

(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2016-86880

(P2016-86880A)

(43) 公開日 平成28年5月23日(2016.5.23)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2014-221227 (P2014-221227)
(22) 出願日 平成26年10月30日(2014.10.30)

(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・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(74) 代理人 100137545
弁理士 荒川 聡志
(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 BB16 EE11 GA18 GA24
GA25 GB04 KK25 KK31 LL38

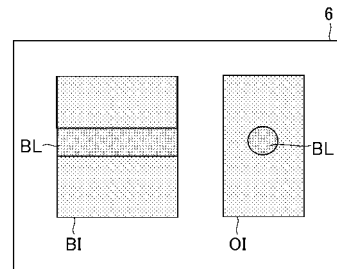
(54) 【発明の名称】 超音波画像表示装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 操作者の熟練度が要求されることなく、互いに交差する二断面の超音波画像を表示させることができる超音波画像表示装置を提供する。

【解決手段】 超音波画像表示装置は、超音波のエコー信号に基づく二次元のBモード画像BIを表示させる第一表示制御部と、前記Bモード画像BIにおいて直線を設定する直線設定部と、前記超音波プローブがアジマス方向と交差する方向に移動することによって取得された複数の断面についての前記Bモード画像のデータであって、前記直線に相当する部分における前記Bモード画像のデータが、前記センサによって検出された前記アジマス方向と交差する方向における前記超音波プローブの位置に基づいて表示部において一方向に配置されて形成された画像であって、前記Bモード画像の断面と交差する関係に位置する断面の画像である直交断面画像OIを表示させる第二表示制御部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】 図14



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブと、
 該超音波プローブの位置を検出するためのセンサと、
 前記超音波プローブにおいて受信された超音波のエコー信号に基づく二次元の第一超音波画像を表示させる第一表示制御部と、
 前記第一超音波画像において直線を設定する直線設定部と、
 前記超音波プローブが該超音波プローブのアジマス方向と交差する方向に移動することによって取得された複数の断面についての前記第一超音波画像のデータであって、前記直線に相当する部分における前記第一超音波画像のデータが、前記センサによって検出された前記アジマス方向と交差する方向における前記超音波プローブの位置に基づいて、表示部において一方向に配置されて形成された画像であって、前記第一超音波画像の断面と交差する関係に位置する断面の画像である第二超音波画像を表示させる第二表示制御部と、
 を備えることを特徴とする超音波画像表示装置。

10

【請求項 2】

前記直線上における前記第一超音波画像のデータは、前記アジマス方向と交差する方向における前記基準位置からの距離に応じて前記表示部における表示位置が設定されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 3】

操作者が前記基準位置を設定する入力を行なう入力部を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波画像表示装置。

20

【請求項 4】

前記入力部は、前記超音波プローブに設けられていることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 5】

前記センサは、三次元空間に設置された磁気発生部で発生する磁気を検出して、前記三次元空間における前記超音波プローブの位置を検出するための磁気センサであ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画像表示装置。

【請求項 6】

前記センサは加速度センサであ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画像表示装置。

30

【請求項 7】

前記第一超音波画像及び前記第二超音波画像は、前記表示部に並列に表示され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画像表示装置。

【請求項 8】

前記直線設定部は、操作者の入力に基づいて前記直線を設定することを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 9】

前記超音波プローブは、一方向に並んだ複数の超音波振動子を有することを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

40

【請求項 10】

被検体に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブと、
 該超音波プローブの位置を検出するためのセンサと、
 プロセッサと、
 を備えることを特徴とする超音波画像表示装置であって、
 前記プロセッサは、
 前記超音波プローブにおいて受信された超音波のエコー信号に基づく二次元の第一超音波画像を表示させる第一表示制御機能と、
 前記第一超音波画像において直線を設定する直線設定機能と、
 前記超音波プローブが該超音波プローブのアジマス方向と交差する方向に移動すること

50

によって取得された複数の断面についての前記第一超音波画像のデータであって、前記直線に相当する部分における前記第一超音波画像のデータが、前記センサによって検出された前記アジマス方向と交差する方向における前記超音波プローブの位置に基づいて、表示部において一方向に配置されて形成された画像であって、前記第一超音波画像の断面と交差する関係に位置する断面の画像である第二超音波画像を表示させる第二表示制御機能と

、
をプログラムによって実行することを特徴とする超音波画像表示装置。

【請求項 11】

被検体に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブと、
該超音波プローブの位置を検出するためのセンサと、
プロセッサと、

を備える超音波画像表示装置の制御プログラムであって、
前記プロセッサにより、

前記超音波プローブにおいて受信された超音波のエコー信号に基づく二次元の第一超音波画像を表示させる第一表示制御機能と、

前記第一超音波画像において直線を設定する直線設定機能と、

前記超音波プローブが該超音波プローブのアジマス方向と交差する方向に移動することによって取得された複数の断面についての前記第一超音波画像のデータであって、前記直線に相当する部分における前記第一超音波画像のデータが、前記センサによって検出された前記アジマス方向と交差する方向における前記超音波プローブの位置に基づいて、表示部において一方向に配置されて形成された画像であって、前記第一超音波画像の断面と交差する関係に位置する断面の画像である第二超音波画像を表示させる第二表示制御機能と

