

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/069068

発行日 平成29年10月19日 (2017.10.19)

(43) 国際公開日 平成29年4月27日 (2017.4.27)

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

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 29 頁)

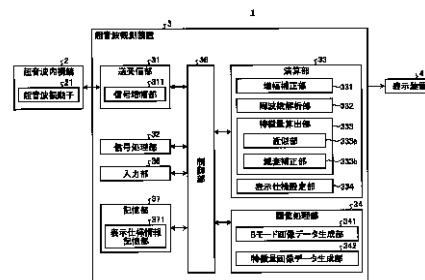
出願番号	特願2017-516795 (P2017-516795)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/080607		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成28年10月14日 (2016.10.14)		東京都八王子市石川町2951番地
(11) 特許番号	特許第6157790号 (P6157790)	(74) 代理人	110002147
(45) 特許公報発行日	平成29年7月5日 (2017.7.5)		特許業務法人酒井国際特許事務所
(31) 優先権主張番号	特願2015-208648 (P2015-208648)	(72) 発明者	中辻 知宏
(32) 優先日	平成27年10月23日 (2015.10.23)		東京都八王子市石川町2951番地
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		オリンパス株式会社内
		Fターム (参考)	4C601 BB06 BB09 DD19 DD20 DD21 EE10 EE30 FE02 JB34 JB49 JC06 JC37 KK02 KK24 KK25 KK31 LL38

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は、超音波信号に基づいて複数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複数の特徴量のうち、視覚情報と関連付けて超音波画像とともに表示する表示対象の特徴量を所定の表示仕様で配色した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、表示対象の特徴量以外の他の特徴量に基づいて、表示対象の特徴量の表示仕様を設定する表示仕様設定部と、を備えた。



2 Ultrasonic endoscope
3 Ultrasonic observation apparatus
4 Display device
21 Ultrasonic transducer
31 Transmission/reception unit
32 Signal processing unit
33 Calculation unit
34 Image processing unit
35 Input unit
36 Control unit
37 Storage unit
311 Signal amplification unit
331 Amplification correction unit
332 Frequency stabilizing unit
333 Feature quantity calculation unit
333a Approximation unit
333b Alternative correction unit
334 Display specification setting unit
341 B-mode image data generation unit
342 Feature quantity image data generation unit
371 Display specification 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複数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前記複数の特徴量のうち、前記超音波画像とともに表示する表示対象の特徴量を所定の表示仕様で配色した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、

前記表示対象の特徴量以外の他の特徴量に基づいて、前記表示対象の特徴量の表示仕様を設定する表示仕様設定部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

10

【請求項 2】

前記表示仕様設定部は、前記他の特徴量であって前記超音波信号に基づく画像内の対象領域の特徴量に基づいて、前記表示対象の特徴量の表示仕様を設定する

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】

前記表示仕様設定部は、前記他の特徴量の代表値と閾値とを比較して、前記表示対象の特徴量の配色範囲、および / または色相の変化率を設定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

20

【請求項 4】

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をさらに備え、

前記特徴量算出部は、前記複数の特徴量の一つとして、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルに基づく周波数特徴量を算出する

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】

前記表示対象の特徴量は、音速、硬さ、減衰量、前記周波数特徴量のうちのいずれかであり、

前記他の特徴量は、音速、硬さ、減衰量、前記周波数特徴量のうちの前記表示対象の特徴量以外の少なくとも一つである

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波観測装置。

30

【請求項 6】

前記特徴量算出部は、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルを直線近似することによって前記周波数特徴量を算出する

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 7】

前記周波数特徴量は、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルを近似することによって得られた傾き、切片およびミッドバンドフィットのうち少なくとも一つである

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】

前記複数の特徴量のばらつきを算出するばらつき算出部と、

前記ばらつき算出部が算出した各特徴量のばらつきをもとに、前記表示対象の特徴量を選定する特徴量選定部と、

をさらに備え、

前記表示仕様設定部は、前記特徴量選定部が選定した前記表示対象の特徴量以外の他の特徴量に基づいて、前記表示対象の特徴量の表示仕様を設定する

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 9】

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

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方法であって、

特徴量算出部が、前記超音波信号に基づいて複数の特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

表示仕様設定部が、前記特徴量算出部が算出した前記複数の特徴量のうち、前記超音波画像とともに表示する表示対象の特徴量以外の他の特徴量に基づいて、前記表示対象の特徴量の表示仕様を設定する表示仕様設定ステップと、

特徴量画像データ生成部が、前記表示対象の特徴量を所定の表示仕様で配色した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。

10

【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、

特徴量算出部が、前記超音波信号に基づいて複数の特徴量を算出する特徴量算出手順と、

表示仕様設定部が、前記特徴量算出部が算出した前記複数の特徴量のうち、前記超音波画像とともに表示する表示対象の特徴量以外の他の特徴量に基づいて、前記表示対象の特徴量の表示仕様を設定する表示仕様設定手順と、

特徴量画像データ生成部が、前記表示対象の特徴量を所定の表示仕様で配色した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、

20

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】

観測対象である生体組織または材料の特性を観測するために、超音波を適用することがある。具体的には、観測対象に超音波を送信し、その観測対象によって反射された超音波エコーに対して所定の信号処理を施すことにより、観測対象の特性に関する情報を取得する。

30

【0003】

このうち、超音波を用いた被検体等の観測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、観測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。

40

【0004】

例えば、特許文献 1 では、観測対象の組織の硬さを画像化した弾性画像が表示され、特徴量に応じて色を付与した色情報を表示する。この弾性画像は、一般にエラストグラフィと呼ばれ、設定された領域における観測対象の硬さに関する情報（特徴量）を取得し、超音波画像上に特徴量に応じた色情報を重畳する。具体的に、特許文献 1 では、画像内で選択された基準領域の歪みを基準として、計測対象の計測点における歪みと基準領域の歪みとの相対比に基づいて階調化した弾性画像を表示する。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特許第 5 1 6 0 2 2 7 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

ここで、特許文献 1 が開示する技術は、表示する特徴量について、基準領域の特徴量に対する相対的な色情報を付与することで硬さを表現するものである。このため、硬さを算出するために用いる特徴量によっては、色情報として表現できる範囲が狭くなって特徴量の差を明確に表現できない場合があった。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、特徴量の差を明確に表現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】

【 0 0 0 8 】

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複数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前記複数の特徴量のうち、前記超音波画像とともに表示する表示対象の特徴量を所定の表示仕様で配色した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、前記表示対象の特徴量以外の他の特徴量に基づいて、前記表示対象の特徴量の表示仕様を設定する表示仕様設定部と、を備えたことを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記表示仕様設定部は、前記他の特徴量であって前記超音波信号に基づく画像内の対象領域の特徴量に基づいて、前記表示対象の特徴量の表示仕様を設定することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記表示仕様設定部は、前記他の特徴量の代表値と閾値とを比較して、前記表示対象の特徴量の配色範囲、および / または色相の変化率を設定することを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、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をさらに備え、前記特徴量算出部は、前記複数の特徴量の一つとして、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルに基づく周波数特徴量を算出することを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記表示対象の特徴量は、音速、硬さ、減衰量、前記周波数特徴量のうちのいずれかであり、前記他の特徴量は、音速、硬さ、減衰量、前記周波数特徴量のうちの前記表示対象の特徴量以外の少なくとも一つであることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量算出部は、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルを直線近似することによって前記周波数特徴量を算出することを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記周波数特徴量は、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルを近似することによって得られた傾き、切片およびミッドバンドフィットのうち少なくとも一つであることを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

