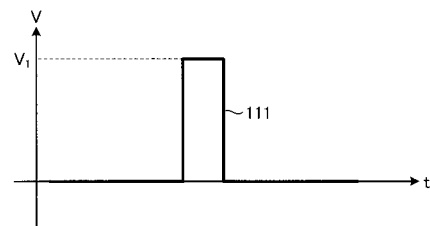
【図1】



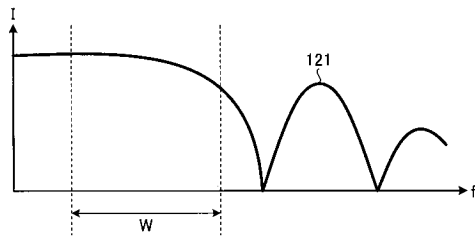
【図2】



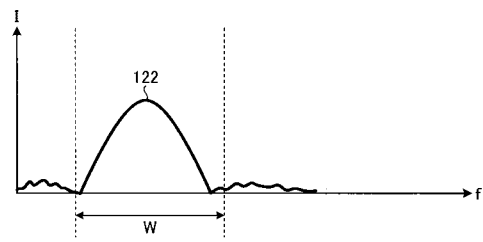
【図3】



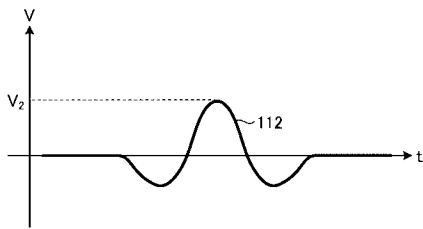
【 図 4 】



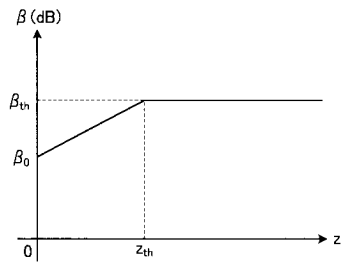
【 図 6 】



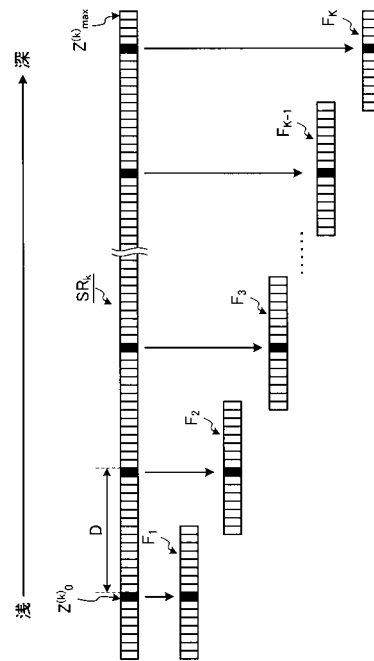
【 図 5 】



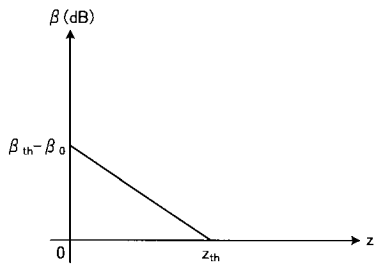
【 図 7 】



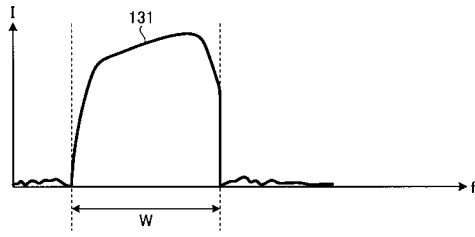
【 図 9 】



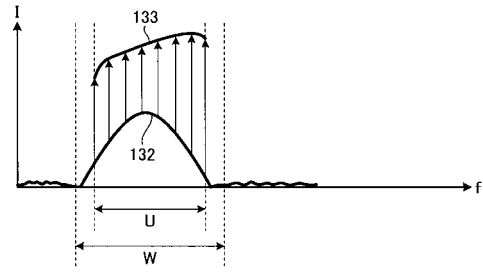
【 図 8 】



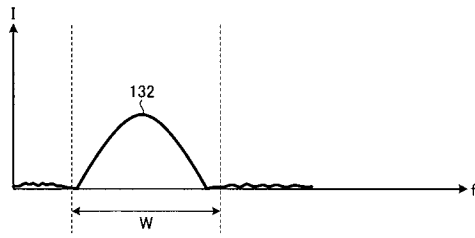
【図10】



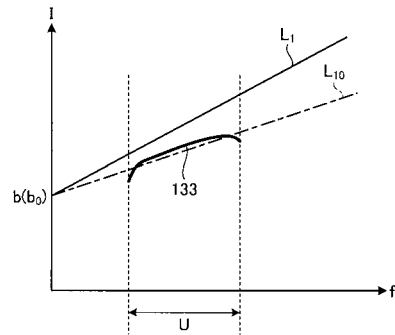
【図12】



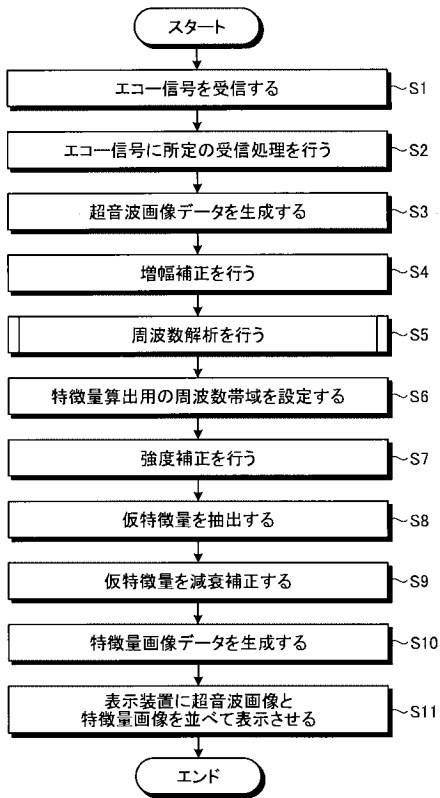
【図11】



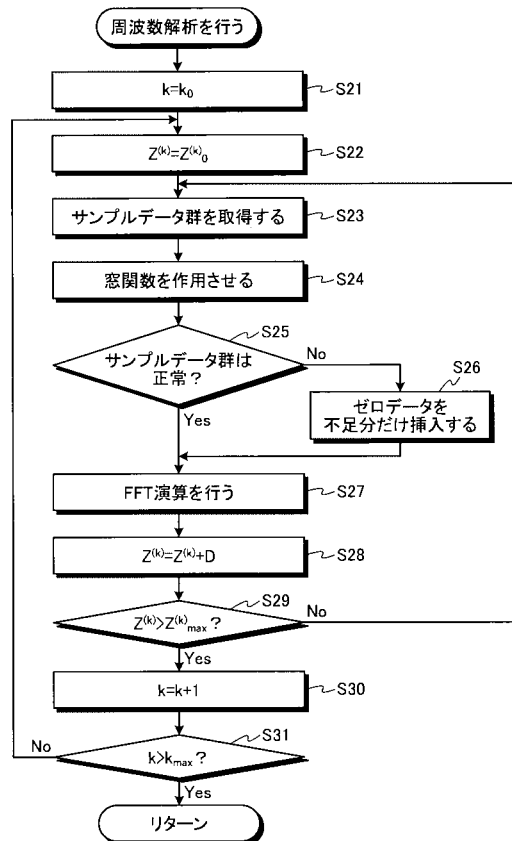
【図13】



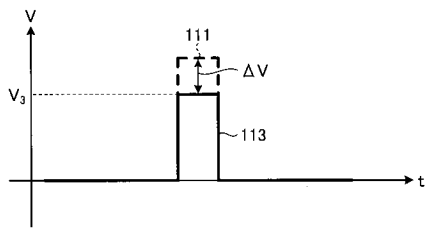
【図14】



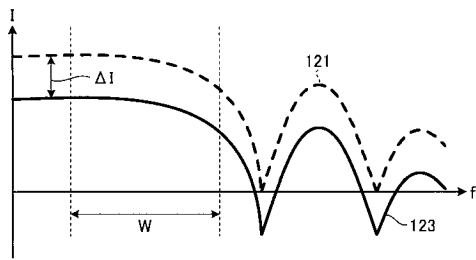
【図15】



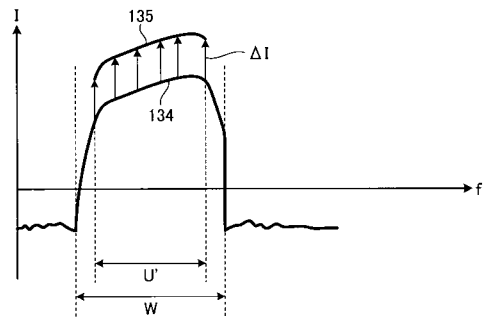
【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/063441
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	WO 2012/063928 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 May 2012 (18.05.2012), paragraphs [0030] to [0074]; fig. 1 to 16 & JP 2013-166059 A & US 2013/0035594 A1 paragraphs [0037] to [0082]; fig. 1 to 16 & EP 2599440 A1 & CN 103200876 A	1-11
