



## 【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弾性データ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し当該超音波探触子から出力された受信信号を処理する送受信部と、

前記生成された受信信号に基づいて弾性画像の弾性データを生成する弾性データ生成部と、

前記生成された弾性データの分布を示す弾性分布データを生成する弾性分布生成部と、

前記生成された弾性データ及び前記弾性分布データに基づいて補正データを生成する補正データ生成部と、

前記生成された補正データにより前記生成された弾性データを補正して補正後の弾性データを生成する弾性データ補正部と、備える超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記弾性分布生成部は、前記生成された弾性データから画素毎に注目画素周辺の複数画素の値を用いて前記弾性分布データを生成する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記補正データ生成部は、前記生成された弾性分布データを平均値、最大値、最小値、標準偏差のいずれか 1 つ以上を用いて正規化して前記補正データを生成する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記補正データ生成部は、前記生成された弾性データと前記生成された弾性分布データとの差又は商を求めることにより前記補正データを生成する請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記補正データ生成部は、前記弾性分布データの全画素の歪み量の最大値としての歪み量  $src_{dist\_max}$  と、前記弾性分布データの歪み量  $src_{dist}$  と、前記弾性分布データの全画素の歪み量の平均値としての歪み量  $src_{dist\_avg}$  と、を用いて、次式 (1) により正規化した弾性分布データの歪み量  $src_{norm}$  を算出する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

## 【数 1】

$$src_{norm} = \left( \frac{src_{dist\_max} - src_{dist}}{src_{dist\_avg}} \right) \quad \dots (1)$$

## 【請求項 6】

前記補正データ生成部は、前記弾性分布データの全画素の歪み量の平均値としての歪み量  $src_{dist\_avg}$  と、前記弾性分布データの歪み量  $src_{dist}$  と、を用いて、次式 (2) により正規化した弾性分布データの歪み量  $src_{norm}$  を算出する請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置。

## 【数 2】

$$src_{norm} = \frac{src_{dist\_avg}}{src_{dist}} \quad \dots (2)$$

## 【請求項 7】

前記補正データ生成部は、正規化した弾性分布データの歪み量  $src_{norm}$  と、前記弾性データの歪み量  $src$  と、を用いて、次式 (3) により前記補正データの各画素の補正值  $correct$  を算出する請求項 3、4、5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

## 【数 3】

$$correct = (src_{norm} - 1) \times src \quad \dots (3)$$

## 【請求項 8】

前記補正データ生成部は、前記弾性分布データの全画素の歪み量の平均値としての歪み量 $src_{dist\_avg}$ と、前記弾性分布データの歪み量 $src_{dist}$ と、を用いて、次式(4)により前記補正データの各画素の補正值 $correct$ を算出する請求項1、2又は4に記載の超音波診断装置。

【数4】

$$correct = src_{dist\_avg} - src_{dist} \quad \cdots (4)$$

【請求項9】

前記弾性データ補正部は、前記生成された補正データに補正レベル係数を乗算する請求項1から8のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項10】

前記弾性データ補正部は、前記弾性データに前記補正データを加算して前記補正後の弾性データを生成する請求項1から9のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記補正後の弾性データを表示部に表示する表示制御部を備える請求項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弾性データ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し当該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、

20

前記生成された受信信号に基づいて弾性画像の弾性データを生成する工程と、

前記生成された弾性データの分布を示す弾性分布データを生成する工程と、

前記生成された弾性データ及び前記弾性分布データに基づいて補正データを生成する工程と、

前記生成された補正データにより前記生成された弾性データを補正して補正後の弾性データを生成する工程と、を含む超音波情報処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

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。

【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解析することにより内部構造の検査を行う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ので、医療目的の検査に用いられている。

【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。ストレインエラストグラフィは、適度な押圧で弾性率 歪み量であることを前提とした画像表現である。

