

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6203609号
(P6203609)

(45) 発行日 平成29年9月27日(2017.9.27)

(24) 登録日 平成29年9月8日(2017.9.8)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 6 (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2013-240868 (P2013-240868) (22) 出願日 平成25年11月21日(2013.11.21) (65) 公開番号 特開2015-100399 (P2015-100399A) (43) 公開日 平成27年6月4日(2015.6.4) 審査請求日 平成28年11月17日(2016.11.17)</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・プールバード、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 森口 正治</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

所定の座標空間における被検体のある断面に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブと、

前記所定の座標空間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取得されたエコー信号に基づく複数断面の超音波画像において、所望の部分を示す入力を実行者が行なう入力部と、

前記所定の座標空間において前記所望の部分と対応する部分の位置情報であって、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に基づいて特定された位置情報を記憶する記憶部と、

造影剤が投与された前記被検体に対して、前記超音波プローブにより超音波が送受信されて得られたエコー信号に基づくデータの位置情報であって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に基づいて特定された前記座標空間における位置情報と、前記記憶部に記憶された位置情報とに基づいて、前記所望の部分を含む断面又は該所望の部分から所定の距離の範囲内に位置する部分を含む断面における前記エコー信号に基づくデータを特定し、該データの所定領域についての信号強度の時間変化曲線を作成する時間変化曲線作成部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記入力部により、前記所望の部分として前記超音波画像において関心領域が指示され

前記時間変化曲線作成部は、前記エコー信号に基づくデータの位置情報と、前記記憶部に記憶された前記関心領域と前記座標空間において対応する部分の位置情報とに基づいて、前記座標空間における関心領域を含む断面についての前記エコー信号に基づくデータを特定して、該データに基づいて前記関心領域についての時間変化曲線を作成する

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】

前記入力部により、前記所望の部分として前記超音波画像において点が指示され、

前記時間変化曲線作成部は、前記エコー信号に基づくデータの位置情報と、前記記憶部に記憶された前記点と前記座標空間において対応する点の位置情報とに基づいて、前記座標空間における点を含む断面又は該座標空間における点から前記所定の距離の範囲内に含まれる断面についての前記エコー信号に基づくデータを特定して、該データに基づいて前記所定領域における信号強度の時間変化曲線を作成する

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 4】

前記エコー信号に基づくデータが、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に基づいて特定される前記座標空間における位置情報とともに記憶される記憶部を備え、

前記時間変化曲線作成部は、前記記憶部に記憶されたデータに基づいて前記時間変化曲線の作成を行なう

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】

前記時間変化曲線作成部は、前記時間変化曲線の欠落部を補間して、補間済時間変化曲線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】

前記超音波プローブによる超音波の送受信面と、前記所望の部分との距離を示すインジケータを前記超音波画像に表示させるインジケータ表示制御部を備え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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、造影剤が投与された被検体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の信号強度の時間変化曲線を作成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置を用いて行われる造影検査では、腫瘍などに設定された関心領域と周囲の組織とで、血流に乗って流入する造影剤のエコー信号強度を比較することにより、血流量や、血流速度が正常であるか異常であるかを把握することができる。これにより、腫瘍の良悪性診断や悪性度の定量化などが可能となる。

【0003】

より詳細な造影検査のために、血流量や血流速度の詳細を定量化することも行われる。この場合、エコー信号の信号強度の時間変化曲線 (Time Intensity Curve: TIC) が用いられることがある (例えば、特許文献 1 参照)。この TIC は、超音波画像において設定された関心領域についての平均信号強度を縦軸とし、時間を横軸としたグラフ (graph) である。

【0004】

TIC は、所要時間の観察を必要とする。従って、操作者は、造影剤が投与された被検体における TIC の観察断面において超音波プローブを所定時間固定した状態で超音波の送受信を行ない、得られたエコー信号に基づいて作成される TIC の観察を行なう。観察断面が異なる場合は、被検体に対して造影剤が再投与され、再度エコー信号が取得されて

10

20

30

40

50

T I C の観察が行われる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2013-94292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、T I C の観察断面が異なるごとに、上述のように造影剤を投与することは、コスト増になる。また、ある観察断面におけるT I C の観察が行われた後に、造影剤を再投与するまでには、時間を空ける必要があり、T I C の観察時間も含めれば、複数回の造影剤を投与してのT I C の観察は、時間がかかる。

10

【0007】

例えば、二次元マトリクスアレイ(2Dアレイ)の超音波プローブを用い、三次元領域において超音波の送受信を行なって、エコーデータを取得すれば、造影剤の再投与を行わずに、複数の観察断面について、T I C の観察が可能である。しかし、二次元マトリクスアレイの超音波プローブは、被検体のある断面に対して超音波の送受信を行なう1Dアレイ等の超音波プローブと比較して画質が劣り、また振動子開口がより大きくなるために操作性や被検体への密着性が低下するといった課題がある。

【0008】

20

そこで、二次元マトリクスアレイを用いずに、複数回の造影剤の投与を行なうことなく、複数断面におけるT I C の観察を可能とする超音波診断装置が望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

