

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6293429号
(P6293429)

(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.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2013-153125 (P2013-153125)
 (22) 出願日 平成25年7月24日(2013.7.24)
 (65) 公開番号 特開2015-20036 (P2015-20036A)
 (43) 公開日 平成27年2月2日(2015.2.2)
 審査請求日 平成28年7月1日(2016.7.1)

(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・グランドヴ
 ユー・プールバード、300
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (72) 発明者 谷川 俊一郎
 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 富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 データ解析装置、データ解析装置のプログラム及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体について取得された超音波画像のデータに対する解析を行なうデータ解析部と、
 前記超音波画像とは異なるモダリティの医用画像であって、前記被検体について取得さ
 れた医用画像と、該医用画像のデータと対応する位置の前記超音波画像のデータの信頼度
 とに基づいて、前記データ解析部による前記超音波画像のデータの解析対象となる解析対
 象部分を特定する解析対象特定部と、

を備え、

前記解析対象特定部は、前記医用画像に基づいて特定される解析対象として適する部分
 と、前記超音波画像のデータの信頼度が所定の基準を満たす部分との前記被検体における
 重複部分を解析対象部分として特定することを特徴とするデータ解析装置。

10

【請求項 2】

被検体について取得された超音波画像のデータに対する解析を行なうデータ解析部と、
 前記超音波画像とは異なるモダリティの医用画像であって、前記被検体について取得さ
 れた医用画像と、該医用画像のデータと対応する位置の前記超音波画像のデータの信頼度
 とに基づいて、前記データ解析部による前記超音波画像のデータの解析対象となる解析対
 象部分を特定する解析対象特定部と、

を備え、

前記解析対象特定部は、前記医用画像に基づいて、前記データ解析部による解析対象に
 適した候補領域を特定した後、前記超音波画像において前記候補領域に対応する領域内に

20

において、前記超音波画像のデータの信頼度が所定の基準を満たす部分を特定して、前記解析対象部分を特定することを特徴とするデータ解析装置。

【請求項 3】

被検体について取得された超音波画像のデータに対する解析を行なうデータ解析部と、前記超音波画像とは異なるモダリティの医用画像であって、前記被検体について取得された医用画像と、該医用画像のデータと対応する位置の前記超音波画像のデータの信頼度とに基づいて、前記データ解析部による前記超音波画像のデータの解析対象となる解析対象部分を特定する解析対象特定部と、

を備え、

前記解析対象特定部は、前記超音波画像及び前記医用画像において対応する位置の画素又は複数画素の各々について、前記超音波画像のデータに対する解析対象として適する程度を示す評価値を、前記超音波画像のデータの信頼度及び前記医用画像に基づいて算出し、前記評価値に基づいて前記解析対象部分を特定することを特徴とするデータ解析装置。

10

【請求項 4】

被検体について取得された超音波画像のデータに対する解析を行なうデータ解析部と、前記超音波画像とは異なるモダリティの医用画像であって、前記被検体について取得された医用画像と、該医用画像のデータと対応する位置の前記超音波画像のデータの信頼度とに基づいて、前記データ解析部による前記超音波画像のデータの解析対象となる解析対象部分を特定する解析対象特定部と、

を備え、

解析対象部分について、解析対象として適する程度を示すインジケータが表示部に表示されることを特徴とするデータ解析装置。

20

【請求項 5】

前記超音波画像と前記医用画像とで前記被検体における対応位置を特定する対応位置特定部を備え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データ解析装置。

【請求項 6】

前記解析対象部分が、前記超音波画像及び前記医用画像の少なくとも一方に表示され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データ解析装置。

【請求項 7】

コンピュータに、

被検体について取得された超音波画像のデータに対する解析を行なうデータ解析機能と

30

、
前記超音波画像とは異なるモダリティの医用画像であって、前記被検体について取得された医用画像と、該医用画像のデータと対応する位置の前記超音波画像のデータの信頼度とに基づいて、前記データ解析機能による前記超音波画像のデータの解析対象となる解析対象部分を特定する解析対象特定機能と、

を実行させることを特徴とするデータ解析装置のプログラムであって、

前記解析対象特定機能は、前記医用画像に基づいて特定される解析対象として適する部分と、前記超音波画像のデータの信頼度が所定の基準を満たす部分との前記被検体における重複部分を解析対象部分として特定することを特徴とするデータ解析装置のプログラム

40

【請求項 8】

コンピュータに、

被検体について取得された超音波画像のデータに対する解析を行なうデータ解析機能と

、
前記超音波画像とは異なるモダリティの医用画像であって、前記被検体について取得された医用画像と、該医用画像のデータと対応する位置の前記超音波画像のデータの信頼度とに基づいて、前記データ解析機能による前記超音波画像のデータの解析対象となる解析対象部分を特定する解析対象特定機能と、

を実行させることを特徴とするデータ解析装置のプログラムであって、

50

前記解析対象特定機能は、前記医用画像に基づいて、前記データ解析部による解析対象に適した候補領域を特定した後、前記超音波画像において前記候補領域に対応する領域内において、前記超音波画像のデータの信頼度が所定の基準を満たす部分を特定して、前記解析対象部分を特定することを特徴とするデータ解析装置のプログラム。

【請求項 9】

コンピュータに、

被検体について取得された超音波画像のデータに対する解析を行なうデータ解析機能と

、
前記超音波画像とは異なるモダリティの医用画像であって、前記被検体について取得された医用画像と、該医用画像のデータと対応する位置の前記超音波画像のデータの信頼度

10

とに基づいて、前記データ解析機能による前記超音波画像のデータの解析対象となる解析対象部分を特定する解析対象特定機能と、

を実行させることを特徴とするデータ解析装置のプログラムであって、

前記解析対象特定機能は、前記超音波画像及び前記医用画像において対応する位置の画素又は複数画素の各々について、前記超音波画像のデータに対する解析対象として適する程度を示す評価値を、前記超音波画像のデータの信頼度及び前記医用画像に基づいて算出し、前記評価値に基づいて前記解析対象部分を特定することを特徴とするデータ解析装置のプログラム。

【請求項 10】

請求項 1 ～ 6 のいずれか一項に記載のデータ解析装置を備えることを特徴とする超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の断面について取得されたデータに対する解析を行なうデータ解析装置、データ解析装置のプログラム及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医用画像としては、例えば超音波画像、X線CT画像、MRI画像などがある。このうち、例えば超音波画像のデータに対する解析としては、様々なものがある。例えば、特許文献1には、超音波のエコー信号に基づくデータに対し、フラクタル解析を行なう超音波診断装置が記載されている。また、特許文献2には、超音波のエコー信号に基づくデータに対し、スペckルパタン解析を行なって、組織性状の定量化を行なう超音波診断装置が記載されている。また、特許文献3には、現フレームの超音波画像と、直前のフレーム（原フレームの一フレーム前のフレーム）の超音波画像との間で画像の移動量及び移動方向を検出し、超音波画像のある部分の動きをトラッキング（tracking）する超音波診断装置が記載されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0003】

【特許文献1】特開2012-210316号公報

【特許文献2】特開2004-321582号公報

【特許文献3】国際公開第2008-44572号パンフレット

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

医用画像において、どの部分が解析対象として適した部分であるか不明な場合がある。また、得られた医用画像の全領域を解析対象にすると、解析に時間がかかる。

【0005】

50

ところで、ある医用画像においては、解析対象として適した部分が不明であっても、別のモダリティの医用画像においては、解析対象として適する領域を特定できる場合がある。そこで、本願発明者はこのような観点に着目し、より正確で診断に有用な解析結果を得ることができる部分を解析対象として特定することができるデータ解析装置、データ解析装置のプログラム及び超音波診断装置に係る発明について鋭意検討した。

