

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/051578

発行日 令和1年6月24日 (2019.6.24)

(43) 国際公開日 平成30年3月22日 (2018.3.22)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F I

A61B 8/14

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

出願番号 特願2018-539519 (P2018-539519)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/019410
(22) 国際出願日 平成29年5月24日 (2017.5.24)
(31) 優先権主張番号 特願2016-181715 (P2016-181715)
(32) 優先日 平成28年9月16日 (2016.9.16)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

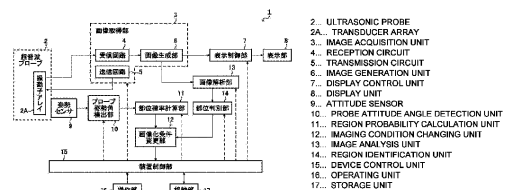
(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目2番30号
(74) 代理人 100152984
弁理士 伊東 秀明
(74) 代理人 100148080
弁理士 三橋 史生
(72) 発明者 松本 剛
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE09 EE11 GA18 GA24 GA25
JB34 JC06 JC16

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置の制御方法

(57) 【要約】

超音波診断装置は、超音波プローブから超音波ビームの送受信を行って超音波画像を取得する画像取得部と、第1の画像化条件に従って取得された超音波画像に対して超音波プローブの姿勢角及び超音波画像の解析結果の少なくとも一方から、超音波画像に含まれる部位が特定の部位である確率を計算する部位確率計算部と、確率が閾値以上である場合に、第1の画像化条件を、確率を計算した部位を判別するための第2の画像化条件に変更する画像化条件変更部と、を有し、第2の画像化条件を用いて超音波画像を更に取得する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブと、

設定された画像化条件に従って、前記超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームの送受信を行って、超音波画像を取得する画像取得部と、

第 1 の画像化条件に従って前記画像取得部において取得された超音波画像に対して、前記超音波プローブの姿勢角及び前記超音波画像の解析結果の少なくとも一方から、前記超音波画像に含まれる被検体の部位が特定の部位である確率を計算する部位確率計算部と、

前記部位確率計算部において計算された前記確率が定められた閾値以上である場合に、前記第 1 の画像化条件を、前記確率を計算した部位を判別するための第 2 の画像化条件に変更する画像化条件変更部と、を有し、

前記画像取得部は、前記第 2 の画像化条件を用いて超音波画像を更に取得す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動作又は位置を検出する姿勢センサと、

前記姿勢センサの信号に基づいて前記姿勢角を検出するプローブ姿勢角検出部と、を更に有し、

前記部位確率計算部は、前記姿勢角に基づいて前記確率を計算する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像取得部において更に取得された超音波画像を解析する画像解析部を更に有する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像取得部において取得された超音波画像を解析する画像解析部を更に有し、

前記部位確率計算部は、前記画像解析部における前記解析結果に基づいて前記確率を計算する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像取得部において取得された超音波画像を解析する画像解析部と、

前記超音波プローブの動作又は位置を検出する姿勢センサと、

前記姿勢センサの信号に基づいて前記姿勢角を検出するプローブ姿勢角検出部と、を更に有し、

前記部位確率計算部は、前記姿勢角及び前記画像解析部における超音波画像の解析結果に基づいて前記確率を計算する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記部位確率計算部は、前記画像解析部における単フレームの超音波画像に対する画像解析の結果に基づいて前記確率を計算する請求項 4 又は 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記部位確率計算部は、前記画像解析部における複数フレームの超音波画像に共通して含まれる特定のパターンの動きに対する解析結果に基づいて前記確率を計算する請求項 4 又は 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画像取得部において更に取得された超音波画像に対する前記画像解析部の解析結果に基づいて前記確率が計算された被検体の部位を判別する部位判別部を更に有する請求項 3 ～ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

設定された画像化条件に従って、超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームの送受信を行って、超音波画像を取得し、

第 1 の画像化条件に従って取得された超音波画像に対して、前記超音波プローブの姿勢角及び前記超音波画像の解析結果の少なくとも一方から、前記超音波画像に含まれる被検体の部位が特定の部位である確率を計算し、

10

20

30

40

50

計算された前記確率が定められた閾値以上である場合に、前記第 1 の画像化条件を、前記確率を計算した部位を判別するための第 2 の画像化条件に変更し、

前記第 2 の画像化条件を用いて超音波画像を更に取得することを特徴とする超音波診断装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び超音波診断装置の制御方法に係り、特に、超音波画像が生成された被検体の部位を判別する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

