

(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2017-93930

(P2017-93930A)

(43) 公開日 平成29年6月1日(2017.6.1)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
<b>A 6 1 B</b> 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2015-231223 (P2015-231223)  
 (22) 出願日 平成27年11月27日 (2015.11.27)

(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  
 (74) 代理人 100105588  
 弁理士 小倉 博  
 (74) 代理人 100129779  
 弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

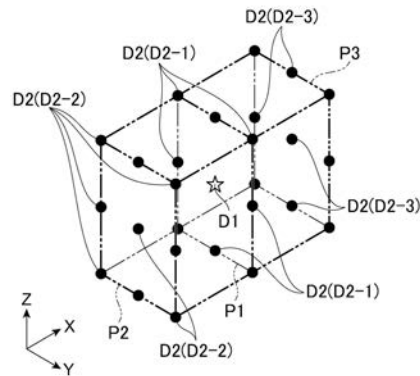
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】精度が向上した解析結果を反映した画像を、リアルタイムの超音波画像とともに観察することができ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、第一の三次元データを構成するデータのうち、組織性状解析の演算を行なう対象のデータD1の三次元空間における位置と三次元的な位置関係を有するデータD2を含むデータを選択して前記演算を行なって、前記第一の三次元データの解析結果である前記第二の三次元データを作成する組織性状解析部と、前記超音波プローブによって超音波を二次元走査して得られたエコーデータに基づいて作成されたリアルタイムの超音波画像と、前記第二の三次元データに基づいて作成された画像であって、前記リアルタイムの超音波画像と被検体において同一断面の画像とを同一画面に表示させる画像表示制御部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】 図5



**【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走査を行なう超音波プローブと、  
前記三次元空間における所定の点を原点とする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によって超音波を三次元走査して得られた第一の三次元データを構成するデータの各々に対して被検体の組織性状を解析する演算を行なって第二の三次元データを作成する組織性状解析部であって、前記第一の三次元データを構成するデータのうち、前記演算を行なう対象のデータの前記三次元空間における位置と三次元的な位置関係を有するデータを含むデータを選択して前記演算を行なって前記第二の三次元データを作成する組織性状解析部と、

前記超音波プローブによって超音波を二次元走査して得られたエコーデータに基づいて作成されたリアルタイムの超音波画像と、前記第二の三次元データに基づいて作成された画像であって、前記リアルタイムの超音波画像と被検体において同一断面の画像とを同一画面に表示させる画像表示制御部と、

を備え、

前記第一の三次元データ及び前記第二の三次元データは、前記位置検出部によって検出された第一の位置情報を有し、

前記画像表示制御部は、前記第一の位置情報と、前記位置検出部によって検出されたリアルタイムの超音波プローブの位置情報である第二の位置情報とに基づいて、前記第二の三次元データにおいて前記リアルタイムの超音波画像と被検体において同一断面を特定し、前記リアルタイムの超音波画像と前記第二の三次元データに基づいて作成された画像とを表示させる

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記組織性状解析部は、前記第一の三次元データを構成するデータのうち、前記演算を行なう対象のデータが含まれる断面とは異なる断面に含まれるデータを含むデータを選択して前記演算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】**

前記リアルタイムの超音波画像は、被検体の組織構造情報を含む断層像であ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】**

前記断層像は、Bモード画像であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記第二の三次元データに基づいて作成された画像は、前記組織性状を解析する演算によって得られたデータの値に応じた表示形態を有する画像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診断装置。

**【請求項 6】**

前記表示形態は色であり、前記第二の三次元データに基づいて作成された画像はカラー画像であ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】**

前記画像表示制御部は、前記リアルタイムの超音波画像及び前記第二の三次元データに基づいて作成された画像を並んだ状態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】**

前記画像表示制御部は、前記リアルタイムの超音波画像及び前記第二の三次元データに基づいて作成された画像を重畳した状態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 9】**

10

20

30

40

50

三次元空間における被検体に対して超音波の走査を行なう超音波プローブと、  
前記超音波プローブに設けられた位置センサと、  
プロセッサと、  
を備える超音波診断装置であって、  
前記プロセッサは、

