

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/198712

発行日 平成29年4月20日 (2017. 4. 20)

(43) 国際公開日 平成27年12月30日 (2015. 12. 30)

(51) Int.Cl. F 1 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)

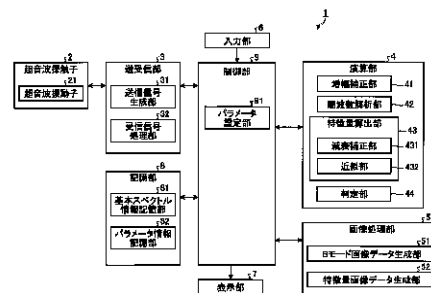
出願番号	特願2015-542896 (P2015-542896)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/062607	(74) 代理人	100089118 弁理士 酒井 宏明
(22) 国際出願日	平成27年4月24日 (2015. 4. 24)	(72) 発明者	市川 純一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(11) 特許番号	特許第5881918号 (P5881918)	Fターム(参考)	4C601 DE06 JB49 JC06 JC11 JC20 JC37 KK02 KK24
(45) 特許公報発行日	平成28年3月9日 (2016. 3. 9)		
(31) 優先権主張番号	特願2014-129677 (P2014-129677)		
(32) 優先日	平成26年6月24日 (2014. 6. 24)		
(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】

超音波観測装置は、検体に対して設定される関心領域内の超音波の周波数を造影剤の有無に応じて異なるパラメータを用いて解析することによって周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、周波数解析部が算出した周波数スペクトルの特徴量を算出する特徴量算出部と、特徴量算出部が算出した特徴量に関連する視覚情報を造影剤の有無に応じて異なる表示態様で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、を備える。



- 2 Ultrasonic probe
- 3 Transmitting-receiving unit
- 4 Computing unit
- 5 Image processing unit
- 6 Input unit
- 7 Display unit
- 8 Storage unit
- 9 Control unit
- 21 Ultrasonic vibrator
- 31 Transmission signal generating unit
- 32 Received signal processing unit
- 41 Amplification correcting unit
- 42 Frequency analyzing unit
- 43 Feature amount calculating unit
- 44 Determining unit
- 51 B-mode image data generating unit
- 62 Feature amount image data generating unit
- 81 Basic spectrum information storage unit
- 82 Parameter information storage unit
- 91 Parameter setting unit
- 431 Alternation correcting unit
- 432 Approximating unit

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

検体に対して送信した超音波が前記検体によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて生成される信号の周波数を、前記検体内の造影剤の有無に応じて異なるパラメータを用いて解析することによって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周波数スペクトルの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特徴量に関連する視覚情報を前記検体内の造影剤の有無に応じて異なる表示態様で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。

10

【請求項 2】

前記検体内に前記造影剤が存在する場合の既知の周波数スペクトルの情報を基準スペクトル情報として記憶する記憶部と、

前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルと前記基準スペクトル情報とを用いて前記造影剤の有無を判定する判定部と、

前記判定部の判定結果に応じて前記パラメータの設定を変更する制御部と、

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 3】

前記基準スペクトル情報は、前記既知の周波数スペクトルを周波数の関数として表示した場合の形状を含み、

前記判定部は、前記既知の周波数スペクトルの形状と、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルを周波数の関数として表示した場合の形状とを比較することによって前記検体内の造影剤の有無を判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。

20

【請求項 4】

前記検体へ前記造影剤を投与したことを示す情報の入力を受け付ける入力部と、

前記入力部が前記情報の入力を受け付けた場合、前記パラメータの設定を変更する制御部と、

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 5】

前記視覚情報は、色空間の変数であり、

前記特徴量画像データ生成部は、前記検体内の造影剤の有無に応じて前記特徴量に対する前記視覚情報の割り当てを変更して前記特徴量画像データを生成することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

30

【請求項 6】

前記特徴量画像データ生成部は、前記エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する B モード画像データに前記視覚情報を重畳して特徴量画像データを生成することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

前記特徴量画像データ生成部は、前記 B モード画像データに前記視覚情報を重畳する際、閾値以上の輝度を有する第 1 領域および前記閾値未満の輝度を有する第 2 領域の一方に対してのみ重畳することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波観測装置。

40

【請求項 8】

前記特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示する表示部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 9】

前記制御部は、前記検体内の前記造影剤の有無に応じて、観測対象とする関心領域の表示態様を変更して前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 10】

50

検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波エコーを受信して電氣的なエコー信号に変換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、前記エコー信号に基づいて生成される信号の周波数を、前記検体内の造影剤の有無に応じて異なるパラメータを用いて解析することによって周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、

特徴量算出部が、前記周波数スペクトルの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、前記特徴量に関連する視覚情報を前記検体内の造影剤の有無に応じて異なる表示態様で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、

を有することを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

10

【請求項 11】

検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波エコーを受信して電氣的なエコー信号に変換する超音波観測装置に、

周波数解析部が、前記エコー信号に基づいて生成される信号の周波数を、前記検体内の造影剤の有無に応じて異なるパラメータを用いて解析することによって周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、

特徴量算出部が、前記周波数スペクトルの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、前記特徴量に関連する視覚情報を前記検体内の造影剤の有無に応じて異なる表示態様で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。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて検体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）。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】国際公開第2012/011414号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

超音波観測を行う際には、微小気泡の懸濁液である超音波用の造影剤を使用する場合がある。このような造影剤を使用する場合、エコー信号の周波数スペクトルは、造影剤を使用しない場合と大きく異なる。しかしながら、上述した従来技術では、造影剤を使用する場合を想定していないため、造影剤使用時に最適な特徴量画像を生成することができるとは限らなかった。

40

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、造影剤を使用する場合でも最適な特徴量画像を生成することができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

50

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、検体に対して送信した超音波が前記検体によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて生成される信号の周波数を、前記検体内の造影剤の有無に応じて異なるパラメータを用いて解析することによって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周波数スペクトルの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特徴量に関連する視覚情報を前記検体内の造影剤の有無に応じて異なる表示態様で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。

【0007】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記検体内に前記造影剤が存在する場合の既知の周波数スペクトルの情報を基準スペクトル情報として記憶する記憶部と、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルと前記基準スペクトル情報とを用いて前記造影剤の有無を判定する判定部と、前記判定部の判定結果に応じて前記パラメータの設定を変更する制御部と、をさらに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、前記基準スペクトル情報は、前記既知の周波数スペクトルを周波数の関数として表示した場合の形状を含み、前記判定部は、前記既知の周波数スペクトルの形状と、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルを周波数の関数として表示した場合の形状とを比較することによって前記検体内の造影剤の有無を判定することを特徴とする。

20

【0009】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記検体へ前記造影剤を投与したことを示す情報の入力を受け付ける入力部と、前記入力部が前記情報の入力を受け付けた場合、前記パラメータの設定を変更する制御部と、をさらに備えたことを特徴とする。

【0010】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記視覚情報は、色空間の変数であり、前記特徴量画像データ生成部は、前記検体内の造影剤の有無に応じて前記特徴量に対する前記視覚情報の割り当てを変更して前記特徴量画像データを生成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、前記特徴量画像データ生成部は、前記エコー信号の振幅を輝度に変換して表示するBモード画像データに前記視覚情報を重畳して特徴量画像データを生成することを特徴とする。

30

【0012】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量画像データ生成部は、前記Bモード画像データに前記視覚情報を重畳する際、閾値以上の輝度を有する第1領域および前記閾値未満の輝度を有する第2領域の一方に対してのみ重畳することを特徴とする。

【0013】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示する表示部をさらに備えたことを特徴とする。

40

【0014】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記制御部は、前記検体内の前記造影剤の有無に応じて、観測対象とする関心領域の表示態様を変更して前記表示部に表示させることを特徴とする。

【0015】

本発明に係る超音波観測装置の作動方法は、検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波エコーを受信して電氣的なエコー信号に変換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、前記エコー信号に基づいて生成される信号の周波数を、前記検体内の造影剤の有無に応じて異なるパラメータを用いて解析するこ

50

とによって周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、特徴量算出部が、前記周波数スペクトルの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、前記特徴量に関連する視覚情報を前記検体内の造影剤の有無に応じて異なる表示態様で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、を有することを特徴とする。

