

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-58010

(P2015-58010A)

(43) 公開日 平成27年3月30日(2015.3.30)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2013-191263 (P2013-191263)
(22) 出願日 平成25年9月17日(2013.9.17)(71) 出願人 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・ウィスコンシン州・53
188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
ュー・ブルバード・ダブリュー・710
・3000(74) 代理人 100106541
弁理士 伊藤 信和(72) 発明者 谷川 俊一郎
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

最終頁に続く

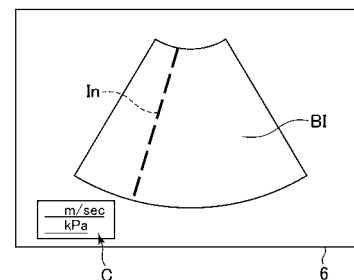
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波システム

(57) 【要約】

【課題】適切な位置で弾性波を計測することが容易である超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、三次元空間における測定対象であって、振動付与具により機械的振動が付与されることによって発生した弾性波の伝播速度が算出される測定対象のBモード画像BIが表示される表示部6と、前記測定対象において前記振動付与具から前記弾性波の伝播方向に延びる直線の前記三次元空間における位置情報と、前記三次元空間における前記超音波画像の位置情報とに基づいて、前記Bモード画像BIに前記直線の位置を示すインジケータInを表示させる表示画像制御部と、を備える。

【選択図】図8



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

三次元空間における測定対象であって、振動付与具により機械的振動が付与されることによって発生した弾性波の伝播速度が算出される測定対象の超音波画像が表示される表示部と、

前記測定対象において前記振動付与具から前記弾性波の伝播方向に延びる直線の前記三次元空間における位置情報と、前記三次元空間における前記超音波画像の位置情報とに基づいて、前記超音波画像に前記直線の位置を示すインジケータを表示させる表示画像制御部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記超音波画像を作成するための超音波の送受信を行なう第一の超音波プローブと、前記弾性波を計測するための超音波の送受信を行なう第二の超音波プローブと、を備える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】

前記第二の超音波プローブは、前記振動付与具であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記測定対象に対し、前記超音波画像を作成するための超音波の送受信を行なう超音波プローブを備え、該超音波プローブは、前記弾性波を計測するための超音波の送受信も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。

20

【請求項 5】

前記振動付与具を備えることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記三次元空間に形成された座標系における前記超音波画像の位置を特定する第一位置特定部と、

前記座標系における前記直線の位置を特定する第二位置特定部と、を備え、

前記表示画像制御部は、前記第一位置特定部で得られた位置情報と前記第二位置特定部で得られた位置情報とに基づいて、前記超音波画像への前記インジケータの表示を行なうことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記測定対象の三次元領域における超音波の送受信によって取得されたボリュームデータを記憶する記憶部を備え、

前記表示画像制御部は、前記測定対象において前記振動付与具から前記弾性波の伝播方向に延びる直線を含む所定断面を、前記三次元空間における前記ボリュームデータの位置情報と前記三次元空間における前記直線の位置情報とに基づいて前記ボリュームデータにおいて特定し、前記所定断面の超音波画像を、前記ボリュームデータに基づいて前記表示部に表示させる

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】

表示部には、前記測定対象の一断面についての超音波画像が表示され、

前記表示画像制御部は、前記一断面に前記直線が含まれると、前記超音波画像に前記インジケータを表示させる

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。

40

【請求項 9】

三次元空間における測定対象において振動付与具により機械的振動が付与されることによって発生した弾性波の伝播速度を算出するための超音波を前記測定対象に対して送信する超音波プローブと、

前記測定対象の一断面についての超音波画像が表示される表示部と、

前記測定対象において、前記振動付与具から前記弾性波の伝播方向に延びる直線の前記

50

三次元空間における位置情報と、前記三次元空間における前記超音波画像の位置情報とに基づいて、前記一断面に前記直線が含まれると、弾性波の伝播速度を算出するための超音波が送信されるよう前記超音波プローブを制御する制御部と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

前記測定対象に対して前記振動付与具によって機械的振動が付与されることによって前記測定対象に発生した弾性波の伝播速度を算出する伝播速度算出部を備えることを特徴とする請求項 1～9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記伝播速度算出部によって算出された伝播速度に基づいて、前記測定対象の弾性値を算出する弾性値算出部を備えることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 12】

前記表示部に、前記超音波画像とともに、前記伝播速度及び前記弾性値のうち少なくとも一方の画像が表示され、

前記表示部に表示された前記超音波画像と、前記伝播速度及び前記弾性値のうち少なくとも一方の画像とが記憶部に記憶される

ことを特徴とする請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

請求項 1 に記載の超音波診断装置と、

前記測定対象に対して機械的振動を付与し、なおかつ前記機械的振動が付与されることによって前記測定対象に発生した弾性波の伝播速度を算出するための超音波を前記測定対象に対して送信する超音波プローブと、前記測定対象に対して機械的振動が付与されることによって前記測定対象に発生した弾性波の伝播速度を算出する伝播速度算出部と、を有する計測装置と、

20

を備えることを特徴とする超音波システム。

【請求項 14】

請求項 1 又は 9 に記載の超音波診断装置と、

前記振動付与具と、該振動付与具を制御する振動付与具制御部と、を有する計測装置と、

を備えることを特徴とする超音波システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、機械的振動が付与されることによって発生した弾性波の伝播速度が算出される測定対象の超音波画像が表示される超音波診断装置及び超音波システムに関する。

【背景技術】

【0002】

人体などの弾性の測定対象の表面に対して、機械的振動を与えて前記測定対象に生じた弾性波を超音波によって計測し、弾性を算出する弾性測定装置が特許文献 1 に開示されている。この特許文献 1 では、超音波プローブによって測定対象に機械的振動が与えられる。また、この機械的振動によって生じた弾性波を計測するための超音波の送受信が、前記超音波プローブによって行なわれている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特許第 4451309 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、上記特許文献 1 では、測定対象においてどの位置の弾性を計測しているのかを

50

確認することはできない。従って、弾性の計測が、適切な位置においてされていない場合がある。例えば、肝臓の組織の弾性を計測しようとしているにもかかわらず、肝臓以外の領域に伝播した弾性波を計測している可能性もある。また、肝臓に弾性波が伝播していても、肝臓の組織ではなく、血管を伝播する弾性波が計測されていることもありうる。従って、適切な位置で弾性波を計測することが容易である超音波診断装置及び超音波システムが望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0005】

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、三次元空間における測定対象であって、振動付与具により機械的振動が付与されることによって発生した弾性波の伝播速度が算出される測定対象の超音波画像が表示される表示部と、前記測定対象において前記振動付与具から前記弾性波の伝播方向に延びる直線の前記三次元空間における位置情報と、前記三次元空間における前記超音波画像の位置情報とに基づいて、前記超音波画像に前記直線の位置を示すインジケータを表示させる表示画像制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0006】