40

【0004】

ここで、図5を参照して、ストレインエラストグラフィにおける歪み量を表す弾性画像データを説明する。図5は、弾性画像310及びチャート320を示す図である。

【0005】

図5に、被検体が超音波探触子2により圧迫が加えられ(押圧され)、ストレインエラストグラフィにより生成された断層画像データとしての弾性画像データの弾性画像310を示す。ストレインエラストグラフィにより生成された弾性画像データは、カラーマップ

50

ングされる。弾性画像 310 とともに、そのカラーマッピングのチャート 320 が表示される。チャート 320 のカラーマッピングは、例えば、青 緑 黄 赤の順に歪み量が高くなるものとする。但し、図 5 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ものとして表現している。

【0006】

弾性画像 310 において、対象としての腫瘍の領域 311 は、周辺組織に対して硬くて歪み量も小さく、画像上でそれらの色の差が表れている。また、弾性画像 310 は、水平方向（Y 方向）において、右になるほど被検体への超音波探触子 2 に加えられている圧迫が大きくなっているものとする。

【0007】

このため、弾性画像 310 のうち、領域 311 の右の領域 312 は、歪み量が大きく表現されているが、その組織が柔らかいのではなく、大きな圧迫により歪み量も大きく表現されている。また、被検体内部にかかる圧迫は、深さ方向（X 方向）に深くなるほど減衰される。このため、弾性画像 310 のうち、X 方向の深さが大きい領域 313 は、歪み量が小さく表現されているが、その組織が硬いのではなく、圧迫の減衰により歪み量も小さく表現されている。このように、ストレインエラストグラフィを用いた確かな診断のためには、被検体への均一な圧迫が求められる。

【0008】

また、圧迫データ分布により押圧状態として圧迫方向の判定をし、その圧迫方向を表示して被検体への均一な圧迫を促す超音波診断装置が知られている（特許文献 1 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献 1】特許第 4769715 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかし、上記従来の超音波診断装置では、検査者が表示された圧迫方向を視認して押圧ムラを無くすように手で超音波探触子を押圧調整しなければならず、検査者の作業負担が大きかった。また、上記従来の超音波診断装置では、不均一な圧迫方向や深さ方向の圧迫の減衰により、弾性画像が診断に不適切な画像となっていた。

【0011】

本発明の課題は、検査者の負担を低減し、診断に適切な弾性画像を得ることである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

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弾性データ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し当該超音波探触子から出力された受信信号を処理する送受信部と、

前記生成された受信信号に基づいて弾性画像の弾性データを生成する弾性データ生成部と、

前記生成された弾性データの分布を示す弾性分布データを生成する弾性分布生成部と、

前記生成された弾性データ及び前記弾性分布データに基づいて補正データを生成する補正データ生成部と、

前記生成された補正データにより前記生成された弾性データを補正して補正後の弾性データを生成する弾性データ補正部と、備える。

【0013】

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、

前記弾性分布生成部は、前記生成された弾性データから画素毎に注目画素周辺の複数画

10

20

30

40

50

素の値を用いて前記弾性分布データを生成する。

【 0 0 1 4 】

請求項 3 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、  
前記補正データ生成部は、前記生成された弾性分布データを平均値、最大値、最小値、標準偏差のいずれか 1 つ以上を用いて正規化して前記補正データを生成する。

【 0 0 1 5 】

請求項 4 に記載の発明は、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置において、  
前記補正データ生成部は、前記生成された弾性データと前記生成された弾性分布データとの差又は商を求めることにより前記補正データを生成する。

【 0 0 1 6 】

請求項 5 に記載の発明は、請求項 3 に記載の超音波診断装置において、  
前記補正データ生成部は、前記弾性分布データの全画素の歪み量の最大値としての歪み量  $src_{dist\_max}$  と、前記弾性分布データの歪み量  $src_{dist}$  と、前記弾性分布データの全画素の歪み量の平均値としての歪み量  $src_{dist\_avg}$  と、を用いて、次式 ( 1 ) により正規化した弾性分布データの歪み量  $src_{norm}$  を算出する。

