

(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2018-102891
(P2018-102891A)

(43) 公開日 平成30年7月5日(2018.7.5)

(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 9 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2017-9940 (P2017-9940)
(22) 出願日 平成29年1月24日 (2017.1.24)
(31) 優先権主張番号 特願2016-251152 (P2016-251152)
(32) 優先日 平成28年12月26日 (2016.12.26)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 390041542
ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
アメリカ合衆国、ニューヨーク州 123
45、スケネクタディ、リバーロード、1
番
(74) 代理人 100137545
弁理士 荒川 聡志
(74) 代理人 100105588
弁理士 小倉 博
(74) 代理人 100129779
弁理士 黒川 俊久
(74) 代理人 100113974
弁理士 田中 拓人
(74) 代理人 100115462
弁理士 小島 猛

最終頁に続く

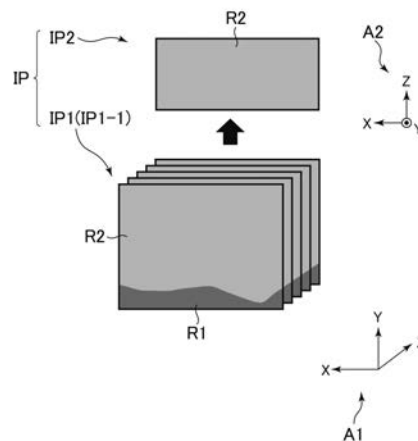
(54) 【発明の名称】 超音波画像表示装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】診断に耐えうる超音波画像が取得できているか否かを容易に確認す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いて超音波画像のデータを作成するデータ作成部と、このデータ作成部によって作成された超音波画像のデータにおいて、被検体からの前記エコー信号が得られていない部分を検出する部分検出部と、三次元空間に形成された座標系における前記超音波プローブの位置を検出する位置検出部と、前記超音波プローブの位置及び前記エコー信号が得られていない部分に基づいて、前記エコー信号が得られた部分及び前記エコー信号が得られていない部分のうち少なくとも一方の前記三次元空間における位置を示す画像IPを表示する表示デバイスと、を備える。

【選択図】 図4



【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う超音波プローブと、
該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いて超音波画像のデータを作成するデータ作成部と、

該データ作成部によって作成された超音波画像のデータにおいて、前記被検体からの前記エコー信号が得られていない部分を検出する部分検出部と、

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プローブの位置を検出する位置検出部と、

前記超音波プローブの位置及び前記エコー信号が得られていない部分に基づいて、前記エコー信号が得られた部分及び前記エコー信号が得られていない部分のうち少なくとも一方の前記三次元空間における位置を示す画像を表示する表示デバイスと、

を備える超音波画像表示装置。

10

【請求項 2】

前記部分検出部によって検出された前記部分に基づいて、超音波を遮蔽する障害物を検出する障害物検出部を備え、

前記表示デバイスは、前記障害物を示す画像を表示する、

請求項 1 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 3】

前記部分検出部は、前記超音波画像のデータにおける超音波画像の輝度に対応する情報に基づいて前記部分を検出する、請求項 1 又は 2 に記載の超音波画像表示装置。

20

【請求項 4】

前記データ作成部は、前記超音波プローブによって前記三次元空間における複数の平面に対して超音波の送受信を行なって得られたエコー信号に基づいて、前記複数の平面の各々における超音波画像のデータを作成し、

前記部分検出部は、前記複数の平面の各々における超音波画像のデータに基づいて、前記複数の平面の各々において前記部分の検出を行なう、

請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 5】

前記位置検出部は、前記三次元空間に設置された磁気発生部と、前記超音波プローブに設けられて前記磁気発生部の磁気を検出する磁気センサとを含んで構成される、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 6】

前記位置検出部によって検出された前記超音波プローブの位置を記憶する記憶デバイスを備え、

前記表示デバイスは、前記超音波プローブの位置として、前記記憶デバイスに記憶された前記超音波プローブの位置を用いて前記画像を表示する、

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画像表示装置。

【請求項 7】

前記超音波プローブの位置に基づいて特定される前記超音波画像のデータの前記三次元空間における位置を記憶する記憶デバイスを備え、

前記表示デバイスは、前記記憶デバイスに記憶された前記超音波画像のデータの位置及び前記エコー信号が得られていない部分に基づいて、前記画像を表示する、

請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

40

【請求項 8】

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う超音波プローブと、

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プローブの位置を検出する位置検出デバイスと、

表示デバイスと、

プロセッサと、

50

を備え、

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いて超音波画像のデータを作成するデータ作成機能と、

該データ作成機能によって作成された超音波画像のデータにおいて、前記被検体からの前記エコー信号が得られていない部分を検出する部分検出機能と、

前記表示デバイスに、前記超音波プローブの位置及び前記エコー信号が得られていない部分に基づいて、前記エコー信号が得られた部分及び前記エコー信号が得られていない部分のうち少なくとも一方の前記三次元空間における位置を示す画像を表示させる表示制御機能と、