前記位置センサの検出信号に基づいて、前記三次元空間における所定の点を原点とする座標系における前記超音波プローブの位置を算出する位置算出機能と、

前記超音波プローブによって超音波を三次元走査して得られた第一の三次元データを構成するデータの各々に対して被検体の組織性状を解析する演算を行なって第二の三次元データを作成する組織性状解析機能であって、前記第一の三次元データを構成するデータの  
10  
うち、前記演算を行なう対象のデータの位置と三次元的な位置関係を有するデータを含むデータを選択して前記演算を行なって前記第二の三次元データを作成する組織性状解析機能と、

前記超音波プローブによって超音波を二次元走査して得られたエコーデータに基づいて作成されたリアルタイムの超音波画像と、前記第二の三次元データに基づいて作成された画像であって、前記リアルタイムの超音波画像と被検体において同一断面の画像とを同一画面に表示させる画像表示制御機能と、

をプログラムによって実行するものであり、

前記第一の三次元データ及び前記第二の三次元データは、前記位置検出部によって検出された第一の位置情報を有し、  
20

前記画像表示制御機能は、前記第一の位置情報と、前記位置検出機能によって検出されたリアルタイムの超音波プローブの位置情報である第二の位置情報とに基づいて、前記第二の三次元データにおいて前記リアルタイムの超音波画像と被検体において同一断面を特定し、前記リアルタイムの超音波画像と前記第二の三次元データに基づいて作成された画像とを表示させる

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項10】

三次元空間における被検体に対して超音波の走査を行なう超音波プローブと、  
前記超音波プローブに設けられた位置センサと、  
プロセッサと、  
30

を備える超音波診断装置の制御プログラムであって、

該制御プログラムは、前記プロセッサに、

前記位置センサの検出信号に基づいて、前記三次元空間における所定の点を原点とする座標系における前記超音波プローブの位置を算出する位置算出機能と、

前記超音波プローブによって超音波を三次元走査して得られた第一の三次元データを構成するデータの各々に対して被検体の組織性状を解析する演算を行なって第二の三次元データを作成する組織性状解析機能であって、前記第一の三次元データを構成するデータの  
40  
うち、前記演算を行なう対象のデータの位置と三次元的な位置関係を有するデータを含むデータを選択して前記演算を行なって前記第二の三次元データを作成する組織性状解析機能と、

前記超音波プローブによって超音波を二次元走査して得られたエコーデータに基づいて作成されたリアルタイムの超音波画像と、前記第二の三次元データに基づいて作成された画像であって、前記リアルタイムの超音波画像と被検体において同一断面の画像とを同一画面に表示させる画像表示制御機能と、

を実行させるものであり、

前記第一の三次元データ及び前記第二の三次元データは、前記位置検出部によって検出された第一の位置情報を有し、

前記画像表示制御機能は、前記第一の位置情報と、前記位置検出機能によって検出されたリアルタイムの超音波プローブの位置情報である第二の位置情報とに基づいて、前記第二の三次元データにおいて前記リアルタイムの超音波画像と被検体において同一断面を特  
50

定し、前記リアルタイムの超音波画像と前記第二の三次元データに基づいて作成された画像とを表示させる

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、被検体の組織性状解析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。

【背景技術】

【0002】

超音波画像に基づいて、臓器などの組織性状の診断が行われている。例えば、Bモード画像において、肝臓や甲状腺、筋肉などの実質の明るさ、スペックルパタンの不均一さ、超音波の減衰などから、読影者がその臓器の脂肪化や硬変といったびまん性の疾患を読影している。

【0003】

読影者の経験等によらずに組織性状をより客観的に定量化するため、例えば特許文献1には、超音波画像に設定された解析領域における超音波のエコー信号の振幅の統計値を算出する手法が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2004-321582号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

組織性状を定量化するための組織性状解析においては、解析演算の対象となるデータの周囲のデータが用いられる。この周囲のデータは、解析演算の対象となるデータと同一平面内のデータである。しかし、同一平面内におけるデータのみを用いた解析演算を行なうよりも、解析演算の対象となるデータの位置と三次元的な位置関係にあるデータを用いた解析演算を行なった方が、組織性状解析の精度が向上する。