【 数 1 】

$$src_{norm} = \left( \frac{src_{dist\_max} - src_{dist}}{src_{dist\_avg}} \right) \quad \dots (1)$$

10

【 0 0 1 7 】

請求項 6 に記載の発明は、請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置において、  
前記補正データ生成部は、前記弾性分布データの全画素の歪み量の平均値としての歪み量  $src_{dist\_avg}$  と、前記弾性分布データの歪み量  $src_{dist}$  と、を用いて、次式 ( 2 ) により正規化した弾性分布データの歪み量  $src_{norm}$  を算出する。

【 数 2 】

$$src_{norm} = \frac{src_{dist\_avg}}{src_{dist}} \quad \dots (2)$$

20

【 0 0 1 8 】

請求項 7 に記載の発明は、請求項 3、4、5 又は 6 に記載の超音波診断装置において、  
前記補正データ生成部は、正規化した弾性分布データの歪み量  $src_{norm}$  と、前記弾性データの歪み量  $src$  と、を用いて、次式 ( 3 ) により前記補正データの各画素の補正值  $correct$  を算出する。

【 数 3 】

$$correct = (src_{norm} - 1) \times src \quad \dots (3)$$

30

【 0 0 1 9 】

請求項 8 に記載の発明は、請求項 1、2 又は 4 に記載の超音波診断装置において、  
前記補正データ生成部は、前記弾性分布データの全画素の歪み量の平均値としての歪み量  $src_{dist\_avg}$  と、前記弾性分布データの歪み量  $src_{dist}$  と、を用いて、次式 ( 4 ) により前記補正データの各画素の補正值  $correct$  を算出する。

【 数 4 】

$$correct = src_{dist\_avg} - src_{dist} \quad \dots (4)$$

40

【 0 0 2 0 】

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、

前記弾性データ補正部は、前記生成された補正データに補正レベル係数を乗算する。

【 0 0 2 1 】

請求項 10 に記載の発明は、請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置に

50

において、

前記弾性データ補正部は、前記弾性データに前記補正データを加算して前記補正後の弾性データを生成する。

【 0 0 2 2 】

請求項 1 1 に記載の発明は、請求項 1 から 1 0 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記補正後の弾性データを表示部に表示する表示制御部を備える。

【 0 0 2 3 】

請求項 1 2 に記載の発明の超音波情報処理方法は、

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弾性データ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し当該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、

前記生成された受信信号に基づいて弾性画像の弾性データを生成する工程と、

前記生成された弾性データの分布を示す弾性分布データを生成する工程と、

前記生成された弾性データ及び前記弾性分布データに基づいて補正データを生成する工程と、

前記生成された補正データにより前記生成された弾性データを補正して補正後の弾性データを生成する工程と、を含む。

【発明の効果】

【 0 0 2 4 】

本発明によれば、検査者の負担を低減でき、診断に適切な弾性画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 5 】

【図 1】本発明の実施の形態の超音波診断装置の外観図である。

【図 2】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】弾性画像補正処理を示すフローチャートである。

【図 4】( a ) は、補正前の弾性画像を示す図である。( b ) は、弾性分布画像を示す図である。( c ) は、補正画像を示す図である。( d ) は、補正後の弾性画像を示す図である。

【図 5】弾性画像及びチャートを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 6 】

添付図面を参照して本発明の一例に係る実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は、図示例に限定されるものではない。

【 0 0 2 7 】

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 8 】

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、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ストレインエラストグラフィの機能を有する。

【 0 0 2 9 】

図 1 に示すように、超音波診断装置 100 は、操作入力部 11、表示部 22 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。

