

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6203514号
(P6203514)

(45) 発行日 平成29年9月27日(2017.9.27)

(24) 登録日 平成29年9月8日(2017.9.8)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/00

請求項の数 8 (全 13 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2013-70841 (P2013-70841) (22) 出願日 平成25年3月29日(2013.3.29) (65) 公開番号 特開2014-193228 (P2014-193228A) (43) 公開日 平成26年10月9日(2014.10.9) 審査請求日 平成28年3月3日(2016.3.3)</p>	<p>(73) 特許権者 300019238 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー アメリカ合衆国、53188、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、300 (74) 代理人 100137545 弁理士 荒川 聡志 (72) 発明者 松永 篤子 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内 審査官 宮川 哲伸</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

三次元空間における被検体に対して超音波の送受信を行なってエコー信号を取得する超音波プローブと、

前記エコー信号に基づく超音波画像を表示させる表示画像制御部と、

前記超音波画像において、所定の計測を行なう対象となる計測対象を設定する計測対象設定部と、

前記計測対象の計測値を算出する計測値算出部と、

前記三次元空間における所定の座標系において、前記計測対象の位置を検出する位置検出部と、

前記計測値及び前記計測対象の位置情報を記憶する記憶部と、

前記計測対象が設定された計測時とは異なる計測時における第一超音波画像における座標と、前記計測対象が設定された計測時における第二超音波画像における座標との位置対応関係を特定する位置対応関係特定部と、を備え、

前記記憶部には、前記第二超音波画像における計測対象の位置情報が記憶されており、

前記計測値算出部は、前記記憶部に記憶された前記計測対象の位置情報と前記位置対応関係に基づいて前記第一超音波画像における位置が特定された前記計測対象の計測値を算出する

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記位置対応関係特定部は、前記第一超音波画像と前記第二超音波画像とで、操作者によって被検体における同一位置が特定されると、前記位置対応関係の特定を行なうことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記記憶部には、前記記憶部に位置情報が記憶された同一の計測対象について、複数の計測値が記憶されることを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記表示画像制御部は、前記記憶部に位置情報が記憶された同一の計測対象について、複数の計測値を表示させることを特徴とする請求項1～3のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項5】

前記座標系は、前記三次元空間に設置された磁気発生部によって形成されることを特徴とする請求項1～4のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記超音波プローブには、前記磁気発生部の磁気を検出する磁気センサが設けられており、

前記位置検出部は、前記磁気センサの検出信号に基づいて、前記計測対象の位置を検出する

ことを特徴とする請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

20

前記第一超音波画像の超音波の送受信面であって前記位置検出部で位置が検出された送受信面と、前記位置情報が記憶された前記第二超音波画像における計測対象との距離を示すインジケータを表示させるインジケータ表示制御部であって、前記記憶部に記憶された前記計測対象の位置情報、前記位置対応関係に基づいて、前記インジケータを表示させるインジケータ表示制御部を備えることを特徴とする請求項1～6のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

コンピュータに、

三次元空間の座標系における被検体に対して超音波プローブによる超音波の送受信を行なって取得されたエコー信号に基づく超音波画像を表示させる表示画像制御機能と、

30

前記超音波画像において、所定の計測を行なう対象となる計測対象を設定する計測対象設定機能と、

前記計測対象の計測値を算出する計測値算出機能と、

前記三次元空間における所定の座標系において、前記計測対象の位置を検出する位置検出機能と、

前記計測値及び前記計測対象の位置情報を記憶部に記憶させる記憶制御機能と、

前記計測対象が設定された計測時とは異なる計測時における第一超音波画像における座標と、前記計測対象が設定された計測時における第二超音波画像における座標との位置対応関係を特定する位置対応関係特定機能と、を実行させる超音波診断装置の制御プログラムであって、

40

前記記憶制御機能により、前記第二超音波画像における計測対象の位置情報が前記記憶部に記憶され、

前記計測値算出機能により、前記記憶部に記憶された前記計測対象の位置情報と前記位置対応関係に基づいて前記第一超音波画像における位置が特定された前記計測対象の計測値が算出される

ことを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、計測を行なう超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

50

【背景技術】

【0002】

被検体内に超音波を送信して得られたエコー信号に基づく超音波画像を表示する超音波診断装置においては、種々の計測が行われる。例えば、被検体の生体組織に対して超音波パルス（プッシングパルス：pushing pulse）を送信することによって生体組織に生じたせん断波の伝搬速度を算出し、生体組織の弾性率を計測する計測装置が特許文献1等に掲載されている。また、超音波画像にカーソル等を表示させて、腫瘍の径や胎児の大きさなどを計測する場合もある。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0003】

【特許文献1】特表2010-526626号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、計測を行なう場合に、被検体の同一部分について経過観察を行なう場合がある。この場合、計測を行なうたびに操作者が計測対象を探すことが操作者にとって負担になっている。