10

20

30

40

50

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記複数の特徴量のばらつきを算出するばらつき算出部と、前記ばらつき算出部が算出した各特徴量のばらつきをもとに、前記表示対象の特徴量を選定する特徴量選定部と、をさらに備え、前記表示仕様設定部は、前記特徴量選定部が選定した前記表示対象の特徴量以外の他の特徴量に基づいて、前記表示対象の特徴量の表示仕様を設定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、特徴量算出部が、前記超音波信号に基づいて複数の特徴量を算出する特徴量算出ステップと、表示仕様設定部が、前記特徴量算出部が算出した前記複数の特徴量のうち、前記超音波画像とともに表示する表示対象の特徴量以外の他の特徴量に基づいて、前記表示対象の特徴量の表示仕様を設定する表示仕様設定ステップと、特徴量画像データ生成部が、前記表示対象の特徴量を所定の表示仕様で配色した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。

10

【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、特徴量算出部が、前記超音波信号に基づいて複数の特徴量を算出する特徴量算出手順と、表示仕様設定部が、前記特徴量算出部が算出した前記複数の特徴量のうち、前記超音波画像とともに表示する表示対象の特徴量以外の他の特徴量に基づいて、前記表示対象の特徴量の表示仕様を設定する表示仕様設定手順と、特徴量画像データ生成部が、前記表示対象の特徴量を所定の表示仕様で配色した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。

20

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、特徴量の差を明確に表現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】

【0019】

30

【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、本発明の実施の形態1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。

【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、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の周波数解析部により算出された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。

40

【図7】図7は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の表示仕様設定部が実行する処理を説明する図である。

【図8】図8は、本発明の実施の形態1に係る超音波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の周波数解析部が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図10】図10は、本発明の実施の形態1に係る超音波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。

【図11】図11は、本発明の実施の形態1の変形例1に係る超音波観測装置の表示仕様

50

設定部が実行する処理を説明する図である。

【図 1 2】図 1 2 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 2 に係る超音波観測装置の表示仕様設定部が実行する処理を説明する図である。

【図 1 3】図 1 3 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 3 に係る超音波観測装置の表示仕様設定部が実行する処理を説明する図である。

【図 1 4】図 1 4 は、本発明の実施の形態 2 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 1 5】図 1 5 は、本発明の実施の形態 3 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 1 6】図 1 6 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波観測装置の表示仕様設定部が実行する処理を説明する図である。

【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】

（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 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。同図に示す超音波観測システム 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。

【0022】

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（超音波信号）に変換して出力する超音波振動子 2 1 を有する。超音波振動子 2 1 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 2 1 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 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。

【0023】

超音波内視鏡 2 は、通常は撮像光学系および撮像素子を有しており、被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）、または呼吸器（気管・気管支）へ挿入され、消化管や呼吸器、その周囲臓器（脾臓、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。

【0024】

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 2 1 へ送信するとともに、超音波振動子 2 1 から電気的な受信信号であるエコー信号を受信してデジタルの高周波（RF：Radio Frequency）信号のデータ（以下、RF データという）を生成、出力する送受信部 3 1 と、送受信部 3 1 から受信した RF データをもとにデジタルの B モード用受信データを生成する信号処理部 3 2 と、送受信部 3 1 から受信した RF データに対して所定の演算を施す演算部 3 3 と、各種画像データを生成する画像処理部 3 4 と、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

10

20

30

40

50

種情報の入力を受け付ける入力部 35 と、超音波観測システム 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。

【0025】

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 β (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 β_0 から β_{th} ($> \beta_0$) へ線型に増加する。また、増幅率 β (dB) は、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上である場合、一定値 β_{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 β 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。

10

【0026】

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 が複数の素子に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。

20

【0027】

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を実行する際、精度のよい近似を行うことが可能となる。

【0028】

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。

30

【0029】

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。

【0030】

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 z によらず増幅率 β (dB) 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、該周波数スペクトルの特徴量を算出する特徴量算出部 333 と、表示装置 4 に表示させる表示対象の特徴量とは異なる特徴量に基づいて、表示対象の特徴量の表示仕様を設定する表示仕様設定部 334 と、を有する。演算部 33 は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

40

【0031】

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 が行う増幅補正処理における増幅率 β は、受信深度 z がゼロのとき最大値 $\beta_{th} - \beta_0$ をとり、受信深度 z がゼロから閾値 z_{th} に

50

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 β 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 β_{th} 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 β 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。

【0032】

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

10

【0033】

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。

【0034】

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。

20

【0035】

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。

30

【0036】

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。

【0037】

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、粘液性腫瘍、正常組織、嚢胞、脈管などのことである。

40

【0038】

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 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 4 の矢印

50

を参照)。音線 $S R_k$ は、送受信部 3 1 が行う A / D 変換におけるサンプリング周波数 (例えば 5 0 M H z) 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 3 3 2 による算出結果は複素数で得られ、記憶部 3 7 に格納される。

【 0 0 3 9 】

図 4 に示すデータ群 F_j ($j = 1, 2, \dots, K$) は、F F T 処理の対象となるサンプルデータ群である。一般に、F F T 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 1 6 ($= 2^4$) 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 1 2 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 F F T 処理を行う際には、不足分だけゼロデータを挿入することにより、正常なサンプルデータ群を生成する処理を行う。この点については、周波数解析部 3 3 2 の処理を説明する際に詳述する (図 9 を参照)。

10

【 0 0 4 0 】

図 5 は、周波数解析部 3 3 2 により算出された周波数スペクトルの例を示す図である。図 5 では、横軸が周波数 f である。また、図 5 では、縦軸が、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 5 に示す直線 L_{10} については後述する。なお、本実施の形態において、曲線および直線は、離散的な点の集合からなる。

20

【 0 0 4 1 】

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波数 f_L および上限周波数 f_H は、超音波振動子 2 1 の周波数帯域、送受信部 3 1 が送信するパルス信号の周波数帯域などをもとに決定されるパラメータである。以下、図 5 において、下限周波数 f_L および上限周波数 f_H によって定まる周波数帯域を「周波数帯域 F 」という。

【 0 0 4 2 】

特徴量算出部 3 3 3 は、設定されている関心領域 (R O I) 内において、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 3 3 3 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 3 3 3 a と、近似部 3 3 3 a が算出した補正前特徴量に対して減衰補正を行うことによって特徴量を算出する減衰補正部 3 3 3 b と、を有する。

30

【 0 0 4 3 】

近似部 3 3 3 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 5 に示す周波数スペクトル C_1 の場合、近似部 3 3 3 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 3 3 3 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。

