

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/031273

発行日 平成29年4月27日(2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年3月3日(2016. 3. 3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	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 22 頁)

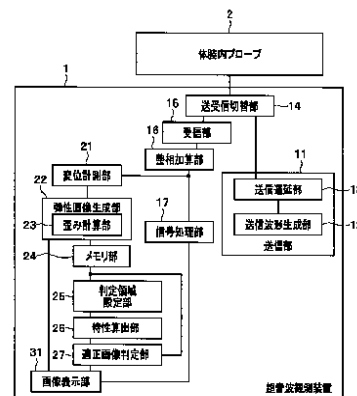
出願番号	特願2015-537068 (P2015-537068)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/057196		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年3月11日 (2015. 3. 11)		東京都八王子市石川町2951番地
(11) 特許番号	特許第5820962号 (P5820962)	(74) 代理人	100076233
(45) 特許公報発行日	平成27年11月24日 (2015. 11. 24)		弁理士 伊藤 進
(31) 優先権主張番号	特願2014-170752 (P2014-170752)	(74) 代理人	100101661
(32) 優先日	平成26年8月25日 (2014. 8. 25)		弁理士 長谷川 靖
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	三宅 達也
			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
		Fターム(参考)	4C601 BB22 BB24 DD19 EE10 EE11
			FE01 JC37

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波観測装置、超音波観測システム、超音波観測装置の作動方法

(57) 【要約】

超音波信号に基づき被検体の変位を計測する変位計測部(21)と、計測した変位に基づいて弾性画像を生成する弾性画像生成部(22)と、生成された1つ以上の弾性画像を記憶するメモリ部(24)と、適正画像判定用の適正画像判定領域をROIのサイズに応じて弾性画像に設定する判定領域設定部(25)と、適正画像判定領域の領域特性を算出する特性算出部(26)と、領域特性に基づいて弾性画像が適正画像であるか否かを判定する適正画像判定部(27)と、を有する超音波観測装置(1)。



- 1 Ultrasound observation apparatus
- 2 Body cavity probe
- 11 Transmission unit
- 12 Transmission waveform-generating section
- 13 Transmission delay section
- 14 Transmission-reception switching unit
- 15 Reception unit
- 16 Phase-shifting section
- 17 Phase-shifting unit
- 18 Signal-processing unit
- 21 Displacement-measuring unit
- 22 Elastographic image-generating unit
- 23 Strain-computing section
- 24 Memory unit
- 25 Assessment region-setting unit
- 26 Characteristic-calculating unit
- 27 Appropriate image-determining unit
- 31 Image display unit

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体へ送信して反射された超音波から生成された超音波信号に基づき超音波画像を生成する超音波観測装置であって、

前記被検体へ送信する前記超音波を生成するための駆動信号を送信する送信部と、

前記被検体により反射された前記超音波から生成された前記超音波信号を受信する受信部と、

前記受信部で受信した前記超音波信号に基づき前記被検体の変位を計測する変位計測部と、

前記変位計測部で計測した変位に基づいて弾性画像を生成する弾性画像生成部と、

前記弾性画像生成部で生成された 1 つ以上の前記弾性画像を記憶する記憶部と、

前記記憶部に記憶された 1 つ以上の前記弾性画像の中から適正な画像を判定するための適正画像判定領域を、関心領域である R O I のサイズに応じて設定する判定領域設定部と、

前記適正画像判定領域の領域特性を算出する特性算出部と、

前記領域特性に基づいて前記適正画像判定領域が設定された前記弾性画像が適正な画像であるか否かを判定する適正画像判定部と、

を有することを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記判定領域設定部は、前記 R O I のサイズが閾値以下である第 1 の場合には前記 R O I 全体を前記適正画像判定領域に設定し、前記 R O I のサイズが前記閾値よりも大きい第 2 の場合には前記 R O I の一部である部分領域を前記適正画像判定領域に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】

前記判定領域設定部は、前記第 2 の場合には、全ての移動位置における前記部分領域によって前記 R O I 全体が覆われるように前記部分領域を基準位置からオフセット量ずつ順次移動させ、各移動位置における前記部分領域のそれぞれを前記適正画像判定領域に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】

前記判定領域設定部は、前記第 2 の場合には、前記 R O I 全体を複数の前記部分領域に分割して、前記部分領域のそれぞれを前記適正画像判定領域に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 5】

前記 R O I 全体の前記部分領域への分割数は、固定値に基づき設定され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】

前記判定領域設定部は、前記 R O I 全体の前記部分領域への分割数を、下限値以上、上限値以下の間で変化させることを、前記適正画像判定部により適正な領域であると判定される適正画像判定領域が発見されるまで行う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】

前記適正画像判定部は、前記領域特性に基づいて前記適正画像判定領域が適正であるか否かを判定し、1 つ以上の前記適正画像判定領域が適正であると判定した場合に、前記適正画像判定領域を設定した前記弾性画像が適正な画像であると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 8】

前記特性算出部は、前記変位計測部により計測された前記適正画像判定領域の変位の平均値と、前記変位の分散と、前記変位の偏差と、前記弾性画像生成部により算出された前記適正画像判定領域の弾性情報の平均値と、前記弾性情報の分散と、前記弾性情報の偏差と、の内の少なくとも 1 つを、前記領域特性として算出することを特徴とする請求項 1 に

10

20

30

40

50

記載の超音波観測装置。

【請求項 9】

前記弾性画像生成部は、さらに、前記変位計測部で計測した変位に基づいて前記 R O I の歪み量を計算し、前記歪み量が所定値以上となる前記弾性画像の画素に色付けを行い、

前記特性算出部は、前記適正画像判定領域の、色付き画素数と、前記色付き画素の合計面積と、前記適正画像判定領域全体の画素数に対する前記色付き画素数の割合と、前記適正画像判定領域全体の面積に対する前記色付き画素の合計面積の割合と、の内の少なくとも 1 つを、前記領域特性として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 10】

前記適正画像判定部は、さらに、適正であると判定した前記適正画像判定領域を前記弾性画像に重畳して表示するための信号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 11】

請求項 1 に記載の超音波観測装置と、

前記送信部からの前記駆動信号を受けて前記超音波を前記被検体へ送信し、前記被検体により反射された前記超音波を受けて前記超音波信号を生成し前記受信部へ送信する超音波プローブと、

を有することを特徴とする超音波観測システム。

【請求項 12】

前記超音波プローブは、前記超音波を送受する超音波送受信面の圧力を検出するための圧力検出部をさらに備え、

前記特性算出部は、前記圧力検出部の検出結果に基づき得られた、前記適正画像判定領域の、圧力の平均値と、前記圧力の変化率と、前記圧力の分散と、前記圧力の偏差と、の内の少なくとも 1 つを、前記領域特性として算出することを特徴とする請求項 11 に記載の超音波観測システム。

【請求項 13】

被検体へ送信して反射された超音波から生成された超音波信号に基づき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、

