

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2017/150368

発行日 平成30年12月20日 (2018.12.20)

(43) 国際公開日 平成29年9月8日 (2017.9.8)

(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 未請求 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

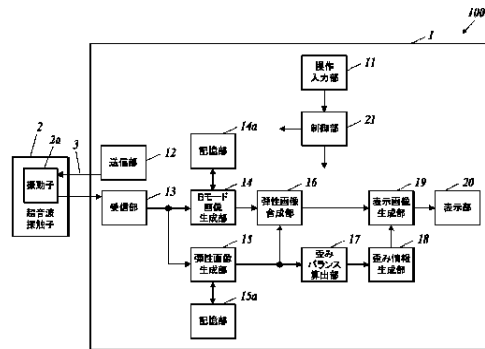
<p>出願番号 特願2018-503098 (P2018-503098)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/007055</p> <p>(22) 国際出願日 平成29年2月24日 (2017.2.24)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2016-37133 (P2016-37133)</p> <p>(32) 優先日 平成28年2月29日 (2016.2.29)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 000001270                  コニカミノルタ株式会社                  東京都千代田区丸の内二丁目7番2号</p> <p>(74) 代理人 110001254                  特許業務法人光陽国際特許事務所</p> <p>(72) 発明者 高木 一也                  東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内</p> <p>(72) 発明者 武田 義浩                  東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DD19 DD23 EE11 EE14 GD04                  JB34 JC23 JC37 KK02 KK24                  KK31</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波情報処理方法

(57) 【要約】

超音波診断装置 100 は、超音波を送受信する超音波探触子 2 により被検体に圧迫を加え被検体の対象に超音波を送受信し対象の歪みを測定する。超音波診断装置 100 は、超音波探触子 2 に駆動信号を供給する送信部 12 と、超音波探触子 2 から出力された受信信号を処理する受信部 13 と、処理された受信信号に基づいて、圧迫によって生じた被検体の弾性情報としての歪み情報を算出する弾性画像生成部 15 と、弾性画像生成部 15 で算出された歪み情報から被検体の水平方向の歪み分布を算出し、水平方向の歪み分布から水平方向の歪み分布のバランスを算出する歪みバランス算出部 17 と、水平方向の歪み分布のバランスを示すバランス表示情報を生成する歪み情報生成部 18 と、を備える。



- 2 Ultrasonic probe
- 2a Oscillator
- 11 Operation input unit
- 12 Transmission unit
- 13 Reception unit
- 14 B-mode image generation unit
- 14a Storage unit
- 15 Elasticity image generation unit
- 16 Elasticity image synthesis unit
- 17 Distortion balance calculation unit
- 18 Distortion information generation unit
- 19 Display image generation unit
- 20 Display unit
- 21 Control unit

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波を送受信する超音波探触子により被検体に圧迫を加え当該被検体の対象に超音波を送受信し当該対象の歪みを測定する超音波診断装置であって、

前記超音波探触子に駆動信号を供給する送信部と、

前記超音波探触子から出力された受信信号を処理する受信部と、

前記処理された受信信号に基づいて、前記圧迫によって生じた前記被検体の弾性情報としての歪み情報を算出する歪み情報算出部と、

前記歪み情報算出部で算出された歪み情報から前記被検体の水平方向の歪み分布を算出し、当該水平方向の歪み分布から水平方向の歪み分布のバランスを算出する歪みバランス算出部と、

前記水平方向の歪み分布のバランスを示すバランス表示情報を生成する歪み情報生成部と、を備える超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記歪み情報算出部は、前記処理された受信信号に基づいて、2次元の歪み分布を示す弾性画像データを生成する弾性画像生成部であり、

前記歪みバランス算出部は、前記生成された弾性画像データから水平方向の歪み分布のバランスを算出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記歪みバランス算出部は、前記生成された弾性画像データのうち、所定の垂直位置より体表側の弾性画像を用いて、水平方向の歪み分布のバランスを算出する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記歪み情報生成部は、前記算出された水平方向の歪み分布のバランスを示す回帰直線と、当該回帰直線の傾きの許容範囲を示す基準表示要素と、を含む前記バランス表示情報を生成する請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記歪み情報生成部は、前記基準表示要素に対する前記回帰直線の傾きの許容範囲の評価結果により前記回帰直線の色を変更する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記歪み情報算出部は、前記処理された受信信号に基づいて、2次元の歪み分布を示す弾性画像データを生成する弾性画像生成部であり、

前記歪みバランス算出部は、前記生成された弾性画像データから垂直方向の歪みの累積量を示す2次元の歪み累積分布を算出し、

前記歪み情報生成部は、前記2次元の歪み累積分布から2次元の等値線分布を生成する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記歪み情報生成部は、前記2次元の等値線分布の線の色を当該線の形状から決定する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記歪み情報生成部は、前記2次元の等値線分布のうち、表在側の等値線のみを生成する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

前記生成されたバランス表示情報を表示部に表示する表示制御部を備える請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

前記表示制御部は、ライブモードよりもシネモードにおいて表示情報量を増やす請求項 9 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 11】**

前記バランス表示情報とともに表示する表示情報を生成する表示情報生成部を備え、

10

20

30

40

50

前記バランス表示情報とともに表示する表示情報は、前記水平方向の歪み分布のバランスのスコア、歪み量、前記受信信号に基づく信頼値、現フレームの前及び後の少なくとも一方のフレームの前記水平方向の歪み分布のバランス直線の少なくとも1つを含む請求項1から10のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項12】

超音波を送受信する超音波探触子により被検体に圧迫を加え当該被検体の対象に超音波を送受信し当該対象の歪みを測定する超音波情報処理方法であって、

前記超音波探触子に駆動信号を供給する工程と、

前記超音波探触子から出力された受信信号を処理する工程と、

前記処理された受信信号に基づいて、前記圧迫によって生じた前記被検体の弾性情報としての歪み情報を算出する工程と、

前記算出された歪み情報から前記被検体の水平方向の歪み分布を算出し、当該水平方向の歪み分布から水平方向の歪み分布のバランスを算出する工程と、

前記水平方向の歪み分布のバランスを示すバランス表示情報を生成する工程と、を含む超音波情報処理方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び超音波情報処理方法に関する。

20

【背景技術】

【0002】

従来、超音波を被検体内部に照射し、その反射波を受信して画像化または解析することにより組織構造や性状を観察できる超音波診断装置がある。超音波診断では、被検体を非破壊、非侵襲で調べることが出来る。

【0003】

また、超音波診断装置において、超音波探触子を用いて被検体の対象に圧迫を加えることで生じる歪み分布を画像化するストレインエラストグラフィ(Strain Elastography)の技術が知られている。ストレインエラストグラフィでは、対象(例えば腫瘍)とリファレンス(例えば脂肪)との相対的な歪みの差から対象の硬さを評価できる。

30

【0004】

硬さの確かな評価には、被検体への均一な圧迫が求められる。均一な圧迫を実現する手段として、自動的に被検体を圧迫する自動圧迫機構が知られている(特許文献1、2参照)。また、均一な圧迫を実現する手段として、超音波探触子に装着して使うスタビライザが知られている(特許文献3、4参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2005-13283号公報

【特許文献2】特許第4981023号公報

40

【特許文献3】特許第5536300号公報

【特許文献4】特許第5441493号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、上記従来の自動圧迫機構やスタビライザは、超音波探触子(超音波診断装置)のコストアップにつながる。また、超音波探触子がかさばり、さらに超音波探触子からの着脱が必要となり、手間である。

【0007】

本発明の課題は、超音波探触子に追加部品を取り付けることなく、被検体への均一な圧

50

迫を促すことである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するため、請求項1に記載の発明の超音波診断装置は、  
超音波を送受信する超音波探触子により被検体に圧迫を加え当該被検体の対象に超音波  
を送受信し当該対象の歪みを測定する超音波診断装置であって、  
前記超音波探触子に駆動信号を供給する送信部と、  
前記超音波探触子から出力された受信信号を処理する受信部と、  
前記処理された受信信号に基づいて、前記圧迫によって生じた前記被検体の弾性情報と  
しての歪み情報を算出する歪み情報算出部と、  
前記歪み情報算出部で算出された歪み情報から前記被検体の水平方向の歪み分布を算出  
し、当該水平方向の歪み分布から水平方向の歪み分布のバランスを算出する歪みバランス  
算出部と、  
前記水平方向の歪み分布のバランスを示すバランス表示情報を生成する歪み情報生成部  
と、を備える。

10

【0009】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置において、  
前記歪み情報算出部は、前記処理された受信信号に基づいて、2次元の歪み分布を示す  
弾性画像データを生成する弾性画像生成部であり、  
前記歪みバランス算出部は、前記生成された弾性画像データから水平方向の歪み分布の  
バランスを算出する。

20

【0010】

請求項3に記載の発明は、請求項2に記載の超音波診断装置において、  
前記歪みバランス算出部は、前記生成された弾性画像データのうち、所定の垂直位置よ  
り体表側の弾性画像を用いて、水平方向の歪み分布のバランスを算出する。

【0011】

請求項4に記載の発明は、請求項2又は3に記載の超音波診断装置において、  
前記歪み情報生成部は、前記算出された水平方向の歪み分布のバランスを示す回帰直線  
と、当該回帰直線の傾きの許容範囲を示す基準表示要素と、を含む前記バランス表示情報  
を生成する。