、
を実行させることを特徴とする超音波画像表示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、互いに直交する二断面の超音波画像を表示する超音波画像表示装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像表示装置を用いた超音波検査において、観察対象の形状を三次元的に把握するため、あるいは観察対象に対してより正確な計測を行なうために、互いに交差する二断面の超音波画像を観察したいというニーズがある。例えば、1Dアレイプローブなど、一方向に超音波振動子が配列された超音波プローブを用いて、互いに交差する二断面の超音波画像を表示させるためには、次のような手法がとられる。まず、被検体におけるある断面について超音波の送受信を行なって超音波画像を表示させる。次に、超音波プローブの向きを、例えば超音波プローブにおけるアジマス (a z i m u t h) 方向の中央部を中心にして回転させて前記断面と交差する断面について超音波の送受信を行なって超音波画像を表示させる。これにより、互いに交差する二断面の超音波画像を表示させることができる。しかし、超音波プローブにおけるある部分を中心にして、超音波プローブを回転させることは容易ではなく、熟練が必要である。

【0003】

操作者の熟練度が要求されることなく、互いに交差する二断面の超音波画像を表示することができる超音波プローブとしては、例えば、特許文献1に開示されているように、超音波振動子が二次元方向に配置された2Dアレイプローブがある。また、特許文献2には、互いに直交する二方向に超音波振動子が配列された超音波プローブが開示されている。

【0004】

これら特許文献1, 2に記載された超音波プローブでは、互いに交差する二断面に対して超音波の送受信を行なうことができるように超音波振動子が配列されている。このため

10

20

30

40

50

、互いに交差する二断面についての超音波画像を、超音波プローブの向きを変えことなく表示させることができるので、操作者の熟練度が要求されない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2011-188956号公報

【特許文献2】特開2013-48900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、2Dアレイプローブは、大きくて重く、高価である。また、前記特許文献2に記載された超音波プローブは、特殊な形状でありなおかつ重い。従って、これらの超音波プローブは、互いに交差する二断面についての超音波画像を表示させるために操作者の熟練度が要求されないものの、二断面を表示させない超音波検査に適した超音波プローブではない。そこで、互いに交差する二断面に対して超音波の送受信を行なうことができるように超音波振動子が配列されていない1Dアレイプローブなどの超音波プローブを用いても、操作者の熟練度が要求されることなく、互いに交差する二断面の超音波画像を表示させることができる超音波画像表示装置及びその制御プログラムが望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

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、被検体に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブと、この超音波プローブの位置を検出するためのセンサと、前記超音波プローブにおいて受信された超音波のエコー信号に基づく二次元の第一超音波画像を表示させる第一表示制御部と、前記第一超音波画像において直線を設定する直線設定部と、前記超音波プローブが該超音波プローブのアジマス方向と交差する方向に移動することによって取得された複数の断面についての前記第一超音波画像のデータであって、前記直線に相当する部分における前記第一超音波画像のデータが、前記センサによって検出された前記アジマス方向と交差する方向における前記超音波プローブの位置に基づいて、表示部において一方向に配置されて形成された画像であって、前記第一超音波画像の断面と交差する関係に位置する断面の画像である第二超音波画像を表示させる第二表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波画像表示装置である。

【発明の効果】

【0008】

上記観点の発明によれば、前記第一超音波画像が表示され、なおかつ前記超音波プローブがアジマス方向と交差する方向に移動することによって取得された複数の断面についての前記第一超音波画像のデータであって、前記直線に相当する部分における前記第一超音波画像のデータが、前記センサによって検出されたアジマス方向と交差する方向における前記超音波プローブの位置に基づいて表示部において一方向に配置されて形成された前記第二超音波画像が表示される。従って、超音波プローブの向きを変えことなく、互いに交差する断面についての前記第一超音波画像と前記第二超音波画像を表示させることができる。

【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】エコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

【図3】表示処理部の構成を示すブロック図である。

【図4】実施形態の作用を示すフローチャートである。

【図5】超音波の送受信を説明する図である。

【図6】超音波プローブを移動させて、血管の長軸の断面に対する超音波の送受信が行わ

10

20

30

40

50

れている状態を説明する図である。

【図 7】図 6 の状態を Z 軸方向から見た説明図である。

【図 8】B モード画像が表示された表示部を示す図である。

【図 9】B モード画像に直線が設定された表示部を示す図である。

【図 10】二画面表示モード開始後における超音波プローブの移動を説明する図である。

【図 11】複数断面についての B モードデータを示す概念図である。

【図 12】隣り合う B モードデータの送受信面の間の距離を説明する図である。

【図 13】隣り合う B モードデータの送受信面の間の距離の符号を説明する図である。

【図 14】B モード画像とともに直交断面画像が表示された表示部を示す図である。

【図 15】直交断面画像データを示す概念図である。

10

【図 16】新たな送受信面についての B モード画像が表示される度に、直交断面画像が更新されることを説明する図である。

【図 17】図 16 に示す状態から超音波プローブが移動して直交断面画像が更新された状態の表示部を示す図である。

【図 18】さらに図 17 に示す状態から超音波プローブが移動して直交断面画像が更新された状態の表示部を示す図である。

【図 19】本発明の実施形態の他例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 20】エコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

20

【図 21】超音波プローブの移動方向の他例を説明する図である。

【図 22】図 21 に示す方向に超音波プローブが移動して取得されたエコー信号に基づく B モードデータを示す概念図である。

【図 23】B モード画像の断面及びこの B モード画像の断面と交差する方向の断面を示す概念図である。

【図 24】基準位置の送受信面における B モードデータの直線に相当する部分を、他の送受信面における B モードデータに対して、エレベーション方向に沿った方向に投影した部分に相当する部分におけるデータを説明する図である。

【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図面を参照して説明する。ここでは、本発明に係る超音波画像表示装置の一例として超音波診断装置について説明する。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、表示処理部 5、表示部 6、操作部 7、制御部 8 及び記憶部 9 を備える。