10

【0002】

従来から、被検体に振動子アレイを当てて被検体の内部の画像を得るものとして、超音波診断装置が知られている。一般的な超音波診断装置は、複数の素子が配列された振動子アレイから被検体内に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーを振動子アレイにおいて受信して素子データを取得する。更に、超音波診断装置は、得られた素子データを電氣的に処理して、被検体の当該部位に対する超音波画像を得る。

【0003】

このような超音波診断装置を用いて被検体を診断する際には、それぞれの検査部位に対して診断に適した超音波画像を得るために、オペレータが撮像部位に応じて画像化条件を設定している。その場合には、撮像部位が変わると、その都度、オペレータが画像化条件を設定する必要がある。そこで、特許文献 1 には、オペレータにより設定された画像化条件を用いて撮像された超音波画像を、撮像した際の画像化条件と共に基準画像として保存しておき、基準画像に対応する部位の撮像の際に、基準画像の画像化条件を読み出して設定する超音波診断装置が開示されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2004 - 290404 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0005】

ところで、例えば、救急における外傷患者の初期診察のために複数の診断部位を連続的に診断する e F A S T (extended Focused Assessment with Sonography for Trauma) 検査においては、複数の診断部位に対して汎用な画像化条件を初期条件として用いて超音波診断を行うことが多い。そのため、例えば、e F A S T 検査においては、生成された超音波画像から得られるそれぞれの診断部位を判別するための情報量が少なく、診断部位を精緻に判別することが難しいという問題があった。

また、この場合において、特許文献 1 に開示の技術では、診断部位を判別する手段が存在しないため、診断部位が未知の場合には、診断部位に対して適切な基準画像を選定すること、すなわち、診断部位に対して適切な画像化条件を選定することが困難であるという問題があった。

40

【0006】

本発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたものであり、診断部位を精緻に判別することができる超音波診断装置及び超音波診断装置の制御方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、超音波プローブと、設定された画像化条件に従って、超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームの送受信を行って、超音波画像を取得する画像取得部と、第 1 の画像化条件に従って画像取得部において

50

取得された超音波画像に対して、超音波プローブの姿勢角及び超音波画像の解析結果の少なくとも一方から、超音波画像に含まれる被検体の部位が特定の部位である確率を計算する部位確率計算部と、部位確率計算部において計算された確率が定められた閾値以上である場合に、第１の画像化条件を、確率を計算した部位を判別するための第２の画像化条件に変更する画像化条件変更部と、を有し、画像取得部は、第２の画像化条件を用いて超音波画像を更に取得することを特徴とする。

【０００８】

また、超音波プローブの動作又は位置を検出する姿勢センサと、姿勢センサの信号に基づいて姿勢角を検出するプローブ姿勢角検出部と、を更に有し、部位確率計算部は、姿勢角に基づいて確率を計算することが好ましい。

10

【０００９】

また、画像取得部において更に取得された超音波画像を解析する画像解析部を更に有することが好ましい。

【００１０】

もしくは、画像取得部において取得された超音波画像を解析する画像解析部を更に有し、部位確率計算部は、画像解析部における解析結果に基づいて確率を計算しても良い。

【００１１】

もしくは、画像取得部において取得された超音波画像を解析する画像解析部と、超音波プローブの動作又は位置を検出する姿勢センサと、姿勢センサの信号に基づいて姿勢角を検出するプローブ姿勢角検出部と、を更に有し、部位確率計算部は、姿勢角及び画像解析部における超音波画像の解析結果に基づいて確率を計算しても良い。

20

【００１２】

また、部位確率計算部は、画像解析部における単フレームの超音波画像に対する画像解析の結果に基づいて確率を計算することが好ましい。

【００１３】

もしくは、部位確率計算部は、画像解析部における複数フレームの超音波画像に共通して含まれる特定のパターンの動きに対する解析結果に基づいて確率を計算しても良い。

【００１４】

また、画像取得部において更に取得された超音波画像に対する画像解析部の解析結果に基づいて確率が計算された被検体の部位を判別する部位判別部を更に有することが好ましい。

30

【００１５】

また、本発明の超音波診断装置の制御方法は、設定された画像化条件に従って、超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームの送受信を行って、超音波画像を取得し、第１の画像化条件に従って取得された超音波画像に対して、超音波プローブの姿勢角及び超音波画像の解析結果の少なくとも一方から、超音波画像に含まれる被検体の部位が特定の部位である確率を計算し、計算された確率が定められた閾値以上である場合に、第１の画像化条件を、確率を計算した部位を判別するための第２の画像化条件に変更し、第２の画像化条件を用いて超音波画像を更に取得することを特徴とする。