30

【0012】

請求項5に記載の発明は、請求項4に記載の超音波診断装置において、  
前記歪み情報生成部は、前記基準表示要素に対する前記回帰直線の傾きの許容範囲の評  
価結果により前記回帰直線の色を変更する。

【0013】

請求項6に記載の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置において、  
前記歪み情報算出部は、前記処理された受信信号に基づいて、2次元の歪み分布を示す  
弾性画像データを生成する弾性画像生成部であり、  
前記歪みバランス算出部は、前記生成された弾性画像データから垂直方向の歪みの累積  
量を示す2次元の歪み累積分布を算出し、  
前記歪み情報生成部は、前記2次元の歪み累積分布から2次元の等値線分布を生成する  
。

40

【0014】

請求項7に記載の発明は、請求項6に記載の超音波診断装置において、  
前記歪み情報生成部は、前記2次元の等値線分布の線の色を当該線の形状から決定する  
。

【0015】

請求項8に記載の発明は、請求項6に記載の超音波診断装置において、  
前記歪み情報生成部は、前記2次元の等値線分布のうち、表在側の等値線のみを生成す  
る。

50

## 【 0 0 1 6 】

請求項 9 に記載の発明は、請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記生成されたバランス表示情報を表示部に表示する表示制御部を備える。

## 【 0 0 1 7 】

請求項 10 に記載の発明は、請求項 9 に記載の超音波診断装置において、

前記表示制御部は、ライブモードよりもシネモードにおいて表示情報量を増やす。

## 【 0 0 1 8 】

請求項 11 に記載の発明は、請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記バランス表示情報とともに表示する表示情報を生成する表示情報生成部を備え、

前記バランス表示情報とともに表示する表示情報は、前記水平方向の歪み分布のバランスのスコア、歪み量、前記受信信号に基づく信頼値、現フレームの前及び後の少なくとも 1 方のフレームの前記水平方向の歪み分布のバランス直線の少なくとも 1 つを含む。

## 【 0 0 1 9 】

請求項 12 に記載の発明は、

超音波を送受信する超音波探触子により被検体に圧迫を加え当該被検体の対象に超音波を送受信し当該対象の歪みを測定する超音波情報処理方法であって、

前記超音波探触子に駆動信号を供給する工程と、

前記超音波探触子から出力された受信信号を処理する工程と、

前記処理された受信信号に基づいて、前記圧迫によって生じた前記被検体の弾性情報としての歪み情報を算出する工程と、

前記算出された歪み情報から前記被検体の水平方向の歪み分布を算出し、当該水平方向の歪み分布から水平方向の歪み分布のバランスを算出する工程と、

前記水平方向の歪み分布のバランスを示すバランス表示情報を生成する工程と、を含む。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 2 0 】

本発明によれば、超音波探触子に追加部品を取り付けることなく、被検体への均一な圧迫を促すことができる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 2 1 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置の外観図である。

【 図 2 】 第 1 の実施の形態の超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【 図 3 A 】 弾性画像を示す図である。

【 図 3 B 】 弾性画像の歪み分布及び歪み分布の回帰直線を示す図である。

【 図 4 A 】 歪み分布が均一の第 1 の歪みバランス表示欄を示す図である。

【 図 4 B 】 歪み分布が不均一の第 1 の歪みバランス表示欄を示す図である。

【 図 5 】 弾性画像及び境界線を示す図である。

【 図 6 】 第 2 の実施の形態の超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【 図 7 A 】 ライブモードにおける第 1 の歪みバランス表示欄を示す図である。

【 図 7 B 】 シネモードにおける第 2 の歪みバランス表示欄を示す図である。

【 図 8 】 第 3 の歪みバランス表示欄を示す図である。

【 図 9 A 】 歪み量が小さい場合の第 4 の歪みバランス表示欄を示す図である。

【 図 9 B 】 歪み量が大きい場合の第 4 の歪みバランス表示欄を示す図である。

【 図 10 A 】 連続する 2 フレームの音線データの信号波形を示す図である。

【 図 10 B 】 第 5 の歪みバランス表示欄を示す図である。

【 図 11 】 弾性画像及び等値線を示す図である。

【 図 12 】 等値線が重畳された B モード画像を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 2 】

添付図面を参照して本発明の一例に係る第 1、第 2 の実施の形態及び変形例を詳細に説明する。なお、本発明は、図示例に限定されるものではない。

## 【 0 0 2 3 】

( 第 1 の実施の形態 )

図 1 ~ 図 4 B を参照して、本発明に係る第 1 の実施の形態を説明する。先ず、図 1 及び図 2 を参照して、本実施の形態の超音波診断装置 1 0 0 の装置構成を説明する。図 1 は、本実施の形態の超音波診断装置 1 0 0 の外観図である。図 2 は、超音波診断装置 1 0 0 の機能構成を示すブロック図である。

## 【 0 0 2 4 】

超音波診断装置 1 0 0 は、患者の生体等の被検体の生体内部組織の状態を超音波画像にして表示出力する装置である。すなわち、超音波診断装置 1 0 0 は、生体等の被検体内に対して超音波（送信超音波）を送信するとともに、この被検体内で反射した超音波の反射波（反射超音波：エコー）を受信する。超音波診断装置 1 0 0 は、受信した反射超音波を電気信号に変換し、これに基づいて超音波画像データを生成する。超音波診断装置 1 0 0 は、生成した超音波画像データに基づき、被検体内の内部状態を超音波画像として表示する。また、超音波診断装置 1 0 0 は、ストレインエラストグラフィの機能を備え、圧迫を加えた被検体内部の歪み分布を示す弾性画像を表示する。

## 【 0 0 2 5 】

図 1 に示すように、超音波診断装置 1 0 0 は、操作入力部 1 1、表示部 2 0 を有する超音波診断装置本体 1 と、超音波探触子 2 と、ケーブル 3 と、を備える。超音波探触子 2 は、被検体内に対して送信超音波を送信するとともに、被検体内からの反射超音波を受信する。超音波診断装置本体 1 は、超音波探触子 2 とケーブル 3 を介して接続され、超音波探触子 2 に電気信号の駆動信号を送信することによって超音波探触子 2 に被検体内に対して送信超音波を送信させる。また、超音波診断装置本体 1 は、超音波探触子 2 にて受信した被検体内からの反射超音波に応じて超音波探触子 2 で生成された電気信号である受信信号を受信し、受信信号を用いて超音波画像データを生成し表示する。

## 【 0 0 2 6 】

超音波探触子 2 は、圧電素子からなる振動子 2 a（図 2 参照）を備えており、この振動子 2 a は、例えば、方位方向（走査方向）に二次元アレイ状に複数配列されている。本実施の形態では、例えば、192 個の振動子 2 a を備えた超音波探触子 2 を用いている。なお、振動子 2 a は、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、振動子 2 a の個数は、任意に設定することができる。また、本実施の形態では、超音波探触子 2 としてリニア電子スキャンプローブを用いて、リニア走査方式による超音波の走査を行うものとするが、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式の何れの方式を採用することもできる。超音波診断装置本体 1 と超音波探触子 2 との通信は、ケーブル 3 を介する有線通信に代えて、UWB（Ultra Wide Band）等の無線通信により行うこととしてもよい。

## 【 0 0 2 7 】

図 2 に示すように、超音波診断装置本体 1 は、例えば、操作入力部 1 1 と、送信部 1 2 と、受信部 1 3 と、Bモード画像生成部 1 4 と、記憶部 1 4 a と、歪み情報算出部としての弾性画像生成部 1 5 と、記憶部 1 5 a と、弾性画像合成部 1 6 と、歪みバランス算出部 1 7 と、歪み情報生成部 1 8 と、表示制御部としての表示画像生成部 1 9 と、表示部 2 0 と、制御部 2 1 と、を備える。

## 【 0 0 2 8 】

操作入力部 1 1 は、例えば、医師、技師等の検査者が、検査開始を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータの入力などを行うための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を備えており、操作信号を制御部 2 1 に出力する。

## 【 0 0 2 9 】

送信部 1 2 は、制御部 2 1 の制御に従って、超音波探触子 2 にケーブル 3 を介して電気信号である駆動信号を供給して超音波探触子 2 に送信超音波を発生させる回路である。ま

10

20

30

40

50

た、送信部 1 2 は、例えば、クロック発生回路、遅延回路、時間及び電圧設定部、パルス発生回路を備えている。クロック発生回路は、駆動信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。遅延回路は、駆動信号の送信タイミングを振動子毎に対応した個別経路毎に遅延時間を設定し、設定された遅延時間だけ駆動信号の送信を遅延させて送信超音波によって構成される送信ビームの集束を行うための回路である。時間及び電圧設定部は、パルス発生回路から発生されるパルス信号のパルス幅の時間及び振幅の電圧を設定する回路である。パルス発生回路は、時間及び電圧設定部により設定された時間及び電圧に応じて、駆動信号としてのパルス信号を発生させるための回路である。上述のように構成された送信部 1 2 は、例えば、超音波探触子 2 に配列された複数（例えば、192 個）の振動子 2 a のうちの連続する一部（例えば、64 個）を駆動して送信超音波を発生させる。そして、送信部 1 2 は、送信超音波を発生させる毎に駆動する振動子を方位方向にずらすことで走査（スキャン）を行う。