他の観点の発明は、三次元空間における測定対象において振動付与具により機械的振動が付与されることによって発生した弾性波の伝播速度を算出するための超音波を前記測定対象に対して送信する超音波プローブと、前記測定対象の一断面についての超音波画像が表示される表示部と、前記測定対象において、前記振動付与具から前記弾性波の伝播方向に延びる直線の前記三次元空間における位置情報と、前記三次元空間における前記超音波画像の位置情報とに基づいて、前記一断面に前記直線が含まれると、弾性波の伝播速度を算出するための超音波が送信されるよう前記超音波プローブを制御する制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

20

【発明の効果】

【0007】

上記一の観点の発明によれば、前記振動付与具から前記弾性波の伝播方向に延びる直線の位置を示すインジケータが、測定対象の超音波画像に表示されるので、前記弾性波が伝播する位置を容易に確認することができる。従って、適切な位置で弾性波を計測することが容易である。

30

【0008】

上記他の観点の発明によれば、表示部に表示された超音波画像の断面に、前記振動付与具から延びる直線が含まれると、弾性波の伝播速度を算出するための超音波が送信されるよう前記超音波プローブが制御される。従って、弾性波の計測に適した断面の超音波画像を表示させれば、適切な位置で弾性波を計測することが容易である。また、前記断面に直線が含まれると前記超音波が送信されるよう前記超音波プローブが制御されるので、弾性波の計測を自動的に行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の第一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。

40

【図2】振動付与機能付超音波プローブが測定対象の体表面に当接した状態を示す図である。

【図3】エコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

【図4】表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図5】Bモード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6】第一実施形態の超音波診断装置の作用を示すフローチャートである。

【図7】振動付与機能付超音波プローブから延びる直線を説明する図である。

【図8】Bモード画像及びインジケータとともに、伝播速度及び弾性値が表示された表示部を示す図である。

50

【図 9】第一実施形態の変形例における超音波診断装置の作用を示すフローチャートである。

【図 10】本発明の第二実施形態における超音波システムの概略構成の一例を示すブロック図である。

【図 11】第二実施形態におけるエコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

【図 12】第二実施形態において、伝播速度及び弾性値が表示された計測装置の表示部を示す図である。

【図 13】第二実施形態の変形例における超音波システムの作用を示すフローチャートである。

【図 14】本発明の第三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 15】第三実施形態の超音波診断装置の作用を示すフローチャートである。

【図 16】本発明の第四実施形態における超音波システムの概略構成の一例を示すブロック図である。

【図 17】第四実施形態の超音波システムの作用を示すフローチャートである。

【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図面に基づいて説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について、図 1 ~ 図 8 に基づいて説明する。図 1 に示す超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信処理部 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、振動付与機能付超音波プローブ 10 を備える。

【0011】

前記超音波プローブ 2 は、アレイ (array) 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測定対象に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。このエコー信号に基づいて、後述するように超音波画像が作成される。前記超音波プローブ 2 は、本発明における第一の超音波プローブの実施の形態の一例である。

【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第一磁気センサ 11 が設けられている。この第一磁気センサ 11 により、例えば磁気発生コイルで構成される磁気発生部 12 から発生する磁気が検出されるようになっている。前記第一磁気センサ 11 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。

【0013】

前記磁気発生部 12 から発生する磁気により、三次元空間における座標系が形成される。この座標系は、本発明において、三次元空間に形成された座標系の実施の形態の一例である。

【0014】

前記振動付与機能付超音波プローブ 10 は、円柱形状のプローブ本体部 10a とこのプローブ本体部 10a に設けられた凸部 10b とを有する。この凸部 10b は、図 2 に示すように、測定対象の表面 S と当接して、この表面 S に対し、機械的振動を付与する。前記凸部 10b は、前記プローブ本体部 10a に対して軸方向に往復運動するようになっている。前記凸部 10b が軸方向に動くことにより、機械的振動が付与される。前記突部 10b による機械的振動の付与は、前記制御部 8 によって制御される。

【0015】

前記凸部 10b 内には、超音波振動子 (図示省略) が設けられている。この超音波振動子によって測定対象に対し超音波が送信され、そのエコー信号を受信される。このエコー信号に基づいて、後述するように、前記凸部 10b による機械的振動によって測定対象内に発生した弾性波が計測される。前記振動付与機能付超音波プローブ 10 は、本発明にお

10

20

30

40

50

ける第二の超音波プローブの実施の形態の一例であり、本発明における振動付与具の実施の形態の一例である。

【0016】

前記振動付与機能付超音波プローブ10には、例えばホール素子で構成される第二磁気センサ13が設けられている。この第二磁気センサ13により、前記磁気発生部11から発生する磁気が検出されるようになっている。前記第二磁気センサ13における検出信号は、前記表示制御部5へ入力される。

【0017】

前記送受信処理部3は、前記超音波プローブ2及び前記振動付与機能付超音波プローブ10から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及び振動付与機能付超音波プローブ10に供給する。また、前記送受信処理部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。また、前記送受信処理部3は、前記振動付与機能付超音波プローブ10で受信したエコー信号について、A/D変換等の信号処理を行なう。

10

【0018】

前記エコーデータ処理部4は、図3に示すように、Bモードデータ作成部41、伝播速度算出部42及び弾性値算出部43を有する。前記Bモードデータ作成部41は、前記超音波プローブ2で受信されたエコー信号を、前記送受信処理部3において処理して得られたエコーデータに対し、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。

20

【0019】

また、前記伝播速度算出部42は、前記振動付与機能付超音波プローブ10で受信されたエコー信号を、前記送受信処理部3において処理して得られたエコーデータに基づいて、前記弾性波の伝播速度を算出する。前記伝播速度算出部42は、本発明における伝播速度算出部の実施の形態の一例である。前記弾性値算出部43は、前記弾性波の伝播速度に基づいて、弾性値を算出する。詳細は後述する。

【0020】

前記表示制御部5は、図4に示すようにBモード画像データ作成部51、第一位置特定部52、第二位置特定部53及び表示画像制御部54を有している。前記Bモード画像データ作成部51は、前記エコーデータ処理部4から入力された前記Bモードデータを、スキャンコンバータ(Scan Converter)によって走査変換してBモード画像データを作成する。

30

【0021】

前記第一位置特定部52は、前記第一磁気センサ11からの磁気検出信号に基づいて、前記磁気発生部12を原点とする三次元空間の座標系における前記超音波プローブ2の位置及び向きの情報(以下、「プローブ位置情報」と云う)を算出する。さらに、前記第一位置特定部52は、前記プローブ位置情報に基づいてエコー信号の前記三次元空間の座標系における位置情報(座標)、すなわち前記超音波プローブ2によって形成される超音波の走査面の前記三次元空間の座標系における位置及び向きを特定する。これにより、前記三次元空間の座標系におけるBモード画像の位置が特定される。前記第一位置特定部52は、本発明における第一位置特定部の実施の形態の一例である。

40

【0022】

前記第二位置特定部53は、前記第二磁気センサ13からの磁気検出信号に基づいて、前記振動付与機能付超音波プローブ10から前記弾性波の伝播方向に延びる直線の位置を、前記三次元空間における座標系において特定する。詳細は後述する。前記第二位置特定部53は、本発明における第二位置特定部の実施の形態の一例である。