【0006】

ここで、一般的に三次元データから再構成されるボリュームレンダリング像は空間分解能に限界がある。このため、上述のように三次元的な位置関係にあるデータを用いた解析演算で得られた三次元のデータに基づく画像を参照しつつ、操作者は、再びリアルタイムのBモード画像を見て組織構造情報の詳細を知る必要がある。しかし、解析演算の対象となるデータの位置と三次元的な位置関係にあるデータを用いた組織性状解析を行なうためには、超音波を三次元走査して三次元データを得た後、その三次元データに対して組織性状解析を行なう必要がある。このため、リアルタイムのBモード画像を表示させ、なおかつ三次元データを用いた組織性状解析の結果を表示させることは困難であった。

【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、三次元空間における被検体に対して超音波の走査を行なう超音波プローブと、前記三次元空間における所定の点を原点とする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によって超音波を三次元走査して得られた第一の三次元データを構成するデータの各々に対して被検体の組織性状を解析する演算を行なって第二の三次元データを作成する組織性状解析部であって、前記第一の三次元データを構成するデータのうち、前記演算を行なう対象のデータの位置と三次元的な位置関係を有するデータを含むデータを選択して前記演算を行なって、前記第一の三次元データの解析結果である前記第二の三次元データを作成する組織性状解析部と、前記超音波プローブによって超音

10

20

30

40

50

波を二次元走査して得られたエコーデータに基づいて作成されたリアルタイムの超音波画像と、前記第二の三次元データに基づいて作成された画像であって、前記リアルタイムの超音波画像と被検体において同一断面の画像とを同一画面に表示させる画像表示制御部と、を備え、前記第一の三次元データ及び前記第二の三次元データは、前記位置検出部によって検出された第一の位置情報を有し、前記画像表示制御部は、前記第一の位置情報と、前記位置検出部によって検出されたリアルタイムの超音波プローブの位置情報である第二の位置情報とに基づいて、前記第二の三次元データにおいて前記リアルタイムの超音波画像と被検体において同一断面を特定し、前記リアルタイムの超音波画像と前記第二の三次元データに基づいて作成された画像とを表示させることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【発明の効果】

【0008】

上記観点の発明によれば、前記組織性状解析部が、前記第一の三次元データを構成するデータのうち、前記演算を行なう対象のデータの前記三次元空間における位置と三次元的な位置関係を有するデータを選択して組織性状を解析する演算を行なって、前記第二の三次元データを作成する。これにより、二次元の情報のみではなく三次元の情報を用いた組織性状解析の演算が行われるので、組織性状解析の精度を向上させることができる。そして、前記画像表示制御部が、エコーデータに基づいて作成されたリアルタイムの超音波画像と、前記第二の三次元データに基づいて作成された画像であって、前記リアルタイムの超音波画像と被検体において同一断面の画像とを同一画面に表示させるので、ユーザーは、精度が向上した解析結果を反映した画像を、リアルタイムの超音波画像とともに観察することができる。

20

【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処理部の構成を示すブロック図である。

【図3】制御部によって実行される機能の一部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。

30

【図5】第一の三次元データを構成するデータに基づく第二の三次元データの作成を説明する図である。

【図6】リアルタイムのBモード画像と第二の三次元データに基づいて作成されたカラー画像とが並んだ状態で表示された表示デバイスを示す図である。

【図7】リアルタイムのBモード画像と第二の三次元データに基づいて作成されたカラー画像とが重畳された状態で表示された表示デバイスを示す図である。

【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図面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、制御部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（computer）としての構成を備えている。

40

【0011】

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。

【0012】

超音波プローブ2は、例えば超音波振動子が、一方向（アジマス（azimuth）方向）のみに配列された1Dアレイの超音波プローブである。また、超音波プローブ2には

50

、1Dアレイの超音波プローブのほか、1.5Dアレイや、1.75Dアレイの超音波プローブのように、被検体における一断面における超音波の走査を行なう超音波プローブが含まれる。また、超音波プローブ2は、アジマス方向に配列された超音波振動子を、アジマス方向と直交する方向（エレベーション方向）に機械的に移動させるメカニカル3Dプローブであってもよい。