【課題を解決するための手段】

【0006】

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、被検体について取得された第一の医用画像のデータ及び該第一の医用画像とは異なるモダリティの第二の医用画像のデータであって前記第一の医用画像のデータと前記被検体において対応する位置について取得された第二の医用画像のデータに基づいて、前記第一の医用画像のデータの解析対象となる解析対象部分を特定する解析対象特定部と、この解析対象特定部によって特定された解析対象部分における前記第一の医用画像のデータに対する解析を行なうデータ解析部と、を備えることを特徴とするデータ解析装置である。

10

【0007】

また、他の観点の発明は、被検体について取得された超音波画像のデータに対する解析を行なうデータ解析部と、前記超音波画像とは異なるモダリティの医用画像であって、前記被検体について取得された医用画像と、該医用画像のデータと対応する位置の前記超音波画像のデータの信頼度とに基づいて、前記データ解析部による前記超音波画像のデータの解析対象となる解析対象部分を特定する解析対象特定部と、を備えることを特徴とするデータ解析装置である。

20

【発明の効果】

【0008】

上記一の観点の発明によれば、前記解析対象特定部は、前記第一の医用画像のデータ及び前記第二の医用画像のデータに基づいて、前記第一の医用画像のデータの解析対象となる解析対象部分が特定されるので、より正確で診断に有用な解析結果を得ることができる解析対象部分を特定することができる。

【0009】

上記他の観点の発明によれば、前記医用画像と、この医用画像のデータと対応する位置の超音波画像のデータの信頼度とに基づいて解析対象部分が特定されるので、より正確で診断に有用な解析結果を得ることができる解析対象部分を特定することができる。

30

【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】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る。

【図3】図1に示された超音波診断装置における制御部の構成を示すブロック図である。

【図4】第一実施形態における作用を示すフローチャートである。

【図5】被検体において同一断面の超音波画像及び医用画像が表示された表示部を示す図である。

40

【図6】医用画像において特定された候補領域を示す図である。

【図7】超音波画像において、候補領域と対応する領域を示す図である。

【図8】図7に示された領域における音線を示す図である。

【図9】音線を示す概念図であり、データ値が所定値以上の部分を示す図である。

【図10】解析結果及び解析対象として適する程度に関する評価値を示すインジケータが表示された表示部を示す図である。

【図11】解析結果とともに解析対象部分の位置を示すインジケータが表示された表示部を示す図である。

【図12】解析対象部分の位置と、解析対象として適する程度に関する評価値とを示すイ

50

ンジケータが、解析結果とともに表示された表示部を示す図である。

【図 1 3】第一実施形態の第二変形例において設定された二次元領域を示す説明図である。

【図 1 4】図 1 3 に示された二次元領域を示すインジケータが表示された表示部を示す図である。

【図 1 5】第二実施形態における作用を示すフローチャートである。

【図 1 6】音線において、評価値が所定値以上の部分を示す説明図である。

【図 1 7】第二実施形態の第三変形例において特定された解析対象部分を示す説明図である。

【図 1 8】図 1 7 に示された解析対象部分を示すインジケータが表示された表示部を示す図である。 10

【図 1 9】第三実施形態における作用を示すフローチャートである。

【図 2 0】被検体において同一断面の超音波画像及び医用画像が表示された表示部を示す図である。

【図 2 1】医用画像において特定された境界を示す図である。

【図 2 2】評価値が所定値以上の部分を示す図である。

【図 2 3】心臓と肝臓との境界の近傍に設定された候補領域を示す図である。

【図 2 4】図 2 3 に示された候補領域内において特定された評価値が所定値以上の部分を示す図である。

【発明を実施するための形態】 20

【0011】

以下、本発明の実施形態について説明する。以下の実施形態では、本発明に係るデータ解析装置を含む超音波診断装置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。

【0012】

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。 30

【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】 40

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。

【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。 50

【 0 0 1 6 】

前記表示制御部 5 は、図 2 に示すように、位置特定部 5 1、超音波画像データ作成部 5 2、表示画像制御部 5 3 及び対応位置特定部 5 4 を有する。前記位置特定部 5 1 は、位置特定機能を実行する。具体的には、前記位置特定部 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、前記位置特定部 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）を算出する。

【 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 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。超音波画像データは、例えば B モード画像データである。

【 0 0 1 8 】

前記表示画像制御部 5 3 は、前記超音波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。超音波画像は、例えば B モード画像である。また、前記表示画像制御部 5 3 は、後述するように、前記超音波画像に、解析対象部分を示すインジケータを表示させる。

【 0 0 1 9 】

前記表示画像制御部 5 3 は、超音波画像とは異なるモダリティ（modality）の医用画像を表示させる。この医用画像は、後述するように前記記憶部 9 に記憶された医用画像データに基づく画像である。

【 0 0 2 0 】

前記対応位置特定部 5 4 は、リアルタイムの超音波画像の座標系と医用画像の座標系との座標変換式を求め、位置対応関係を特定する。また、前記対応位置特定部 5 4 は、超音波画像と医用画像とで被検体における対応位置を特定する。詳細は後述する。医用画像は、リアルタイムの超音波画像と同一被検体についての画像である。前記対応位置特定部 5 4 は、本発明における対応位置特定部の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 1 】

前記超音波画像は、本発明における第一の医用画像の実施の形態の一例であり、前記医用画像は、本発明における第二の医用画像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。

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

また、前記制御部 8 は、図 3 に示す解析対象特定部 8 1 による解析対象特定機能、データ解析部 8 2 によるデータ解析機能を実行する。詳細は後述する。前記解析対象特定部 8 1 は本発明における解析対象特定部の実施の形態の一例であり、前記解析対象特定機能は本発明における解析対象特定機能の実施の形態の一例である。また、前記データ解析部 8 2 は本発明におけるデータ解析部の実施の形態の一例であり、前記データ解析機能は本発明におけるデータ解析機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 5 】

前記記憶部 9 は、HDD（Hard Disk Drive：ハードディスクドライブ

10

20

30

40

50

）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 には、前記制御プログラムの他、リアルタイムの超音波画像と同一被検体について予め取得された医用画像データが記憶されている。

【0026】

前記医用画像データは、超音波画像以外の医用画像のボリュームデータであり、例えば X 線 CT（Computed Tomography）画像や MRI（Magnetic Resonance Imaging）画像のデータである。前記医用画像データは、X 線 CT 装置や MRI 装置などの医用画像装置 100 で予め取得され、前記記憶部 9 に記憶されている。前記医用画像データは、医用画像の座標系における位置情報とともに前記記憶部 9 に記憶されている。

10

【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。ここでは、超音波画像のデータに対するデータ解析について、図 4 のフローチャートに基づいて説明する。本例では、被検体における肝臓の超音波画像のデータに対して、フラクタル（fractal）解析が行われる。本例では、後述するように前記データ解析部 82 によってマルチフラクタル（multi-fractal）解析が行なわれる。このマルチフラクタル解析は、音線上のデータに対して行われる。マルチフラクタル解析の解析結果は、肝臓における脂肪に関する診断にとって有用である（例えば、特開 2012 - 210316 号公報）。

【0028】

20

具体的に説明する。まず、ステップ S1 では、図 5 に示すように、被検体において同一断面の超音波画像 UI 及び医用画像 MI が、前記表示部 6 に表示される。操作者は、被検体に対して超音波プローブ 2 による超音波の送受信を行ない、リアルタイムの超音波画像 UI を表示させる。ちなみに、図 5 において、符号 Li は肝臓を示している。また、符号 us は、前記医用画像 MI において、超音波画像 UI と対応する領域を示している。前記医用画像 MI は、前記超音波画像 UI と被検体において同一断面において、領域 us よりも広範囲の領域について表示されている。