40

【 0 0 4 4 】

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、一般に散乱体が高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、散乱体が高いほど大きな値を有し、音響インピーダンスの差が高いほど大きな値を有し、散乱体の数密度が高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

50

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 333 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。

【0045】

減衰補正部 333 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、一般的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。

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

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 $\text{dB} / \text{cm} / \text{MHz}$ 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。

【0046】

減衰補正部 333 b は、近似部 333 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。

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

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

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

式（2）、（4）からも明らかなように、減衰補正部 333 b 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。

【0047】

図 6 は、減衰補正部 333 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、

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

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。

【0048】

表示仕様設定部 334 は、表示装置 4 に表示させる表示対象の特徴量とは異なる特徴量に基づいて、表示対象の特徴量の表示仕様を設定する。具体的に、表示仕様設定部 334 は、本実施の形態 1 では、傾きを示す特徴量 a の表示仕様である色相スケールを、ミッドバンドフィットを示す特徴量 c に基づいて設定する。本明細書でいう色相スケールとは、光の波長が異なる色（色相）を連続的（多段階的を含む）に並べてなり、色相と特徴量の値とを対応付けたものである。図 7 では、左にいくほど赤色に近づき、右にいくほど青色に近づく。具体的には、左から、可視光線の波長が長い順に、赤、橙、黄、緑、青となっている。例えば、最も短い波長が 380 nm であり、最も長い波長が 750 nm である。図 7 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置 3 の表示仕様設定部 334 が実行する処理を説明する図である。図 7 では、横軸が特徴量 a である。また、図 7 では、縦軸が特徴量 c である。図 7 は、特徴量 a および特徴量 c の分布を示すグラフとなっている。

【0049】

ここで、図 7 に示すように、生体組織の性状（以下、組織性状という）の種類によって、特徴量 a および特徴量 c の分布が異なる。例えば、ある組織性状は領域 Q_1 に分布され、それとは異なる組織性状は領域 Q_2 に分布される。この際、同じ色相スケールで特徴量 a を表現すると、一方の組織性状は特徴量 a の値に応じて明確に表現されるものの、他方

10

20

30

40

50

の組織性状は特徴量 a の値の差が明確に表現されなかったり、色相スケールから外れた領域に特徴量 a の値が分布されて特徴量 a が表示されなかったりしてしまう。

【 0 0 5 0 】

本実施の形態 1 では、表示仕様設定部 3 3 4 が、特徴量 c に基づいて、表示対象の特徴量 a の表示仕様を設定する。具体的に、表示仕様設定部 3 3 4 は、特徴量算出部 3 3 3 が算出した複数の特徴量 c の平均値、例えば、設定されている関心領域における特徴量の平均値を求め、該平均値と閾値 c_{th} とを比較して、比較結果に基づいて色相スケールを設定する。例えば、表示仕様設定部 3 3 4 は、特徴量 c の平均値が閾値 c_{th} より小さい場合、色相スケールを色相スケール $C B_1$ に設定する。これに対し、表示仕様設定部 3 3 4 は、特徴量 c の平均値が閾値 c_{th} 以上である場合、色相スケール $C B_1$ とは配色範囲が異なる色相スケール $C B_2$ に設定する。このようにして、特徴量 a の色相スケールを特徴量 c に基づいて設定することによって、特徴量 a および特徴量 c の分布に応じた組織性状に対応する色相スケールを設定することができる。

10

【 0 0 5 1 】

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 3 b が算出した特徴量を視覚情報と関連付けて 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 2 】

B モード画像データ生成部 3 4 1 は、信号処理部 3 2 から受信した B モード用受信データに対してゲイン処理、コントラスト処理等の公知の技術を用いた信号処理を行うとともに、表示装置 4 における画像の表示レンジに応じて定まるデータステップ幅に応じたデータの間引き等を行うことによって B モード画像データを生成する。B モード画像は、色空間として RGB 表色系を採用した場合の変数である R (赤)、G (緑)、B (青) の値を一致させたグレースケール画像である。

20

【 0 0 5 3 】

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対して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。

30

【 0 0 5 4 】

特徴量画像データ生成部 3 4 2 は、特徴量算出部 3 3 3 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データを生成する。具体的に、特徴量画像データ生成部 3 4 2 は、特徴量 a に視覚情報としての色相を対応付ける場合、表示仕様設定部 3 3 4 が設定した色相スケールを参照して視覚情報を割り当てる。特徴量に関連する視覚情報としては、色相のほか、例えば彩度、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。

40

【 0 0 5 5 】

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。

50

【 0 0 5 6 】

記憶部 3 7 は、減衰補正部 3 3 3 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、図 7 に示したような、複数の特徴量のうちの二つの特徴量の分布と、該分布における色相スケールの割り当て設定を行うための閾値と、複数の色相スケールとを特徴量の組み合わせごとに記憶する表示仕様情報記憶部 3 7 1 を有する。

【 0 0 5 7 】

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。

10

【 0 0 5 8 】

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。

20

【 0 0 5 9 】

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 6 0 】

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 1 】

超音波振動子 2 1 からエコー信号を受信した信号増幅部 3 1 1 は、そのエコー信号の増幅を行う（ステップ S 2）。ここで、信号増幅部 3 1 1 は、例えば図 2 に示す増幅率と受信深度との関係に基づいてエコー信号の増幅（STC補正）を行う。

30

【 0 0 6 2 】

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 3 】

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。

40

【 0 0 6 4 】

この後、周波数解析部 3 3 2 は、FFT処理による周波数解析を行うことによって全てのサンプルデータ群に対する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 5 】

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）。

50

【 0 0 6 6 】

続いて、周波数解析部 3 3 2 は、F F T 処理用を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 $S R_k$ 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 6 7 】

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。

10

【 0 0 6 8 】

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、正常なサンプルデータ群のデータ数を 2^n （ n は正の整数）とする。本実施の形態では、データ位置 $Z^{(k)}$ が、できるだけ $Z^{(k)}$ が属するサンプルデータ群の中心になるよう設定される。具体的には、サンプルデータ群のデータ数は 2^n であるので、 $Z^{(k)}$ はそのサンプルデータ群の中心に近い $2^n / 2$ （ $= 2^{n-1}$ ）番目の位置に設定される。この場合、サンプルデータ群が正常であるとは、データ位置 $Z^{(k)}$ 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_1 、 F_2 、 F_3 、 $\dots$ 、 F_{K-1} はともに正常である。なお、図 4 では $n = 4$ （ $N = 7$ ， $M = 8$ ）の場合を例示している。

20

【 0 0 6 9 】

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 7 0 】

ステップ S 2 5 における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ のサンプルデータ群が正常でない場合（ステップ S 2 5：N o）、周波数解析部 3 3 2 は、不足分だけゼロデータを挿入することによって正常なサンプルデータ群を生成する（ステップ S 2 6）。ステップ S 2 5 において正常でないと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。

30

【 0 0 7 1 】

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 処理を行うことにより、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 7 2 】