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、所定の座標空間における被検体のある断面に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブと、前記所定の座標空間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取得されたエコー信号に基づく複数断面の超音波画像において、所望の部分を指示する入力を操作者が行なう入力部と、前記所定の座標空間において前記所望の部分と対応する部分の位置情報であって、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に基づいて特定された位置情報を記憶する記憶部と、造影剤が投与された前記被検体に対して、前記超音波プローブにより超音波が送受信されて得られたエコー信号に基づくデータの位置情報であって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に基づいて特定された前記座標空間における位置情報と、前記記憶部に記憶された位置情報とに基づいて、前記所望の部分を含む断面又は該所望の部分から所定の距離の範囲内に位置する部分を含む断面における前記エコー信号に基づくデータを特定し、該データの所定領域についての信号強度の時間変化曲線を作成する時間変化曲線作成部と、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】

【0010】

40

上記一の観点の発明によれば、前記複数断面の超音波画像において操作者によって指示された所望の部分を含む断面又は該所望の部分から所定の距離の範囲内に位置する部分を含む断面における前記エコー信号に基づくデータの所定領域についての信号強度の時間変化曲線が作成されるので、複数断面についての前記時間変化曲線の観察を、一回の造影剤の投与で行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【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制御部の構成を示すブロック図であ

50

る。

【図 3】第一実施形態におけるエコー信号の取得の作用を示すフローチャートである。

【図 4】被検体において超音波の送受信が行われる異なる二つの断面を示す説明図である。

【図 5】ある断面における B モード画像に、関心領域が設定された状態の表示部を示す図である。

【図 6】図 5 とは異なる他の断面における B モード画像に、関心領域が設定された状態の表示部を示す図である。

【図 7】被検体の体表面における超音波プローブの位置の時間変化を示す図である。

【図 8】時間変化曲線の作成の作用を示すフローチャートである。

【図 9】造影画像が表示された表示部を示す図である。

【図 10】時間変化曲線の一例を示す図である。

【図 11】補間済時間変化曲線の一例を示す図である。

【図 12】造影画像とともに補間済時間変化曲線が表示された表示部を示す図である。

【図 13】記憶部に記憶された全てのデータに基づいて作成されたある関心領域についての時間変化曲線の一例を示す図である。

【図 14】第一実施形態の変形例において、インジケータが表示された表示部を示す図である。

【図 15】第一実施形態の変形例において、インジケータが表示された表示部を示す図である。

【図 16】第二実施形態におけるエコー信号の取得の作用を示すフローチャートである。

【図 17】B モード画像において操作者によって指示された点が表示された状態の表示部を示す図である。

【図 18】B モード画像において操作者によって指示された二つの点が表示された状態の表示部を示す図である。

【図 19】関心領域が設定された表示部を示す図である。

【図 20】操作者によって指示された点に基づいて設定された球に、記憶部に記憶されたデータが取得された断面が含まれている状態を示す説明図である。

【図 21】第三実施形態におけるエコー信号の取得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】

【0012】

以下、本発明の実施形態について説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について説明する。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、表示制御部 5、表示部 6、操作部 7、制御部 8、記憶部 9 を備える。

【0013】

前記超音波プローブ 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。この超音波プローブ 2 は、1Dアレイプローブ、1.5Dアレイプローブなど、ある断面における超音波の送受信を行なう超音波プローブである。

【0014】

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。

【0015】

10

20

30

40

50

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、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。

【0016】

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処理を行なう。例えば、前記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。また、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、被検体に投与された造影剤が強調された造影画像を作成するための処理を行なって造影データを作成する。例えば、前記エコーデータ処理部4は、エコー信号の高調波成分を抽出するためのフィルタ処理を行なう。前記エコーデータ処理部4は、パルスインバージョン(Pulse Inversion)法によって造影剤からのエコー信号を抽出する処理を行なってもよい。また、前記エコーデータ処理部4は、異なる振幅の超音波を送信して得られたエコー信号に基づくエコーデータを減算して造影剤からの信号成分を抽出する処理(振幅変調法: Amplitude Modulation)を行なってもよい。

10

【0017】

前記表示制御部5は、図2に示すように、位置算出部51、表示画像制御部52、指示部分設定部53、時間変化曲線作成部54を有する。前記位置算出部51は、前記磁気センサ10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11を原点とする座標空間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51は、前記プローブ位置情報に基づいてエコーデータの前記座標空間における位置情報(超音波画像の位置情報)を算出する。

20

【0018】

前記磁気発生部11を原点とする座標空間は、本発明における所定の座標空間の実施の形態の一例である。また、前記位置算出部51及び前記磁気センサ10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。

30

【0019】

前記表示画像制御部52は、前記エコーデータ処理部4から入力されたローデータ(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。前記ローデータが前記Bモードデータである場合、前記超音波画像データとして、Bモード画像データが作成される。また、前記ローデータが前記造影データである場合、前記超音波画像データとして、造影画像データが作成される。

【0020】

ちなみに、前記ローデータ及び前記超音波画像データは、本発明におけるエコー信号に基づくデータの概念に含まれる

40

【0021】

また、前記表示画像制御部52は、前記超音波画像データに基づく超音波画像、すなわち前記Bモード画像データに基づくBモード画像や、前記造影画像データに基づく造影画像を、前記表示部6に表示させる。

【0022】

前記指示部分設定部53は、前記表示部6に表示された超音波画像において、操作者が前記操作部7を用いて所望の部分を指示すると、指示された部分の前記座標空間における座標情報を前記記憶部9に記憶する。

【0023】

前記時間変化曲線作成部54は、後述するように、造影画像に設定された関心領域にお

50

ける信号強度の時間変化曲線(TIC)を作成し、前記表示部6に表示させる。

【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。前記操作部7は、本発明における入力部の実施の形態の一例である。

【0025】

前記制御部8は、特に図示しないがCPU(Central Processing Unit)を有して構成される。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。