【0029】

超音波画像 UI と同一断面の医用画像 MI を表示させるために、超音波画像 UI の座標系と医用画像の座標系との位置対応関係を特定する位置合わせ処理が行われる。具体的に説明する。操作者は、前記記憶部 9 等に記憶された医用画像データに基づく医用画像 MI を前記表示部 6 に表示させる。医用画像 MI は、超音波画像 UI とともに前記表示部 6 に表示される。

30

【0030】

超音波画像 UI の断面と医用画像 MI の断面とが被検体において異なる位置である場合、前記表示部 6 に表示された前記超音波画像 UI と前記医用画像 MI とを見比べながら、いずれか一方又は両方の画像の断面を移動させ、同一断面の超音波画像 UI と医用画像 MI とを表示させる。前記超音波画像 UI の断面の移動は、前記超音波プローブ 2 の位置を変えることによって行なう。また、前記医用画像 MI の断面の移動は、前記操作部 7 を操作して断面を変更する指示を入力することにより行なう。

40

【0031】

同一断面か否かは、例えば操作者が特徴的な部位を参照するなどして判断する。操作者は、同一断面についての超音波画像 UI 及び医用画像 MI が表示されると、前記操作部 7 のトラックボール等を用いて、前記超音波画像 UI の任意の点を指定する。また、操作者は前記超音波画像 UI において指定された点と同一位置と思われる点を前記医用画像 MI においても指定する。操作者は、このような点の指定を複数点について行なう。

【0032】

ここで、前記医用画像 MI のデータは位置情報を有している。従って、上述のように前記超音波画像 UI と前記医用画像 MI とで同一位置と思われる点が指定されると、前記対応位置特定部 54 は、これら超音波画像 UI の座標系と医用画像 MI の座標系との座標変

50

換式を求め、位置対応関係を特定する。これにより、前記超音波画像U Iの座標系と前記医用画像M Iの座標との座標変換が可能になる。以上により位置合わせ処理が完了する。

【0033】

位置合わせ処理が完了すると、前記表示画像制御部53は、リアルタイムの超音波画像U Iとともに、この超音波画像U Iと被検体において同一断面の医用画像M Iを表示させる。操作者は、前記超音波プローブ2の位置を変えたり煽り動作を行ったりしながら、前記データ解析部82によるデータ解析を行なう断面として適した断面の超音波画像U I及び医用画像M Iを表示させる。

【0034】

次に、ステップS2では、前記解析対象特定部81は、医用画像M Iのデータに基づいて、前記データ解析部82による解析対象に適した候補領域Rを医用画像M Iにおいて特定する。解析対象に適した部分は、脂肪が沈着した部分である。脂肪が沈着した部分に対してマルチフラクタル解析を行なうことにより、診断に対して有用な解析結果を得ることができる。

10

【0035】

ここでは、前記医用画像M Iのデータは、X線CT画像のデータであるものとする。X線CT画像のデータにおいて、脂肪が沈着した領域は、そうではない領域と比べてCT値が低くなる。従って、前記解析対象特定部81は、図6に示すように、前記候補領域Rとして、所定のCT値以下の領域を特定する。特定された候補領域Rは、脂肪が沈着していると考えられる領域である。

20

【0036】

前記候補領域Rは、前記医用画像M Iに表示されてもよいし、表示されなくてもよい。

【0037】

次に、ステップS3では、図7に示すように、前記対応位置特定部54が、前記ステップS2で特定された候補領域Rと対応する領域R_U(図7において斜線で示された領域)を前記超音波画像U Iにおいて特定する。前記対応位置特定部54は、前記ステップS1で特定された前記位置対応関係に基づいて、前記領域R_Uの位置を特定する。

【0038】

次に、ステップS4では、前記解析対象特定部81は、前記領域R_U内において、前記データ解析部82による前記超音波画像U Iのデータに対する解析対象となる解析対象部分を特定する。

30

【0039】

ここで、前記データ解析部82は、後述のステップS5において、超音波の音線に沿ったデータに対して、マルチフラクタル解析を行なう。従って、解析対象部分は、音線に沿った方向となる。また、マルチフラクタル解析を行なうためには、音線方向においてある程度のデータ長(信号の長さ)を有することが必要である。さらに、前記領域R_Uは脂肪の沈着がある領域であると考えられ、解析対象として適すると思われるものの、前記R_U内には、解析対象として必要な信号強度を有しておらず、データの信頼度が低い部分も存在している可能性がある。そこで、前記解析対象特定部81は、前記領域R_U内において、所定の長さ以上の長さになっている音線を特定し、この音線において、超音波画像U Iのデータ値が所定値以上の部分を特定する。このようにして特定された部分は、解析対象としてデータの信頼度が所定の基準を満たす部分である。

40

【0040】

例えば、図8に示された音線s11, s12, s13, s14, s15のうち、音線s11~s13が、領域R_U内において所定の長さ以上の長さを有する場合、前記解析対象特定部81は、前記音線s11~s13の各々において、超音波画像U Iのデータ値が所定値以上の部分Povを特定する。前記所定値は、解析を行なうために必要な信号強度を有する値に設定される。このような値に設定される前記所定値以上の部分Povは、本発明において超音波画像のデータの信頼度が所定の基準を満たす部分の実施の形態の一例である。

50

【 0 0 4 1 】

前記所定値は、デフォルト (d e f a u l t) で設定されていてもよいし、操作者によって設定できるようになっていてもよい。

【 0 0 4 2 】

前記超音波画像 U I のデータ値は、ローデータのデータ値であってもよいし、超音波画像データのデータ値であってもよい。

【 0 0 4 3 】

前記解析対象特定部 8 1 は、前記音線 s 1 1 ~ s 1 3 のうち、前記領域 R_U 内における前記所定値以上の部分 P o v が一番長い音線を特定する。そして、特定された音線における前記所定値以上の部分 P o v を解析対象部分とする。例えば、図 9 に示すように、音線 s 1 2 における前記所定値以上の部分 P o v 2 が、前記音線 s 1 1 における前記所定値以上の部分 P o v 1 及び前記音線 s 1 3 における前記所定値以上の部分 P o v 3 よりも長い場合、前記解析対象特定部 8 1 は、前記音線 s 1 2 における前記所定値以上の部分 P o v 2 を解析対象部分とする。ちなみに、図 9 では、前記領域 R_U 内における音線 s 1 1 ~ s 1 3 が示されている。

10

【 0 0 4 4 】

ただし、前記解析対象特定部 8 1 は、前記音線 s 1 1 ~ s 1 3 の各々における前記所定値以上の部分 P o v 1 ~ P o v 3 を解析対象部分としてもよい。

【 0 0 4 5 】

また、前記解析対象特定部 8 1 は、前記領域 R_U 内の音線の各々において、前記所定値以上の部分 P o v を特定し、この所定値以上の部分 P o v が所定の長さ以上の部分を解析対象部分としてもよい。

20

【 0 0 4 6 】

ただし、前記超音波画像 U I のデータの信頼度は、超音波を同一音線上に複数回送受信した場合において、同一画素におけるデータ値のばらつき度であってもよい。すなわち、同一画素における前記超音波画像 U I のデータの散布度が大きいほど、その画素におけるデータの信頼度は低く、同一画素における前記超音波画像 U I のデータの散布度が小さいほど、その画素における前記超音波画像 U I のデータの信頼度は高い。そこで、超音波画像 U I のデータ値が所定値以上の部分を特定する代わりに、前記データの散布度が所定値以下の部分を特定してもよい。散布度は、例えば標準偏差や分散、あるいは標準偏差を複数のデータの平均値で除した変動係数などである。

30

【 0 0 4 7 】

次に、ステップ S 5 では、前記データ解析部 8 2 は、前記ステップ S 4 において特定された解析対象部分における超音波画像のデータに対して、マルチフラクタル解析を行なう。図 10 に示すように、解析結果 A R が、前記表示部 6 に表示されてもよい。解析対象部分が複数である場合、複数の解析結果が表示されてもよい。