をプログラムによって実行する、超音波画像表示装置。

【請求項 9】

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う超音波プローブと、

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プローブの位置を検出する位置検出デバイスと、

表示デバイスと、

プロセッサと、

を備えた超音波画像表示装置の制御プログラムであって、

該制御プログラムは、

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いて超音波画像のデータを作成するデータ作成機能と、

該データ作成機能によって作成された超音波画像のデータにおいて、前記被検体からの前記エコー信号が得られていない部分を検出する部分検出機能と、

前記表示デバイスに、前記超音波プローブの位置及び前記エコー信号が得られていない部分に基づいて、前記エコー信号が得られた部分及び前記エコー信号が得られていない部分のうち少なくとも一方の前記三次元空間における位置を示す画像を表示させる表示制御機能と、

を前記プロセッサに実行させる、超音波画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に対して超音波を送受信して得られたエコー信号に基づく超音波画像のデータを作成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の一例である超音波診断装置において、超音波画像の撮像と読影が完全に別の場面で独立に行われる場合がある。このような場合、撮像者に読影スキルが無くても検査を効率よく行うことができるようになり、検診受診人数の増加に対応できるようになると期待されている。

【0003】

しかし、このようなケースでは、撮像者が超音波画像を正しく確認することができないことが想定される。例えば、特許文献 1 に記載されているように、超音波画像の取得領域に、体内ガス・骨など超音波を通さない物質がある場合や、超音波プローブが体表にうまく接触していない場合などに、読影に適する超音波画像が撮れていないことを撮像者が判断できないという事態が発生しうる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2014 - 161478 号公報

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】**【0005】**

従って、上述のように撮像と読影が独立に行われる場合、後日読影者が超音波画像を見たときに、初めてその画像が診断を行なうには不適切な画像であることが判明することが想定される。このように、後になってから不適切な画像であることに気づいた場合、その被検体の診断ができず、再度の受診が必要になり、被検体にも検査者にも負担がかかる。

【0006】

また、例えば肝臓において、がんの転移を探索する場合など、ある三次元領域の全体をくまなくスキャンして確認する場合に、実際にスキャンした検査者ではない者が後から超音波画像を確認しても、本当に見落とし無く全体を確認したかどうかを判断できず、不安が残る場合がある。

10

【0007】

従って、例えば読影スキルが乏しい者であっても、診断に耐えうる超音波画像が取得できているか否かを容易に確認することができるようにすることが望まれる。

【課題を解決するための手段】**【0008】**

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において受信された超音波のエコー信号に基づいて超音波画像のデータを作成するデータ作成部と、このデータ作成部によって作成された超音波画像のデータにおいて、前記被検体からの前記エコー信号が得られていない部分を検出する部分検出部と、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プローブの位置を検出する位置検出部と、前記超音波プローブの位置及び前記エコー信号が得られていない部分に基づいて、前記エコー信号が得られた部分及び前記エコー信号が得られていない部分のうち少なくとも一方の前記三次元空間における位置を示す画像を表示する表示デバイスと、を備える超音波画像表示装置である。

20

【発明の効果】**【0009】**

上記観点の発明によれば、前記エコー信号が得られた部分及び前記エコー信号が得られていない部分のうち少なくとも一方の前記三次元空間における位置を示す画像が表示されることにより、前記三次元空間において、被検体からのエコー信号が得られていない部分を知ることができる。これにより、例えば読影スキルが乏しい者であっても、診断に耐えられる超音波画像が得られているか否かを確認することができる。

30

【図面の簡単な説明】**【0010】**

【図1】本発明に係る超音波画像表示装置の実施形態の一例である超音波診断装置の概略構成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処理部の構成を示すブロック図である。

【図3】実施形態の作用を示すフローチャートである。

40

【図4】図3のステップS2において表示される画像の一例を示す図である。

【図5】図3のステップS2において表示される画像の他例を示す図である。

【図6】実施形態の変形例の超音波診断装置における表示処理部の構成を示すブロック図である。

【図7】変形例において、図3のステップS2において表示される画像を示す図である。

【図8】図3のステップS2において表示される画像の他例を示す図である。

【発明を実施するための形態】**【0011】**

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。以下の実施形態では、超音波画像表示装置の例として、医用超音波画像を表示する超音波診断装置について説明する。

50

【 0 0 1 2 】

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、表示デバイス 6、操作デバイス 7、制御デバイス 8、記憶デバイス 9 を備える。前記超音波診断装置 1 は、コンピュータ (c o m p u t e r) としての構成を備えている。

