

(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2014-161478

(P2014-161478A)

(43) 公開日 平成26年9月8日(2014.9.8)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2013-34374 (P2013-34374)
(22) 出願日 平成25年2月25日 (2013.2.25)(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 100106541
弁理士 伊藤 信和
(72) 発明者 橋本 浩
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 EE30 GA25 JC21 JC33 LL33

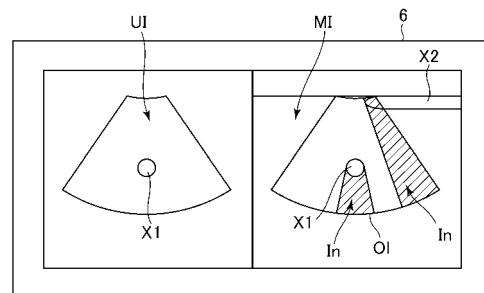
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】超音波画像と医用画像とで異なる見え方をする部分を知ることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】被検体の同一断面についての超音波画像UIと医用画像MIとが表示される表示部6と、被検体内において超音波の伝搬に影響を与えるシストX1及び骨X2によって、前記超音波画像UIの画質に影響が出る範囲を示すインジケータInを、前記医用画像MIの対応位置に表示させるインジケータ表示制御部と、を備えることを特徴とする。前記インジケータ表示制御部は、前記医用画像MIにおいて特定される前記超音波の音線方向と、前記医用画像MIにおける前記シストX1及び骨X2の位置とに基づいて、前記超音波画像UIの画質に影響が出る範囲を、前記医用画像において特定する。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の同一断面についての超音波画像と医用画像とが表示される表示部と、

被検体内において超音波の伝搬に影響を与える物体によって、前記超音波画像の画質に影響が出る範囲を示すインジケータを、前記医用画像の対応位置に表示させるインジケータ表示制御部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検体の同一領域についての超音波画像と医用画像とが合成された合成画像が表示される表示部と、

被検体内において超音波の伝搬に影響を与える物体によって、前記超音波画像の画質に影響が出る範囲を示すインジケータを、前記合成画像に表示させるインジケータ表示制御部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

物体は、前記医用画像のデータに基づいて特定され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】

前記インジケータ表示制御部は、前記医用画像において特定される前記超音波の音線方向と、前記医用画像における前記物体の位置とに基づいて、前記超音波画像の画質に影響が出る範囲を、前記医用画像において特定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】

前記インジケータ表示制御部は、前記医用画像において、前記物体に対して、超音波プローブ側とは超音波の音線方向において反対側の範囲を、前記超音波画像の画質に影響が出る範囲とすることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波画像の座標系と前記参照医用画像の座標系との間における座標変換により、前記医用画像における前記超音波の音線方向が特定されることを特徴とする請求項 4 又は 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記超音波画像の座標系において、超音波プローブの位置を算出する位置算出部を備えており、

該位置算出部によって算出された位置情報を用いて、前記座標変換によって、前記医用画像における前記超音波の音線方向が特定される

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記医用画像のデータに基づいて前記物体を特定する物体特定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】

前記表示部に、前記物体の名称を認識できる画像が表示され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。

【請求項 10】

コンピュータに、

被検体の同一断面についての超音波画像と医用画像とを表示部に表示させる表示画像制御機能と、

被検体内において超音波の伝搬に影響を与える物体によって、前記超音波画像の画質に影響が出る範囲を示すインジケータを、前記医用画像の対応位置に表示させるインジケータ表示制御機能と、

を実行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。

10

20

30

40

50

【請求項 11】

コンピュータに、

被検体の同一領域についての超音波画像と医用画像とが合成された合成画像を表示部に表示させる表示画像制御機能と、

被検体内において超音波の伝搬に影響を与える物体によって、前記超音波画像の画質に影響が出る範囲を示すインジケータを、前記合成画像に表示させるインジケータ表示制御機能と、