【 0 0 4 8 】

マルチフラクタル解析の対象となる超音波画像のデータは、前記送受信部 3 の出力信号でもよく、前記エコーデータ処理部 4 の出力信号でもよい。前記エコーデータ処理部 4 の出力信号は、B モード処理で得られた信号でもよく、直交検波処理後の I 信号又は Q 信号でもよい。また、これら I 信号及び Q 信号を足し合わせるなどして組み合わせた信号に対してマルチフラクタル解析が行われてもよい。

40

【 0 0 4 9 】

前記表示画像制御部 5 3 は、解析対象部分の位置を示すインジケータを、前記超音波画像 U I の対応位置に表示させてもよい。例えば、前記音線 s 1 2 における前記所定値以上の部分 P o v が解析対象部分である場合、前記表示画像制御部 5 3 は、図 11 に示すように、前記超音波画像 U I において前記音線 s 1 2 における前記所定値以上の部分 P o v に対応する位置にインジケータ I n を表示させる。

【 0 0 5 0 】

また、前記音線 s 1 1 ~ s 1 3 を解析対象とした場合、前記表示画像制御部 5 3 は、図

50

12に示すように、前記超音波画像UIで前記各音線 $s_{11} \sim s_{13}$ において前記所定値以上の部分 Pov に対応する位置に、インジケータ I_{n1} 、 I_{n2} 、 I_{n3} を表示させる。

【0051】

前記インジケータ $I_{n1} \sim I_{n3}$ は、解析対象として適する程度に応じた色（図12では、ドット（dot）で示されている）を有していてもよい。この解析対象として適する程度は、本例では、前記所定値以上の部分 Pov の長さである。前記インジケータ I_n は、前記所定値以上の部分 Pov の長さに応じた色を有する。例えば、前記インジケータ I_n は、前記所定値以上の部分 Pov の長さについて所定の範囲毎に定められた色で表示されてもよい。前記インジケータ I_n は、本発明におけるインジケータの実施の形態の一例である。

10

【0052】

本例によれば、医用画像のデータに基づいて特定される解析対象として適する部分と前記超音波画像のデータの信頼度が所定の基準を満たす部分との重複部分が、解析対象部分として特定される。この解析対象部分は、より正確で診断に有用な解析結果を得ることができる所定の基準を満たす部分である。すなわち、具体的には、肝臓において脂肪が沈着している領域が、超音波画像UIにおいては特定が困難であっても、前記医用画像MI（CT画像）においては特定できる場合、先ずこの医用画像MIにおいて、解析対象の候補領域 R が特定される。この候補領域 R は、脂肪が沈着していると思われる領域であり、診断に有用な解析結果を得ることができる領域である。そして、前記超音波画像UIにおいて、前記候補領域 R と対応する領域 R_U 内において、解析を行なうために必要な信号強度を有する部分が解析対象部分として特定される。従って、より正確な解析結果を得ることができる部分を、解析対象部分として特定することができる。

20

【0053】

そして、正確な解析結果を得ることができる部分に対して解析が行われ、全領域を対象にして解析を行なう必要はないので、解析にかかる時間を短くすることができる。

【0054】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。前記データ解析部82は、超音波画像のデータに対するデータ解析として、音線方向における信号の減衰率を解析してもよい。肝臓において、脂肪が沈着すると、超音波のエコー信号の減衰率が大きくなる。そこで、前記データ解析部82は、上述のステップS4において特定された解析対象部分に対して、信号の減衰率を解析する。

30

【0055】

次に、第二変形例について説明する。この第二変形例では、前記データ解析部82は、超音波画像のデータに対するデータ解析として、組織性状の定量化を行なうために、公知の手法でスペックルパタン解析を行なう。このスペックルパタン解析は、二次元の領域内で行われる。そこで、前記ステップS4において、前記解析対象特定部81は、図13に示すように、前記領域 R_U 内に、所定の面積 S を有する二次元領域 R_{2D} を設定する。前記面積 S は、スペックルパタン解析に必要となる大きさである。なお、図13に示された前記二次元領域 R_{2D} の面積、配置及び形状等は一例であり、図示されたものに限定されるものではない。

40

【0056】

前記解析対象特定部81は、前記二次元領域 R_{2D} の各々において、超音波画像UIのデータ値が所定値以上の部分 Pov を特定する。そして、前記解析対象特定部81は、前記所定値以上の部分 Pov が所定の面積以上である二次元領域 R_{2D} を特定し、特定された二次元領域 R_{2D} における前記所定値以上の部分 Pov を解析対象部分とする。また、前記解析対象特定部81は、前記所定値以上の部分 Pov の面積が最大である二次元領域 R_{2D} を特定し、この二次元領域 R_{2D} における前記所定値以上の部分 Pov を解析対象部分としてもよい。

【0057】

50

前記表示画像制御部 53 は、図 14 に示すように、解析対象部分を示すインジケータ I_n' を、前記超音波画像 UI の対応位置に表示させる。図 14 では、二次元領域 R_{2D} において前記所定値以上の部分 Pov が所定の面積以上である部分が解析対象部分として特定され、インジケータ I_n' が表示されている。

【0058】

この第二変形例においても、前記所定値以上の部分 Pov が特定される代わりに、同一画素における超音波画像 UI のデータ値の散布度が所定値以下の部分が特定されてもよい。

【0059】

この第二変形例において、例えば前記図 14 に示すように、解析対象部分を示すインジケータ I_n' は、前記所定値以上の部分 Pov の面積に応じた色（図 14 ではドットで示されている）を有していてもよい。この場合、前記所定値以上の部分 Pov の面積は、解析対象として適する程度を表す。前記所定値以上の部分 Pov の面積が大きいほど、解析対象として適する程度が高い。

【0060】

前記データ解析部 82 は、解析対象部分として特定された二次元領域に対し、スペックルパターン解析を行なう。

【0061】

（第二実施形態）

次に、第二実施形態について説明する。本例の超音波診断装置 1 のブロック構成は第一実施形態と同一であり、以下作用について説明する。

【0062】

図 15 のフローチャートにおいて、ステップ S_{11} では、第一実施形態のステップ S_1 と同様にして、被検体において同一断面の超音波画像 UI 及び医用画像 MI が、前記表示部 6 に表示される。これら超音波画像 UI 及び医用画像 MI は、前記データ解析部 82 によるデータ解析を行なう断面についての画像である。

【0063】

次に、ステップ S_{12} では、前記解析対象特定部 81 は、前記データ解析部 82 によるデータ解析を行なう解析対象として適する程度を示す評価値 E_v を算出する。評価値 E_v は、前記超音波画像 UI のデータ及び前記医用画像 MI のデータに基づいて、超音波画像 UI 及び医用画像 MI において対応する画素の各々について算出される。本例でも、前記医用画像 MI は、X 線 CT 画像である。

【0064】

前記評価値 E_v は、例えば下記（式 1）によって算出される。

$$E_v = f_{MI} \times f_{US} \cdots \text{（式 1）}$$

上記（式 1）において、 f_{MI} は医用画像 MI のデータに関する関数である。ここでは、医用画像 MI のデータは X 線 CT 画像のデータであり、 f_{MI} は CT 値が低いほど、前記評価値 E_v が高くなるように設定される。例えば、CT 値を a とすると、 $f_{MI} = k_1 / a$ である。 k_1 は重み係数であり、デフォルトで設定されていてもよいし、操作者によって設定されてもよい。