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。

40

【 0 0 7 3 】

その後、周波数解析部 3 3 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ が音線 $S R_k$ における最大値 $Z^{(k)}_{max}$ より大きいか否かを判定する（ステップ S 2 9）。データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z^{(k)}_{max}$ より大きい場合（ステップ S 2 9：Y e s）、周波数解析部 3 3 2 はカウンタ k を 1 増加さ

50

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 処理を行う。ここで、 $[X]$ は、 X を超えない最大の整数を表す。

【0074】

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 $k_{\max}$ より大きいかなかを判定する（ステップ S 3 1）。カウンタ k が最大値 $k_{\max}$ 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 が最大値 $k_{\max}$ 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、医師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。

10

【0075】

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 処理を行う。FFT 処理の結果は、受信深度および受信方向とともに記憶部 3 7 に格納される。

【0076】

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。

20

【0077】

以上説明したステップ S 6 の周波数解析処理に続いて、特徴量算出部 3 3 3 は、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うことによって各周波数スペクトルの補正特徴量を算出する（ステップ S 7 ~ S 8：特徴量算出ステップ）。

【0078】

ステップ S 7 において、近似部 3 3 3 a は、周波数解析部 3 3 2 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 7）。具体的には、近似部 3 3 3 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 5 に示す直線 L_{10} は、近似部 3 3 3 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。

30

【0079】

続いて、減衰補正部 3 3 3 b は、近似部 3 3 3 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 8）。図 6 に示す直線 L_1 は、減衰補正部 3 3 3 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。

【0080】

ステップ S 8 において、減衰補正部 3 3 3 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算出する。ここで、 f_{sp} はデータのサンプリング周波数、 v_s は音速、 D はデータステップ幅、 n は処理対象のサンプルデータ群のデータ位置までの音線の 1 番目のデータからのデータステップ数である。例えば、データのサンプリング周波数 f_{sp} を 50 MHz とし、音速 v_s を 1530 m/sec とし、図 4 に示すデータ配列を採用してステップ幅 D を 15 とすると、 $z = 0.2295 n$ (mm) となる。

40

【0081】

その後、B モード画像データ生成部 3 4 1 が生成した B モード画像データにおける各画素に対し、ステップ S 8 で算出された特徴量のうち、表示対象の特徴量とは異なる特徴量に基づいて表示対象の特徴量の表示仕様（色相スケール）を設定する（ステップ S 9：表

50

示仕様設定ステップ)。例えば、傾きを示す特徴量 a の表示仕様である色相スケールを、ミッドバンドフィットを示す特徴量 c に基づいて設定する。

【0082】

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 S8 で算出された特徴量に関連づけた視覚情報であって、ステップ S9 で設定された色相スケールを用いて、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 S10：特徴量画像データ生成ステップ）。

【0083】

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 S11）。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

【0084】

以上説明してきた一連の処理（ステップ S1～S11）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。

20

【0085】

以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、表示仕様設定部 334 が、表示装置 4 に表示させる表示対象の特徴量 a とは異なる特徴量 c に基づいて、表示対象の特徴量 a の表示仕様を設定するようにしたので、二つの特徴量の分布から最適な色相スケールを選択して、特徴量の差を明確に表現することができる。

【0086】

なお、上述した実施の形態 1 では、表示仕様設定部 334 が、表示装置 4 に表示させる表示対象の特徴量とは異なる特徴量の平均値に基づいて、表示対象の特徴量の表示仕様を設定するものとして説明したが、これに限らず、最頻値や中央値に基づいて色相スケールを設定するものであってもよい。

30

【0087】

また、上述した実施の形態 1 において、例えば、特徴量 a および特徴量 c の分布において組織性状間で領域が重複するなど、一つの閾値のみで判断することが難しい場合は、領域ごとに設定する色相スケールの選択範囲を予め設定しておき、表示仕様設定部 334 が、表示装置 4 に表示させる表示対象の特徴量とは異なる特徴量の平均値がどの選択範囲に含まれているかを判断して、表示対象の特徴量の表示仕様を設定してもよい。

【0088】

（実施の形態 1 の変形例 1）

図 11 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 に係る超音波観測装置 3 の表示仕様設定部 334 が実行する処理を説明する図である。上述した実施の形態 1 では、各色相スケールの一端側が揃っている、例えば、特徴量 a の最小値をゼロ [dB/MHz] に揃えている（図 7 参照）ものとして説明したが、各色相スケールの両端の値が異なってもよい。例えば、表示仕様設定部 334 が、図 11 の (a) に示すような特徴量 a の値の範囲（配色範囲）が 0～4 [dB/MHz] の色相スケール CB_3 と、図 11 の (b) に示すような特徴量 a の値の範囲が 1～3 [dB/MHz] の色相スケール CB_4 とを、特徴量 c の値に応じて設定するようにしてもよい。この際、表示仕様設定部 334 は、特徴量 c の代表値（例えば平均値や最頻値）と、閾値とを比較し、比較結果に基づいて配色範囲を設定する。

40

【0089】

（実施の形態 1 の変形例 2）

50

図 1 2 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 2 に係る超音波観測装置 3 の表示仕様設定部 3 3 4 が実行する処理を説明する図である。上述した実施の形態 1 では、特徴量 a の値の配色範囲が異なる色相スケールであって、色相の変化率が同じ割合の色相スケールを用いる（図 7 参照）ものとして説明したが、色相スケールにおける色相の変化率が異なってもよい。例えば、表示仕様設定部 3 3 4 が、図 1 2 の（a）および図 1 2 の（b）に示すように、特徴量 a の値の範囲が 0 ~ 4 [dB / MHz] で同じ色相スケール C B₅ および色相スケール C B₆ であって、色相の階調の変化率が異なる色相スケール C B₅ および色相スケール C B₆ を、特徴量 c の値に応じて設定するようにしてもよい。この際、表示仕様設定部 3 3 4 は、特徴量 c の代表値（例えば平均値や最頻値）と、閾値とを比較し、比較結果に基づいて色相の変化率を設定する。

10

【 0 0 9 0 】

（実施の形態 1 の変形例 3）

図 1 3 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 3 に係る超音波観測装置 3 の表示仕様設定部 3 3 4 が実行する処理を説明する図である。上述した実施の形態 1 では、表示仕様設定部 3 3 4 が、関心領域内の特徴量 c の値に応じて色相スケールを設定するものとして説明したが、関心領域のうち、対象部位の特徴量 c の値に応じて色相スケールを設定するようにしてもよい。例えば、表示仕様設定部 3 3 4 が、図 1 3 に示すような関心領域 R のうち腫瘍などの対象部位 S にかかる特徴量 c の値に応じて色相スケールを設定する。本変形例 3 では、例えば、入力部 3 5 を介してユーザによって選択された対象部位 S 内の位置における特徴量 c の値に応じて、色相スケールが設定される。これにより、視覚情報に対応する特徴量に基づいて色相スケールを設定することになり、表示対象の特徴量について、一層高精度な表示を行うことができる。

20

【 0 0 9 1 】

なお、関心領域内の特徴量の値、入力部 3 5 を介してユーザによって選択された対象部位内の位置における特徴量の値のほか、B モード画像全体の特徴量の値を用いてもよい。