30

【0011】

前記超音波プローブ 2 は、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複数の超音波振動子を有して構成される。前記超音波プローブ 2 は、例えば前記超音波振動子が一方向（アジマス方向）に配列された超音波プローブであり、例えば 1 D プローブ、1.5 D プローブ、1.75 D プローブと呼ばれる超音波プローブである。

【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磁気センサ 10 が設けられている。この磁気センサ 10 は、前記超音波プローブ 2 を構成する筐体の内部に設けられていてもよいし、ブラケットを介して前記超音波プローブ 2 に対して取り付けられてもよい。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。前記磁気センサ 10 は、本発明におけるセンサの実施の形態の一例である。

40

【0013】

前記磁気センサ 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 から発生する磁気を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、前記エコーデータ処理部 4 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エコーデータ処理部 4 へ入力されてもよいし

50

、無線で前記エコーデータ処理部 4 へ入力されてもよい。

【0014】

前記超音波プローブ 2 には、操作ボタン 1 2 が設けられている。操作者は、この操作ボタン 1 2 を押すことにより、所定の指示を入力することができる。詳細は後述する。前記操作ボタン 1 2 は、本発明における入力部の実施の形態の一例である。

【0015】

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、整相加算処理等の信号処理を所定の受信パラメータで行ない、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。

10

【0016】

前記エコーデータ処理部 4 は、図 2 に示すように、第一データ作成部 4 1、位置算出部 4 2 及び第二データ作成部 4 3 を有する。前記第一データ作成部 4 1 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信号処理を行なって第一データを作成する。本例では、前記第一データ作成部 4 1 は、B モード処理を行なって前記第一データを作成する。前記 B モード処理は、対数圧縮処理、包絡線検波処理等を含む。前記 B モード処理によって得られた前記第一データは、B モードデータである。

【0017】

前記位置算出部 4 2 は、前記磁気センサ 1 0 からの磁気検出信号に基づいて、前記磁気発生部 1 1 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 4 2 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（超音波画像の位置情報）を算出してもよい。

20

【0018】

前記第二データ作成部 4 3 は、前記第一データに基づいて第二データを作成する。この第二データは、前記第一データが得られた断面と交差する関係に位置する断面についてのデータである。本例では、前記第一データが得られた断面と直交関係に位置する断面についてのデータ（直交断面データ）である。詳細は後述する。

30

【0019】

前記表示処理部 5 は、図 3 に示すように、第一表示制御部 5 1、第二表示制御部 5 2、直線設定部 5 3 を有する。前記第一表示制御部 5 1 は、前記第一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第一超音波画像データを作成する。そして、前記第一表示制御部 5 1 は、前記第一超音波画像データに基づいて第一超音波画像を前記表示部 6 に表示させる。前記第一データは B モードデータであるので、前記第一超音波画像データは B モード画像データであり、前記第一超音波画像は B モード画像である。前記第一表示制御部 5 1 は、本発明における第一表示制御部の実施の形態の一例である。

【0020】

前記第二表示制御部 5 2 は、前記第二データをスキャンコンバータによって走査変換して第二超音波画像データを作成する。そして、前記第二表示制御部 5 2 は、前記第二超音波画像データに基づいて第二超音波画像を前記表示部 6 に表示させる。前記第二超音波画像は、前記第一超音波画像の断面と交差する関係に位置する断面についての画像である。本例では、第二超音波画像は、前記第一超音波画像の断面と直交関係に位置する断面についての直交断面画像である。また、前記第二超音波画像データは直交断面画像データである。前記第二表示制御部 5 2 は、本発明における第二表示制御部の実施の形態の一例である。

40

【0021】

前記第一超音波画像データに走査変換される前の前記第一データ及び前記第二超音波画

50

像データに走査変換される前の第二データを、ローデータ (raw data) と云うものとする。

【0022】

前記直線設定部53は、前記第一超音波画像において直線を設定する。前記直線設定部53は、前記操作部7における操作者による入力に基づいて、前記直線を設定する。前記直線設定部53は、本発明における設定部の実施の形態の一例である。

【0023】

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。

10

【0024】

前記操作部7は、特に図示しないが、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード (keyboard)、ダイヤル (dial) 及びポインティングデバイス (pointing device) などを含んで構成されている。

【0025】

前記制御部8は、CPU (Central Processing Unit) 等のプロセッサ (processor) である。この制御部8は、前記記憶部9に記憶されたプログラムを読み出し、前記超音波診断装置1の各部を制御する。例えば、前記制御部8は、前記記憶部9に記憶されたプログラムを読み出し、読み出されたプログラムにより、前記送受信ビームフォーマ3、前記エコーデータ処理部4及び前記表示処理部5の機能を実行させる。前記制御部8は、本発明におけるプロセッサの実施の形態の一例である。

20

【0026】

前記制御部8は、前記送受信ビームフォーマ3の機能のうちの全て、前記エコーデータ処理部4の機能のうちの全て及び前記表示処理部5の機能のうちの全ての機能をプログラムによって実行してもよいし、一部の機能のみをプログラムによって実行してもよい。前記制御部8が一部の機能のみを実行する場合、残りの機能は回路等のハードウェアによって実行されてもよい。

【0027】

なお、前記送受信ビームフォーマ3、前記エコーデータ処理部4及び前記表示処理部5の機能は、回路等のハードウェアによって実現されてもよい。

30

【0028】

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) 及びROM (Read Only Memory) 等の半導体メモリ (Memory) などである。前記超音波診断装置1は、前記記憶部9として、前記HDD、前記RAM及び前記ROMの全てを有しているもよい。また、前記記憶部9は、CD (Compact Disk) やDVD (Digital Versatile Disk) などの可搬性の記憶媒体であってもよい。