送信部が、前記被検体へ送信する前記超音波を生成するための駆動信号を送信するステップと、

受信部が、前記被検体により反射された前記超音波から生成された前記超音波信号を受信するステップと、

変位計測部が、前記受信部で受信した前記超音波信号に基づき前記被検体の変位を計測するステップと、

弾性画像生成部が、前記変位計測部で計測した変位に基づいて弾性画像を生成するステップと、

記憶部が、前記弾性画像生成部で生成された 1 つ以上の前記弾性画像を記憶するステップと、

判定領域設定部が、前記記憶部に記憶された 1 つ以上の前記弾性画像の中から適正な画像を判定するための適正画像判定領域を、関心領域である R O I のサイズに応じて設定するステップと、

特性算出部が、前記適正画像判定領域の領域特性を算出するステップと、

適正画像判定部が、前記領域特性に基づいて前記適正画像判定領域が設定された前記弾性画像が適正な画像であるか否かを判定するステップと、

を有することを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受信して得られる超音波信号に基づき弾性画像を含む画像を生成

10

20

30

40

50

する超音波観測装置、超音波観測システム、超音波観測装置の作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

圧迫力により生じる生体組織の歪み量から、生体組織の硬さあるいは軟らかさを表す弾性画像を生成する超音波観測装置が実用化されている。

【0003】

こうした超音波観測装置において取得された一連の画像は、画像メモリなどに一旦記憶される。そして、画像メモリに記憶された一連の画像の中から、弾性情報を計算するための画像やカルテ保存用の画像として適正な画像を、ユーザが選択するようになっている。

【0004】

ところで、弾性画像観察モードに設定されている際に、画像中における歪み量が所定の閾値よりも大きい領域を色付けして表示することが行われる場合があるが、全てのフレーム画像に色付けがなされるとは限らない。従って、ユーザが適正な画像を選択する場合には、色付けがなされたフレーム画像だけでなく、色付けされていないフレーム画像も含めて探す必要があり、適正画像の選択に非常に手間がかかっている。

【0005】

こうした点に対応するために、例えば、W02011/010626号公報には、生体への圧迫状態に基づいて、適正な画像を自動で抽出する技術が開示されている。該公報において抽出に用いる基準は、変位の平均値、弾性情報の平均値、圧力の変位、ビームライン方向の圧力のばらつきなどとなっている。

【0006】

また、日本国特開2012-213545号公報には、クオリティが高い3次元弾性画像を提供するために、ノイズ画像を含む複数の2次元弾性画像によって構成された弾性ボリュームデータをノイズボリュームとして判定し、ノイズボリュームと判定された弾性ボリュームデータによる3次元弾性画像を非表示にする超音波診断装置が記載されている。

【0007】

さらに、日本国特開2005-118152号公報には、質の高い弾性画像を提供するために、歪み弾性画像（弾性フレームデータ）の生成過程で利用される各種データ（圧力データ、変位フレームデータ、弾性フレームデータ）に基づいて、関心領域（ROI）内の各計測点について画像表示する価値を評価し、無益な情報と有益な情報とを識別して、無益な情報を最終的に画像として残さない（マスキングして隠す）ようにする技術が記載されている。

【0008】

しかしながら、上記W02011/010626号公報に記載された超音波診断装置では、例えば下記の理由（１）、（２）により、適正な画像を描出することができないことがある。

【0009】

（１）超音波内視鏡等の体腔内プローブのような小型のプローブの場合には、プローブの曲率半径が小さいために、弾性画像表示用のROI（Region of Interest：関心領域）サイズが大きいと、全てのビームライン方向の圧力が均一にならない。

【0010】

（２）超音波内視鏡等の体腔内プローブのような場合には、術者の圧迫によって変位を生じさせることが困難であり、生体の変位として拍動や脈動による変位を利用することになるために、拍動や脈動などの変位源のある方向しか安定した圧力を得られない。

【0011】

また、日本国特開2012-213545号公報や日本国特開2005-118152号公報に記載の技術でも、同様の課題を考慮したものとはなっていない。

【0012】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、ROIサイズに依ることなく、適正な画像を自動で抽出することができる超音波観測装置、超音波観測システム、超音波観測装

10

20

30

40

50

置の作動方法を提供することを目的としている。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明のある態様による超音波観測装置は、被検体へ送信して反射された超音波から生成された超音波信号に基づき超音波画像を生成する超音波観測装置であって、前記被検体へ送信する前記超音波を生成するための駆動信号を送信する送信部と、前記被検体により反射された前記超音波から生成された前記超音波信号を受信する受信部と、前記受信部で受信した前記超音波信号に基づき前記被検体の変位を計測する変位計測部と、前記変位計測部で計測した変位に基づいて弾性画像を生成する弾性画像生成部と、前記弾性画像生成部で生成された1つ以上の前記弾性画像を記憶する記憶部と、前記記憶部に記憶された1つ以上の前記弾性画像の中から適正な画像を判定するための適正画像判定領域を、関心領域であるROIのサイズに応じて設定する判定領域設定部と、前記適正画像判定領域の領域特性を算出する特性算出部と、前記領域特性に基づいて前記適正画像判定領域が設定された前記弾性画像が適正な画像であるか否かを判定する適正画像判定部と、を有している。

10

【0014】

本発明のある態様による超音波観測システムは、前記超音波観測装置と、前記送信部からの前記駆動信号を受けて前記超音波を前記被検体へ送信し、前記被検体により反射された前記超音波を受けて前記超音波信号を生成し前記受信部へ送信する超音波プローブと、

20

【0015】

本発明のある態様による超音波観測装置の作動方法は、被検体へ送信して反射された超音波から生成された超音波信号に基づき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、送信部が、前記被検体へ送信する前記超音波を生成するための駆動信号を送信するステップと、受信部が、前記被検体により反射された前記超音波から生成された前記超音波信号を受信するステップと、変位計測部が、前記受信部で受信した前記超音波信号に基づき前記被検体の変位を計測するステップと、弾性画像生成部が、前記変位計測部で計測した変位に基づいて弾性画像を生成するステップと、記憶部が、前記弾性画像生成部で生成された1つ以上の前記弾性画像を記憶するステップと、判定領域設定部が、前記記憶部に記憶された1つ以上の前記弾性画像の中から適正な画像を判定するための適正画像判定領域を、関心領域であるROIのサイズに応じて設定するステップと、特性算出部が、前記適正画像判定領域の領域特性を算出するステップと、適正画像判定部が、前記領域特性に基づいて前記適正画像判定領域が設定された前記弾性画像が適正な画像であるか否かを判定するステップと、を有している。

30

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の実施形態1における超音波観測システムの構成を示すブロック図。