を実行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】**

10

【0001】

本発明は、超音波画像及び参照医用画像がともに表示される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】**

超音波診断装置では、超音波プローブから被検体内に超音波を送信し、被検体内から反射されてくるエコー信号を超音波プローブで受信する。そして、受信したエコー信号に基づいてBモード画像などの超音波画像が作成され表示される。

【0003】

このような超音波診断装置において、例えば特許文献1には、被検体における同一断面のリアルタイムの超音波画像とX線CT(Computed Tomography)画像やMRI(Magnetic Resonance Imaging)画像などの参照医用画像とを表示する超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置では、位置センサにより検出される超音波プローブの位置に基づいて、X線CT装置やMRI装置で取得されたボリュームデータにおいて、超音波画像の断面と対応する断面が特定され、この対応断面について前記参照医用画像が表示される。従って、超音波プローブを動かしても、参照医用画像もこれに追従するようにして常に超音波画像と同一断面の画像が表示される。これにより、超音波画像と参照医用画像とを容易に対比することができる。

20

【先行技術文献】**【特許文献】**

30

【0004】

【特許文献1】国際公開第W O 2 0 0 4 - 0 9 8 4 1 4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】****【0005】**

ところで、被検体内に、骨や空気など超音波の伝搬を妨げる物体があると、超音波画像においてその物体よりも下側は、周囲と比べて輝度が低くなり影ができたように見える。また、被検体内のシスト(Cyst: 嚢胞)は、周りの組織と比べて超音波の減衰率が小さい。従って、超音波画像において、シストの下は、同じ深度位置の周囲と比べて輝度が高くなる。このように、骨、空気、シストなど、超音波の伝搬に影響を与える物体によって、超音波画像の画質に影響が出る。

40

【0006】

被検体の同一断面についての超音波画像と参照医用画像とが表示されている場合において、骨、空気、シストなどの影響で、超音波画像に影が生じたり高輝度になったりする部分が存在すると、参照医用画像と比べて、超音波画像が、同じ部分であっても異なる見え方をする。

【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、被検体の同一断面についての超音波画像と医用画像とが表示される表示部と、被検体内において超音波の伝搬に影響を

50

与える物体によって、前記超音波画像の画質に影響が出る範囲を示すインジケータを、前記医用画像の対応位置に表示させるインジケータ表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0008】

また、他の観点の発明は、被検体の同一領域についての超音波画像と医用画像とが合成された合成画像が表示される表示部と、被検体内において超音波の伝搬に影響を与える物体によって、前記超音波画像の画質に影響が出る範囲を示すインジケータを、前記合成画像に表示させるインジケータ表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

10

【0009】

上記観点の発明によれば、超音波の伝搬に影響を与える物体によって、超音波画像の画質に影響が出る範囲を示すインジケータが、前記医用画像に表示されるので、画像を見る者は、超音波画像と医用画像とで異なる見え方をする部分を知ることができる。

【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。

20

【図3】被検体における同一断面の超音波画像及び参照医用画像が表示された表示部を示す図である。

【図4】超音波画像及びインジケータが表示された参照医用画像が表示された表示部を示す図である。

【図5】図1に示す超音波診断装置の作用を示すフローチャートである。

【図6】超音波画像及び参照医用画像が表示された表示部を示す図である。

【図7】低輝度部分及び高輝度部分が示された超音波画像及び参照医用画像が表示された表示部を示す図である。

【図8】実施形態の変形例において、超音波画像と参照医用画像とが合成された合成画像が表示された表示部を示す図である。

30

【図9】被検体内において超音波の伝搬に影響を与える物体の名称を認識できる画像が表示された表示部を示す図である。

【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。

40

【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から発生する磁気を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】

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。

【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。

10

【0016】

前記表示制御部5は、図2に示すように、位置算出部51、超音波画像データ作成部52、表示画像制御部53、物体特定部54、インジケータ表示制御部55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、前記磁気発生部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信号の前記三次元空間の座標系における位置情報を算出する。前記磁気発生部11を原点とする三次元空間の座標系を、超音波画像UIの座標系と云うものとする。前記位置算出部51は、本発明における位置算出部の実施の形態の一例である。

20

【0017】

前記超音波画像データ作成部52は、前記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。

【0018】

前記表示画像制御部53は、図3に示すように、超音波画像UIを前記表示部6に表示させるとともに、前記位置算出部51で算出された超音波の送受信領域と被検体において同一断面の参照医用画像MIを表示させる（表示画像制御機能）。詳細は後述する。

【0019】

前記参照医用画像MIは、前記超音波診断装置1以外の医用画像装置100で予め取得された医用画像、すなわち例えばX線CT装置やMRI装置などで予め取得されたX線CT画像やMRI画像である。

30

【0020】

前記物体特定部54は、前記参照医用画像MIのデータに基づいて、被検体内において超音波の伝搬に影響を与えることにより、超音波画像UIの画質に影響を与える物体を特定する。詳細は後述する。前記物体特定部54は、本発明における物体特定部の実施の形態の一例である。

【0021】

前記インジケータ表示制御部55は、図4に示すように、前記参照医用画像MIにインジケータInを表示させる（インジケータ表示制御機能）。このインジケータInは、被検体内において超音波の伝搬に影響を与える物体によって、前記超音波画像UIの画質に影響が出る範囲を示す。詳細は後述する。前記インジケータ表示制御部54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。

40

【0022】

前記表示部6は、LCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)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。

【0023】

前記制御部8は、特に図示しないがCPU(Central Processing

50

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、前記表示画像制御機能、前記インジケータ表示制御機能を始めとする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。

【0024】

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には、前記制御プログラムの他、超音波の送受信対象と同一被検体について予め取得された前記参照医用画像MIのデータが記憶される。この参照医用画像MIのデータは被検体における三次元領域についてのボリュームデータである。前記参照医用画像MIのデータは、参照医用画像MIの座標系における位置情報とともに前記記憶部9に記憶される。

10

【0025】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について図5のフローチャートに基づいて説明する。ここでは、リアルタイムの超音波画像UIを表示させるとともに、このリアルタイムの超音波画像UIと被検体において同一断面の参照医用画像MIを表示させる例について説明する。

【0026】

先ず、ステップS1では、前記超音波プローブ2を被検体の体表面に当接させて超音波の送受信を開始する。そして、前記表示画像制御部53は、エコー信号に基づいて作成された超音波画像UIを前記表示部6に表示させる。超音波画像UIは例えばBモード画像である。また、前記表示画像制御部53は前記記憶部9に記憶されたボリュームデータに基づいて参照医用画像MIを表示させる。参照医用画像MIは、例えばCT画像である。前記表示画像制御部53は、図6に示すように、前記超音波画像UI及び前記参照医用画像MIを前記表示部6に並べて表示させる。

20

【0027】

次に、ステップS2では、前記超音波画像UIの座標系と前記参照医用画像MIの座標系との位置合わせ処理を行なう。具体的には、操作者は前記表示部6に表示された前記超音波画像UIと前記参照医用画像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と参照医用画像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、前記参照医用画像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。

30

【0028】

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及び参照医用画像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参照医用画像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。

【0029】

ここで、前記参照医用画像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と前記参照医用画像MIとで同一位置と思われる点を指定すると、これら超音波画像UIの座標系と参照医用画像MIの座標系との対応位置が特定される。そして、前記超音波画像UIの座標系と参照医用画像MIの座標系との対応点が複数点特定されることで、前記超音波画像UIの座標系と前記参照医用画像MIの座標系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。

40

【0030】

前記ステップS2における位置合わせ処理が完了すると、ステップS3では、前記表示画像制御部53は、リアルタイムの超音波画像UIとともに、前記位置算出部51で算出されたエコー信号の位置に対応する断面についての参照医用画像MIを表示させる。これにより、図3に示すように、被検体における同一断面の超音波画像UI及び参照医用画像

50

M I が表示される。

【 0 0 3 1 】

具体的には、前記表示画像制御部 5 3 は、前記位置算出部 5 1 で算出されたエコー信号の位置情報を、前記参照医用画像 M I の座標系の位置情報に座標変換して、前記参照医用画像 M I のボリュームデータにおいて前記エコー信号の位置と対応する領域を特定する。次に、前記表示画像制御部 5 3 は、この対応領域を含む断面のデータに基づく参照医用画像 M I を、図 3 に示すようにリアルタイムの超音波画像 U I とともに表示させる。図 3 において、前記参照医用画像 M I 上に表示された輪郭線 O 1 で囲まれる領域は、前記参照医用画像 M I において超音波画像 U I と対応する領域である。前記参照医用画像 M I における前記輪郭線 O 1 内の画像及び前記超音波画像 U I は、被検体において同一領域の画像である。前記輪郭線 O 1 は、前記位置算出部 5 1 で算出された超音波画像 U I の座標系におけるエコーデータの位置を、参照医用画像 M I の座標系に座標変換して特定される。

10

【 0 0 3 2 】

図 3 において、符号 X 1 はシストを示しており、符号 X 2 は骨を示している。シスト及び骨は、被検体内における超音波の伝搬に影響を与える物体である。具体的には、シストにおいては、周りの生体組織と比べて、被検体内を伝搬する超音波の減衰が少ない。従って、前記超音波画像 U I において、シスト X 1 の下（シスト X 1 に対して、体表面側（前記超音波プローブ 2 側）とは超音波の音線方向において反対側）は、周囲の同じ深度位置の生体組織と比べて輝度が高くなる。また、骨は超音波の伝搬を妨げるため、前記超音波画像 U I において、骨 X 2 の下（骨 X 2 に対して、体表面側とは超音波の音線方向において反対側）は、周囲の同じ深度の生体組織と比べて輝度が低くなる。従って、前記超音波画像 U I と前記参照医用画像 M I とで、被検体において同じ部分であるにもかかわらず、シストや骨などの物体の下は、異なる見え方になる。

20

【 0 0 3 3 】

次に、ステップ S 4 では、前記インジケータ表示制御部 5 5 は、図 4 に示すように、前記参照医用画像 M I に前記インジケータ I n を表示させる。本例では、前記インジケータ I n は、斜線である。前記インジケータ I n は、前記操作部 7 における操作者の入力によって表示されてもよい。また、いったん表示された前記インジケータ I n は、前記操作部 7 における操作者の入力によって非表示とすることができるようになっていてもよい。

30

【 0 0 3 4 】

前記インジケータ I n の表示について詳しく説明する。まず、前記物体特定部 5 4 は、前記参照医用画像 M I のデータに基づいて、超音波の伝搬に影響を与える物体を特定する。具体的に説明する。ここでは、超音波の伝搬に影響を与える物体は、シストと骨であるものとする。前記参照医用画像 M I が C T 画像である場合、この C T 画像のデータにおいて、シスト及び骨は、その物体に特有の C T 値を有する。従って、前記物体特定部 5 4 は、C T 値に基づいてシスト X 1 及び骨 X 2 を特定する。

30

【 0 0 3 5 】

前記インジケータ表示制御部 5 5 は、前記物体特定部 5 4 によって特定されたシスト X 1 及び骨 X 2 の前記参照医用画像 M I における位置と、前記参照医用画像 M I における超音波の音線方向とに基づいて、前記シスト X 1 及び前記骨 X 2 によって、前記超音波画像 U I の画質に影響が出る範囲を、前記参照医用画像 M I において特定する。

40

【 0 0 3 6 】

ここで、前記超音波画像 U I の座標系における超音波の音線方向は、前記位置算出部 5 1 の位置情報によって特定される。従って、前記参照医用画像 M I における超音波の音線方向は、前記位置算出部 5 1 によって算出される位置情報を用いて、超音波画像 U I の座標系と参照医用画像 M I の座標系との間における座標変換により特定することができる。

【 0 0 3 7 】

前記インジケータ表示制御部 5 5 は、前記参照医用画像 M I において、前記シスト X 1 及び前記骨 X 2 に対して、前記超音波プローブ 2 側とは超音波の音線方向において反対側の範囲を、前記超音波画像 U I の画質に影響が出る範囲とする。

50

【 0 0 3 8 】

このように、前記インジケータ I_n が表示されることにより、画像を見る者は、前記超音波画像 U_I と前記医用画像 M_I とで異なる見え方をする部分を知ることができる。

【 0 0 3 9 】

ここで、被検体の体表面に対する超音波プローブの押し当て方が不十分であるため、超音波プローブにおける超音波の送受信面と体表面との間に隙間が生じると、体表面で反射する超音波が多くなるため、被検体内からの超音波のエコー信号が弱くなる。従って、超音波画像において、超音波プローブの押し当て方が不十分である部分の下方も輝度が低くなる。この場合の超音波画像 U_I 及びこの超音波画像 U_I と被検体において同一断面の参照医用画像 M_I を図 7 に示す。

10

【 0 0 4 0 】

図 7 において、符号 Y_1 は、周囲よりも輝度が低く、影のように見える低輝度部分、符号 Y_2 は、周囲よりも輝度が高い高輝度部分である。なお、前記低輝度部分 Y_1 及び前記高輝度部分 Y_2 は、他の図における超音波画像 U_I にも存在しているが、説明の便宜上、図 7 にのみ図示する。

【 0 0 4 1 】

低輝度部分 Y_1 は、二つ存在している。ただし、一方の低輝度部分 $Y_1 - 1$ は、超音波プローブ 2 と体表面との間に隙間が生じていることが原因で生じている。また、他方の低輝度部分 $Y_1 - 2$ は、骨など超音波の伝搬を妨げる物体が原因で生じている。

【 0 0 4 2 】

20

このように、二つの低輝度部分 $Y_1 - 1$, $Y_1 - 2$ が生じている場合に、その原因が、骨などの影響であるのか、前記超音波プローブ 2 の当て方が悪いのか分からない場合がある。しかし、前記参照医用画像 M_I を見れば、前記低輝度部分 $Y_1 - 1$ に対応する位置には前記インジケータ I_n が表示されていないので、前記低輝度部分 $Y_1 - 1$ のみが、前記超音波プローブ 2 の当て方が悪いということを知ることができる。

【 0 0 4 3 】

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。前記表示画像制御部 53 は、図 8 に示すように、超音波画像 U_I と参照医用画像 M_I とを合成した合成画像 C_I を表示させてもよい。この場合、前記インジケータ表示制御部 55 は、合成画像 C_I において、超音波画像 U_I が合成された部分（前記輪郭線 O_1 内の部分）に、前記インジケータ I_n を表示させる。

30

【 0 0 4 4 】

次に、第二変形例について説明する。前記超音波診断装置 1 は、前記物体特定部 54 を備えていなくてもよい。この場合、例えば前記医用画像装置 100 において、前記参照医用画像 M_I のデータに基づいて、被検体内において超音波の伝搬に影響を与える物体が特定される。この物体特定情報は、前記参照医用画像 M_I のデータとともに、前記記憶部 9 に記憶される。前記インジケータ表示制御部 55 は、前記記憶部 9 に記憶された前記物体特定情報を用いて、前記インジケータ I_n を表示させる。

【 0 0 4 5 】

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、上述の実施形態において、前記インジケータ I_n は斜線で表示されているが、前記インジケータ I_n の表示形態はこれに限られるものではない。また、前記インジケータ表示制御部 55 は、被検体内において超音波の伝搬に影響を与える物体の種類に応じて、前記インジケータの表示形態を変えてもよい。