#### 【0013】

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10が設けられている。この磁気センサ10により、例えば三次元空間に設置された磁気発生部11から発生する磁気を検出されるようになっている。磁気発生部11は、例えば磁気発生コイルで構成される。磁気センサ10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10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。磁気発生部11及び磁気センサ10は、後述のように超音波プローブ2の位置を検出するために設けられている。磁気センサ10は、本発明における位置センサの実施の形態の一例である。

10

#### 【0014】

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、制御部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

#### 【0015】

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。

#### 【0016】

表示処理部5は、図2に示すように、位置算出部51及び画像表示制御部52を有する。位置算出部51は、磁気センサ10からの磁気検出信号に基づいて、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超音波プローブ2の位置を算出する。位置算出部51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

#### 【0017】

算出部51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51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。また、磁気発生部11を原点とする三次元空間の座標系は、本発明において、所定の点を原点とする座標系の実施の形態の一例である。

#### 【0018】

画像表示制御部52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(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、超音波画像データ作成部52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。

40

#### 【0019】

画像表示制御部52は、超音波画像データに基づいて表示デバイス6に超音波画像を表示させる。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。Bモード画像は、本発明における超音波画像及び被検体の組織構造情報を含む断層像の実施の形態の一例である。

#### 【0020】

また、画像表示制御部52は、後述の組織性状解析部81によって作成された第二の三次元データに基づくカラー画像を表示デバイス6に表示させる。詳細は後述する。画像表示制御部52は、本発明における画像表示制御部の実施の形態の一例である。また、画像表示制御部52の機能は、本発明における画像表示制御機能の実施の形態の一例である。

50

## 【0021】

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。

## 【0022】

操作デバイス7は、操作者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。

## 【0023】

制御部8は、CPU(Central Processing Unit)等のプロセッサである。制御部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、制御部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。

10

## 【0024】

制御部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。

## 【0025】

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。

20

## 【0026】

また、制御部8は、図3に示す組織性状解析部81の機能をプログラムによって実行する。詳細は後述する。組織性状解析部81は、本発明における組織性状解析部の実施の形態の一例である。また、組織性状解析部81の機能は、本発明における組織性状解析機能の実施の形態の一例である。

## 【0027】

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。

30

## 【0028】

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

## 【0029】

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やDVD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、ユーザーは、磁気発生部11を原点とする三次元空間の被検体に対して、超音波プローブ2によってBモード用の超音波の走査を行なう。このステップS1では、超音波プローブ2により、超音波の三次元走査が行われる。そして、得られた超音波のエコー信号に基づいて、三次元的な位置関係にある複数の断面のBモードデータが作成される。この複数の断面のBモードデータを、第一の三次元データというものとする。

## 【0031】

第一の三次元データは、メモリ等の記憶デバイス9に記憶される。第一の三次元データ

50

は、位置算出部 5 1 で算出された超音波プローブ 2 の位置情報とともに記憶デバイス 9 に記憶される。超音波プローブ 2 の位置情報は、第一の三次元データが得られた時の超音波プローブ 2 の位置情報である。例えば、超音波プローブ 2 の位置情報は、複数の断面の B モードデータの各々についてベクトルの情報として記憶されてもよい。第一の三次元データとともに記憶される超音波プローブ 2 の位置情報は、本発明における第一の位置情報の実施の形態の一例である。

【 0 0 3 2 】

次に、ステップ S 2 では、組織性状解析部 8 1 は、第一の三次元データを構成するデータの各々に対して被検体の組織性状を解析する演算を行なって、第一の三次元データの解析結果である第二の三次元データを作成する。組織性状解析部 8 1 は、前記第一の三次元データを構成するデータのうち、前記演算を行なう対象のデータの前記三次元空間における位置と、この三次元空間において三次元的な位置関係を有するデータを含むデータを選択して前記演算を行なって前記第二の三次元データを作成する。

10

【 0 0 3 3 】

上述において、前記演算を行なう対象のデータの前記三次元空間における位置とは、前記三次元空間において、前記演算を行なう対象のデータと対応する部分（データが取得された部分）を意味する。また、上述において、前記演算を行なう対象のデータの前記三次元空間における位置と三次元空間において三次元的な位置関係を有するデータとは、前記三次元空間において、演算を行なう対象のデータと対応する部分と、三次元的な位置関係を有する部分に対応するデータを意味する。

