

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/138454

発行日 平成30年11月29日 (2018.11.29)

(43) 国際公開日 平成29年8月17日 (2017.8.17)

(51) Int.Cl. F 1 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

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

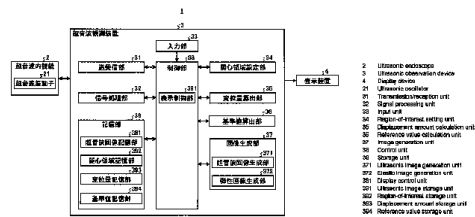
<p>出願番号 特願2017-566917 (P2017-566917)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/003973</p> <p>(22) 国際出願日 平成29年2月3日 (2017.2.3)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2016-25217 (P2016-25217)</p> <p>(32) 優先日 平成28年2月12日 (2016.2.12)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地</p> <p>(74) 代理人 110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所</p> <p>(72) 発明者 三宅 達也 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DD19 EE11 FE01 JB35 JB45 JB48 KK01 KK02 KK24</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法、及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(1)は、超音波信号に基づいて超音波画像のデータを生成する超音波画像生成部(371)と、表示装置(4)における表示を静止画とするフリーズ指示信号の入力を受け付けた場合において、超音波画像内で予め設定される第1の関心領域、及び少なくとも第1の関心領域を包含する複数の第2の関心領域を設定する関心領域設定部(34)と、第1の関心領域及び複数の第2の関心領域の超音波信号に応じた基準値をそれぞれ算出する基準値算出部(36)と、第1の関心領域の基準値と第2の関心領域の基準値とが所定の相関を有し、かつ第2の関心領域が最大となる表示関心領域を設定し、該表示関心領域の硬さに応じた表示態様を有する弾性画像のデータを生成する弾性画像生成部(372)と、を備える。これにより、超音波エラストグラフィにおいて、ユーザが設定した関心領域内の弾性画像の色味に与える影響を抑えつつ、弾性画像の色付けされた領域を拡大できる超音波観測装置を提供する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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

前記超音波信号に基づいて超音波画像のデータを生成する超音波画像生成部と、

表示装置における表示を静止画とするフリーズ指示信号の入力を受け付けた場合において、前記超音波画像内で予め設定される第 1 の関心領域、及び少なくとも前記第 1 の関心領域を包含する複数の第 2 の関心領域を設定する関心領域設定部と、

前記第 1 の関心領域及び複数の前記第 2 の関心領域の前記超音波信号に応じた基準値をそれぞれ算出する基準値算出部と、

前記第 1 の関心領域の前記基準値と前記第 2 の関心領域の前記基準値とが所定の相関を有し、かつ前記第 2 の関心領域が最大となる表示関心領域を設定し、該表示関心領域の硬さに応じた表示態様を有する弾性画像のデータを生成する弾性画像生成部と、

を備えることを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記所定の相関は、前記第 1 の関心領域の前記基準値と前記第 2 の関心領域の前記基準値の比又は差が所定の範囲内にある関係であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記関心領域設定部は、前記超音波画像内の最大の領域を有する前記第 2 の関心領域から、所定の規則に従って領域の一部を除外して逐次前記第 2 の関心領域を設定し、

前記基準値算出部は、前記関心領域設定部が設定した前記第 2 の関心領域の前記基準値を逐次算出し、

前記弾性画像生成部は、前記第 1 の関心領域の前記基準値と前記第 2 の関心領域の前記基準値とを逐次比較し、前記第 1 の関心領域の前記基準値と前記第 2 の関心領域の前記基準値とが所定の相関を有する場合に、その時点の前記第 2 の関心領域を前記表示関心領域に設定することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記関心領域設定部は、前記第 1 の関心領域に対して、より遠い領域から順に除外して前記第 2 の関心領域を設定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 5】

前記関心領域設定部は、前記超音波画像を構成する前記超音波振動子の音線に沿った領域、及び前記超音波画像を構成する前記超音波振動子の走査方向に沿った領域を順に除外して前記第 2 の関心領域を設定することを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

複数の超音波画像を加算平均してなる平均画像を生成するアベレージ指示信号の入力を受け付けたとき、前記平均画像のデータを生成する平均画像生成部をさらに備え、

前記関心領域設定部は、前記複数の超音波画像の各超音波画像について、前記第 1 の関心領域及び複数の前記第 2 の関心領域を設定し、

前記弾性画像生成部は、前記各超音波画像における前記第 1 の関心領域の前記基準値と前記各超音波画像における前記第 2 の関心領域の前記基準値とが前記所定の相関を有し、かつ前記第 2 の関心領域が最大となる領域を第 3 の関心領域に設定し、前記各第 3 の関心領域が互いに重複する領域に対応する前記平均画像内の領域を前記表示関心領域に設定することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

前記関心領域設定部は、前記第 1 の関心領域から、所定の規則に従って領域の一部を拡大して前記第 2 の関心領域を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置

。

10

20

30

40

50

【請求項 8】

前記所定の相関は、前記第 1 の関心領域の前記基準値と前記第 2 の関心領域の前記基準値との差が所定の範囲内にある関係であり、

前記弾性画像生成部は、前記第 1 の関心領域の前記基準値に応じて、前記所定の範囲を変更することを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 つに記載の超音波観測装置。

【請求項 9】

前記基準値は、前記超音波信号に応じた統計量であることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 つに記載の超音波観測装置。

【請求項 10】

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

表示装置における表示を静止画とするフリーズ指示信号の入力を受け付けた場合において、関心領域設定部が、前記超音波信号に基づいて生成される超音波画像内で予め設定される第 1 の関心領域、及び少なくとも前記第 1 の関心領域を包含する複数の第 2 の関心領域を設定する関心領域設定ステップと、

基準値算出部が、前記第 1 の関心領域及び複数の前記第 2 の関心領域の前記超音波信号に応じた基準値をそれぞれ算出する基準値算出ステップと、

弾性画像生成部が、前記第 1 の関心領域の前記基準値と前記第 2 の関心領域の前記基準値とが所定の相関を有し、かつ前記第 2 の関心領域が最大となる表示関心領域を設定し、該表示関心領域の硬さに応じた表示態様を有する弾性画像のデータを生成する弾性画像生成ステップと、

を有することを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項 11】

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて観測を行う超音波観測装置に、

表示装置における表示を静止画とするフリーズ指示信号の入力を受け付けた場合において、関心領域設定部が、前記超音波信号に基づいて生成される超音波画像内で予め設定される第 1 の関心領域、及び少なくとも前記第 1 の関心領域を包含する複数の第 2 の関心領域を設定する関心領域設定ステップと、

基準値算出部が、前記第 1 の関心領域及び複数の前記第 2 の関心領域の前記超音波信号に応じた基準値をそれぞれ算出する基準値算出ステップと、

弾性画像生成部が、前記第 1 の関心領域の前記基準値と前記第 2 の関心領域の前記基準値とが所定の相関を有し、かつ前記第 2 の関心領域が最大となる表示関心領域を設定し、該表示関心領域の硬さに応じた表示態様を有する弾性画像のデータを生成する弾性画像生成ステップと、

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。

【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、及び超音波観測装置の作動プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、超音波を用いて観察対象を診断する技術として、超音波エラストグラフィが知られている（例えば、特許文献 1 を参照）。超音波エラストグラフィは、生体内の癌や腫瘍組織の硬さが病気の進行状況や生体によって異なることを利用する技術である。この技術では、所定の関心領域（ROI: Region of Interest）における生体組織の変位量の平均値を基準値として色付けを行うことにより、生体組織の硬さに関する情報を画像化した弾性画像を生成する。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 3 】

超音波エラストグラフィでは、ユーザが観察内容に応じて関心領域を設定する。従来の超音波エラストグラフィでは、ユーザが設定した関心領域のみに色付けが施されることが一般的であった。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特許第 5 4 6 5 6 7 1 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