【発明の効果】

40

【００１６】

本発明によれば、超音波診断装置は、部位確率計算部により計算された確率に基づいて、第１の画像化条件を、確率を計算した部位を判別するための第２の画像化条件に変更する画像化条件変更部を有するため、超音波診断装置において診断部位の判別が難しい画像化条件を用いて超音波画像を生成した場合においても、診断部位を精緻に判別することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１７】

【図１】本発明の実施の形態１に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図２】実施の形態１において用いられた受信回路の内部構成を示すブロック図である。

50

【図 3】実施の形態 1 において用いられた画像生成部の内部構成を示すブロック図である。

【図 4】実施の形態 1 のフローチャートである。

【図 5】実施の形態 2 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 6】実施の形態 2 のフローチャートである。

【図 7】実施の形態 3 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 8】実施の形態 3 のフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

10

実施の形態 1

図 1 に、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置 1 は、振動子アレイ 2 A を内蔵する超音波プローブ 2 を備え、超音波プローブ 2 に、画像取得部 3 を介して表示制御部 7 及び表示部 8 が順次接続されている。

【0019】

画像取得部 3 は、超音波プローブ 2 の振動子アレイ 2 A に接続される受信回路 4 及び送信回路 5 と受信回路 4 に接続された画像生成部 6 とを有しており、表示制御部 7 は、画像生成部 6 に接続されている。また、超音波プローブ 2 に、姿勢センサ 9 が備えられており、姿勢センサ 9 には、プローブ姿勢角検出部 10 が接続されている。更に、プローブ姿勢角検出部 10 に、部位確率計算部 11 及び画像化条件変更部 12 が順次接続されている。また、画像取得部 3 の画像生成部 6 に、画像解析部 13 が接続され、画像解析部 13 に部位判別部 14 が接続され、部位判別部 14 に画像化条件変更部 12 が接続されている。

20

更に、画像取得部 3、表示制御部 7、プローブ姿勢角検出部 10、部位確率計算部 11、画像化条件変更部 12、画像解析部 13 及び部位判別部 14 に装置制御部 15 が接続され、装置制御部 15 に、操作部 16 及び格納部 17 がそれぞれ接続されている。なお、装置制御部 15 と格納部 17 とは、それぞれ双方向に情報を受け渡し可能に接続される。

【0020】

図 1 に示す超音波プローブ 2 の振動子アレイ 2 A は、1 次元又は 2 次元に配列された複数の素子（超音波振動子）を有している。これらの素子は、それぞれ送信回路 5 から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。各素子は、例えば、P Z T（Lead Zirconate Titanate：チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミック、P V D F（Poly Vinylidene Di Fluoride：ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電素子及び P M N - P T（Lead Magnesium Niobate-Lead Titanate：マグネシウムニオブ酸 - チタン酸鉛固溶体）に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成した振動子を用いて構成される。

30

【0021】

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波状の電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状又は連続波状の超音波が発生して、それらの超音波の合成波から、超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として、それぞれの振動子から受信回路 4 に出力される。

40

【0022】

画像取得部 3 の受信回路 4 は、図 2 に示すように、増幅部 18 と A / D（Analog/Digital：アナログ/デジタル）変換部 19 が直列接続された構成を有している。受信回路 4 は、振動子アレイ 2 A の各素子から出力される受信信号を増幅部 18 において増幅し、A / D 変換部 19 においてデジタル化して得られた素子データを画像生成部 6 に出力する。

送信回路 5 は、例えば、複数のパルス発生器を含んでおり、装置制御部 15 からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、振動子アレイ 2 A の複数の素子から送信される超音波が超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数の素子に供給する。

50

【 0 0 2 3 】

画像取得部 3 の画像生成部 6 は、図 3 に示すように、B モード (Brightness mode : 輝度モード) 処理部 2 0 と画像処理部 2 1 とが順次直列に接続された構成を有している。

B モード処理部 2 0 は、装置制御部 1 5 からの制御信号に応じて選択された受信遅延パターンに基づき、設定された音速に従う各素子データにそれぞれの遅延を与えて加算 (整相加算) を施す、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が生成される。更に、B モード処理部 2 0 は、音線信号に対し、超音波の反射位置の深度に応じて伝搬距離に起因する減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施して、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。B モード処理部 2 0 において生成された B モード画像信号は、表示制御部 7 又は画像解析部 1 3 に出力される。