【 0 0 9 2 】

（実施の形態 2）

図 1 4 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置 3 a を備えた超音波観測システム 1 a の構成を示すブロック図である。同図に示す超音波観測システム 1 a は、上述した実施の形態 1 に係る超音波観測システム 1 の超音波観測装置 3 に代えて、超音波観測装置 3 a を備える。上述した実施の形態 1 では、表示仕様設定部 3 3 4 が、予め設定された特徴量の色相スケールを設定するものとして説明したが、本実施の形態 2 では、特徴量のばらつきに応じて色相スケールを設定する特徴量を選定する。

30

【 0 0 9 3 】

超音波観測装置 3 a の演算部 3 3 a は、上述した演算部 3 3 の構成に加えてばらつき算出部 3 3 5 および特徴量選定部 3 3 6 を有する。ばらつき算出部 3 3 5 は、特徴量算出部 3 3 3 が算出した複数の補正特徴量のばらつきを算出する。具体的には、ばらつき算出部 3 3 5 は、色相スケールの設定に用いる特徴量が特徴量 a および特徴量 c である場合、特徴量 a および特徴量 c について、それぞればらつきを求める。ばらつきとしては、分散や、特徴量の最大値と最小値との差などが挙げられる。

40

【 0 0 9 4 】

特徴量選定部 3 3 6 は、ばらつきを求めた二つの特徴量について、ばらつきを比較して表示対象とする特徴量を選定する。具体的には、特徴量選定部 3 3 6 は、色相スケールの設定に用いる特徴量が特徴量 a および特徴量 c である場合、特徴量 a および特徴量 c のばらつきを比較して、ばらつきの大きい方の特徴量を表示対象の特徴量に選定する。特徴量選定部 3 3 6 は、例えば、特徴量 c のばらつきが特徴量 a のばらつきよりも大きい場合は、特徴量 c を表示対象の特徴量とし、特徴量 a に基づいて色相スケールを設定する。なお、ばらつきの大きい方を表示対象として選定するものとして説明したが、ばらつきの小さい方であってもよく、明確に表示できる特徴量を選定することが好ましい。

【 0 0 9 5 】

50

表示仕様設定部 334 は、特徴量選定部 336 が選定した特徴量の表示スケールについて、ばらつきが大きい特徴量に基づいて設定する。

【0096】

以上説明した本発明の実施の形態 2 によれば、ばらつき算出部 335 が算出したばらつきをもとに、特徴量選定部 336 が表示対象の特徴量を選定し、表示仕様設定部 334 が、選定された特徴量（表示対象の特徴量）とは異なる特徴量に基づいて、表示対象の特徴量の表示仕様を設定するようにしたので、差をより明確に表現できる特徴量を選定して表示装置 4 に表示させることができる。

【0097】

（実施の形態 3）

図 15 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波観測装置 3b を備えた超音波観測システム 1b の構成を示すブロック図である。同図に示す超音波観測システム 1b は、上述した実施の形態 1 に係る超音波観測システム 1 の超音波観測装置 3 に代えて、超音波観測装置 3b を備える。上述した実施の形態 1 では、表示仕様設定部 334 が、周波数スペクトルをもとに算出された特徴量 a、c の値に応じて色相スケールを設定するものとして説明したが、本実施の形態 3 では、硬さの値に応じて音速を示す色相スケールを設定する。

【0098】

超音波観測装置 3b における演算部 33b は、上述した演算部 33 の増幅補正部 331、周波数解析部 332 および特徴量算出部 333 に代えて、特徴量算出部 337 を有する。特徴量算出部 337 は、送受信部 31 が生成した RF データをもとに、各位置における音速および硬さを算出する。特徴量算出部 337 は、RF データをもとに、超音波振動子 21 から送信された超音波が観測対象で反射して戻ってくるまでの時間を算出することで、音速を求める。また、特徴量算出部 337 は、各位置における複数の RF データをもとに、時間当たりの変化量を算出することで、硬さを求める。

【0099】

本実施の形態 3 に係る表示仕様設定部 334 は、特徴量としての音速の表示仕様である色相スケールを、これとは異なる特徴量である硬さに基づいて設定する。図 16 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波観測装置 3b の表示仕様設定部 334 が実行する処理を説明する図である。図 16 では、横軸が音速（ cm/s ）である。また、図 16 では、縦軸が硬さ（ kPa ）である。図 16 は、音速および硬さの分布を示すグラフとなっている。

【0100】

ここで、図 16 に示すように、生体組織の性状（以下、組織性状という）の種類によって、音速および硬さの分布が異なる。例えば、ある組織性状は領域 Q_3 に分布され、それとは異なる組織性状は領域 Q_4 に分布される。この際、同じ色相スケールで音速を表現すると、一方の組織性状は音速の値に応じて明確に表現されるものの、他方の組織性状は音速の値の差が明確に表現されなかったり、色相スケールから外れた領域に音速の値が分布されて音速が表示されなかったりしてしまう。

【0101】

本実施の形態 3 では、表示仕様設定部 334 が、硬さに基づいて、表示対象の音速の表示仕様を設定する。具体的に、表示仕様設定部 334 は、特徴量算出部 337 が算出した複数の硬さの平均値を求め、該平均値と閾値 H_{th} とを比較して、比較結果に基づいて色相スケールを設定する。例えば、表示仕様設定部 334 は、硬さの平均値が閾値 H_{th} より小さい場合、表示仕様情報記憶部 371 を参照して、領域 Q_3 における音速の範囲に応じた色相スケール CB_7 の設定を行う。これに対し、表示仕様設定部 334 は、硬さの平均値が閾値 H_{th} 以上である場合、表示仕様情報記憶部 371 を参照して、領域 Q_4 における音速の範囲に応じた色相スケール CB_8 の設定を行う。このようにして、音速の色相スケールを硬さに基づいて設定することによって、音速および硬さの分布に応じた組織性状に対応する色相スケールを設定することができる。

【0102】

以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、表示仕様設定部 334 が、表示装置 4 に

10

20

30

40

50

表示させる表示対象の特徴量（音速）とは異なる特徴量（硬さ）に基づいて、表示対象の特徴量（硬さ）の表示仕様を設定するようにしたので、二つの特徴量の分布から最適な色相スケールを選択して、特徴量の差を明確に表現することができる。

【 0 1 0 3 】

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。上述した実施の形態 1 ～ 3 では、二つの特徴量のうちの一方の特徴量に基づいて他方の特徴量の色相スケールを設定するものとして説明したが、これに限らず、三つの特徴量を用いて、例えば各特徴量を直交する三軸の座標系で表現し、表示対象の特徴量の色相スケールを、他の二つの特徴量に基づいて設定するものであってもよい。この場合、閾値は、他の二つの特徴量により空間的に設定されるものとなる。また、周波数特徴量と、音速や硬さとを組としてもよいし、減衰量の特徴量として用いてもよい。本実施の形態においては、周波数特徴量である特徴量 a、特徴量 b および特徴量 c、ならびに音速、硬さ、減衰量のうちの少なくとも二つの特徴量を用いて色相スケールが設定される。