10

【 0 0 0 5 】

ところで、医師等のユーザにとっては、超音波エラストグラフィを用いて診断を行う際に、なるべく広い領域の生体組織の硬さに関する情報を知ることができる方が好ましい。しかしながら、色付けする領域を関心領域からより広い領域に拡大すると、その領域の変位量の平均値である基準値が変わることになる。その結果、弾性画像全体の色味が変わり、かえってユーザが観察しづらい場合があるという課題があった。

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、超音波エラストグラフィにおいて、ユーザが設定した関心領域内の弾性画像の色味に与える影響を抑えつつ、弾性画像の色付けされた領域を拡大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、及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。

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明の一態様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観測を行う超音波観測装置であって、前記超音波信号に基づいて超音波画像のデータを生成する超音波画像生成部と、表示装置における表示を静止画とするフリーズ指示信号の入力を受け付けた場合において、前記超音波画像内で予め設定される第 1 の関心領域、及び少なくとも前記第 1 の関心領域を包含する複数の第 2 の関心領域を設定する関心領域設定部と、前記第 1 の関心領域及び複数の前記第 2 の関心領域の前記超音波信号に応じた基準値をそれぞれ算出する基準値算出部と、前記第 1 の関心領域の前記基準値と前記第 2 の関心領域の前記基準値とが所定の相関を有し、かつ前記第 2 の関心領域が最大となる表示関心領域を設定し、該表示関心領域の硬さに応じた表示態様を有する弾性画像のデータを生成する弾性画像生成部と、を備えることを特徴とする。

30

【 0 0 0 8 】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、前記所定の相関は、前記第 1 の関心領域の前記基準値と前記第 2 の関心領域の前記基準値の比又は差が所定の範囲内にある関係であることを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

40

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、前記関心領域設定部は、前記超音波画像内の最大の領域を有する前記第 2 の関心領域から、所定の規則に従って領域の一部を除外して逐次前記第 2 の関心領域を設定し、前記基準値算出部は、前記関心領域設定部が設定した前記第 2 の関心領域の前記基準値を逐次算出し、前記弾性画像生成部は、前記第 1 の関心領域の前記基準値と前記第 2 の関心領域の前記基準値とを逐次比較し、前記第 1 の関心領域の前記基準値と前記第 2 の関心領域の前記基準値とが所定の相関を有する場合に、その時点の前記第 2 の関心領域を前記表示関心領域に設定することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、前記関心領域設定部は、前記第 1 の関心領域に対して、より遠い領域から順に除外して前記第 2 の関心領域を設定することを特

50

徴とする。

【0011】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、前記関心領域設定部は、前記超音波画像を構成する前記超音波振動子の音線に沿った領域、及び前記超音波画像を構成する前記超音波振動子の走査方向に沿った領域を順に除外して前記第2の関心領域を設定することを特徴とする。

【0012】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、複数の超音波画像を加算平均してなる平均画像を生成するアベレージ指示信号の入力を受け付けたとき、前記平均画像のデータを生成する平均画像生成部をさらに備え、前記関心領域設定部は、前記複数の超音波画像の各超音波画像について、前記第1の関心領域及び複数の前記第2の関心領域を設定し、前記弾性画像生成部は、前記各超音波画像における前記第1の関心領域の前記基準値と前記各超音波画像における前記第2の関心領域の前記基準値とが前記所定の相関を有し、かつ前記第2の関心領域が最大となる領域を第3の関心領域に設定し、前記各第3の関心領域が互いに重複する領域に対応する前記平均画像内の領域を前記表示関心領域に設定することを特徴とする。

10

【0013】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、前記関心領域設定部は、前記第1の関心領域から、所定の規則に従って領域の一部を拡大して前記第2の関心領域を設定することを特徴とする。

20

【0014】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、前記所定の相関は、前記第1の関心領域の前記基準値と前記第2の関心領域の前記基準値との差が所定の範囲内にある関係であり、前記弾性画像生成部は、前記第1の関心領域の前記基準値に応じて、前記所定の範囲を変更することを特徴とする。

【0015】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、前記基準値は、前記超音波信号に応じた統計量であることを特徴とする。

【0016】

また、本発明の一態様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観測を行う超音波観測装置の作動方法であって、表示装置における表示を静止画とするフリーズ指示信号の入力を受け付けた場合において、関心領域設定部が、前記超音波信号に基づいて生成される超音波画像内で予め設定される第1の関心領域、及び少なくとも前記第1の関心領域を包含する複数の第2の関心領域を設定する関心領域設定ステップと、基準値算出部が、前記第1の関心領域及び複数の前記第2の関心領域の前記超音波信号に応じた基準値をそれぞれ算出する基準値算出ステップと、弾性画像生成部が、前記第1の関心領域の前記基準値と前記第2の関心領域の前記基準値とが所定の相関を有し、かつ前記第2の関心領域が最大となる表示関心領域を設定し、該表示関心領域の硬さに応じた表示態様を有する弾性画像のデータを生成する弾性画像生成ステップと、を有することを特徴とする。

30

40

【0017】

また、本発明の一態様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観測を行う超音波観測装置に、表示装置における表示を静止画とするフリーズ指示信号の入力を受け付けた場合において、関心領域設定部が、前記超音波信号に基づいて生成される超音波画像内で予め設定される第1の関心領域、及び少なくとも前記第1の関心領域を包含する複数の第2の関心領域を設定する関心領域設定ステップと、基準値算出部が、前記第1の関心領域及び複数の前記第2の関心領域の前記超音波信号に応じた基準値をそれぞれ算出する基準値算出ステップと、弾性画像生成部が

50

、前記第 1 の関心領域の前記基準値と前記第 2 の関心領域の前記基準値とが所定の相関を有し、かつ前記第 2 の関心領域が最大となる表示関心領域を設定し、該表示関心領域の硬さに応じた表示態様を有する弾性画像のデータを生成する弾性画像生成ステップと、を実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、超音波エラストグラフィにおいて、ユーザが設定した関心領域内の弾性画像の色味に与える影響を抑えつつ、弾性画像の色付けされた領域を拡大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、及び超音波観測装置の作動プログラムを実現することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0019】

【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診断システムの構成を模式的に示す図である。

【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が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図 3】図 3 は、第 1 ROI の弾性画像の表示装置における表示例を示す図である。

【図 4】図 4 は、各画素の変位量を表す図である。

【図 5】図 5 は、第 2 ROI の設定方法の一例を示す図である。

【図 6】図 6 は、第 2 ROI の設定方法の一例を示す図である。

20

【図 7】図 7 は、第 2 ROI の設定方法の一例を示す図である。

【図 8】図 8 は、第 2 ROI の設定方法の一例を示す図である。

【図 9】図 9 は、表示関心領域の弾性画像の表示装置における表示例を示す図である。

【図 10】図 10 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診断システムの構成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 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 12】図 12 は、本発明の実施の形態 3 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 13】図 13 は、第 2 ROI の設定方法の一例を示す図である。

30

【図 14】図 14 は、第 2 ROI の設定方法の一例を示す図である。

【図 15】図 15 は、第 2 ROI の設定方法の一例を示す図である。

【図 16】図 16 は、第 2 ROI の設定方法の一例を示す図である。

【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を備えた超音波診断システムの構成を模式的に示す図である。同図に示す超音波診断システム 1 は、超音波内視鏡 2 と、超音波観測装置 3 と、表示装置 4 と、を備える。

40

【0022】

超音波内視鏡 2 は、その先端部に設けられ、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振動子 21 を有する。超音波振動子 21 は、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、被検体によって反射された超音波エコーを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 21 は、電子走査型でもよいし機械走査型でもよい。超音波内視鏡 2 は、例えば被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）や呼吸器（気管、気管支）などの観測対象に応じて様々なタイプのものが知られ

50

ている。

【0023】

超音波内視鏡2は、被検体内を撮像する撮像部と、撮像時に被検体へ照射する照明光を発生する光源装置から超音波内視鏡2の先端まで該照明光を導くライトガイドとをさらに備えてもよい。