【0023】

前記表示画像制御部54は、前記Bモード画像データに基づくBモード画像を前記表示部6に表示させる。また、前記表示画像制御部54は、図5に示すように、前記表示部6

50

に表示されたBモード画像BIに、前記振動付与機能付超音波プローブ10から前記弾性波の伝播方向に延びる直線の位置を示すインジケータInを表示させる。前記表示画像制御部54は、前記第一位置特定部52で得られた位置情報及び前記第二位置特定部53で得られた位置情報に基づいて、前記インジケータInの表示処理を行なう。前記表示画像制御部54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。前記Bモード画像BIは、本発明における超音波画像の実施の形態の一例である。また、前記インジケータInは、本発明におけるインジケータの実施の形態の一例である。

【0024】

前記表示部6は、LCD(Liquid Crystal Display)や有機EL(Electro-Luminescence)ディスプレイなどである。前記表示部6は、本発明における表示部の実施の形態の一例である。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。

10

【0025】

前記制御部8は、例えばCPU(Central Processing Unit)で構成される。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、前記超音波診断装置1の各部における機能を実行させる。

【0026】

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。

20

【0027】

さて、本例の超音波診断装置1を用いて弾性を測定する場合の作用について図6のフローチャートに基づいて説明する。例えば、弾性の測定対象は、前記三次元空間の座標系における人体である。まず、ステップS1では、前記超音波プローブ2によって人体に対して三次元の領域において超音波の送受信を行ない、エコー信号が取得される。そして、このエコー信号に基づいて、前記Bモードデータ作成部41がBモードデータを作成する。また、このBモードデータに基づいて、前記Bモード画像データ作成部51がBモード画像データを作成してもよい。さらに、このBモード画像データに基づくBモード画像が前記表示部6に表示されてもよい。

30

【0028】

前記三次元領域についての前記Bモードデータ及び前記Bモード画像データの少なくとも一方は、前記記憶部9に記憶される。また、前記三次元空間の座標系における前記Bモードデータ及び前記Bモード画像データの位置情報が、前記第一位置特定部52により特定され、この位置情報も、前記記憶部9に記憶される。

【0029】

ステップS1において、ボリュームデータ(volume data)である前記Bモードデータ又は前記Bモード画像データの取得が完了すると、ステップS2へ移行する。このステップS2では、操作者は、前記超音波プローブ2に代えて、前記振動付与機能付超音波プローブ10を人体に当接させる。また、前記表示画像制御部54は、前記振動付与機能付超音波プローブ10から弾性波の伝播方向に延びる直線lを含む所定断面についてのBモード画像BIを、前記Bモードデータ又は前記Bモード画像データに基づいて前記表示部6に表示させる。前記Bモード画像BIは、例えば操作者が前記操作部7において入力を行なうことにより表示される。

40

【0030】

前記直線lは、図7に示すように、前記振動付与機能付超音波プローブ10の凸部10bから弾性波の伝播方向に延びる仮想的な直線である。前記表示画像制御部54は、前記第二位置特定部53によって特定される前記直線lの位置情報と、前記記憶部9に記憶された前記ボリュームデータの位置情報とに基づいて、前記ボリュームデータにおける前記直線lの位置を特定し、この直線lを含む所定断面を特定する。前記直線lを含む断面は

50

、例えばボリュームデータにおいて、超音波の走査面と平行な方向など、予め決められた方向の断面であってもよい。

【0031】

ただし、ボリュームデータが取得された時における人体及び前記磁気発生部12の位置関係と、前記インジケータInを有するBモード画像BIが表示される時における人体及び前記磁気発生部12の位置関係とは、同一になっているものとする。これにより、予め取得されたボリュームデータに基づくBモード画像BIに表示される前記インジケータInが、人体における実際の前記直線Lの位置を示すことになる。

【0032】

また、このステップS2において、前記表示画像制御部54は、前記図5に示すように、前記Bモード画像BIに、前記直線Lを示すインジケータInを表示させる。

10

【0033】

次に、ステップS3では、前記制御部8は、前記操作部7において、操作者により、弾性の計測を開始する入力があったか否かを判定する。操作者は、前記表示部6に表示された前記インジケータIn及び背景のBモード画像BIを見て、前記インジケータInが、弾性波及び弾性の測定に適した位置になっていると判断した場合、弾性の計測を開始する入力を行なう。例えば、肝臓の組織の弾性を測定する場合、前記インジケータInが、背景のBモード画像BIに表示された肝臓内に位置しており、なおかつ肝臓の組織を通っている場合、操作者は、前記インジケータInが測定に適した位置であると判断する。一方、例えば前記インジケータInが肝臓内に位置していない場合、又は前記インジケータInが肝臓内に位置していても肝臓内の血管など組織ではない部分を通っている場合、操作者は前記インジケータInが測定に適した位置ではないと判断する。ただし、上記判断の基準は一例であり、これに限られるものではない。

20

【0034】

前記ステップS3において、前記弾性の計測を開始する入力があったと判断された場合、ステップS4の処理へ移行して、弾性の計測が開始される。一方、前記ステップS3において、前記弾性の計測を開始する入力がないと判断された場合、ステップS2へ戻る(ステップS3において「NO」)。このステップS2では、操作者が前記振動付与機能付超音波プローブ10の向きや位置を変えることにより、前記表示画像制御部54は、新たな断面のBモード画像を、前記ボリュームデータに基づいて表示させる。測定に適した画像が表示されるまで、ステップS2、S3の処理が繰り返される。

30

【0035】

ステップS4では、前記制御部8は、前記振動付与機能付超音波プローブ10に対し、人体に機械的振動を付与するための制御信号を出力する。これにより、前記凸部10bが体表面を押圧し、人体内に振動が伝わって弾性波が伝播する。

【0036】

前記制御部8は、前記機械的振動を付与するための制御信号を出力した後、前記弾性波を計測するための超音波を前記振動付与機能付超音波プローブ10から送信させるための制御信号を、前記送受信処理部3に対して出力する。これにより、前記振動付与機能付超音波プローブ10により、弾性波を計測するための超音波が人体に対して送信され、そのエコー信号が受信される。

40

【0037】

次に、ステップS5では、前記振動付与機能付超音波プローブ10によって受信されたエコー信号に基づいて、前記伝播速度算出部42が、前記弾性波の伝播速度V(m/sec)を算出する。また、前記弾性値算出部43は、前記伝播速度Vに基づいて、下記(式1)によって弾性値E(kPa)を算出する。

$$E = 3 \cdot V^2 \cdot \dots \text{ (式1)}$$

上記(式1)において、 ρ は測定対象Tの密度である。また、前記弾性値Eは、弾性率である。

【0038】

50

図 8 に示すように、前記伝播速度 V 及び前記弾性値 E は、前記表示部 6 の表示欄 C に表示される。ただし、弾性値 E 又は伝播速度 V のいずれかのみが、前記表示部 6 に表示されてもよい。