【0029】

前記制御部8によって実行されるプログラムは、HDDやROMなどの非一過性の記憶媒体に記憶されている。また、前記プログラムは、CD (Compact Disk) やDVD (Digital Versatile Disk) などの可搬性を有し非一過性の記憶媒体に記憶されていてもよい。

40

【0030】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について、図4のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップS1では、前記磁気発生部11を原点とする三次元空間の座標系における被検体に対し、超音波の送受信が開始される。例えば、操作者は、図5に示すように前記超音波プローブ2を被検体の体表面Sに当接して超音波の送受信を開始する。これにより、前記表示部6において、Bモード画像の表示が開始される。図5において、符号Pは超音波の送受信面を示している。また、符号BLは血管を示している。

【0031】

50

ちなみに、図 5 において、X 軸方向はアジマス方向であり、Z 軸方向はエレベーション方向である。

【0032】

次に、ステップ S 2 では、操作者は、前記 B モード画像を見ながら、図 6 及び図 7 に示すように前記超音波プローブ 2 を移動させ、図 8 に示すように、被検体における血管 B L の長軸の断面（送受信面 P）の B モード画像 B I を表示させる。この B モード画像 B I は、第一超音波画像である。また、前記 B モード画像 B I は、二次元の画像である。

【0033】

次に、ステップ S 3 では、操作者は、二画像表示モード（mode）を開始する入力を行なう。この二画像表示モードは、前記 B モード画像 B I とともに前記直交断面画像が表示されるモードである。操作者は、例えば前記操作ボタン 1 2 を押すことによって、前記二画像表示モードを開始する入力を行なう。操作者は、前記操作ボタン 1 2 を用いることにより、超音波の送受信中であっても容易に入力を行なうことができる。

10

【0034】

また、前記ステップ S 3 では、操作者は、図 9 に示すように、前記 B モード画像 B I に直線 L を設定する入力を行なう。直線 L は、超音波の音線方向に延びる。操作者は、例えば前記操作部 7 において前記直線 L を設定する入力を行なう。例えば、操作者は、前記操作部 7 において、先ず前記 B モード画像 B I に直線 L を表示させる入力を行なう。この入力があると、前記直線設定部 5 3 は、前記 B モード画像 B I に前記直線 L を表示させる。次に、操作者が前記操作部 7 のトラックボールなどを用いて前記直線 L を移動させる入力を行なうと、前記直線設定部 5 3 は、前記 B モード画像 B I において前記直線 L を移動させる。そして、操作者が、前記直線 L の位置を確定させる入力を前記操作部 7 において行なうことにより、前記直線 L の位置が確定される。

20

【0035】

なお、前記操作ボタン 1 2 が押されることによって前記直線 L を表示させたり、位置を確定させたりする入力が行なわれてもよい。この場合、前記操作ボタン 1 2 が押される回数や長押しされることなどによって、入力の内容が区別されてもよい。

【0036】

次に、ステップ S 4 では、前記表示部 6 に直交断面画像が表示される。この直交断面画像は、操作者が前記超音波プローブ 2 をそのエレベーション方向（アジマス方向と直交する方向）に沿った方向に移動させることにより表示される。例えば、操作者は、図 10 に示すように、超音波の送受信面 P が血管 B L の中心を通る位置にある状態を移動開始位置として、前記超音波プローブ 2 を左右に平行移動させる（図 10 の矢印の方向）。前記超音波プローブ 2 は、超音波を送受信しながら移動する。移動開始位置は、二画像表示モードを開始する入力が行われた時の前記超音波プローブ 2 の位置又は前記直線 L を設定する入力が行われた時の前記超音波プローブ 2 の位置である。

30

【0037】

ちなみに、前記移動開始位置は、後述する距離の基準位置であり、前記二画面表示モードを開始する入力又は前記直線 L を設定する入力は、本発明における基準位置を設定する入力の実施の形態の一例である。

40

【0038】

前記超音波プローブ 2 が平行移動しながら超音波の送受信が行われることにより、図 11 に示すように、複数の断面についての B モードデータ B D が得られる。ここでは、五つの断面についての B モードデータ B D 0 ~ B D 4 が示されている。前記 B モードデータ B D 0 が、前記移動開始位置におけるデータである。そして、前記 B モードデータ B D 1 , B D 2 , B D 3 , B D 4 が、この順序で取得される。前記 B モードデータ B D 0 ~ B D 4 は、本発明における第一超音波画像のデータの実施の形態の一例である。

【0039】

ただし、ここでは説明の便宜上、五つの B モードデータ B D 0 ~ B D 4 が示されているが、得られる B モードデータの数はこれに限られるものではない。また、図 11 では、前

50

記 B モードデータ B D は、説明の便宜のため、四角形で示されている。また、各断面の間隔も、見やすくするために誇張して示されている。

【 0 0 4 0 】

前記位置算出部 4 2 は、前記磁気センサ 1 0 の検出信号に基づいて、前記 B モードデータ B D 0 ~ B D 4 の各々が取得された超音波プローブ 2 の前記三次元空間における位置情報を算出する。前記 B モードデータ B D 0 ~ B D 4 は、前記位置算出部 4 2 によって算出された対応する位置情報を有する。

【 0 0 4 1 】

前記第二データ作成部 4 3 は、前記 B モードデータ B D 0 ~ B D 4 の各々の前記直線 L に相当する部分におけるデータ $l d 0 \sim l d 4$ に基づく直交断面データ O D を作成する。直交断面データ O D は、隣り合う B モードデータ B D の送受信面の間の距離の情報を有する。