【図2】上記実施形態1において、ROIにおける歪み量が所定値以上である領域が表示される様子を示す図。

40

【図3】上記実施形態1において、ROIに対する変位源の位置の例を示す図。

【図4】上記実施形態1において、ROIの中心角が所定の閾値よりも大きい場合に設定される適正画像判定領域の例を示す図。

【図5】上記実施形態1において、ROIの中心角が所定の閾値以下である場合に設定される適正画像判定領域の例を示す図。

【図6】上記実施形態1のROIにおいて適正画像判定領域を順次スキャンする際の第1の位置の例を示す図。

【図7】上記実施形態1のROIにおいて適正画像判定領域を順次スキャンする際の第2の位置の例を示す図。

【図8】上記実施形態1のROIにおいて適正画像判定領域を順次スキャンする際の第3

50

の位置の例を示す図。

【図 9】上記実施形態 1 の R O I において適正画像判定領域を固定値分割する例を示す図。

【図 10】上記実施形態 1 の R O I において適正画像判定領域を変動値分割する際の第 1 の分割例を示す図。

【図 11】上記実施形態 1 の R O I において適正画像判定領域を変動値分割する際の第 2 の分割例を示す図。

【図 12】上記実施形態 1 の R O I において適正画像判定領域を変動値分割する際の第 3 の分割例を示す図。

【図 13】上記実施形態 1 の超音波観測システムにおける弾性画像抽出処理を示すフローチャート。 10

【図 14】上記実施形態 1 における単一領域処理を示すフローチャート。

【図 15】上記実施形態 1 における順次スキャン処理を示すフローチャート。

【図 16】上記実施形態 1 における固定値分割処理を示すフローチャート。

【図 17】上記実施形態 1 における変動値分割処理を示すフローチャート。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0018】

[実施形態 1]

20

図 1 から図 17 は本発明の実施形態 1 を示したものであり、図 1 は超音波観測システムの構成を示すブロック図である。

【0019】

この超音波観測システムは、被検体へ超音波を送信し、被検体により反射された超音波を受信する体腔内プローブ 2 と、受信した超音波から得られる超音波信号に基づき超音波画像を生成する超音波観測装置 1 と、を備えている。

【0020】

体腔内プローブ 2 は、体腔内へ挿入して用いるための超音波プローブであって、多数の振動素子を配列して構成された超音波振動子を備え、超音波振動子の超音波送受信面から被検体へ超音波を送信し、被検体により反射された超音波を超音波振動子の超音波送受信面 30 で受信して、受信した超音波から超音波信号を生成する。この体腔内プローブ 2 は、具体的には、コンベックス型の超音波プローブ、あるいはラジアル型の超音波プローブなどとして構成されている。

【0021】

超音波観測装置 1 は、送信部 11 と、送受信切替部 14 と、受信部 15 と、整相加算部 16 と、信号処理部 17 と、変位計測部 21 と、弾性画像生成部 22 と、メモリ部 24 と、判定領域設定部 25 と、特性算出部 26 と、適正画像判定部 27 と、画像表示部 31 と、を備えている。

【0022】

送信部 11 は、被検体へ送信する超音波を生成するための駆動信号を送信するものであって、送信波形生成部 12 と、送信遅延部 13 と、を含んでいる。 40

【0023】

送信波形生成部 12 は、超音波振動子を構成する各振動素子を駆動するための信号波形を生成して駆動信号として出力するものである。

【0024】

送信遅延部 13 は、送信波形生成部 12 により生成された駆動信号を遅延させることにより、超音波振動子を構成する各振動素子の駆動タイミングを調節するものである。これにより、超音波振動子から送信される超音波ビームの焦点と方向が制御され、超音波を所望の位置（深度）に収束させることができる。

【0025】

50

送受信切替部 14 は、例えば、超音波の送受波を行うための複数の振動素子を順次選択するマルチプレクサを含み、送信部 11 からの駆動信号を超音波振動子へ送信すると共に、超音波振動子からの超音波信号（エコー信号）を受信部 15 へ送信する。

【0026】

受信部 15 は、送受信切替部 14 からの超音波信号を受信して、例えば増幅やデジタル信号への変換などの処理を行う。

【0027】

整相加算部 16 は、超音波信号を遅延させて位相を合わせてから加算する。

【0028】

信号処理部 17 は、整相加算部 16 からの超音波信号に座標変換や補間処理を行って、超音波画像を表示用画像として作成する。

【0029】

変位計測部 21 は、整相加算部 16 からの超音波信号に基づき、被検体の変位を計測する。

【0030】

弾性画像生成部 22 は、歪み計算部 23 を備えている。この歪み計算部 23 は、変位計測部 21 により計測された変位に基づき、弾性画像表示用の関心領域（ROI：Region of Interest）（図 2～図 12 の ROI 34 参照）の歪み量を計算する。そして、弾性画像生成部 22 は、歪み計算部 23 により計算された歪み量に基づき、被検体の弾性率を演算する。この弾性画像生成部 22 は、被検体の各座標毎に弾性率を演算するために、演算結果は 2 次元座標上に弾性率が分布する弾性画像となる。弾性画像生成部 22 による弾性画像の生成は、例えばフレーム毎に行われ、1 つ以上の弾性画像が生成される。弾性画像生成部 22 は、さらに、変位計測部 21 で計測した変位に基づいて ROI 34 の歪み量を計算し、歪み量が所定値以上となる弾性画像の画素に色付けを行う。

【0031】

メモリ部 24 は、弾性画像生成部 22 により生成された 1 つ以上の弾性画像を一時的に記憶する記憶部である。

【0032】

判定領域設定部 25 は、メモリ部 24 に記憶された 1 つ以上の弾性画像の中から適正な画像を判定するための適正画像判定領域 37（図 4～図 12 等参照）を、ROI 34 のサイズに応じて設定する。

【0033】

特性算出部 26 は、判定領域設定部 25 により設定された適正画像判定領域 37 の領域特性を算出する。具体的に、特性算出部 26 は、例えば、変位計測部 21 により計測された適正画像判定領域 37 の変位の平均値と、変位の分散と、変位の偏差と、弾性画像生成部 22 により算出された適正画像判定領域 37 の弾性情報の平均値と、弾性情報の分散と、弾性情報の偏差と、の内の少なくとも 1 つを、領域特性として算出する。また、特性算出部 26 は、適正画像判定領域 37 の、色付き画素数と、色付き画素の合計面積と、適正画像判定領域 37 全体の画素数に対する色付き画素数の割合と、適正画像判定領域 37 全体の面積に対する色付き画素の合計面積の割合と、の内の少なくとも 1 つを、領域特性として算出しても良い。

【0034】

なお、超音波プローブである体腔内プローブ 2 に、超音波を送受する超音波送受信面の圧力を検出するための圧力検出部をさらに設けて、特性算出部 26 が、圧力検出部の検出結果に基づき得られた、適正画像判定領域 37 の、圧力の平均値と、圧力の変化率と、圧力の分散と、圧力の偏差と、の内の少なくとも 1 つを、領域特性として算出するようにしても構わない。

【0035】

適正画像判定部 27 は、特性算出部 26 により算出された領域特性に基づいて、適正画像判定領域 37 が適正領域であるか否かを判定する。さらに、適正画像判定部 27 は、適

10

20

30

40

50

正領域でない場合には、必要に応じて判定領域設定部 25 に適正画像判定領域 37 を再設定させる。こうして、弾性画像の ROI 34 に設定された適正画像判定領域 37 の少なくとも 1 つが適正領域である場合に、適正画像判定部 27 は、適正画像判定領域 37 が設定された弾性画像が適正な画像であると判定するようになっている。