【0039】

次に、ステップ S 6 では、前記表示部 6 に表示された画像のうち、前記 B モード画像 B I、前記インジケータ I n 及び前記表示欄 C を含む部分の画像が、前記記憶部 9 に記憶される。

【0040】

本例によれば、前記 B モード画像 B I に、前記インジケータ I n が表示されるので、前記弾性波が伝播する位置を容易に確認することができる。従って、弾性波の伝播速度の計測及び弾性の計測に適した位置を容易に特定することができるので、適切な位置で計測することが容易である。

10

【0041】

また、前記 B モード画像 B I、前記インジケータ I n 及び前記表示欄 C を含む部分の画像が、前記記憶部 9 に記憶されるので、計測終了後に、前記 B モード画像 B I、前記インジケータ I n 及び前記表示欄 C を含む部分の画像を再表示させることができる。従って、例えば後日、伝播速度や弾性値が表示された時に、それがどの部分の計測値であるかを容易に知ることができる。

【0042】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。この変形例では、図 9 に示すフローチャートに沿った処理が行われる。具体的に説明する。先ずステップ S 11 は、上述のステップ S 1 と同一の処理であり、説明を省略する。

20

【0043】

次に、ステップ S 12 では、操作者は、前記ステップ S 11 で取得されたボリュームデータに基づいて、所定断面についての B モード画像 B I を表示させる。前記所定断面は、弾性の計測に適した断面である。

【0044】

次に、ステップ S 13 では、上述のステップ S 2 と同様に、操作者は、前記振動付与機能付超音波プローブ 10 を人体に当接させる。

【0045】

次に、ステップ S 14 では、前記表示画像制御部 54 は、前記振動付与機能付超音波プローブ 10 から弾性波の伝播方向に延びる直線 l が、前記ステップ S 12 で表示された B モード画像 B I の断面に含まれるか否かを判定する。前記表示画像制御部 54 は、前記第二位置特定部 53 によって特定される前記直線 l の位置情報と、前記 B モード画像 B I の断面の位置情報とに基づいて、前記判定を行なう。前記 B モード画像 B I の断面の位置情報は、前記記憶部 9 に記憶された前記ボリュームデータの位置情報に基づいて特定される。

30

【0046】

前記ステップ S 14 において、前記直線 l が B モード画像 B I の断面に含まれていないと判定された場合（ステップ S 14 において「NO」）、ステップ S 13 の処理へ戻り、操作者は B モード画像の断面上に前記直線 l が含まれるよう、前記振動付与機能付超音波プローブ 10 の向きや位置を調節する。

40

【0047】

一方、ステップ S 14 において、前記直線 l が B モード画像 B I の断面に含まれると判定された場合（ステップ S 14 において「YES」）、ステップ S 15 の処理へ移行する。このステップ S 15 では、前記表示画像制御部 54 は、前記 B モード画像 B I に前記直線 l を示すインジケータ I n を表示させる。また、前記表示画像制御部 54 は、前記直線 l が B モード画像 B I の断面に含まれることを示す信号を前記制御部 8 へ出力する。

【0048】

このステップ S 15 において前記インジケータ I n が表示された後に、例えば、操作者

50

が、前記 B モード画像 B I が血管を含んでおり、前記インジケータ I n が血管内を通っていると認めた場合、前記インジケータ I n が血管を通らないように、前記振動付与機能付超音波プローブ 10 の位置又は向きを調節してもよい。

【0049】

次に、ステップ S 16 では、前記表示画像制御部 54 から入力された前記制御部 8 は、上述のステップ S 4 と同様に、前記振動付与機能付超音波プローブ 10 に対し、人体に機械的振動を付与するための制御信号を出力する。これにより、前記凸部 10b が人体に機械的振動を付与する。また、前記制御部 8 は、前記機械的振動を付与するための制御信号を出力した後、弾性波を計測するための超音波を前記振動付与機能付超音波プローブ 10 から送信させるための制御信号を、前記送受信処理部 3 に対して出力する。これにより、前記振動付与機能付超音波プローブ 10 により、弾性波を計測するための超音波が人体に対して送信され、そのエコー信号が受信される。

10

【0050】

ステップ S 17, S 18 の処理は、それぞれ上述のステップ S 5, S 6 と同一の処理であり、説明を省略する。

【0051】

この変形例では、弾性の計測に適した断面の B モード画像 B I が表示され、この B モード画像 B I の断面に、前記振動付与機能付超音波プローブ 10 から延びる直線 L が含まれる場合に、前記インジケータ I n が表示されるので、前記弾性波が伝播する位置を容易に確認することができる。

20

【0052】

また、前記断面は、弾性の計測に適した断面なので、この断面に前記直線が含まれるように、前記振動付与機能付超音波プローブ 10 の位置及び向きを調節することにより、計測に適した位置に弾性波を発生させることができる。従って、適切な位置における計測が可能である。また、前記断面に直線 L が含まれれば、前記制御部 8 から制御信号が前記振動付与機能付超音波プローブ 10 に出力され、自動的に計測が開始されるので、操作者が前記操作部 7 において計測開始の入力をする必要がない。

【0053】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。ただし、上記第一実施形態と同一事項については説明を省略する。

30

【0054】

この第二実施形態では、図 10 に示す超音波システム 500 により、上記第一実施形態の作用を実現する。前記超音波システム 500 は、超音波診断装置 20 と計測装置 100 とを有する。

【0055】

本例では、前記超音波診断装置 20 ではなく、前記計測装置 100 が、前記振動付与機能付超音波プローブ 10 を有している。この振動付与機能付超音波プローブ 10 は、計測装置本体 101 と接続されている。

【0056】

前記計測装置本体 101 は、送受信処理部 102、振動付与制御部 103、伝播速度算出部 104、弾性値算出部 105、操作部 106 及び表示部 107 を有している。前記送受信処理部 102 は、前記振動付与機能付超音波プローブ 10 から、弾性波を計測するための超音波を送信させる。前記振動付与制御部 103 は、前記振動付与機能付超音波プローブ 10 の凸部 10b による機械的振動の付与を制御する。

40

【0057】

前記伝播速度算出部 104 は、前記振動付与機能付超音波プローブ 10 で受信した超音波のエコー信号が A/D 変換された後のデータに基づいて、前記弾性波の伝播速度を算出する。前記弾性値算出部 105 は、第一実施形態の前記弾性値算出部 43 と同様にして、前記弾性波の伝播速度に基づいて弾性値を算出する。

50

【 0 0 5 8 】

前記操作部 1 0 6 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。また、前記表示部 1 0 7 は、LCD（Liquid Crystal Display）や有機 EL（Electro-Luminescence）ディスプレイなどである。

【 0 0 5 9 】

一方、前記超音波診断装置 2 0 は、前記振動付与機能付超音波プローブ 1 0 を備えていない点を除き、前記第一実施形態の超音波診断装置 1 と基本的には同一の構成になっている。ただし、図 1 1 に示すように、前記エコーデータ処理部 4 は、前記 B モードデータ作成部 4 1 を有しているものの、前記伝播速度算出部 4 2 及び前記弾性値算出部 4 3 を有していない。