【0024】

超音波観測装置3は、超音波ケーブルを介して超音波内視鏡2との間で電気的な信号を送受信する。超音波観測装置3は、超音波内視鏡2から受信した電気的なエコー信号に所定の処理を施して超音波画像等を生成する。超音波観測装置3は、超音波振動子21との間で信号の送受信を行う送受信部31と、送受信部31から受信したエコー信号をもとにデジタルの受信データを生成する信号処理部32と、超音波観測装置3の動作指示信号を含む各種情報の入力を受け付ける入力部33と、超音波画像内の関心領域を設定する関心領域設定部34と、関心領域内の観測点(サンプリング点)における画像間の変位量を算出する変位量算出部35と、変位量に基づいた基準値を算出する基準値算出部36と、超音波画像及び弾性画像を含む各種画像のデータを生成する画像生成部37と、超音波診断システム1全体の動作を統括して制御する制御部38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39と、を備える。超音波観測装置3は、関心領域における観測対象の相対的な硬さに関する情報を色等の視覚情報によって画像化して表現するエラストグラフィモードを設定可能である。

10

【0025】

送受信部31は、所定の波形及び送信タイミングに基づいてパルス状の送信駆動波信号を超音波振動子21へ送信する。また、送受信部31は、超音波振動子21から電気的なエコー信号を受信する。送受信部31は、制御部38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38へ送信する機能も有する。

20

【0026】

信号処理部32は、エコー信号に対してバンドパスフィルタ、包絡線検波、対数変換など公知の処理を施し、デジタルの超音波画像用受信データ(以下、受信データという)を生成する。信号処理部32は、CPU(Central Processing Unit)等の汎用プロセッサ、又はASIC(Application Specific Integrated Circuit)もしくはFPGA(Field Programmable Gate Array)等の特定の機能を実行する専用の集積回路等を用いて実現される。

30

【0027】

入力部33は、第1の関心領域(以下、第1ROIという)の設定を指示する信号の入力を受け付ける。また、入力部33は、表示装置4における表示を静止画とするフリーズ指示信号の入力を受け付ける。入力部33は、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構成される。

【0028】

関心領域設定部34は、入力部33が受け付けた設定入力に基づいて第1ROIを設定する。また、関心領域設定部34は、入力部33がフリーズ指示信号の入力を受け付けると、第1ROIを包含する複数の第2の関心領域(以下、第2ROIという)を設定する。

40

【0029】

変位量算出部35は、信号処理部32が生成した受信データをもとに、被検体の拍動による加圧に応じた超音波画像内の観測点(サンプリング点)における組織の変位量を算出する。変位量算出部35は、例えば最新の超音波画像と1フレーム前に生成された超音波画像とを比較することによってその変位量を算出する。

【0030】

基準値算出部36は、第1ROI及び複数の第2ROIの変位量算出部35が算出した

50

変位量に応じた基準値をそれぞれ算出する。基準値は、例えば、第1ROI及び複数の第2ROIの変位量の平均値(統計量)である。ただし、基準値は、最大値、最小値、中央値、最頻値等の統計量であってもよい。

【0031】

画像生成部37は、受信データをもとに超音波画像のデータを生成する超音波画像生成部371と、超音波画像内の変位量に基づいて観測対象の組織の硬さに関する情報を視覚的に表現する弾性画像を生成する弾性画像生成部372と、を有する。

【0032】

超音波画像生成部371が生成する超音波画像のデータは、例えば振幅を輝度に変換したBモード画像データである。

【0033】

弾性画像生成部372は、入力部33がフリーズ指示信号の入力を受け付けるまでは、順次第1ROIの硬さに応じた表示態様を有する弾性画像のデータを生成する。弾性画像生成部372は、入力部33がフリーズ指示信号の入力を受け付けると、第1ROIの基準値と第2ROIの基準値とが所定の相関を有し、かつ第2ROIが最大となる表示関心領域を設定する。所定の相関は、例えば、第1ROIの基準値と第2ROIの基準値との差が所定の範囲内にある関係であるが、第1ROIの基準値と第2ROIの基準値との比や和、積等が所定の相関を有する関係としてもよい。そして、弾性画像生成部372は、表示関心領域の硬さに応じた表示態様を有する弾性画像のデータを生成する。弾性画像生成部372が生成する弾性画像は、変位量算出部35の算出結果に基づいて表示関心領域内の各点に色や模様等の視覚情報を付与することによって得られる画像である。具体的には、弾性画像生成部372は、表示関心領域内で平均の硬さに相当する組織に緑色を付与し、平均よりも硬い組織に青色調の色を付与し、平均よりも柔らかい組織に赤色調の色を付与することによって弾性画像のデータを生成する。

【0034】

制御部38は、表示装置4の表示を制御する表示制御部381を有する。表示制御部381は、表示装置4に対し、画像生成部37が生成した各種画像を表示させる制御を行う。

【0035】

制御部38は、演算及び制御機能を有するCPU等の汎用プロセッサ、又はASICもしくはFPGA等の専用の集積回路等を用いて実現される。制御部38が汎用プロセッサ又はFPGAによって実現される場合は、記憶部39が記憶する各種プログラムや各種データを記憶部39から読み出し、超音波観測装置3の動作に関連した各種演算処理を実行することによって超音波観測装置3を統括して制御する。制御部38がASICを用いて構成される場合は、各種処理を単独で実行してもよいし、記憶部39が記憶する各種データ等を用いることによって各種処理を実行してもよい。本実施の形態1において、制御部38と、信号処理部32、関心領域設定部34、変位量算出部35、基準値算出部36及び画像生成部37の少なくとも一部と、を共通の汎用プロセッサ又は専用の集積回路等を用いて構成することも可能である。

【0036】

記憶部39は、超音波画像生成部371が生成した複数の超音波画像のデータを少なくとも一時的に記憶する超音波画像記憶部391と、超音波画像に対して設定された第1ROI及び第2ROIに関する情報を記憶する関心領域記憶部392と、変位量算出部35が算出した変位量を記憶する変位量記憶部393と、基準値算出部36が算出した基準値を記憶する基準値記憶部394と、を有する。超音波画像記憶部391が記憶する超音波画像の枚数は、予め設定されている。変位量記憶部393は、変位量算出部35が変位量を算出する際に必要な分を含む変位量のデータを記憶する。基準値記憶部394は、関心領域設定部34が基準値の比較を実行する際に必要な分を含む基準値のデータを記憶する。

【0037】

記憶部 39 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。作動プログラムを含む各種プログラムは、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。

【0038】

記憶部 39 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)、及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。

【0039】

表示装置 4 は、液晶又は有機 EL (Electro Luminescence) などを用いて構成され、超音波観測装置 3 によって生成された超音波画像及び弾性画像等の画像データを受信して、それらの画像を表示する。

【0040】

図 2 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 2 に示すフローチャートは、超音波診断システム 1 がエラストグラフィモードに設定され、送受信部 31 が送信駆動波の送信を開始し、超音波振動子 21 が超音波の送信を開始した後、超音波画像における第 1 ROI の設定が完了している場合の処理を示している。

【0041】

まず、送受信部 31 は、超音波内視鏡 2 から超音波振動子 21 による観測対象の測定結果であるエコー信号を受信する (ステップ S1)。

【0042】

続いて、信号処理部 32 は、超音波振動子 21 から受信したエコー信号に対して所定の受信処理を行うことによって受信データを生成する (ステップ S2)。具体的には、送受信部 31 は、エコー信号を増幅 (STC 補正) した後、フィルタリング、A/D 変換等の処理を施す。

【0043】

この後、超音波画像生成部 371 は、信号処理部 32 が生成した受信データを用いて超音波画像のデータを生成して超音波画像記憶部 391 へ格納するとともに、表示制御部 381 の制御のもと、そのデータを表示装置 4 へ出力する (ステップ S3)。

【0044】

続いて、変位量算出部 35 は、関心領域記憶部 392 が記憶する第 1 ROI 内の観測点における変位量を算出する (ステップ S4)。この際、変位量算出部 35 は、最新の超音波画像のデータと超音波画像記憶部 391 が記憶する過去の超音波画像のデータとを用いることにより、各観測点における変位量を算出する。