10

【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。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。

【0027】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について説明する。まず、被検体におけるエコー信号の取得について、図3のフローチャートに基づいて説明する。ステップS1では、操作者は、前記超音波プローブ2によって被検体に対する超音波の送受信を開始してエコー信号を取得し、このエコー信号に基づくBモード画像を前記表示部6に表示させる。

20

【0028】

次に、ステップS2では、操作者は、前記操作部7を用いて、Bモード画像に関心領域を設定する。前記指示部分設定部52は、前記操作部7における前記関心領域Rを設定する入力に基づいて、前記Bモード画像に前記関心領域を設定し、前記Bモード画像における位置情報を前記記憶部9に記憶する。ただし、この位置情報は、前記表示部6に表示されるBモード画像以外の超音波画像(例えば後述の造影画像)における位置情報でもある。

【0029】

また、前記指示部分設定部52は、前記座標空間において前記関心領域と対応する領域の位置情報を特定してこれを前記記憶部9に記憶する。従って、前記座標空間にも関心領域が設定される。

30

【0030】

より詳細に説明すると、前記関心領域は、操作者が後述の時間変化曲線を観察したい領域に設定される。また、前記関心領域は、複数の断面について設定される。本例では、操作者は、図4に示すように、被検体Pにおける異なる断面D1及び断面D2の各々において前記超音波プローブ2による超音波の送受信を行ない、各々の断面について前記関心領域を設定する。具体的には、図5に示すように、前記断面D1におけるBモード画像BI1において、関心領域R1が設定される。また、図6に示すように、前記断面D2におけるBモード画像BI2において、関心領域R2が設定される。前記記憶部9には、前記Bモード画像BI1における前記関心領域R1の位置情報及び前記Bモード画像BI2における前記関心領域R2の位置情報が記憶される。前記関心領域R1, R2は、本発明における所望の部分の実施の形態の一例であり、本発明における所定領域の実施の形態の一例である。

40

【0031】

また、前記座標空間において、前記関心領域R1, R2に対応する領域の位置情報が前記記憶部9に記憶される。前記座標空間において前記関心領域R1に対応する領域を関心領域Rr1とし、前記座標空間において前記関心領域R2に対応する領域を関心領域Rr2とする。すなわち、前記記憶部9には、前記関心領域のRr1, Rr2の位置情報が記憶される。前記関心領域Rr1, Rr2の位置情報は、前記位置算出部51によって算出

50

される前記エコーデータの前記座標空間における位置情報に基づいて特定される。前記関
心領域 R_{r1} , R_{r2} の位置情報は、本発明において記憶部に記憶される位置情報の実施
の形態の一例である。

【0032】

次に、ステップ S_3 では、被検体 P に対して造影剤の投与が行われる。このステップ S_3
において造影剤の投与が行われると、ステップ S_4 において、操作者は前記超音波プロ
ープ 2 による超音波の送受信を行ない、エコー信号を取得する。操作者は、前記断面 D_1
に設定された前記関心領域 R_{r1} と、前記断面 D_2 に設定された前記関心領域 R_{r2} とが
、超音波の送受信面に含まれるように、前記超音波プローブ 2 を位置させる。

【0033】

例えば、操作者は、図 7 に示すように、断面 D_1 と断面 D_2 の間を往復するように前記
超音波プローブ 2 を動かしながら超音波の送受信を行なう。図 7 では横軸が時間、縦軸が
被検体 P の体表面における位置を示しており、符号 L は前記超音波プローブの軌跡を示し
ている。前記超音波プローブ 2 は、破線で示された断面 D_1 と断面 D_2 の間を往復する。
この図 7 に示されているように、前記超音波プローブ 2 が前記断面 D_1 に留まる期間 t_{d1}
の長さ、前記超音波プローブ 2 が前記断面 D_2 に留まる期間 t_{d2} の長さは、異なっ
ていてもよい。また、期間 t_{d1} の各々の長さが異なってもよく、期間 t_{d2} の各々
の長さが異なってもよい。

【0034】

このように、前記超音波プローブ 2 が前記断面 D_1 と前記断面 D_2 の間を往復しながら
取得されたエコー信号に基づくデータは、前記記憶部 9 に記憶される。この記憶部 9 に記
憶されるデータは、前記エコーデータ処理部 4 によって作成された造影データであっても
よい。前記データは、前記座標空間における位置情報とともに、前記記憶部 9 に記憶され
る。前記データの位置情報は、前記位置算出部 5 1 によって算出された位置情報である。
エコーデータが記憶されると処理が終了する。

【0035】

次に、得られたデータに基づく時間変化曲線 (TIC) の作成について、図 8 のフロー
チャートに基づいて説明する。まず、ステップ S_{11} では、操作者は時間変化曲線の作成
を開始する入力を前記操作部 7 において行なう。このステップ S_{11} において操作者によ
る入力が行われると、ステップ S_{12} では、前記時間変化曲線作成部 5 4 は、前記記憶部
9 に記憶されたデータに基づいて、時間変化曲線を作成し、これを前記表示部 6 に表示す
る。

【0036】

このステップ S_{12} では、前記表示画像制御部 5 2 が、図 9 に示すように、造影データ
に基づく造影画像 CI を前記表示部 6 に表示させてもよい。前記記憶部 9 に造影データが
記憶されている場合、この造影データに基づく造影画像 CI が表示される。一方、前記記
憶部 9 に記憶されているデータが、前記造影データが作成される前のエコーデータである
場合、前記エコーデータ処理部 4 によって造影データが作成される。