10

#### 【0030】

受信部 1 3 は、制御部 2 1 の制御に従って、超音波探触子 2 からケーブル 3 を介して電気信号である受信信号を受信し、受信信号を信号処理して音線データを生成する回路である。受信部 1 3 は、例えば、増幅器、A/D変換回路、整相加算回路を備えている。増幅器は、受信信号を、振動子毎に対応した個別経路毎に、予め設定された増幅率で増幅させるための回路である。A/D変換回路は、増幅された受信信号を A/D変換するための回路である。整相加算回路は、A/D変換された受信信号に対して、振動子毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算（整相加算）して音線データを生成するための回路である。

20

#### 【0031】

Bモード画像生成部 1 4 は、制御部 2 1 の制御に従って、受信部 1 3 からの音線データに対して包絡線検波処理や対数増幅などを実施し、ダイナミックレンジやゲインの調整を行って輝度変換することにより、断層画像データとしての B (Brightness) モードの超音波画像データ (Bモード画像データ) を生成する。すなわち、Bモード画像データは、受信信号の強さを輝度によって表したものである。

#### 【0032】

記憶部 1 4 a は、D R A M (Dynamic Random Access Memory) などの半導体メモリによって構成された記憶部である。Bモード画像生成部 1 4 は、生成した Bモード画像データをフレーム単位で記憶部 1 4 a に記憶する。Bモード画像生成部 1 4 は、記憶部 1 4 a に記憶した Bモード画像データを適宜読み出して弾性画像合成部 1 6 に出力する。

30

#### 【0033】

弾性画像生成部 1 5 は、制御部 2 1 の制御に従って、受信部 1 3 からの音線データに対して演算を実施し、弾性情報としての情報を算出する歪み情報算出機能を持つとともに、カラーマッピングすることにより、弾性画像データを生成する。弾性画像生成部 1 5 により生成される弾性画像データの画像の大きさは、操作入力部 1 1 を介して検査者から指定入力された R O I (Region Of Interest: 関心領域) の大きさとするが、これに限定されるものではなく、Bモード画像データの画像の大きさと同じとしてもよい。記憶部 1 5 a は、D R A M などの半導体メモリによって構成された記憶部である。

40

#### 【0034】

ここで、歪み量について説明する。検査者は、超音波探触子 2 を把持して被検体の体表に圧迫を加える。このとき、検査者自身の振動や、被検体の呼吸により、超音波探触子 2 から被検体に加わる力が変化する。例えば、圧迫が加わる前の被検体内には、超音波探触子 2 と接触する体表から深さ方向 (X 方向) へ距離  $x_r$  の位置に腫瘍等の対象物の上端があるものとする。また、この対象物の深さ方向の幅が  $L$  であるものとする。被検体に圧迫 (応力) が加えられた状態で、対象物にも同様に圧迫 がかけるとすると、この対象物の上端位置が深さ方向へ距離  $x_s$  と変化し、対象物の深さ方向の幅が  $L - L$  となるように変化するものとする。すると、これら 2 つの状態における対象物を計測することで、歪み量  $= L / L$  が求められる。

50

## 【 0 0 3 5 】

より具体的には、例えば、特開 2 0 1 5 - 2 1 1 7 3 3 号公報に記載のように、弾性画像生成部 1 5 は、受信部 1 3 からの音線データをフレーム毎に記憶部 1 5 a に適宜記憶及び読み出しすることにより、時間的に連続する 2 フレームの音線データを取得する。この 2 つのフレームのうち、第 1 フレームの音線データの第 1 信号波形に対応する被検体の加圧状態を第 1 加圧状態とし、第 2 フレームの音線データの第 2 信号波形に対応する被検体の加圧状態を第 2 加圧状態とする。そして、弾性画像生成部 1 5 は、第 1 信号波形と第 2 信号波形との間での各時間における位相差成分を抽出し、各時間と当該各時間における位相差成分との相関関係に依りて、第 1 信号波形と第 2 信号波形との間の各周波数の差分に係る歪み差及び初期位相差を算出し、当該歪み差に基づいて歪み量を算出する。弾性画像生成部 1 5 は、この歪み量の算出を全ての画素について行い、歪み量の画素からなる画像データを生成する。

10

## 【 0 0 3 6 】

そして、弾性画像生成部 1 5 は、例えば、青 緑 黄 赤の順に歪み量が高くなるカラーマッピングにより歪み量の画像データに色付けを行い弾性画像データを生成する。但し、図 3 A 等の図面上では、弾性画像において、黒 白の順に歪み量が高くなる表現としている。

## 【 0 0 3 7 】

弾性画像合成部 1 6 は、制御部 2 1 の制御に従って、B モード画像生成部 1 4 で生成された B モード画像データと弾性画像生成部 1 5 で生成された同時刻の弾性画像データとを合成して合成弾性画像データを生成する。

20

## 【 0 0 3 8 】

歪みバランス算出部 1 7 は、制御部 2 1 の制御に従って、弾性画像生成部 1 5 で生成された弾性画像データから弾性画像の水平方向（走査方向、体表に平行な方向、深さ方向（X 方向）に垂直な Y 方向）の画素の歪み量の分布（水平方向の歪み分布）の回帰直線を算出する。

## 【 0 0 3 9 】

ここで、図 3 A、図 3 B を参照して、歪みバランス算出部 1 7 の歪みバランスの回帰直線の算出を説明する。図 3 A は、弾性画像 2 0 1 を示す図である。図 3 B は、弾性画像 2 0 1 の歪み分布 2 0 2 及び歪み分布 2 0 2 の回帰直線 2 0 3 を示す図である。

30

## 【 0 0 4 0 】

図 3 A に、弾性画像生成部 1 5 により生成された弾性画像データの弾性画像 2 0 1 が示される。歪みバランス算出部 1 7 は、弾性画像 2 0 1 の Y 方向に沿った X 方向の画素列毎の歪み値の和を算出して、図 3 B に示すような歪み分布 2 0 2 を算出する。そして、歪みバランス算出部 1 7 は、例えば最小二乗法等により、歪み分布 2 0 2 の回帰直線 2 0 3 を算出する。

## 【 0 0 4 1 】

歪み情報生成部 1 8 は、制御部 2 1 の制御に従って、歪みバランス算出部 1 7 で生成された歪み分布の回帰直線を用いて、当該回帰直線に基づくバランス直線を有する歪みバランス表示欄を歪み情報として生成する。

40

## 【 0 0 4 2 】

ここで、図 4 A、図 4 B を参照して、歪み情報生成部 1 8 の歪みバランス表示欄の生成を説明する。図 4 A は、歪み分布が均一の歪みバランス表示欄 3 0 0 を示す図である。図 4 B は、歪み分布が不均一の歪みバランス表示欄 3 0 0 を示す図である。

## 【 0 0 4 3 】

図 4 A、図 4 B に示すように、歪みバランス表示欄 3 0 0 は、中心点 3 1 1 と、バランス直線 3 1 2 と、基準線 3 1 3 と、基準領域 3 1 4 と、を有する。中心点 3 1 1 は、歪みバランス表示欄 3 0 0 の中心を示すマークであり、例えば弾性画像 2 0 1 の水平方向の中心を示す。バランス直線 3 1 2 は、中心点 3 1 1 を通り、算出された歪み分布の回帰直線の傾きを有する直線である。基準線 3 1 3 は、中心点 3 1 1 を通る水平方向の直線である

50

。基準領域 3 1 4 は、バランス直線 3 1 2 が不均一か否かを判断するため、バランス直線 3 1 2 の傾きの許容範囲を示す基準領域であり、基準線 3 1 3 の上下に予め設定された所定幅を有する。

【 0 0 4 4 】

図 4 A の歪みバランス表示欄 3 0 0 は、バランス直線 3 1 2 が基準線 3 1 3 に重なっており、歪み分布が均一である。図 4 B の歪みバランス表示欄 3 0 0 は、バランス直線 3 1 2 が基準線 3 1 3 に重ならず、基準領域 3 1 4 からのみはみ出して、歪み分布が不均一であることを示す。例えば、歪み分布が均一を含む基準領域 3 1 4 内のバランス直線 3 1 2 を青で表示し、歪み分布が不均一のバランス直線 3 1 2 を赤で表示するように、基準領域 3 1 4 に対するバランス直線 3 1 2 の傾きの許容範囲の評価結果に応じてバランス直線 3 1 2 の色を変化させることが好ましい。

10

【 0 0 4 5 】

表示画像生成部 1 9 は、制御部 2 1 の制御に従って、弾性画像合成部 1 6 で生成された合成弾性画像データと、歪み情報生成部 1 8 で生成された歪みバランス表示欄と、を合成して表示画像データを生成し、当該表示画像データを表示部 2 0 用の画像信号に変換して表示部 2 0 へ出力する。

【 0 0 4 6 】

表示部 2 0 は、LCD (Liquid Crystal Display)、CRT (Cathode-Ray Tube) ディスプレイ、有機 EL (Electronic Luminescence) ディスプレイ、無機 EL ディスプレイ及びプラズマディスプレイ等の表示装置が適用可能である。表示部 2 0 は、表示画像生成部 1 9 から出力された画像信号に従って表示画面上に画像の表示を行う。