10

【 0 0 6 0 】

本例の超音波システム 5 0 0 においても、上記第一実施形態の前記図 6 のフローチャートに従った処理が行われる。ただし、前記図 6 のステップ S 3 においては、前記超音波診断装置 2 0 の表示部 6 に表示された B モード画像 B I 及びインジケータ I n を見た操作者が、前記インジケータ I n が弾性波及び弾性の測定に適した位置になっていると判断した場合、前記計測装置 1 0 0 の操作部 1 0 6 において、弾性の計測を開始する入力を行なう。これにより、前記ステップ S 4 において、前記計測装置 1 0 0 の前記振動付与機能付超音波プローブ 1 0 によって人体に機械的振動が付与され、弾性波を計測するための超音波が前記振動付与機能付超音波プローブ 1 0 から送信される。そして、前記計測装置 1 0 0 の前記伝播速度算出部 1 0 4 及び前記弾性値算出部 1 0 5 により、前記ステップ S 5 及び前記ステップ S 6 の処理が行われる。ただし、前記ステップ S 5 において算出された前記伝播速度 V 及び前記弾性値 E は、前記超音波診断装置 2 0 ではなく、例えば図 1 2 に示すように、前記計測装置 1 0 0 の表示部 1 0 7 に表示される。また、前記超音波診断装置 2 0 の表示部 6 に前記伝播速度 V 及び前記弾性値 E は表示されないため、前記ステップ S 6 において前記記憶部 9 に記憶されるのは、前記インジケータ I n が表示された B モード画像 B I である。

20

【 0 0 6 1 】

本例の超音波システム 5 0 0 によっても、第一実施形態の超音波診断装置 1 と同様の効果を得ることができる。

30

【 0 0 6 2 】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。この変形例では、図 1 3 に示すフローチャートに沿った処理が行われる。この図 1 3 に示すフローチャートは、図 9 に示すフローチャートと基本的には同一であるが、ステップ S 1 5 , S 1 6 , S 1 7 , S 1 8 の処理が、図 9 のステップ S 1 5 , S 1 6 , S 1 7 , S 1 8 とは異なっている。ステップ S 1 5 では、前記インジケータ I n の表示が行われるが、前記表示画像制御部 5 4 は、前記直線 l が B モード画像 B I の断面に含まれることを示す信号を前記制御部 8 へ出力しない。

【 0 0 6 3 】

前記ステップ S 1 5 において、前記超音波診断装置 2 0 の表示部 6 に表示された B モード画像 B I に、前記インジケータ I n が表示されると、ステップ S 1 6 では、前記操作者は、前記計測装置 1 0 0 の操作部 1 0 6 において、弾性の計測を開始する入力を行なう。前記ステップ S 1 6 では、前記ステップ S 1 6 とは異なり、前記制御部 8 は前記振動付与機能付超音波プローブ 1 0 に対して制御信号を出力しない。前記操作部 1 0 6 において前記入力が行われると、前記計測装置 1 0 0 の前記振動付与機能付超音波プローブ 1 0 によって人体に機械的振動が付与され、弾性波計測の超音波が前記振動付与機能付超音波プローブ 1 0 から送信される。

40

【 0 0 6 4 】

前記ステップ S 1 7 では、前記伝播速度算出部 1 0 4 によって伝播速度 V が算出され、前記弾性値算出部 1 0 5 により弾性値が算出される。そして、前記伝播速度 V 及び前記

50

弾性値 E は、前記超音波診断装置 20 ではなく、前記計測装置 100 の表示部 107 に表示される。従って、超音波診断装置 20 の表示部 6 には、前記伝播速度 V 及び前記弾性値 E が表示されないので、前記ステップ S 18 では、前記記憶部 9 に、前記インジケータ I n が表示された B モード画像 B I が記憶される。

【0065】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について説明する。ただし、上記第一、第二実施形態と同一事項については説明を省略する。

【0066】

図 14 に示すように、本例の超音波診断装置 30 は、振動付与機能付超音波プローブ 10 の代わりに、振動付与具 14 を備えている点を除き、第一実施形態の超音波診断装置 1 と基本的には同一の構成になっている。前記エコーデータ処理部 4 の構成及び前記表示制御部 5 の構成も、図 3 及び図 4 に示す構成である。ただし、前記送受信処理部 3 は、前記制御部 8 の制御信号に基づいて、前記超音波プローブ 2 から、B モード画像を作成するための超音波のほか、弾性波の計測を行なうための超音波を送信するための電気信号を、前記超音波プローブ 2 に供給する。前記超音波プローブ 2 は、本発明における超音波プローブの実施の形態の一例である。

10

【0067】

前記振動付与具 14 は、前記振動付与機能付超音波プローブ 10 と同様に、円柱形状の本体部 14a とこの本体部 14a に設けられた凸部 14b とを有する。この凸部 14b は、前記凸部 10b と同様にして、測定対象の表面に対して機械的振動を付与する。この凸部 14b による機械的振動の付与は、前記制御部 8 によって制御される。前記振動付与具 14 は、本発明における振動付与具の実施の形態の一例である。

20

【0068】

前記振動付与具 14 には、前記第二磁気センサ 13 が設けられている。本例では、前記第二位置特定部 53 は、前記第二磁気センサ 13 からの磁気検出信号に基づいて、前記振動付与機能付超音波プローブ 10 から前記弾性波の伝播方向に延びる直線 L の位置を、前記三次元空間における座標系において特定する。前記直線 L は、前記振動付与具 14 の凸部 14b から弾性波の伝播方向に延びる直線である。

【0069】

さて、本例の超音波診断装置 30 を用いて弾性を測定する場合の作用について図 15 のフローチャートに基づいて説明する。先ず、ステップ S 21 では、操作者は、人体に当接させた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。これにより、前記表示部 6 にリアルタイムの B モード画像 B I が表示される。

30

【0070】

操作者は、所定の断面について超音波の送受信を行なう。所定の断面は、弾性波及び弾性の測定に適した断面である。操作者は、前記 B モード画像 B I を見ながら、このような断面の B モード画像を表示させる。

【0071】

次に、ステップ S 22 では、操作者は、超音波の送受信を行なっている前記超音波プローブ 2 を人体に当接させた状態で、前記振動付与具 14 を人体に当接させる。

40

【0072】

次に、ステップ S 23 では、前記表示画像制御部 54 は、前記振動付与具 14 から弾性波の伝播方向に延びる直線 L が、前記ステップ S 21 で表示された B モード画像 B I の断面に含まれるか否かを判定する。前記表示画像制御部 54 は、前記直線 L の位置情報と前記 B モード画像 B I の断面の位置情報とに基づいて、前記判定を行なう。前記直線 L の位置情報は、前記第二位置特定部 53 によって特定される位置情報である。また、前記 B モード画像 B I の断面の位置情報は、前記第一位置特定部 52 によって特定される位置情報である。

【0073】

50

前記ステップ S 2 3 において、前記直線 1 が前記 B モード画像 B I の断面に含まれていないと判定された場合（ステップ S 2 3 において「NO」）、ステップ S 2 2 の処理へ戻り、操作者は B モード画像の断面上に前記直線 1 が含まれるよう、前記振動付与具 1 4 の向きや位置を調節する。