【0036】

画像表示部 31 は、モニタ等の表示装置を有して構成されており、信号処理部 17 からの表示用画像を表示する。すなわち、画像表示部 31 は、超音波診断モードにおいては、超音波画像を表示する。また、画像表示部 31 は、弾性画像観察モードにおいては、弾性画像生成部 22 からの弾性画像を表示するか、または、弾性画像を超音波画像に重畳して表示する。ここに、画像表示部 31 は、弾性画像を表示する際には、必要に応じて、さらに適正画像判定部 27 からの適正画像判定領域 37 を弾性画像に重畳して表示する。

10

【0037】

図 2 は、ROI 34 における歪み量が所定値以上である領域が表示される様子を示す図、図 3 は ROI 34 に対する変位源の位置の例を示す図である。

【0038】

図示のように、画像表示部 31 の画面 32 には、体腔内プローブ 2 自体の位置を画像として示すプローブ画像 33 と、弾性画像表示用の ROI 34 と、が表示されている。ここで、図 2 にプローブ画像 33 として示されている体腔内プローブ 2 は、プローブの曲率半径 R が例えば 10 mm 以下となっていて、曲率半径 R が比較的小さいものであるとする。さらに、ROI 34 は、中心角が例えば概略 180° になっているものとする。

20

【0039】

このとき、ROI 34 において、歪み量が所定値以上となる画素で構成される領域 35 が、例えば図 2 に示すように表示される。この領域 35 は、弾性画像生成部 22 により例えば特定色に色付けした画像として生成されて画像表示部 31 に表示され、他の部分に対して容易に識別可能となっている。従って、図 2 に示す例では、弾性画像の ROI 34 内に、色付けされた領域と、色付けされていない領域と、が存在することになる。

【0040】

このような画像を見て、診断や画像の保存に適した適正な画像であるか否かをユーザが判断する際に、ROI 34 全体に対して一部分しか色付けされていないために、適正な画像でない判断することもあると想定される。

30

【0041】

しかし、超音波プローブが体腔内へ挿入して用いる体腔内プローブ 2 である場合には、弾性画像を生成するために、拍動や脈動による生体の変位を利用することになる。例えば、図 3 に示す位置に脈動源や拍動源などの変位源 36 が存在する場合に、ROI 34 内において適度な圧力を受けて歪み量が所定値以上となるのは、図 2 に示す領域 35 のみであり、それ以外の領域に所定値以上の歪み量が生じることはない。このように、体腔内プローブ 2 の曲率半径 R が小さい場合や、ROI 34 の中心角が広い場合には、ROI 34 全体が色付け表示されることは期待できない。

【0042】

従って、この場合には、図 2 に示す画像は適正な画像であると判断されるべきである。そこで本実施形態においては、以下に説明するように、弾性画像表示用の ROI 34 のサイズに応じて適正な画像であることを判定するための領域を設定し、設定した領域内の領域特性を算出し、算出した特性に応じて適正な画像であるか否かを判定するようにしている。

40

【0043】

このような超音波観測システムにおいて弾性画像を生成する作用について、図 13 を参照して説明する。図 13 は超音波観測システムにおける弾性画像抽出処理を示すフローチャートである。

【0044】

超音波観測システムが図示しないメイン処理を実行している最中に弾性画像観察モード

50

に設定されると、この弾性画像抽出処理が開始される。

【0045】

するとまず、送信部11から体腔内プローブ2へ超音波信号を送信する。これにより体腔内プローブ2から被検体へ向けて超音波が送信される。体腔内プローブ2は、被検体により反射された超音波を受信して、超音波信号（エコー信号）を生成し、超音波観測装置へ送信する。

【0046】

超音波観測装置では、送受信切替部14を介して超音波信号（エコー信号）を受信部15で受信し、整相加算部16および変位計測部21で処理を行った後に、歪み計算部23でROI34の歪み量を座標位置毎に計算し、計算された歪み量に基づき弾性画像生成部22が弾性画像を生成する。このような弾性画像の取得が例えばフレーム単位で行われ、これにより、1枚以上の弾性画像が取得される（ステップS1）。

10

【0047】

こうして取得された1枚以上の弾性画像は、メモリ部24に保存される（ステップS2）。

【0048】

その後、メモリ部24に保存されている弾性画像の中から、第1の弾性画像が選択される（ステップS3）。

【0049】

すると、選択された弾性画像のROI34のサイズ（このROI34のサイズは、例えばユーザにより設定可能であり、ユーザ設定がない場合には所定サイズに設定される）が所定の閾値以下であるか否かを判定領域設定部25が判定する（ステップS4）。ここでは、ROI34のサイズとして例えばROI34の中心角を判定するものとし、このROI34の中心角が所定の閾値以下であるか否かを判定領域設定部25が判定する。なお、判定に用いる閾値は、変位源36の大きさ等に応じて適切に定めると良い。

20

【0050】

ここで、図4は、ROI34の中心角が所定の閾値よりも大きい場合に設定される適正画像判定領域37の例を示す図、図5は、ROI34の中心角が所定の閾値以下である場合に設定される適正画像判定領域37の例を示す図である。

【0051】

上述したように、ROI34の中心角が大きいと変位源36からの圧力がROI34全体に適切に及ぶのは難しいが、中心角が小さければROI34全体に適切な圧力が加わるようになると考えられる。

30

【0052】

そこで、ステップS4において、弾性画像表示用のROI34の中心角が所定の閾値以下であると判定された第1の場合には、単一領域処理を行う（ステップS5）。この単一領域処理は、後で図14を参照して説明するように、ROI34全体を適正画像判定領域37に設定する処理である。

【0053】

一方、ステップS4において、ROI34の中心角が所定の閾値よりも大きいと判定された第2の場合には、後でステップS7、ステップS9、またはステップS10において説明するように、ROI34内の一部である部分領域を適正画像判定領域37に設定する。

40

【0054】

具体例を挙げれば、閾値を60°とする場合に、図4に示すようにROI34の中心角が約180°（つまり60°よりも大きい）である場合には、ROI34内の一部の領域のみを適正画像判定領域37とし、図5に示すようにROI34の中心角が約30°（つまり60°以下）である場合には、ROI34全体を適正画像判定領域37とする。

【0055】

ステップS4において、ROI34の中心角が所定の閾値よりも大きいと判定された場

50

合には、さらに、部分領域を順次スキャンする設定がなされているか否かを判定する（ステップ S 6）。

【0056】

ここで、順次スキャンが設定されていると判定された場合には、順次スキャン処理を行う（ステップ S 7）。この順次スキャン処理は、後で図 15 を参照して説明するように、判定領域設定部 25 が、全ての移動位置における部分領域によって R O I 34 全体が覆われるように部分領域を基準位置からオフセット量ずつ順次移動させ、各移動位置における部分領域のそれぞれを適正画像判定領域 37 に設定する処理である。

【0057】

また、ステップ S 6 において、順次スキャンが設定されていないと判定された場合には、部分領域の固定値分割が設定されているか否かを判定する（ステップ S 8）。 10

【0058】

ここで、固定値分割が設定されていると判定された場合には、固定値分割処理を行う（ステップ S 9）。この固定値分割処理は、後で図 16 を参照して説明するように、判定領域設定部 25 が、R O I 34 全体を複数の部分領域に分割して、部分領域のそれぞれを適正画像判定領域 37 に設定する処理であって、R O I 34 全体の部分領域への分割数を固定値に基づき設定する処理である。