【 0 0 1 3 】

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。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

【 0 0 1 4 】

超音波プローブ 2 には、例えばホール素子で構成される磁気センサ 1 0 が設けられている。この磁気センサ 1 0 により、例えば三次元空間に設置された磁気発生部 1 1 から発生する磁気を検出されるようになっている。磁気発生部 1 1 は、例えば磁気発生コイルで構成される。磁気センサ 1 0 における検出信号は、表示処理部 5 へ入力されるようになっている。磁気センサ 1 0 における検出信号は、図示しないケーブルを介して表示処理部 5 へ入力されてもよいし、無線で表示処理部 5 へ入力されてもよい。磁気センサ 1 0 は、本発明における磁気センサの実施の形態の一例である。また、磁気発生部 1 1 は、本発明における磁気発生部の実施の形態の一例である。

【 0 0 1 5 】

送受信ビームフォーマ 3 は、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、制御デバイス 8 からの制御信号に基づいて超音波プローブ 2 に供給する。また、送受信ビームフォーマ 3 は、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。

20

【 0 0 1 6 】

エコーデータ処理部 4 は、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、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。

【 0 0 1 7 】

表示処理部 5 は、図 2 に示すように、位置算出部 5 1、画像データ作成部 5 2、画像表示制御部 5 3、部分検出部 5 4 及び位置画像表示制御部 5 5 を有する。位置算出部 5 1 は、磁気センサ 1 0 からの磁気検出信号に基づいて、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超音波プローブ 2 の位置を算出する。位置算出部 5 1 は、超音波プローブ 2 の位置に基づいて、前記三次元空間の座標系におけるエコーデータの位置を算出してもよい。

30

【 0 0 1 8 】

位置算出部 5 1、磁気センサ 1 0 及び磁気発生部 1 1 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、位置算出部 5 1 の機能は、本発明における位置算出機能の実施の形態の一例である。

40

【 0 0 1 9 】

画像データ作成部 5 2 は、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 (S c a n C o n v e r t e r) によって走査変換して超音波画像データを作成する。例えば、画像データ作成部 5 2 は、B モードデータを走査変換して B モード画像データを作成する。画像データ作成部 5 2 は、本発明におけるデータ作成部の実施の形態の一例である。また、画像データ作成部 5 2 の機能は、本発明におけるデータ作成機能の実施の形態の一例である。また、超音波画像データは、本発明における超音波画像のデータの実施の形態の一例である。

【 0 0 2 0 】

画像表示制御部 5 3 は、超音波画像データに基づいて超音波画像を表示デバイス 6 に表

50

示する。超音波画像は、例えば前記Bモード画像データに基づくBモード画像である。

【0021】

部分検出部54は、画像データ作成部52によって作成された超音波画像データにおいて、前記被検体からの前記エコー信号が得られていない部分を検出する。詳細は後述する。部分検出部54は、本発明における部分検出部の実施の形態の一例である。また、部分検出部54の機能は、本発明における部分検出機能の実施の形態の一例である。

【0022】

位置画像表示制御部55は、超音波プローブ2の位置及び前記エコー信号が得られていない部分に基づいて、前記エコー信号が得られた部分及び前記エコー信号が得られていない部分のうち少なくとも一方の前記三次元空間における位置を示す画像IPを表示デバイス6に表示させる(図4参照)。位置画像表示制御部55の機能は、本発明における表示制御機能の実施の形態の一例である。

10

【0023】

前記表示デバイス6は、LCD(Liquid Crystal Display)や有機EL(Electro-Luminescence)ディスプレイなどである。表示デバイス6には、Bモード画像などの超音波画像や画像IPが表示される。表示デバイス6は、本発明における表示デバイスの実施の形態の一例である。

【0024】

操作デバイス7は、ユーザーによる入力を受け付ける入力デバイスである。例えば、操作デバイス7は、ユーザーからの指示や情報の入力を受け付けるボタン及びキーボード(keyboard)などを含み、さらにトラックボール(trackball)等の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。

20

【0025】

制御デバイス8は、CPU(Central Processing Unit)等のプロセッサである。制御デバイス8は、記憶デバイス9に記憶されたプログラムを読み出し、超音波診断装置1の各部を制御する。例えば、制御デバイス8は、記憶デバイス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、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4及び表示処理部5の機能を実行させる。

【0026】

制御デバイス8は、送受信ビームフォーマ3の機能のうち全ての、エコーデータ処理部4の機能のうち全ての及び表示処理部5の機能のうち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。制御デバイス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。

30

【0027】

なお、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4及び表示処理部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。

【0028】

記憶デバイス9は、非一過性の記憶媒体及び一過性の記憶媒体を含む。例えば、記憶デバイス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)などである。

40

【0029】

超音波診断装置1は、記憶デバイス9として、HDD、RAM及びROMの全てを有してもよい。また、記憶デバイス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。

【0030】

制御デバイス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やDVDなどの可搬性を有し非

50

一過性の記憶媒体に記憶されていてもよい。

【0031】

記憶デバイス9には、例えばBモード画像データなどの超音波画像データが記憶される。また、記憶デバイス9には、Bモードデータなど、エコーデータ処理部4で得られたローデータ(raw data)が記憶されてもよい。また、記憶デバイス9には、位置算出部51で算出された超音波プローブ2の位置又はエコーデータの位置が記憶されてもよい。記憶デバイス9は、本発明における記憶デバイスの実施の形態の一例である。

【0032】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について、図3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、磁気発生部11を原点とする前記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2が超音波の送受信を行なう。この超音波の送受信は、操作者が、前記三次元空間において超音波プローブ2を移動させながら行われる。これにより、前記三次元空間における複数の平面について超音波のエコー信号が取得される。画像データ作成部52は、前記エコー信号に基づいて、前記複数の平面の各々における超音波画像データを作成する。超音波画像データは、ここではBモード画像データである。Bモード画像データは、記憶デバイス9に記憶される。

10

【0033】

また、ステップS1では、位置算出部51によって算出された超音波プローブ2の位置が記憶デバイス9に記憶される。より詳細には、記憶デバイス9には、前記超音波プローブ2の位置として、複数の平面の各々に対応する超音波プローブ2の位置、すなわち複数の平面の各々における超音波のエコー信号を取得した超音波プローブ2の位置が記憶される。超音波プローブ2の位置は、Bモード画像データ又はBモードデータと対応させて記憶される。

20

【0034】

次に、ステップS2では、位置画像表示制御部55は、表示デバイス6に、図4に示す画像IP又は図5に示す画像IPを表示させる。画像IPは、第一の画像IP1と第二の画像IP2を有する。第一の画像IP1は、複数のXY平面(X軸及びY軸の方向については後述)を示す複数の四角形の画像で構成され、超音波プローブ2による超音波の送受信面と対応している。第一の画像IP1は、超音波の送受信面において、エコー信号が得られた部分及びエコー信号が得られていない部分の前記三次元空間における位置を示す画像である。図5においては、第一の画像IP1として、第一の画像IP1-1及び第一の画像IP1-2が表示されている。

30

【0035】

また、第二の画像IP2は、XZ平面を示す四角形の画像で構成され、Z(Z軸の方向については後述)方向における超音波の送受信領域と対応している。第二の画像IP2は、XZ平面において、エコー信号が得られた部分及びエコー信号が得られていない部分の前記三次元空間における位置を示す画像である。

【0036】

なお、図4及び図5において、第一の直交座標軸A1及び第二の直交座標軸A2は、前記三次元空間における互いに直交するX軸、Y軸及びZ軸を示している。第一の直交座標軸A1は、第一の画像IP1における座標軸を示し、第二の直交座標軸A2は、第二の画像IP2における座標軸を示す。第一の直交座標軸A1及び第二の直交座標軸A2において、X軸は超音波プローブ2のアジマス(azimuth)方向であり、Z軸は超音波プローブ2のエレベーション(elevation)方向であり、Y軸はX軸及びZ軸と直交する方向であり、被検体における深さ方向である。ステップS1では、超音波プローブ2がZ軸方向に移動しながら超音波の送受信が行われている。

40

【0037】

画像IPを表示させるための処理について詳しく説明する。まず、部分検出部54は、Bモード画像データにおいて、前記被検体からの前記エコー信号が得られていない部分を検出する。ここで、前記被検体からの前記エコー信号が得られていない部分は、信号にノ

50

イズが含まれ、Bモード画像において、生体組織の形態情報のある程度正確に表していない部分であり、診断に耐えうる画像が得られていない部分である。

【0038】

部分検出部54は、非一過性の記憶媒体としての記憶デバイス9に記憶されたBモード画像データにおいて前記検出を行なってもよいし、一過性の記憶媒体としての記憶デバイス9に記憶されたBモード画像データにおいて前記検出を行なってもよい。

【0039】

部分検出部54は、複数の平面の各々におけるBモード画像データに基づいて、前記複数の平面の各々において前記部分の検出を行なう。部分検出部54は、Bモード画像データにおけるBモード画像の輝度に関する情報に基づいて、前記部分を検出する。より詳細には、例えば部分検出部54は、画素の各々に対応するBモード画像データについて、閾値による判定を行なうことにより、前記部分を検出する。

10

【0040】

閾値による判定について説明する。Bモード画像において、被検体からのエコー信号が得られていない部分は、相対的に輝度が低くなる場合がある。従って、閾値による判定は、例えばBモード画像における輝度が所要の輝度以下であるか否かを検出する判定である。部分検出部54は、所要の輝度以下である部分を、前記部分として検出する。

【0041】

また、部分検出部54は、上述の閾値判定に代わって、または閾値判定を行なうとともに、画素の各々に対応するBモードデータについて、その画素を含む所要の領域のBモードデータの値の分散を算出し、この分散に基づく判定を行なってもよい。

20

【0042】

分散に基づく判定について説明する。Bモード画像において、被検体からのエコー信号が得られていない部分は、生体組織の構造情報を正確に反映せず、画素間における輝度の差が少なくなっている場合がある。従って、分散に基づく判定は、Bモード画像において輝度のばらつきがあるか否かを検出する判定である。部分検出部54は、所要の分散値以下である部分を、前記部分として検出する。

【0043】

部分検出部54は、分散以外の散布度（例えば、標準偏差、変動係数等）に基づく判定を行なってもよい。

30

【0044】

部分検出部54による検出は、複数の平面の全てにおいてエコー信号が取得されてBモード画像データが作成された後に行われてもよい。また、部分検出部54による検出は、複数の平面の各々においてエコー信号が取得されBモード画像データが作成される度に行われてもよい。

【0045】

部分検出部54による検出が行われると、位置画像表示制御部55は、部分検出部54によって検出されたエコー信号が得られていない部分及びその部分の検出が行われた平面に対応する超音波プローブ2の位置に基づいて、画像IPを表示デバイス6に表示させる。より詳細には、記憶デバイス2に超音波プローブ2の位置が記憶されている場合、この位置情報に基づいて、前記位置算出部51が、前記三次元空間の座標系におけるエコーデータの位置を算出する。そして、位置画像表示制御部55が、前記エコーデータの位置情報と部分検出部54によって検出された前記部分に基づいて、画像IPを表示デバイス6に表示させる。

40

【0046】

また、記憶デバイス2にエコーデータの位置情報が記憶されている場合、位置画像表示制御部55は、前記エコーデータの位置情報と部分検出部54によって検出された前記部分に基づいて、画像IPを表示デバイス6に表示させる。

【0047】

位置画像表示制御部55は、部分検出部54によって検出されたエコー信号が得られて

50

いない部分を、第一の画像 I P 1 において、第一の部分 R 1 として表示し、それ以外の部分を第二の部分 R 2 として表示する。第一の部分 R 1 及び第二の部分 R 2 は、例えば互いに異なる色で表示されてもよい。

【 0 0 4 8 】

部分検出部 5 4 により、閾値による判定及び分散による判定の両方が行われた場合、閾値による判定によって検出された前記部分と分散による判定によって検出された前記部分の両方が、第一の部分 R 1 として表示されてもよい。

【 0 0 4 9 】

第一の画像 I P 1 - 1 は、被検体の生体組織において、体表面からの深さ方向の距離が所要の距離 D よりも小さい位置においては第一の部分 R 1 が存在していない画像である。すなわち、第一の画像 I P 1 - 1 は、被検体における比較的深い部分にのみ第一の部分 R 1 が存在している画像である。一方、第一の画像 I P 1 - 2 は、体表面からの深さ方向の距離が距離 D よりも小さい位置において第一の部分 R 1 が存在している画像である。

10

【 0 0 5 0 】

位置画像表示制御部 5 5 は、第二の画像 I P 2 においては、体表面からの深さ方向の距離が距離 D よりも小さい位置に、被検体からのエコー信号が得られていない部分が存在している部分を、第一の部分 R 1 として表示し、それ以外の部分を第二の部分 R 2 として表示する。

【 0 0 5 1 】

距離 D は、操作者が操作デバイス 7 において入力することにより設定されてもよい。

20

【 0 0 5 2 】

以上説明した本例によれば、画像 I P が表示されることにより、三次元空間においてエコー信号が得られた部分及びエコー信号が得られていない部分を操作者が知ることができる。これにより、例えば読影スキルが乏しい者が操作者であったとしても、診断に耐える画像が得られているかどうかを容易に確認することができ、再度スキャンを行なう必要性の有無を容易に判断することができる。また、操作者は、どの部分についてエコー信号が得られていないかを確認することにより、再度スキャンを行なう前に、どちらの方向に超音波プローブ 2 を動かせばよいかを知ることができる。特に、操作者は、例えば第二の画像 I P 2 を参照することにより、Z 軸に沿った方向において、どちら側に超音波プローブ 2 を動かせばよいかを容易に知ることができる。

30

【 0 0 5 3 】

また、ステップ S 1 において超音波の送受信対象となった被検体が、検査室にいる時に、ステップ S 2 の処理が行われることにより、被検体に対して再度スキャンを行なう必要性の有無を、その場で判断することができる。これにより、後日に再検査を行なうといった事態を未然に防ぐことができるので、検査効率を向上させることができる。

【 0 0 5 4 】

次に、実施形態の変形例について説明する。この変形例では、表示処理部 5 は、上記実施形態で説明した構成要素の他、図 6 に示すように、障害物検出部 5 6 を有する。障害物検出部 5 6 は、部分検出部 5 4 によって検出された前記部分に基づいて、超音波を遮蔽する障害物を検出する。

40

【 0 0 5 5 】

本例においても、図 3 に示すフローチャートと基本的に同一の処理が行われる。ただし、ステップ S 2 においては、位置画像表示制御部 5 5 は、図 7 に示す画像 I P が表示される。この画像 I P は、第三の画像 I P 3、第四の画像 I P 4、第五の画像 I P 5 を有する。第三の画像 I P 3 は、前記被検体を模した人体の図からなる画像である。第四の画像 I P 4 は、前記被検体における超音波プローブ 2 による送受信面の位置を示す実線からなる画像である。第五の画像 I P 5 は、障害物検出部 5 6 によって検出された前記被検体における障害物の位置を示す破線からなる画像である。第五の画像 I P 5 は、本発明における障害物を示す画像の実施の形態の一例である。

【 0 0 5 6 】

50

第四の画像 I P 4 は、第一の部分 R 1 を含んでいる。また、第四の画像 I P 4 のうちの一部は、第二の部分 R 2 を含んでいる。

【 0 0 5 7 】

位置画像表示制御部 5 5 は、部分検出部 5 4 によって検出されたエコー信号が得られていない部分及びその部分の検出が行われた平面に対応する超音波プローブ 2 の位置に基づいて、第四の画像 I P 4 を表示させる。第四の画像 I P 4 は、第三の画像 I P 3 において、前記三次元空間の被検体における送受信面に対応する位置に表示される。

【 0 0 5 8 】

第三の画像 I P 3 の座標系と、前記三次元空間の座標系との位置合わせについて説明する。例えば、操作者は、被検体において予め決められた基準位置に超音波プローブ 2 を置いた状態で、位置合わせ処理を指示する入力进行操作デバイス 7 において行なうことにより位置合わせが完了する。前記基準位置と第三の画像 I P 3 において対応する位置座標との対応関係及び前記三次元空間における距離と第三の画像 I P 3 において対応する距離との対応関係が特定され、記憶デバイス 9 に記憶されている。従って、位置合わせ処理が行われた後においては、位置画像表示制御部 5 5 は、上述の対応関係の各々と、超音波プローブ 2 の位置情報とに基づいて、第三の画像 I P 3 において第四の画像 I P 4 を表示すべき位置を特定する。

【 0 0 5 9 】

部分検出部 5 4 によって検出されたエコー信号が得られていない部分は、第四の画像 I P 4 において第一の部分 R 1 として表示され、エコー信号が得られた部分は、第四の画像 I P 4 において第二の部分 R 2 として表示される。第一の部分 R 1 と第二の部分 R 2 とでは表示形態が異なっている。例えば、第一の部分 R 1 と第二の部分 R 2 は、互いに異なる色で表示される。第四の画像 I P 4 は、超音波の送受信面において、エコー信号が得られた部分及びエコー信号が得られていない部分の前記三次元空間における位置を示す画像である。

【 0 0 6 0 】

より詳細には、第四の画像 I P 4 において、第一の部分 R 1 は、体表面からの距離が前記距離 D よりも小さい位置において、エコー信号が得られていない部分が存在している場合におけるその部分に表示される。従って、体表面からの距離が距離 D と同じかそれよりも大きい位置にのみ、エコー信号が得られていない部分が存在している場合、第四の画像 I P 4 には第一の部分 R 1 は表示されず、第二の部分 R 2 のみが表示される。

【 0 0 6 1 】

位置画像表示制御部 5 5 は、エコー信号が得られていない部分の位置に基づいて、第一の部分 R 1 と第二の部分 R 2 の境界部分に、第五の画像 I P 5 を表示させる。

【 0 0 6 2 】

この変形例によれば、上述の効果を有するほか、操作者は、第五の画像 I P 5 が表示されることによって、障害物の位置を知ることができる。

【 0 0 6 3 】

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、部分検出部 5 4 による検出手法は、上述した手法に限られるものではなく、被検体からのエコー信号が得られていない部分が検出できる手法であればよい。このような手法の一例について説明する。例えば、ステップ S 2 において部分検出部 5 4 の検出が行われる前に、超音波プローブ 2 から超音波を送信せずに超音波振動子において受信した信号に基づいて B モード画像データが作成されてもよい。このようにして作成された B モード画像データを基準 B モード画像データとする。ステップ S 2 において、部分検出部 5 4 は、画素の各々において、基準 B モード画像データと、ステップ S 1 において得られた B モード画像データとを比較し、比較結果において輝度の差が所要の閾値よりも小さいと判定される場合は、被検体からのエコー信号が得られていない部分と判定する。基準 B モード画像データは、ノイズデータであり、上述の輝度の差が所要の閾値よりも小さい場合は、ステップ S 1 で得られた B モード画像デ

10

20

30

40

50

ータには、ノイズと同程度の信号しか含まれていないと考えられる。

【0064】

また、画像IPとして、エコー信号が得られた部分又はエコー信号が得られていない部分のうち一方の前記三次元空間における位置を示す画像が表示されてもよい。

【0065】

また、図8に示すように、第一の部分R1-1、R1-2を有する第一の画像IP1が表示されてもよい。第一の部分R1-1、R1-2は、ともに被検体からのエコー信号が得られていない部分である。ただし、第一の部分R1-1は、体表面からの深さ方向の距離が所要の距離Dよりも小さい部分であり、第二の部分R1-2は、反対に、体表面からの深さ方向の距離が所要の距離Dと同じかそれよりも大きい部分である。第一の部分R1-1、R1-2の各々は、互いに表示形態が異なっている。図8では、第一の部分R1-1はドット(dot)で示されているが、第一の部分R1-1、R1-2の各々は、互いに異なる色で表示されてもよい。また、第一の部分R1-1、R1-2は、第二の部分R2とも異なる色で表示されるなど、表示形態が異なっている。

10

【0066】

また、部分検出部54は、Bモード画像データの代わりに、Bモードデータなどのローデータに基づいて、被検体からのエコー信号が得られていない部分を検出してもよい。この場合、エコーデータ処理部4は、本発明におけるデータ作成部の実施の形態の一例であり、またエコーデータ処理部4の機能は本発明におけるデータ作成機能の実施の形態の一例である。また、Bモードデータは、本発明における超音波画像のデータの実施の形態の一例である。

20

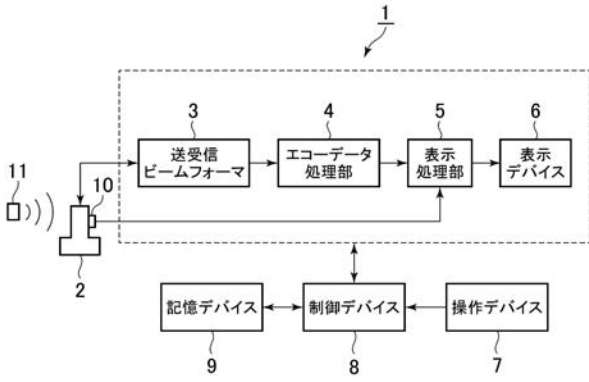
【符号の説明】

【0067】

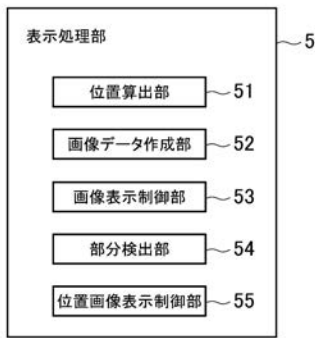
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 6 表示デバイス
- 8 制御デバイス
- 9 記憶デバイス
- 10 磁気センサ
- 11 磁気発生部
- 51 位置算出部
- 52 画像データ作成部
- 53 画像表示制御部
- 54 部分検出部
- 55 位置画像表示制御部
- 56 障害物検出部

30

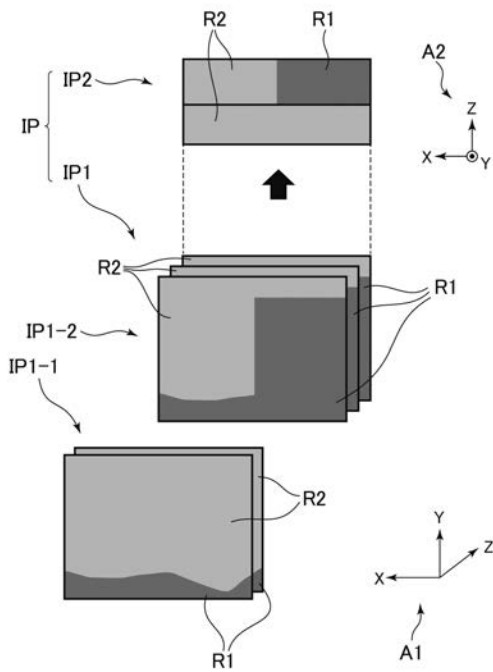
【 図 1 】



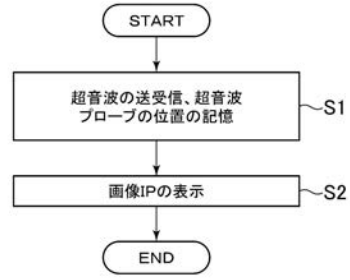
【 図 2 】



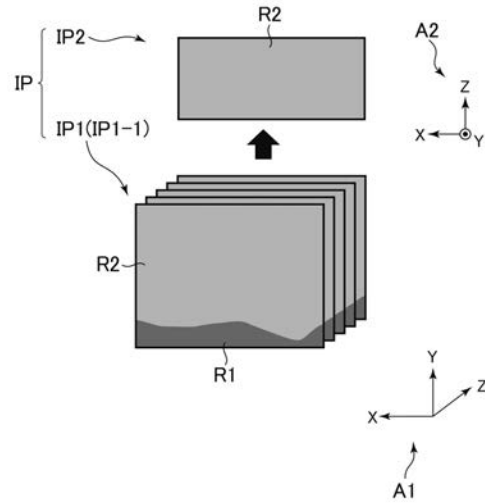
【 図 5 】



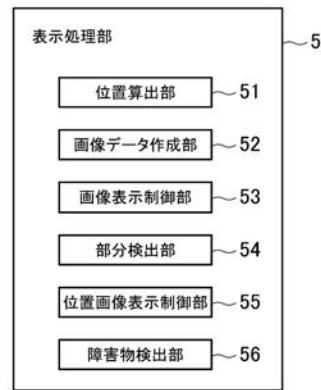
【 図 3 】



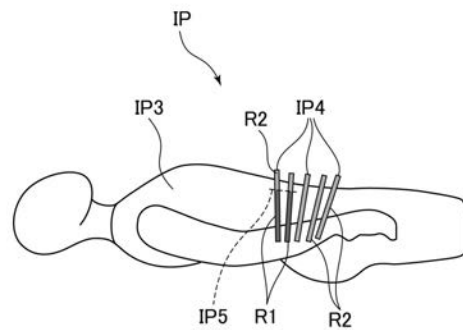
【 図 4 】



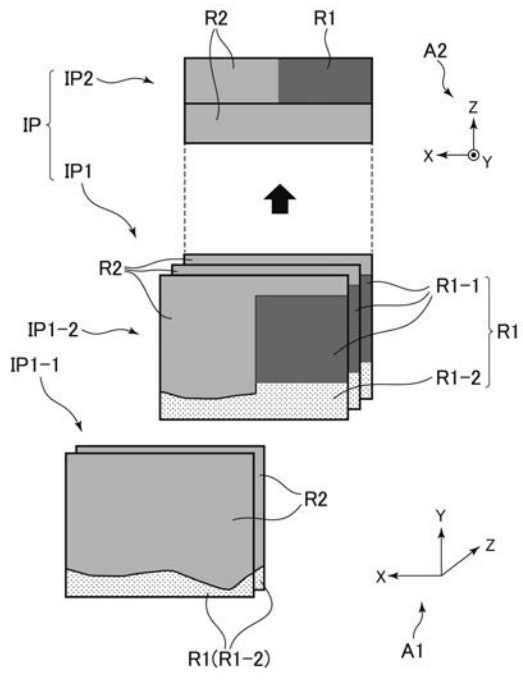
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(74)代理人 100151286

弁理士 澤木 亮一

(72)発明者 金山 侑子

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

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 EE10 GA18 GA25 JC32 KK02 KK12 LL07 LL38

专利名称(译)	超声图像显示装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2018102891A	公开(公告)日	2018-07-05
申请号	JP2017009940	申请日	2017-01-24
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	金山侑子		
发明人	金山 侑子		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE10 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC32 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/LL07 4C601/LL38		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人 小岛 猛		
优先权	2016251152 2016-12-26 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够容易地确认是否能够获得能够经受诊断的超声波图像的超声波图像显示装置。一种超声波图像显示装置，用于基于超声在超声波探头接收的回波信号，通过所述数据制作部制作的超声波图像生成超声波图像的数据的数据生成部中的数据，用于检测未从受试者中，用于检测形成在三维空间中的坐标系中的超声波探头的位置的位置检测器获得的回波信号的一部分的部分检测器，其中基于该位置，并且不能获得的回波信号的超声波探头的部分，示出了回声信号部分的所述三维空间中的至少一个的位置，并且所述未获得部分获得的回波信号以及用于显示图像IP的显示设备。 点域4