【0016】

本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波エコーを受信して電氣的なエコー信号に変換する超音波観測装置に、周波数解析部が、前記エコー信号に基づいて生成される信号の周波数を、前記検体内の造影剤の有無に応じて異なるパラメータを用いて解析することによって周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、特徴量算出部が、前記周波数スペクトルの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、前記特徴量に関連する視覚情報を前記検体内の造影剤の有無に応じて異なる表示態様で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、を実行させることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、検体に対して設定される関心領域内の超音波の周波数を造影剤の有無に応じて異なるパラメータを用いて解析することによって周波数スペクトルを算出し、この周波数スペクトルの特徴量を用いて特徴量画像データを生成するため、造影剤を使用する場合でも最適な特徴量画像を生成することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の受信信号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3】図3は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の増幅補正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。

30

【図5】図5は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の周波数解析部が算出する周波数スペクトルの例を示す図である。

【図6】図6は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の特徴量算出部が行う処理の概要を模式的に示す図である。

【図7】図7は、造影剤の有無および減衰補正の有無に応じた周波数スペクトルを周波数の関数としてみたときの各周波数スペクトルの形状を模式的に示す図である。

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

【図9】図9は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置が行う造影剤の有無を判定する処理の概要を示すフローチャートである。

40

【図10】図10は、特徴量画像の表示部における表示例を示す図である。

【図11】図11は、図10と異なるパラメータが設定された場合の特徴量画像の表示部における表示例(第1例)を示す図である。

【図12】図12は、本発明の実施の形態1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13】図13は、図10と異なるパラメータが設定された場合の特徴量画像の表示部における表示例(第2例)を示す図である。

【図14】図14は、図10に示す特徴量画像と異なるパラメータが設定された場合の特徴量画像の表示部における別な表示例(第3例)を示す図である。

【図15】図15は、造影剤がある場合の特徴量画像の表示部における別な表示例を示す

50

図である。

【図 1 6】図 1 6 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図 1 7】図 1 7 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置が行う造影剤の有無を判定する処理の概要を示すフローチャートである。

【図 1 8】図 1 8 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置の記憶部が記憶する造影剤の有無と周波数帯域の関係を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

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

【0020】

（実施の形態 1）

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の構成を示すブロック図である。同図に示す超音波観測装置 1 は、超音波を用いて診断対象である検体を観測するための装置である。

【0021】

超音波観測装置 1 は、外部へ超音波パルスを出力するとともに、外部で反射された超音波エコーを受信する超音波探触子 2 と、超音波探触子 2 との間で電気信号の送受信を行う送受信部 3 と、超音波エコーを電気信号に変換した電気的なエコー信号に対して所定の演算を施す演算部 4 と、電気的なエコー信号に対応する画像データの生成を行う画像処理部 5 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 6 と、液晶または有機 EL (Electro Luminescence) 等からなる表示パネルを用いて実現され、画像処理部 5 が生成した画像を含む各種情報を表示する表示部 7 と、超音波観測に必要な各種情報を記憶する記憶部 8 と、超音波観測装置 1 の動作制御を行う制御部 9 と、を備える。

【0022】

超音波観測装置 1 は、超音波振動子 2 1 が設けられる超音波探触子 2 と、超音波探触子 2 が着脱可能に接続され、超音波探触子 2 以外の上記部分が設けられる処理装置（プロセッサ）とによって構成される。ここで、超音波探触子 2 は、生体の体表から超音波を照射する体外式探触子の形態、消化管、胆膵管、血管等の管腔内に挿入する長軸の挿入部を備えたミニチュア超音波プローブの形態、管腔内超音波プローブに光学系をさらに備えた超音波内視鏡の形態、のいずれの形態であってもよい。このうち、超音波内視鏡をはじめ、管腔内超音波プローブの形態をとった場合には、管腔内超音波プローブの挿入部の先端側に超音波振動子 2 1 が設けられ、管腔内超音波プローブは基端側で処理装置と着脱可能に接続する。

【0023】

超音波探触子 2 は、送受信部 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）に変換するとともに、外部の検体で反射された超音波エコーを電気的なエコー信号に変換する超音波振動子 2 1 を有する。超音波探触子 2 は、超音波振動子 2 1 を機械的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子 2 1 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。本実施の形態 1 では、超音波探触子 2 として、互いに異なる複数種類のいずれかの超音波探触子 2 を選択して使用することが可能である。

【0024】

送受信部 3 は、所定の波形および送信タイミングに基づいて電気的なパルス信号を生成し、超音波探触子 2 へ出力する送信信号生成部 3 1 と、超音波探触子 2 から電気的なエコー信号を受信し、このエコー信号に対して所定の信号処理を施す受信信号処理部 3 2 と、を有する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

受信信号処理部 3 2 は、電気的なエコー信号に対し、増幅処理としての S T C (Sensitivity Time Control) 補正、フィルタリング、A / D 変換、遅延加算等の信号処理を施し、超音波の送信方向ごとに時間ドメインのデジタル高周波 (R F : Radio Frequency) 信号を生成する。以下、送信方向ごとのデジタル R F 信号を音線データという。なお、超音波探触子 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ものである場合、送受信部 3 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。

【 0 0 2 6 】

図 2 は、受信信号処理部 3 2 が行う S T C 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 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 (d B) 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 (d B) 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、検体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。

10

【 0 0 2 7 】

演算部 4 は、デジタル R F 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 4 1 と、増幅補正を行ったデジタル R F 信号に高速フーリエ変換 (F F T : Fast Fourier Transfom) を施して周波数解析を行うことにより周波数スペクトルを算出する周波数解析部 4 2 と、周波数スペクトルの特徴量を算出する特徴量算出部 4 3 と、周波数解析部 4 2 が算出した周波数スペクトルと記憶部 8 が記憶する基準スペクトル情報とを用いることによって検体内における超音波用の造影剤の有無を判定する判定部 4 4 と、を有する。ここで、基準スペクトル情報は、検体内に造影剤が存在する場合の既知の周波数スペクトルの情報のことである。

20

【 0 0 2 8 】

演算部 4 は、C P U (Central Proccesing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。演算部 4 が処理を行うデジタル R F 信号は、特徴量に関連する視覚情報を付与した特徴量画像を生成するために、予め記憶部 8 が記憶している。

30

【 0 0 2 9 】

図 3 は、増幅補正部 4 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 3 に示すように、増幅補正部 4 1 が行う増幅処理における増幅率 (d B) は、受信深度 z がゼロのとき最大値 $z_{th} - 0$ 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 4 1 がデジタル R F 信号を増幅補正することにより、受信信号処理部 3 2 における S T C 補正の影響を相殺し、一定の増幅率 z_{th} の信号を出力することができる。なお、増幅補正部 4 1 が行う受信深度 z と増幅率の関係は、受信信号処理部 3 2 における受信深度と増幅率の関係に応じて異なることは勿論である。

40

【 0 0 3 0 】

このような増幅補正を行う理由を説明する。S T C 補正は、アナログ信号波形の振幅を全周波数帯域にわたって均一に、かつ、深度に対しては単調増加する増幅率で増幅させることで、アナログ信号波形の振幅から減衰の影響を排除する補正処理である。このため、エコー信号の振幅を利用する 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、S T C 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。一方、本実施の形態 1 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、S T C 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。何故なら、後述する式 (1) のように、減衰量は周波数によって異なるが、S T C 補正の増幅率は距離だけに対して変化し、周波数に対しては変化せず一定であるためである。減衰量の周波数依

50

存性を含めて、減衰の影響を排除する方法を、「減衰補正処理」として、図6および図8のステップS12に後述する。

【0031】

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。

10

【0032】

そこで、本実施の形態1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41によって増幅率の補正を行う。

【0033】

周波数解析部42は、エコー信号に基づくデジタルRF信号を増幅補正した信号の各音線(ラインデータ)を、所定の時間間隔でサンプリングした振幅データ群を高速フーリエ変換することによって音線上の複数の箇所(データ位置)における周波数スペクトルを算出する。

【0034】

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。同図に示す音線データ $S R_k$ において、白または黒の長方形は、1つのデータを意味している。音線データ $S R_k$ は、送受信部3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の音線データ $S R_k$ の1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42による算出結果は複素数で得られ、記憶部8に格納される。

20

【0035】

図4に示すデータ群 F_j ($j = 1, 2, \dots, K$)は、高速フーリエ変換の対象となる振幅データ群である。一般に、高速フーリエ変換を行うためには、振幅データ群が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、振幅データ群 F_j ($j = 2, \dots, K-1$)はデータ数が16($= 2^4$)で正常なデータ群である一方、振幅データ群 F_1, F_K は、それぞれデータ数が9、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高速フーリエ変換を行う際には、不足分だけゼロデータを挿入することにより、正常な振幅データ群を生成する処理を行う。この点については、後述する周波数解析部42の処理を説明する際に詳述する(図12を参照)。