10

【 0 1 0 4 】

また、上述した実施の形態 1 ～ 3 では、組織性状の分布に応じて二つの色相スケールを設定するものとして説明したが、これに限らず、組織性状に応じた分布（領域）が三つ以上あれば、設定されうる色相スケールもその数に応じて表示仕様情報記憶部 371 に記憶される。また、設定対象の複数の色相スケールにおいて色相の変化率が同じであり、複数の組織性状の各領域の中心値（平均値や中央値、最頻値）が直線上にあれば、閾値に応じて、配色範囲をスライドして設定するようにしてもよい。

20

【 0 1 0 5 】

また、上述した実施の形態 1 ～ 3 では、ある閾値に応じて色相スケールを設定するものとして説明したが、組織性状の分布に応じた特徴量の範囲を設定し、表示対象とは異なる特徴量の値がどの範囲に含まれているかを判断して色相スケールを設定してもよい。

【 0 1 0 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、様々な実施の形態を含みうるものである。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 1 0 7 】

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、特徴量の差を明確に表現するのに有用である。

30

【 符号の説明 】

【 0 1 0 8 】

- 1, 1 a, 1 b 超音波観測システム
- 2 超音波内視鏡
- 3, 3 a, 3 b 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, 3 3 a, 3 3 b 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
- 2 0 1 特徴量画像
- 2 0 2 重畳画像表示部
- 2 0 3 情報表示部
- 3 3 1 増幅補正部

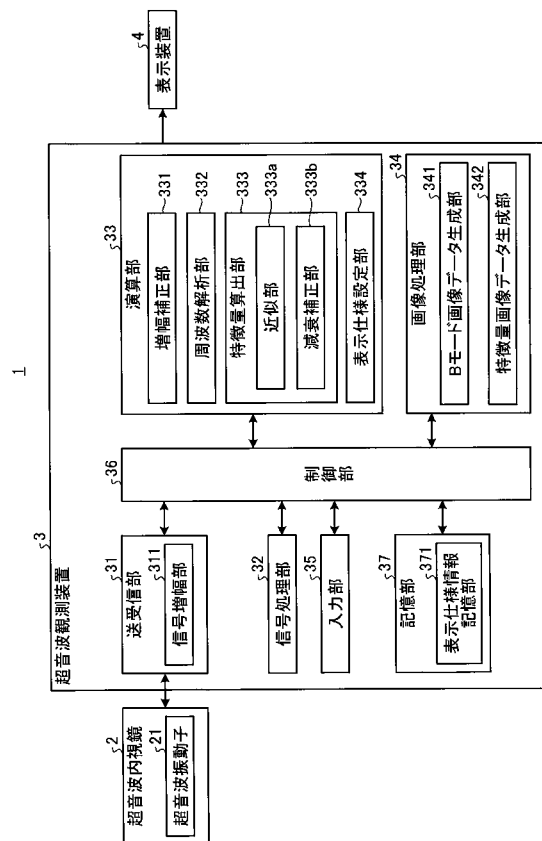
40

50

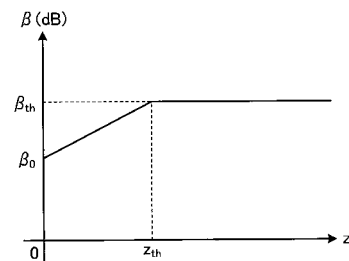
- 3 3 2 周波数解析部
- 3 3 3 , 3 3 7 特徴量算出部
- 3 3 3 a 近似部
- 3 3 3 b 減衰補正部
- 3 3 4 表示仕様設定部
- 3 3 5 ばらつき算出部
- 3 3 6 特徴量選定部
- 3 4 1 Bモード画像データ生成部
- 3 4 2 特徴量画像データ生成部
- 3 7 1 表示仕様情報記憶部
- C₁ 周波数スペクトル