20

【 0 0 3 4 】

具体的に図 5 を参照して第二の三次元データの作成について説明する。図 5 に示された第一のデータ D 1 及び複数の第二のデータ D 2 は、第一の三次元データの一部を構成するデータである。図 5 において、磁気発生部 1 1 を原点とする三次元空間（XYZ 空間）で、星印によって示された第一のデータ D 1 は、前記三次元空間において第一のデータと対応する部分である。実際には、前記三次元空間に第一のデータ D 1 が存在しているわけではないが、図 5 では、説明の便宜上、前記三次元空間に第一のデータ D 1 が存在しているように図示した。

【 0 0 3 5 】

同様に、図 5 において、前記三次元空間で、点によって示された第二のデータ D 2 は、前記三次元空間において第二のデータと対応する部分である。実際には、前記三次元空間に第二のデータ D 2 が存在しているわけではないが、図 5 では、説明の便宜上、前記三次元空間に第二のデータ D 2 が存在しているように図示した。

30

【 0 0 3 6 】

第一のデータ D 1 は、組織性状を解析する演算の対象となるデータである。第二のデータ D 2 は、第一の三次元データを構成するデータのうち、第一のデータ D 1 に対する組織性状を解析する演算において用いられるデータである。

【 0 0 3 7 】

第二のデータ D 2 は、第一のデータ D 1 の周囲に位置し、この第一のデータの前記三次元空間における位置と、この三次元空間において三次元的な位置関係を有するデータを含む。三次元的な位置関係とは、第二のデータ D 2 が、第一のデータ D 1 とは異なる断面に含まれることを意味する。具体的には、第二のデータ D 2 には、第一のデータ D 1 が含まれる断面 P 1 とは異なる断面 P 2 , P 3 における第二のデータ D 2 - 2 , D 2 - 3 が含まれる。また、第二のデータ D 2 には、第一のデータ D 1 が含まれる断面 P 1 と同一断面における第二のデータ D 2 - 1 が含まれる。

40

【 0 0 3 8 】

組織性状解析部 8 1 は、第一のデータ D 1 のほか、第二のデータ D 2（第二のデータ D 2 - 1 , D 2 - 2 , D 2 - 3）を用いて第一のデータ D 1 に対する組織性状解析の演算を行なう。従って、第一のデータ D 1 と三次元的な位置関係の第二のデータ D 2 - 2 , D 2 - 3 を含む第二のデータ D 2 を用いて第一のデータ D 1 の組織性状解析が行なわれること

50

になる。これにより、断面 P 2 と断面 P 3 の間の三次元領域 R の情報に基づいた組織性状解析を行なうことができるので、第一のデータ D 1 の解析結果として、精度がより向上した解析結果を得ることができる。

【 0 0 3 9 】

組織性状解析部 8 1 は、第一の三次元データを構成する他のデータの各々に対しても、同様にして組織性状を解析する演算を行なう。組織性状を解析する演算は、例えば肝臓の線維化や生体組織における脂肪量を定量化する演算である。このような組織性状を解析する演算としては、公知の手法が用いられ、例えば C F A R ( C o n t r a s t F a l s e A l a r m R a t i o ) の手法などが用いられる。

【 0 0 4 0 】

前記組織性状を解析する演算により、第二の三次元データが得られる。組織性状解析部 8 1 は、第二の三次元データに対し補間演算を行なって、補間済みの第二の三次元データを作成してもよい。

【 0 0 4 1 】

第二の三次元データは、第一の三次元データとともに記憶された位置情報とともに、メモリ等の記憶デバイス 9 に記憶される。このように、第二の三次元データの位置情報は、第一の三次元データの位置情報と同一の情報（複数の断面の各々についての位置情報）であってもよい。また、第二の三次元データの位置情報は、第一の三次元データの位置情報である複数のベクトルの情報から特定された一つのベクトルの情報であってもよい。第二の三次元データの位置情報は、本発明における第一の位置情報の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 2 】

次に、ステップ S 3 では、ユーザーは、前記三次元空間における被検体に対して再び B モード画像用の超音波の走査を開始する。超音波の走査は二次元走査である。このステップ S 3 において超音波の走査が行われる被検体は、ステップ S 1 において第一の三次元データが得られた時の位置と同じ位置であるものとする。