30

【0036】

図5は、周波数解析部42によって算出される周波数スペクトルの例を示す図である。具体的には、図5で例示した「周波数スペクトル」とは、振幅データ群を高速フーリエ変換(FFT演算)する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。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。図5では、横軸には周波数fを取っている。縦軸には、強度Iを特定の基準強度 I_0 (定数)で除し、さらに常用対数をとった強度のデシベル表現 $10 \log_{10}(I/I_0)$ を取っている。ただし、図5および以下では記述を簡単にするため、以下、デシベル表現された強度も単にIと記載する。図5において、受信深度zは一定である。なお、本実施の形態1において、曲線および直線は、離散的な点の集合からなる。

40

【0037】

図5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

50

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 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り、例えば $f_L = 3 \text{ MHz}$ 、 $f_H = 10 \text{ MHz}$ である。以下、下限周波数 f_L および上限周波数 f_H から定まる周波数帯域を「周波数帯域 F」という。

【0038】

一般に、周波数スペクトルは、超音波が走査された組織の属性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。本実施の形態 1 において、「属性」とは、例えば悪性腫瘍組織、良性腫瘍組織、内分泌腫瘍組織、粘性性腫瘍組織、正常組織、脈管などのことである。

【0039】

特徴量算出部 4 3 は、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処理を施す減衰補正部 4 3 1 と、減衰補正後の周波数スペクトルの近似式を回帰分析によって算出する近似部 4 3 2 と、を有する。

【0040】

図 6 は、特徴量算出部 4 3 が行う処理の概要を模式的に示す図である。図 6 では、図 5 に示す周波数スペクトル C_1 に対して特徴量算出を行う場合を例示している。まず、減衰補正部 4 3 1 は、周波数スペクトル C_1 に対し、すべての周波数 f における強度 $I(f, z)$ に式 (1) の減衰量 $A(f, z)$ をそれぞれ加える補正 ($I(f, z) - A(f, z) + A(f, z)$) を行う。この超音波の減衰量 $A(f, z)$ 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。この $A(f, z)$ 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、比例係数を α として、式 (1) で表現される。

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

と表される。ここで、 α は減衰率と呼ばれる。また、 z は超音波の受信深度であり、 f は周波数である。

【0041】

減衰率 α の具体的な値は、観察対象が生体である場合、 $0.0 \sim 1.0$ (dB/cm/MHz)、より好ましくは $0.3 \sim 0.7$ (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、 $\alpha = 0.6$ (dB/cm/MHz) と定めることがある。なお、本実施の形態 1 において、減衰率 α の値を入力部 6 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。

【0042】

図 6 に示す周波数スペクトル C_2 は、減衰補正処理によって超音波の伝播に伴う減衰の影響を補正した結果として得られる新たな周波数スペクトルである。

【0043】

近似部 4 3 2 は、周波数スペクトル C_2 の周波数帯域 F における回帰分析を行って周波数スペクトル C_2 を一次式 (回帰直線) で近似することにより、特徴量を算出する。この場合に算出される特徴量は、図 6 に示す回帰直線 L_1 の傾き a および切片 b 、ならびに周波数帯域 F の中心周波数 $f_M = (f_L + f_H) / 2$ における回帰直線上の値であるミッドバンドフィット (Mid-band fit) $c = a f_M + b$ である。

【0044】

3 つの特徴量のうち、傾き a は、超音波の散乱体の大きさと相関を有し、一般に散乱体が大きいほど傾きが小さな値を有すると考えられる。また、切片 b 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 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 (濃度) が大きいほど大きな値を有すると考えられる。ミッドバンドフィット c は、傾き a と切片 b 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 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

10

20

30

40

50

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、近似部 4 3 2 が算出する近似式は一次式に限定されるわけではなく、二次以上の多項式を用いることも可能である。

【 0 0 4 5 】

なお、特徴量算出部 4 3 が算出する特徴量として、関心領域内で設定される複数の単位領域（判別窓ともいう）において近似部 4 3 2 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ことができる。

【 0 0 4 6 】

判定部 4 4 は、減衰補正後の周波数スペクトルの形状を所定の基準スペクトルの形状と比較することにより、造影剤の有無を判定する。具体的には、判定部 4 4 は、減衰補正後の周波数スペクトルの形状と基準スペクトルの形状をパターンマッチング等の公知の手法を用いて比較し、両者の形状が一致する場合、検体内に造影剤が存在すると判定する。この形状の比較を行う際、判定部 4 4 は、例えば S S D (Sum of Squared Difference)、S A D (Sum of Absolute Difference)、N C C (Normalized Cross-Correlation) 等のいずれかを形状の類似度として計算し、この類似度の値が所定の閾値以上である場合、周波数スペクトルの形状が基準スペクトルの形状と一致する、すなわち検体内に造影剤が存在する、と判定する。

10

【 0 0 4 7 】

ここで、基準スペクトルについて説明する。図 7 は、造影剤の有無および減衰補正の有無に応じた周波数スペクトルを周波数の関数としてみたときの各周波数スペクトルの形状を模式的に示す図である。周波数スペクトルは、造影剤の有無および減衰補正の前後において、その形状が大きく異なる。

20

【 0 0 4 8 】

周波数スペクトルは、造影剤ありの場合、高周波（高調波）成分が大きくなる。このため、造影剤ありの周波数スペクトル C_{21} 、 C_{22} の波形は、造影剤なしの周波数スペクトル C_{11} 、 C_{12} の波形に高周波成分の波形をそれぞれ加えたものとなる。ここで、造影剤がある場合の周波数スペクトルの波形は、検体の組織性状による影響をほとんど受けないと考えられる。

【 0 0 4 9 】

減衰補正後の周波数スペクトル C_{12} 、 C_{22} の波形は、減衰補正前の周波数スペクトル C_{11} 、 C_{21} の波形とそれぞれ比較して、高周波成分ほど大きく補正された形状をなす。周波数スペクトル C_{12} 、 C_{22} の波形は、ともに減衰補正の効果で、減衰補正前と比較して右肩上がりの波形を有するが、周波数スペクトル C_{22} の方が強度が大きく、かつ強度の増加率（右肩上がりの傾き）も大きい。

30

【 0 0 5 0 】

造影剤ありの周波数スペクトルであって減衰補正後の周波数スペクトルである周波数スペクトル C_{22} は、判定部 4 4 が造影剤の有無を判定する際の基準とする周波数スペクトル、すなわち基準スペクトルとして、後述する記憶部 8 の基準スペクトル情報記憶部 8 1 が記憶する。

40

【 0 0 5 1 】

なお、周波数スペクトル C_{12} を基準スペクトルとして適用することも可能である。この場合、減衰補正後の周波数スペクトルと基準スペクトルとの形状の類似度が高いとき、判定部 4 4 は、検体内に造影剤が存在しない、と判定する。

【 0 0 5 2 】

画像処理部 5 は、エコー信号から 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 5 1 と、特徴量算出部 4 3 が算出した特徴量に関連する視覚情報を検体内の造影剤の有無に応じて異なる表示態様で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 5 2 と、を有する。

【 0 0 5 3 】

50

Bモード画像データ生成部51は、デジタル信号に対してバンドパスフィルタ、対数変換、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、表示部7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。

【0054】

特徴量画像データ生成部52は、特徴量算出部43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52は、例えば図4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は、その振幅データ群 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が割り当てられる。特徴量画像データ生成部52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52が、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。

10

【0055】

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。この場合、特徴量画像データ生成部52は、検体内の造影剤の有無に応じて特徴量ごとの視覚情報の割り当てを変更することによって表示態様としての画像の色味を変更する。

20

【0056】

特徴量画像データ生成部52は、Bモード画像に対するゲインとは独立して、特徴量画像全体の輝度を調整する。また、特徴量画像データ生成部52は、Bモードに対するコントラストとは独立して、特徴量画像の輝度差を調整する。また、特徴量画像データ生成部52は、Bモード画像用の輝度情報テーブルと同一のテーブルを用いて画質を調整する。また、特徴量画像データ生成部52は、Bモードに対するガンマとは独立して、特徴量画像のガンマを調整する。これらの調整値は、超音波探触子2の種類に応じて設定することが可能である。