10

【 0 0 4 2 】

より詳細に説明する。前記 B モードデータ B D 0 ~ B D 4 の各々は、前記三次元空間における前記超音波プローブ 2 の位置情報と対応づけられている。前記第二データ作成部 4 3 は、この位置情報を用いて、図 1 2 に示すように、前記 B モードデータ B D 0 の送受信面 P 0 及び前記 B モードデータ B D 1 の送受信面 P 1 の間の距離 $d 1$ 、前記 B モードデータ B D 1 の送受信面 P 1 及び前記 B モードデータ B D 2 の送受信面 P 2 の間の距離 $d 2$ 、前記 B モードデータ B D 0 の送受信面 P 0 及び前記 B モードデータ B D 3 の送受信面 P 3 の間の距離 $d 3$ 、前記 B モードデータ B D 3 の送受信面 P 3 及び前記 B モードデータ B D 4 の送受信面 P 4 の間の距離 $d 4$ を算出する。前記距離 $d 1 \sim d 4$ は、前記超音波プローブ 2 のエレベーション方向に沿った方向における距離である。

20

【 0 0 4 3 】

前記 B モードデータ B D 1 が、前記距離 $d 1$ の情報を有するものとする。前記 B モードデータ B D 2 が、前記距離 $d 2$ の情報を有するものとする。前記 B モードデータ B D 3 が、前記距離 $d 3$ の情報を有するものとする。前記 B モードデータ B D 4 が、前記距離 $d 4$ の情報を有するものとする。また、前記 B モードデータ B D 0 が、移動開始位置の情報を有するものとする。前記第二データ作成部 4 3 は、前記移動開始の情報を有する前記データ $l d 0$ 、前記距離 $d 1$ の情報を有する前記データ $l d 1$ 、前記距離 $d 2$ の情報を有する前記データ $l d 2$ 、前記距離 $d 3$ の情報を有する前記データ $l d 3$ 及び前記距離 $d 4$ の情報を有する前記データ $l d 4$ からなる直交断面データ O D を作成する。

30

【 0 0 4 4 】

ちなみに、前記距離 $d 1 \sim d 4$ の情報は、符号を有する。例えば、図 1 3 に示すように、移動開始位置である B モードデータ B D 0 の送受信面 P 0 の位置を原点 O とし、原点よりも図 1 3 において右側が正、左側が負であってもよい。前記送受信面 P 0 の位置は、本発明における基準位置の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 5 】

前記第二表示制御部 5 2 は、前記直交断面データ O D に基づいて直交断面画像データを作成する。そして、前記第二表示制御部 5 2 は、前記直交断面画像データに基づいて、図 1 4 に示すように、直交断面画像 O I を前記表示部 6 に表示させる。前記直交断面画像 O I は、前記距離 $d 1 \sim d 4$ の情報及び前記移動開始位置の情報に基づいて、図 1 5 に示すように、前記データ $l d 0$ に対応する画像データ $l d i 0$ 、前記データ $l d 1$ に対応する画像データ $l d i 1$ 、前記データ $l d 2$ に対応する画像データ $l d i 2$ 、前記データ $l d 3$ に対応する画像データ $l d i 3$ 、前記データ $l d 4$ に対応する画像データ $l d i 4$ が、前記表示部 6 において水平方向に配置された直交断面画像データ O D i の画像である。前記画像データ $l d i 0$ が所定の位置に配置された後、前記画像データ $l d i 1 \sim l d i 4$ の各々が、前記距離 $d 1 \sim d 4$ に応じた位置に配置される。

40

【 0 0 4 6 】

なお、前記直交断面画像データ O D i において、前記画像データ $l d i 0 \sim l d i 4$ の各々の間を補間する処理が行われてもよい。

50

【0047】

前記直交断面画像OIは、前記Bモード画像BIと並列に表示される。前記Bモード画像BI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、前記直交断面画像OI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】

前記第二表示制御部52は、前記第一表示制御部51によって新たな送受信面についての前記Bモード画像BIが表示される度に、前記直交断面画像OIを更新してもよい。この場合、例えば先ず図16に示すように、前記直交断面画像OIとして、前記画像データldi0の画像が表示される。そして、前記超音波プローブ2が移動するにつれて、図17及び図18に示すように、前記表示部6に表示されたBモード画像BIに対応するBモードデータBDにおける直線Lに相当する部分におけるデータに基づいて、前記直交断面画像OIが更新されていく。この直交断面画像OIは、更新前のBモード画像BIに対応するBモードデータBDにおける直線Lに相当する部分におけるデータに基づく画像に対して、更新後のデータが前記距離dの情報に基づいて表示位置が特定されて表示された画像である。図17では、前記直交断面画像OIにおける右端の部分が、更新後のデータに基づく画像である。また、図18では、前記直交断面画像OIにおける左端の部分が、更新後のデータに基づく画像である。

10

【0049】

本例によれば、操作者は、前記超音波プローブ2の向きを変えなく、この超音波プローブ2を、そのエレベーション方向に沿った方向に平行移動させるだけで、前記直交断面画像OIを表示させることができる。従って、操作者の熟練度が要求されることなく、互いに直交する二断面のBモード画像を表示させることができる。

20

【0050】

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、前記磁気センサ10の代わりに、図19に示すように、加速度センサ20が前記超音波プローブ2に設けられていてもよい。この場合、前記エコーデータ処理部4は、図20に示すように、前記位置算出部42の代わりに距離算出部44を有する。この距離算出部44は、前記加速度センサ20の検出信号に基づいて、隣り合うBモードデータBD0～BD4の送受信面の間の距離を算出する。前記直交断面画像OIは、前記距離算出部44によって算出された距離に基づいて前記画像データldi0～ldi4が配置された画像である。

30

【0051】

また、前記第二表示制御部52により、複数の断面についてのBモード画像データの直線に相当する部分のデータから前記直交断面画像データが作成されてもよい。この場合、前記Bモード画像データは、本発明における第一超音波画像のデータの実施の形態の一例である。