【0059】

一方、ステップ S 8 において、固定値分割が設定されていないと判定された場合には、変動値分割処理を行う（ステップ S 10）。この変動値分割処理は、後で図 17 を参照して説明するように、判定領域設定部 25 が、R O I 34 全体を複数の部分領域に分割して、部分領域のそれぞれを適正画像判定領域 37 に設定する処理であって、R O I 34 全体の部分領域への分割数を、下限値以上、上限値以下の間で変化させることを、適正画像判定部 27 により適正な領域であると判定される適正画像判定領域 37 が発見されるまで行う処理である。 20

【0060】

こうして、ステップ S 5、ステップ S 7、ステップ S 9、またはステップ S 10 の何れかの処理を行った場合には、メモリ部 24 に未処理の他の弾性画像があるか否かを判定する（ステップ S 11）。 30

【0061】

そして、他の弾性画像があると判定された場合には、未処理の弾性画像の中から次の弾性画像を選択して（ステップ S 12）からステップ S 4 へ行って、上述したような処理を繰り返して行う。

【0062】

また、ステップ S 11 において、未処理の弾性画像がないと判定された場合には、ステップ S 5、ステップ S 7、ステップ S 9、またはステップ S 10 の処理結果に基づいて、メモリ部 24 に記憶されている弾性画像の中に適正画像が存在するか否かを判定する（ステップ S 13）。 30

【0063】

そして、このステップ S 13 において、適正画像が存在すると判定された場合には適正画像を全て抽出して例えば画像表示部 31 に表示してから（ステップ S 14）、また、適正画像が存在しないと判定された場合にはそのまま、この弾性画像抽出処理から図示しないメイン処理へリターンする。 40

【0064】

次に、図 14 は単一領域処理を示すフローチャートである。

【0065】

図 13 のステップ S 5 においてこの処理に入ると、図 5 を参照して上述したように、弾性画像表示用の R O I 34 全体を適正画像判定領域 37 に設定する（ステップ S 21）。 50

【0066】

続いて、適正画像判定領域 37 の領域特性を算出し（ステップ S 22）、算出した領域

特性に基づき、設定された適正画像判定領域 37 が適正領域であるか否かを判定して（ステップ S 2 3）、この処理から図 1 3 に示す処理にリターンする。

【0067】

図 1 5 は、順次スキャン処理を示すフローチャートである。

【0068】

図 1 3 のステップ S 7 においてこの処理に入ると、まず、所定角度（例えば、ステップ S 4 において閾値となった角度と同一の 60° ）の適正画像判定領域 37 を、弾性画像表示用の R O I 3 4 内の基準位置に設定する（ステップ S 3 1）。

【0069】

続いて、適正画像判定領域 37 の領域特性を算出し（ステップ S 3 2）、算出した領域特性に基づき、設定された適正画像判定領域 37 が適正領域であるか否かを判定する（ステップ S 3 3）。

【0070】

そして、R O I 3 4 内に、適正領域であるか否かをまだ判定していない領域があるか否かを判定して（ステップ S 3 4）、未判定領域があると判定された場合には、R O I 3 4 内において適正画像判定領域 37 を所定のオフセット量（例えば、オフセット角度 30° ）だけ移動して新たな適正画像判定領域 37 を設定し（ステップ S 3 5）、ステップ S 3 2 へ戻って上述した処理を行う。

【0071】

これにより、図 6 ～図 8 に示すように、適正画像判定領域 37 が R O I 3 4 内を順に例えば 30° ずつ移動する順次スキャンが行われる。ここに、図 6 は R O I 3 4 において適正画像判定領域 37 を順次スキャンする際の第 1 の位置の例を示す図、図 7 は R O I 3 4 において適正画像判定領域 37 を順次スキャンする際の第 2 の位置の例を示す図、図 8 は R O I 3 4 において適正画像判定領域 37 を順次スキャンする際の第 3 の位置の例を示す図である。

【0072】

こうして R O I 3 4 の一端から他端までのスキャンが実施されて、ステップ S 3 4 において未判定領域がないと判定された場合には、この処理から図 1 3 に示す処理にリターンする。

【0073】

図 1 6 は、固定値分割処理を示すフローチャートである。

【0074】

図 1 3 のステップ S 9 においてこの処理に入ると、まず、弾性画像表示用の R O I 3 4 を、固定値に基づき部分領域に分割する（ステップ S 4 1）。ここに固定値は、例えば、部分領域のサイズ（部分領域の角度）、あるいは分割数である。

【0075】

例えば、R O I 3 4 の中心角 θ が 60° よりも大きい（ $\theta \leq 60^\circ$ の場合にはステップ S 5 の単一領域処理となるため）ことを想定した上で、固定値を部分領域の角度 60° に設定する。この場合に、R O I 3 4 の中心角 θ が例えば 180° であると、図 9 に示すように R O I 3 4 全体が 3 つの部分領域に分割され、それぞれの部分領域が第 1 ～第 3 の適正画像判定領域 37 a ～37 c に順に設定される。図 9 は、R O I 3 4 において適正画像判定領域を固定値分割する例を示す図である。このような部分領域の角度を固定値とするケースでは、分割数は R O I 3 4 の中心角 θ に応じて異なる（例えば、中心角 θ が 120° の場合には分割数は 2 などとなる）。

【0076】

また、固定値を分割数 3 とした場合に、R O I 3 4 は、上述と同様に、図 9 に示すような 3 つの部分領域に分割（好ましい分割例としては等分割）される。このとき、分割数は R O I 3 4 の中心角 θ の大きさに応じた固定値として与えるようにすると良い。例えば、中心角 θ が、 $60^\circ < \theta \leq 120^\circ$ のときに固定値を 2、 $120^\circ < \theta \leq 180^\circ$ のときに固定値を 3、とする等である。

10

20

30

40

50

【0077】

続いて、分割された部分領域の内の第1の部分領域を適正画像判定領域37（例えば第1の適正画像判定領域37a）に設定して、（ステップS42）、適正画像判定領域37の領域特性を算出し（ステップS43）、算出した領域特性に基づき、設定された適正画像判定領域37が適正領域であるか否かを判定する（ステップS44）。

【0078】

そして、ROI34内に、未処理の部分領域（適正領域であるか否かをまだ判定していない部分領域）があるか否かを判定して（ステップS45）、未処理の部分領域があると判定された場合には、次の部分領域を新たな適正画像判定領域37に設定し（ステップS46）、ステップS43へ戻って上述した処理を行う。

10

【0079】

こうして、ステップS45において未処理の部分領域がないと判定された場合には、この処理から図13に示す処理にリターンする。

【0080】

図17は、変動値分割処理を示すフローチャートである。

【0081】

図13のステップS10においてこの処理に入ると、まず、分割数を示す変数nに、分割数の下限値n_iを初期値として設定する（ステップS51）。ここに、下限値n_iは、例えば2である（分割数を1とする場合は、ステップS5の単一領域処理となるために、ここでは下限値の好適例を2としている）。