30

【0057】

記憶部8は、演算部4が算出した周波数スペクトルの形状を比較する際の比較対象である基準スペクトルに関する情報を記憶する基準スペクトル情報記憶部81と、造影剤の有無に応じて設定されるパラメータに関する情報を記憶するパラメータ情報記憶部82と、を有する。

【0058】

基準スペクトル情報記憶部81は、判定部44が造影剤の有無を判定する際に参照する基準スペクトルに関する情報を記憶する。この基準スペクトル情報は、基準スペクトルの算出結果、および基準スペクトルの形状等に関する情報を含む。基準スペクトルとして、例えば図7に示す周波数スペクトル C_{22} を挙げることができる。

40

【0059】

パラメータ情報記憶部82は、造影剤がある場合に設定する各種処理のパラメータと、造影剤がない場合に設定する各種処理のパラメータとをそれぞれ記憶する。具体的なパラメータとして、例えばゲイン、コントラスト、STC補正、増幅補正、減衰補正等に関するパラメータを挙げることができる。

【0060】

記憶部8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)の情報を記憶する。

50

【 0 0 6 1 】

また、記憶部 8 は、超音波観測装置 1 の作動方法を実行するための作動プログラムを記憶する。この作動プログラムは、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。各種プログラムの記録媒体等への記録は、コンピュータまたは記録媒体を製品として出荷する際に行ってもよいし、通信ネットワークを介したダウンロードにより行ってもよい。

【 0 0 6 2 】

以上の構成を有する記憶部 8 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。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。

10

【 0 0 6 3 】

制御部 9 は、判定部 4 4 による造影剤の有無の判定結果に基づいてパラメータを設定するパラメータ設定部 9 1 を有する。パラメータ設定部 9 1 は、判定部 4 4 の判定結果が直前の判定結果から変化した場合、パラメータの設定を変更する設定変更信号を送受信部 3、演算部 4 および画像処理部 5 へ出力する。送受信部 3、演算部 4 および画像処理部 5 は、パラメータ情報記憶部 8 2 を参照することにより、設定変更されたパラメータを用いて各種処理を実行する。

20

【 0 0 6 4 】

制御部 9 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 9 は、記憶部 8 が記憶、格納する情報および超音波観測装置 1 の作動プログラムを含む各種プログラムを記憶部 8 から読み出すことにより、超音波観測装置 1 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 1 を統括して制御する。なお、制御部 9 と演算部 4 を、共通の CPU 等を用いて構成することも可能である。

【 0 0 6 5 】

図 8 は、以上の構成を有する超音波観測装置 1 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 1 は、まず超音波探触子 2 によって新規の検体の測定を行う (ステップ S 1)。具体的には、超音波探触子 2 の超音波振動子 2 1 は、電気的なパルス信号を超音波パルスへ変換し、検体へ順次送信する。超音波パルスは検体によってそれぞれ反射され、超音波エコーが生じる。超音波振動子 2 1 は、超音波エコーを電気的なエコー信号に変換する。この際、パルス信号の周波数帯域は、超音波振動子 2 1 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。それにより、後述する周波数スペクトルの近似処理において、精度のよい近似を行うことが可能となる。

30

【 0 0 6 6 】

超音波探触子 2 から電気的なエコー信号を受信した受信信号処理部 3 2 は、エコー信号に対して所定の信号処理を行う (ステップ S 2)。受信信号処理部 3 2 は、図 2 に示す増幅率と受信深度との関係に基づくエコー信号の増幅 (STC 補正)、フィルタリング、A/D 変換、遅延加算等の信号処理を行う。この際、受信信号処理部 3 2 におけるエコー信号の各種処理周波数帯域は、超音波振動子 2 1 による超音波エコーのエコー信号への音響電気変換の線型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。これも、後述する周波数スペクトルの近似処理において精度のよい近似を行うことを可能とするためである。

40

【 0 0 6 7 】

続いて、Bモード画像データ生成部 5 1 は、受信信号処理部 3 2 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する (ステップ S 3)。この後、制御部 9 が、生成し

50

た B モード画像データに対応する B モード画像を表示部 7 に表示させる (ステップ S 4) 。

【0068】

ステップ S 4 の後、制御部 9 は、入力部 6 が入力を受け付けた関心領域の設定信号に基づいて、特徴量画像で表示する関心領域を設定する (ステップ S 5) 。関心領域としては、観察用の関心領域と、この関心領域内で計算を行う計算用の関心領域を設定可能である。これらの関心領域の境界は、例えば白色で表示される。また、計算用の関心領域は、例えば円形で表示される。また、計算対象とする関心領域を、入力部 6 からの入力に応じて、計算用の関心領域と観察用の関心領域全体との間で変更することが可能である。

【0069】

この後、超音波観測装置 1 は、超音波信号における造影剤の有無を判定する (ステップ S 6) 。図 9 は、超音波観測装置 1 が行う造影剤の有無を判定する処理の概要を示すフローチャートである。以下、図 9 を参照して造影剤の有無を判定する処理を説明する。

【0070】

まず、増幅補正部 4 1 は、送受信部 3 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ように増幅補正を行う (ステップ S 2 1) 。ここで、増幅補正部 4 1 は、例えば図 3 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。

【0071】

この後、周波数解析部 4 2 は、FFT 演算による周波数解析を行うことによって周波数スペクトルを算出する (ステップ S 2 2) 。周波数解析処理の詳細については後述する。

【0072】

続いて、減衰補正部 4 3 1 は、周波数解析部 4 2 が算出した周波数スペクトルに対して減衰補正を行う (ステップ S 2 3) 。減衰補正部 4 3 1 は、上述した式 (1) の減衰量 A を強度 I に加える補正処理を全ての周波数 f に対して行うことにより、新たな周波数スペクトルを得る。これにより、超音波の伝播に伴う減衰の寄与を削減した周波数スペクトル (例えば図 6 に示す周波数スペクトル C_2) を得ることができる。

【0073】

この後、判定部 4 4 は、減衰補正後の周波数スペクトルの形状を基準スペクトル情報記憶部 8 1 が記憶する基準スペクトルの形状と比較し、その形状の類似度に基づいて検体内の造影剤の有無を判定する (ステップ S 2 4) 。制御部 9 は、判定部 4 4 の判定結果を記憶部 8 へ書き込んで記憶させる。記憶部 8 は、少なくとも判定部 4 4 によって次の判定が行われるまで、判定結果を記憶する。ステップ S 2 4 の後、超音波観測装置 1 は、メインルーチンへ戻ってステップ S 7 へ移行する。

【0074】

ステップ S 7 において、パラメータ設定部 9 1 は、上述したステップ S 2 4 における最新の判定結果を、記憶部 8 が記憶する中で最新の判定結果 (すなわち一つ前の判定結果) と比較する。判定部 4 4 による判定結果が、一つ前の判定結果から変化した場合 (ステップ S 7 : Yes) 、パラメータ設定部 9 1 は、パラメータを変更する (ステップ S 8) 。なお、ステップ S 6 の判定処理が初めての判定処理である場合、パラメータ設定部 9 1 は、一つ前の判定結果を「造影剤なし」として比較する。

【0075】

この後、超音波観測装置 1 は、変更後のパラメータを用いて受信信号の信号処理 (ステップ S 9) 、増幅補正 (ステップ S 1 0) 、周波数解析 (ステップ S 1 1) 、および周波数スペクトルの減衰補正 (ステップ S 1 2) の各処理を実行する。ステップ S 9 ~ S 1 2 の処理は、パラメータの値を除いて、上述したステップ S 2 、S 2 1 ~ S 2 3 の処理に順次対応している。

【0076】

続いて、近似部 4 3 2 は、減衰補正した周波数スペクトル (補正周波数スペクトル) を所定の周波数帯域で回帰分析することによって一次式で近似し、特徴量を算出する (ステップ S 1 3) 。算出対象の特徴量としては、例えば上述した傾き a、切片 b、およびミッ

10

20

30

40

50

ドバンドフィット c を挙げるができる。

【 0 0 7 7 】

特徴量画像データ生成部 5 2 は、B モード画像データ生成部 5 1 が生成した B モード画像データにおける各画素に対し、例えば特徴量に基づく視覚情報としての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 S 1 4 ）。