10

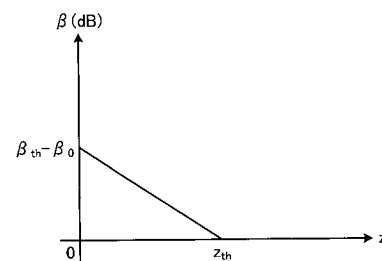
【 図 1 】



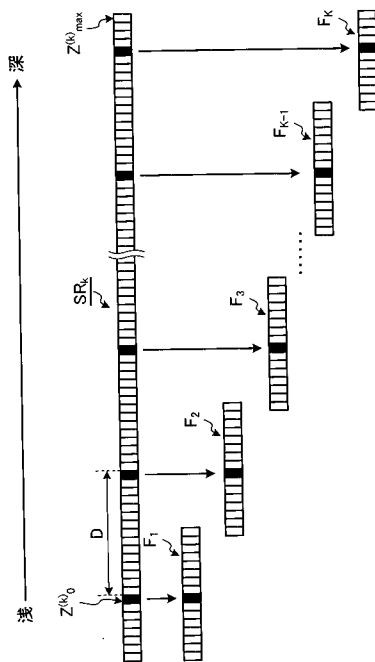
【 図 2 】



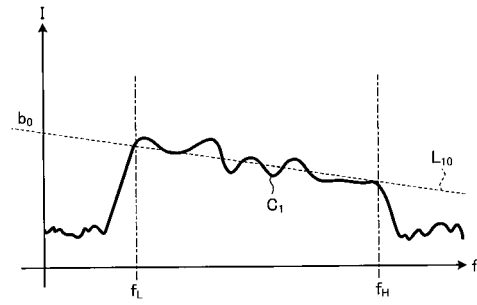
【 図 3 】



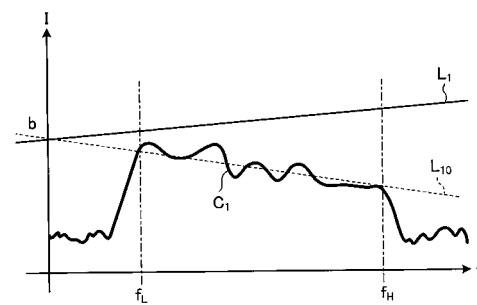
【図 4】



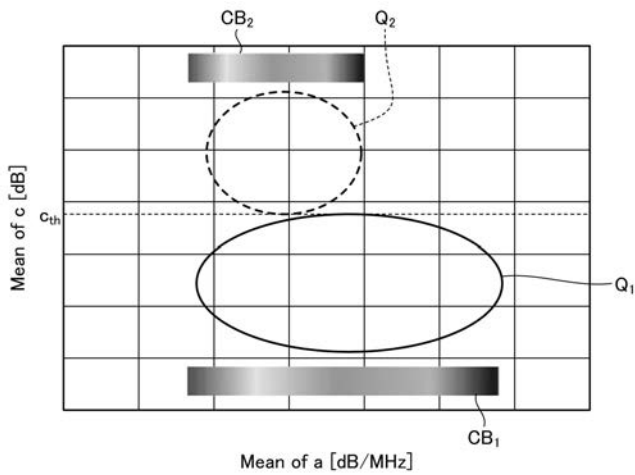
【図 5】



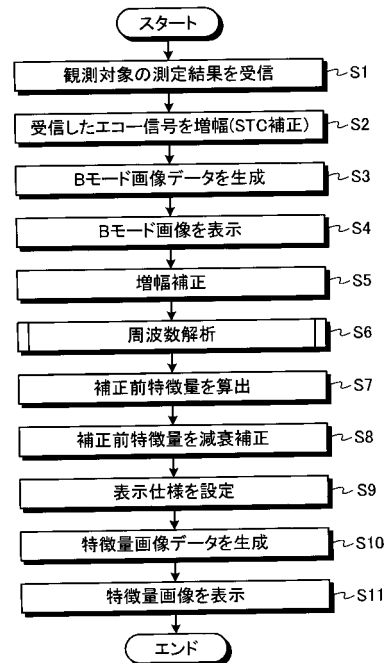
【図 6】



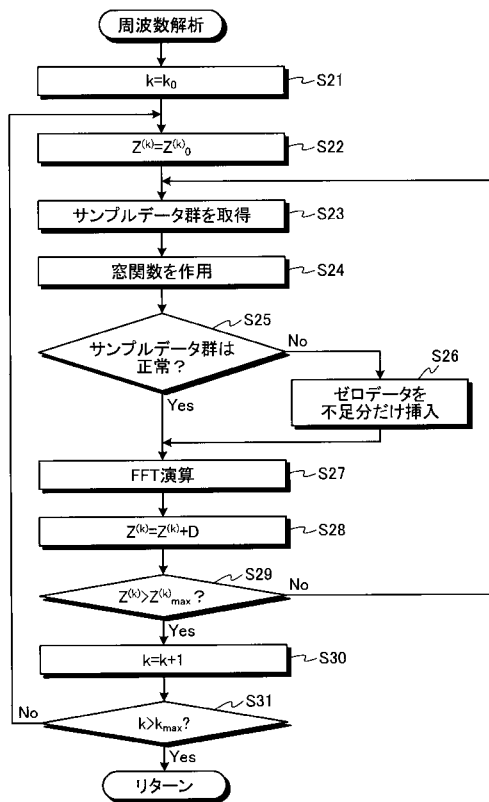
【図 7】



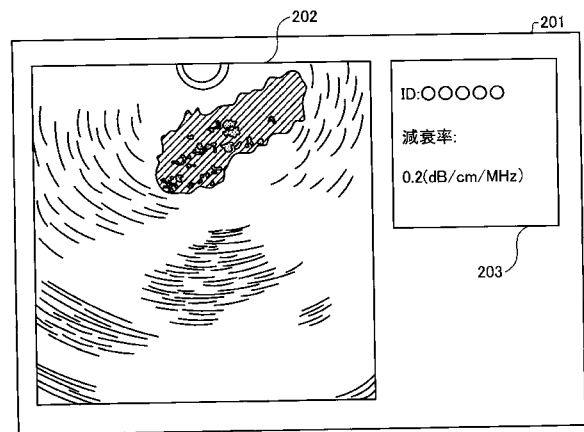
【図 8】



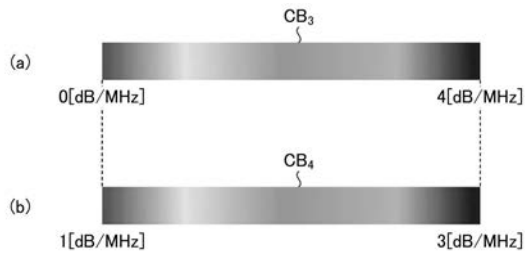
【図 9】



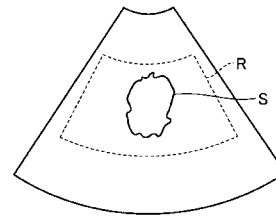
【図 10】



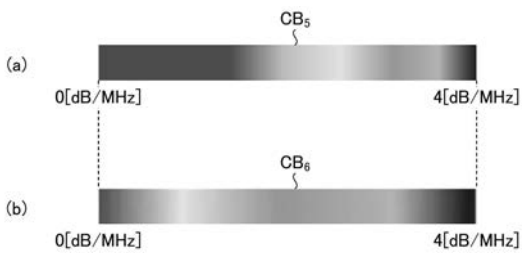
【図 11】



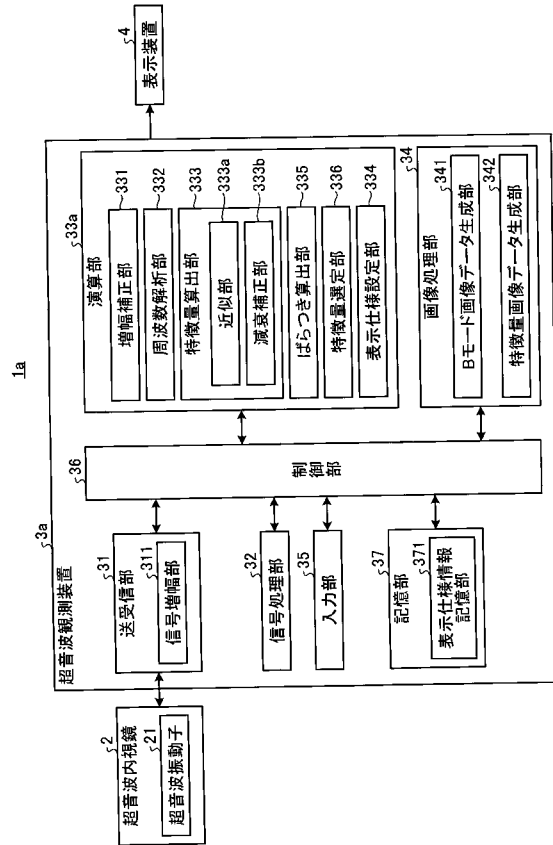
【図 13】



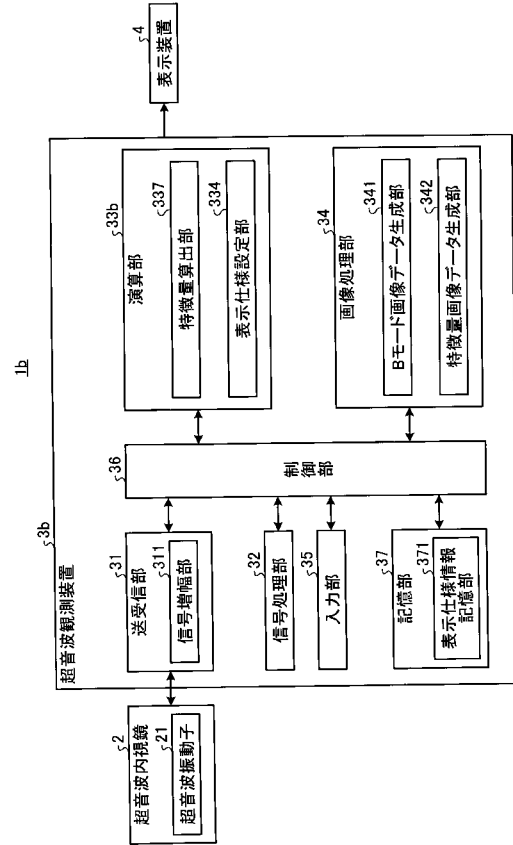
【図 12】



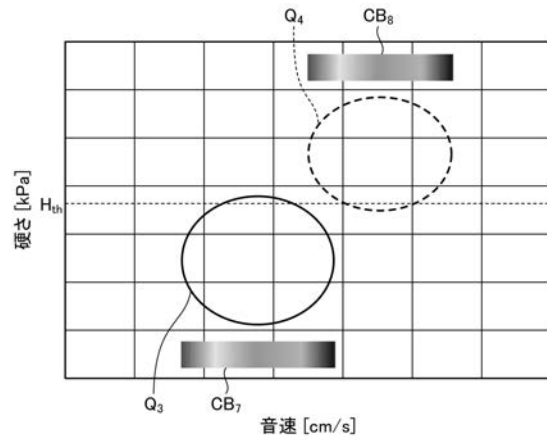
【図 1 4】



【図 1 5】



【図 1 6】



【手続補正書】

【提出日】平成29年3月27日(2017.3.27)

【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】

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複数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前記複数の特徴量のうち、前記超音波画像とともに表示する表示対象の特徴量を所定の表示仕様で配色した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、

前記表示対象の特徴量以外の他の特徴量の代表値と閾値とを比較して、前記表示対象の特徴量の表示仕様である前記表示対象の特徴量の配色範囲、および / または色相の変化率を設定する表示仕様設定部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記表示仕様設定部は、前記他の特徴量であって前記超音波信号に基づく画像内の対象領域の特徴量に基づいて、前記表示対象の特徴量の表示仕様を設定する

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をさらに備え、

前記特徴量算出部は、前記複数の特徴量の一つとして、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルに基づく周波数特徴量を算出する

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 4】

前記表示対象の特徴量は、音速、硬さ、減衰量、前記周波数特徴量のうちのいずれかであり、

前記他の特徴量は、音速、硬さ、減衰量、前記周波数特徴量のうちの前記表示対象の特徴量以外の少なくとも一つである

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】

前記特徴量算出部は、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルを直線近似することによって前記周波数特徴量を算出する

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 6】

前記周波数特徴量は、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルを近似することによって得られた傾き、切片およびミッドバンドフィットのうち少なくとも一つである

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】

前記複数の特徴量のばらつきを算出するばらつき算出部と、

前記ばらつき算出部が算出した各特徴量のばらつきをもとに、前記表示対象の特徴量を選定する特徴量選定部と、

をさらに備え、

前記表示仕様設定部は、前記特徴量選定部が選定した前記表示対象の特徴量以外の他の

特徴量に基づいて、前記表示対象の特徴量の表示仕様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 8】

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、

特徴量算出部が、前記超音波信号に基づいて複数の特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

表示仕様設定部が、前記特徴量算出部が算出した前記複数の特徴量のうち、前記超音波画像とともに表示する表示対象の特徴量以外の他の特徴量の代表値と閾値とを比較して、前記表示対象の特徴量の表示仕様である前記表示対象の特徴量の配色範囲、および / または色相の変化率を設定する表示仕様設定ステップと、

特徴量画像データ生成部が、前記表示対象の特徴量を所定の表示仕様で配色した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 9】

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、

特徴量算出部が、前記超音波信号に基づいて複数の特徴量を算出する特徴量算出手順と

、

表示仕様設定部が、前記特徴量算出部が算出した前記複数の特徴量のうち、前記超音波画像とともに表示する表示対象の特徴量以外の他の特徴量の代表値と閾値とを比較して、前記表示対象の特徴量の表示仕様である前記表示対象の特徴量の配色範囲、および / または色相の変化率を設定する表示仕様設定手順と、

特徴量画像データ生成部が、前記表示対象の特徴量を所定の表示仕様で配色した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/JP2016/080607

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/08(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)

A61B8/08

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.