【課題を解決するための手段】

【0005】

20

上述の課題を解決するためになされた一の観点の発明は、所定の座標系における被検体に対して超音波の送受信を行なってエコー信号を取得する超音波プローブと、前記エコー信号に基づく超音波画像を表示させる表示画像制御部と、操作者が、前記超音波画像において、所定の計測を行なう対象となる計測対象を指定する入力部と、前記計測対象の計測値を算出する計測値算出部と、前記所定の座標系において、前記計測対象の位置を検出する位置検出部と、前記計測値及び前記計測対象の位置情報を記憶する記憶部と、前記計測対象が設定された計測時とは異なる計測時における前記超音波プローブによる超音波の送受信面と、前記位置情報が記憶された計測対象との距離を示すインジケータを表示させるインジケータ表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0006】

30

また、他の観点の発明は、三次元空間における被検体に対して超音波の送受信を行なってエコー信号を取得する超音波プローブと、前記エコー信号に基づく超音波画像を表示させる表示画像制御部と、前記超音波画像において、所定の計測を行なう対象となる計測対象を設定する計測対象設定部と、前記計測対象の計測値を算出する計測値算出部と、前記三次元空間における所定の座標系において、前記計測対象の位置を検出する位置検出部と、前記計測値及び前記計測対象の位置情報を記憶する記憶部と、前記計測対象が設定された計測時とは異なる計測時における第一超音波画像における座標と、前記計測対象が設定された計測時における第二超音波画像における座標との位置対応関係を特定する位置対応関係特定部と、を備え、前記記憶部には、前記第二超音波画像における計測対象の位置情報が記憶されており、前記計測値算出部は、前記記憶部に記憶された前記計測対象の位置情報と前記位置対応関係に基づいて前記第一超音波画像における位置が特定された前記計測対象の計測値を算出することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【発明の効果】

【0007】

上記一の観点の発明によれば、前記計測対象が設定された計測時とは異なる計測時において、前記超音波プローブによる超音波の送受信面と前記位置情報が記憶された計測対象との距離を示すインジケータが表示されるので、計測対象を容易に見つけることができる。従って、被検体の同一部分について計測を行なう操作者の負担を軽減することができる。

【0008】

50

上記他の観点の発明によれば、前記第二超音波画像における位置情報が前記記憶部に記憶された計測対象について、前記第一超音波画像における位置が特定されて計測が行われるので、ある計測対象について、複数回にわたって計測を行なう場合に、計測対象の正確な位置が特定された計測を行なうことができる。また、計測を行なうたびに操作者が計測対象を探さずとも同一位置について計測を行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の実施形態における超音波診断装置の概略構成の一例を示すブロック図である。

【図2】図1に示された超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

10

【図3】図1に示された超音波診断装置における制御部の構成を示すブロック図である。

【図4】初回の検査の処理を示すフローチャートである。

【図5】超音波画像が表示された表示部を示す図である。

【図6】測定対象部分にマーカーが設定された超音波画像を示す図である。

【図7】弾性率を計測するために送信される超音波パルスの説明図である。

【図8】経時変化をモニタリングするための再計測の処理を示すフローチャートである。

【図9】二つの超音波画像が並んで表示された表示部を示す図である。

【図10】超音波画像にインジケータが表示された表示部を示す図である。

【図11】計測対象を含む断面の超音波画像UI1及び参照超音波画像UI2が表示された表示部を示す図である。

20

【図12】複数の計測値のグラフを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、本発明の実施形態について説明する。図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4、表示制御部5、表示部6、操作部7、制御部8、記憶部9を備える。

【0011】

前記超音波プローブ2は、アレイ状に配置された複数の超音波振動子(図示省略)を有して構成され、この超音波振動子によって被検体に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。

30

【0012】

前記超音波プローブ2には、例えばホール素子で構成される前記磁気センサ10が設けられている。この磁気センサ10により、例えば磁気発生コイルで構成される磁気発生部11から発生する磁気が検出されるようになっている。前記磁気センサ10における検出信号は、前記表示制御部5へ入力されるようになっている。前記磁気センサ10における検出信号は、図示しないケーブルを介して前記表示制御部5へ入力されてもよいし、無線で前記表示制御部5へ入力されてもよい。前記磁気発生部11及び前記磁気センサ10は、後述のように前記超音波プローブ2の位置及び傾きを検出するために設けられている。

【0013】

40

前記送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2から所定の走査条件で超音波を送信するための電気信号を、前記制御部8からの制御信号に基づいて前記超音波プローブ2に供給する。また、前記送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2で受信したエコー信号について、A/D変換、整相加算処理等の信号処理を行ない、信号処理後のエコーデータを前記エコーデータ処理部4へ出力する。

【0014】

前記エコーデータ処理部4は、前記送受信ビームフォーマ3から出力されたエコーデータに対し、超音波画像を作成するための処理を行なう。例えば、前記エコーデータ処理部4は、対数圧縮処理、包絡線検波処理等のBモード処理を行ってBモードデータを作成する。