40

【 0 0 4 6 】

また、超音波画像 U_I は、リアルタイムの画像ではなくてもよい。

【 0 0 4 7 】

また、前記参照医用画像 M_I は、被検体内において超音波の伝搬に影響を与える物体を特定できるデータに基づく医用画像、すなわち超音波の伝搬に影響を与える物体に特有の

50

データ値を有するデータに基づく医用画像であればよく、ＣＴ画像に限られない。

【００４８】

また、前記インジケータ表示制御部５５は、図９に示すように、前記表示部６に、被検体内において超音波の伝搬に影響を与える物体の名称を認識できる画像Ｉを表示させてもよい。図９では、前記画像Ｉとして、物体の名称を示す文字（「シスト」、「骨」）が表示されている。

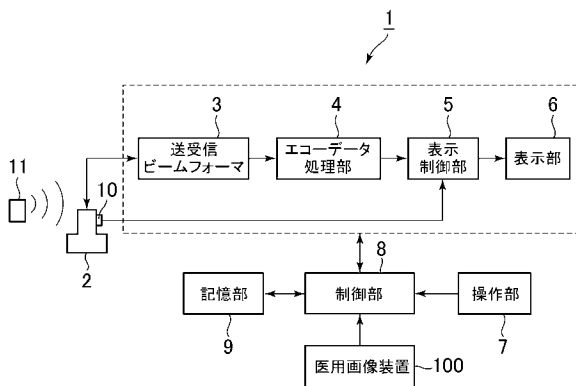
【符号の説明】

【００４９】

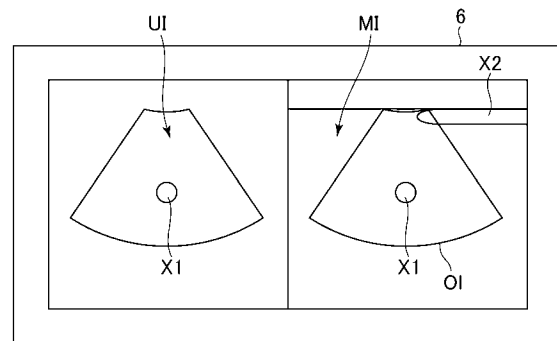
- １ 超音波診断装置
- ２ 超音波プローブ
- ６ 表示部
- ５１ 位置算出部
- ５４ 物体特定部
- ５５ インジケータ表示制御部

10

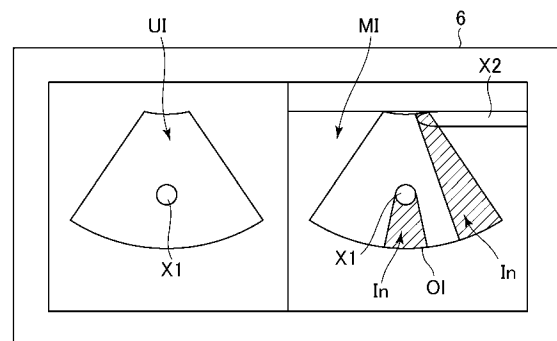
【図１】



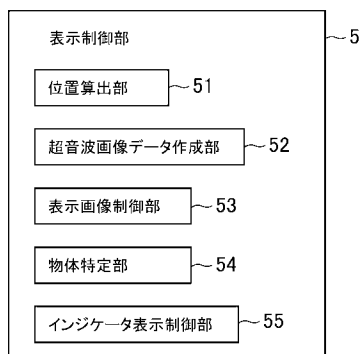
【図３】



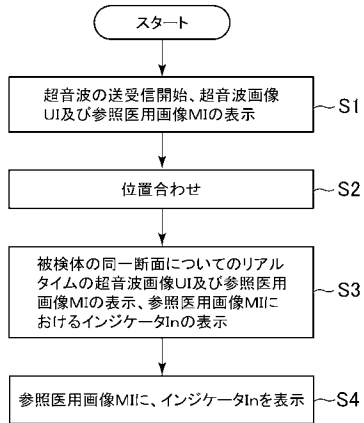
【図４】



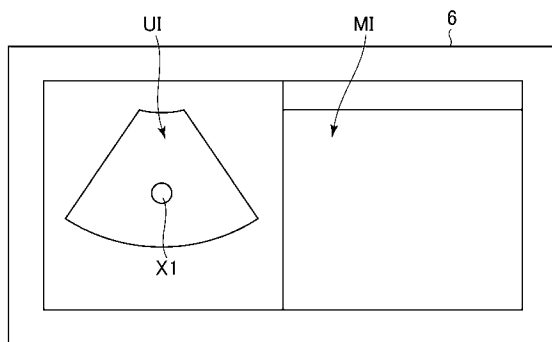
【図２】



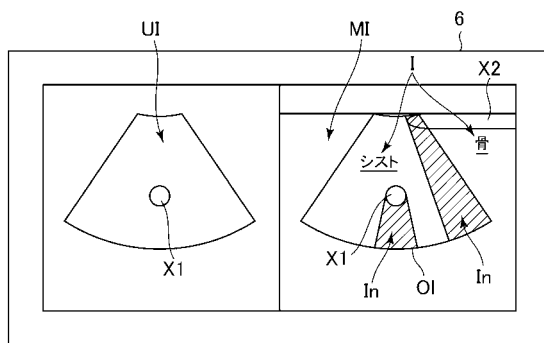
【図 5】



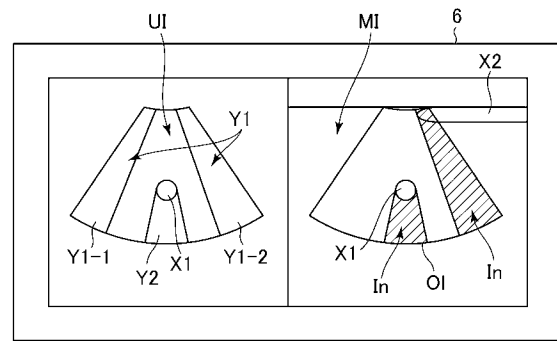
【図 6】



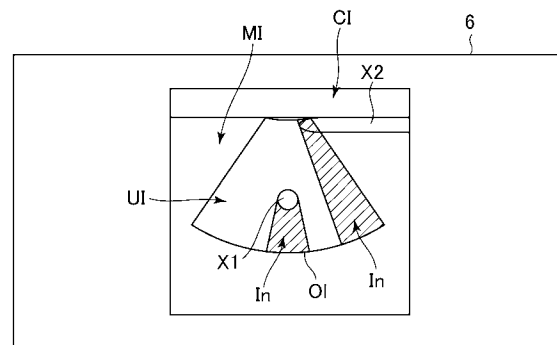
【図 9】



【図 7】



【図 8】



专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2014161478A	公开(公告)日	2014-09-08
申请号	JP2013034374	申请日	2013-02-25
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	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE30 4C601/GA25 4C601/JC21 4C601/JC33 4C601/LL33		
代理人(译)	伊藤亲		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够使用户识别在超声图像和医学图像中出现的不同部分。解决方案：超声诊断设备包括：显示单元6，其显示超声图像UI。以及针对对象的相同横截面的医学图像MI；指示器显示控制单元，其在医学图像MI中的相应位置显示指示器In，该指示器In指示超声图像UI中的图像质量受到影响超声波传播的囊肿X1和骨骼X2影响的范围。在主题上。指示器显示控制单元基于医学图像MI中识别出的超声波的声线方向以及医学图像MI的位置，在医学图像MI中识别影响超声图像UI中的图像质量的范围。医学图像MI中的囊肿X1和骨骼X2。