【0052】

また、上記ステップS4では、前記超音波プローブ2が、基準位置を中心にして、エレベーション方向に沿った方向において、一方の方向と、この一方の方向とは反対の他方の方向に移動しているが、前記超音波プローブ2は、一方の方向のみに移動してもよい。

40

【0053】

また、上記ステップS4では、前記超音波プローブ2がエレベーション方向に沿った方向に移動しているが、このような場合に限られるものではない。エレベーション方向に沿った方向において、複数の断面の超音波画像のデータが取得されるように、前記超音波プローブ2が移動すればよい。言い換えれば、アジマス方向と交差する方向に、前記超音波プローブ2が移動すればよい。例えば、前記超音波プローブ2が、図21に示すように、エレベーション方向に沿った方向に対して所定の角度を有する方向に移動することによって、複数の断面の超音波画像のデータが取得されてもよい。この場合、超音波画像のデータがBモードデータBD0～BD4であるとすると、図22に示すように、前記直線Lに相当する部分におけるデータld0～ld4の取得位置は、エレベーション方向に沿った

50

方向に対して所定の角度を有する方向（前記超音波プローブ 2 の移動方向）に並ぶ。従って、前記データ 1 d 0 ~ 1 d 4 に基づいて作成される第二超音波画像は、前記 B モード画像 B I の断面と直交する断面についての画像（直交断面画像）ではなく、図 2 3 に示すように、前記 B モード画像 B I の断面 P b i と交差する方向の断面 P c i についての画像 C I（図示省略）である。

【0054】

前記図 2 2 に示すように、前記 B モードデータ B D 0 ~ B D 4 がこの順で取得された場合、前記 B モードデータ B D 0 が取得された前記送受信面 P 0 及び前記 B モードデータ B D 1 が取得された前記送受信面 P 1 の間の距離 d 1、前記 B モードデータ B D 1 が取得された前記送受信面 P 1 及び前記 B モードデータ B D 2 が取得された前記送受信面 P 2 の間の距離 d 2、前記 B モードデータ B D 2 が取得された前記送受信面 P 2 及び前記 B モードデータ B D 3 が取得された前記送受信面 P 3 の間の距離 d 3、前記 B モードデータ B D 3 が取得された前記送受信面 P 3 及び前記 B モードデータ B D 4 が取得された前記送受信面 P 4 の間の距離 d 4 の情報と、前記超音波プローブ 2 の移動開始位置の情報とを用いて前記画像 C I が作成される。そして、前記図 2 2 に示すように前記データ 1 d 0 ~ 1 d 4 が、エレベーション方向に沿った方向に対して所定の角度を有する方向に並ぶ場合、前記距離 d 1 ~ d 4 は、エレベーション方向に沿った方向における距離に限らず、アジマス方向と交差する方向における距離であればよい。例えば、前記距離 d 1 ~ d 4 は、前記データ 1 d 0 ~ 1 d 4 の各々の取得位置の間の距離であってもよい。

10

【0055】

また、前記図 2 1 に示すように、前記超音波プローブ 2 が、エレベーション方向に沿った方向に対して所定の角度を有する方向に移動することによって、複数の断面の超音波画像のデータが取得された場合、前記図 2 2 に示すように前記超音波プローブ 2 の移動方向に沿って取得位置が並んでいるデータ 1 d 0 ~ 1 d 4 に基づいて、第二超音波画像が作成される場合に限られるものではない。例えば、図 2 4 に示すように、基準位置の送受信面 P 0 における B モードデータ B D 0 の直線 L に相当する部分を、他の送受信面 P 1 ~ P 4 における B モードデータ B D 1 ~ B D 4 に対してエレベーション方向に沿った方向に投影した部分に相当する部分におけるデータ 1 d 1 ~ 1 d 4 と、前記データ 1 d 0 とに基づいて、第二超音波画像が作成されてもよい。すなわち、最初に前記 B モードデータ B D 0 において設定された前記直線 L に相当する部分が、エレベーション方向に沿った方向への投影によって、他の B モードデータ B D 1 ~ B D 4 において位置補正されてもよい。位置補正は、前記磁気センサ 1 0 の検出信号に基づいて算出された位置情報を用いて行われる。この場合に作成される第二超音波画像は、前記直交断面画像 O I である。

20

30

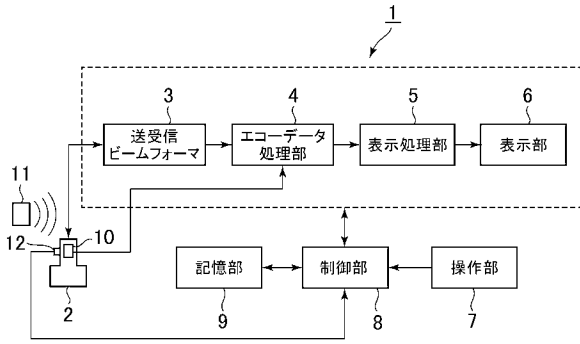
【符号の説明】

【0056】

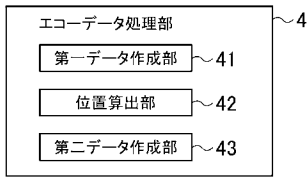
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 7 操作部
- 8 制御部
- 10 磁気センサ
- 11 磁気発生部
- 12 操作ボタン
- 20 加速度センサ
- 51 第一表示制御部
- 52 第二表示制御部
- 53 直線設定部