【 0 0 7 8 】

この後、表示部 7 は、制御部 9 の制御のもと、特徴量画像データ生成部 5 2 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 S 1 5 ）。図 1 0 および図 1 1 は、検体の同じ部位に対して、造影剤の有無に応じて互いに異なるパラメータが設定された場合の特徴量画像の表示部 7 における表示例を示す図である。図 1 0 に示す特徴量画像 1 0 1 は、関心領域 R_1 の内部に、特徴量に関連した視覚情報が付与されて表示される表示領域 1 0 2、1 0 3 を有する。この表示領域 1 0 2、1 0 3 は、計算対象の関心領域として設定された領域に相当している。図 1 1 に示す特徴量画像 1 0 4 は、特徴量画像 1 0 1 の表示領域 1 0 2、1 0 3 にそれぞれ対応する表示領域 1 0 5、1 0 6 に付与された視覚情報が、図 1 0 に示す特徴量画像 1 0 1 の表示領域 1 0 2、1 0 3 に付与された視覚情報とそれぞれ異なっている。換言すれば、図 1 0 と図 1 1 では、特徴量に対する視覚情報の割り当てが異なっている。図 1 0 と図 1 1 では、この視覚情報の違いを模様の違いで模式的に表現している。このような視覚情報は、色相でもよいし、彩度や明度でもよいし、これらの色空間の変数の適当な組み合わせでもよい。

10

【 0 0 7 9 】

なお、表示部 7 が特徴量画像を表示する際、この特徴量画像に対応する B モード画像を並べて表示してもよい。

20

【 0 0 8 0 】

ステップ S 7 において、判定部 4 4 による判定結果が一つ前の判定結果から変化しない場合（ステップ S 7 : N o ）、超音波観測装置 1 は、パラメータを変更することなく、ステップ S 1 3 の特徴量算出処理へ移行する。

【 0 0 8 1 】

図 1 2 は、図 8 のステップ S 1 1 および図 9 のステップ S 2 2 における周波数解析処理の概要を示すフローチャートである。周波数解析処理では、周波数解析部 4 2 が、エコー信号に基づいて生成されるデジタル R F 信号の周波数を、検体内の造影剤の有無に応じて異なるパラメータを用いて解析することによって周波数スペクトルを算出する。以下、図 1 2 を参照して、周波数解析処理を詳細に説明する。

30

【 0 0 8 2 】

まず、周波数解析部 4 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 3 1 ）。

【 0 0 8 3 】

続いて、周波数解析部 4 2 は、F F T 演算用を取得する一連のデータ群（振幅データ群）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 3 2 ）。例えば、図 4 では、上述したように、音線 $S R_k$ の 1 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。

40

【 0 0 8 4 】

その後、周波数解析部 4 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ が属する振幅データ群を取得し（ステップ S 3 3 ）、取得した振幅データ群に対し、記憶部 8 が記憶する窓関数を作用させる（ステップ S 3 4 ）。このように振幅データ群に対して窓関数を作用させることにより、振幅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 5 】

続いて、周波数解析部 4 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ の振幅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 3 5 ）。図 4 を参照した際に説明したように、振幅データ群は、2 のべき乗のデータ数を有している必要がある。以下、振幅データ群のデータ数

50

を 2^n (n は正の整数) とする。本実施の形態 1 では、データ位置 $Z^{(k)}$ は、できるだけ $Z^{(k)}$ が属する振幅データ群の中心になるよう設定される。具体的には、振幅データ群のデータ数は 2^n であるので、 $Z^{(k)}$ はその振幅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。換言すると、振幅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、振幅データ群 F_2 、 F_3 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。

【0086】

ステップ S 3 5 における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ の振幅データ群が正常である場合 (ステップ S 3 5 : Yes)、周波数解析部 4 2 は、後述するステップ S 3 7 へ移行する。

10

【0087】

ステップ S 3 5 における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ の振幅データ群が正常でない場合 (ステップ S 3 5 : No)、周波数解析部 4 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振幅データ群を生成する (ステップ S 3 6)。ステップ S 3 5 において正常でないと判定された振幅データ群 (例えば図 4 の振幅データ群 F_1 、 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、振幅データ群にゼロデータを挿入してもデータの不連続は生じない。ステップ S 3 6 の後、周波数解析部 4 2 は、後述するステップ S 3 7 へ移行する。

【0088】

ステップ S 3 7 において、周波数解析部 4 2 は、振幅データ群を用いて FFT 演算を行うことにより、振幅の周波数分布である周波数スペクトルを得る (ステップ S 3 7)。この結果、例えば図 5 に示すような周波数スペクトル C_1 を有する周波数スペクトルが得られる。

20

【0089】

続いて、周波数解析部 4 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ をステップ幅 D で変化させる (ステップ S 3 8)。ステップ幅 D は、記憶部 8 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 5 1 が B モード画像データを生成する際に利用するデータステップ幅と一致させることが望ましいが、周波数解析部 4 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

【0090】

その後、周波数解析部 4 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 3 9)。データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z^{(k)}_{max}$ より大きい場合 (ステップ S 3 9 : Yes)、周波数解析部 4 2 はカウンタ k を 1 増加させる (ステップ S 4 0)。これは、処理をとなりの音線へ移すことを意味する。一方、データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z^{(k)}_{max}$ 以下である場合 (ステップ S 3 9 : No)、周波数解析部 4 2 はステップ S 3 3 へ戻る。このようにして、周波数解析部 4 2 は、音線 SR_k に対して、 $[(Z^{(k)}_{max} - Z^{(k)}_0 + 1) / D + 1]$ 個の振幅データ群に対する 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

【0091】

ステップ S 4 0 の後、周波数解析部 4 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 4 1)。カウンタ k が最大値 k_{max} より大きい場合 (ステップ S 4 1 : Yes)、周波数解析部 4 2 は一連の FFT 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 4 1 : No)、周波数解析部 4 2 はステップ S 3 2 へ戻る。

【0092】

このようにして、周波数解析部 4 2 は、関心領域内の $(k_{max} - k_0 + 1)$ 本の音線の各々について複数回の FFT 演算を行う。

【0093】

50

以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、検体に対して設定される関心領域内の超音波の周波数を造影剤の有無に応じて異なるパラメータを用いて解析することによって周波数スペクトルを算出し、この周波数スペクトルの特徴量を用いて特徴量画像データを生成するため、造影剤を使用する場合でも最適な特徴量画像を生成することができる。

【0094】

また、本実施の形態 1 によれば、造影剤を含む既知の周波数スペクトルの情報を基準スペクトル情報として記憶しておき、周波数解析部が算出した周波数スペクトルと基準スペクトル情報とを用いて造影剤の有無を判定するため、造影剤の有無を正確に判定することができる。

【0095】

(変形例)

図 13 は、図 10 に示す特徴量画像 101 と異なるパラメータが設定された場合の特徴量画像の表示部 7 における別な表示例 (第 2 例) を示す図である。図 13 に示す特徴量画像 107 は、特徴量画像 101 と比較して、関心領域の境界の表示態様が異なる。具体的には、特徴量画像 107 の関心領域 R_2 は、破線で表示されている。これにより、ユーザは、特徴量画像 107 が特徴量画像 101 と異なるパラメータを用いて生成されたことを認識することができる。

【0096】

図 14 は、図 10 に示す特徴量画像 101 と異なるパラメータが設定された場合の特徴量画像の表示部 7 における別な表示例 (第 3 例) を示す図である。図 14 に示す特徴量画像 108 は、特徴量画像 101 と比較して、関心領域の境界の表示態様が異なる。具体的には、特徴量画像 108 の関心領域 R_3 は、特徴量画像 101 の関心領域 R_1 と異なる形状で表示されている。これにより、ユーザは、特徴量画像 108 が特徴量画像 101 と異なるパラメータを用いて生成されたことを認識することができる。

【0097】

図 15 は、造影剤がある場合の特徴量画像の表示部 7 における別な表示例を示す図である。同図に示す特徴量画像 201 は、関心領域 R_4 内において、B モード画像と特徴量画像を重畳して表示する重畳表示領域 202 と、B モード画像のみを表示する B モード表示領域 203 とを有する。なお、図 15 では、重畳表示領域 202 を模式的に斜め縞で記載している。

【0098】

特徴量画像データ生成部 52 は、B モード画像データにおける各画素の輝度値に応じて、特徴量に関連する視覚情報の合成の仕方を変化させる。例えば、特徴量画像データ生成部 52 は、所定の閾値以上の輝度を有する高エコー領域 (第 1 領域) を B モード表示領域とする一方、閾値未満の輝度を有する低エコー領域 (第 2 領域) を重畳表示領域として特徴量画像データを生成する。このような特徴量画像を表示することにより、造影剤が含まれる可能性が高い高エコー領域では、B モード画像のみが表示されるため、造影剤の流れを見やすくすることができる。