【0037】

前記時間変化曲線の作成について具体的に説明する。前記時間変化曲線作成部 5 4 は、
前記記憶部 9 に記憶された前記造影データのうち、前記断面 D_1 , D_2 についての造影デ
ータを用いて、前記超音波画像に設定された関心領域 R_1 , R_2 における造影データの信
号強度の時間変化を示す前記時間変化曲線を作成する。前記造影データの信号強度は、前
記関心領域 R_1 , R_2 の各々における平均の信号強度である。

【0038】

前記時間変化曲線作成部 5 4 は、前記時間変化曲線を作成する時に、前記記憶部 9 に記
憶されたデータの位置情報と、前記記憶部 9 に記憶された前記関心領域 R_1 , R_2 , R_{r1}
 R_{r2} の位置情報を用いる。具体的に述べると、前記時間変化曲線作成部 5 4 は、前
記記憶部 9 に記憶されたデータの位置情報と、前記記憶部 9 に記憶された前記座標空間に
おける前記関心領域 R_{r1} , R_{r2} の位置情報に基づいて、前記座標空間に設定された関

10

20

30

40

50

心領域 R_{r1} , R_{r2} を含む断面 D_1 , D_2 についての造影データ CD_1 , CD_2 を特定する。そして、前記時間変化曲線作成部 54 は、前記造影データ CD_1 , CD_2 のうち、前記超音波画像に設定された関心領域 R_1 , R_2 の位置のデータを抽出して、このデータに基づいて前記時間変化曲線を作成する。

【0039】

時間変化曲線の一例を図 10 に示す。この図 10 において、時間変化曲線 T_1 は、前記関心領域 R_1 についての時間変化曲線であり、時間変化曲線 T_2 は、前記関心領域 R_2 についての時間変化曲線である。前記時間変化曲線 T_1 は、図 7 に示す前記期間 t_{d1} において得られる。従って、前記時間変化曲線 T_1 は、前記期間 t_{d1} のみにおける間欠的な時間変化曲線である。また、前記時間変化曲線 T_2 は、図 7 に示す前記期間 t_{d2} において得られる。従って、前記時間変化曲線 T_2 は、前記期間 t_{d2} のみにおける間欠的な時間変化曲線である。

10

【0040】

ちなみに、図 10 における破線部分は、時間変化曲線 T_1 , T_2 の欠落部分を示している。

【0041】

前記時間変化曲線作成部 54 は、前記時間変化曲線 T_1 , T_2 に対して欠落部分を補う補間処理を行ない、図 11 に示すように補間済時間変化曲線 T_{i1} , T_{i2} を作成する。補間処理としては、例えば直線補間、スプライン補間などが挙げられる。また、ガンマ曲線補間などフィッティング法が用いてもよい。

20

【0042】

前記時間変化曲線作成部 54 は、図 12 に示すように、前記造影画像 CI とともに、前記補間済時間変化曲線 T_{i1} , T_{i2} を前記表示部 6 に表示させる。これにより、操作者は、前記断面 D_1 における前記関心領域 R_1 の信号強度の時間変化と、前記断面 D_2 における前記関心領域 R_2 の信号強度の時間変化を、一回の造影剤の投与で知ることができる。

【0043】

また、特に図示しないが、前記時間変化曲線作成部 54 は、補間前の前記時間変化曲線 T_1 , T_2 を前記表示部 6 に表示させてもよい。これにより、造影剤投与前と、造影剤投与後の所定のタイミングにおける信号強度を知ることができ、診断に役立てることができる。この場合、信号強度を知りたいタイミングで、前記関心領域 R_{r1} , R_{r2} を含む断面における超音波の送受信が行われることが好ましい。

30

【0044】

ここで、前記記憶部 9 に記憶された全てのデータ、すなわち前記断面 D_1 、前記断面 D_2 及びこれら断面 D_1 , D_2 の間の領域において取得されたデータに基づいて、時間変化曲線が作成された場合について、本例との比較のため説明する。図 13 に示された時間変化曲線 T は、前記造影画像 CI における前記関心領域 R_1 の信号強度の時間変化曲線の一例である。この時間変化曲線 T は、前記断面 D_1 における前記関心領域 R_1 の造影データの信号強度の時間変化のほか、他の部分における前記関心領域 R_1 の造影データの信号強度の時間変化を含んでいる。従って、この時間変化曲線 T を見ても、前記断面 D_1 における前記関心領域 R_1 の造影データの信号強度の時間変化を知ることが困難である。

40

【0045】

一方、本例によれば、上述のように、他の部分を除いた前記断面 D_1 , D_2 のみにおける関心領域 R_1 , R_2 の造影データの信号強度の時間変化を知ることができる。

【0046】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。図 14 に示すように、前記表示画像制御部 52 は、前記表示部 6 にインジケータ I_{n1} , I_{n2} を表示させてもよい。例えば、前記インジケータ I_{n1} , I_{n2} は、造影画像 CI に表示される。

【0047】

前記インジケータ I_{n1} は、前記座標空間に設定された前記関心領域 R_{r1} と前記超音

50

波プローブ2による超音波の送受信面との距離 d_1 、又は前記関心領域 R_{r1} 内の任意の点と前記超音波プローブ2による超音波の送受信面との距離 d_1 を示す。また、前記インジケータ I_{n2} は、前記座標空間に設定された前記関心領域 R_{r2} と前記超音波プローブ2による超音波の送受信面との距離 d_2 、又は前記関心領域 R_{r2} 内の任意の点と前記超音波プローブ2による超音波の送受信面との距離 d_2 を示す。