【0065】

また、上記（式 1）において、 f_{US} は超音波画像 UI のデータの信頼度に関する関数である。超音波画像 UI のデータは、第一実施形態と同様に、ローデータであってもよいし超音波画像データであってもよい。本例では、超音波画像 UI のデータの信頼度は、データ値（信号強度）が大きいほど高いものとする。 f_{US} は、超音波画像 UI のデータ値が高いほど、前記評価値 E_v が高くなるように設定される。例えば、超音波画像 UI のデータ値を b とすると、 $f_{US} = k_2 \times b$ であってもよい。 k_2 は重み係数であり、デフォルトで設定されていてもよいし、操作者によって設定されてもよい。

【0066】

次に、ステップ S_{13} では、前記解析対象特定部 81 は、前記評価値 E_v に基づいて、

10

20

30

40

50

前記データ解析部 8 2 による前記超音波画像 U I のデータに対する解析対象となる解析対象部分を特定する。具体的には、先ず、前記解析対象特定部 8 1 は、超音波の音線方向において、前記評価値 E v が所定値以上の部分を特定する。前記所定値は、脂肪が沈着しており、なおかつ超音波画像のデータも解析を行なうために必要な信号強度を有する部分が特定されるよう設定される。

【 0 0 6 7 】

例えば、前記解析対象特定部 8 1 は、図 1 6 に示すように、音線 s 1 1 ~ s 1 5 において、前記評価値 E v が所定値以上の部分 P e o v (図 1 6 において太線で示された部分) を特定する。

【 0 0 6 8 】

次に、前記解析対象特定部 8 1 は、前記所定値以上の部分 P e o v が一番長い音線を特定し、この音線における前記所定値以上の部分 P e o v を解析対象部分とする。ただし、前記解析対象特定部 8 1 は、前記所定値以上の部分 P e o v が所定の長さ以上である音線 (一又は複数) を特定し、この音線における前記所定値以上の部分 P e o v を解析対象部分としてもよい。

【 0 0 6 9 】

次に、ステップ S 1 4 では、前記データ解析部 8 2 は、前記ステップ S 1 3 において特定された解析対象部分における超音波画像のデータに対して、マルチフラクタル解析を行なう。第一実施形態と同様に、解析結果が前記表示部 6 に表示されてもよい。

【 0 0 7 0 】

本例においても、前記表示画像制御部 5 3 は、前記第一実施形態と同様に、解析対象部分の位置を示すインジケータを、前記超音波画像 U I の対応位置に表示させてもよい。また、前記インジケータを、前記評価値 E v に応じた色で表示してもよい。

【 0 0 7 1 】

本例によれば、前記評価値 E v が所定値以上の部分が前記解析対象部分として特定されるので、第一実施形態と同様に、脂肪が沈着しており、なおかつ超音波画像のデータが、解析を行なうために必要な信号強度を有している部分を、解析対象部分として特定することができる。従って、前記医用画像 M I のデータに基づいて特定される解析対象として適する部分と前記超音波画像 U I のデータの信頼度が所定の基準を満たす部分との重複部分が、解析対象部分として特定され、より正確な解析結果を得ることができる部分を、解析対象部分として特定することができる。

【 0 0 7 2 】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。超音波画像 U I における体表面からの深さに応じて設定された係数を k_3 とすると、上述の (式 1) において、 $f_{US} = k_2 \times k_3$ であってもよい。前記係数 k_3 は、体表面からの位置が浅いほど大きな値に設定され、体表面からの位置が深いほど小さな値に設定される。従って、前記評価値 E v は、体表面から浅いほど大きな値になる。前記係数 k_3 は、所定の深さ範囲毎に段階的に設定されていてもよい。

【 0 0 7 3 】

体表面からの深さが深くなるほど、超音波画像 U I のデータは信号強度が小さくなる。そこで、前記 f_{US} において、超音波画像 U I のデータの信頼度として、体表面からの深さに応じて設定された前記係数 k_3 が用いられている。

【 0 0 7 4 】

また、上述の (式 1) において、 $f_{US} = k_2 \times b \times k_3$ であってもよい。

【 0 0 7 5 】

さらに、互いに隣接する複数の画素における超音波画像 U I のデータの散布度を d とすると、上述の (式 1) において、 $f_{US} = k_2 \times (1 / d)$ であってもよい。散布度は、例えば、前記複数の画素における超音波画像 U I のデータの標準偏差や分散であってもよいし、前記複数のデータの標準偏差を、これらのデータの平均値で除した変動係数であってもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 6 】

超音波画像 $U I$ のデータの S / N 比が大きいほど、データのばらつき度が小さくなり散布度が小さくなる。一方、超音波画像 $U I$ のデータの S / N 比が小さくなるほど、データのばらつき度が大きくなり散布度が大きくなる。そこで、前記 $f_{U S}$ において、超音波画像 $U I$ のデータの信頼度として、データの S / N 比と関係する散布度 d が用いられている。散布度 d が大きいほど超音波画像 $U I$ のデータの信頼度は低く、散布度 d が小さいほど超音波画像 $U I$ のデータの信頼度は高い。従って、 $f_{U S}$ は、前記散布度 d が小さく、超音波画像 $U I$ のデータの信頼度が高いほど、評価値 E_v が高くなる関数になっている。

【 0 0 7 7 】

ただし、前記超音波画像 $U I$ のデータの信頼度として、超音波を同一音線上に複数回送受信した場合の同一画素における超音波画像 $U I$ のデータ値の散布度 d' が、 $f_{U S}$ において用いられてもよい。この場合、 $f_{U S} = k^2 \times (1 / d')$ となる。

10

【 0 0 7 8 】

次に、第二変形例について説明する。この第二変形例では、第一実施形態の第一変形例と同様に、前記データ解析部 8 2 は、超音波画像のデータに対するデータ解析として、前記ステップ $S 1 3$ において特定された解析対象部分において、音線方向における信号の減衰率を解析してもよい。

【 0 0 7 9 】

次に、第三変形例について説明する。この第三変形例では、前記データ解析部 8 2 は、第一実施形態の第二変形例と同様に、二次元領域に対するスペckルパターン解析を行なう。

20

【 0 0 8 0 】

本例では、前記ステップ $S 1 3$ において、以下のようにして解析対象部分が特定される。前記解析対象特定部 8 1 は、図 1 7 に示すように、前記超音波画像 $U I$ において、前記評価値 E_v が所定値以上の部分 $P e o v$ を特定し、この所定値以上の部分 $P e o v$ を解析対象部分とする。ここでは特に図示しないが、前記解析対象特定部 8 1 は、複数の解析対象部分を設定してもよい。ただし、前記解析対象特定部 8 1 は、スペckルパターン解析に必要な面積が確保された前記所定値以上の部分 $P e o v$ を解析対象部分とする。

【 0 0 8 1 】

前記表示画像制御部 5 3 は、図 1 8 に示すように、前記解析対象部分を示すインジケータ $I n'$ を、前記超音波画像 $U I$ の対応位置に表示させる。

30

【 0 0 8 2 】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について説明する。本例の超音波診断装置 1 のブロック構成は第一、第二実施形態と同一であり、以下作用について説明する。

【 0 0 8 3 】

本例では、前記データ解析部 8 2 は、心臓の拍動による肝臓の動きを捉えるため、超音波画像データに対するトラッキング処理を行なう。具体的な作用について、図 1 9 のフローチャートに基づいて説明する。

【 0 0 8 4 】

40

まず、ステップ $S 2 1$ では、第一実施形態のステップ $S 1$ 及び第二実施形態のステップ $S 1 1$ と同様にして、被検体において同一断面の超音波画像 $U I$ 及び医用画像 $M I$ が、前記表示部 6 に表示される。これら超音波画像 $U I$ 及び医用画像 $M I$ は、前記データ解析部 8 2 によるデータ解析を行なう断面についての画像である。