50

【 0 0 1 5 】

前記表示制御部 5 は、図 2 に示すように、位置算出部 5 1、超音波画像データ作成部 5 2、表示画像制御部 5 3、計測対象設定部 5 4、位置対応関係設定部 5 5、インジケータ表示制御部 5 6 を有する。前記位置算出部 5 1 は、位置算出機能を実行する。具体的には、前記位置算出部 5 1 は、前記磁気センサ 1 0 からの磁気検出信号に基づいて、三次元空間において、前記磁気発生部 1 1 を原点とする座標系における前記超音波プローブ 2 の位置及び傾きの情報（以下、「プローブ位置情報」と云う）を算出する。さらに、前記位置算出部 5 1 は、前記プローブ位置情報に基づいてエコー信号の前記座標系における位置情報（超音波の送受信面の位置情報）を算出する。また、前記位置算出部 5 1 は、後述するように前記計測対象設定部 5 4 によって設定されたマーカー及び計測対象の位置を、前記エコー信号の位置情報を用いて特定する。前記位置算出部 5 1 及び前記磁気センサ 1 0 は、本発明における位置検出部の実施の形態の一例である。また、前記位置算出機能は、本発明における位置検出機能の実施の形態の一例である。

10

【 0 0 1 6 】

前記超音波画像データ作成部 5 2 は、前記エコーデータ処理部 4 から入力されたデータを、スキャンコンバータ (Scan Converter) によって走査変換して超音波画像データを作成する。

【 0 0 1 7 】

前記表示画像制御部 5 3 は、前記超音波画像データに基づく超音波画像 UI を前記表示部 6 に表示させる（表示画像制御機能）。前記表示画像制御部 5 3 は、本発明における表示画像制御部の実施の形態の一例である。また、前記表示画像制御機能は、本発明における表示画像制御機能の実施の形態の一例である。

20

【 0 0 1 8 】

前記計測対象設定部 5 4 は、前記操作部 7 における入力に基づいて、後述するように、超音波画像 UI にマーカーや計測対象を設定する。前記計測対象設定部 5 4 は、本発明における計測対象設定部の実施の形態の一例である。

【 0 0 1 9 】

前記インジケータ表示制御部 5 6 は、前記計測対象又は前記マーカーと、前記超音波プローブ 2 による超音波の送受信面（リアルタイムの超音波画像 UI の断面）との前記三次元空間における距離を示すインジケータ In（図 1 0 参照）を、前記表示部 6 に表示させる（インジケータ表示制御機能）。前記インジケータ表示制御部 5 6 は、本発明におけるインジケータ表示制御部の実施の形態の一例である。また、インジケータ表示制御機能は、本発明におけるインジケータ表示制御機能の実施の形態の一例である。

30

【 0 0 2 0 】

前記表示部 6 は、LCD (Liquid Crystal Display) や CRT (Cathode Ray Tube) などである。前記操作部 7 は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス（図示省略）などを含んで構成されている。前記操作部 7 は、本発明における入力部の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 1 】

前記制御部 8 は、特に図示しないが CPU (Central Processing Unit) を有して構成される。この制御部 8 は、前記記憶部 9 に記憶された制御プログラムを読み出し、前記位置算出機能、前記表示画像制御機能、前記インジケータ表示制御機能を始めとする前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。

40

【 0 0 2 2 】

また、前記制御部 8 は、図 3 に示す計測部 8 1 によって計測機能を実行する。詳細は後述する。前記計測部 8 1 は、本発明における計測値算出部の実施の形態の一例である。また、計測機能は本発明における計測値算出機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 3 】

さらに、前記制御部 8 は、記憶制御部 8 2 による記憶制御機能により、前記記憶部 9 への記憶機能を実行する。前記記憶制御機能は、本発明における記憶制御機能の実施の形態

50

の一例である。

【0024】

前記記憶部9は、HDD(Hard Disk Drive:ハードディスクドライブ)や、RAM(Random Access Memory)やROM(Read Only Memory)等の半導体メモリ(Memory)である。前記記憶部9には、前記制御プログラムの他、前記エコーデータ処理部4において得られたBモードデータなどのローデータ(raw data)が記憶されてもよい。また、前記記憶部9には、前記超音波画像データ作成部52において得られた超音波画像データが記憶されてもよい。前記記憶部9に記憶される前記ローデータ及び前記超音波画像データは、前記位置算出部51によって得られた位置情報とともに前記記憶部9に記憶される。