【0074】

一方、ステップ S 2 3 において、前記直線 1 が B モード画像 B I の断面に含まれると判定された場合（ステップ S 2 3 において「YES」）、ステップ S 2 4 の処理へ移行する。このステップ S 2 4 では、上述のステップ S 1 4 と同様に、前記 B モード画像 B I における前記インジケータ I n の表示と、前記表示画像制御部 5 4 から前記制御部 8 への信号出力が行われる。

10

【0075】

次に、ステップ S 2 5 では、前記表示画像制御部 5 4 からの信号が入力された前記制御部 8 は、上述のステップ S 4 , S 1 6 と同様に、前記振動付与具 1 4 に対し、人体に機械的振動を付与するための制御信号を出力する。これにより、前記凸部 1 4 b が人体に機械的振動を付与する。また、前記制御部 8 は、前記機械的振動を付与するための制御信号を出力した後、弾性波を計測するための超音波を前記超音波プローブ 2 から送信させるための制御信号を、前記送受信処理部 3 に対して出力する。これにより、前記超音波プローブ 2 により、B モード画像を作成するための超音波に代わって、弾性波を計測するための超音波が人体に対して送信され、そのエコー信号が受信される。

20

【0076】

次に、ステップ S 2 6 では、前記超音波プローブ 2 によって受信されたエコー信号に基づいて、前記伝播速度算出部 4 2 が、前記弾性波の伝播速度 V を算出する。また、この伝播速度 V に基づいて、上述のステップ S 5 , S 1 7 と同様に、前記弾性算出部 4 3 が弾性値 E を算出する。

【0077】

ステップ S 2 7 の処理は、上述のステップ S 6 , S 1 8 の処理と同一の処理であり、説明を省略する。

【0078】

この第三実施形態では、第一実施形態の変形例と同様に、弾性の計測に適した断面の B モード画像 B I が表示され、この B モード画像 B I の断面に、前記振動付与具 1 4 から延びる直線 1 が含まれる場合に、前記インジケータ I n が表示されるので、前記弾性波が伝播する位置を容易に確認することができる。

30

【0079】

また、リアルタイムの B モード画像の断面は、弾性の計測に適した断面なので、この断面に前記直線が含まれるように、前記振動付与具 1 4 の位置及び向きを調節することにより、第一実施形態の変形例と同様に、計測に適した位置に弾性波を発生させることができる。また、前記断面に直線 1 が含まれれば、前記制御部 8 からの制御信号が前記振動付与機能付超音波プローブ 1 0 に出力され、自動的に計測が開始されるので、操作者が前記操作部 7 において計測開始の入力をする必要がない。

【0080】

40

（第四実施形態）

次に、第四実施形態について説明する。ただし、上記第一～第三実施形態と同一事項については説明を省略する。

【0081】

この第四実施形態では、図 1 6 に示す超音波システム 5 0 0 により、上記第三実施形態の作用を実現する。前記超音波システム 5 0 0 は、前記超音波診断装置 6 0 と振動装置 2 0 0 とを有する。

【0082】

本例では、前記超音波診断装置 6 0 ではなく、前記振動装置 2 0 0 が、前記振動付与具 1 4 を有している。この振動付与具 1 4 は、振動装置本体 2 0 1 と接続されている。

50

【0083】

前記振動装置本体201は、振動付与制御部202、操作部203を有している。前記振動付与制御部202は、前記振動付与具14の凸部14bによる機械的振動の付与を制御する。

【0084】

前記操作部203は、上述の操作部106と同一であるので、説明を省略する。

【0085】

一方、前記超音波診断装置60は、前記振動付与具14を備えていない点を除き、前記第三実施形態の超音波診断装置30と基本的には同一の構成になっている。前記エコーデータ処理部4の構成及び前記表示制御部5の構成も、図3及び図4に示す構成である。

10

【0086】

本例の超音波システム500においては、図17に示すフローチャートに従って処理が行われる。この図17に示すフローチャートは、図15に示すフローチャートと基本的には同一であるが、ステップS24、S25の処理が、図15のステップS24、S25とは異なっている。

【0087】

前記ステップS24について説明する。このステップS24では、上述のステップS24と同様に、前記Bモード画像BIにおける前記インジケータInの表示と、前記表示画像制御部54から前記制御部8への信号出力が行われる。また、このステップS24では、前記インジケータInが表示されると、操作者は、前記振動装置200の操作部203において、弾性の計測を開始する入力を行なう。

20

【0088】

前記ステップS24において、前記操作部203における入力が行われると、ステップS25において、前記振動付与制御部202から制御信号が出力され、前記振動付与具14によって人体に機械的振動が付与される。また、前記表示画像制御部54からの信号が入力された前記制御部8は、弾性波を計測するための超音波を前記超音波プローブ2から送信させるための制御信号を、前記送受信処理部3に対して出力する。これにより、前記超音波プローブ2により、弾性波を計測するための超音波が人体に対して送信され、そのエコー信号が受信される。

【0089】

本例の超音波システム500によっても、第三実施形態の超音波診断装置30と同様の効果を得ることができる。

30

【0090】

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、測定対象は人体に限られない。測定対象は、例えば動物であってもよい。

【0091】

また、測定対象のボリュームデータが取得される時と、このボリュームデータに基づくBモード画像BIを表示して前記インジケータInを表示させる時とで、前記磁気発生部12に対する測定対象の位置が変わる場合、位置補正が行なわれてもよい。具体的に説明する。測定対象のボリュームデータが取得される時と、このボリュームデータに基づくBモード画像BIを表示して前記インジケータInを表示させる時に、測定対象に、前記磁気発生部12の磁気を検出する磁気センサが設けられる。そして、前記ボリュームデータの取得時に、前記磁気センサで検出される位置情報が記憶される。

40

【0092】

前記インジケータInが表示される時には、前記測定対象に設けられた前記磁気センサで検出される位置情報と、記憶された位置情報とに基づいて、前記ボリュームデータにおける前記直線1の位置情報の位置補正が行なわれる。

【0093】

また、測定対象に対して機械的振動を付与する振動付与具は、前記超音波プローブ2に

50

設けられてもよい。

【 0 0 9 4 】

また、前記超音波プローブ 2 と前記振動付与機能付超音波プローブ 1 0 との位置関係が固定されていれば、前記振動付与機能付超音波プローブ 1 0 に前記第二磁気センサ 1 3 が設けられていなくてもよい。この場合、前記第二位置特定部 5 3 は、前記第一磁気センサ 1 1 の磁気検出信号に基づいて、前記振動付与機能付超音波プローブ 1 0 から延びる前記直線の位置を特定する。また、前記超音波プローブ 2 と前記振動付与具 1 4 との位置関係が特定されている場合も、前記振動付与具 1 4 に前記第二磁気センサ 1 3 が設けられていなくてもよい。この場合も、前記第二位置特定部 5 3 は、前記第一磁気センサ 1 1 の磁気検出信号に基づいて、前記振動付与具 1 4 から延びる前記直線の位置を特定する。