【 0 0 8 5 】

ただし、本例では、図 2 0 に示すように、医用画像 $M I$ において、肝臓 $L i$ 及び心臓 $H e$ が含まれるよう、操作者は前記超音波プローブ 2 を位置させて超音波の送受信を行なう。ただし、前記超音波画像 $U I$ において、心臓 $H e$ が含まれていなくてもよい。図 2 0 では、前記超音波画像 $U I$ において、心臓 $H e$ は含まれておらず、医用画像 $M I$ において超音波画像 $U I$ と対応する領域 $u s$ に、心臓 $H e$ が含まれていない。

50

【 0 0 8 6 】

次に、ステップ S 2 2 では、図 2 1 に示すように、前記医用画像 M I において、前記心臓 H e と肝臓 H e の境界 B o が特定される。境界 B o は、医用画像 M I のデータ値を閾値処理することにより特定されてもよい。また、操作者が前記操作部 7 を用いて、前記医用画像 M I において、境界 B o を指定する入力を行なってもよい。

【 0 0 8 7 】

次に、ステップ S 2 3 では、前記解析対象特定部 8 1 は、前記データ解析部 8 2 によるデータ解析を行なう解析対象として適する程度を示す評価値 $E v'$ を算出する。本例でも、評価値 $E v'$ は、画素毎に算出される。

【 0 0 8 8 】

前記評価値 $E v'$ は、本例では、例えば下記（式 2）によって算出される。

$$E v' = (1 / x) \times f_{U S} \cdots \text{（式 2）}$$

上記（式 2）において、 x は前記医用画像 M I に基づいて特定された境界 B o からの距離（最短距離）である。この距離 x は、医用画像 M I の画素の各々について算出される。ただし、全ての画素について算出されなくてもよい。例えば、肝臓 L i における心臓 H e 側の半分についてのみ前記距離 x が算出されてもよい。

【 0 0 8 9 】

また、本例でも、上記（式 2）において、 $f_{U S}$ は、超音波画像 U I のデータの信頼度に関する関数であり、例えば、 $f_{U S} = k^2 \times b$ （ b ：超音波画像 U I のデータ値）である。距離 x が算出された医用画像 M I の画素と超音波画像 U I において対応する画素につ

【 0 0 9 0 】

また、 $f_{U S} = k^2 \times (1 / d)$ であってもよい。さらに、 $f_{U S} = k^2 \times (1 / d')$ であってもよい。

【 0 0 9 1 】

次に、ステップ S 2 4 では、前記解析対象特定部 8 1 は、前記評価値 $E v'$ に基づいて、前記データ解析部 8 2 による前記超音波画像 U I のデータに対する解析対象となる解析対象部分を特定する。具体的には、前記解析対象特定部 8 1 は、図 2 2 に示すように、前記評価値 $E v'$ が所定値以上の部分 P e o v' を超音波画像 U I において特定し、この部分を解析対象部分とする。前記所定値以上の部分 P e o v' に、解析対象部分を示すインジケータが表示されてもよい。

【 0 0 9 2 】

ここで、前記肝臓 L i において、前記境界 B o からの距離 x が近いほど、心臓 H e に近いので、心臓 H e による拍動の影響が大きい。従って、前記距離 x ができるだけ小さい部分を解析対象部分（トラッキング部分）とすることが望ましい。従って、前記（式 2）は、境界 B o からの距離 x が遠い画素ほど前記評価値 $E v'$ が小さくなり、境界 B o からの距離が近い画素ほど前記評価値 $E v'$ が大きくなる式になっている。

【 0 0 9 3 】

また、前記（式 2）は、前記超音波画像 U I のデータ値が小さい画素ほど前記評価値 $E v'$ が小さくなり、前記超音波画像 U I のデータ値が大きい画素ほど前記評価値 $E v'$ が大きくなる式になっている。

【 0 0 9 4 】

次に、ステップ S 2 5 では、前記データ解析部 8 2 は、前記ステップ S 2 4 において特定された解析対象部分における超音波画像 U I のデータに対して、トラッキングを行なう。このトラッキングによって得られる組織の移動量によって、肝臓の弾性を知ることが可能である。

【 0 0 9 5 】

本例によれば、前記評価値 $E v'$ が所定値以上の部分 P e o v' が、前記解析対象部分として特定されるので、心臓 H e からの距離 x ができるだけ近く、なおかつ超音波画像 U I のデータが、解析を行なうために必要な信号強度を有する部分を、前記解析対象部分と

10

20

30

40

50

して特定することができる。前記距離 x は、医用画像 $M I$ に基づいて特定されるので、本例によっても、医用画像 $M I$ に基づいて特定される解析対象として適する部分と前記超音波画像のデータの信頼度が所定の基準を満たす部分との重複部分を、前記解析対象部分として特定することができる。

【 0 0 9 6 】

また、超音波プローブ 2 の位置などによっては、超音波画像において心臓が見えづらい場合があるものの、医用画像によって心臓と肝臓との境界を特定することができるので、超音波画像に心臓が含まれている必要はない。従って、本来目的とする超音波画像 $U I$ における肝臓の動きをトラッキングするため、超音波画像には肝臓が含まれていれば十分である。

10

【 0 0 9 7 】

なお、本例において、必ずしも心臓 $H e$ と肝臓 $L i$ の境界 $B o$ を画像から特定したり入力したりする必要はない。この場合、操作者は、図 2 3 に示すように、医用画像 $M I$ において、心臓 $H e$ と肝臓 $L i$ との境界の近傍に候補領域 R' を設定する。そして、前記解析対象特定部 8 1 は、図 2 4 に示すように、前記候補領域 R' と超音波画像 $U I$ において対応する領域内において、超音波画像 $U I$ のデータ値が所定値以上の部分 $P o v$ を、解析対象部分として特定する。

【 0 0 9 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、前記医用画像 $M I$ は X 線 $C T$ 画像に限られるものではなく、例えば $M R I$ 画像であってもよい。