【0048】

前記インジケータ I_{n1} 、 I_{n2} は、前記距離 d_1 、 d_1 、 d_2 、 d_2 に応じた面積の四角形である。ただし、前記距離 d_1 、 d_1 、 d_2 、 d_2 が零である場合、前記インジケータ I_{n1} 、 I_{n2} は、「+」になる。図15では、前記インジケータ I_{n1} が「+」で表示された状態が示されている。

10

【0049】

前記表示画像制御部52は、前記位置算出部51によって算出される超音波の送受信面の位置情報と、前記記憶部9に記憶された前記関心領域 R_{r1} 、 R_{r2} の位置情報とに基づいて、前記距離 d_1 、 d_1 、 d_2 、 d_2 を算出し、前記インジケータ I_{n1} 、 I_{n2} を表示する。前記表示画像制御部52は、本発明におけるインジケータ表示制御部の実施の形態の一例である。

【0050】

前記インジケータ I_{n1} 、 I_{n2} が、リアルタイムの造影画像 CI に表示されることにより、操作者は、前記ステップS4において、前記断面 D_1 、 D_2 を含むように容易に超音波の送受信を行なうことができる

20

【0051】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。この第二実施形態では、第一実施形態とはエコー信号の取得時の作用が異なっている。図16のフローチャートに基づいて本例の作用を説明する。

【0052】

図16のフローチャートは、第一実施形態の図3のフローチャートとは、ステップS1の後のステップS2の処理が異なっている。具体的には、このステップS2において、図17に示すように、操作者は、前記操作部7を用いてBモード画像 BI において点Pを指示する。この点Pは、時間変化曲線の観察をしたい領域内において指示される。前記指示部分設定部52は、前記操作部7における入力に基づいて、前記座標空間において前記点Pと対応する点 P_p の位置情報を前記記憶部9に記憶する。また、前記指示部分設定部52は、前記操作部7の入力によって指示された点Pを前記Bモード画像 BI に表示させる。

30

【0053】

本例においても、前記点Pは前記断面 D_1 、 D_2 の各々に設定される。前記断面 D_1 に設定された点を点 P_1 とし、前記断面 D_2 に設定された点を点 P_2 とする。前記図17は、前記断面 D_1 についてのBモード画像 BI_1 において点 P_1 が指示された状態が示されている。一方、図18には、前記断面 D_2 についてのBモード画像 BI_2 において点Pが指示された状態が示されている。前記指示部分設定部52は、前記座標空間において前記点 P_1 、 P_2 と対応する点 P_{p1} 、 P_{p2} の位置情報を前記記憶部9に記憶する。前記点 P_{p1} 、 P_{p2} は、第一実施形態における前記関心領域 R_{r1} 、 R_{r2} の代わりに設定される。前記点 P_1 、 P_2 は、本発明における所望の部分の実施の形態の一例である。

40

【0054】

また、操作者は、前記第一実施形態と同様に、図19に示すように、Bモード画像 BI において前記関心領域 R_1 、 R_2 を設定する。これにより、Bモード画像における前記関心領域 R_1 、 R_2 の位置情報が前記記憶部9に記憶される。ここでは、特に図示して説明はしないが、前記関心領域 R_1 は、前記断面 D_1 についてのBモード画像 BI_1 において設定される。また、前記関心領域 R_2 は、前記断面 D_2 についてのBモード画像 BI_2 において設定される。前記関心領域 R_1 、 R_2 は、本発明における所定領域の実施の形態の

50

一例である。

【 0 0 5 5 】

本例では、前記ステップ S 4 におけるエコー信号の取得において、超音波の送受信面が、前記断面 D 1 , D 2 を完全に含んでいる必要はない。

【 0 0 5 6 】

本例における時間変化曲線の作成について説明する。前記時間変化曲線作成部 5 4 は、前記点 P 1 , P 2 を中心とする半径 r の球 S 1 , S 2 を前記座標空間に設定する。そして、前記時間変化曲線作成部 5 4 は、前記記憶部 9 に記憶されたデータの中から、例えば図 2 0 に示すように、前記球 S 1 に含まれる断面 D 1 についての造影データ C D 1 を特定する。また、前記時間変化曲線作成部 5 4 は、前記記憶部 9 に記憶されたデータの中から、前記球 S 2 に含まれる断面 D 2 についての造影データ C D 2 を特定する。前記時間変化曲線作成部 5 4 は、前記記憶部 9 に記憶されたデータの位置情報と、前記座標空間における前記球 S 1 , S 2 の位置情報とに基づいて、前記造影データ C D 1 , C D 2 の特定を行なう。前記球 S 1 , S 2 の位置情報は、前記点 P 1 , P 2 の位置情報に基づいて特定される。

10

【 0 0 5 7 】

なお、前記球 S 1 , S 2 が設定されずに、前記点 P 1 を含む断面 D 1 についての造影データ C D 1 及び前記点 P 2 を含む断面 D 2 についての造影データ C D 2 が特定されてもよい。

【 0 0 5 8 】

前記断面 D 1 , D 2 は、前記点 P 1 , P 2 及び前記関心領域 R 1 , R 2 が設定された断面 D 1 , D 2 とは異なってもよい。

20

【 0 0 5 9 】

前記時間変化曲線作成部 5 4 は、前記造影データ C D 1 , C D 2 のうち、前記超音波画像に設定された関心領域 R 1 , R 2 の位置のデータを抽出して、このデータに基づいて、前記関心領域 R 1 の時間変化曲線 T 1 及び前記関心領域 R 2 の時間変化曲線 T 2 を作成する。本例においても、前記第一実施形態と同様に、前記時間変化曲線 T 1 , T 2 に基づいて補間済時間変化曲線 T i 1 , T i 2 が作成されてもよいことはもちろんである。