【0045】

その後、弾性画像生成部 372 は、ステップ S4 における各観測点の変位量の算出結果を用いて第 1 ROI の弾性画像のデータを生成し、そのデータを表示装置 4 へ出力する (ステップ S5)。図 3 は、第 1 ROI の弾性画像の表示装置における表示例を示す図である。同図に示す弾性画像 100 は、第 1 ROI 101 の内部の組織ごとの硬さを色によって識別可能に画像化して表示している。図 3 では、色の違いを模様によって模式的に表現している。第 1 ROI 101 の右側には、弾性画像 100 で使用される色を示すカラースケール 102 が表示されている。カラースケール 102 は、例えば上方の色ほど組織が硬い状態に対応している。なお、図 3 では、カラースケール 102 の一部のみ模式的に記載している。図 3 に示す領域 103 は変位量が平均的な領域である。これに対して、領域 104 は相対的に最も柔らかい領域であり、領域 105 は相対的に最も硬い領域である。表

10

20

30

40

50

示装置 4 は、B モード画像と並べて弾性画像 100 を表示する。なお、表示装置 4 が B モード画像に弾性画像 100 を重畳して表示するようにしてもよい。この場合には、画像生成部 37 が B モード画像に弾性画像 100 を重畳した画像のデータを生成し、表示制御部 381 の制御のもと、その画像のデータを表示装置 4 へ出力する。

【0046】

ここで、制御部 38 は、入力部 33 がフリーズ指示信号の指示入力を受け付けたか否かを判定する（ステップ S6）。判定の結果、フリーズ指示信号の指示入力を受け付けた場合（ステップ S6：Yes）、ステップ S7 に進む。一方、判定の結果、フリーズ指示信号の指示入力を受け付けていない場合（ステップ S6：No）、ステップ S1 に戻り、ステップ S1～S5 の処理を繰り返し行う。

10

【0047】

ステップ S7 において、関心領域設定部 34 は、第 2 ROI を設定する。図 4 は、各画素の変位量を表す図である。図 4 では、2 次元状に配置された画素 106 と、その画素 106 における変位量 107 を模式的に表現している。図 4 の中央の破線で囲んだ領域が第 1 ROI 101 に対応する。なお、ここでは、画素 106 毎の変位量 107 に基づいて第 2 ROI を設定する方法を説明するが、複数の画素群の変位量 107 の平均、又は和等に基づいて第 2 ROI を設定してもよい。図 5 は、第 2 ROI の設定方法の一例を示す図である。図 5 に示すように、はじめに、関心領域設定部 34 は、第 2 ROI が最大となるように図 4 に示す全ての画素 106 を含む領域 A101 を第 2 ROI に設定する。

20

【0048】

続いて、基準値算出部 36 は、第 1 ROI 101 及び第 2 ROI の変位量 107 の平均値を算出する（ステップ S8）。具体的には、基準値算出部 36 は、第 1 ROI 101 内の変位量 107 の和（66）を第 1 ROI 101 に含まれる画素数（9）で割って、平均値である 7.33 を算出する。また、基準値算出部 36 は、領域 A101 である第 2 ROI 内の変位量 107 の和（194）を第 1 ROI 101 に含まれる画素数（30）で割って、平均値である 6.47 を算出する。

30

【0049】

その後、弾性画像生成部 372 は、表示制御部 381 の制御のもと、第 1 ROI 101 の変位量 107 の平均値と第 2 ROI の変位量 107 の平均値との差が所定の範囲内にあるか否かを判定する（ステップ S9）。具体的には、例えば、第 1 ROI 101 の変位量 107 の平均値と第 2 ROI の変位量 107 の平均値との差が $-0.01 \sim 0.01$ の範囲内にあるか否かを判定する。ここでは、第 1 ROI 101 の変位量 107 の平均値と第 2 ROI の変位量 107 の平均値との差（0.87）が 0.01 より大きいので（ステップ S9：No）、ステップ S7 に戻り、新たな第 2 ROI を設定する。

40

【0050】

図 6～図 8 は、第 2 ROI の設定方法の一例を示す図である。図 6～図 8 に示すように、関心領域設定部 34 は、超音波画像内の最大の領域を有する第 2 ROI である図 5 の領域 A101 から、所定の規則に従って領域の一部を除外して逐次第 2 ROI を設定する。具体的には、関心領域設定部 34 は、超音波画像を構成する超音波振動子 21 の音線方向（図 6～図 8 の上下方向に対応）に沿った領域、及び超音波画像を構成する超音波振動子 21 の走査方向（図 6～図 8 の左右方向に対応）に沿った領域を順に除外して第 2 ROI を設定する。

【0051】

図 6 の領域 A102～領域 A105 は、領域 A101 から上下左右のいずれか 1 方向を 1 画素分除外した領域である。図 7 の領域 A106～領域 A111 は、領域 A101 から上下左右のいずれか 2 方向を 1 画素分除外した領域である。図 8 の領域 A112、領域 A113 は、領域 A101 から上下左右のいずれか 3 方向を 1 画素分除外した領域である。このように、関心領域設定部 34 は、領域 A102～領域 A113 を逐次第 2 ROI に設定する。

【0052】

50

そして、ステップ S 8 において、基準値算出部 3 6 は、関心領域設定部 3 4 が設定した第 2 R O I の変位量 1 0 7 の平均値を逐次算出する。さらに、ステップ S 9 において、弾性画像生成部 3 7 2 は、表示制御部 3 8 1 の制御のもと、第 1 R O I 1 0 1 の変位量 1 0 7 の平均値と第 2 R O I の変位量 1 0 7 の平均値との差が所定の範囲内にあるか否かを判定する。ここで、第 2 R O I が領域 A 1 0 2 ~ 領域 A 1 1 2 である場合、第 1 R O I 1 0 1 の変位量 1 0 7 の平均値と第 2 R O I の変位量 1 0 7 の平均値との差が所定の範囲 (- 0 . 0 1 ~ 0 . 0 1) 外であるから、逐次ステップ S 7 ~ S 9 の処理が繰り返し行われる。一方、第 2 R O I が領域 A 1 1 3 である場合、第 1 R O I 1 0 1 の変位量 1 0 7 の平均値 (7 . 3 3) と第 2 R O I の変位量 1 0 7 の平均値 (7 . 3 3) との差 (0) が所定の範囲 (- 0 . 0 1 ~ 0 . 0 1) 内である (ステップ S 9 : Y e s) ので、関心領域設定部 3 4 は、その時点の第 2 R O I である領域 A 1 1 3 を表示関心領域に設定する (ステップ S 1 0)。

10

【 0 0 5 3 】

さらに、弾性画像生成部 3 7 2 は、表示関心領域の弾性画像のデータを生成し (ステップ S 1 1)、そのデータを表示装置 4 へ出力する。ステップ S 1 1 の後、超音波観測装置 3 は一連の処理を終了する。

【 0 0 5 4 】

図 9 は、表示関心領域の弾性画像の表示装置における表示例を示す図である。同図に示す弾性画像 2 0 0 において、画像に着色が施され、内部の組織ごとの硬さを視認できる領域は、破線で示す第 1 R O I 1 0 1 から表示関心領域 2 0 1 に拡大された。なお、図 9 に示す領域 2 0 3 は変位量が平均的な領域である。これに対して、領域 2 0 4 は相対的に最も柔らかい領域であり、領域 2 0 5 は相対的に最も硬い領域である。

20

【 0 0 5 5 】

ここで、弾性画像生成部 3 7 2 において、弾性画像を生成する際に、弾性画像を作成する領域の変位量の平均値を基準値として、この基準値と各画素 1 0 6 の変位量との差の大きさによって、その画素 1 0 6 の色を決定している。上述したように第 1 R O I 1 0 1 の変位量の平均値と表示関心領域 2 0 1 の変位量の平均値との差は、所定の範囲内であり十分小さい。その結果、第 1 R O I 1 0 1 と表示関心領域 2 0 1 内の第 1 R O I 1 0 1 に該当する領域との色味はほとんど変わらない。従って、実施の形態 1 に係る超音波観測装置 3 は、超音波エラストグラフィにおいて、ユーザが設定した関心領域内の弾性画像の色味に与える影響を抑えつつ、弾性画像の色付けされた領域を拡大することができる超音波観測装置である。