【0099】

なお、高エコー領域を B モード表示領域、低エコー領域を重畳表示領域とする代わりに、高エコー領域を重畳表示領域、低エコー領域を B モード表示領域としてもよい。また、輝度に応じて B モードに対する特徴量の視覚情報の重畳の割合を変化させるようにしてもよい。

【0100】

(実施の形態 2)

本発明の実施の形態 2 は、減衰補正前の周波数スペクトルの形状を減衰補正前の既知の周波数スペクトルである基準スペクトルの形状と比較することによって造影剤の有無を判定することを特徴とする。

【0101】

本実施の形態 2 に係る超音波観測装置の構成は、実施の形態 1 で説明した超音波観測装

10

20

30

40

50

置 1 の構成と同様である。ただし、記憶部 8 の基準スペクトル情報記憶部 8 1 は、造影剤がある場合の減衰補正前の既知の周波数スペクトルに関する情報を基準スペクトル情報として記憶している。

【0102】

図 16 は、本実施の形態 2 に係る超音波観測装置 1 が行う処理の概要を示すフローチャートである。図 16 に示すフローチャートにおいて、ステップ S 5 1 ~ S 5 5 の処理は、実施の形態 1 で説明したステップ S 1 ~ S 5 の処理（図 8 を参照）に順次対応している。

【0103】

ステップ S 5 5 の後、超音波観測装置 1 は、超音波信号における造影剤の有無を判定する（ステップ S 5 6）。図 17 は、超音波観測装置 1 が行う造影剤の有無を判定する処理の概要を示すフローチャートである。以下、図 17 を参照して造影剤の有無を判定する処理を説明する。

10

【0104】

まず、増幅補正部 4 1 は、送受信部 3 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ように増幅補正を行う（ステップ S 7 1）。

【0105】

この後、周波数解析部 4 2 は、FFT 演算による周波数解析を行うことによって周波数スペクトルを算出する（ステップ S 7 2）。周波数解析処理の詳細は、実施の形態 1 で説明したものと同一である（図 12 を参照）。

【0106】

この後、判定部 4 4 は、周波数スペクトルの形状と基準スペクトル情報記憶部 8 1 が記憶する基準スペクトルの形状とを比較し、その形状の類似度に基づいて検体内の造影剤の有無を判定する（ステップ S 7 3）。制御部 9 は、判定部 4 4 の判定結果を記憶部 8 へ書き込んで記憶させる。ステップ S 7 3 の後、超音波観測装置 1 は、メインルーチンへ戻ってステップ S 5 7 へ移行する。

20

【0107】

ステップ S 5 7 において、パラメータ設定部 9 1 は、上述したステップ S 7 3 における最新の判定結果を、記憶部 8 が記憶する中で最新の判定結果（すなわち一つ前の判定結果）と比較する。判定部 4 4 による判定結果が、一つ前の判定結果から変化した場合（ステップ S 5 7 : Yes）、パラメータ設定部 9 1 は、パラメータを変更する（ステップ S 5 8）。なお、ステップ S 5 6 の判定処理が初めての判定処理である場合、パラメータ設定部 9 1 は、一つ前の判定結果を「造影剤なし」として比較する。

30

【0108】

ステップ S 5 8 に続くステップ S 5 9 ~ S 6 5 の処理は、実施の形態 1 で説明したステップ S 9 ~ S 15 の処理に順次対応している。

【0109】

ステップ S 5 7 において、判定部 4 4 による判定結果が、一つ前の判定結果から変化しない場合（ステップ S 5 7 : No）、超音波観測装置 1 は、パラメータを変更することなく、ステップ S 6 2 の減衰補正処理へ移行する。

【0110】

以上説明した本発明の実施の形態 2 によれば、実施の形態 1 と同様に、造影剤を使用する場合でも最適な特徴量画像を生成することができる。

40

【0111】

また、本実施の形態 2 においても、実施の形態 1 と同様に、造影剤の有無を正確に判定することができる。

【0112】

（その他の実施の形態）

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、造影剤の有無に応じて、周波数解析部 4 2 が周波数解析を行う周波数帯域を変更するようにしてもよい。図 18 は、記憶部

50

8が記憶する造影剤の有無と周波数帯域の関係を示す図である。同図に示すテーブルT bでは、造影剤がない場合の周波数帯域 $f_L \sim f_H$ と造影剤がある場合の周波数帯域 $f_L' \sim f_H'$ とは一般に異なる。周波数解析部4 2は、テーブルT bを参照して造影剤の有無に応じた周波数帯域で周波数解析を行う。

【0 1 1 3】

また、判定部4 4が造影剤の有無を判定する代わりに、入力部6が検体への造影剤の投与を示す所定の情報の入力を受け付け、この情報の入力受付に応じてパラメータ設定部9 1がパラメータを変更するようにしてもよい。この場合には、入力に応じて最適なパラメータで処理を実行し、適切な特徴量画像を表示することができる。

【0 1 1 4】

また、判定部4 4が周波数スペクトルの特徴量と基準スペクトルの特徴量を比較することによって検体内の造影剤の有無を判定するようにしてもよい。この場合、基準スペクトル情報記憶部8 1には、基準スペクトルの特徴量に関する情報も記憶される。

【0 1 1 5】

また、記憶部8が、受信信号処理部3 2によって生成されたデジタルRF信号をRAWデータとして記憶することも可能である。この記憶処理は、入力部6が記憶指示信号の入力を受け付けた場合に実行するようにすればよい。この場合はさらに、入力部6が画像表示指示信号の入力を受け付けたとき、演算部4が記憶部8からRAWデータを読み出して各種演算処理を実行し、画像処理部5がBモード画像データや特徴量画像データを生成するようにすればよい。これにより、検体の測定が終了した後であっても測定時(リアルタイム時)と同様の画像を表示することができる。

【0 1 1 6】

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、様々な実施の形態等を含み得るものである。

【符号の説明】

【0 1 1 7】

- 1 超音波観測装置
- 2 超音波探触子
- 3 送受信部
- 4 演算部
- 5 画像処理部
- 6 入力部
- 7 表示部
- 8 記憶部
- 9 制御部
- 2 1 超音波振動子
- 3 1 送信信号生成部
- 3 2 受信信号処理部
- 4 1 増幅補正部
- 4 2 周波数解析部
- 4 3 特徴量算出部
- 4 4 判定部
- 5 1 Bモード画像データ生成部
- 5 2 特徴量画像データ生成部
- 8 1 基準スペクトル情報記憶部
- 8 2 パラメータ情報記憶部
- 9 1 パラメータ設定部
- 1 0 1、1 0 4、1 0 7、1 0 8、2 0 1 特徴量画像
- 1 0 2、1 0 3、1 0 5、1 0 6 表示領域
- 2 0 2 重畳表示領域