A	WO 2012/063929 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 May 2012 (18.05.2012), paragraphs [0029] to [0041], [0068] to [0070]; fig. 2, 3, 7 to 10 & JP 5307939 B2 & US 2013/0030296 A1 paragraphs [0031] to [0044], [0071] to [0073]; fig. 2, 3, 7 to 10 & EP 2599441 A1 & CN 103153195 A	1-11
<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 06 June 2016 (06.06.16)		Date of mailing of the international search report 14 June 2016 (14.06.16)
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 4 4 1									
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>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, 段落[0030]-[0074], 第1-16 図 & JP 2013-166059 A & US 2013/0035594 A1 段落[0037]-[0082], 第1-16 図 & EP 2599440 A1 & CN 103200876 A	1-11									
A	WO 2012/063929 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.05.18, 段落[0029]-[0041], [0068]-[0070], 第2, 3, 7-10 図 & JP 5307939 B2 & US 2013/0030296 A1 段落 [0031]-[0044], [0071]-[0073], 第2, 3, 7-10 図 & EP 2599441 A1 & CN 103153195 A	1-11									
<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 「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 06.06.2016		国際調査報告の発送日 14.06.2016									
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 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2U 9208								

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	JPWO2016181869A1	公开(公告)日	2017-05-25
申请号	JP2016546057	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	宫木浩仲		
发明人	宫木 浩仲		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/DD21 4C601/DE06 4C601/DE12 4C601/EE09 4C601/FE02 4C601/HH06 4C601/JB39 4C601/JB51 4C601/JC07		
优先权	2015098586 2015-05-13 JP		
其他公开文献	JP6010274B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

频率分析器，其通过分析从超声波探头接收到的电回波信号的频率来计算回波信号的频谱，以及用于计算在计算频谱的特征量时所施加的特征量的频率。频带设定单元，其根据发送驱动波来设定频带，并通过校正用于计算由频带设定单元设定的特征量的频带中的频谱的强度，来根据发送驱动波来确定校正量，从而设定校正频率。计算频谱的强度校正单元和近似单元，其通过在由用于计算特征量的频带中近似由强度校正单元计算出的校正频谱，来提取校正频谱的特征量。从而，不管要发送的超声波的特性如何，都可以使与接收到的超声波相对应的频谱的特征量保持恒定，从而可以使超声波观察装置以及超声波观察装置的动作保持恒定。提供一个操作程序。