【 0 0 6 0 】

本例によれば、前記点 P 1 , P 2 を含む前記断面 D 1 , D 2 又は前記点 P 1 , P 2 の近傍の前記断面 D 1 , D 2 における関心領域 R 1 , R 2 の時間変化曲線 T 1 , T 2 が作成されるので、第一実施形態と同様に、複数断面についての時間変化曲線を、一回の造影剤の投与で得ることができる。

30

【 0 0 6 1 】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。前記点 P 1 , P 2 は、操作者が関心領域 R 1 , R 2 を設定すると、前記指示部分設定部 5 2 によって前記関心領域 R 1 , R 2 内に自動的に設定されてもよい。この場合、前記点 P 1 , P 2 は、前記関心領域 R 1 , R 2 に対して予め設定された位置関係の位置に設定される。例えば、前記関心領域 R 1 , R 2 が円である場合、円の中心に前記点 P 1 , P 2 が設定される。

【 0 0 6 2 】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について説明する。この第三実施形態においても、第一、第二実施形態とはエコー信号の取得時の作用が異なっている。図 2 1 のフローチャートに基づいて本例の作用を説明する。

40

【 0 0 6 3 】

まず、ステップ S 2 1 では、被検体に対して造影剤の投与が行われる。次に、ステップ S 2 2 では、操作者は、前記超音波プローブ 2 によって被検体に対する超音波の送受信を開始してエコー信号を取得する。そして、このエコー信号に基づいて、造影データ及び造影画像データが作成され、造影画像が前記表示部 6 に表示される。

【 0 0 6 4 】

50

次に、ステップ S 2 3 では、操作者は、前記操作部 7 を用いて、造影画像 C I に関心領域 R を設定する。本例でも、前記指示部分設定部 5 2 は、前記第一実施形態のステップ S 2 と同様にして前記関心領域 R を設定し、造影画像 C I における前記関心領域 R の位置情報を前記記憶部 9 に記憶する。

【 0 0 6 5 】

本例においても、前記関心領域 R は、異なる複数の断面の造影画像 C I において設定される。具体的には、特に図示しないが、断面 D 1 における造影画像 C I 1 において関心領域 R 1 が設定され、前記断面 D 1 とは異なる断面 D 2 における造影画像 C I 2 において関心領域 R 2 が設定される。そして、関心領域 R 1 , R 2 の位置情報と、座標空間において関心領域 R 1 , R 2 に対応する領域である関心領域 R r 1 , R r 2 の位置情報とが前記記憶部 9 に記憶される。

10

【 0 0 6 6 】

前記ステップ S 2 3 において、前記関心領域 R 1 , R 2 が設定されると、ステップ S 2 4 では、操作者は、引き続き前記超音波プローブ 2 によって超音波の送受信を行なってエコー信号を取得する。このステップ S 2 4 では、前記第一、第二実施形態の前記ステップ S 4 と同様に、操作者は、前記関心領域 R r 1 , R r 2 が含まれるように、前記超音波プローブ 2 によって超音波の送受信を行なってエコー信号を取得する。前記エコーデータ処理部 4 は、得られたエコー信号に基づいて造影データを作成する。この造影データは、前記座標空間における位置情報とともに前記記憶部 9 に記憶される。

【 0 0 6 7 】

20

本例においても、前記ステップ S 1 1 , S 1 2 の処理によって時間変化曲線が作成される。時間変化曲線は、前記ステップ S 2 4 において得られた造影データに基づいて作成される。

【 0 0 6 8 】

以上説明した本例においても、第一実施形態と同様の効果を得ることができる。

【 0 0 6 9 】

なお、本例においても、前記ステップ S 3 において、第二実施形態と同様に、前記関心領域 R r 1 , R r 2 の代わりに前記点 P 1 , P 2 の設定が行われてもよい。

【 0 0 7 0 】

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、前記第二、第三実施形態においても、第一実施形態の変形例と同様に、前記インジケータ I n 1 , I n 2 が表示されてもよい。

30

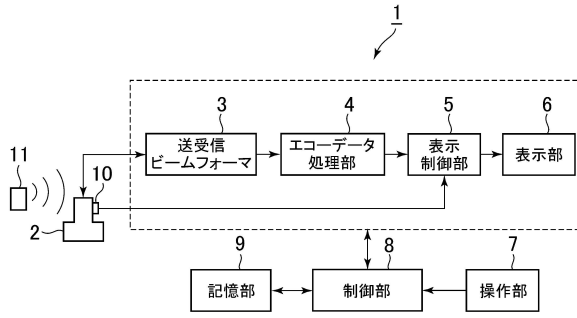
【符号の説明】

【 0 0 7 1 】

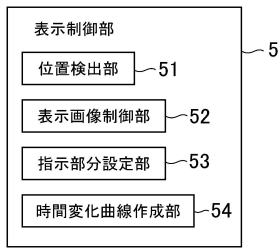
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 7 操作部（入力部）
- 9 記憶部
- 1 1 磁気発生部（位置検出部）
- 5 1 位置算出部（位置検出部）
- 5 2 表示画像制御部（インジケータ表示制御部）
- 5 4 時間変化曲線作成部