10

20

30

40

50

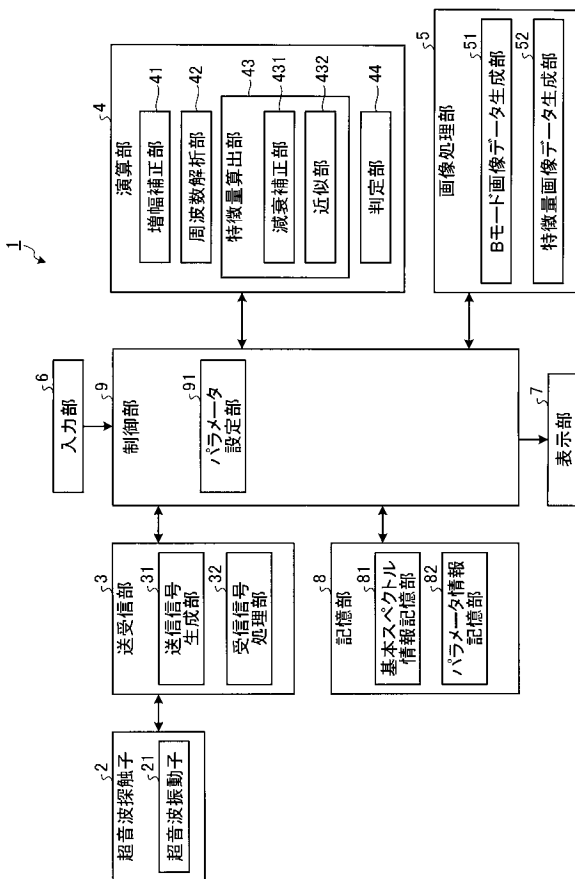
2 0 3 Bモード表示領域

4 3 1 減衰補正部

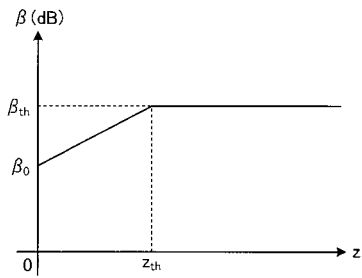
4 3 2 近似部

C₁、C₂、C₁₁、C₁₂、C₂₁、C₂₂ 周波数スペクトル

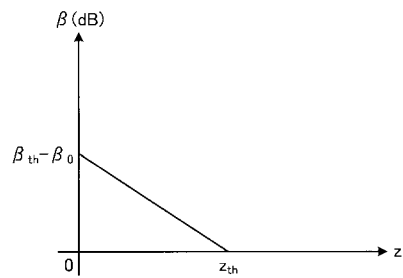
【 図 1 】



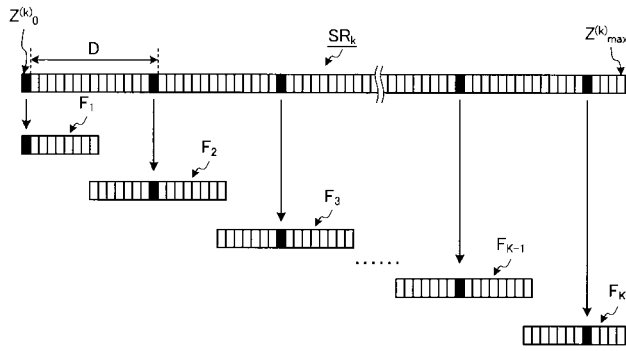
【 図 2 】



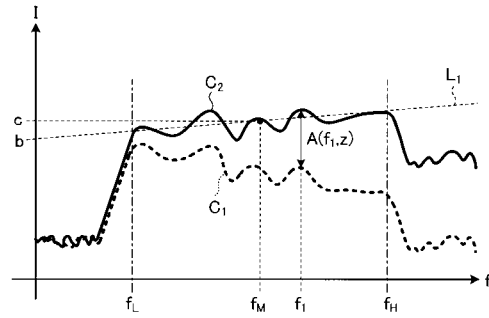
【 図 3 】



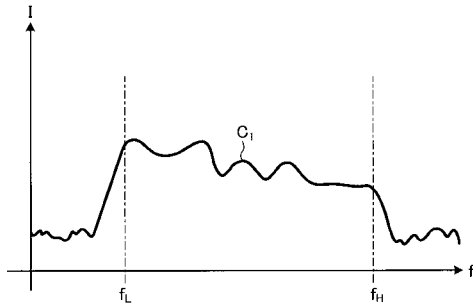
【 図 4 】



【 図 6 】



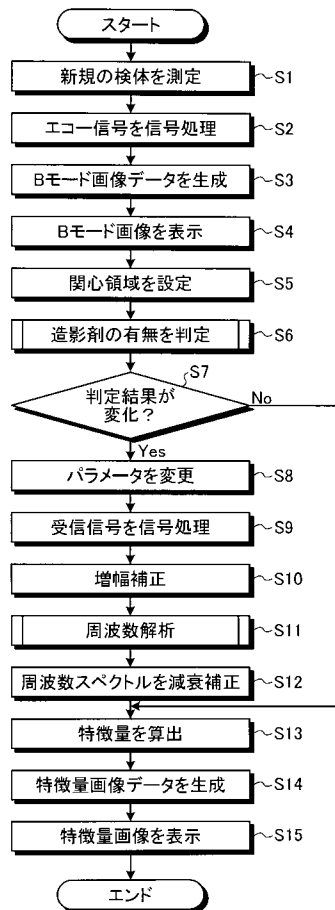
【 図 5 】



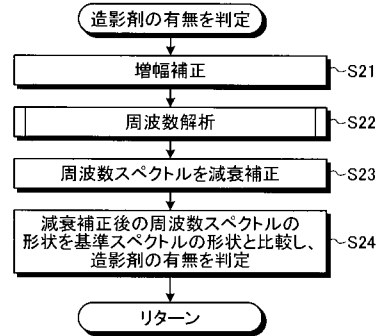
【 図 7 】

	造影剤なし	造影剤あり
減衰補正前	ζ_{C11}	ζ_{C21}
減衰補正後	ζ_{C12}	ζ_{C22}

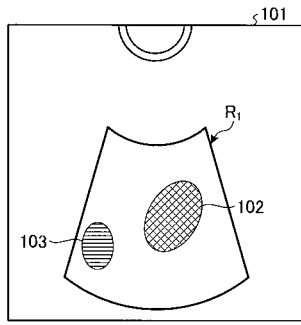
【 図 8 】



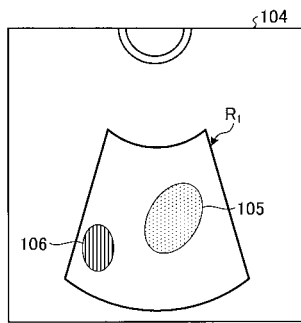
【 図 9 】



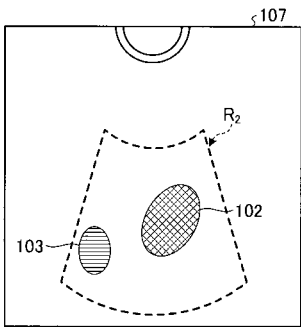
【図10】



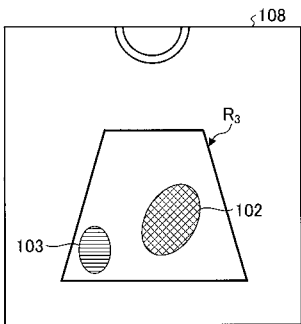
【図11】



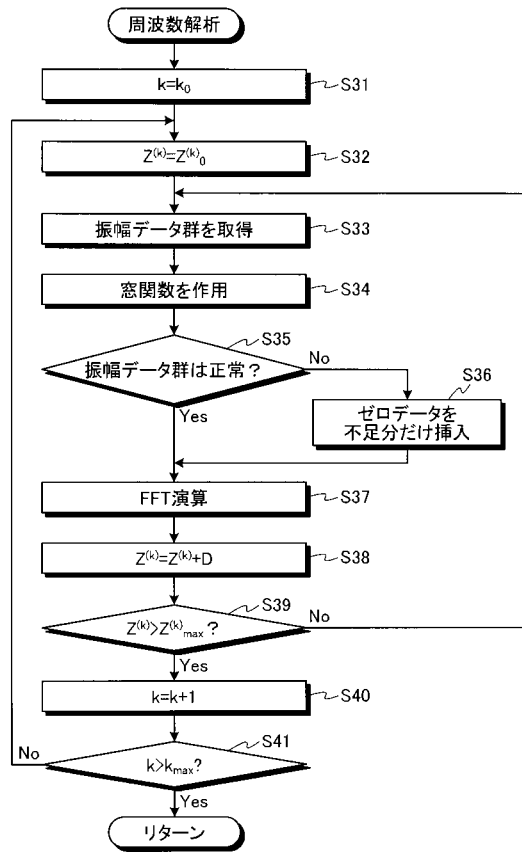
【図13】



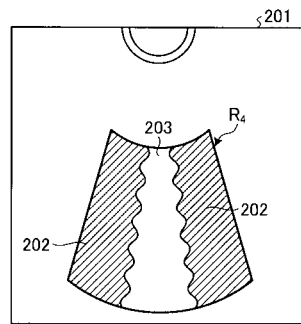
【図14】



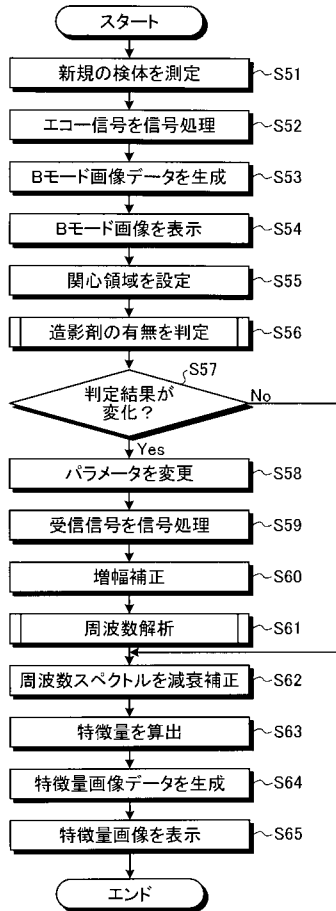
【図12】



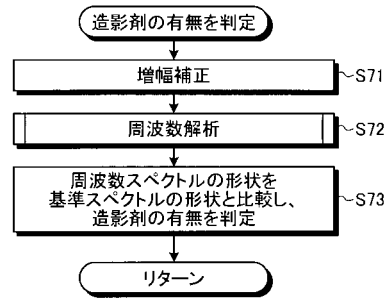
【図15】



【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



【 図 1 8 】

	Tb	
	造影剤なし	造影剤あり
周波数帯域	$f_L \sim f_H$	$f'_L \sim f'_H$

【 手続補正書 】

【 提出日 】平成27年8月27日 (2015.8.27)