10

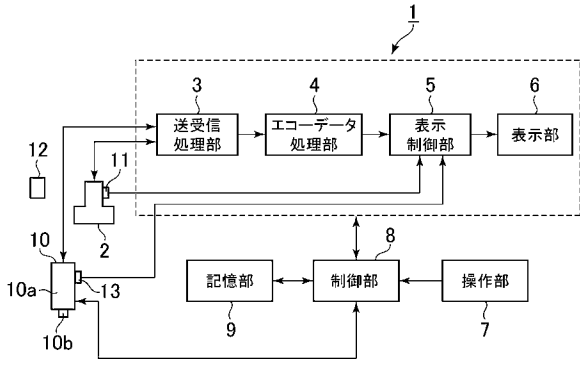
【符号の説明】

【 0 0 9 5 】

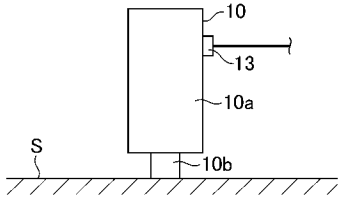
- 1 , 2 0 , 3 0 , 6 0 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 6 表示部
- 8 制御部
- 9 記憶部
- 1 0 振動付与機能付超音波プローブ
- 1 4 振動付与具
- 4 2 伝播速度算出部
- 4 3 弾性値算出部
- 5 2 第一位置特定部
- 5 3 第二位置特定部
- 5 4 表示画像制御部
- 1 0 0 , 2 0 0 計測装置
- 1 0 3 振動付与制御部
- 1 0 4 伝播速度算出部
- 1 0 5 弾性値算出部
- 5 0 0 , 5 0 0 超音波システム