20

【0082】

次に、弾性画像表示用のROI34をn個の部分領域に分割（好ましい分割例としては等分割）して（ステップS52）、分割された部分領域の内の第1の部分領域を適正画像判定領域37に設定する（ステップS53）。

【0083】

続いて、適正画像判定領域37の領域特性を算出し（ステップS54）、算出した領域特性に基づき、設定された適正画像判定領域37が適正領域であるか否かを判定する（ステップS55）。

【0084】

そして、処理対象の弾性画像が適正な画像であるか否かを、ステップS55において適正画像判定領域37が適正領域と判定されたか否かによって判定する（ステップS56）。

30

【0085】

ここで、処理対象の弾性画像が適正な画像でないと判定された場合には、ROI34内に、未処理の部分領域（適正領域であるか否かをまだ判定していない部分領域）があるか否かを判定して（ステップS57）、未処理の部分領域があると判定された場合には、次の部分領域を新たな適正画像判定領域37に設定し（ステップS58）、ステップS54へ戻って上述した処理を行う。

【0086】

一方、ステップS57において未処理の部分領域がないと判定された場合には、分割数を示す変数nを1つ増加させてから（ステップS59）、nが分割数の上限値n_fより大きいのか否かを判定する（ステップS60）。

40

【0087】

ここでnが分割数の上限値n_f以下であると判定された場合には、ステップS52へ戻って、新たに設定された分割数nに基づく処理を上述したように行う。

【0088】

これにより、図10～図12に示すように、適正画像判定領域37の数が、図10に示す2つ（37a, 37b）、図11に示す3つ（37a～37c）、図12に示す4つ（37a～37d）、のように順次増加する変動値分割が行われる。ここに、図10はROI34において適正画像判定領域37を変動値分割する際の第1の分割例を示す図、図1

50

1はROI34において適正画像判定領域37を変動値分割する際の第2の分割例を示す図、図12はROI34において適正画像判定領域37を変動値分割する際の第3の分割例を示す図である。

【0089】

また、ステップS60においてnが上限値nfよりも大きいと判定された場合、またはステップS56において処理対象の弾性画像が適正な画像であると判定された場合には、この処理から図13に示す処理にリターンする。

【0090】

なお、ここでは分割数nを下限值niから上限値nfまで変化させたが、上限値nfから下限値niまで変化させても良いし、これらの例に限らず、下限値ni以上、上限値nf以下の間で適宜の順序で変化させても構わない。

10

【0091】

なお、(1)図13のステップS4においてROI34のサイズと比較する閾値、(2)図15のステップS31における適正画像判定領域37の角度およびステップS35におけるオフセット量、(3)図16のステップS41における固定値、(4)図17のステップS51における下限値niおよびステップS60における上限値nfは、設計値に基づいて自動的に設定するようにしても良いし、ユーザが手動で設定するようにしても構わない。このとき、(2)、(3)、および(4)については、さらに、ROI34の中心角の大きさに応じた所定値を与えるテーブルを判定領域設定部25あるいは適正画像判定部27等が予め記憶しておき、ユーザ等により設定されたROI34の中心角の大きさに基づいて、テーブルを参照して各値を決定するようにしても良い。

20

【0092】

また、上述では、ステップS5の単一領域処理、ステップS7の順次スキャン、ステップS9の固定値分割、ステップS10の変動値分割の何れの処理を行うかを自動的に設定したが、ユーザが手動で選択することができるようにしても勿論構わない。

【0093】

さらに、上述した各処理において、適正画像判定領域37が適正領域であると判定した場合には、適正画像判定部27が、さらに、適正領域であると判定した領域を弾性画像に重畳して画像表示部31に表示させユーザに明示するようにしても良い。この場合には、適正画像判定部27が、適正であると判定した適正画像判定領域37を弾性画像に重畳して表示するための信号を生成して、画像表示部31へ送信する。

30

【0094】

そして、上述では体腔内プローブ2を例に挙げて説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、体外式の超音波プローブであっても構わない。そして、体外式の超音波プローブ、具体的にリニア型の超音波プローブである場合には、図13のステップS4においてROI34のサイズと比較する閾値を、例えば、直線スキャン方向の長さとするれば良い。

【0095】

このような実施形態1によれば、適正画像判定領域37をROI34のサイズに応じて設定し、適正画像判定領域37の領域特性に基づいて弾性画像が適正な画像であるか否かを判定するようにしたために、ROI34のサイズに依ることなく、適正な画像を自動で抽出することが可能となる。

40

【0096】

また、ROI34のサイズが、閾値以下の場合にはROI34全体を適正画像判定領域37に設定し、閾値よりも大きい場合には部分領域を適正画像判定領域37に設定するようにしたために、変位源36の大きさに応じて適切な判定を行うことが可能となる。

【0097】

さらに、順次スキャンを行う場合には、ROI34に対する変位源36の位置に依存することなく、適切な判定が可能となる。

【0098】

50

そして、固定値分割を行う場合には、適正画像判定領域 37 を移動する処理を要することなく、変位源 36 の位置に依存しない適切な判定が可能となる。

【0099】

一方、変動値分割を行う場合には、変位源 36 からの圧力を受ける領域の大きさが変化することに対応することが可能となる。

【0100】

また、適正画像判定領域 37 の、変位の平均値と、分散と、偏差と、弾性情報の平均値と、分散と、偏差と、の内の少なくとも 1 つを領域特性として算出する場合には、変位または弾性情報に応じた適切な判定が可能となる。

【0101】

10

さらに、適正画像判定領域 37 の、色付き画素数と、色付き画素の合計面積と、適正画像判定領域 37 全体の画素数に対する色付き画素数の割合と、適正画像判定領域 37 全体の面積に対する色付き画素の合計面積の割合と、の内の少なくとも 1 つを領域特性として算出する場合には、色付き画素を利用した適切な判定が可能となる。

【0102】

そして、適正画像判定領域 37 の、圧力の平均値と、圧力の変化率と、圧力の分散と、圧力の偏差と、の内の少なくとも 1 つを領域特性として算出する場合には、圧力に応じた適切な判定が可能となる。

【0103】

20

加えて、適正であると判定した適正画像判定領域 37 を弾性画像に重畳して表示するようにしたために、弾性画像が適正画像であると判定される元となった適正画像判定領域 37 を、ユーザが容易に確認することが可能となる。

【0104】

なお、上述では主として超音波観測装置を備える超音波観測システムについて説明したが、超音波観測装置または超音波観測システムを上述したように作動させる作動方法であっても良いし、コンピュータに超音波観測装置または超音波観測システムを上述したように作動させるための処理プログラム、該処理プログラムを記録するコンピュータにより読み取り可能な一時的でない記録媒体、等であっても構わない。