20

【 0 0 4 7 】

制御部 2 1 は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory) を備えて構成され、ROM に記憶されているシステムプログラム等の各種処理プログラムを読み出して RAM に展開し、展開したプログラムに従って超音波診断装置 1 0 0 の各部の動作を集中制御する。ROM は、半導体等の不揮発メモリ等により構成され、超音波診断装置 1 0 0 に対応するシステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能なプログラムや、ガンマテーブル等の各種データを記憶する。これらのプログラムは、コンピューターが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、CPU は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。RAM は、CPU により実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。なお、図が複雑になるのを防ぐため、図 2 上で、制御部 2 1 から各部への制御線は、一部省略されている。

30

【 0 0 4 8 】

超音波診断装置 1 0 0 が備える各部について、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能は、集積回路などのハードウェア回路として実現することができる。集積回路とは、例えば LSI (Large Scale Integration) であり、LSI は集積度の違いにより、IC、システム LSI、スーパー LSI、ウルトラ LSI と呼称されることもある。また、集積回路化の手法は LSI に限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよいし、FPGA (Field Programmable Gate Array) や LSI 内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサを利用してよい。また、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能をソフトウェアにより実行するようにしてもよい。この場合、このソフトウェアは一つ又はそれ以上の ROM などの記憶媒体、光ディスク、又はハードディスクなどに記憶されており、このソフトウェアが演算処理器により実行される。これらの事項は、他の実施の形態及び変形例で用いる超音波診断装置でも同様である。

40

【 0 0 4 9 】

超音波診断装置 1 0 0 を用いたストレインエラストグラフィによる被検体の診断において、例えば、先ず被検体に超音波探触子 2 が接触され B モード画像データが生成され B モード画像が表示され、検査者により、操作入力部 1 1 を介して、適宜弾性画像の ROI の

50

指定入力となされ、超音波探触子 2 により被検体の対象周辺の体表への圧迫が加えられる。そして、超音波診断装置 100 において、送信部 12 及び受信部 13 により超音波探触子 2 からの超音波送受信が行われる。そして、B モード画像生成部 14 による B モード画像データ生成、弾性画像生成部 15 による弾性画像データ生成、弾性画像合成部 16 による合成弾性画像データ生成が行われる。そして、歪みバランス算出部 17 による水平方向の歪み分布の回帰直線生成、歪み情報生成部 18 による歪みバランス表示欄が生成され、表示画像生成部 19 により合成弾性画像データ及び歪みバランス表示欄を含む表示画像データが生成され表示部 20 に表示される。表示画像において、合成弾性画像と歪みバランス表示欄との中心が一致するように配置されることが好ましい。

【0050】

検査者は、表示部 20 に表示された表示画像上の歪みバランス表示欄を目視することにより、超音波探触子 2 を介する圧迫の偏りを修正できる。より具体的には、検査者は、歪みバランス表示欄のバランス直線を基準線に合わせるように、超音波探触子 2 を操作すればよい。検査者は、バランス直線を基準線に合せた際の合成弾性画像を目視することにより、合成弾性画像内の腫瘍等の対象物の硬さをより正確に診断できる。

【0051】

以上、本実施の形態によれば、超音波診断装置 100 は、超音波探触子 2 により被検体に圧迫を加え当該被検体の対象に超音波を送受信し当該対象の歪みを測定する。超音波診断装置 100 は、超音波探触子 2 に駆動信号を供給し超音波探触子 2 から出力された受信信号を処理し、処理された受信信号に基づいて、圧迫によって生じた被検体の弾性情報としての歪み情報を算出する歪み情報を算出し、算出された歪み情報から被検体の水平方向の歪み分布を算出し、水平方向の歪み分布から水平方向の歪み分布のバランスを算出し、水平方向の歪み分布のバランスを示すバランス表示情報としての歪みバランス表示欄を生成する。ここで生成、表示するバランス直線やバランス表示情報は、超音波探触子 2 を被検体の体表に押し付けたときの押圧方向や角度を単に示したのではなく、超音波探触子 2 の押圧方向や角度情報に加えて、被検体内の組織の硬さも反映されたものであるため、より精度の高い弾性画像表示を行うための指標となる。

【0052】

このため、超音波探触子 2 に追加部品を取り付けることなく、歪みバランス表示欄を表示することで、歪みのバランスを均一にするように被検体への均一な圧迫を検査者に促すことができる。

【0053】

また、超音波診断装置 100 は、処理された受信信号に基づいて、2 次元の歪み分布としての弾性画像データを生成し、生成された弾性画像データから水平方向の歪み分布のバランス（回帰直線）を算出する。このため、表示する弾性画像データを有効利用して、水平方向の歪み分布の回帰直線を容易に算出できる。

【0054】

また、超音波診断装置 100 は、バランスに基づく水平方向の歪みのバランス直線（回帰直線）と、バランス直線の傾きの許容範囲を示す基準表示領域と、を含む歪みバランス表示欄を生成する。このため、歪みバランス表示欄を表示することで、水平方向の歪みのバランス直線により、水平方向の歪みのバランスを容易に視認でき、基準表示領域に対するバランス直線により、被検体への圧迫のバランスが許容範囲か否かを検査者が容易に視認できる。

【0055】

また、超音波診断装置 100 は、基準表示領域に対するバランス直線の傾きの許容範囲の評価結果によりバランス直線の色を変更する。このため、歪みバランス表示欄を表示することで、バランス直線の色により、被検体への圧迫のバランスが許容範囲か否かを検査者が容易に視認できる。

【0056】

また、超音波診断装置 100 は、生成された歪みバランス表示欄を表示部 20 に表示す

10

20

30

40

50

る。このため、歪みのバランスを均一にするように被検体への均一な圧迫を視覚的に検査者に促すことができる。

【0057】

(第1の変形例)

図5を参照して、第1の実施の形態の変形例(第1の変形例)を説明する。図5は、弾性画像205及び境界線206を示す図である。

【0058】

本変形例では、第1の実施の形態の超音波診断装置100を用い、動作が異なる部分を主として説明し、同じ部分の説明を省略する。

【0059】

ストレインエラストグラフィにおいて被検体に加える圧迫は、深さが大きくなるにつれて減衰されて小さくなり、その歪み量も小さくなる。このため、本変形例では、水平方向の歪み分布の生成のため、弾性画像データの体表側の浅い領域のみの歪み量を用いるものとする。

【0060】

より具体的には、例えば、歪みバランス算出部17は、弾性画像生成部15により生成された図5に示す弾性画像205の弾性画像データのうち、Y方向の境界線206以上の領域205aの画像データの各画素の歪み量を用いて水平方向の歪み分布を生成して歪み分布の回帰直線を生成する。境界線206の位置は、例えば、弾性画像データの弾性画像のX方向の真ん中の位置等の予め定められた所定位置や、スキャン前に操作入力部11を介する検査者の位置入力によりフォーカスが当てられた位置等のユーザー設定位置等とされる。フォーカス位置は、超音波の音圧が一番高くなる位置となる。

【0061】

以上、本変形例によれば、超音波診断装置100は、生成された弾性画像データのうち、水平方向の境界線以上の体表側の弾性画像データを用いて、水平方向の歪み分布の回帰直線を算出する。このため、回帰直線に基づく水平方向の歪みのバランス直線の感度を向上できる。

【0062】

(第2の実施の形態)

図6～図7Bを参照して、本発明に係る第2の実施の形態を説明する。先ず、図6を参照して、本実施の形態の超音波診断装置100Aの装置構成を説明する。図6は、本実施の形態の超音波診断装置100Aの機能構成を示すブロック図である。

【0063】

本実施の形態の超音波診断装置100Aのうち、第1の実施形態の超音波診断装置100と異なる部分を主として説明し、同様な部分に同じ符号を付してその説明を省略する。

【0064】

超音波診断装置100Aは、超音波診断装置本体1Aと、超音波探触子2と、ケーブル3と、を備える。超音波診断装置本体1Aは、例えば、操作入力部11と、送信部12と、受信部13と、Bモード画像生成部14と、記憶部14aと、弾性画像生成部15と、記憶部15aと、弾性画像合成部16と、歪みバランス算出部17と、表示情報生成部としての歪み情報生成部18Aと、表示画像生成部19Aと、記憶部19aと、表示部20と、制御部21と、歪み量算出部22と、状態管理部23と、を備える。

【0065】

歪み量算出部22は、制御部21の制御に従って、弾性画像生成部15で生成された弾性画像データから水平方向(Y方向)の画素の歪み量の分布(水平方向の歪み分布)の総量を算出する。

【0066】

状態管理部23は、制御部21の制御に従って、操作入力部11を介する検査者からの操作入力に応じて、被検体をスキャンした超音波画像データをリアルタイム表示するライ

10

20

30

40

50

ブモードであるか、過去のライブモードで記憶した超音波画像データ（シネ）を表示（再生）するシネモードであるかの状態情報を管理し、その状態情報を歪み情報生成部 18 A に出力する。ライブモードでは、スキャンされた超音波画像データ（合成弾性画像データ）が自動的に記憶部 19 a に記憶されていく