10

【0025】

さらに、前記記憶部9には、前記計測部81によって得られた計測値及び前記位置算出部51によって得られた前記マーカ-及び前記計測対象の位置が記憶される。

【0026】

前記記憶部9への記憶制御機能は、前記記憶制御部82により実行される。

【0027】

さて、本例の超音波診断装置1を用いた計測を行なう場合の作用について説明する。本例では、初回の検査において計測が行われた計測対象の位置が記憶され、その計測対象について経時変化をモニタリングするため、再び計測を行なう。まず、初回の検査における計測について、図4のフローチャートに基づいて説明する。この初回の検査における計測時が、本発明において計測対象が設定された計測時の一例に該当する。

20

【0028】

まず、ステップS1では、操作者は、前記超音波プローブ2を被検体の体表面に当接させて超音波の送受信を開始する。そして、前記表示画像制御部53は、図5に示すように、エコー信号に基づいて作成されたリアルタイムの超音波画像UIを前記表示部6に表示させる。超音波画像UIは例えばBモード画像である。

【0029】

次に、ステップS2では、操作者は前記超音波プローブ2を動かして、腫瘍などの病変部Lを超音波画像UIに表示させる。そして、操作者は、前記操作部7を操作して、計測対象を設定する基準となるマーカ-を超音波画像UIに設定する。例えば、図6に示すように、操作者は超音波画像UIにおける前記病変部Lにマーカ-M1を設定する。マーカ-M1は、本例では「x」印である。また、操作者は、病変部Lの測定結果と比較するために、病変部L以外の部分にも、マーカ-M2を設定する。マーカ-M2は、本例では「」印である。前記マーカ-M1, M2は、前記操作部7の入力に基づいて、前記計測対象設定部54によって設定される。

30

【0030】

前記記憶制御部82は、設定した前記マーカ-M1, M2の位置を前記記憶部9に記憶する。ここで記憶される前記マーカ-M1, M2の位置は、前記三次元空間において、前記磁気発生部11を原点とする座標系における位置である。前記マーカ-M1, M2の位置は、前記位置算出部51によって、前記エコー信号の位置情報に基づいて特定された位置である。

40

【0031】

次に、ステップS3では、計測が行なわれる。本例では、被検体の生体組織の弾性率が計測される。弾性率の計測について具体的に説明する。操作者が、前記操作部7において計測モード開始の入力を行なうと、前記計測対象設定部54は、前記マーカ-M1, M2が設定された部分を基準にして、図7に示すように、計測対象の領域Rを設定する。計測対象の領域Rは、前記マーカ-M1, M2のそれぞれに対して設定される(図7では、計測対象の領域Rは一つのみ図示)。

【0032】

前記マーカ-M1を基準にして設定される計測対象の領域Rを、計測領域X1とする。

50

また、前記マーカ－M 2を基準にして設定される計測対象の領域Rを、計測領域X 2とする。前記計測領域X 1, X 2は、本発明における計測対象の実施の形態の一例である。

【0033】

前記計測領域X 1, X 2は、本例では四角形状の領域であるが、形状はこれに限られるものではない。前記磁気発生部11を原点とする座標系における前記計測領域X 1, X 2の位置は、前記位置算出部51によって算出され、前記記憶部9に記憶されてもよい。

【0034】

計測対象の領域Rが設定されると、前記超音波プローブ2は、計測モードの超音波パルスを送信する。送信される超音波パルスには、図7に示すように、プッシングパルスPPとせん断波の伝搬速度を計測するための計測用パルスDP（後述のように音線SL1, SL2のみ図示）とが含まれる。前記プッシングパルスPP及び前記計測用パルスDPは、計測領域X 1, X 2の各々に送信される。

【0035】

前記超音波プローブ2は、前記領域Rを焦点とするプッシングパルスPPを送信する。また、前記超音波プローブ2は、前記プッシングパルスPPの近傍の音線SL1, SL2上に、前記計測用パルスDP（図7では音線のみ図示）を送信する。

【0036】

前記計測部81は、前記プッシングパルスによって生体組織が振動して生じたせん断波の伝搬速度を前記計測領域X 1, X 2について算出する。具体的には、前記計測部81は、前記超音波プローブ2によって受信された計測用パルスDPのエコー信号に基づいて前記伝搬速度Vを算出する。前記計測部81は、二音線分の計測用パルスDPのエコー信号に基づいて、せん断波の伝搬速度を算出する。

【0037】

前記計測部81は、前記計測領域X 1, X 2について、せん断波の伝搬速度に基づいて、弾性率を算出する。ここで、せん断波の伝搬速度と弾性率との間には相関関係がある。具体的には、生体組織の弾性率が小さいほど（軟らかいほど）、せん断波の伝搬速度は大きくなる。一方、生体組織の弾性率が大きいほど（硬いほど）、せん断波の伝搬速度は小さくなる。従って、上述のように、せん断波の伝搬速度に基づいて、弾性率を算出することができる。

【0038】

算出された弾性率は、前記記憶部9に記憶される。また、弾性率は前記表示部6に表示されてもよい。

【0039】

操作者は、初回の検査において、計測領域X 1, X 2を含む断面以外にも、後述の位置合わせ処理を行なうために必要な断面を含む被検体の三次元領域について、前記超音波プローブ2によって超音波の送受信を行なう。位置合わせ処理を行なうために必要な断面は、例えば血管の分岐部分など特徴的な部分を含む断面である。