10

画像処理部 2 1 は、B モード処理部 2 0 において生成された B モード画像信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換 (ラスタ変換) し、B モード画像信号に諧調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、B モード画像信号を表示制御部 7 に出力する。

【 0 0 2 4 】

図 1 に示すように、超音波診断装置 1 の表示制御部 7 は、画像取得部 3 において取得された B モード画像信号に基づいて、表示部 8 に超音波診断画像を表示させる。

表示部 8 は、例えば、LCD (Liquid Crystal Display : 液晶ディスプレイ) 等のディスプレイ装置を含んでおり、装置制御部 1 5 の制御の下、超音波診断画像を表示する。

20

【 0 0 2 5 】

姿勢センサ 9 は、超音波プローブ 2 に備えられ、超音波診断中においてオペレータにより操作される超音波プローブ 2 の動作又は位置を電気信号として検出するものである。

姿勢センサ 9 は、超音波プローブ 2 の動作又は位置を検出できるものであれば特に制限されないが、以下においては、姿勢センサ 9 として超音波プローブ 2 の動作を検出する加速度センサを用いた場合について説明する。この際、姿勢センサ 9 は、3 次元空間内において互いに直交する 3 つの軸に沿った 3 成分の加速度を電気信号として検出する。更に、姿勢センサ 9 が検出した信号は、プローブ姿勢角検出部 1 0 に出力される。

プローブ姿勢角検出部 1 0 は、姿勢センサ 9 が検出した超音波プローブ 2 の動作を示す信号に基づいて、超音波プローブ 2 の姿勢角を検出する。例えば、姿勢センサ 9 において得られた 3 次元空間内の加速度から、周知の計算方法を用いて超音波プローブ 2 の姿勢角を算出することができる。

30

【 0 0 2 6 】

部位確率計算部 1 1 は、オペレータが超音波プローブ 2 を用いて超音波診断を行った際に、プローブ姿勢角検出部 1 0 において検出された超音波プローブ 2 の姿勢角に基づいて、画像取得部 3 において取得された超音波画像に含まれる被検体の部位が特定の部位である確率 (部位確率) を計算する。部位確率計算部 1 1 は、例えば、画像取得部 3 において取得された超音波画像に含まれる被検体の部位が心臓である確率を計算することができる。なお、部位確率計算部 1 1 における部位確率の計算については、後に詳述する。

【 0 0 2 7 】

40

画像化条件変更部 1 2 は、画像取得部 3 において超音波画像を取得する際に用いられた画像化条件を、超音波診断がなされた部位に応じた画像化条件に変更する。ここで、画像化条件は、超音波診断の際のフレームレート、超音波画像の解像度、超音波画像の輝度及び超音波診断の際のダイナミックレンジを含む。画像化条件変更部 1 2 は、これらの画像化条件のうち、少なくとも 1 つの条件を、部位確率計算部 1 1 における部位確率の計算結果又は部位判別部 1 4 における部位の判別結果に基づいて変更する。

【 0 0 2 8 】

画像解析部 1 3 は、画像取得部 3 の画像生成部 6 の B モード処理部 2 0 において生成された B モード画像信号に対する動き解析及びパターン認識等の画像解析を行い、その画像解析結果を部位判別部 1 4 に出力する。

50

部位判別部 14 は、画像解析部 13 における超音波画像の解析結果に基づいて、超音波画像に含まれる被検体の部位を判別し、画像化条件変更部 12 に対して判別した部位の情報を出力する。

【0029】

装置制御部 15 は、オペレータにより操作部 16 を介して入力された指令に基づいて超音波診断装置 1 の各部の制御を行う。

操作部 16 は、オペレータが入力操作を行うためのものであり、キーボード、マウス、トラックボール及びタッチパネル等を備えて構成することができる。

格納部 17 は、超音波診断装置 1 の動作プログラム等を格納するもので、HDD (Hard Disc Drive: ハードディスクドライブ)、SSD (Solid State Drive: ソリッドステートドライブ)、FD (Flexible Disc: フレキシブルディスク)、MO ディスク (Magneto-Optical disc: 光磁気ディスク)、MT (Magnetic Tape: 磁気テープ)、RAM (Random Access Memory: ランダムアクセスメモリ)、CD (Compact Disc: コンパクトディスク)、DVD (Digital Versatile Disc: デジタルバーサタイルディスク)、SD カード (Secure Digital card: セキュアデジタルカード)、USB メモリ (Universal Serial Bus memory: ユニバーサルシリアルバスメモリ) 等の記録メディア、又はサーバ等を用いることができる。