20

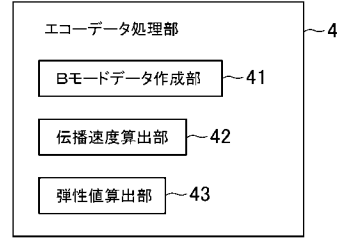
【 図 1 】



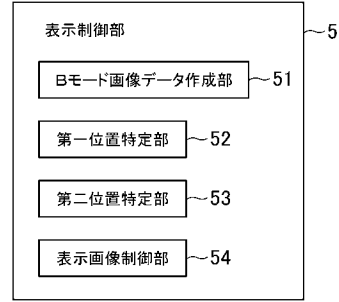
【 図 2 】



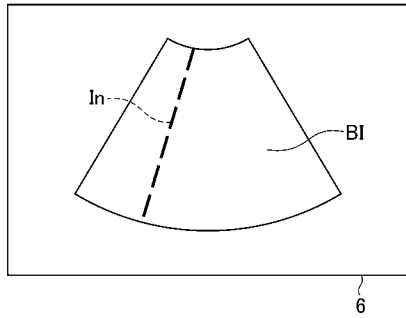
【 図 3 】



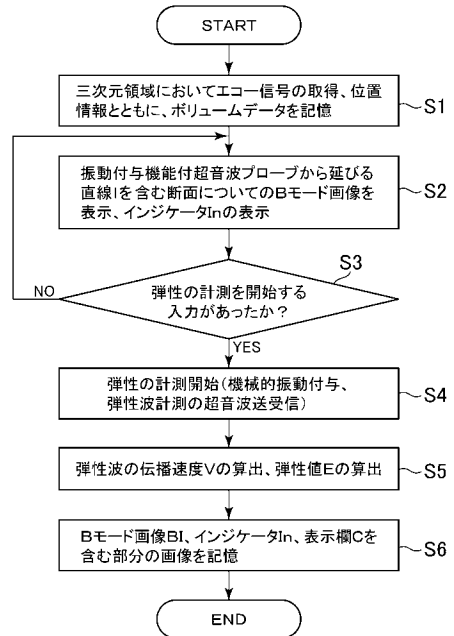
【 図 4 】



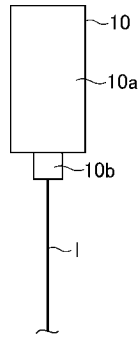
【 図 5 】



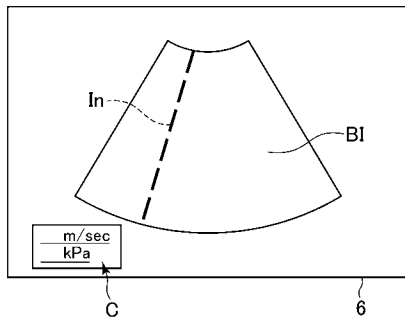
【 図 6 】



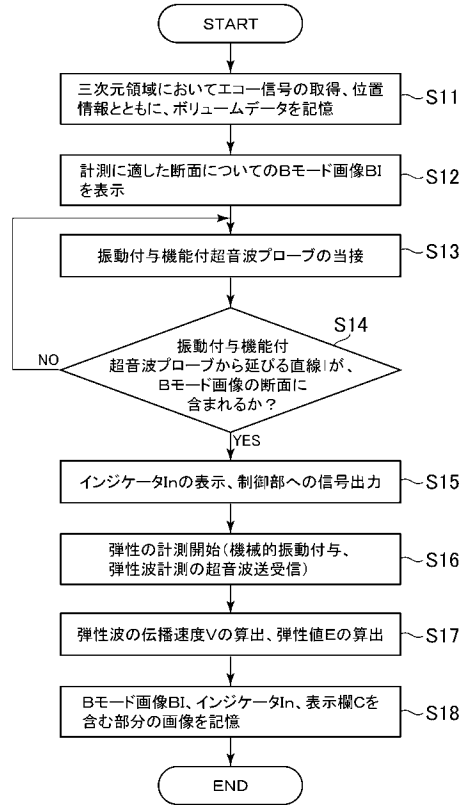
【図7】



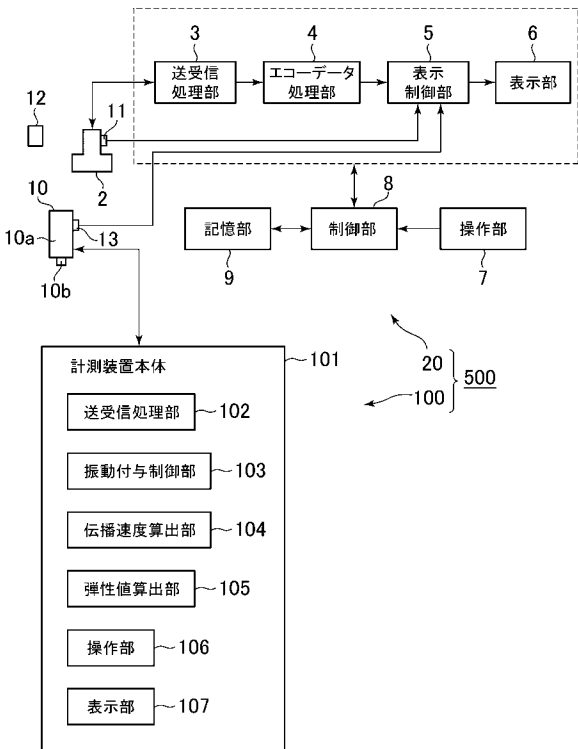
【図8】



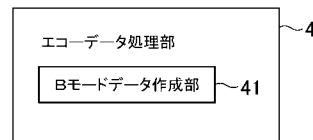
【図9】



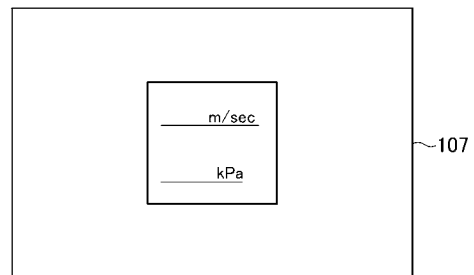
【図10】



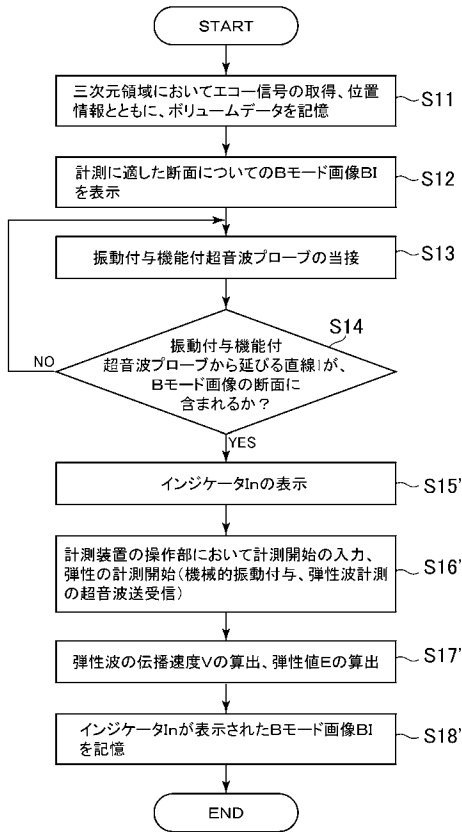
【図11】



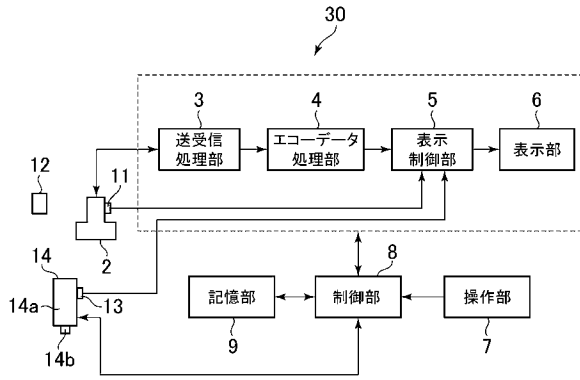
【図12】



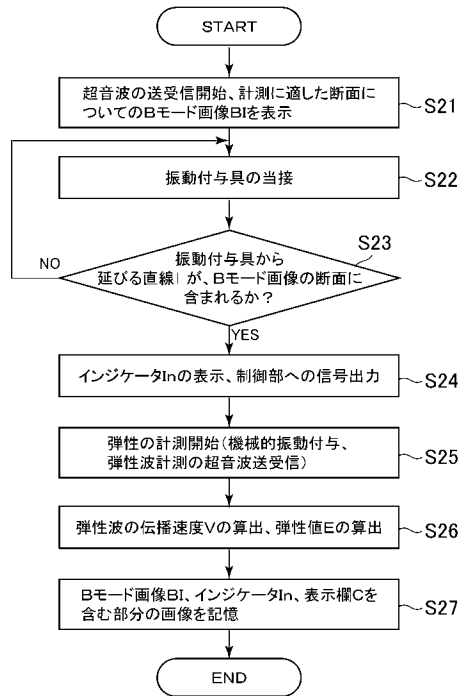
【 図 1 3 】



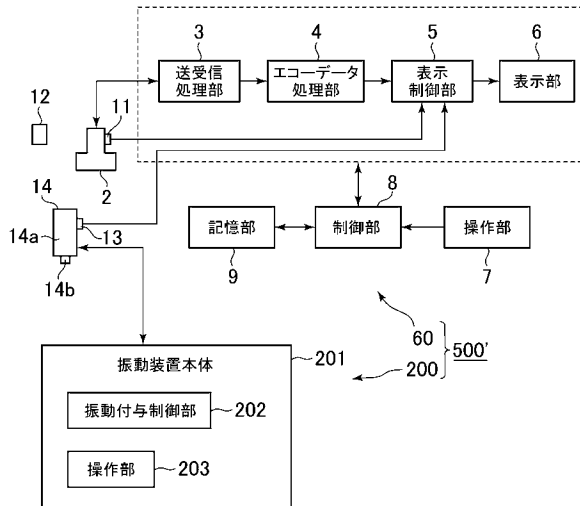
【 図 1 4 】



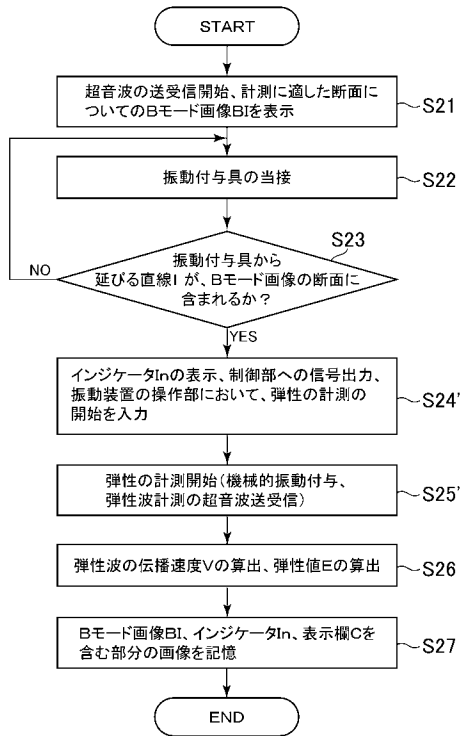
【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 橋本 浩

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

(72)発明者 神山 直久

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

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD19 EE11 GA18 GA25 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备和超声系统		
公开(公告)号	JP2015058010A	公开(公告)日	2015-03-30
申请号	JP2013191263	申请日	2013-09-17
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	谷川俊一郎 橋本浩 神山直久		
发明人	谷川 俊一郎 橋本 浩 神山 直久		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/KK31		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP6168555B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其能够容易地在适当的位置测量弹性波。超声波诊断装置是在三维空间中的测量目标，并且测量目标的B模式图像，在该B模式图像中，计算了通过利用振动施加工具施加机械振动而产生的弹性波的传播速度。BI显示部6，在来自被测定体的振动赋予工具的弹性波的传播方向上延伸的直线的三维空间中的位置信息，超声波图像在三维空间中的位置信息 并且显示图像控制单元，用于在B模式图像BI上显示指示直线的位置的指示符In。[选择图]图8