【0040】

前記被検体の三次元領域から得られたエコー信号に基づいて、前記エコーデータ処理部4が作成したローデータ及び前記超音波画像データ作成部52が作成した超音波画像データの少なくとも一方が、前記記憶部9に記憶される。ここで記憶されるデータは、ボリュームデータである。このボリュームデータは、前記位置算出部51によって得られた位置情報とともに前記記憶部9に記憶される。

【0041】

次に、前記計測領域X 1, X 2について経時変化をモニタリングするため、再び計測を行なう場合の処理について説明する。再計測時、すなわち二回目以降の計測時（計測対象が設定された計測時とは異なる計測時）においては、リアルタイムの超音波画像が表示される。また、リアルタイムの超音波画像の断面と被検体において同一断面が、初回検査時において記憶されたボリュームデータにおいて特定され、このボリュームデータに基づく超音波画像が表示される。具体的な処理について、図8のフローチャートに基づいて説明

10

20

30

40

50

する。

【0042】

先ず、ステップS11では、操作者は、前記超音波プローブ2によって超音波の送受信を開始する。前記表示画像制御部53は、得られたエコー信号から作成された超音波画像データに基づいて、リアルタイムの超音波画像UI1を表示させる。また、前記表示画像制御部53は、前記記憶部9に記憶されたボリュームデータに基づいて参照超音波画像UI2を表示させる。前記表示画像制御部53は、図9に示すように、前記超音波画像UI1及び前記参照超音波画像UI2を前記表示部6に並べて表示させる。

【0043】

ここで、前回の検査の時とは、前記磁気発生部11の位置及び被検体の位置の少なくともいずれか一方が変わっている場合がある。この場合、被検体の同一位置の座標が、リアルタイムの前記超音波画像UI1の座標系と前記参照超音波画像UI2の座標系とで異なる。従って、ステップS12では、リアルタイムの前記超音波画像UI1の座標系と前記参照超音波画像UI2の座標系とで位置対応情報を特定するための位置合わせ処理を行なう。

10

【0044】

具体的には、操作者は前記表示部6に表示された前記超音波画像UI1と前記参照超音波画像UI2とを見比べながら、いずれか一方又は両方の画像の断面を移動させ、同一断面の超音波画像UI1と参照超音波画像UI2とを表示させる。前記超音波画像UIの断面の移動は、前記超音波プローブ2の位置を変えることによって行なう。また、前記参照超音波画像UI2の断面の移動は、前記操作部7を操作して断面を変更する指示を入力することにより行なう。

20

【0045】

操作者は、同一断面の超音波画像UI1及び参照超音波画像UI2として、血管の分岐部分など特徴的な部分を含む断面についての画像を表示させる。操作者は、同一断面についての超音波画像UI1及び参照超音波画像UI2が表示されると、前記操作部7のトラックボール等を用いて、前記超音波画像UI1において、特徴的な部分など任意の点を指定する。また、操作者は前記超音波画像UI1において指定された点と同一位置と思われる点を前記参照超音波画像UI2においても指定する。操作者は、このような点の指定を複数点について行なう。

30

【0046】

ここで、前記参照超音波画像UI2のデータは位置情報を有している。また、前記超音波画像UI1のデータの位置情報は、前記位置算出部51によって得られる。従って、上述のように前記超音波画像UI1と前記参照超音波画像UI2とで同一位置と思われる点が指定されると、前記位置対応関係特定部55は、これら超音波画像UI1の座標系と参照超音波画像UI2の座標系との座標変換式を求め、位置対応関係を特定する。これにより、前記超音波画像UI1における座標と前記参照超音波画像UI2における座標との位置対応関係が特定される。以上により位置合わせ処理が完了し、前記超音波プローブ2を動かすと、それに追従するようにして、リアルタイムの超音波画像UI1と同一断面の参照超音波画像UI2が表示される。

40

【0047】

ちなみに、前記超音波画像UI1は、本発明における第一超音波画像の実施の形態の一例である。また、前記超音波画像UI2は、本発明における第二超音波画像の実施の形態の一例である。

【0048】

前記ステップS12における位置合わせ処理が完了すると、ステップS13では、前記表示画像制御部53は、リアルタイムの超音波画像UI1とともに、前記位置算出部51で算出されたエコー信号の位置に対応する断面についての参照超音波画像UI2を表示させる。ここで表示される超音波画像UI1及び参照超音波画像UI2は、被検体における同一断面の画像である