【 0 0 4 3 】

超音波の走査が開始されると、画像表示制御部 5 2 は、図 6 に示すように、リアルタイムの B モード画像 B I と第二の三次元データに基づいて作成されたカラー画像 C I とを表示デバイス 6 に表示させる。B モード画像 B I とカラー画像 C I は、並んだ状態で同一画面に表示される。画像表示制御部 5 2 は、カラー画像 C I の背景に、第一の三次元データに基づく B モード画像 B I を重畳して表示させてもよい。

【 0 0 4 4 】

また、B モード画像 B I とカラー画像 C I は、被検体において同一の断面についての画像である。画像表示制御部 5 2 は、位置算出部 5 1 によって算出された前記三次元空間におけるリアルタイムの超音波プローブ 2 の位置情報、すなわちリアルタイムの B モード画像を作成するためのエコーデータが得られた時の超音波プローブ 2 の位置情報と、前記第二の三次元データの位置情報に基づいて、被検体において同一の断面の B モード画像 B I とカラー画像 C I を表示させる。より詳細には、画像表示制御部 5 2 は、前記第二の三次元データの位置情報及びリアルタイムの超音波プローブの位置情報に基づいて、リアルタイムの B モード画像 B I の断面と前記三次元空間において同一の位置を前記第二の三次元データにおいて特定し、被検体において同一の断面の B モード画像 B I とカラー画像 C I を表示させる。リアルタイムの超音波プローブ 2 の位置情報は、本発明における第二の位置情報の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 5 】

画像表示制御部 5 2 は、上述のようにリアルタイムの B モード画像 B I と被検体において同一の断面のデータを第二の三次元データにおいて特定すると、特定されたデータに基づいて、そのデータ値に応じた色の情報を有するカラー画像 C I の画像データを作成する。そして、画像表示制御部 5 2 は、この画像データに基づいて、第二の三次元データのデータ値に応じた色を有するカラー画像 C I を表示させる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 6 】

以上説明した本例によれば、カラー画像C Iは、前記ステップS 2において、二次元の情報だけではなく三次元の情報を用いて行われた解析に基づく画像であるので、組織性状をより正確に反映した画像を表示させることができる。ユーザーは、カラー画像C Iを観察することにより、線維化や脂肪量の観点において注目すべき部分を特定することができる。

## 【 0 0 4 7 】

また、Bモード画像B Iは、カラー画像C Iと比較して分解能が良好であり、詳細な組織構造を把握することができる画像である。従って、カラー画像C Iと並んだ状態で、被検体において同一の断面のリアルタイムのBモード画像B Iが表示されるので、カラー画像において特定された上述の注目すべき部分との関係で、詳細な組織構造を把握することができる。これにより、診断能を向上させることができる。さらに、カラー画像C Iと並んだ状態で表示されるBモード画像B Iは、リアルタイムの画像であるため、被検体が息止めした状態の画像を表示することができるなど、より詳細な検査が可能となり、診断能を向上させることができる。

10

## 【 0 0 4 8 】

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、図7に示すように、リアルタイムのBモード画像B I及びカラー画像C Iは、重畳された状態で表示されてもよい。この場合、第一の三次元データに基づく背景のBモード画像B Iは表示されなくてもよい。

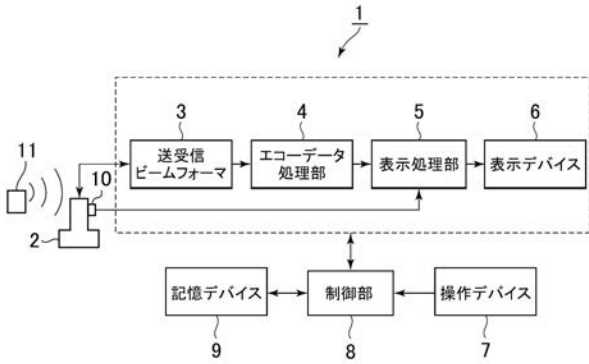
20

## 【 符号の説明 】

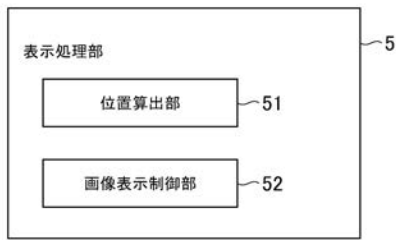
## 【 0 0 4 9 】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 9 記憶デバイス
- 10 磁気センサ
- 51 位置算出部
- 52 画像表示制御部
- 81 組織性状解析部