40

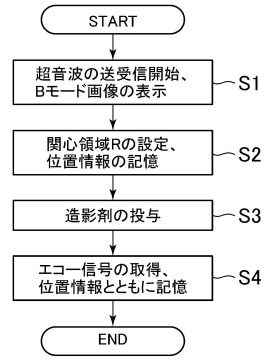
【図1】



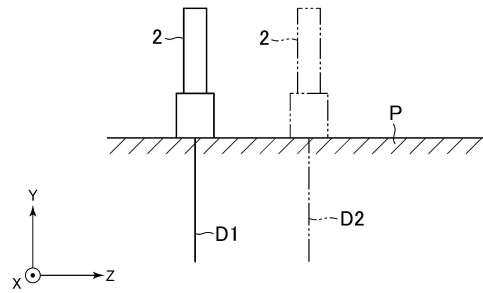
【図2】



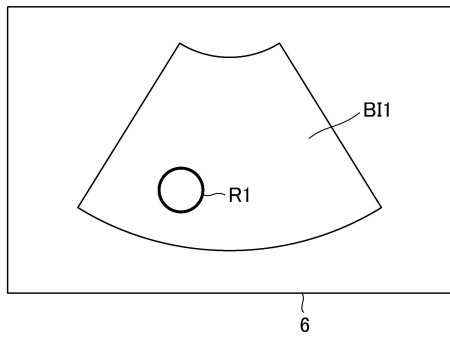
【図3】



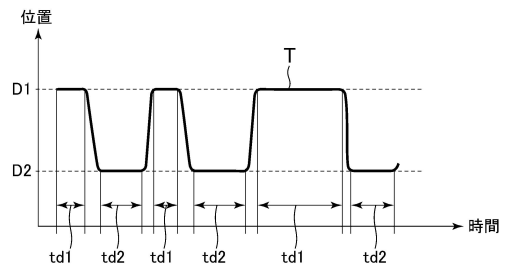
【図4】



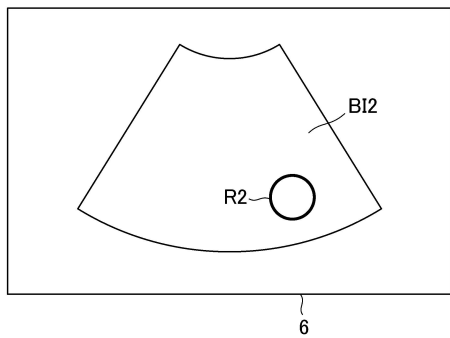
【図5】



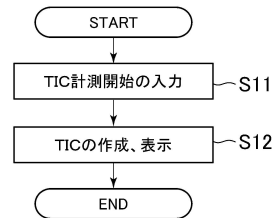
【図7】



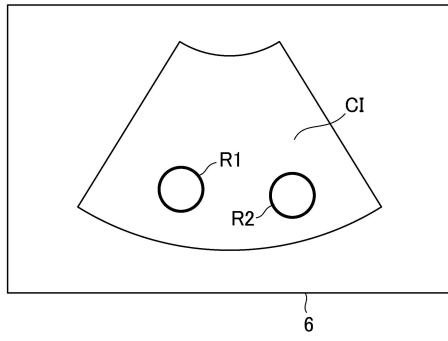
【図6】



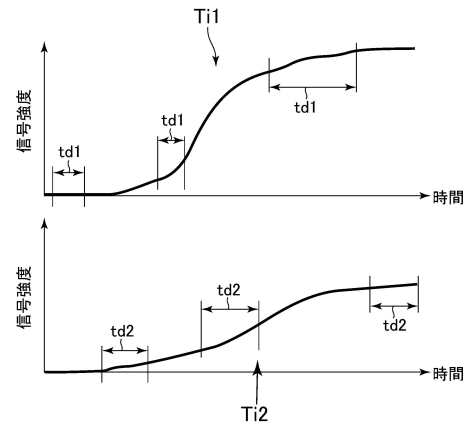
【図8】



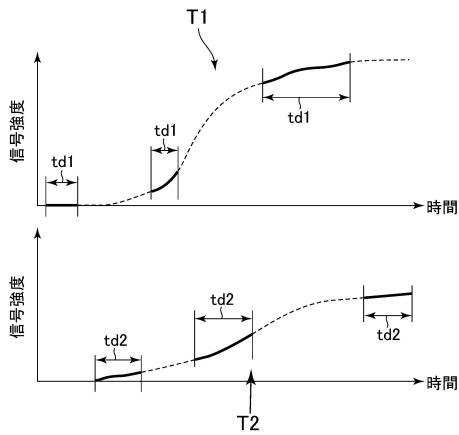
【 図 9 】



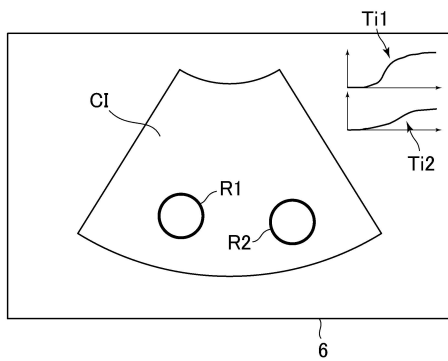
【 図 1 1 】



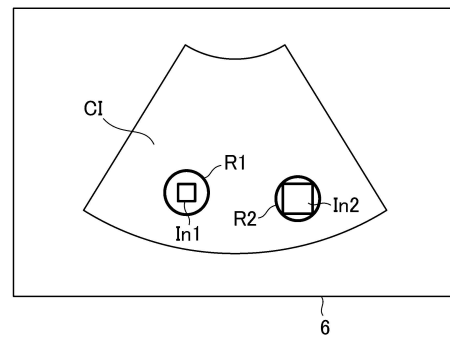
【 図 1 0 】



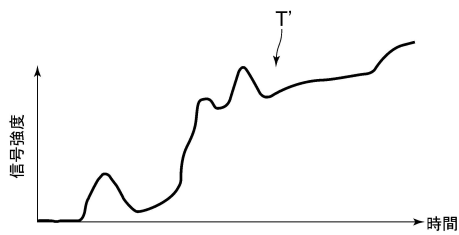
【 図 1 2 】



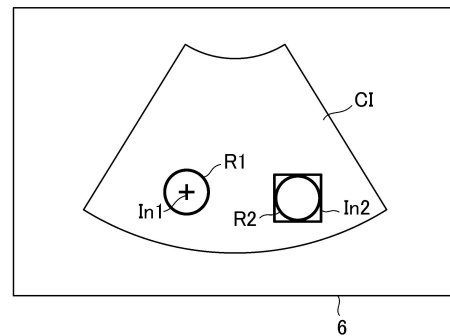
【 図 1 4 】



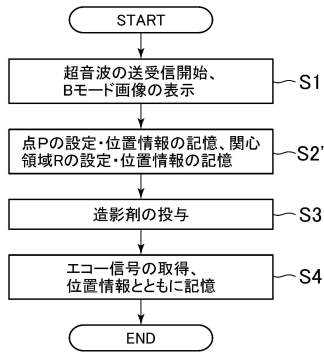
【 図 1 3 】



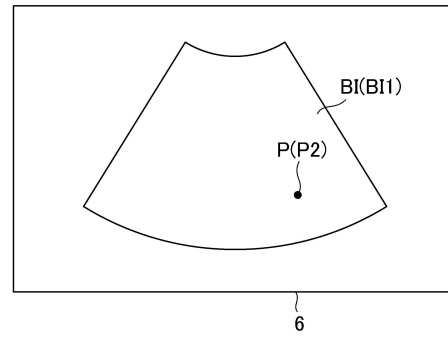
【 図 1 5 】



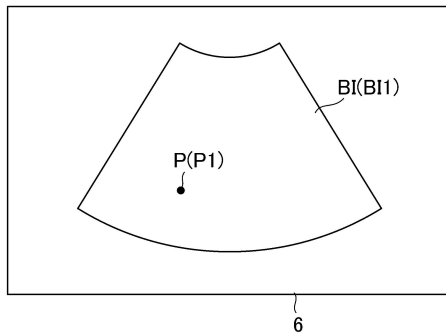
【図16】



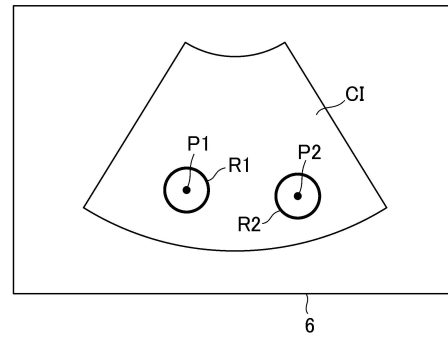
【図18】



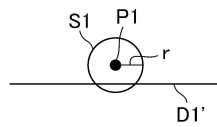
【図17】



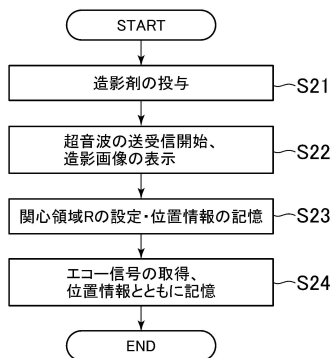
【図19】



【図20】



【図21】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2008 - 212680 (J P , A)
特開2011 - 110211 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6203609B2	公开(公告)日	2017-09-27