【0105】

30

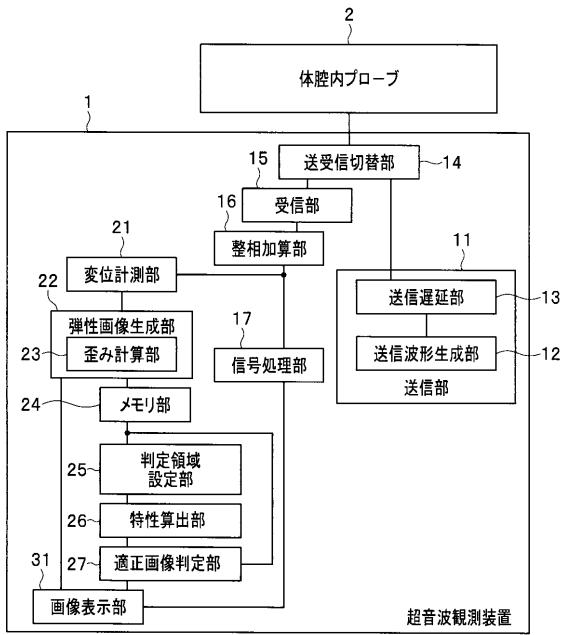
また、本発明は上述した実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化することができる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明の態様を形成することができる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除しても良い。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせても良い。このように、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

【0106】

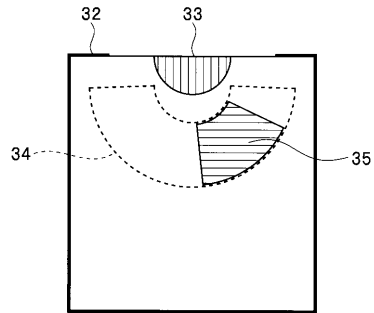
本出願は、2014年8月25日に日本国に出願された特願2014-170752号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