【0067】

歪み情報生成部 18 A は、制御部 21 の制御に従って、歪みバランス算出部 17 で生成された歪み分布の回帰直線を用いて、水平を所定の満点（例えば 100 点）として、回帰直線の傾きが大きくなるほど減点の割合が大きくなるスコアを算出し、当該回帰直線に基づくバランス直線を有する歪みバランス表示欄を生成し、歪み量算出部 22 から入力された中心点の歪み量と、スコア及び歪みバランス表示欄とを歪み情報として、状態管理部 23 から入力された状態情報とともに、表示画像生成部 19 A に出力する。

10

【0068】

表示画像生成部 19 A は、制御部 21 の制御に従って、歪み情報生成部 18 A から入力された状態情報がライブモードである場合に、弾性画像合成部 16 で生成された合成弾性画像データと、歪み情報生成部 18 で生成された歪みバランス表示欄と、を合成して表示画像データを生成し、当該表示画像データを表示部 20 用の画像信号に変換して表示部 20 に出力してライブ画像表示させるとともに、合成弾性画像データ、歪みバランス表示欄、スコア及び歪み量をフレーム毎に記憶部 19 a にシネ画像データとして記憶する。記憶部 19 a は、例えば、フラッシュメモリー等の情報の書き込み及び読み出しが可能な不揮発性のメモリーである。

20

【0069】

また、表示画像生成部 19 A は、歪み情報生成部 18 A から入力された状態情報がシネモードである場合に、操作入力部 11 を介する再生するシネ画像（合成弾性画像データ）のフレームの指定入力に応じて、対象のフレームのシネ画像データ（合成弾性画像データ、歪みバランス表示欄、スコア及び歪み量）を記憶部 19 a から読み出して、読み出した弾性画像データ、歪みバランス表示欄、スコア及び歪み量を有する表示画像データを生成し画像信号に変換して表示部 20 に出力しシネ画像を表示させる。なお、ライブモード時に、Bモード画像生成部 14 が、シネ画像データとしてBモード画像データを記憶部 14 a に記憶し、弾性画像生成部 15 が、シネ画像データとして弾性画像データを記憶部 15 a に記憶する構成としてもよい。この構成では、シネモード時に、Bモード画像生成部 14 が、操作入力部 11 を介して検査者から指定されたフレームのBモード画像データを記憶部 14 a から読み出し、弾性画像生成部 15 が、指定されたフレームの弾性画像データを記憶部 15 a から読み出し、弾性画像合成部 16 が、読み出されたBモード画像データ及び弾性画像データを合成して合成弾性画像データを表示画像生成部 19 に出力し、表示画像生成部 19 A が、指定されたフレームの歪みバランス表示欄、スコア及び歪み量を記憶部 19 a から読み出し、入力された合成弾性画像データとともに表示部 20 に表示する。

30

【0070】

図 7 A、図 7 B を参照して、ライブモード及びシネモードで表示される歪みバランス表示欄を説明する。図 7 A は、ライブモードにおける歪みバランス表示欄 300 を示す図である。図 7 B は、シネモードにおける歪みバランス表示欄 300 A を示す図である。

40

【0071】

図 7 A に示すように、ライブモードにおける歪みバランス表示欄 300 は、図 4 A、図 4 B と同様のバランス表示欄として表示される。図 7 B に示すように、シネモードにおける歪みバランス表示欄 300 A は、中心点 311 と、バランス直線 312 と、基準線 313 と、基準領域 314 と、スコア 315 と、総歪み量 316 と、を有する。スコア 315 は、歪み情報生成部 18 A により算出されたスコアに基づき、バランス直線 312 が基準線 313 に一致する傾きを 100 点満点としたスコアである。総歪み量 316 は、歪み量算出部 22 により算出された歪みの総量である。

【0072】

50

以上、本実施の形態によれば、超音波診断装置100Aは、ライブモードよりもシネモードにおいて表示情報量を増やす。このため、表示情報量を抑えたライブモード時では、歪みバランス表示欄の表示ちらつきを低減でき、表示情報量の多いシネモード時では、検査者が診断に使うフレーム1枚1枚の選択をアシストできる。

【0073】

また、超音波診断装置100Aは、歪み情報として、水平方向の歪み分布のバランスのスコアを表示する。このため、検査者が被検体への圧迫の均一性を定量的に確認できる。

【0074】

また、超音波診断装置100Aは、歪みバランス表示欄とともに表示する歪み情報として、歪みの総量を生成し表示する。このため、検査者が圧迫の均一性と圧迫量を同時に確認できる。

【0075】

(第2の変形例)

図8を参照して、第2の実施の形態の変形例(第2の変形例)を説明する。図8は、歪みバランス表示欄300Bを示す図である。

【0076】

本変形例では、第2の実施の形態の超音波診断装置100Aを用い、動作が異なる部分を主として説明し、同じ部分の説明を省略する。

【0077】

表示画像生成部19Aは、歪み情報生成部18Aから入力された状態情報がシネモードである場合に、操作入力部11を介する再生するシネ画像(合成弾性画像データ)のフレームの指定入力に応じて、対象のフレームのシネ画像データ(合成弾性画像データ、歪みバランス表示欄、スコア及び歪み量)と、対象のフレームの前後のフレームの歪みバランス表示欄と、を記憶部19aから読み出して、読み出した弾性画像データ、歪みバランス表示欄、スコア及び歪み量を有する表示画像データを生成して表示部20に出力しシネ画像を表示させる。

【0078】

図8を参照して、シネモードで表示される歪みバランス表示欄を説明する。図8に示すように、シネモードにおける歪みバランス表示欄300Bは、中心点311と、バランス直線312と、基準線313と、基準領域314と、スコア315と、総歪み量316と、バランス直線317, 318と、を有する。バランス直線312は、同時に表示する合成弾性画像の現フレームに対応するバランス直線であり、例えば実線の太線で表示される。バランス直線317は、表示する合成弾性画像の1フレーム前のフレームに対応するバランス直線であり、例えば一点鎖線の細線で表示される。バランス直線318は、表示する合成弾性画像の1フレーム後のフレームに対応するバランス直線であり、例えば点線の細線で表示される。バランス直線312, 317, 318は、基準領域314からはみ出ると、歪み分布が不均一であるため、例えば歪み分布が均一である青色と異なる赤で表示される。

【0079】

なお、シネモードで表示される歪みバランス表示欄のバランス直線は、現フレーム及びその前後のフレームに対応する3本に限定されるものではなく、現フレームとこの前及び後の少なくとも一方の少なくとも1つのフレームに対応する少なくとも1本としてもよい。また、ライブモードで表示される歪みバランス表示欄についても、現在表示中の合成弾性画像に対応する現フレームのバランス直線の他に、少なくとも1フレーム前の少なくとも1本のバランス直線を表示する構成としてもよい。

【0080】

以上、本変形例によれば、超音波診断装置100Aは、歪みバランス表示欄とともに表示する歪み情報として、現フレームの前及び後の少なくとも一方のフレームのバランス直線を生成して表示する。このため、歪みバランス表示欄と前及び後のフレームのバランス直線、との視認により、均一な圧迫の連続性を確認できる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 1 】

( 第 3 の 変 形 例 )

図 9 A、図 9 B を参照して、第 2 の実施の形態の変形例 ( 第 3 の変形例 ) を説明する。図 9 A は、歪み量が小さい場合の歪みバランス表示欄 3 0 0 C を示す図である。図 9 B は、歪み量が大きい場合の歪みバランス表示欄 3 0 0 C を示す図である。

## 【 0 0 8 2 】

本変形例では、第 2 の実施の形態の超音波診断装置 1 0 0 A を用い、動作が異なる部分を主として説明し、同じ部分の説明を省略する。

## 【 0 0 8 3 】

歪み情報生成部 1 8 A は、制御部 2 1 の制御に従って、歪みバランス算出部 1 7 で生成された歪み分布の回帰直線を用いて、水平を所定の満点として、回帰直線の傾きが大きくなるほど減点の割合が大きくなるスコアを算出し、歪み量算出部 2 2 から入力された総歪み量と当該回帰直線に基づくバランス直線とを有する歪みバランス表示欄を生成し、当該スコア及び歪みバランス表示欄を歪み情報として、状態管理部 2 3 から入力された状態情報とともに、表示画像生成部 1 9 A に出力する。

10

## 【 0 0 8 4 】

歪み情報生成部 1 8 A では、例えば図 9 A、図 9 B に示す歪みバランス表示欄 3 0 0 C が生成される。歪みバランス表示欄 3 0 0 C は、バランス直線 3 1 2 と、基準線 3 1 3 と、基準領域 3 1 4 と、中心円 3 1 9 と、を有する。中心円 3 1 9 は、歪みバランス表示欄 3 0 0 C の中心を示す円形のマークであり、例えば弾性画像の Y 方向の中心を示すとともに、歪み量算出部 2 2 から入力された総歪み量に対応する半径 ( 直径 ) を有する。バランス直線 3 1 2 及び基準線 3 1 3 は、中心円 3 1 9 の中心を通るように配置されている。総歪み量が小さい場合に、図 9 A に示す半径の小さい中心円 3 1 9 となる。総歪み量が大きい場合に、図 9 B に示す半径の大きい中心円 3 1 9 となる。