40

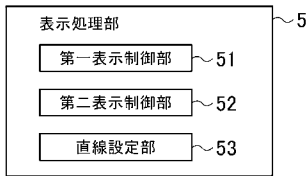
【 図 1 】



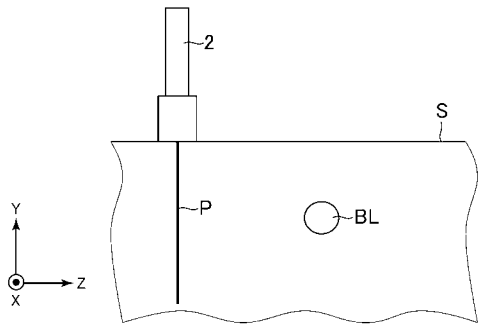
【 図 2 】



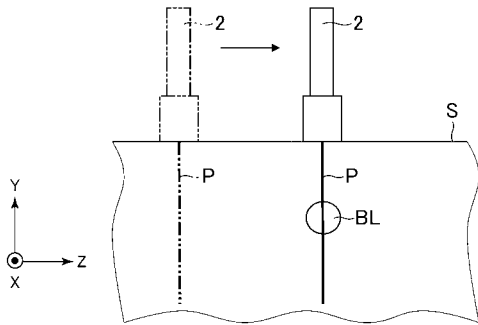
【 図 3 】



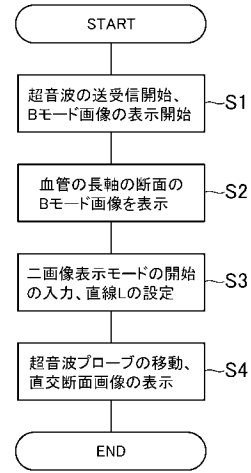
【 図 5 】



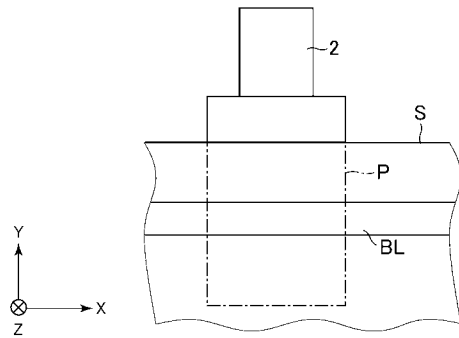
【 図 6 】



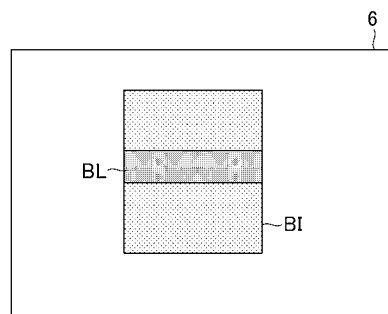
【 図 4 】



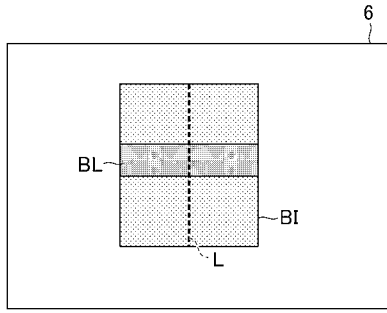
【 図 7 】



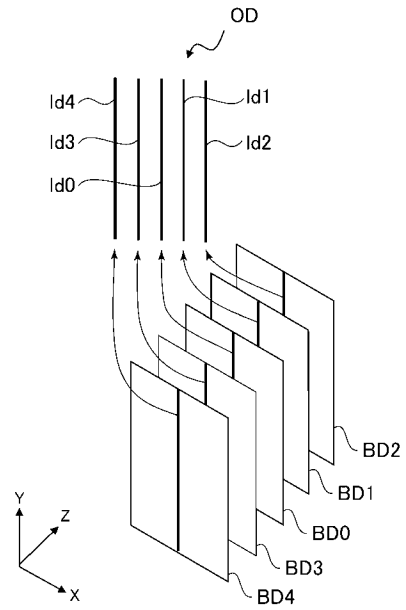
【 図 8 】



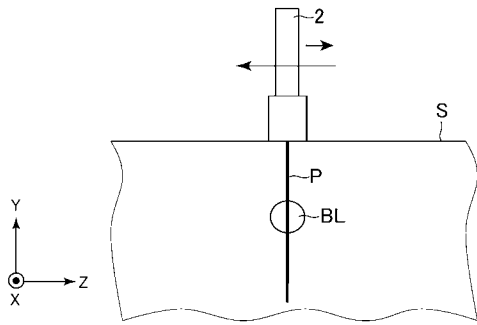
【 図 9 】



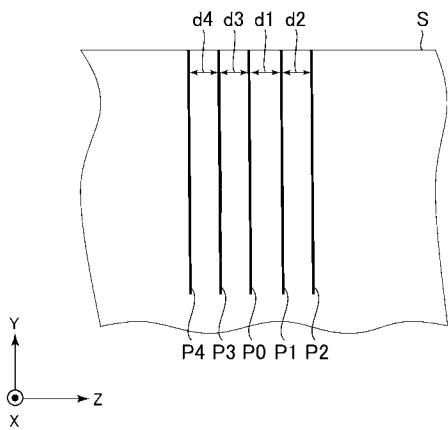
【 図 1 1 】



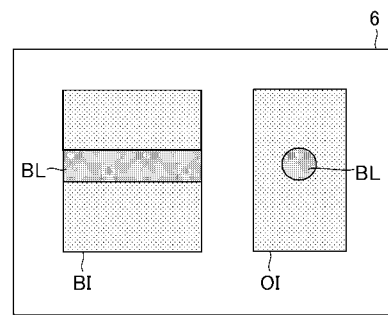
【 図 1 0 】



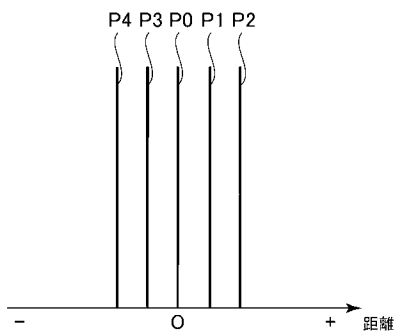
【 図 1 2 】



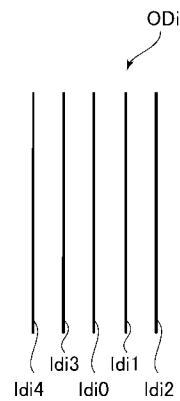
【 図 1 4 】



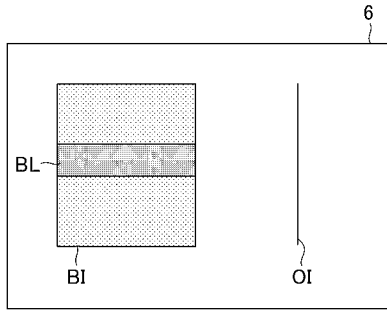
【 図 1 3 】



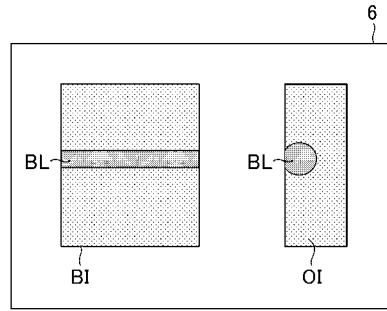
【 図 1 5 】



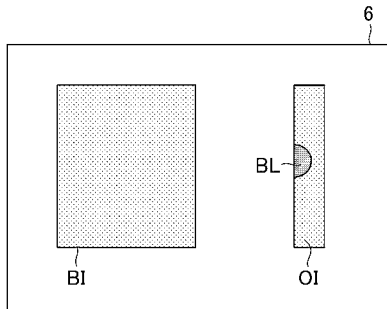
【図16】



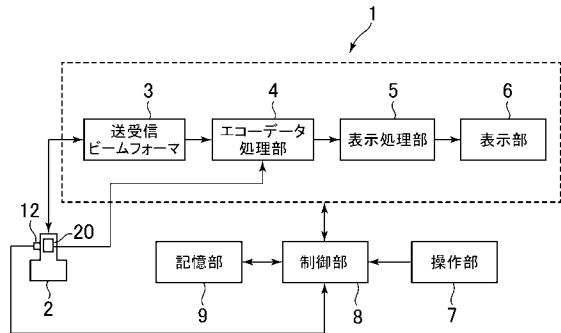
【図18】



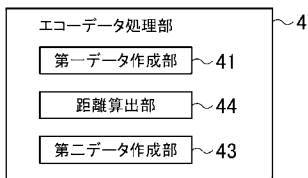
【図17】



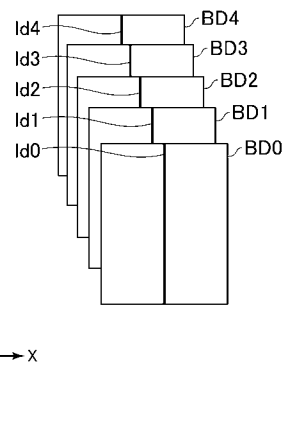