30

【 0 0 5 6 】

なお、関心領域設定部 3 4 は、第 1 R O I 1 0 1 に対して、より遠い領域から順に除外して第 2 R O I を設定することが好ましい。第 1 R O I 1 0 1 からより遠い領域ほど、第 1 R O I 1 0 1 の変位量の平均値である基準値からの変位量のずれが大きい場合が多く、このような領域を優先的に除外することにより、より早く表示関心領域を見つけることができる。

【 0 0 5 7 】

また、上述した実施の形態 1 では、音線方向が表示装置 4 の上下方向に沿った方向であり、走査方向が表示装置 4 の左右方向に沿った方向であるリニア型の超音波振動子 2 1 を備えた超音波内視鏡 2 を用いる場合について説明したが、これに限られない。超音波内視鏡の超音波振動子は、コンベックス型やラジアル型であってもよく、超音波画像を生成可能な構成であれば特に限定されない。

40

【 0 0 5 8 】

また、第 1 R O I の基準値と第 2 R O I の基準値との差と比較される所定の範囲は、第 1 R O I の基準値に応じて定められてもよい。例えば、第 1 R O I の基準値が大きいほど、所定の範囲を広く設定する。

【 0 0 5 9 】

また、上述した実施の形態 1 においては、ユーザが入力部 3 3 からフリーズ指示信号の

50

入力を行うと、自動的に表示関心領域の弾性画像のデータが表示装置 4 に表示される構成を説明したがこれに限られない。例えば、ユーザが入力部 3 3 からフリーズ指示信号の入力を行うと、表示装置 4 にユーザに対して第 1 R O I と表示関心領域とのどちらを表示するかを選択するメッセージが表示され、ユーザの選択に応じた弾性画像のデータを弾性画像生成部 3 7 2 が生成する構成であってもよい。

【 0 0 6 0 】

(実施の形態 2)

図 1 0 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診断システムの構成を模式的に示す図である。同図に示す超音波診断システム 1 A は、超音波内視鏡 2 と、超音波観測装置 3 A と、表示装置 4 と、を備える。超音波観測装置 3 A 以外の超音波診断システム 1 A の構成は、実施の形態 1 で説明した超音波診断システム 1 の構成と同様である。

10

【 0 0 6 1 】

超音波観測装置 3 A は、実施の形態 1 で説明した超音波観測装置 3 と、画像生成部の構成が異なる。超音波観測装置 3 A が備える画像生成部 3 7 A は、超音波画像生成部 3 7 1 及び弾性画像生成部 3 7 2 に加えて、平均画像生成部 3 7 3 A を有する。

【 0 0 6 2 】

平均画像生成部 3 7 3 A は、表示装置 4 における表示を静止画とするフリーズ指示信号が入力部 3 3 から入力された場合において、さらにアベレージ指示信号が入力部 3 3 から入力されているとき、アベレージ指示信号において指定された超音波画像からなる複数の超音波画像における各画素の画素値を加算平均することによって平均画像のデータを生成する。加算平均の対象とする画像は、入力部 3 3 が選択入力を受け付ける。具体的には、入力部 3 3 がアベレージ指示信号の入力を受け付けると、表示制御部 3 8 1 が表示装置 4 に加算平均の対象となる過去の超音波画像を表示させる。この際、表示制御部 3 8 1 は、表示装置 4 に超音波画像を 1 枚ずつ表示させてもよいし、数枚ずつ表示させてもよい。平均画像生成部 3 7 3 A は、表示装置 4 が表示している超音波画像の中から選択された複数の超音波画像を用いて平均画像のデータを生成する。

20

【 0 0 6 3 】

関心領域設定部 3 4 は、選択された複数の超音波画像の各超音波画像について、それぞれ第 1 R O I 及び複数の第 2 R O I を設定する。そして、弾性画像生成部 3 7 2 は、各超音波画像における第 1 R O I の基準値と各超音波画像における第 2 R O I の基準値とが所定の相関を有し、かつ第 2 R O I が最大となる領域を第 3 の関心領域 (以下、第 3 R O I という) に設定する。さらに、関心領域設定部 3 4 は、各第 3 R O I が互いに重複する領域に対応する平均画像内の領域を表示関心領域に設定する。

30

【 0 0 6 4 】

図 1 1 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 1 に示すフローチャートも、超音波診断システム 1 A がエラストグラフィモードに設定され、送受信部 3 1 が送信駆動波の送信を開始し、超音波振動子 2 1 が超音波の送信を開始した後、超音波画像における第 1 R O I の設定が完了している場合の処理を示している。さらに、予め入力部 3 3 からアベレージ指示信号が入力されているとする。ステップ S 2 1 ~ S 2 6 の処理は、実施の形態 1 で説明したステップ S 1 ~ S 6 の処理に順次対応している。

40

【 0 0 6 5 】

ステップ S 2 6 の後、平均画像生成部 3 7 3 A は、アベレージ指示信号において指定された超音波画像からなる複数の超音波画像における各画素の画素値を加算平均することによって平均画像のデータを生成する (ステップ S 2 7)。ステップ S 2 8 ~ S 3 0 の処理は、実施の形態 1 で説明したステップ S 7 ~ S 9 の処理に順次対応しているが、これらの処理はアベレージ指示信号において指定された複数の超音波画像の各超音波画像に対して、それぞれ実行される。その結果、各超音波画像において、第 1 R O I の基準値と第 2 R O I の基準値とが所定の相関を有し、かつ第 2 R O I が最大となる領域が第 3 R O I に設

50

定される（ステップS31）。

【0066】

続いて、関心領域設定部34は、各超音波画像の第3ROIが互いに重複する領域を抽出し、平均画像内における抽出した領域を表示関心領域に設定する（ステップS32）。

【0067】

その後、弾性画像生成部372は、平均画像における表示関心領域の弾性画像のデータを生成し（ステップS33）、そのデータを表示装置4へ出力する。ステップS33の後、超音波観測装置3は一連の処理を終了する。

【0068】

以上説明した本発明の実施の形態2によれば、平均画像において、弾性画像の色味に与える影響を抑えつつ、弾性画像の色付けされた領域を拡大することができる。

10

【0069】

なお、入力部33へのアベレージ指示信号の入力は、上述したように予め超音波エラストグラフィによる診断を開始する際に行ってもよいし、入力部33へフリーズ指示信号が入力された後に行ってもよい。

【0070】

また、上述した実施の形態2において、関心領域設定部34は、各超音波画像の第3ROIが互いに重複する領域を抽出して表示関心領域を設定することにより、確実に弾性画像の色味に与える影響を抑える構成としたが、これに限られない。例えば、関心領域設定部34は、いずれかの超音波画像において第3ROIに設定された領域に対応する平均画像内の領域を表示関心領域に設定してもよい。その結果、表示関心領域をより広い領域とすることができる。

20

【0071】

また、弾性画像生成部372は、平均画像において、第1ROIの基準値と第2ROIの基準値とが所定の相関を有し、かつ第2ROIが最大となる領域を表示関心領域に設定してもよい。

【0072】

（実施の形態3）

実施の形態3に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの構成は、実施の形態1で説明した超音波診断システム1の構成と同様であるが、超音波観測装置3が行う処理が異なる。

30

【0073】

図12は、本発明の実施の形態3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12に示すフローチャートも、超音波診断システム1がエラストグラフィモードに設定され、送受信部31が送信駆動波の送信を開始し、超音波振動子21が超音波の送信を開始した後、超音波画像における第1ROIの設定が完了している場合の処理を示している。ステップS41～S46の処理は、実施の形態1で説明したステップS1～S6の処理に順次対応している。