#### 【0030】

超音波探触子 2 は、圧電素子からなる振動子 2a (図 2 参照) を備えており、この振動子 2a は、例えば、方位方向 (走査方向) に一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 2a を備えた超音波探触子 2 を用いている。なお、振動子 2a 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 2a 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。

#### 【0031】

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 11 と、送受信部としての送信部 12、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、弾性画像補正部 4 と、弾性画像合成部 20 と、表示画像生成部 21 と、表示部 22 と、制御部 23 と、を備える。弾性画像補正部 4 は、弾性分布生成部 16 と、補正值算出部 17 と、弾性データ補正部としての乗算部 18、加算部 19 と、を有する。

#### 【0032】

操作入力部 11 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 23 に出力する。

#### 【0033】

送信部 12 は、制御部 23 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。また、送信部 12 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で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 12 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 2a 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 12 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。

#### 【0034】

受信部 13 は、制御部 23 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 13 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

10

20

30

40

50

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。

#### 【 0 0 3 5 】

B モード画像生成部 1 4 は、制御部 2 3 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。

#### 【 0 0 3 6 】

記憶部 1 4 a は、D R A M (Dynamic Random Access Memory) などの半導体メモリー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 2 0 に出力する。

#### 【 0 0 3 7 】

弾性画像生成部 1 5 は、制御部 2 3 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、弾性データとしての歪み量に変換し、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ーによって構成された記憶部である。

#### 【 0 0 3 8 】

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。

#### 【 0 0 3 9 】

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じて、第 1 信号波形と第 2 信号波形との間の角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。

#### 【 0 0 4 0 】

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、この色付けのパターンに限定されるものではない。

#### 【 0 0 4 1 】

弾性分布生成部 1 6 は、制御部 2 3 の制御に従って、弾性画像生成部 1 5 により生成さ

10

20

30

40

50



れた弾性画像データに対し、注目画素周辺の複数画素の値を用いてフィルタ処理を施し、大凡の歪み分布を有する弾性画像データ（弾性分布画像データ）を生成する回路である。弾性分布生成部 16 は、例えば、移動平均フィルタやガウシアンフィルタ、メディアンフィルタなどにより構成される。

【0042】

補正值算出部 17 は、制御部 23 の制御に従って、弾性分布生成部 16 で生成された弾性分布画像データと、弾性画像生成部 15 で生成された同時刻のフレームの弾性画像データと、を用いて、弾性分布画像データの歪み量の正規化を必要に応じて行い、弾性分布画像データの各画素の補正值からなる画像データ（補正画像データ）を算出する回路である。正規化には例えば下記の式（1）のように平均値を用いてもよいし、最大値や標準偏差などを用いてもよい。また、必要に応じて最大値などを用いて歪み量の大小関係の反転を行ってもよい。

【数 5】

$$src_{norm} = \left( \frac{src_{dist\_max} - src_{dist}}{src_{dist\_avg}} \right) \quad \dots (1)$$

なお、弾性分布画像データの歪み量の正規化の方法として上述した式（1）では、弾性分布画像データを最大値により歪み量の大小関係を反転して正規化を行っているが、例えば（2）のように大小関係の反転を行わずに正規化をしてもよい。

【数 6】

$$src_{norm} = \frac{src_{dist\_avg}}{src_{dist}} \quad \dots (2)$$

補正データ算出は、正規化した弾性分布画像データの歪み量を用いて、例えば下記の式（3）のように行っても良い。この場合、式（1）で正規化した弾性分布画像データの歪み量の平均値が 1 となるため、平均値よりも値が小さい場合は、過度な押圧により歪みが大きく算出されてしまった弾性画像データの歪み量を割合的に減少させ、平均値よりも値が大きい場合は、押圧の減衰により歪みが小さく算出されてしまった弾性画像データの歪み量を割合的に増大させる意味となる。