【図19】



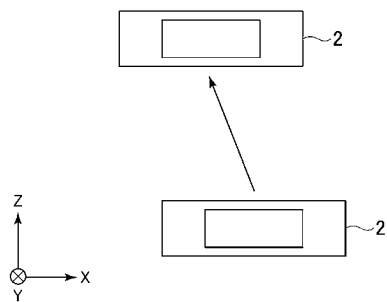
【図20】



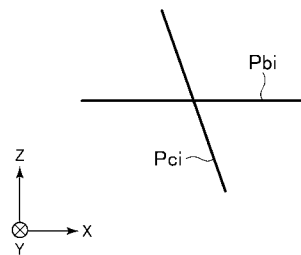
【図22】



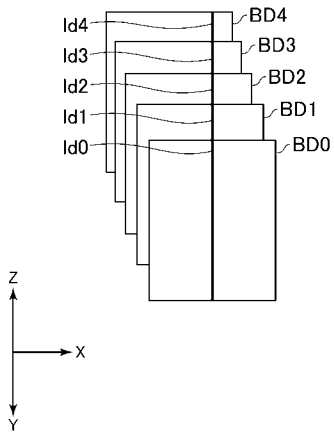
【図21】



【図23】



【 図 2 4 】



专利名称(译)	超声图像显示装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2016086880A	公开(公告)日	2016-05-23
申请号	JP2014221227	申请日	2014-10-30
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	神山直久		
发明人	神山 直久		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/145 A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/523		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA24 4C601/GA25 4C601/GB04 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL38		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声图像显示装置，该超声图像显示装置能够显示彼此相交的两个横截面的超声图像，而不需要操作员的技术水平。超声波图像显示装置包括：第一显示控制单元，其基于超声波的回波信号来显示二维B模式图像BI；以及直线设置单元，其在B模式图像BI中设置直线。通过在方位方向相交的方向上移动超声波探头而获得的多个截面的B模式图像的数据，在与直线相对应的部分中的B模式图像的数据，通过与B模式图像的横截面相交的关系中基于超声波探头在与传感器检测到的方位角方向相交的方向上的位置而在一个方向上布置在显示单元上而形成的图像。第二显示控制单元显示正交截面图像OI，该正交截面图像OI是所定位的截面的图像。[选择图]图14