20

## 【 0 0 8 5 】

歪みバランス表示欄 3 0 0 C は、ライブモード、シネモードのいずれでも表示される情報となる。

## 【 0 0 8 6 】

以上、本変形例によれば、超音波診断装置 1 0 0 A は、歪みバランス表示欄とともに表示する歪み情報として、歪みバランス表示欄の総歪み量を示す中心円を生成して表示する。このため、歪みバランス表示欄と総歪み量を示す中心円との視認により、検査者が被検体への均一な圧迫を容易に実現できるとともに、総歪み量を示す中心円の視認により、検査者が被検体の対象への適度な圧迫があるか否かを容易に確認できる。また、中心円 3 1 9 とともに、被検体の対象への適度な圧迫があるか否かを判別するための円環等の目安を表示させる構成としてもよい。

30

## 【 0 0 8 7 】

( 第 4 の 変 形 例 )

図 1 0 A、図 1 0 B を参照して、第 2 の実施の形態の変形例 ( 第 4 の変形例 ) を説明する。図 1 0 A は、連続する 2 フレームの音線データの信号波形を示す図である。図 1 0 B は、歪みバランス表示欄 3 0 0 D を示す図である。

40

## 【 0 0 8 8 】

本変形例では、第 2 の実施の形態の超音波診断装置 1 0 0 A を用い、動作が異なる部分を主として説明し、同じ部分の説明を省略する。

## 【 0 0 8 9 】

弾性画像生成部 1 5 は、制御部 2 1 の制御に従って、受信部 1 3 及び記憶部 1 5 a からの時間的に連続する 2 フレームの音線データを用いて弾性画像データを生成するとともに、弾性画像データの時間的に連続する 2 フレームの音線データを用いて信号波形の相関値 ( 復元率 ) を算出し、算出した相関値を測定結果の信頼値とし、歪みバランス算出部 1 7 を介して歪み情報生成部 1 8 A に出力する。

## 【 0 0 9 0 】

50

例えば、図 10 A に示すように、第 1 フレームの音線データの信号波形  $f(x)$  と、第 1 フレームの時間的に次の第 2 フレームの音線データの信号波形  $g(x)$  と、の相関値  $\text{AutoCorr}(f(x), g(x + x))$  が算出される。

【0091】

歪み情報生成部 18 A は、制御部 21 の制御に従って、歪みバランス算出部 17 で生成された歪みバランスの回帰直線を用いて、スコアを算出し、歪みバランス算出部 17 から入力された弾性画像の信頼値と、当該回帰直線とを有する歪みバランス表示欄を生成し、当該スコアと歪み量算出部 22 から入力された総歪み量とを歪み情報として、状態管理部 23 から入力された状態情報とともに、表示画像生成部 19 A に出力する。

【0092】

歪み情報生成部 18 A では、例えば図 10 B に示す歪みバランス表示欄 300 D が生成される。歪みバランス表示欄 300 D は、バランス直線 312 と、基準線 313 と、基準領域 314 と、中心円 320 と、を有する。中心円 320 は、歪みバランス表示欄 300 D の中心を示す円形のマークであり、例えば弾性画像の Y 方向の中心を示すとともに、弾性画像生成部 15 で算出された弾性画像データの弾性画像の信頼値に対応する半径（直径）を有する。つまり、弾性画像の信頼値が高くなるほど、中心円 320 の半径が大きくなる。被検体に圧迫が加わっていない状態で信頼値は高く（1）なり、圧迫が上がっていくと信頼値も低くなっていき、押し過ぎの状態でも信頼値も低くなり相関もなくなる。このため、信頼度に応じて適度な圧迫を確認することが好ましい。

【0093】

以上、本変形例によれば、超音波診断装置 100 A は、歪み情報として、歪みバランス表示欄の ROI の歪みの信頼値を示す中心円を表示する。このため、歪みバランス表示欄の視認により、検査者が被検体への均一な圧迫を容易に実現できるとともに、信頼値を示す中心円の視認により、検査者が被検体の対象への適度な圧迫があるか否かを容易に確認できる。また、中心円 320 とともに、被検体の対象への適度な圧迫があるか否かを判別するための円環等の目安を表示させる構成としてもよい。

【0094】

（第 5 の変形例）

図 11、図 12 を参照して、第 1 の実施の形態の変形例（第 5 の変形例）を説明する。図 11 は、弾性画像 330 及び等値線 331 を示す図である。図 12 は、等値線 331 が重畳された B モード画像 340 を示す図である。

【0095】

本変形例では、第 1 の実施の形態の超音波診断装置 100 を用い、動作が異なる部分を主として説明し、同じ部分の説明を省略する。

【0096】

第 1 の実施の形態のバランス直線としての Y 方向（水平方向）の歪み分布の回帰直線は、被検体のスキャン部分の内部が一様な媒体であれば、概ね、傾きが押圧を示す。しかし、例えば、媒体の右側が左側より硬い場合、右側を押し込んでも歪みが生じないため、押圧を示す傾きは得られない。

【0097】

このため、本変形例では、歪み分布の回帰直線とともに、バランス表示情報として X 方向（垂直方向）の歪み値の累積分布の水平方向の等値線を表示する。等値線は、被検体の浅部から歪みの累積値が等しくなる線で、押圧の等圧線をイメージした表示要素である。等値線が密であれば、歪みが多い（押圧が強い又は媒体が軟らかい）ことを示す。

【0098】

より具体的には、例えば、歪みバランス算出部 17 は、弾性画像生成部 15 により生成された図 11 に示す弾性画像 330 の弾性画像データの各画素の歪み量を用いて、Y 方向の歪み分布の回帰直線と、X 方向の歪みの累積量の Y 方向の分布を示す 2 次元の歪み累積分布と、を生成する。

【0099】

10

20

30

40

50

歪み情報生成部 18 は、歪みバランス算出部 17 で生成された Y 方向の歪み分布の回帰直線に基づいて、バランス直線（回帰直線）を含む歪みバランス表示欄を生成し、歪みバランス算出部 17 で生成された 2 次元の歪み累積分布から、B モード画像データの B モード画像に重畳するための 2 次元の等値線分布のイメージデータを生成する。

【0100】

歪み情報生成部 18 は、等値線の線の形状（例えば線の水平度合い）に応じて、等値線分布の各線の色を変える構成としてもよい。例えば、図 11 に示す等値線 331 において、水平度合いが高い等値線 331a と、水平度合いが低い等値線 331b との色が変えられる。等値線 331a が例えば水色の実線として表示され、等値線 331b が例えばオレンジ色の実線として表示される。

10

【0101】

表示画像生成部 19 は、B モード画像生成部 14 により生成された B モード画像データ（弾性画像合成部 16 により弾性画像データが合成されていない）に、B モード画像の ROI（弾性画像部分）に重畳する等値線のイメージデータを合成し、2 次元の等値線分布を含む B モード画像と、歪み情報生成部 18 により生成されたバランス直線を含む歪みバランス表示欄とを有する表示画像データを生成して表示部 20 に表示する。例えば、図 12 に示すように、等値線 331 が重畳された B モード画像 340 と、歪みバランス表示欄と、が表示される。但し、図 12 では B モード画像 340 の画像内容は省略している。

【0102】

バランス表示情報として、歪みバランス表示欄と、2 次元の等値線分布と、を同時に表示することで、例えば、バランス直線は傾いているが、浅いところは等値線が等間隔なので、偏りなく被検体を押せていると検査者が判断できる。なお、バランス表示情報として、2 次元の等値線分布のみを表示させる構成としてもよい。

20

【0103】

また、B モード画像の ROI 全体に等値線を重ねて表示すると視認性が低下するため、歪み情報生成部 18 は、等値線の表在側のみ（例えば、等値線 331a のみ）を表示用として生成し、表示画像生成部 19 に表示させる構成としてもよい。

【0104】

なお、表示画像生成部 19 は、弾性画像合成部 16 により生成された合成弾性画像データに、合成弾性画像の ROI に重畳する等値線のイメージデータを合成して表示画像データを生成して表示部 20 に表示する構成としてもよい。また、表示画像生成部 19 は、被検体の同じ部位について、弾性画像合成部 16 により生成された合成弾性画像データの合成画像と、B モード画像生成部 14 により生成された B モード画像データの B モード画像及び 2 次元の等値線分布とを、左右に並べて表示する構成としてもよい。

30

【0105】

以上、本変形例によれば、弾性画像生成部 15 は、受信部 13 により処理された受信信号に基づいて、2 次元の歪み分布を示す弾性画像データを生成する。歪みバランス算出部 17 は、生成された弾性画像データから垂直方向の歪みの累積量を示す 2 次元の歪み累積分布を算出する。歪み情報生成部 18 は、2 次元の歪み累積分布から 2 次元の等値線分布を生成する。このため、等値線を表示することで、等値線の疎密に応じた押圧の強さ及び媒体の軟らかさを示すことができ、歪みのバランスを均一にするように被検体への均一な圧迫を検査者に促すことができる。

40

【0106】

また、歪み情報生成部 18 は、2 次元の等値線分布の線の色を当該線の形状から決定する。このため、検査者が 2 次元の等直線分布の各線の形状に基づく水平度合いなどを色から容易に視認できる。

【0107】

また、歪み情報生成部 18 は、2 次元の等値線分布のうち、表在側の等値線のみを生成する。このため、2 次元の等値線分布を重畳する B モード画像又は合成弾性画像の視認性を向上できる。

50

## 【0108】

なお、上記実施の形態及び変形例における記述は、本発明に係る好適な超音波診断装置及び超音波情報処理方法の一例であり、これに限定されるものではない。例えば、上記実施の形態及び変形例のうち、少なくとも2つを適宜組み合わせる構成としてもよい。