【0074】

ステップS46の後、関心領域設定部34は、第2ROIを設定する（ステップS47）。図13～図16は、第2ROIの設定方法の一例を示す図である。図13～図16に示すように、関心領域設定部34は、第1ROIから、所定の規則に従って領域の一部を拡大して第2ROIを設定する。具体的には、関心領域設定部34は、はじめに、第1ROIを上方に1画素分だけ拡大した領域A301を第2ROIに設定する。

40

【0075】

続いて、基準値算出部36は、第1ROI及び第2ROIの変位量の平均値を算出する（ステップS48）。

【0076】

その後、弾性画像生成部372は、表示制御部381の制御のもと、第1ROIの変位量の平均値と第2ROIの変位量の平均値との差が所定の範囲内にあるか否かを判定する

50

(ステップS49)。具体的には、第1ROIの変位量の平均値と領域A301である第2ROIの変位量の平均値との差が $-0.01 \sim 0.01$ の範囲内にあるか否かを判定する。第1ROIの変位量の平均値と第2ROIの変位量の平均値との差が 0.01 より大きい場合(ステップS49:No)、ステップS50に進む。

【0077】

ステップ50において、第2ROIに設定されている領域が最大の領域であるか否かを判定する。判定の結果、第2ROIに設定されている領域が最大の領域でない場合(ステップS50:No)、ステップS47に戻り、新たな第2ROIが設定される。図13に示すように、新たな第2ROIは、第1ROIを右側、下側にそれぞれ1画素分だけ拡大した領域A302、領域303である。

10

【0078】

ステップS49において、領域A303が第2ROIに設定されている場合、第1ROIの変位量の平均値と第2ROIの変位量の平均値との差が $-0.01 \sim 0.01$ の範囲内と判定される(ステップS49:Yes)。このとき、関心領域設定部34は、領域A303を第4の関心領域(以下、第4ROIという)に設定する(ステップS51)。

【0079】

その後、関心領域設定部34は、第4ROIから領域を拡げるように第2ROIを設定する。具体的には、関心領域設定部34は、図14に示すように、領域A303である第4ROIを上右下の各方向に1画素分拡大した領域である領域A304、領域A305、領域A306を順に第2ROIに設定する。

20

【0080】

さらに、ステップS49において、領域A306が第2ROIに設定されている場合、第1ROIの変位量の平均値と第2ROIの変位量の平均値との差が $-0.01 \sim 0.01$ の範囲内と判定される(ステップS49:Yes)。このとき、関心領域設定部34は、領域A306を新たな第4ROIに設定する。その後、図15及び16に示すように、関心領域設定部34は、第4ROIから領域を拡げるように領域A307~A313を第2ROIに設定する。

【0081】

その後、ステップS50において、領域A313が第2ROIに設定されている場合、第2ROIに設定されている領域が最大の領域であると判定され(ステップS50:Yes)、関心領域設定部34は、その時点の第4ROIである領域A306を表示関心領域に設定する(ステップS52)。

30

【0082】

さらに、弾性画像生成部372は、表示関心領域の弾性画像のデータを生成し(ステップS53)、そのデータを表示装置4へ出力する。ステップS53の後、超音波観測装置3は一連の処理を終了する。

【0083】

以上説明した本発明の実施の形態3によれば、関心領域設定部34が第1ROIから領域を拡げるように第2ROIを設定し、順次より大きい第4ROIを設定することにより、より早く表示関心領域を見つけることができる。

40

【0084】

なお、上述した実施の形態において、関心領域設定部34は、第2ROIを狭めながら表示関心領域を設定する(実施の形態1及び実施の形態2)、又は第2ROIを拡げながら表示関心領域を設定する(実施の形態3)がこれに限られない。例えば、関心領域設定部34は、第1ROIを含む全ての領域のパターンを網羅するように第2ROIを設定してもよい。その結果、表示関心領域は、確実に最大の領域に設定される。

【0085】

超音波プローブとして、例えば光学系のない細径の超音波ミニチュアプローブを適用してもよい。超音波ミニチュアプローブは、通常、胆道、胆管、膵管、気管、気管支、尿道、尿管へ挿入され、その周囲臓器(膵臓、肺、前立腺、膀胱、リンパ節等)を観察する際

50

に用いられる。また、超音波プローブとして、被検体の体表から超音波を照射する体外式超音波プローブを適用してもよい。体外式超音波プローブは、通常、腹部臓器（肝臓、胆嚢、膀胱）、乳房（特に乳腺）、甲状腺等を観察する際に用いられる。

【0086】

さらなる効果や変形例は、当業者によって容易に導き出すことができる。よって、本発明のより広範な態様は、以上のように表わしかつ記述した特定の詳細及び代表的な実施形態に限定されるものではない。従って、添付のクレーム及びその均等物によって定義される総括的な発明の概念の精神又は範囲から逸脱することなく、様々な変更が可能である。

【符号の説明】

【0087】

- 1、1 A 超音波診断システム
- 2 超音波内視鏡
- 3、3 A 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 入力部
- 3 4 関心領域設定部
- 3 5 変位量算出部
- 3 6 基準値算出部
- 3 7、3 7 A 画像生成部
- 3 8 制御部
- 3 9 記憶部
- 1 0 0、2 0 0 弾性画像
- 1 0 1 第 1 R O I
- 1 0 2 カラースケール
- 1 0 3、1 0 4、1 0 5、2 0 3、2 0 4、2 0 5 領域
- 1 0 6 画素
- 1 0 7 変位量
- 2 0 1 表示関心領域
- 3 7 1 超音波画像生成部
- 3 7 2 弾性画像生成部
- 3 7 3 A 平均画像生成部
- 3 8 1 表示制御部
- 3 9 1 超音波画像記憶部
- 3 9 2 関心領域記憶部
- 3 9 3 変位量記憶部
- 3 9 4 基準値記憶部
- A 1 0 1、A 1 0 2、A 1 0 3、A 1 0 4、A 1 0 5、A 1 0 6、A 1 0 7、A 1 0 8
- 、A 1 0 9、A 1 1 0、A 1 1 1、A 1 1 2、A 1 1 3、A 3 0 1、A 3 0 2、A 3 0 3
- 、A 3 0 4、A 3 0 5、A 3 0 6、A 3 0 7、A 3 0 8、A 3 0 9、A 3 1 0、A 3 1 1
- 、A 3 1 2、A 3 1 3 領域