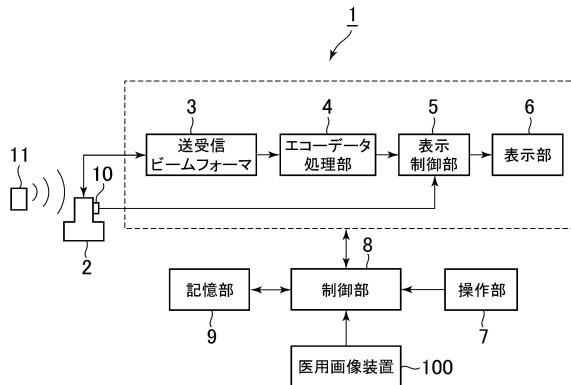
20

【符号の説明】

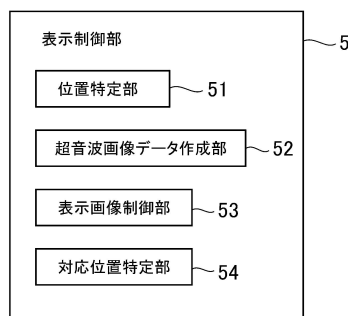
【 0 0 9 9 】

- 1 超音波診断装置
- 5 4 対応位置特定部
- 8 1 解析対象特定部
- 8 2 データ解析部

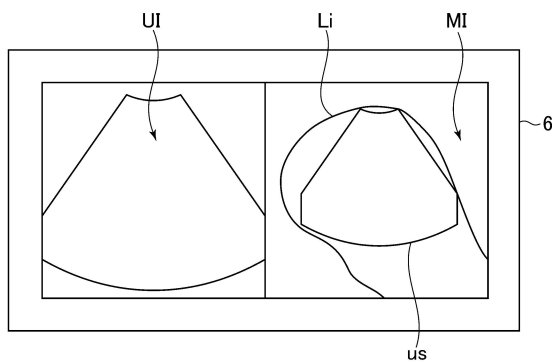
【図 1】



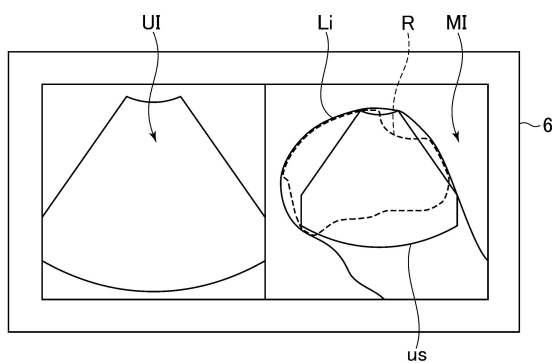
【図 2】



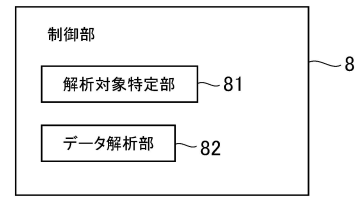
【図 5】



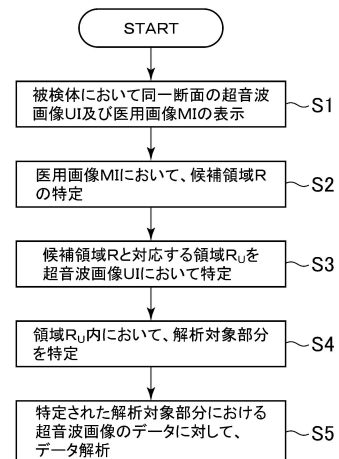
【図 6】



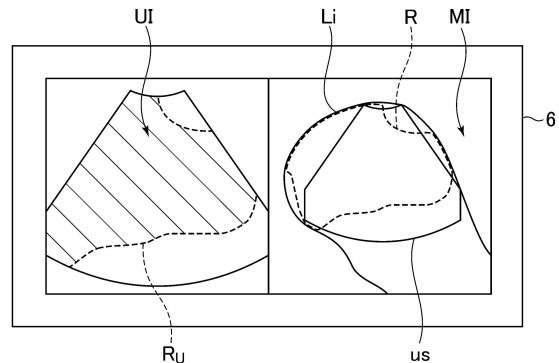
【図 3】



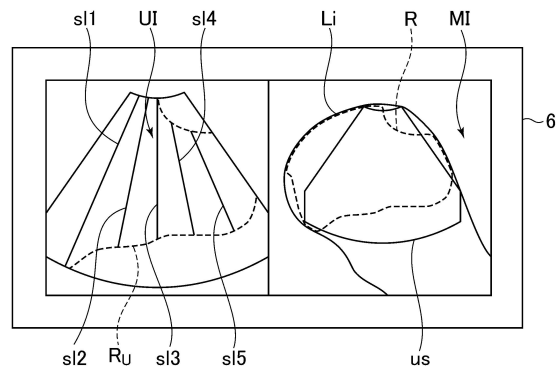
【図 4】



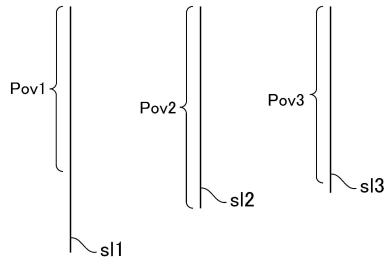
【図 7】



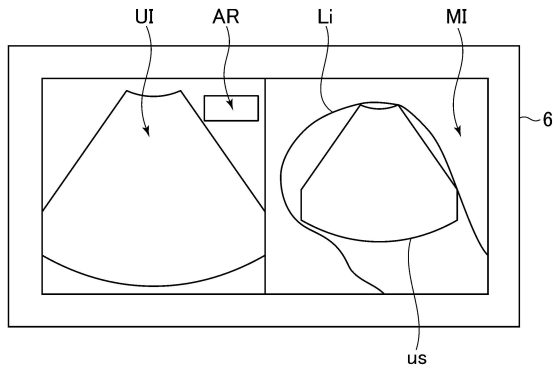
【図 8】



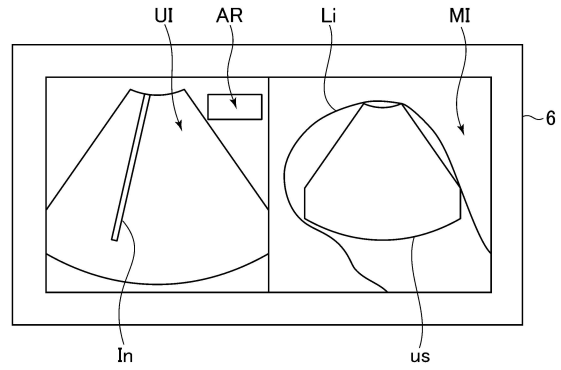
【図 9】



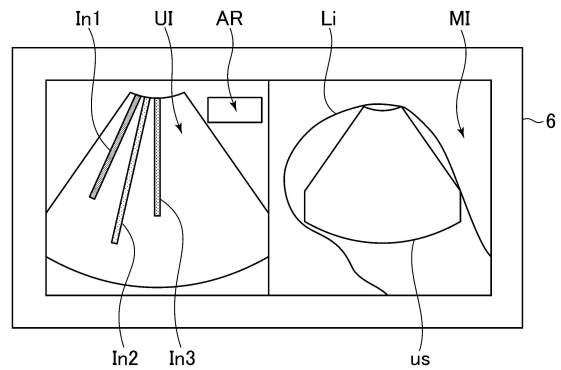
【図 10】



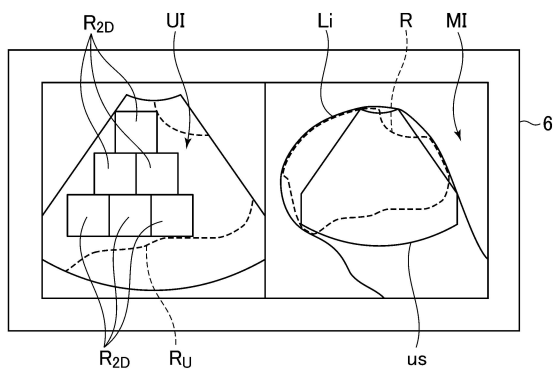
【図 11】



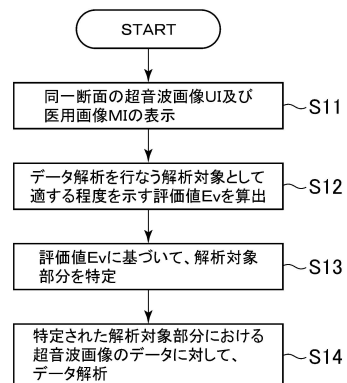
【図 12】



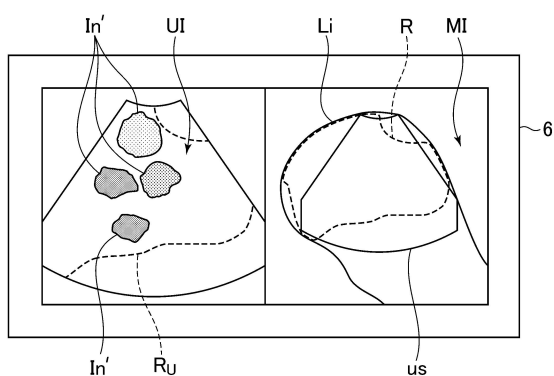
【図 13】



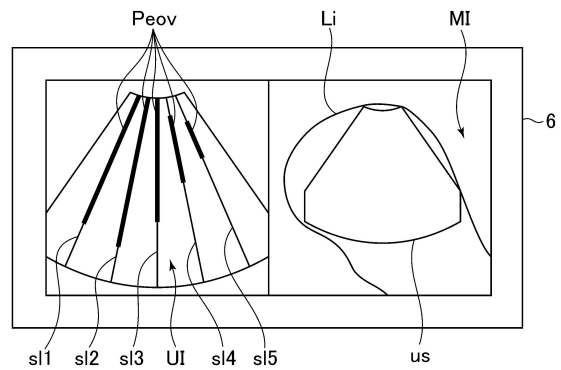
【図 15】



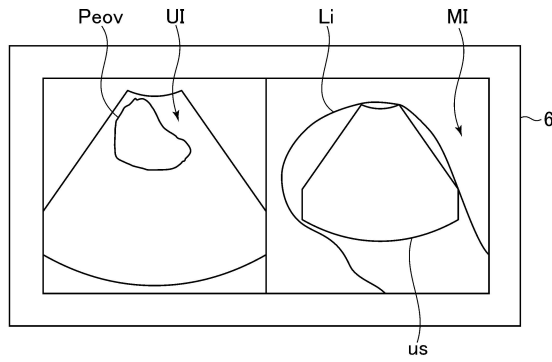
【図 14】



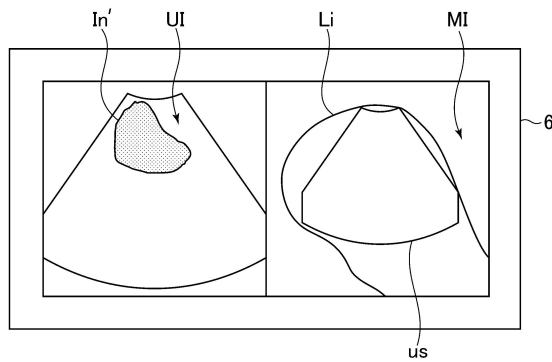
【図 16】



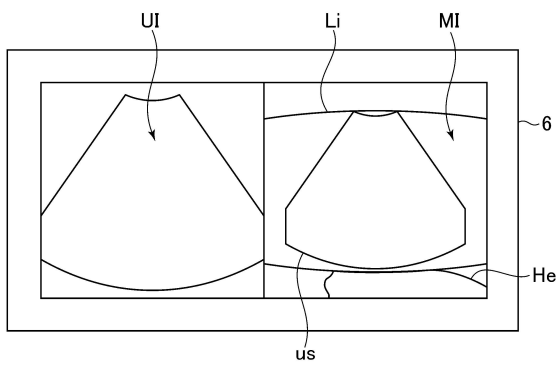
【図 17】



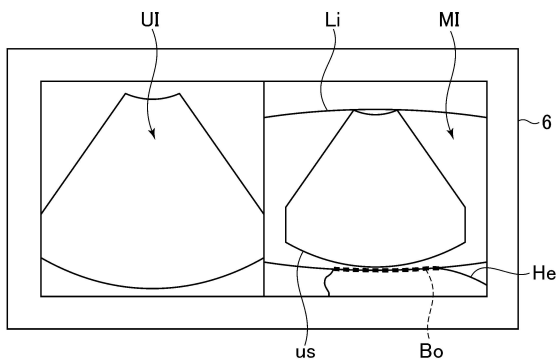
【図 18】



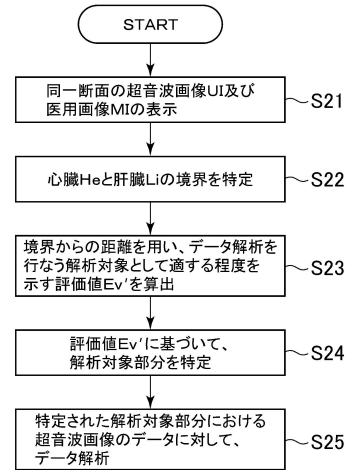
【図 20】



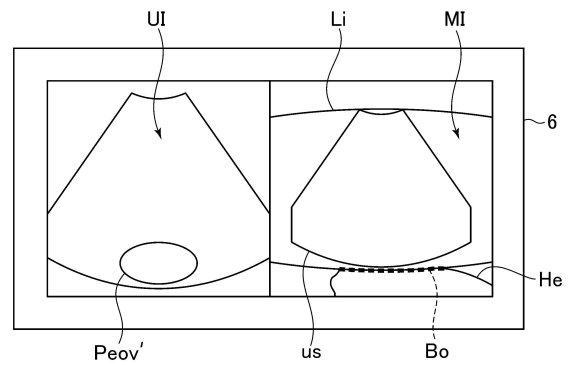
【図 21】



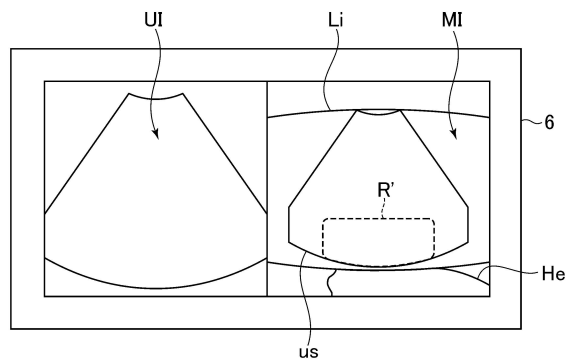
【図 19】



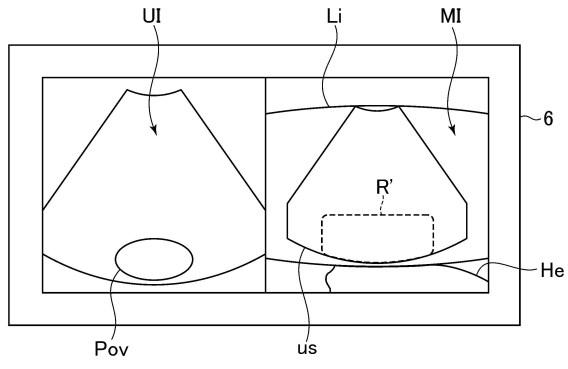
【図 22】



【図 23】



【 図 2 4 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2011-167331 (JP, A)
特開 2001-054520 (JP, A)
特開 2012-115383 (JP, A)
特開 2013-005876 (JP, A)