【 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 】

検体に対して送信した超音波が前記検体によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて生成される信号の周波数を、前記検体内の造影剤の有無に応じて異なるパラメータを用いて解析することによって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周波数スペクトルの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特徴量に関連する視覚情報を前記検体内の造影剤の有無に応じて異なる表示態様で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、

前記検体内に前記造影剤が存在する場合の既知の周波数スペクトルの情報を基準スペクトル情報として記憶する記憶部と、

前記周波数スペクトルと前記基準スペクトル情報とを用いて前記造影剤の有無を判定する判定部と、

前記判定部の判定結果に応じて前記パラメータの設定を変更する制御部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【 請求項 2 】

前記基準スペクトル情報は、前記既知の周波数スペクトルを周波数の関数として表示し

た場合の形状を含み、

前記判定部は、前記既知の周波数スペクトルの形状と、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルを周波数の関数として表示した場合の形状とを比較することによって前記検体内の造影剤の有無を判定することを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

【請求項3】

前記検体へ前記造影剤を投与したことを示す情報の入力を受け付ける入力部をさらに備え、

前記制御部は、

前記入力部が前記情報の入力を受け付けた場合、前記パラメータの設定を変更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4】

前記視覚情報は、色空間の変数であり、

前記特徴量画像データ生成部は、前記検体内の造影剤の有無に応じて前記特徴量に対する前記視覚情報の割り当てを変更して前記特徴量画像データを生成することを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

【請求項5】

前記特徴量画像データ生成部は、前記エコー信号の振幅を輝度に変換して表示するBモード画像データに前記視覚情報を重畳して前記特徴量画像データを生成することを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

【請求項6】

前記特徴量画像データ生成部は、前記Bモード画像データに前記視覚情報を重畳する際、閾値以上の輝度を有する第1領域および前記閾値未満の輝度を有する第2領域の一方に対してのみ重畳することを特徴とする請求項5に記載の超音波観測装置。

【請求項7】

前記特徴量画像データに対応する特徴量画像を表示する表示部をさらに備えたことを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

【請求項8】

前記制御部は、前記検体内の前記造影剤の有無に応じて、観測対象とする関心領域の表示態様を変更して前記表示部に表示させることを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

【請求項9】

検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波エコーを受信して電氣的なエコー信号に変換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、前記エコー信号に基づいて生成される信号の周波数を、前記検体内の造影剤の有無に応じて異なるパラメータを用いて解析することによって周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、

特徴量算出部が、前記周波数スペクトルの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、前記特徴量に関連する視覚情報を前記検体内の造影剤の有無に応じて異なる表示態様で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、

判定部が、前記検体内に前記造影剤が存在する場合の既知の周波数スペクトルの情報である基準スペクトル情報と前記周波数スペクトルとを用いて前記造影剤の有無を判定する判定ステップと、

制御部が、前記判定ステップの判定結果に応じて前記パラメータの設定を変更する変更ステップと、

を有することを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項10】

検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波エコーを受信して電氣的なエコー信号に変換する超音波観測装置に、

周波数解析部が、前記エコー信号に基づいて生成される信号の周波数を、前記検体内の

造影剤の有無に応じて異なるパラメータを用いて解析することによって周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、

特徴量算出部が、前記周波数スペクトルの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、前記特徴量に関連する視覚情報を前記検体内の造影剤の有無に応じて異なる表示態様で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、

判定部が、前記検体内に前記造影剤が存在する場合の既知の周波数スペクトルの情報である基準スペクトル情報と前記周波数スペクトルとを用いて前記造影剤の有無を判定する判定ステップと、

制御部が、前記判定ステップの判定結果に応じて前記パラメータの設定を変更する変更ステップと、

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。

【手続補正書】

【提出日】平成27年12月22日(2015.12.22)

【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】請求項8

【補正方法】変更

【補正の内容】

【請求項8】

前記制御部は、前記検体内の前記造影剤の有無に応じて、観測対象とする関心領域の表示態様を変更して前記表示部に表示させることを特徴とする請求項7に記載の超音波観測装置。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/062607

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 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015		
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.
Y A	JP 2011-120707 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 23 June 2011 (23.06.2011), paragraphs [0007] to [0009], [0015], [0016], [0043] to [0050] (Family: none)	1, 4, 6-8, 10, 11 2, 3, 5, 9
Y A	JP 2007-82649 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 05 April 2007 (05.04.2007), paragraph [0004] (Family: none)	1, 4, 6-8, 10, 11 2, 3, 5, 9
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention	
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 14 July 2015 (14.07.15)	Date of mailing of the international search report 28 July 2015 (28.07.15)	
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/062607

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	WO 2012/011414 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 26 January 2012 (26.01.2012), paragraphs [0025] to [0032], [0063] to [0065] (Family: none)	1, 4, 6-8, 10, 11 2, 3, 5, 9

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2015/062607									
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 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>1971-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2015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	1971-2015年	日本国実用新案登録公報	1996-2015年	日本国登録実用新案公報	1994-2015年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2015年										
日本国実用新案登録公報	1996-2015年										
日本国登録実用新案公報	1994-2015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									
Y A	JP 2011-120707 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2011.06.23, 段落 7-9, 15, 16, 43-50 (ファミリーなし)	1, 4, 6-8, 10, 11 2, 3, 5, 9									
Y A	JP 2007-82649 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会社) 2007.04.05, 段落 4 (ファミリーなし)	1, 4, 6-8, 10, 11 2, 3, 5, 9									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 14.07.2015		国際調査報告の発送日 28.07.2015									
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) 富永 昌彦	2Q 4461								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 6 2 6 0 7
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	WO 2012/011414 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.01.26, 段落 25-32, 63-65 (ファミリーなし)	1, 4, 6-8, 10, 11 2, 3, 5, 9

フロントページの続き

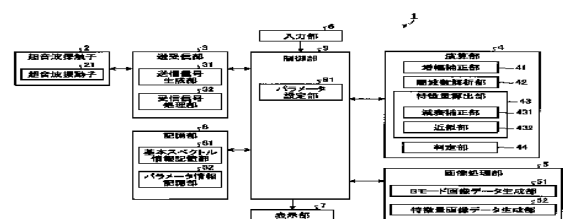
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, 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	JPWO2015198712A1	公开(公告)日	2017-04-20
申请号	JP2015542896	申请日	2015-04-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	市川純一		
发明人	市川 純一		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/481 A61B8/5207 A61B8/5269 G01S7/52033 G01S7/52039 G01S7/52071 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/JB49 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK24		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2014129677 2014-06-24 JP		
其他公开文献	JP5881918B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波观察装置包括：频率分析单元；频率分析单元；和频率分析单元，该频率分析单元通过使用不同的参数根据针对造影剂的有无来分析针对样本设置的关注区域中的超声波的频率来计算频谱。特征量计算单元，其计算由该单元计算出的频谱的特征量，以及特征量图像数据，该特征量图像数据根据造影剂的存在与否以不同的显示模式显示与由特征量计算单元计算出的特征量有关的视觉信息。以及特征量图像数据生成单元，用于生成。



- 2 Ultrasonic probe
- 3 Transmitting-receiving unit
- 4 Computing unit
- 5 Image processing unit
- 6 Input unit
- 7 Display unit
- 8 Storage unit
- 9 Control unit
- 21 Ultrasonic vibrator
- 31 Transmission signal generating unit
- 32 Received signal processing unit
- 41 Amplification correcting unit
- 42 Frequency analyzing unit
- 43 Feature amount calculating unit
- 44 Determining unit
- 51 B-mode image data generating unit
- 52 Feature amount image data generating unit
- 51 Basic spectrum information storage unit
- 82 Parameter information storage unit
- 91 Parameter setting unit
- 431 Attenuation correcting unit
- 432 Approximating unit