50

【 0 0 4 9 】

また、このステップ S 1 3 では、前記インジケータ表示制御部 5 6 は、図 1 0 に示すように、前記超音波画像 U I 1 にインジケータ I n を表示させる。前記インジケータ I n は、前記超音波画像 U I 1 において、前記マーカ M 1 , M 2 の位置に表示される。このインジケータ I n は、前記超音波プローブ 2 による超音波の送受信面（リアルタイムの超音波画像 U I 1 の断面）と、計測領域 X 1 , X 2 との前記三次元空間における距離 d を示す。本例では、前記インジケータ I n は、前記距離 d に応じた面積を有する四角形である。

【 0 0 5 0 】

前記インジケータ表示制御部 5 6 は、前記記憶部 9 に記憶された前記計測領域 X 1 , X 2 の位置情報（座標）を、前記超音波画像 U I 1 の座標系に座標変換し、前記位置算出部 5 1 によって位置が算出される超音波の送受信面との前記距離 d を算出する。前記インジケータ表示制御部 5 6 は、前記超音波プローブ 2 による超音波の送受信面を、前記参照超音波画像 U I 2 の座標系に座標変換して前記距離 d を算出してもよい。

10

【 0 0 5 1 】

前記インジケータ表示制御部 5 6 は、前記超音波プローブ 2 による超音波の送受信面と、前記マーカ M 1 , M 2 との距離を算出してこの距離を示す前記インジケータ I n を表示させてもよい。この場合、前記インジケータ表示制御部 5 6 は、前記マーカ M 1 , M 2 を、前記超音波画像 U I 1 の座標系に座標変換して前記距離 d を算出してもよい。

【 0 0 5 2 】

なお、本発明における「計測対象の位置」には、計測対象を設定する基準となるマーカ M 1 , M 2 の位置も含まれる。

20

【 0 0 5 3 】

次に、ステップ S 1 4 では、操作者は、前記超音波プローブ 2 を動かして、前記計測領域 X 1 , X 2 を含む断面の超音波画像 U I 1 及び参照超音波画像 U I 2 を表示させる。具体的には、操作者は、前記インジケータ I n を見ながら、四角形が小さくなるように前記超音波プローブ 2 を動かす。前記距離 d が零になると、前記インジケータ I n は、図 1 1 に示すように、前記マーカ M 1 , M 2 になり、前記計測領域 X 1 , X 2 を含む断面の超音波画像 U I 1 及び参照超音波画像 U I 2 が表示される。

【 0 0 5 4 】

次に、ステップ S 1 5 では、上述のステップ S 3 と同様にして、前記計測領域 X 1 , X 2 について計測を行なう。ただし、このステップ S 1 5 における計測では、前記計測部 8 1 は、前記記憶部 9 に記憶された前記計測領域 X 1 , X 2 の位置情報を、前記超音波画像 U I 1 の座標系に座標変換する。そして、座標変換後の位置を、計測対象の位置として、計測を行なう。

30

【 0 0 5 5 】

二回目以降の計測は、前記ステップ S 1 1 ~ S 1 5 に従って行われる。得られた計測値は、前記記憶部 9 に記憶される。

【 0 0 5 6 】

前記表示画像制御部 5 3 は、前記記憶部 9 に記憶された複数の計測値を、図 1 2 に示すようにグラフ G として前記表示部 6（図 1 2 においては図示省略）に表示させる。前記グラフ G において、横軸は日付（計測日）、縦軸は弾性率（計測値）を示している。

40

【 0 0 5 7 】

前記グラフ G において、「 x 」印のグラフ G 1 は、前記計測領域 X 1 の計測値を示す。また、「 y 」印のグラフ G 2 は、前記計測領域 X 2 の計測値を示す。

【 0 0 5 8 】

ただし、前記複数の計測値は、グラフとして表示される場合に限られるものではない。例えば、グラフの代わりに、計測値を示す数値と日付とを含む表が表示されてもよい。

【 0 0 5 9 】

以上説明した本例によれば、二回目以降の計測においては、前記インジケータ I n によって、計測領域 X 1 , X 2 を容易に見つけることができる。また、二回目以降の計測にお

50

いては、前記計測領域 X 1 , X 2 の位置が記憶されているので、操作者が前記計測領域 X 1 , X 2 を指定することなく計測を行なうことができる。従って、被検体の同一部分について計測を行なう操作者の負担を軽減することができる。

【 0 0 6 0 】

また、一回目の計測（計測対象が設定された計測時）において指定された計測領域 X 1 , X 2 の位置が記憶され、その位置について、二回目以降の計測（計測対象が設定された計測時とは異なる計測時）が行われるので、正確な位置が特定された計測による計測値のモニタリングを行なうことができる。また、操作者が計測対象を探す必要もない。

【 0 0 6 1 】

さらに、上述のようにして正確な位置が特定された計測による計測値が複数記憶されて、それらを表示することもできるので、正確な位置が特定された計測対象の経時変化を知ることができる。