【数 7】

$$correct = (src_{norm} - 1) \times src \quad \dots (3)$$

なお、補正データ算出の方法として上述した式（1）、式（2）では、弾性分布データに正規化処理を行い、弾性データを割合的に減少、増大させて補正データの算出を行ったが例えば下記の式（4）のように弾性分布画像データに正規化処理をおこなわず、補正值を算出してもよい。この場合、弾性分布画像データの歪み量は、割合的な意味ではなく、弾性画像データにおけるオフセットとして存在する歪み量を意味する。

【数 8】

$$correct = src_{dist\_avg} - src_{dist} \quad \dots (4)$$

但し、式（1）～（4）において、補正画像データの各画素の補正值を補正值  $correct$  とし、弾性分布画像データの全画素の歪み量の最大値を歪み量  $src_{dist\_max}$  とし、弾性分布画像データの全画素の歪み量の平均値を歪み量  $src_{dist\_avg}$  とし、弾性画像データの歪み量を歪み量  $src$  とし、弾性分布画像データの歪み量を歪み量  $src_{dist}$  とし、正規化した弾性分布画像データの歪み量を歪み量  $src_{norm}$  とする。

【0043】

乗算部 18 は、制御部 23 の制御に従って、補正值算出部 17 で生成された補正画像データの各画素の補正值  $correct$  に、操作入力部 11 を介して検査者から設定入力された補正レベル係数  $level$  を乗算する乗算器である。補正レベル係数  $level$  は、値が大きくなるほど補正の効果が高くなる係数であり、例えば、強：0.3、中：0.2、弱：0.1 の三

10

20

30

40

50

段階の値の設定入力が可能であるものとする。

【 0 0 4 4 】

加算部 1 9 は、制御部 2 3 の制御に従って、弾性画像生成部 1 5 により生成された弾性画像データに、乗算部 1 8 で補正レベル係数 level が乗算された補正画像データの補正值 correct を加算して補正後の弾性画像データを生成する加算器である。つまり、乗算部 1 8 、加算部 1 9 は、次式 ( 5 ) により、補正後の弾性画像データの各画素の歪み量 dst を算出する。

【 数 9 】

$$dst = src + (correct \times level) \quad \dots (5)$$

10

【 0 0 4 5 】

弾性画像合成部 2 0 は、制御部 2 3 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補正部 4 で生成された同時刻の補正後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。

【 0 0 4 6 】

表示画像生成部 2 1 は、制御部 2 3 の制御に従って、弾性画像合成部 2 0 で生成された合成弾性画像データに、カラーマッピングのチャート等の情報を付加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 2 用の画像信号に変換して表示部 2 2 に出力する。

【 0 0 4 7 】

表示部 2 2 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 2 は、表示画像生成部 2 1 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 8 】

制御部 2 3 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等を記憶する。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 3 から各部への制御線は、一部省略されている。

30

【 0 0 4 9 】

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。

40

【 0 0 5 0 】

次いで、図 3 及び図 4 を参照して、超音波診断装置 1 0 0 の動作を説明する。図 3 は、

50

弾性画像補正処理を示すフローチャートである。図4(a)は、補正前の弾性画像201を示す図である。図4(b)は、弾性分布画像202を示す図である。図4(c)は、補正画像203を示す図である。図4(d)は、補正後の弾性画像204を示す図である。

【0051】

超音波診断装置100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11を介して補正レベル係数levelの設定入力となされ、弾性画像のROIの指定入力となされ、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が行われる。そして、弾性画像補正部4により、弾性画像補正処理が実行される。

10

【0052】

図3を参照して、弾性画像補正部4により実行される弾性画像補正処理を説明する。先ず、例えば、弾性画像生成部15により、図4(a)に示す弾性画像201の弾性画像データが生成されたものとする。そして、弾性分布生成部16は、弾性画像生成部15により生成された弾性画像データに、注目画素周辺の複数画素の値を用いてフィルタ処理を施し、弾性分布画像データを生成する(ステップS11)。ステップS11において、例えば、弾性画像201の弾性画像データから、図4(b)に示す弾性分布画像202の弾性画像データが生成される。