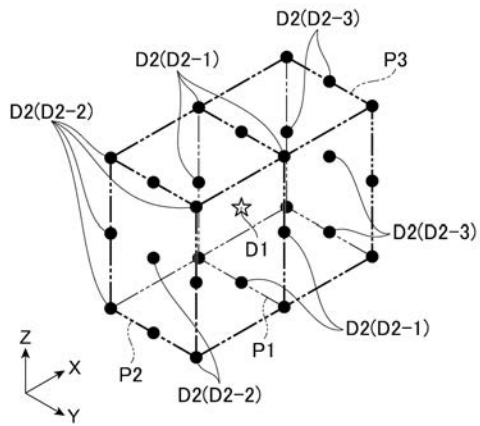
【 図 1 】



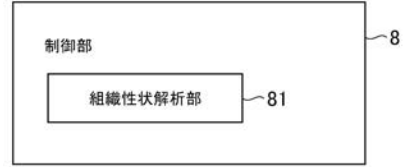
【 図 2 】



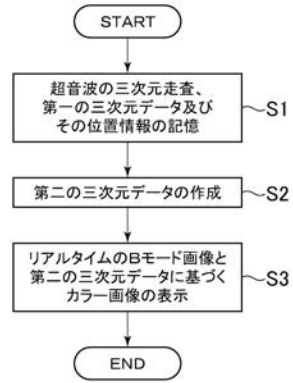
【 図 5 】



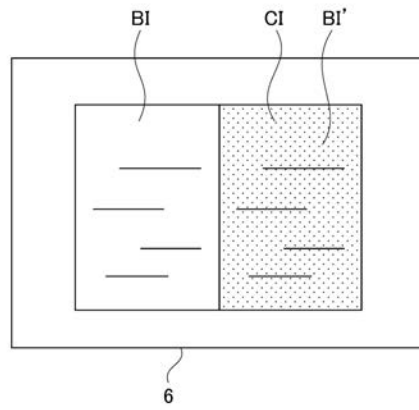
【 図 3 】



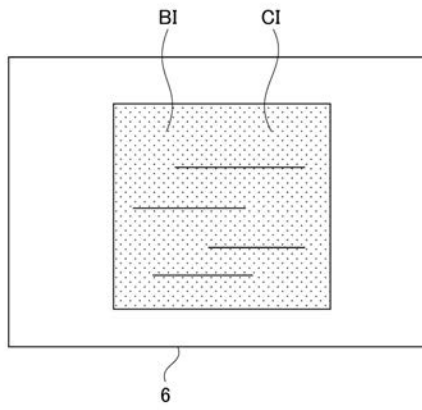
【 図 4 】



【 図 6 】



【 図 7 】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100113974

弁理士 田中 拓人

(74)代理人 100115462

弁理士 小島 猛

(74)代理人 100151286

弁理士 澤木 亮一

(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 DD18 GA18 GA25 JC21 JC33 KK02 KK24 KK25

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2017093930A</a>	公开(公告)日	2017-06-01
申请号	JP2015231223	申请日	2015-11-27
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	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD18 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC21 4C601/JC33 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK25		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人 小岛 猛		
其他公开文献	JP6609173B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够观察反映分析结果的图像的超声诊断设备，其具有改进的精度以及实时超声图像。一种超声波诊断装置中，构成第一三维数据的数据中，具有用于执行组织表征的操作在对象数据D1的三维空间中的位置和三维位置关系的数据选择包括D2的数据并执行计算以分析第一三维数据创建所述第二三维数据的结果和组织表征的部分是一个实时基于由超声波探头扫描该超声波二维得到的回波数据的超声波图像创建基于所述第二三维数据创建的图像，即所述实时以及图像显示控制单元，用于在同一屏幕上显示对象的超声图像和对象中相同横截面的图像。