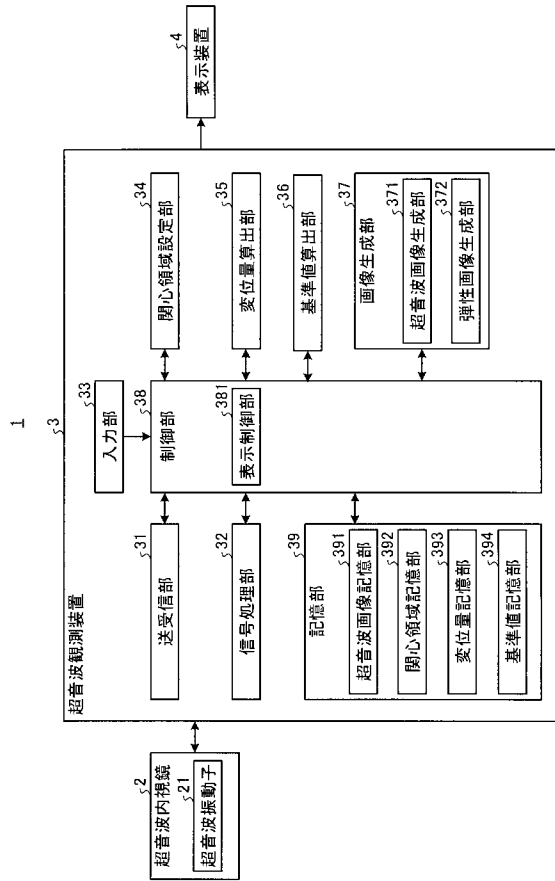
10

20

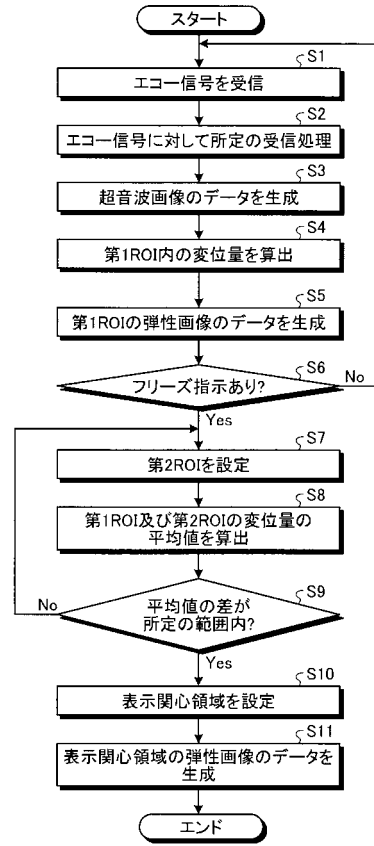
30

40

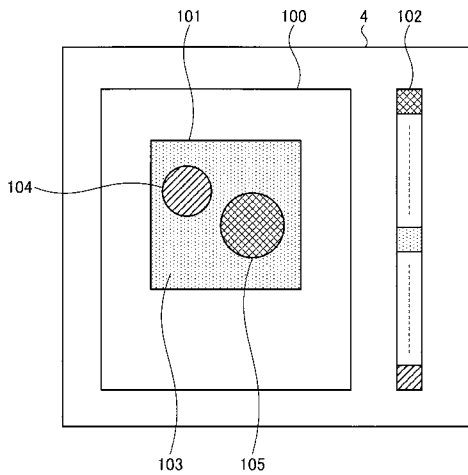
【図1】



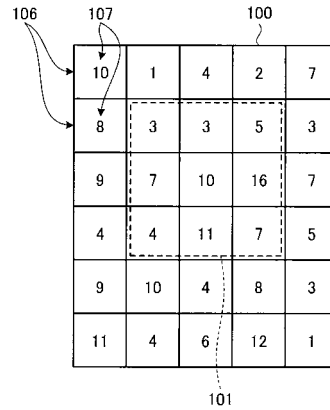
【図2】



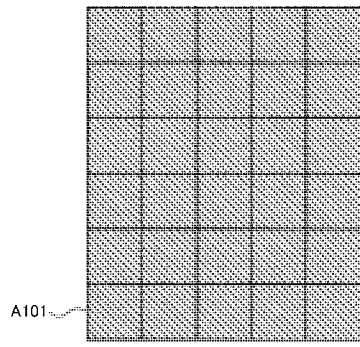
【図3】



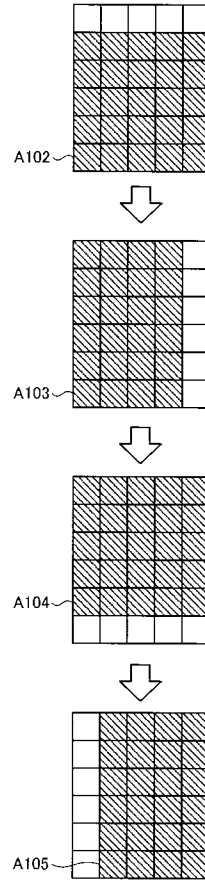
【図4】



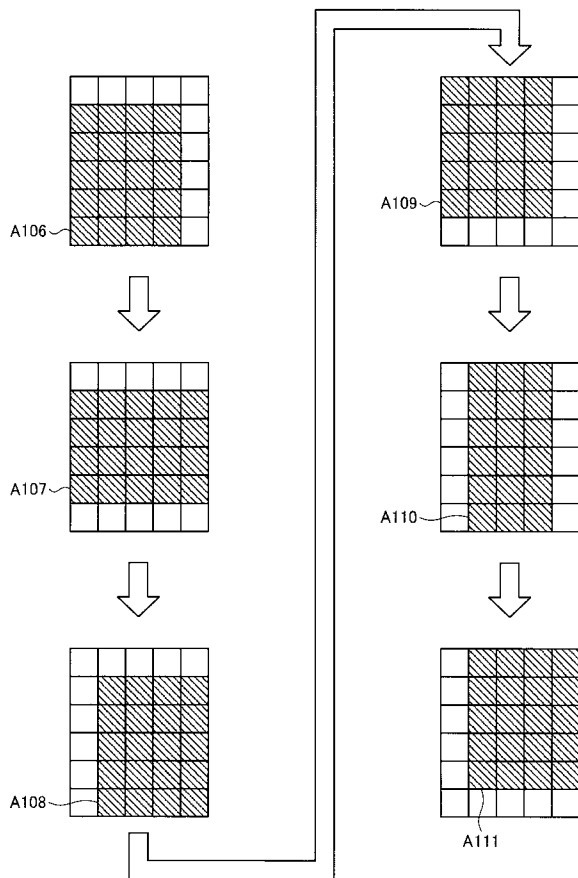
【 図 5 】



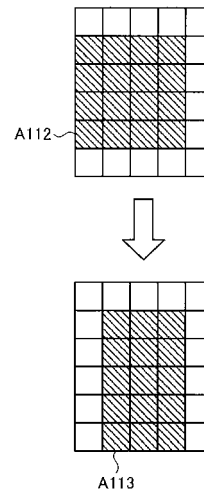
【 図 6 】



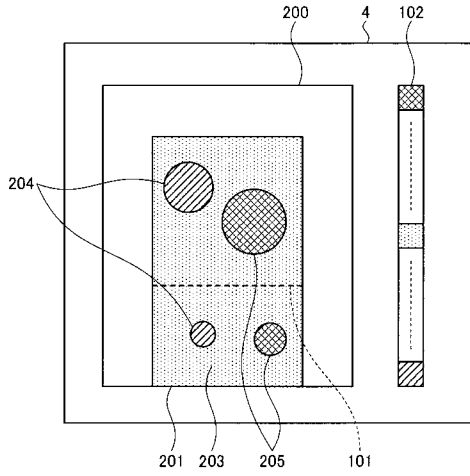
【 図 7 】



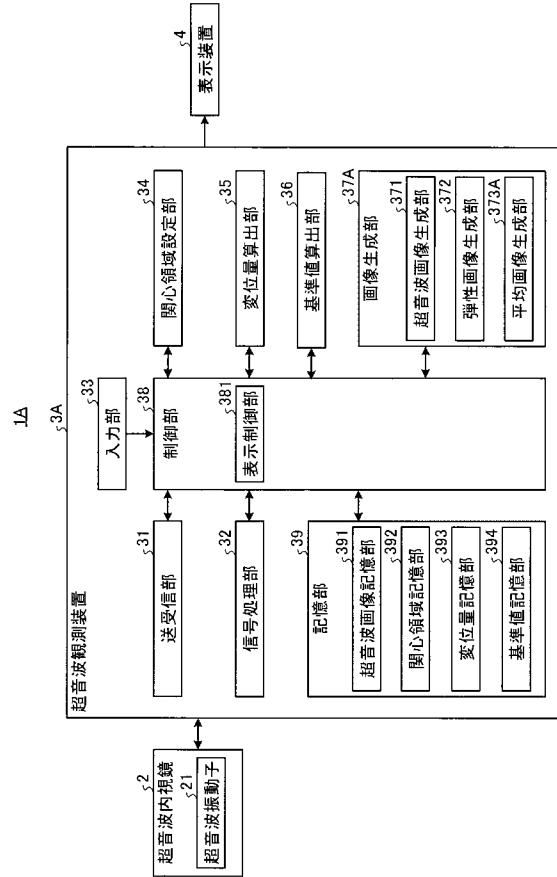
【 図 8 】



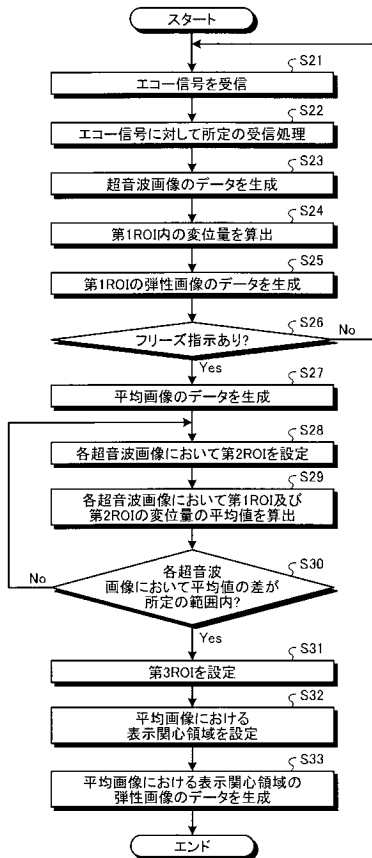
【 図 9 】



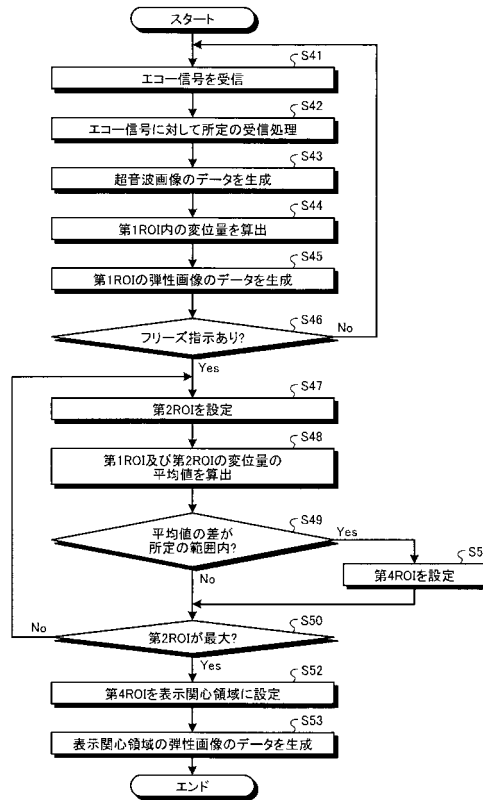
【 図 10 】



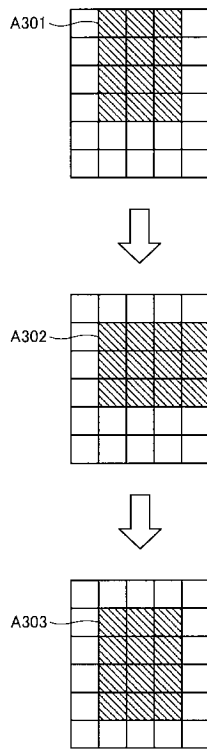
【 図 11 】



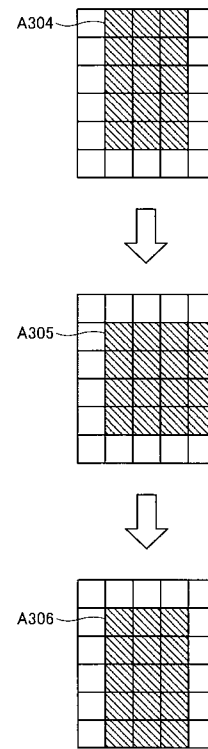
【 図 12 】



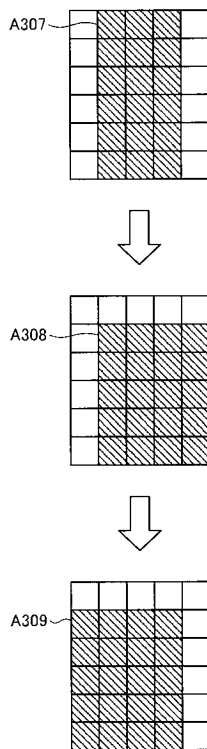
【 図 1 3 】



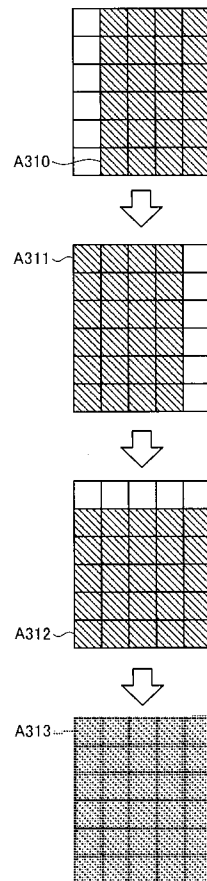
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/003973
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) A61B8/00-8/15 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 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 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 5465671 B2 (Hitachi Medical Corp.), 09 April 2014 (09.04.2014), paragraphs [0044] to [0054]; fig. 1 to 5 (Family: none)	1-11
A	JP 3991282 B2 (Hitachi Medical Corp.), 17 October 2007 (17.10.2007), paragraphs [0033] to [0040]; fig. 2 to 3 (Family: none)	1-11
A	JP 2007-275456 A (Aloka Co., Ltd.), 25 October 2007 (25.10.2007), paragraphs [0026] to [0029]; fig. 2 (Family: none)	1-11
<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 "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 27 February 2017 (27.02.17)		Date of mailing of the international search report 07 March 2017 (07.03.17)
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/JP2017/003973

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 2002-125971 A (Aloka Co., Ltd.), 08 May 2002 (08.05.2002), paragraphs [0026] to [0041]; fig. 1 to 5 (Family: none)	1-11
A	JP 2015-131097 A (Toshiba Corp.), 23 July 2015 (23.07.2015), paragraphs [0010] to [0082]; fig. 1 to 6 & US 2015/0164480 A1 paragraphs [0029] to [0100]; fig. 1 to 6	1-11