20

【0053】

そして、補正值算出部17は、ステップS11で生成された弾性分布画像データから式(1)~(3)又は式(4)を用いた演算により、弾性分布画像データの各画素の補正值correctからなる補正画像データを算出する(ステップS12)。ステップS12において、例えば、弾性分布画像202の弾性分布画像データが大小関係反転、正規化されて、図4(c)に示す補正画像203の補正画像データが生成される。

【0054】

そして、乗算部18は、ステップS12で生成された補正画像データに、設定入力された補正レベル係数levelを乗算する(ステップS13)。そして、加算部19は、弾性画像生成部15により生成された弾性画像データに、ステップS13で生成された乗算後の補正画像データを加算して、補正後の弾性画像データを生成し(ステップS14)、弾性画像補正処理を終了する。ステップS13、S14において、例えば、弾性画像201の弾性画像データに、補正画像203への補正レベル係数levelが乗算され、乗算後の補正画像データが加算され、図4(d)に示す補正後の弾性画像204の弾性画像データが生成される。

30

【0055】

そして、弾性画像合成部20による合成弾性画像データ生成が行われ、表示画像生成部21により合成弾性画像データ等を含む表示画像データが生成され表示部22に表示される。

40

【0056】

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、生成された受信信号に基づいて弾性画像データを生成し、生成された弾性画像データの歪み量の分布を示す弾性分布画像データを生成し、生成された弾性画像データ及び弾性分布画像データに基づいて補正画像データを生成し、生成された補正画像データにより前記生成された弾性画像データを補正して補正後の弾性画像データを生成する。

【0057】

このため、弾性画像データを自動的に補正するので、超音波探触子を補正のために操作する構成に比べて検査者の負担を低減でき、弾性画像データを弾性分布画像データの歪み

50

量に応じて弾性画像データを補正するので、弾性画像データにおける歪み量への被検体への圧迫の大小及び深さ方向の減衰の影響を低減して、弾性率の分布に近く診断に適切な弾性画像を得ることができる。

【0058】

また、超音波診断装置100は、生成された弾性画像データから画素毎に注目画素周辺の複数画素の値を用いて弾性分布画像データを生成する。このため、弾性分布画像データに基づく補正画像データにより弾性画像データの診断に必要な情報を残す補正をすることができる。

【0059】

また、補正值算出部17は、生成された弾性画像データと生成された弾性分布画像データとの差又は商を求めることにより補正画像データを生成する。

10

【0060】

また、補正值算出部17は、式(1)により正規化した弾性分布画像データを生成する。このため、補正量を適切な大きさにできるので、補正後の弾性画像データにおいて、対象部分の診断への適切化と対象部分以外の部分のノイズの低減とのバランスをとることができる。

【0061】

また、補正值算出部17は、式(2)により正規化した弾性分布画像データを生成する。このため、補正量を大きくできるので、補正後の弾性画像データにおいて、対象部分を弾性率の分布に近くして診断に適切な弾性画像にできる。

20

【0062】

また、補正值算出部17は、式(3)により補正画像データを生成する。このため、補正量を大きくできるので、補正後の弾性画像データにおいて、対象部分を弾性率の分布に近くして診断に適切な弾性画像にできる。

【0063】

また、補正值算出部17は、式(4)により補正画像データを生成する。このため、補正量を小さくできるので、補正後の弾性画像データにおいて、対象部分以外の部分のノイズを低減できる。

【0064】

また、乗算部18は、生成された補正画像データに補正レベル係数levelを乗算する。このため、弾性画像データへの補正画像データによる補正の度合いを自在に設定できる。

30

【0065】

また、加算部19は、弾性画像データに補正画像データを加算して補正後の弾性画像データを生成する。このため、弾性率の分布に近く診断に適切な弾性画像を容易に得ることができる。