## 【0109】

また、上記第1の実施の形態では、バランス表示情報としての歪みバランス表示欄を表示部20に表示する構成としたが、これに限定されるものではない。例えば、バランス表示情報としての水平方向の歪み分布の回帰直線に基づくバランス直線が均一か否か、不均一か否か、中心点から見て左右どちらの圧迫が高いか等に応じて、超音波診断装置（例えば超音波探触子2）に設けられた表示部としてのLED（Light Emitting Diode）を点灯、点滅、点灯色の変更等させる構成としてもよい。

10

## 【0110】

例えば、上記実施の形態及び変形例では、弾性画像データの水平方向（方位方向）の各垂直ラインの画素の歪み量の和を算出して、水平方向の歪み分布を算出したが、これに限定されるものではない。例えば、弾性画像データの水平方向の各垂直ラインの画素の歪みの中央値、平均値等を算出して、水平方向の歪み分布を算出する構成としてもよい。

## 【0111】

また、以上の実施の形態における超音波診断装置100、100Aを構成する各部の細部構成及び細部動作に関して本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

20

## 【産業上の利用可能性】

## 【0112】

以上のように、本発明の超音波診断装置及び超音波情報処理方法は、弾性画像を用いた超音波診断に適用できる。

## 【符号の説明】

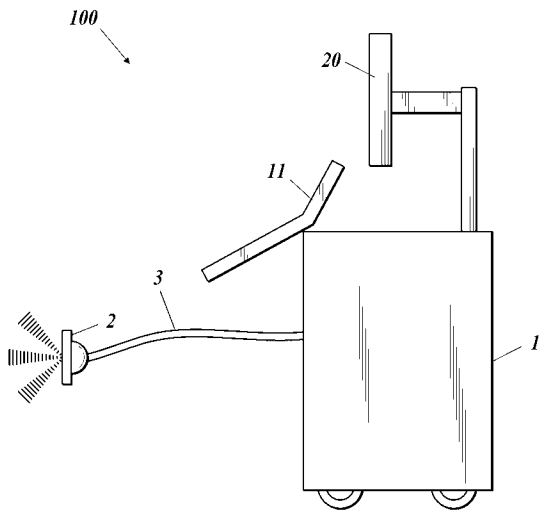
## 【0113】

100, 100A 超音波診断装置  
 1, 1A 超音波診断装置本体  
 11 操作入力部  
 12 送信部  
 13 受信部  
 14 Bモード画像生成部  
 14a, 15a, 19a 記憶部  
 15 弾性画像生成部  
 16 弾性画像合成部  
 17 歪みバランス算出部  
 18, 18A 歪み情報生成部  
 19, 19A 表示画像生成部  
 20 表示部  
 21 制御部  
 22 歪み量算出部  
 23 状態管理部  
 2 超音波探触子  
 2a 振動子  
 3 ケーブル