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 0 3 9 7 3	
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. A61B8/00 - 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 1971-2017年 日本国実用新案登録公報 1996-2017年 日本国登録実用新案公報 1994-2017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 5465671 B2 (株式会社日立メディコ) 2014.04.09, [0044]-[0054], 図 1-5 (ファミリーなし)	1-11	
A	JP 3991282 B2 (株式会社日立メディコ) 2007.10.17, [0033]-[0040], 図 2-3 (ファミリーなし)	1-11	
A	JP 2007-275456 A (アロカ株式会社) 2007.10.25, [0026]-[0029], 図 2 (ファミリーなし)	1-11	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー		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 27.02.2017		国際調査報告の発送日 07.03.2017	
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) 山口 裕之	2U 6004
		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 7 / 0 0 3 9 7 3
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
A	JP 2002-125971 A (アロカ株式会社) 2002.05.08, [0026]-[0041], 図 1-5 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 2015-131097 A (株式会社東芝) 2015.07.23, [0010]-[0082], 図 1-6 & US 2015/0164480 A1, [0029]-[0100], FIG. 1-6	1-11

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, KH, 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

(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	JPWO2017138454A1	公开(公告)日	2018-11-29
申请号	JP2017566917	申请日	2017-02-03
[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		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4438 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5253		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/JB35 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/KK01 4C601/KK02 4C601/KK24		
优先权	2016025217 2016-02-12 JP		
其他公开文献	JP6594458B2 JPWO2017138454A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波观察装置 (1) 是超声波图像生成部 (371)，该超声波图像生成部 (371) 基于超声波信号和使显示装置 (4) 显示静止图像的冻结指示信号而生成超声波图像数据。在接受的情况下，在超声图像中预设第一关注区域，以及关注区域设置单元 (34)，其设置至少包括第一关注区域的多个第二关注区域，以及参考值计算单元 (36)，用于分别计算与第一ROI和多个第二ROI的超声信号相对应的参考值，以及第一ROI和第二ROI的参考值与参考值具有预定相关性的弹性，并设置使第二ROI最大化的显示ROI，并根据显示ROI的硬度生成具有显示模式的弹性图像数据。以及图像生成单元 (372)。因此，在超声波弹性成像中，提供了一种超声波观察装置，其能够在抑制用户设定的关注区域中对弹性图像的色调的影响的同时扩大弹性图像的着色区域。