【0066】

また、表示画像生成部21は、補正後の弾性画像データを表示部22に表示する。このため、検査者が、弾性率の分布に近く診断に適切な弾性画像を容易に視認でき、被検体の対象の硬さの診断精度を高めることができる。

40

【0067】

なお、上記実施の形態における記述は、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。

【0068】

上記実施の形態では、弾性画像データとして、ストレインエラストグラフィにより弾性データとしての歪み量を示す画像データを生成して用いる構成としたが、これに限定されるものではない。例えば、シアウェーブエラストグラフィ(Shear Wave Elastography)により弾性データとしてのせん断波速度を示す画像データを弾性画像データとして生成して用いる構成としてもよい。

【0069】

また、以上の実施の形態における超音波診断装置100を構成する各部の細部構成及び

50

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。

【符号の説明】

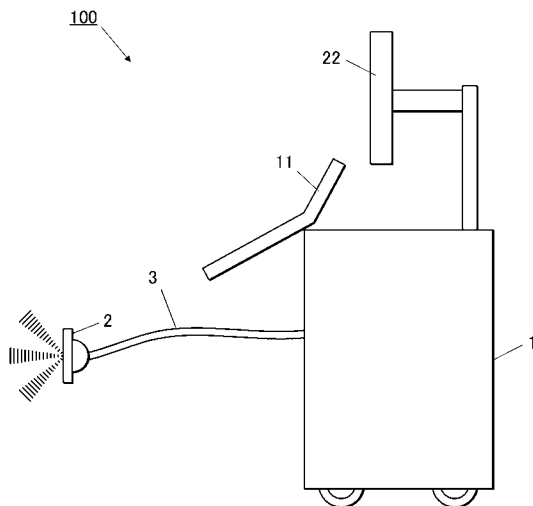
【0070】

- 100 超音波診断装置
- 1 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 記憶部
- 15 弾性画像生成部
- 4 弾性画像補正部
- 16 弾性分布生成部
- 17 補正值算出部
- 18 乗算部
- 19 加算部
- 20 弾性画像合成部
- 21 表示画像生成部
- 22 表示部
- 23 制御部
- 2 超音波探触子
- 2a 振動子
- 3 ケーブル