10

【 0 0 6 2 】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、計測領域 X 1 , X 2 が記憶されずに、前記マーカ M 1 , M 2 の位置のみが記憶されてもよい。この場合には、経時変化をモニタリングするための二回目以降の計測においては、前記マーカ M 1 , M 2 を基準にして、前記計測領域 X 1 , X 2 が再度設定される。

【 0 0 6 3 】

また、上述の実施形態においては、生体組織の硬さを計測する場合を例に挙げて説明したが、本発明は、これ以外の計測にも適用することができる。例えば、本発明は、超音波画像において、腫瘍などの観察対象の大きさを計測する場合にも同様に適用することができる。この場合、前記計測部 8 1 は、前記計測対象設定部 5 4 による画像処理によって腫瘍の範囲を特定し、計測を行なってもよい。画像処理による腫瘍の範囲の特定は、操作者がマーカを設定し、その位置を基準にして行われてもよい。また、画像処理によらずに、操作者が腫瘍の範囲を前記操作部 7 によって指定し、計測が行われてもよい。

20

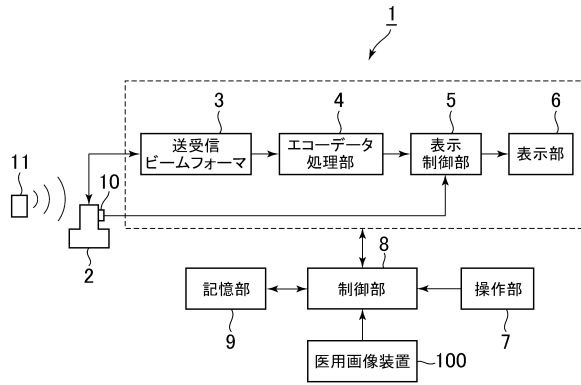
【符号の説明】

【 0 0 6 4 】

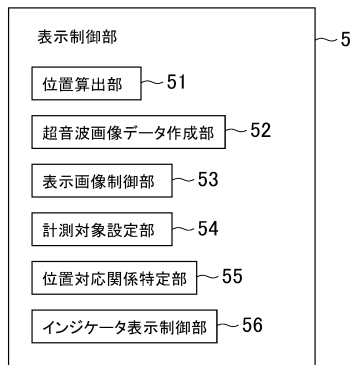
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 7 操作部
- 9 記憶部
- 10 磁気センサ
- 11 磁気発生部
- 51 位置算出部
- 53 表示画像制御部
- 56 インジケータ表示制御部
- 81 計測部