申请号	JP2013240868	申请日	2013-11-21
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	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC37 4C601/KK31		
其他公开文献	JP2015100399A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够通过施用单一造影剂来观察多个横截面的时变曲线的超声诊断设备。解决方案：超声诊断设备包括输入单元，用于操作者基于由超声探头获取的回波信号执行用于指定多个横截面的超声图像中的期望部分的输入，与期望部分对应的部分的位置信息，超声波探头的位置信息用于存储所识别的位置的基础上的位置信息的存储单元，在基于来自所述受试者的造影剂获得的回波信号中的数据中的坐标空间中的位置信息被施用，存储在所述存储单元基于包括期望部分的横截面中的回波信号的数据并且时间变化曲线创建单元创建信号强度相对于数据的预定区域的时间变化曲线。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6203609号 (P6203609)
(45) 発行日 平成29年9月27日(2017.9.27)		(24) 登録日 平成29年9月8日(2017.9.8)
(51) Int. Cl. A61B 8/06 (2006.01)	F I A61B 8/06	
請求項の数 6 (全 15 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-240868 (P2013-240868)	(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
(22) 出願日 平成25年11月21日(2013.11.21)		アメリカ合衆国、53188、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グランドヴュー・ブルバード、300
(65) 公開番号 特開2015-100399 (P2015-100399A)		(74) 代理人 100137545
(43) 公開日 平成27年6月4日(2015.6.4)		弁理士 荒川 聡志
審査請求日 平成28年11月17日(2016.11.17)		(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 森口 正治
		最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置		