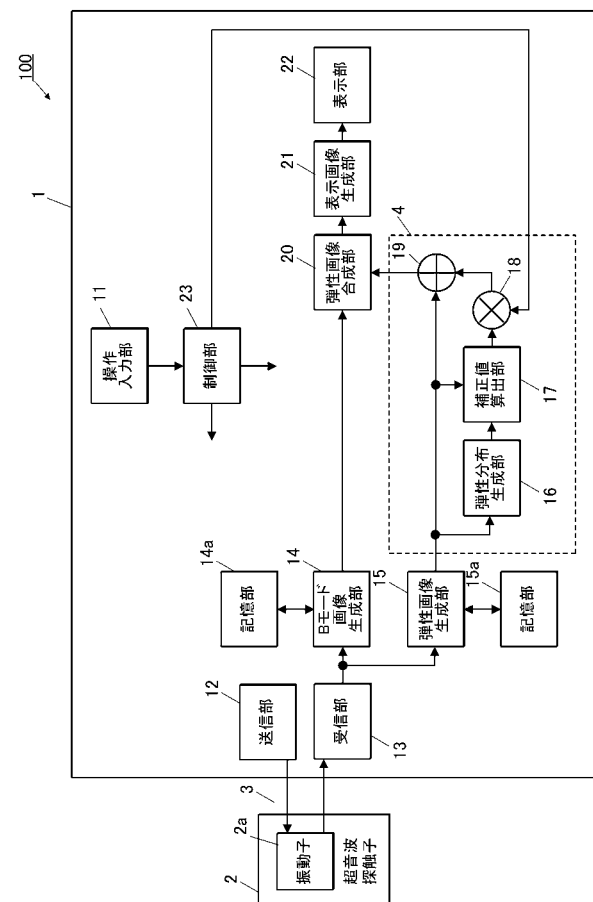
10

20

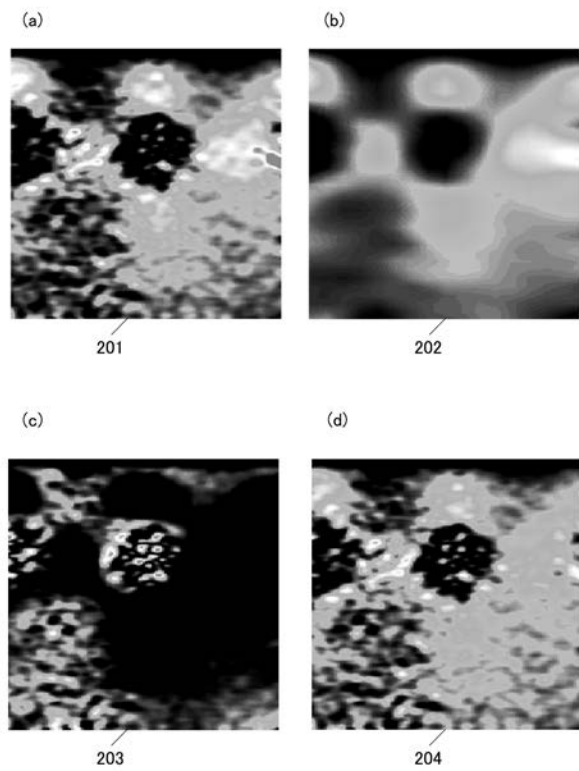
【図1】



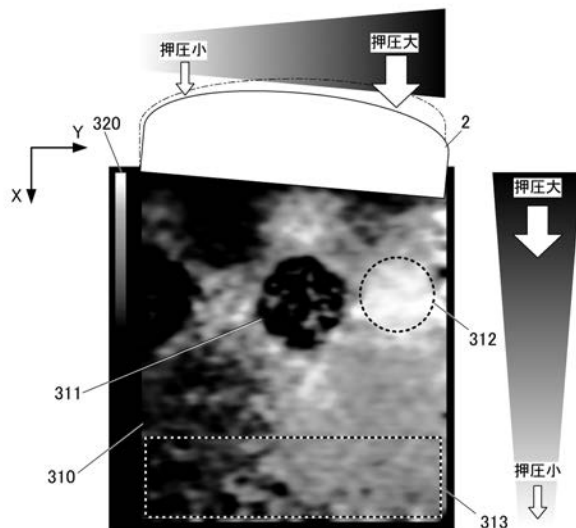
【図2】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	超声波诊断装置及び超音波情報処理方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2017153540A</a>	公开(公告)日	2017-09-07
申请号	JP2016037134	申请日	2016-02-29
[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	色摩 譲 武田 義浩		
发明人	色摩 譲 武田 義浩		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE11 4C601/JB51 4C601/JC04 4C601/JC19 4C601/KK02 4C601/KK24		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：减轻检查员的负担，获得适合诊断的弹性图像。一种超声波诊断装置100测量超声波发送由所述对象接收超声波到目标探针2加入压力对受试者以用于发送和接收超声波的目标的弹性数据。的超声波诊断装置100包括发送单元12，用于处理从所述超声波探头2输出的接收信号供给驱动信号提供给超声波探头2，接收单元13，基于所生成的接收信号使用弹性图像生成部15用于生成弹性图像的弹性数据生成弹性分布生成部16，多个围绕所述目标像素的弹性分布数据像素的表示所生成的声学数据的每个像素分布的值当用于生成基于所生成的声音数据和弹性分布数据的修正数据的修正值计算单元17，用于产生上述弹性数据进行乘法校正由所生成的校正数据生成的校正数据的弹性第18节和增加部分19。 .The