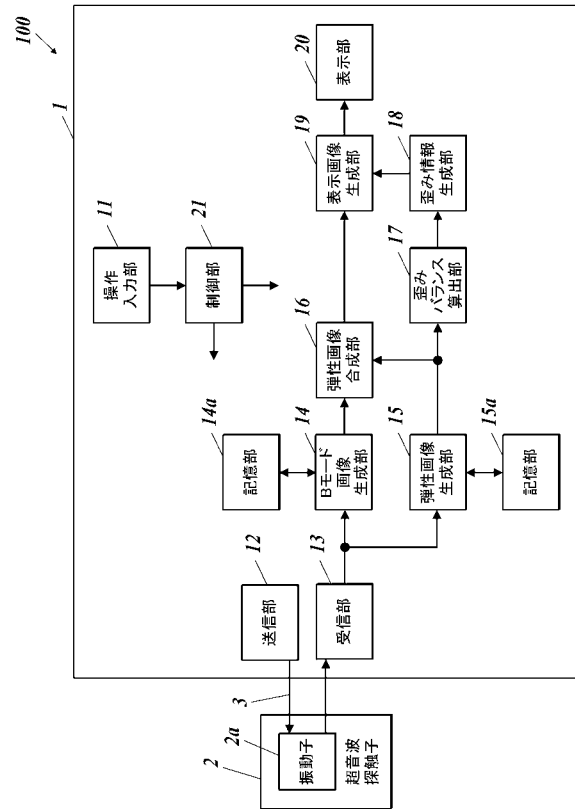
30

40

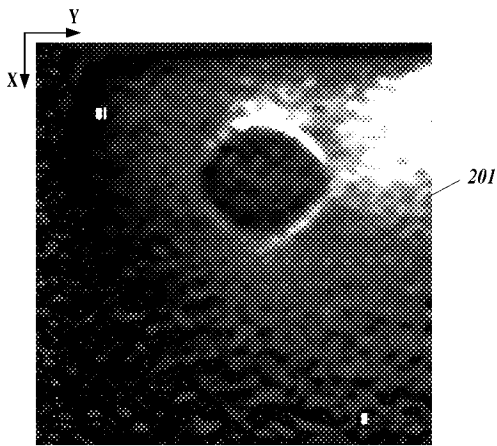
【 図 1 】



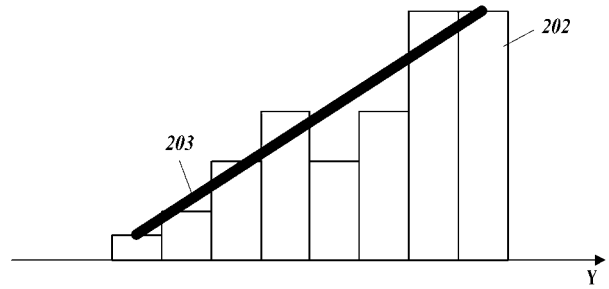
【 図 2 】



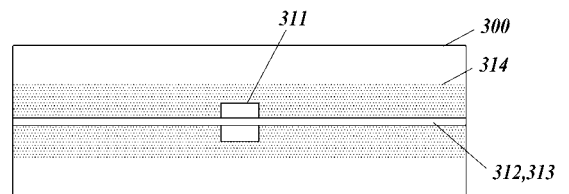
【 図 3 A 】



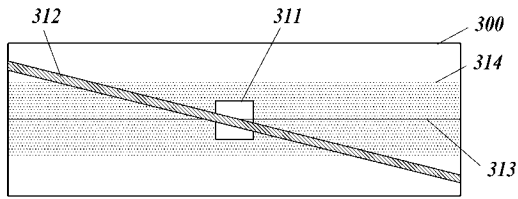
【 図 3 B 】



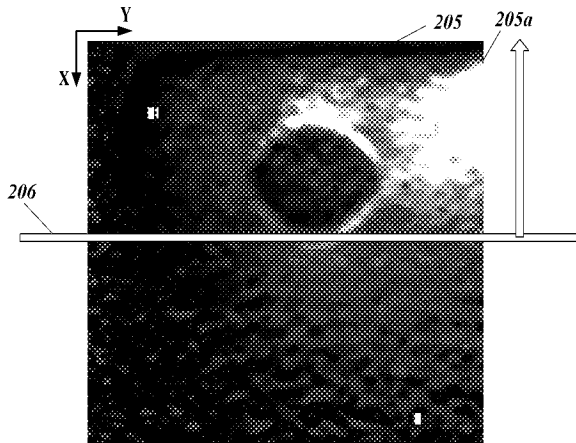
【 図 4 A 】



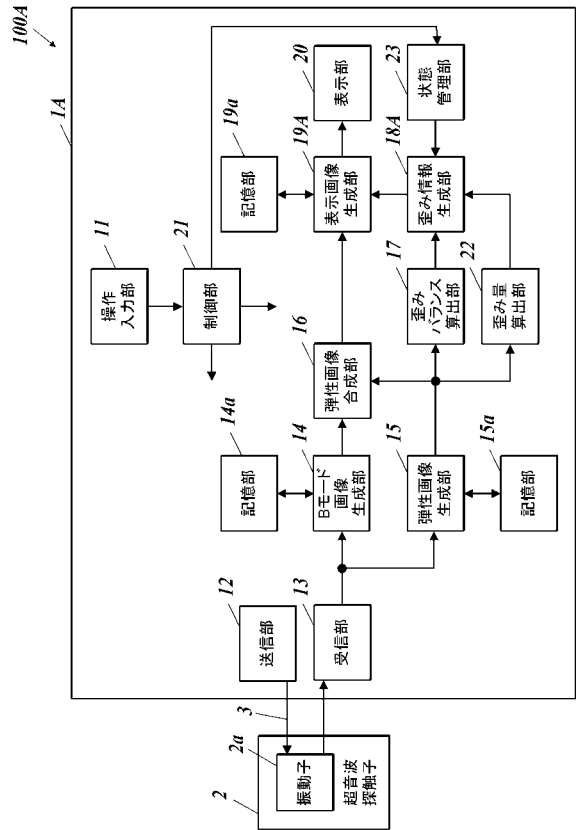
【図4B】



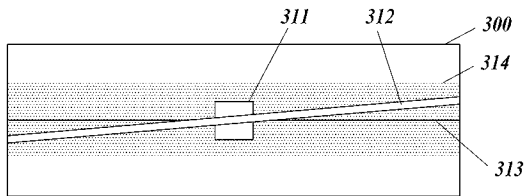
【図5】



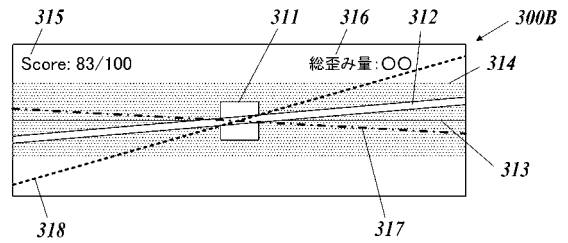
【図6】



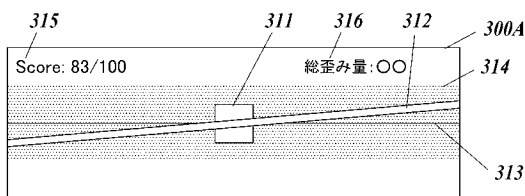
【図7A】



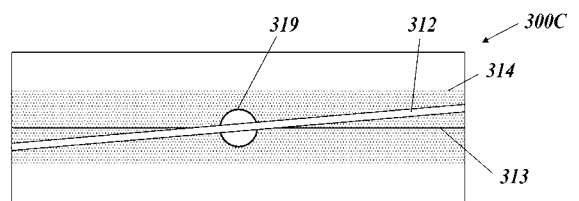
【図8】



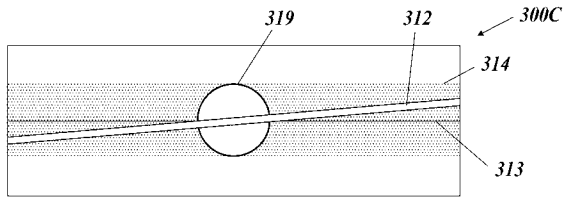
【図7B】



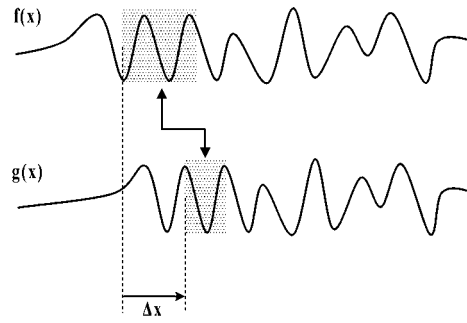
【図9A】



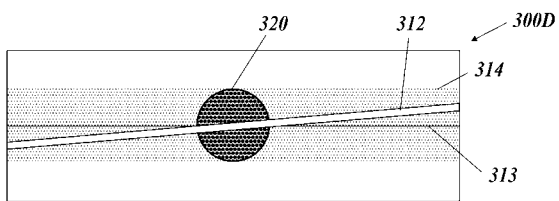
【 図 9 B 】



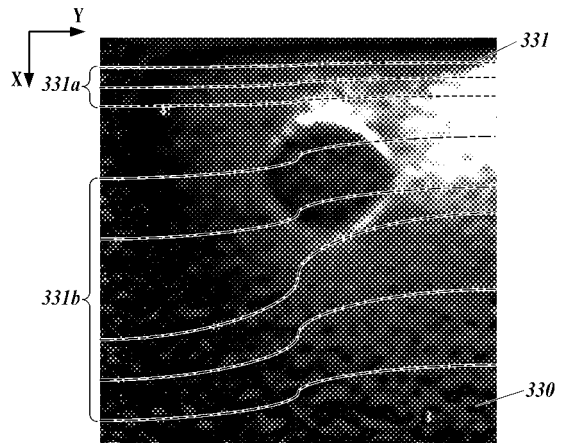
【 図 1 0 A 】



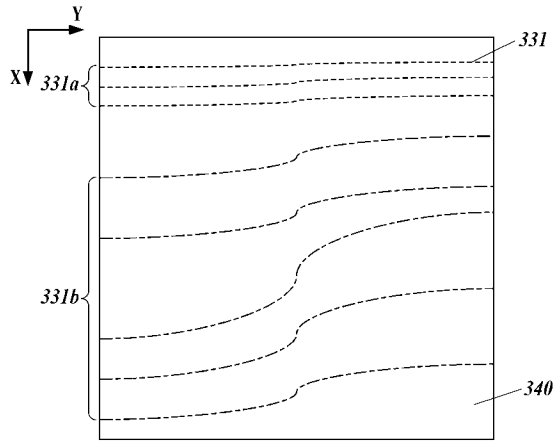
【 図 1 0 B 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



## 【 国際調査報告 】

<b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>		International application No. PCT/JP2017/007055
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B8/08(2006.01) i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> 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 1996-2017 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)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2010-246909 A (Medison Co., Ltd.), 04 November 2010 (04.11.2010), paragraphs [0015] to [0036]; fig. 6 & US 2010/0262388 A1 paragraphs [0018] to [0035]; fig. 6 & EP 2238911 A1 & KR 10-2010-0112668 A	1, 2, 9, 11, 12
A	WO 2009/104657 A1 (Hitachi Medical Corp.), 27 August 2009 (27.08.2009), entire text; all drawings & US 2011/0004100 A1 & CN 101951840 A	1-12
A	WO 2006/040967 A1 (Hitachi Medical Corp.), 20 April 2006 (20.04.2006), entire text; all drawings & US 2007/0232916 A1 & EP 1800604 A1 & DE 602005016581 D & CN 1993080 A	1-12
<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 12 May 2017 (12.05.17)		Date of mailing of the international search report 23 May 2017 (23.05.17)
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/JP2017/007055

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2005/120358 A1 (Hitachi Medical Corp.), 22 December 2005 (22.12.2005), entire text; all drawings & US 2008/0269606 A1 & US 2012/0016238 A1 & EP 1762180 A1 & CN 1980606 A	1-12
A	WO 2005/122907 A1 (Hitachi Medical Corp.), 29 December 2005 (29.12.2005), entire text; all drawings & US 2007/0244390 A1	1-12

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 0 7 0 5 5									
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2017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
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									
X	JP 2010-246909 A (株式会社 メディゾン) 2010.11.04, 段落 [0015]-[0036], 図 6 & US 2010/0262388 A1, 段落[0018]-[0035], 図 6 & EP 2238911 A1 & KR 10-2010-0112668 A	1, 2, 9, 11, 12									
A	WO 2009/104657 A1 (株式会社日立メディコ) 2009.08.27, 全文, 全図 & US 2011/0004100 A1 & CN 101951840 A	1-12									
<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 12.05.2017		国際調査報告の発送日 23.05.2017									
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) 井上 香緒梨	2U 3614								
		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 7 0 5 5
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	WO 2006/040967 A1 (株式会社日立メディコ) 2006.04.20, 全文, 全 図 & US 2007/0232916 A1 & EP 1800604 A1 & DE 602005016581 D & CN 1993080 A	1-12
A	WO 2005/120358 A1 (株式会社日立メディコ) 2005.12.22, 全文, 全 図 & US 2008/0269606 A1 & US 2012/0016238 A1 & EP 1762180 A1 & CN 1980606 A	1-12
A	WO 2005/122907 A1 (株式会社日立メディコ) 2005.12.29, 全文, 全 図 & US 2007/0244390 A1	1-12

## フロントページの続き

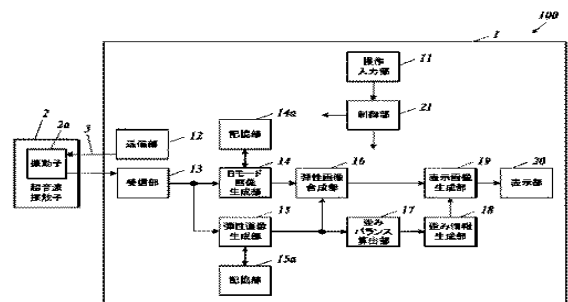
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, 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)	超声波诊断装置及び超声波情报处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2017150368A1</a>	公开(公告)日	2018-12-20
申请号	JP2018503098	申请日	2017-02-24
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	高木一也 武田義浩		
发明人	高木一也 武田義浩		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE11 4C601/EE14 4C601/GD04 4C601/JB34 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK31		
优先权	2016037133 2016-02-29 JP		
其他公开文献	JP6662448B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声波诊断装置100通过超声波探头2对被检体施加压力，该超声波探头2向被检体和被检体之间进行超声波的收发，并测量被检体的应变。超声波诊断装置100包括将驱动信号提供给超声波探头2的发送器12，处理从超声波探头2输出的接收信号的接收器13，以及处理后的接收信号。基于用于计算应变信息作为由压缩引起的对象的弹性信息的弹性图像生成单元15，并且根据由弹性图像生成单元15计算出的应变信息来计算对象的水平应变分布。从水平失真分布计算水平失真分布的平衡的失真平衡计算器17，以及生成指示水平失真分布的平衡的平衡显示信息的失真信息生成器18。



- 2 Ultrasonic probe
- 2a Oscillator
- 11 Operation input unit
- 12 Transmitter unit
- 13 Reception unit
- 14 B-mode image generation unit
- 14a Storage unit
- 15 Elasticity image generation unit
- 16 Elasticity image synthesis unit
- 17 Distortion balance calculation unit
- 18 Distortion information generation unit
- 19 Display image generation unit
- 20 Display unit
- 21 Control unit