米国特許出願公開第 2012/0133663 (US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	数据分析装置，数据分析装置的程序和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP6293429B2	公开(公告)日	2018-03-14
申请号	JP2013153125	申请日	2013-07-24
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	谷川俊一郎		
发明人	谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC32 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK41 4C601/LL33		
其他公开文献	JP2015020036A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够指定能够获得更准确且对诊断有用的分析结果的分析目标部分的超声诊断设备。 解决方案：针对对象获取的超声图像UI的数据和与超声图像UI不同的模态的医学图像MI的数据，以及超声图像UI的数据和与对象中的位置对应的数据分析目标指定单元，基于针对由分析目标指定单元识别的分析目标部分获取的医学图像MI的数据，指定要分析超声图像UI的数据的分析目标部分，以及用于分析超声图像UI的数据的数据分析单元。指示分析目标部分的指示符In可以显示在显示单元6上。 .The 11

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6293429号 (P6293429)
(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. A 6 1 B 8 / 0 0 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 0 0	
請求項の数 10 (全 20 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-153125 (P2013-153125)	(73) 特許権者 300019238	
(22) 出願日 平成25年7月24日 (2013. 7. 24)	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2015-20036 (P2015-20036A)	アメリカ合衆国、5 3 1 8 8、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グラッドウェイ・ブルバード、3 0 0	
(43) 公開日 平成27年2月2日 (2015. 2. 2)	(74) 代理人 100137545	
審査請求日 平成28年7月1日 (2016. 7. 1)	弁理士 荒川 聡志	
	(72) 発明者 谷川 俊一郎	
	東京都日野市旭が丘四丁目7番地の1 2 7	
	GEヘルスケア・ジャパン株式会社内	
	審査官 富永 昌彦	
	最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 データ解析装置、データ解析装置のプログラム及び超音波診断装置		