【0030】

なお、画像生成部 6、表示制御部 7、プローブ姿勢角検出部 10、部位確率計算部 11、画像化条件変更部 12、画像解析部 13 及び部位判別部 14 は、CPU (Central Processing Unit: 中央処理装置) と、CPU に各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらを、デジタル回路を用いて構成しても良い。また、これらの画像生成部 6、表示制御部 7、プローブ姿勢角検出部 10、部位確率計算部 11、画像化条件変更部 12、画像解析部 13 及び部位判別部 14 を、部分的にあるいは全体的に 1 つの CPU に統合させて構成することもできる。

【0031】

次に、図 4 に示すフローチャートを用いて、実施の形態 1 における超音波診断装置 1 の動作について説明する。

まず、ステップ S1 において、装置制御部 15 は、画像取得部 3 において超音波画像を取得するための画像化条件を第 1 の画像化条件に初期化する。第 1 の画像化条件は、例えば、複数の診断部位に対して汎用な設定がなされた画像化条件である。このような、複数の診断部位に対して汎用な画像化条件は、例えば、eFAST 検査等の連続診断において、複数の部位を迅速に診断できるように設定されることが多い。

【0032】

ステップ S2 において、第 1 の画像化条件の下、超音波プローブ 2 の振動子アレイ 2A の複数の超音波振動子を用いた超音波ビームの送受信及び走査が画像取得部 3 の受信回路 4 及び送信回路 5 により行われる。この際に、被検体からの超音波エコーを受信した各超音波振動子から受信信号が受信回路 4 に出力され、受信回路 4 の増幅部 18 及び A/D 変換部 19 において受信信号の増幅及び A/D 変換が行われて受信信号が生成される。また、超音波ビームの送受信及び走査が行われている際に、姿勢センサ 9 は、オペレータにより操作されている超音波プローブ 2 の動作を電気信号として検出する。

【0033】

続くステップ S3 及びステップ S4 は、同期並列処理される。

ステップ S3 において、画像生成部 6 の B モード処理部 20 は、第 1 の画像化条件において設定されている、超音波画像取得の際のフレームレートに基づいて受信回路 4 から入力された受信信号を用いて、順次 B モード画像を生成する。

また、ステップ S4 において、プローブ姿勢角検出部 10 は、姿勢センサ 9 から入力された超音波プローブ 2 の動作を表す電気信号に基づいて、ステップ S2 において行われた超音波ビームの送受信又は走査の際の超音波プローブ 2 の姿勢角を検出する。例えば、姿勢センサ 9 により検出された、3次元空間内において互いに直交する 3 つの軸に沿った 3

10

20

30

40

50

成分の加速度から、公知の計算方法を用いて超音波プローブ２の姿勢角を算出することができる。超音波プローブ２の姿勢角は、超音波診断を行う被検体の各部位に応じて異なる。例えば、eFAST検査においては、診断部位として心臓、肺、右腹部、左腹部及び膀胱があり、これらの部位に対して適切な検査を行うために、それぞれの部位に応じて超音波プローブ２を、異なる姿勢角において使用することが知られている。また、複数の部位の超音波診断において、例えば腹部の診断において、オペレータは、超音波プローブ２を動かしながら診断を行うことが多い。このように、超音波診断中にオペレータにより超音波プローブ２が動かされる場合には、プローブ姿勢角検出部１０は、例えば、一定時間内の超音波プローブ２の姿勢角の平均値を、超音波プローブ２の姿勢角として検出することができる。

10

【００３４】

ステップＳ３におけるＢモード画像の生成及びステップＳ４における超音波プローブ２の姿勢角の検出は、画像取得部３及びプローブ姿勢角検出部１０に対して、装置制御部１５から、Ｂモード画像生成を開始する旨の情報及び姿勢角の検出を開始する旨の情報が同時に送られることにより、それぞれ同時に開始される。ステップＳ３及びステップＳ４において、Ｂモード画像の生成及び超音波プローブ２の姿勢角の検出が開始されると、第１の画像化条件において設定されているフレームレートとプローブ姿勢角検出部１０が姿勢センサ９の信号をサンプリングするサンプリング周波数とが同期される。このようにして、ステップＳ３におけるＢモード画像の生成及びステップＳ４における超音波プローブ２の姿勢角の検出が同期並行処理される。なお、例えば、第１の画像化条件において設定されているフレームレートよりも高周波数の姿勢センサの情報を間引くことにより、第１の画像化条件において設定されているフレームレートとプローブ姿勢角検出部１０のサンプリング周波数とを一致させることができる。

20

【００３５】

ステップＳ５において、部位確率計算部１１は、ステップＳ４においてプローブ姿勢角検出部１０が検出した超音波プローブ２の姿勢角から、ステップＳ３において画像生成部６のＢモード処理部２０が生成したＢモード画像（超音波画像）に含まれる被検体の部位が特定の部位である確率（部位確率）を計算する。部位確率計算部１１における部位確率の計算には、種々の計算方法を用いることができるが、例えば、部位確率計算部１１は、被検体の特定の部位に対して目標とする超音波プローブ２の姿勢角（目標プローブ角度）とプローブ姿勢角検出部１０が検出した実際の姿勢角との差の逆数を、部位確率として計算することができる。その場合には、部位確率計算部１１は、被検体の各部位に対する目標プローブ角度を用いて、超音波画像に含まれる部位が特定の各部位である部位確率をそれぞれ計算する。

30

【００３６】

ステップＳ６において、装置制御部１５は、超音波プローブ２の姿勢角を用いて部位確率計算部１１が計算した部位確率が定められた閾値以上か否かを判定する。例えば、部位確率計算部１１が、ステップＳ３において生成された超音波画像に含まれる部位がそれぞれ心臓、肺、右腹部、左腹部、及び、膀胱である確率を計算した場合に、これらの部位確率がそれぞれ閾値以上であるか否かを判定する。部位確率の判定に用いる閾値は、超音波診断の際の超音波プローブ２の姿勢角、すなわち、目標プローブ角度が類似している部位に対する部位確率のみが閾値以上となる値であることが好ましい。

40

なお、この閾値は、例えば、過去の診断又は予備試験等における超音波プローブ２の姿勢角に対して統計値を算出する等により決定されることができる。

【００３７】

ステップＳ６において、部位確率計算部１１が計算した複数の部位確率のうち少なくとも１つの部位確率が閾値以上であると装置制御部１５が判定した場合には、ステップＳ７に進む。ステップＳ７において、画像化条件変更部１２は、装置制御部１５により閾値以上であると判定された部位確率に基づいて、第１の画像化条件を、部位確率を計算した部位を判別するための第２の画像化条件に変更する。例えば、ステップＳ６において、超音

50

波画像に含まれる部位が心臓である部位確率及び右腹部である部位確率が閾値以上と判定された場合には、画像化条件変更部 12 は、第 1 の画像化条件を、超音波画像に含まれる部位が心臓及び右腹部のどちらであるかを判別するための第 2 の画像化条件に変更する。この場合には、例えば、第 2 の画像化条件として、心臓の拍動に対するサンプリングの精度を高めるために、超音波診断の際のフレームレートを高速にした条件を設定することができる。

【0038】

ステップ S6 において、部位確率計算部 11 が計算した複数の部位確率の全てが閾値未満であると装置制御部 15 において判定された場合には、ステップ S16 に進む。ステップ S16 において、装置制御部 15 は、ステップ S6 において複数の部位確率が全て閾値未満であると装置制御部 15 に判定された回数が N 回であるか否かを判定する。複数の部位確率が全て閾値未満であると装置制御部 15 に判定された回数が N 回未満である場合には、ステップ S2 に戻り、第 1 の画像化条件を用いた超音波画像の取得が行われる。その後、複数の部位確率が全て閾値未満であると判定された回数が N 回となった場合には、ステップ S17 へと進み、表示部 8 においてエラーが生じた旨のメッセージが表示された後、超音波診断装置 1 は動作を終了する。

なお、N は 1 以上の自然数であって、超音波診断装置 1 のプログラム等において予め設定できるが、オペレータが超音波診断装置 1 を用いた超音波画像の生成に失敗した場合など、超音波画像を取得し直すことが好ましい場合があるため、2 以上の数であることが好ましい。

【0039】

ステップ S7 に続くステップ S8 においては、画像取得部 3 の受信回路 4 及び送信回路 5 は、第 2 の画像化条件を用いて、更に、超音波ビームを被検体の部位に対して送受信及び走査する。

更に、ステップ S9 においては、画像取得部 3 の画像生成部 6 の B モード処理部 20 は、第 2 の画像化条件を用いて取得された超音波の受信信号を用いて B モード画像（超音波画像）信号を更に生成する。

【0040】

ステップ S10 において、画像解析部 13 は、画像生成部 6 の B モード処理部 20 が更に生成した超音波画像に対して、その超音波画像に含まれる被検体の部位を判別するための画像解析を行う。例えば、第 2 の画像化条件として超音波診断の際のフレームレートを高速に設定した場合には、画像解析部 13 は、画像解析として、時系列の画像解析であるオブティカルフローを行うことができる。オブティカルフローは、図示しないが、画像取得部 3 により時系列に取得された複数フレームの超音波画像を用いて、複数フレームの超音波画像に共通に含まれる同一部位における複数の特徴的なパターンに対して、各パターンの動く方向及び距離を、ベクトル等を用いてマッピングする手法である。このような、時系列の解析方法を用いることにより、心臓のような動きの多い部位と腹部のような動きの少ない部位とを判別し易くすることができる。

【0041】

ステップ S11 において、部位判別部 14 は、画像解析部 13 における超音波画像の解析結果に基づいて、超音波画像に含まれる被検体の部位を判別する。例えば、ステップ S6 において閾値以上と判定された部位確率が、超音波画像に含まれる部位が心臓である部位確率及び右腹部である部位確率であって、画像解析部 13 がオブティカルフローを用いた画像解析を行った場合には、超音波画像にマッピングされたベクトルの個数に基づいて部位の判別を行う。すなわち、部位判別部 14 は、マッピングされたベクトルの個数が定められた一定数以上であれば心臓と判別し、マッピングされたベクトルの個数が一定数未満であれば右腹部と判別する。

【0042】

ステップ S12 において、画像化条件変更部 12 は、第 2 の画像化条件を部位判別部 14 により判別された部位に適切な第 3 の画像化条件に変更する。

10

20

30

40

50

続くステップ S 1 3 において、画像取得部 3 の受信回路 4 及び送信回路 5 は、第 3 の画像化条件を用いて、部位判別部 1 4 により判別された部位に対して、超音波ビームの送受信及び走査を行う。

更に、ステップ S 1 4 において、画像取得部 3 の画像生成部 6 は、第 3 の画像化条件を用いて受信回路 4 及び送信回路 5 により取得された受信信号から B モード画像信号を生成する。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 1 5 において、装置制御部 1 5 は、現在超音波診断を行っている被検体の部位が変更されたか否かを判定する。例えば、診断部位が心臓から肺に移行すると、診断部位が変更されたと判定される。具体的には、一般に診断部位が変更される場合にはプローブが体表から離れて空中放射になるため、このような空中放射状態（反射信号が得られない状態）を検出することにより、診断部位の変更を判定することができる。ステップ S 1 5 において、診断部位が変更されていない、すなわち、同一の診断部位を診断していると判定された場合には、ステップ S 1 3 に戻り、第 3 の画像化条件を用いた超音波画像の取得が行われる。一方、ステップ S 1 5 において、診断部位が変更されたと判定された場合には、ステップ S 1 に戻り、第 3 の画像化条件が第 1 の画像化条件へと初期化される。

【 0 0 4 4 】

以上のように、図 1 に示す実施の形態 1 の超音波診断装置 1 によれば、超音波プローブ 2 の姿勢角に基づいて部位確率を計算するために第 1 の画像化条件を用いて超音波画像を取得した後に、計算した部位確率に基づいて超音波画像に含まれる部位を判別するために、第 1 の画像化条件を第 2 の画像化条件に変更して超音波画像を更に取得する。このように、2 回に分けて超音波画像の取得を行うことにより、判別の候補となる部位を絞り込むことができるため、部位を精緻に判別して適切な画像化条件を設定することができる。また、超音波診断装置 1 は、従来技術として広く行われているデータベースを参照したパターン判別のみを使用した部位の判別と比較してデータの処理量が少なく、超音波画像に含まれる部位の判別の際に、画像解析に要する時間を短くすることができる。更に、第 1 の画像化条件として、複数の部位に対して汎用な画像化条件を用いて超音波画像を取得する場合においても、第 1 の画像化条件を、ステップ S 6 における部位確率の判定結果に基づいて、判別の候補となる部位を判別するための第 2 の画像化条件に変更することができるため、超音波診断装置 1 は、精度良く部位を判定することができる。