30

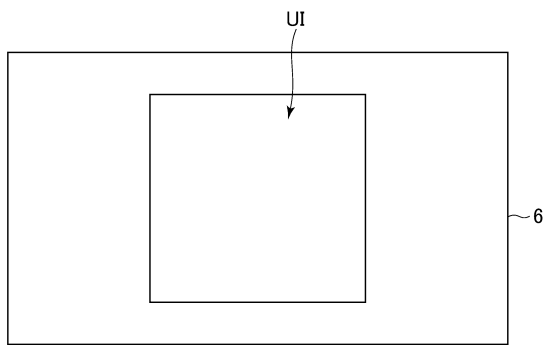
【図1】



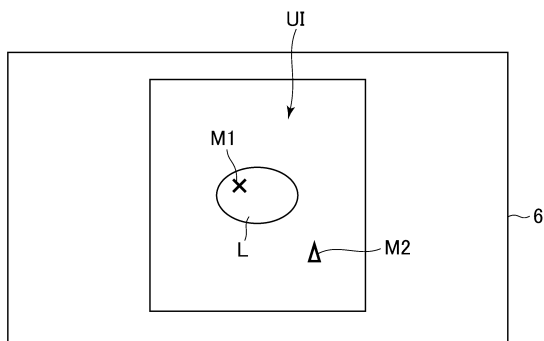
【図2】



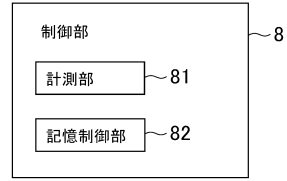
【図5】



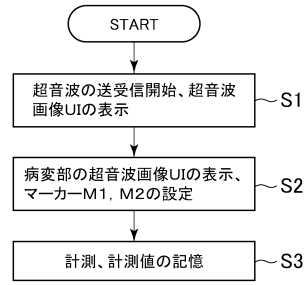
【図6】



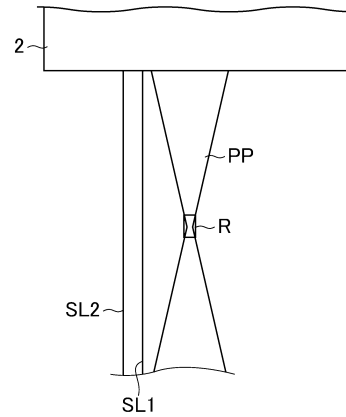
【図3】



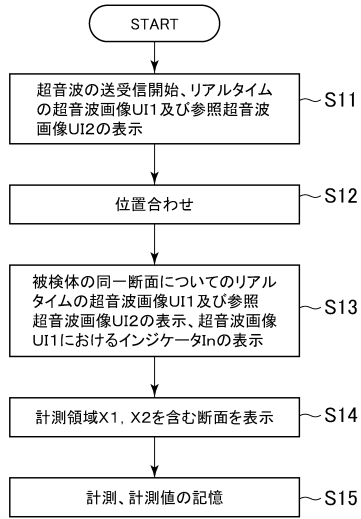
【図4】



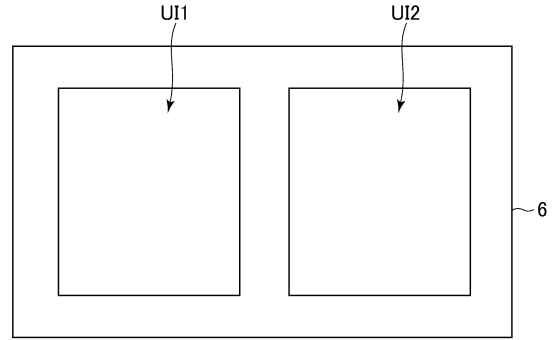
【図7】



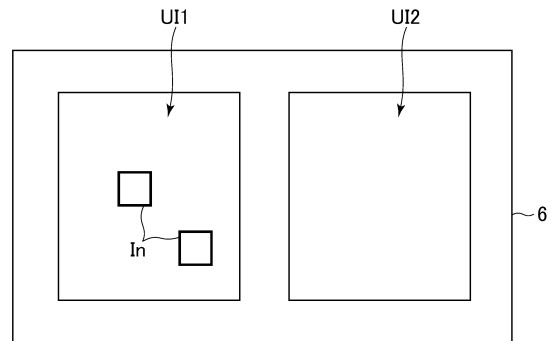
【図8】



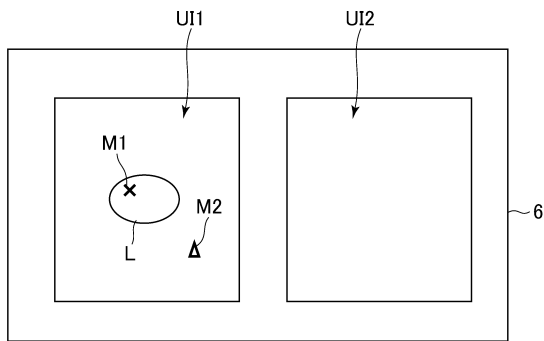
【図9】



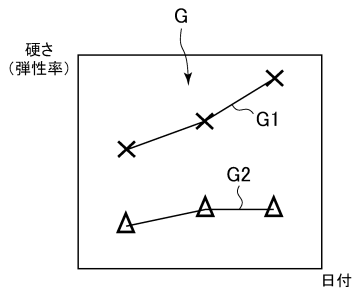
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2010-051817(JP,A)
特開2008-259622(JP,A)
特開2012-245230(JP,A)
特開2011-125567(JP,A)
特開2010-069295(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	8 / 0 0
A 6 1 B	6 / 0 0
A 6 1 B	5 / 0 5 5
A 6 1 B	5 / 0 0

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP6203514B2	公开(公告)日	2017-09-27
申请号	JP2013070841	申请日	2013-03-29
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	松永篤子		
发明人	松永 篤子		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC15 4C601/JC37 4C601/KK30 4C601/KK31		
其他公开文献	JP2014193228A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够减轻对对象的同一部位进行测量的操作者的负担的超声波诊断装置。显示图像控制单元53，用于基于回波信号显示超声图像；输入单元，用于指定操作者在超声图像中执行预定测量的测量目标，位置计算部51，其计算预定坐标系中的测量目标的位置；存储部，其存储测量值和测量目标的位置信息；前指示器显示控制单元56，用于在测量时显示指示超声波探头的超声波的发送/接收表面之间的距离的指示器，该指示器不同于设置测量对象的测量时间和存储位置信息的测量对象，其特征在于它包括：a。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6203514号 (P6203514)
(45) 発行日 平成29年9月27日(2017.9.27)	(24) 登録日 平成29年9月8日(2017.9.8)	
(51) Int. Cl. A61B 8/00 (2006.01)	F I A61B 8/00	
請求項の数 8 (全 13 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-70841 (P2013-70841)	(73) 特許権者 300019238	ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(22) 出願日 平成25年3月29日(2013.3.29)		アメリカ合衆国、53188、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グラウンドウェー・ブルバード、300
(65) 公開番号 特開2014-193228 (P2014-193228A)		(74) 代理人 100137545
(43) 公開日 平成26年10月9日(2014.10.9)		弁理士 荒川 聡志
審査請求日 平成28年3月3日(2016.3.3)		(72) 発明者 松永 篤子
		東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
		審査官 宮川 晋伸
		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム