

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6293452号  
(P6293452)

(45) 発行日 平成30年3月14日(2018.3.14)

(24) 登録日 平成30年2月23日(2018.2.23)

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

請求項の数 10 (全 14 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2013-225158 (P2013-225158)                  (22) 出願日 平成25年10月30日(2013.10.30)                  (65) 公開番号 特開2015-84898 (P2015-84898A)                  (43) 公開日 平成27年5月7日(2015.5.7)                  審査請求日 平成28年10月21日(2016.10.21)</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 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                  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画像解析装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対する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の時間変化の情報に応じた模様からなるパタン画像のデータを作成するパタン画像データ作成部と、  
 前記超音波プローブによって得られた超音波のエコー信号に基づく超音波画像データの一部として前記パタン画像のデータを有する画像データを作成するデータ作成部と、  
 を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記超音波プローブの位置を検出する位置検出部を備え、  
 前記パタン画像データ作成部は、前記位置検出部で検出された位置情報の時間変化に基づいて前記パタン画像のデータを作成す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】

前記超音波プローブの加速度を検出する加速度検出部と、  
 加速度検出部で検出された加速度に基づいて前記超音波プローブの速度情報を算出する速度算出部と、  
 を備え、  
 前記パタン画像データ作成部は、前記速度情報に基づいて前記パタン画像のデータを作成する

10

20

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 4】

前記データ作成部は、前記超音波画像データと前記パタン画像のデータとを合成して、前記画像データを作成す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。

【請求項 5】

前記パタン画像データ作成部は、一フレーム毎に前記パタン画像のデータを作成す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】

前記超音波画像データは B モード画像データであり、前記パタン画像は、前記超音波プローブの位置の時間変化の情報に応じた濃淡及び形状を有する模様からな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診断装置。

10

【請求項 7】

前記データ作成部によって作成された前記画像データが記憶される記憶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】

前記データ作成部によって作成された前記画像データに基づく画像が表示される表示部を備え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診断装置。

【請求項 9】

前記データ作成部によって作成された前記画像データに基づいて、パタン認識処理によって前記パタン画像を抽出する処理を含む画像解析処理を行なう画像解析部であって、前記パタン画像に対応する前記超音波プローブの位置の時間変化の情報を用いた画像解析処理を行なう画像解析部を備え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診断装置。

20

【請求項 10】

請求項 1 ~ 8 に記載された前記超音波診断装置の前記データ作成部によって作成された前記画像データに基づいて、パタン認識処理によって前記パタン画像を抽出する処理を含む画像解析処理を行なう画像解析装置であって、前記パタン画像に対応する前記超音波プローブの位置の時間変化の情報を用いた画像解析処理を行なうことを特徴とする画像解析装置。

30

【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の送受信を行なって超音波画像データを作成する超音波診断装置及び画像解析装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像により、例えば臓器の委縮、変形、拘束、腫瘍などの構造物の診断を行なうことが可能である。また、超音波画像における肝臓や甲状腺、筋肉などの実質の明るさ、不均一さなどから、その脂肪化や硬変といったびまん性の疾患の診断が行われる。さらに、超音波画像に基づいて、乳房における乳管の拡張や乳腺構造の乱れなどが診断される場合もある。これらの診断を自動的に行なうために、あるいは人間による診断を補助するために、画像解析処理が行なわれる場合がある（例えば、非特許文献 1 参照）。

40

【0003】

画像解析処理としては、例えばパタン ( p a t t e r n ) 認識処理が行われる場合がある。より詳細には、正常と診断される超音波画像のパタンと、異常と診断される超音波画像のパタンとを記憶しておき、これらのパタンと、得られた超音波画像のパタンとをパタン認識技術を用いて比較することにより、被検体の疾患の有無を判別あるいは定量化できることが期待されている。

【先行技術文献】

50

## 【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】利光弘企、蜂屋弘之、山口匡、「微小病変組織抽出のための3次元フィルタの設計」、電子情報通信学会2010ソサイエティ大会(大阪)講演論文集、2010年9月、S9-S10

## 【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、三次元の構造物に対して画像解析処理による診断を行なう場合、先ず被検体における三次元領域の超音波画像データ(ボリュームデータ: volume data)を取得する。そして、例えば、乳管の三次元形状に基づいた診断を行なう場合、ボリュームデータを構成する各フレーム(frame)の超音波画像データにおいてパターン認識処理等によって抽出された乳管の断面形状から、三次元の乳管の形状を特定し、診断が行われる。

10

【0006】

前記ボリュームデータは、例えば機械的に超音波振動子列を揺動させる三次元超音波プローブや、二次元配置された超音波振動子によって三次元空間に対して超音波の走査を行なう超音波プローブによって取得することができる。あるいは、一断面についての超音波の送受信を行なう超音波プローブを、被検体の体表面上において移動させることによって、前記ボリュームデータを取得することができる。

20

【0007】

超音波プローブを移動させて三次元領域の超音波画像データを取得する場合、移動速度が一定ではない場合もある。この場合、移動速度が一定であると仮定して、前記ボリュームデータにおける各フレームにおいて抽出された断面から三次元形状を特定すると、実際の被検体における診断対象の三次元形状とは異なる形状となり、正確な診断を行なうことができないおそれがある。従って、エコー信号を取得する時の超音波プローブの動き方が考慮された正確な診断を行なえるようにすることが求められている。

【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、被検体に対する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の時間変化の情報に応じた模様からなるパタン画像のデータを作成するパタン画像データ作成部と、前記超音波プローブによって得られた超音波のエコー信号に基づく超音波画像データの一部として前記パタン画像のデータを有する画像データを作成するデータ作成部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【発明の効果】

【0009】

上記観点の発明によれば、前記超音波プローブの位置の時間変化の情報に応じた模様からなる前記パタン画像のデータを、超音波画像データの一部として有する画像データが作成される。従って、この画像データに基づいて、前記超音波プローブの動き方が考慮された正確な診断を行なうことができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0010】

【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】表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図3】超音波の送受信を行なう超音波プローブの移動を説明する図である。

【図4】あるフレームについての速度情報の算出を説明する図である。

【図5】超音波プローブの移動方向を説明する図である。

【図6】一部にパタン画像を有するBモード画像を示す図である。

50

【図 7】パタン画像の一例を示す図である。

【図 8】図 7 に示されたパタン画像とは速度情報が異なるパタン画像の一例を示す図である。

【図 9】図 7、図 8 に示されたパタン画像とは速度情報が異なるパタン画像の一例を示す図である。

【図 10】乳管を示す模式図である。

【図 11】図 10 に示す乳管について取得された B モード画像データを示す図である。

【図 12】一定速度で超音波プローブを移動したことを前提とした場合において、各フレームの B モード画像データにおけるパタン認識処理による抽出によって特定される乳管の三次元形状を示す図である。

【図 13】超音波プローブの動きを示す図である。

【図 14】パタン画像を有する B モード画像が表示された表示部を示す図である。

【図 15】パタン画像の他例を一部に有する B モード画像を示す図である。

【図 16】パタン画像の他例を示す拡大図である。

【図 17】パタン画像の他例を示す拡大図である。

【図 18】パタン画像の他例を一部に有する B モード画像を示す図である。

【図 19】パタン画像の他例を一部に有する B モード画像を示す図である。

【図 20】パタン画像の他例を一部に有する B モード画像を示す図である。

【図 21】第四変形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 22】第四変形例における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図 23】第五変形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 24】第五変形例における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【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を参照して説明する。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 及び記憶部 9 を備える。

【0012】

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。

【0013】

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。

【0014】

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。

【0015】

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信号処理などを行なう。例えば、前記エコーデー

10

20

30

40

50

タ処理部 4 は、B モード処理を行なう。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 B モードデータが作成される。

【 0 0 1 6 】

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、パタン画像データ作成部 5 3、合成部 5 4、表示画像制御部 5 5 及び画像解析部 5 6 を有する。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（超音波画像の位置情報）を算出してもよい。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。

10

【 0 0 1 7 】

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 で得られたローデータ（raw data）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。例えば、この超音波画像データとして、前記超音波画像データ作成部 5 2 は、前記 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。

【 0 0 1 8 】

前記パタン画像データ作成部 5 3 は、前記位置算出部 5 1 によって算出された前記プローブ位置情報の時間変化、すなわち前記超音波プローブ 2 の速度情報を算出する。この速度情報には、速さの値のほか、移動方向も含まれる。そして、前記パタン画像データ作成部 5 3 は、前記超音波プローブ 2 の速度情報に応じた模様からなるパタン画像のデータを作成する。詳細は後述する。前記パタン画像データ作成部 5 3 は、本発明におけるパタン画像データ作成部の実施の形態の一例である。

20

【 0 0 1 9 】

前記合成部 5 4 は、前記パタン画像のデータと前記 B モード画像データとを合成し、前記パタン画像のデータを一部に有する B モード画像データを作成する。前記合成部 5 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る。また、前記パタン画像のデータを一部に有する B モード画像データは、本発明におけるデータ作成部によって作成される画像データの実施の形態の一例である。

30

【 0 0 2 0 】

前記表示画像制御部 5 5 は、前記 B モード画像データに基づく超音波画像を前記表示部 6 に表示させる。

【 0 0 2 1 】

前記画像解析部 5 6 は、前記パタン画像のデータを一部に有する超音波画像データに基づいて画像解析を行なう。詳細は後述する。前記画像解析部 5 6 は、本発明における画像解析部の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 2 】

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。

40

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

前記制御部 8 は、CPU（Central Processing Unit）であり、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。

【 0 0 2 5 】

50

前記記憶部 9 は、例えば HDD (Hard Disk Drive) や半導体メモリ (memory) などである。この記憶部 9 には、例えば前記パタン画像のデータを一部に有する前記 B モード画像データが記憶される。前記記憶部 9 には、前記 B モードデータなどが記憶されてもよい。前記記憶部 9 は、本発明における記憶部の実施の形態の一例である。

【0026】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。ここでは、先ず被検体についての B モード画像データの取得とその記憶について説明した後、この B モード画像データに基づく診断について説明する。

【0027】

先ず、被検体についての B モード画像データの取得とその記憶について説明する。操作者は、被検体の体表面に前記超音波プローブ 2 を当接する。そして、この超音波プローブ 2 において超音波の送受信が行われ、そのエコー信号に基づいて、B モード画像データが作成される。

【0028】

操作者は、図 3 に示すように、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、体表面 S の上において、例えば矢印の方向へ移動させる。これにより、被検体の三次元領域におけるデータ、すなわちボリュームデータが取得される。このボリュームデータは、異なる時間に取得された複数フレームの B モード画像データからなる。

【0029】

ちなみに、図 3 において、Z 方向は、前記超音波プローブ 2 のエレベーション (elevation) 方向である。また、X 方向は、前記超音波プローブ 2 のアジマス (azimuth) 方向である。前記ボリュームデータは、前記超音波プローブ 2 を Z 方向に移動させることによって取得される。

【0030】

超音波の送受信時には、前記位置算出部 51 は、前記磁気センサ 10 (図 3 では図示省略) からの磁気検出信号に基づいて、プローブ位置情報を算出する。これにより、各フレームの B モード画像データは、前記プローブ位置情報を有する。

【0031】

前記パタン画像データ作成部 53 は、前記プローブ位置情報の時間変化、すなわち前記超音波プローブ 2 の速度情報をフレーム毎に算出する。具体的には、前記パタン画像データ作成部 53 は、あるフレーム  $F_n$  ( $n$ : フレーム番号) における前記速度情報を、フレーム  $F_n$  の位置及び時間の情報と、フレーム  $F_n$  の直前のフレーム  $F(n-1)$  の位置及び時間の情報とから算出する。

【0032】

例えば、図 4 に示すように、前記フレーム  $F(n-1)$  の取得時刻を  $t_1$  とし、前記フレーム  $F_n$  の取得時刻を  $t_2$  とする。時刻  $t_2$  と時刻  $t_1$  との時間差を  $t$  とすると、前記パタン画像データ作成部 53 は、前記時間差  $t$  と、前記フレーム  $F(n-1)$  及び前記フレーム  $F_n$  の各々の位置情報とに基づいて、前記フレーム  $F_n$  における前記速度情報を算出する。前記フレーム  $F_n$  ,  $F(n-1)$  の各々の位置情報としては、前記フレーム  $F_n$  ,  $F(n-1)$  の各々における互いに対応する代表点の位置情報が用いられてもよい。

【0033】

前記速度情報には、速さの値の他、前記超音波プローブ 2 の移動方向が含まれる。ただし、移動方向は、図 5 に示すように、一軸上における一方の方向と他方の方向の二方向 (矢印で示された方向) のみであってもよい。この場合、前記速度情報における移動方向は、正負の符号で表わされる。

【0034】

前記パタン画像作成部 53 は、前記速度情報に応じた模様からなるパタン画像 P I のデータを、フレーム毎に作成する。このパタン画像 P I のデータは、図 6 に示すように、B

10

20

30

40

50

モード画像 B I のデータ ( B モード画像データ ) の一部として前記記憶部 9 に記憶されるデータである。

【 0 0 3 5 】

前記パタン画像 P I は、 B モード画像における前記画像解析部 5 6 によるパタン認識処理のアルゴリズム ( a l g o r i t h m ) によって認識可能な画像である。前記パタン画像 P I は、前記速度情報に応じた濃淡及び形状を有する。

【 0 0 3 6 】

具体的に、前記パタン画像 P I について図 7 ~ 図 9 に基づいて説明する。このパタン画像 P I は、黒色の四角形 S Q と、この四角形 S Q の中に配置された白色の三角形 T R とからなる。前記三角形 T R は、底辺が前記四角形 S Q の上下方向における中央に位置しており、前記速度情報に応じた形態 ( 濃淡及び形状 ) を有する。具体的には、前記三角形 T R は、速さの値が大きくなるほど、高さが大きくなる。ここでは、図 7 の三角形 T R よりも図 8 の三角形 T R の方が、高さが大きく、図 7 のパタン画像 P I よりも図 8 のパタン画像 P I の方が、超音波プローブ 2 の速さの値が大きいことを示す。

【 0 0 3 7 】

また、前記三角形 T R は、移動方向に応じた形状を有する。ここでは、前記三角形 T R は、一方の方向 ( + の方向 ) と他方の方向 ( - の方向 ) とで、底辺と対向する頂点の位置が逆になっている。図 7 及び図 8 と、図 9 とでは、前記三角形 T R は、前記頂点の位置が逆になっており、移動方向が逆であることを示している。

【 0 0 3 8 】

前記合成部 5 4 は、前記パタン画像のデータと前記 B モード画像データとを合成し、上述の図 7 に示すように、前記パタン画像 P I のデータを一部に有する B モード画像 B I のデータ ( B モード画像データ ) D を作成する。前記合成部 5 4 によって作成された前記データ D は、前記記憶部 9 に記憶される。

【 0 0 3 9 】

次に、前記パタン画像のデータを一部に有する B モード画像データに基づく診断について説明する。前記画像解析部 5 6 は、前記記憶部 9 から読み出された前記データ D に対して、画像解析処理を行ない、診断を行なう。画像解析処理は、パタン認識処理を用いた処理である。パタン認識処理は、画像における二次元の濃淡 ( 輝度 ) の変化を捉えて、所定の形状を抽出する処理である。抽出される形状は、予め前記記憶部 9 に記憶されている。

【 0 0 4 0 】

例えば、図 1 0 に示す形状を有する乳管 B D について診断を行なう場合を例に挙げて説明する。前記乳管 B D において、位置 P 1 から位置 P 2 までの区間 P 1 2 においては、前記超音波プローブ 2 を速度 V 1 で移動させながら超音波の送受信を行なう。一方、前記乳管 B D において、前記位置 A 2 から位置 A 3 までの区間 P 2 3 においては、速度 V 1 よりも遅い速度 V 2 ( すなわち、  $V 2 < V 1$  ) で前記超音波プローブを移動させながら超音波の送受信を行なったとする。これにより、図 1 1 に示すように、前記位置 P 1 から前記位置 P 2 までの区間においては、距離 D 1 の間隔で一フレームの B モード画像データ B I D が取得され、前記位置 P 2 から前記位置 P 3 までの区間においては、距離 D 2 の間隔で一フレームの B モード画像データ B I D が取得される。なお、図 1 1 における B モード画像データ B I D の取得時間間隔は、等しいものとする。

【 0 0 4 1 】

前記画像解析部 5 6 は、各フレームの B モード画像データ B I D において、パタン認識処理を行なって、乳管を抽出する。ここで、前記区間 P 2 3 においては、前記区間 P 1 2 よりも前記超音波プローブ 2 の移動速度が遅い。従って、仮に前記位置 P 1 から前記位置 P 3 まで一定速度で前記超音波プローブ 2 が移動したことを前提にして、各フレームにおいて抽出された乳管の断面形状から三次元の乳管の形状を特定すると、図 1 2 に示すように、前記区間 P 2 3 の部分が実際よりも長くなり、実際の形状とは異なる形状になる。仮に、このような形状が異常であると診断されるべきものであるとすると、正確な診断を行なうことができない。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 2 】

しかし、本例では、速度情報を考慮して、乳管の三次元形状を特定することができる。具体的に説明する。前記画像解析部 5 6 は、パターン認識処理によって、前記 B モード画像データ B I D において、前記乳管 B D のほか、前記パターン画像 P I を抽出する。

## 【 0 0 4 3 】

ここで、前記記憶部 9 には、速度情報と対応付けて複数のパターン画像が予め記憶されている。前記画像解析部 5 6 は、前記 B モード画像データ B I D において抽出された前記パターン画像 P I と前記記憶部 9 に記憶された前記パターン画像とを比較して、対応する速度情報を特定する。

## 【 0 0 4 4 】

前記画像解析部 5 6 は、各フレームにおいて抽出された乳管の断面形状から三次元の乳管の形状を特定する際に、前記速度情報を用いる。これにより、各フレームの B モード画像データ B I D の位置を特定することができる。具体的には、図 1 1 に示すように、前記区間 P 2 3 における B モード画像データ B I D の各々の間の距離（距離 D 2）が、前記区間 P 1 2 における B モード画像データ B I D の各々の間の距離（距離 D 1）よりも短いことを特定することができる。

## 【 0 0 4 5 】

前記画像解析部 5 6 は、前記速度情報を用いて特定された乳管の三次元形状に基づいて、診断を行なう。このように、速度情報が考慮されることによって、実際の形状に即した形状を特定することができるので、診断を正確に行なうことができる。

## 【 0 0 4 6 】

なお、前記画像解析部 5 6 による診断結果は、医師等が最終的な診断を行なうための補助的なものであってもよい。

## 【 0 0 4 7 】

ところで、B モード画像データなどの超音波画像データは、D I C O M ( D i g i t a l I m a g i n g a n d C o m m u n i c a t i o n i n M e d i c i n e ) という規格で取り扱われることが多い。ここで、D I C O M 画像は、J P E G ( J o i n t P h o t o g r a p h i c E x p e r t s G r o u p ) や A V I ( A u d i o V i d e o I n t e r l e a v e ) といった形式に変換されることがある。このように D I C O M 画像が他の形式に変換されると、画像データのヘッダ ( h e a d e r ) 情報は失われてしまう。

## 【 0 0 4 8 】

しかし、本例によれば、前記超音波プローブ 2 の速度情報は、ヘッダ情報としてではなく、前記パターン画像として前記 B モード画像データの一部として記憶されている。従って、データ形式が変換されても、速度情報が失われることはない。

## 【 0 0 4 9 】

また、本例によれば、前記パターン画像は、前記速度情報に応じたからなるので、前記乳管など二次元形状を抽出するパターン認識処理のアルゴリズム ( A l g o r i t h m ) を用いることにより、前記パターン画像を認識することができる。

## 【 0 0 5 0 】

次に、実施形態の変形例について説明する。まず、第一変形例について説明する。上述において、前記速度情報は、乳管の三次元形状を特定するために用いられているが、前記画像解析部 5 6 は、前記速度情報を診断に用いてもよい。例えば、前記速度情報における速さの値の変化や移動方向の変化など、超音波プローブ 2 の移動パターンの情報が、診断の一要因として用いられてもよい。具体的には、上述のように、前記超音波プローブ 2 の移動速度が遅くなった場合や、図 1 3 に示すように、前記超音波プローブ 2 の移動方向が逆方向になった場合は、病変等の異常を発見した可能性がある。

## 【 0 0 5 1 】

そこで、前記パターン画像から特定された前記速度情報における速さの値の変化や、符号の変化などが、予め異常なものとして設定された変化に該当し、なおかつ前記パターン認識

10

20

30

40

50

処理によって特定される形状が異常である場合、前記画像解析部 5 6 は、異常と診断する。

【 0 0 5 2 】

ちなみに、上述の実施形態において、乳管の三次元形状を特定するために前記速度情報が用いられる場合であっても、移動方向の向き（速度情報の符号）も考慮されて三次元形状が特定されてもよい。

【 0 0 5 3 】

次に、第二変形例について説明する。図 1 4 に示すように、前記パターン画像 P I を有する B モード画像 B I が表示部に表示されてもよい。この場合、前記画像解析部 5 6 ではなく、医師等が、前記 B モード画像 B I における観察部分や前記パターン画像 P I を見て、このパターン画像 P I から特定される速度情報も考慮して、診断を行なってもよい。

10

【 0 0 5 4 】

次に、第三変形例について説明する。ここでは、前記パターン画像 P I の他例について説明する。前記パターン画像 P I は、図 1 5 に示すように、黒色部 B L と輝度変化部 B C とからなる。この輝度変化部 B C は、速さの値に応じて輝度が変化する。例えば、前記輝度変化部 B C は、速さの値が大きくなると輝度値が高くなり、速さの値が小さくなると輝度値が低くなる。また、前記輝度変化部 B C は、前記黒色部 B L に対する位置関係が、前記超音波プローブ 2 の移動方向に応じて変わる。例えば、前記超音波プローブ 2 が、一方の方向（+ の方向）に移動する時は、図 1 6 に示すように、前記輝度変化部 B C は、前記黒色部 B L に対して上側に位置する。また、前記超音波プローブ 2 が、他方の方向（- の方向）に移動する時は、図 1 7 に示すように、前記輝度変化部 B C は、前記黒色部 B L に対して下側に位置する。

20

【 0 0 5 5 】

また、前記パターン画像 P I は、図 1 8 に示すように、黒色の帯状部 B E と、この帯状部 B E の中に配置された白色の円 C C とからなってもよい。前記帯状部 B E における前記円 C C の位置が、速度情報を示している。具体的に説明すると、前記帯状部 B E の長手方向における中央 C E の位置は、速度が零である。そして、前記帯状部 B E における前記中央 C E よりも一方側（上側）の領域は、一方の移動方向（+ の方向）を示し、前記中央 C E よりも他方側（下側）の領域は、他方の移動方向（- の方向）を示す。そして、前記中央 C E から離れるほど、速さの値が大きいことを示す。

30

【 0 0 5 6 】

前記黒色の帯状部 B E と前記円 C C とからなるパターン画像 P I は、縦方向ではなく、図 1 9 に示すように横方向の画像であってもよい。

【 0 0 5 7 】

また、前記パターン画像 P I は、図 2 0 に示す帯状部 B E からなってもよい。この帯状部 B E は、黒色部 B L と、この黒色部 B L の両端側に位置する輝度変化部 B C 1 , B C 2 とからなる。この輝度変化部 B C 1 , B C 2 は、速さの値に応じて輝度変化する。例えば、前記輝度変化部 B C 1 , B C 2 は、速さの値が大きくなると輝度値が高くなり、速さの値が小さくなると輝度値が低くなる。また、前記超音波プローブ 2 が、一方の方向（+ の方向）に移動する時は、一方の前記輝度変化部 B C 1 の輝度に変化し、他方の方向（- の方向）に移動する時は、他方の前記輝度変化部 B C 2 の輝度に変化する。

40

【 0 0 5 8 】

ちなみに、図 6 及び図 1 5 では、前記超音波画像 B I として、前記超音波プローブ 2 がリニアプローブである場合の超音波画像が示されているが、図 1 6 では、前記超音波画像 B I として、前記超音波プローブ 2 がコンベックスプローブである場合の超音波画像が示されている。

【 0 0 5 9 】

その他、前記パターン画像 P I は、速度情報に応じた模様からなる画像であればよく、上述の例に限られるものではない。

【 0 0 6 0 】

50

次に、第四変形例について説明する。図 2 1 に示すように、前記超音波診断装置 1 において、前記超音波プローブ 2 には、前記磁気センサ 1 0 の代わりに、加速度センサ 1 2 が設けられていてもよい。この場合、前記磁気センサ 1 0 は不要である。

【 0 0 6 1 】

前記表示制御部 5 は、図 2 2 に示すように、前記超音波画像データ作成部 5 2、前記パタン画像データ作成部 5 3、前記合成部 5 4、前記表示画像制御部 5 5、前記画像解析部 5 6 のほか、加速度算出部 5 7 及び速度算出部 5 8 を有する。

【 0 0 6 2 】

前記加速度算出部 5 7 は、前記加速度センサ 1 2 の検出信号に基づいて、前記超音波プローブの加速度情報を算出する。前記加速度センサ 1 2 及び前記加速度算出部 5 7 は、本発明における加速度検出部の実施の形態の一例である。

10

【 0 0 6 3 】

前記速度算出部 5 8 は、前記加速度情報に基づいて、前記超音波プローブ 2 の速度情報を算出する。前記速度算出部 5 8 は、本発明における速度算出部の実施の形態の一例である。

【 0 0 6 4 】

本例では、前記パタン画像データ作成部 5 3 は、前記速度算出部 5 8 で算出された速度情報に応じた前記パタン画像 P I のデータを、フレーム毎に作成する。

【 0 0 6 5 】

次に、第五変形例について説明する。前記パタン画像のデータを一部に有する B モード画像のデータに対するパタン認識処理は、前記超音波診断装置 1 において行なう場合に限定されるものではない。前記超音波診断装置 1 は、図 2 3 に示す画像解析装置 1 0 0 に、前記パタン画像のデータを一部に有する B モード画像のデータを出力し、この画像解析装置 1 0 0 において、前記画像解析部 5 6 と同様にしてパタン認識処理を行なってもよい。前記画像解析装置 1 0 0 は、本発明における画像解析装置の実施の形態の一例である。

20

【 0 0 6 6 】

この第五変形例においては、図 2 4 に示すように、前記表示制御部 5 は、画像解析部 5 6 を有していなくてもよい。

【 0 0 6 7 】

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、パタン認識処理を用いた診断は一例であり、上述のものに限られるものではない。

30

【 0 0 6 8 】

また、前記超音波プローブ 2 の位置の時間変化の情報は、速度情報に限られるものではなく、例えば加速度情報などであってもよい。

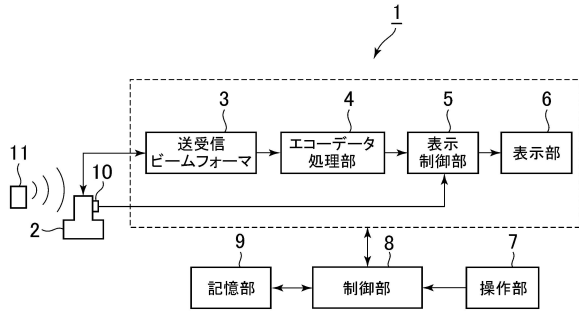
【 符号の説明 】

【 0 0 6 9 】

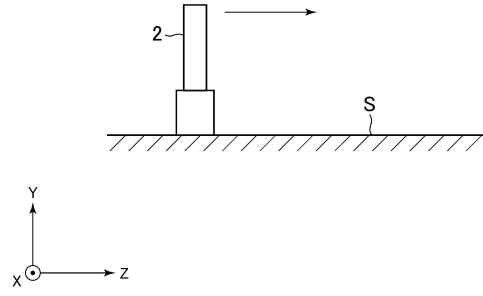
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 6 表示部
- 9 記憶部
- 1 0 磁気センサ
- 1 2 加速度センサ
- 5 1 位置算出部
- 5 3 パタン画像データ作成部
- 5 4 合成部
- 5 6 画像解析部
- 5 7 加速度算出部
- 5 8 速度算出部

40

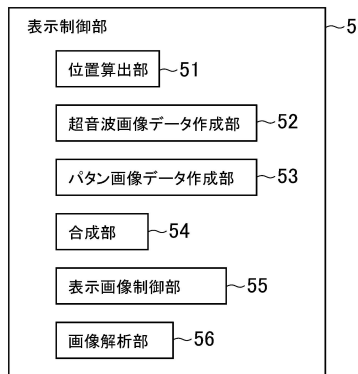
【図1】



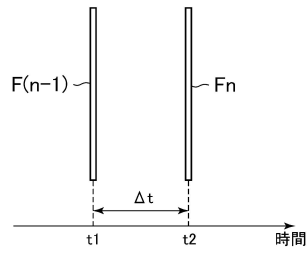
【図3】



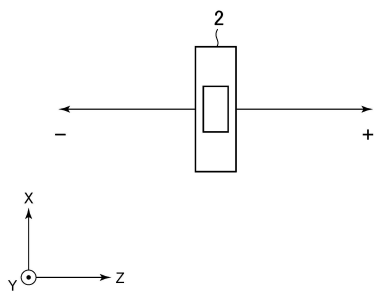
【図2】



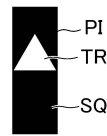
【図4】



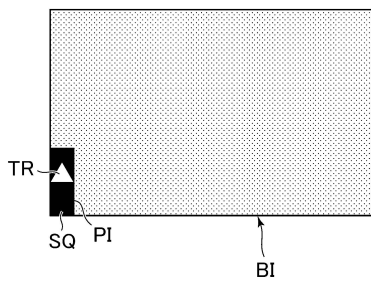
【図5】



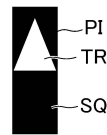
【図7】



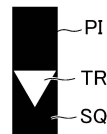
【図6】



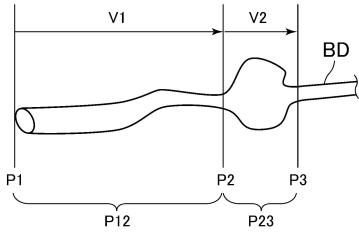
【図8】



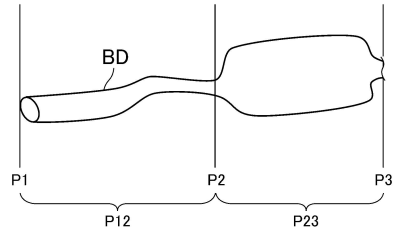
【図9】



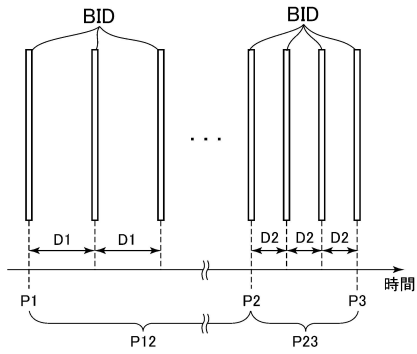
【 図 1 0 】



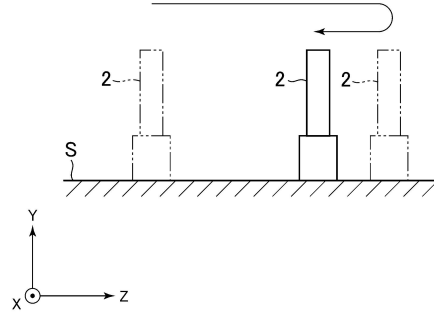
【 図 1 2 】



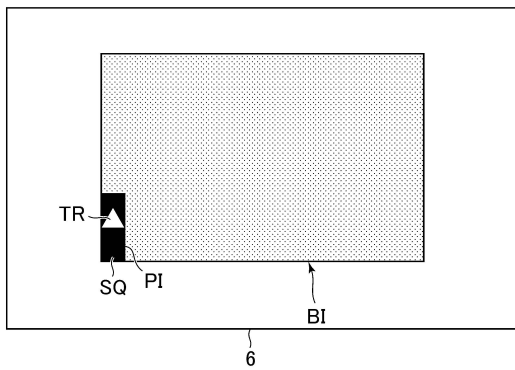
【 図 1 1 】



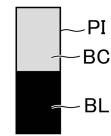
【 図 1 3 】



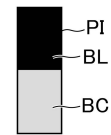
【 図 1 4 】



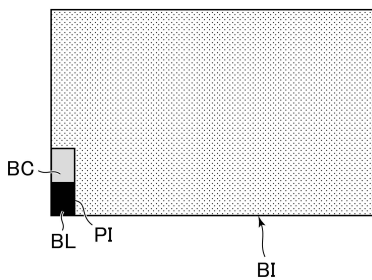
【 図 1 6 】



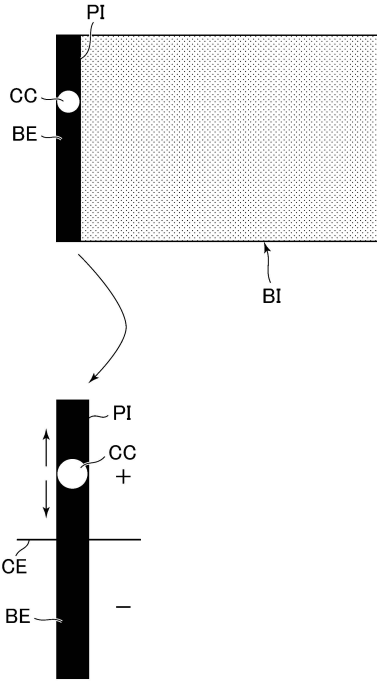
【 図 1 7 】



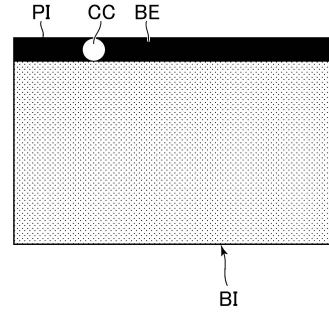
【 図 1 5 】



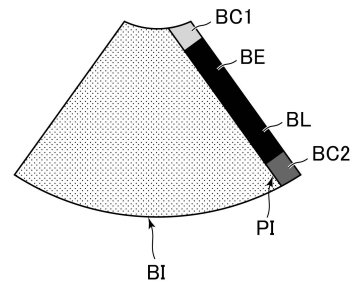
【図18】



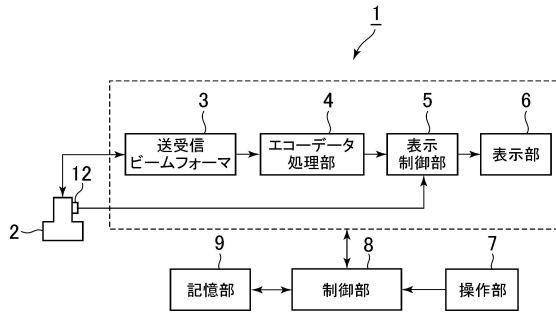
【図19】



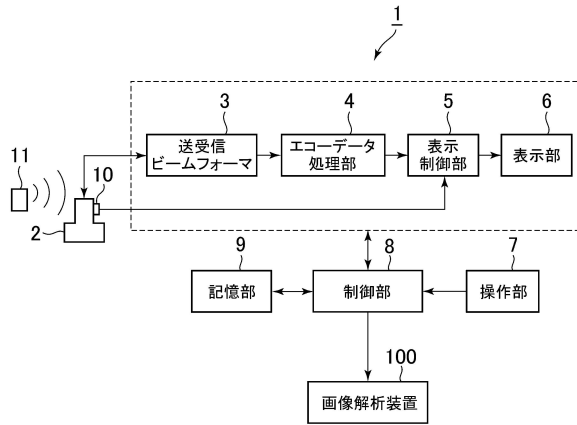
【図20】



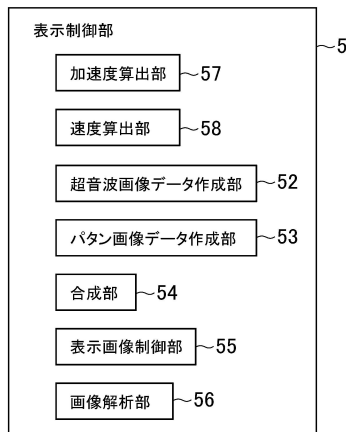
【図21】



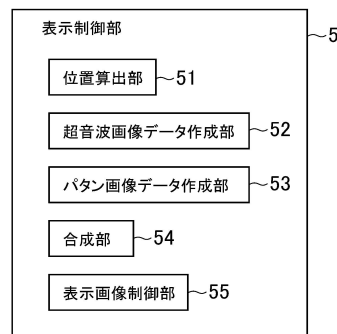
【図23】



【図22】



【図24】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特表2011-521763(JP,A)  
特表2011-521762(JP,A)  
特開平01-141649(JP,A)  
特開2007-319492(JP,A)  
特開2011-110182(JP,A)  
特開平08-131438(JP,A)  
国際公開第2006/059668(WO,A1)  
特開2004-16268(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备和图像分析仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP6293452B2</a>	公开(公告)日	2018-03-14
申请号	JP2013225158	申请日	2013-10-30
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
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	神山直久		
发明人	神山 直久		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB17 4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GB04 4C601/JB51 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL02		
其他公开文献	JP2015084898A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种考虑到超声波探头如何移动而能够进行准确诊断的超声波诊断装置。一种超声波诊断装置，以产生用于发送和接收超声波向受试者的超声波探头的图案，所述图案图像PI的数据对应于所述超声波探头的位置的时间变化的信息的图案的形成由超声波探头获得的超声波的回波信号并且数据创建单元基于图像数据PI创建具有图案图像PI的数据的图像数据，作为B模式图像数据BI的一部分。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6293452号 (P6293452)
(45) 発行日 平成30年3月14日(2018.3.14)	(24) 登録日 平成30年2月23日(2018.2.23)	
(51) Int. Cl. A61B 8/00 (2006.01)	F 1 A61B 8/00	
請求項の数 10 (全 14 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-225158 (P2013-225158)	(73) 特許権者 300019238	
(22) 出願日 平成25年10月30日(2013.10.30)	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	
(65) 公開番号 特開2015-84898 (P2015-84898A)	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	
(43) 公開日 平成27年5月7日(2015.5.7)	(74) 代理人 100137545	
審査請求日 平成28年10月21日(2016.10.21)	弁理士 荒川 聡志	
	(72) 発明者 神山 直久	
	東京都目黒区旭が丘四丁目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画像解析装置		