X Y	JP 4919972 B2 (Hitachi Medical Corp.), 18 April 2012 (18.04.2012), claims 1 to 18; paragraphs [0030] to [0047]; fig. 2 to 5 & US 2010/0220901 A1 paragraphs [0041] to [0069]; claims 1 to 26; fig. 2 to 5 & WO 2007/083745 A1 & EP 1980210 A1 & CN 101370431 A	1, 2, 8-10 4-7
Y	JP 5079177 B2 (Olympus Medical Systems Corp.), 21 November 2012 (21.11.2012), claims 1 to 16 (Family: none)	4-7

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ 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
 28 November 2016 (28.11.16)

Date of mailing of the international search report
 13 December 2016 (13.12.16)

Name and mailing address of the ISA/
 Japan Patent Office
 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
 Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/080607

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2012/011414 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 26 January 2012 (26.01.2012), claims 1 to 11 (Family: none)	4-7
Y	WO 2012/063929 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 May 2012 (18.05.2012), claims 1 to 14 & JP 5307939 B2 & US 2013/0030296 A1 claims 1 to 17 & EP 2599441 A1 & CN 103153195 A	4-7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 8 0 6 0 7	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08 (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. A61B8/08			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X Y	JP 4919972 B2 (株式会社日立メディコ) 2012.04.18, 請求項 1-18, 段落[0030]-[0047], 第 2-5 図 & US 2010/0220901 A1 段落 [0041]-[0069], 請求項 1-26, 第 2-5 図 & WO 2007/083745 A1 & EP 1980210 A1 & CN 101370431 A	1, 2, 8-10 4-7	
Y	JP 5079177 B2 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.11.21, 請求項 1-16 (ファミリーなし)	4-7	
☒ 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			
国際調査を完了した日 28.11.2016		国際調査報告の発送日 13.12.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮川 哲伸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 8 0 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	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, 請求項 1-11 (ファミリーなし)	4-7
Y	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, 請求項 1-14 & JP 5307939 B2 & US 2013/0030296 A1 請 求項 1-17 & EP 2599441 A1 & CN 103153195 A	4-7

フロントページの続き

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

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

专利名称(译)	超声波观察装置，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	JPWO2017069068A1	公开(公告)日	2017-10-19
申请号	JP2017516795	申请日	2016-10-14
[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	中辻知宏		
发明人	中辻 知宏		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/461 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/5269 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S7/52071 A61B8/48 G06F3/04845		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/EE10 4C601/EE30 4C601/FE02 4C601/JB34 4C601/JB49 4C601/JC06 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL38		
优先权	2015208648 2015-10-23 JP		
其他公开文献	JP6157790B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的超声波观察装置包括：特征量计算单元，其基于超声波信号计算多个特征量；以及超声波，其与由特征量计算单元计算出的多个特征量中的视觉信息相关联。基于特征量图像数据生成单元，该特征量图像数据生成单元生成特征量图像数据，其中根据预定显示规格将要显示的显示目标的特征量与图像一起上色，以及除显示目标的特征量之外的特征量，显示规格设定单元，用于设定特征量的显示规格。