40

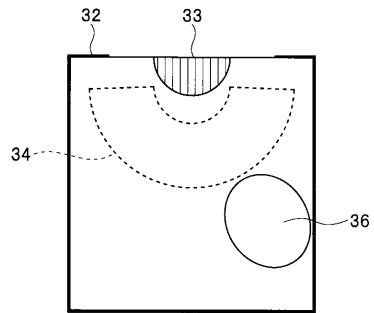
【図 1】



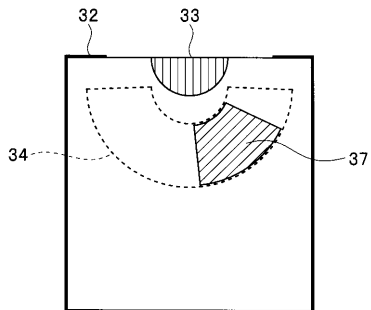
【図 2】



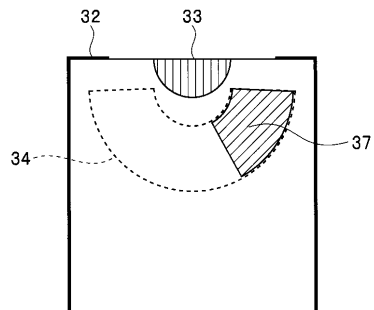
【図 3】



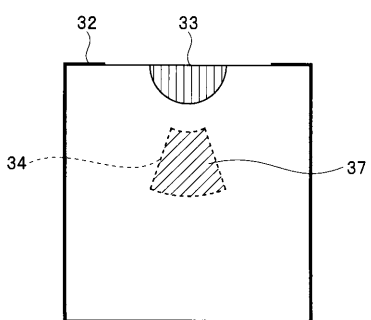
【図 4】



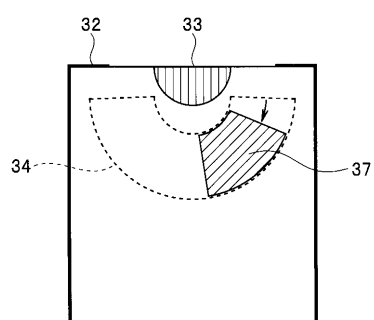
【図 6】



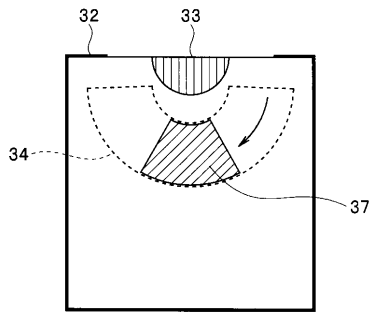
【図 5】



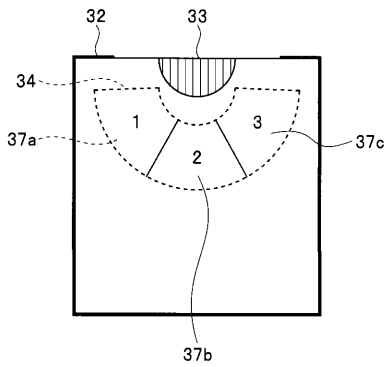
【図 7】



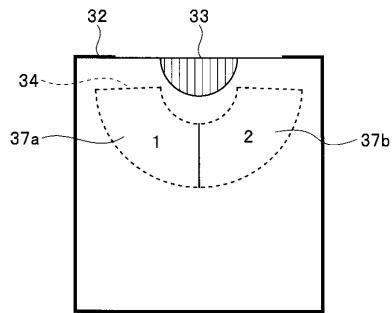
【図 8】



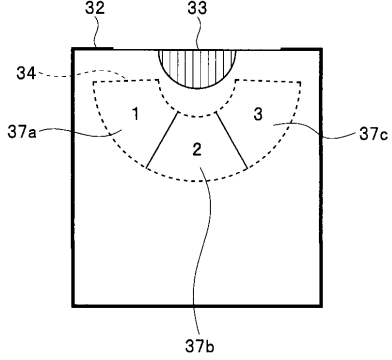
【図 9】



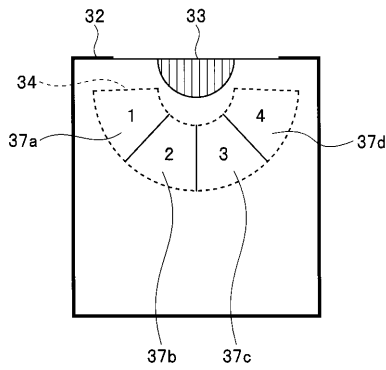
【図 10】



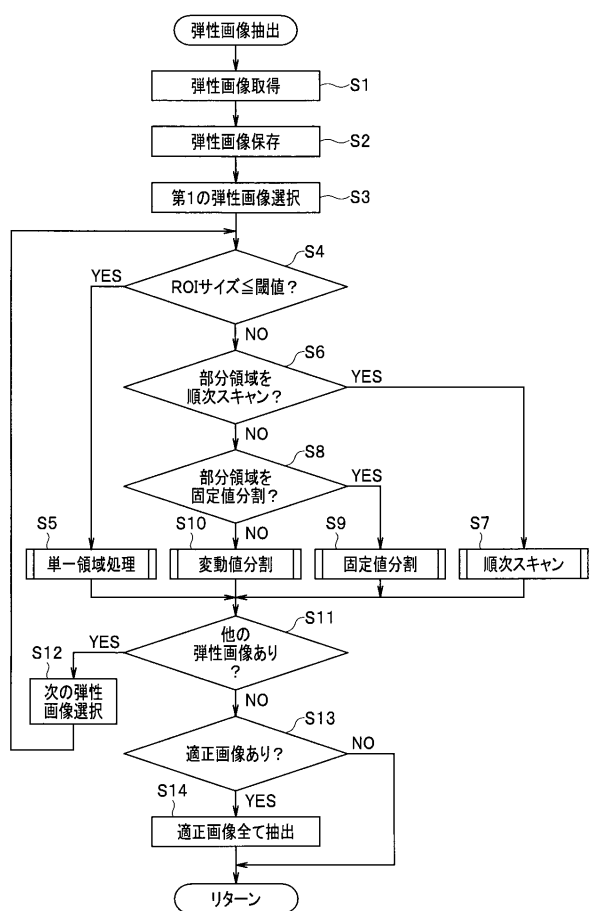
【図 11】



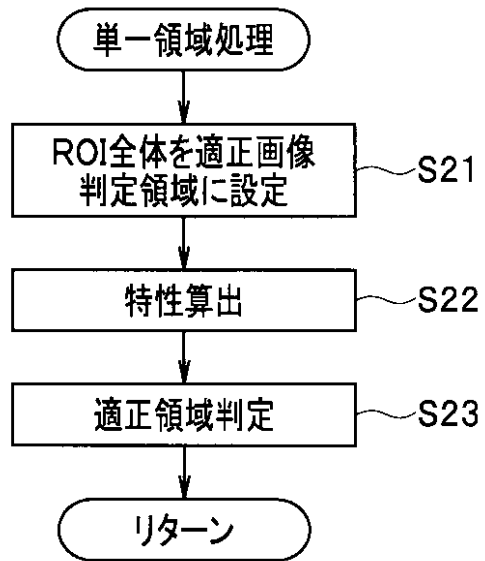
【図 12】



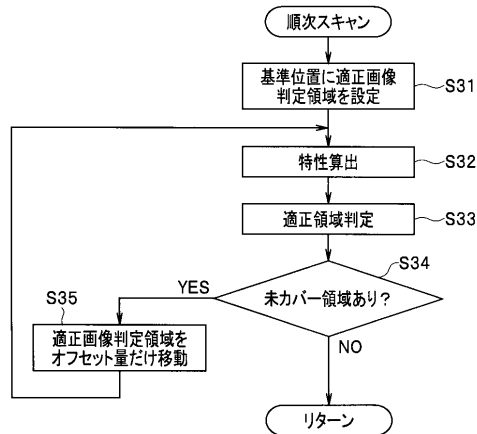
【図 13】



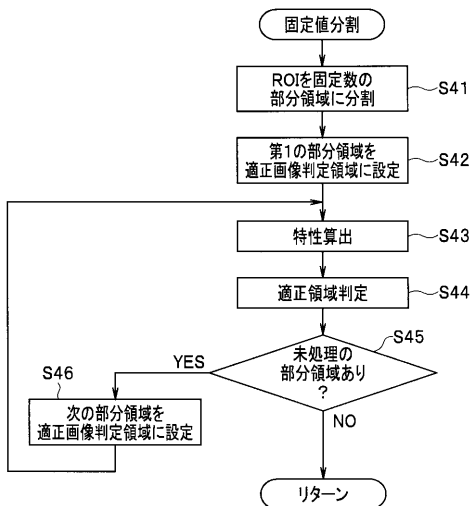
【図 1 4】



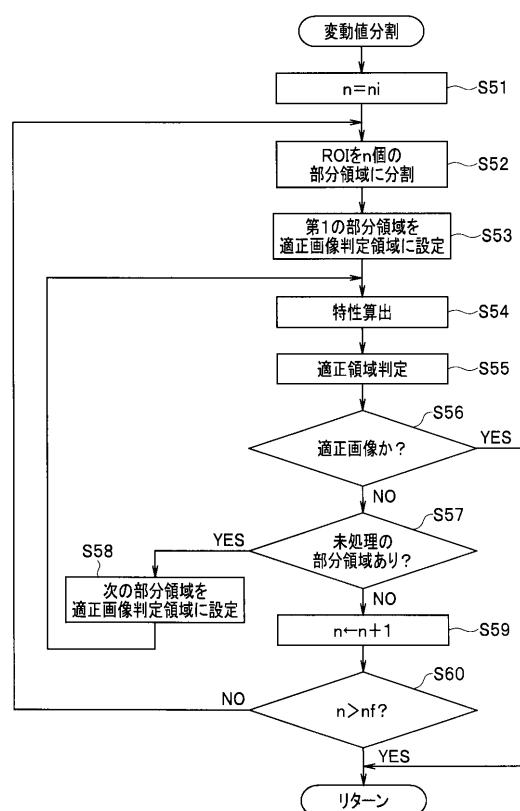
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 1 7】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/057196
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/12(2006.01)i, 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) A61B8/00-8/15 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.
A	JP 2010-119630 A (GE Medical Systems Global Technology Company, L.L.C.), 03 June 2010 (03.06.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-13
A	JP 2012-213545 A (Hitachi Medical Corp.), 08 November 2012 (08.11.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-13
A	WO 2011/010626 A1 (Hitachi Medical Corp.), 27 January 2011 (27.01.2011), entire text; all drawings & US 2012/0253195 A1	1-13
☒ 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 08 May 2015 (08.05.15)		Date of mailing of the international search report 19 May 2015 (19.05.15)
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/JP2015/057196

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-118152 A (Hitachi Medical Corp.), 12 May 2005 (12.05.2005), entire text; all drawings & WO 2004/105615 A1 & EP 1629777 A1 & JP 4455003 B2	1-13

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2015/057196	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i, A61B8/08(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. A61B8/00-8/15			
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 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	
A	JP 2010-119630 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）2010.06.03, 全文、全図（ファミリーなし）	1-13	
A	JP 2012-213545 A（株式会社日立メディコ）2012.11.08, 全文、全図（ファミリーなし）	1-13	
A	WO 2011/010626 A1（株式会社日立メディコ）2011.01.27, 全文、全図 & US 2012/0253195 A1	1-13	
☒ 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日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 08.05.2015		国際調査報告の発送日 19.05.2015	
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） 伊藤 幸仙 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 5 7 1 9 6
C (続き) . 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	JP 2005-118152 A (株式会社日立メディコ) 2005.05.12, 全文、全 図 & WO 2004/105615 A1 & EP 1629777 A1 & JP 4455003 B2	1-13

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，超声波观察系统，超声波观察装置的操作方法		
公开(公告)号	JPWO2016031273A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2015537068	申请日	2015-03-11
[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	三宅達也		
发明人	三宅 達也		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB22 4C601/BB24 4C601/DD19 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/JC37		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2014170752 2014-08-25 JP		
其他公开文献	JP5820962B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

位移测量单元 (21)，其基于超声波信号来测量对象的位移；弹性图像生成单元 (22)，其基于所测量的位移来生成弹性图像；以及一个或多个所生成的弹性图像。存储单元 (24)，用于存储确定区域设置单元 (25)，确定区域设置单元用于根据ROI的大小在弹性图像中设置用于适当图像确定的适当图像确定区域，以及用于计算适当图像确定区域的区域特性的特性 一种超声波观察装置 (1)，其包括：计算单元 (26)；以及适当图像确定单元 (27)，其基于所述区域特性来确定所述弹性图像是否为适当图像。