【 0 0 4 5 】

また、ステップ S 3 の B モード画像の生成とステップ S 4 の超音波プローブ 2 の姿勢角の取得は、同期並列処理されるものとして説明したが、ステップ S 5 に移行する前に B モード画像及び超音波プローブ 2 の姿勢角が取得されていれば、ステップ S 3 とステップ S 4 とが同期並列処理されなくても良い。すなわち、ステップ S 3 における B モード画像の取得の後に、ステップ S 4 の超音波プローブ 2 の姿勢角の取得が行われても良く、あるいは、超音波プローブ 2 の姿勢角の取得の後に、B モード画像の取得が行われても良い。

【 0 0 4 6 】

また、プローブ姿勢角検出部 1 0 における姿勢角の計算方法は、超音波プローブ 2 の姿勢角を計算することができれば、上述した方法には限定されない。例えば、図示しないが、プローブ姿勢角検出部 1 0 において、姿勢センサ 9 が検出した加速度を 2 回、一定の時間内において時間積分することにより算出した超音波プローブ 2 の位置情報に基づいて、超音波プローブ 2 の姿勢角を計算しても良い。

【 0 0 4 7 】

また、超音波プローブ 2 の動作を検出する姿勢センサ 9 として加速度センサを用いることを例示したが、姿勢センサ 9 は、超音波プローブ 2 の動作又は位置を検出するものであれば、他のセンサが用いられても良い。このような姿勢センサ 9 としては、例えば、加速度センサの他、ジャイロセンサ、磁気センサ又は GPS (Global Positioning System: 全地球測位システム) センサ等を用いることができる。また、これらのセンサは、超音波プローブ 2 に装着されていても良く、超音波プローブ 2 に内蔵されていても良い。

例えば、姿勢センサ 9 として超音波プローブ 2 に取り付けられたジャイロセンサを用い、ジャイロセンサから得られる超音波プローブ 2 の角速度に基づいて、周知の計算方法から超音波プローブ 2 の姿勢角を検出しても良い。また、例えば、姿勢センサ 9 として磁気センサを用い、磁気センサにより検出された超音波プローブ 2 の位置情報に基づいて超音波プローブ 2 の姿勢角を検出しても良い。更に、例えば、姿勢センサ 9 として GPS センサを用い、GPS センサから得られた超音波プローブ 2 の位置情報に基づいて超音波プローブ 2 の姿勢角を検出しても良い。

【0048】

また、姿勢センサ 9 は、超音波プローブ 2 の動作又は位置を検出するものであれば、超音波プローブ 2 に装着又は内蔵されていなくても良く、超音波プローブ 2 から離れて備えられていても良い。このような姿勢センサ 9 としては、例えば、図示しないが、周知のカメラ等を用いて、超音波プローブ 2 の位置情報を検出し、姿勢センサ 9 は、検出された超音波プローブ 2 の位置情報に基づいて超音波プローブ 2 の姿勢角を検出しても良い。

【0049】

また、第 2 の画像化条件として、超音波診断の際のフレームレートを高速に設定することを例示したが、他の条件を第 2 の画像化条件としても良い。例えば、ステップ S 6 において、超音波画像に含まれる部位が心臓である部位確率及び右腹部である部位確率が閾値以上と判定された場合に、心房、心室及び心室中隔等の心臓において特徴的なパターンを明瞭に描出するために、超音波画像を高輝度化する条件を第 2 の画像化条件としても良い。超音波画像の高輝度化は、例えば、受信回路 4 の増幅部 18 のゲインを上げることにより行っても良い。また、例えば、受信回路 4 の A/D 変換部 19 におけるダイナミックレンジを上げることにより超音波画像を高輝度化しても良い。もちろん、ゲイン及びダイナミックレンジは、同時に調節されることもできる。また、超音波プローブ 2 の振動子アレイ 2A に対して送信回路 5 が出力する駆動電圧を大きくしてゲインを上げることにより超音波画像の高輝度化を行っても良い。

また、超音波画像に含まれる部位のパターンを明瞭に描出するための第 2 の画像化条件として、超音波画像を高解像度化する条件を用いても良い。高解像度化は、例えば、図示しないが、超音波診断の際に用いる振動子アレイ 2A の超音波振動子の数を多くして、用いられる超音波振動子の密度を大きくすることにより行うことができる。

【0050】

このように、第 2 の画像化条件として、超音波画像を明瞭に描出する高輝度化及び高解像度化の少なくとも一方を行った場合には、例えば、画像解析部 13 は、第 2 の画像化条件を用いて取得された超音波画像に対してテンプレートマッチング、テクスチャ解析及び機械学習等を用いたパターン認識を行うことが容易となる。部位判別部 14 は、画像解析部 13 におけるパターン認識の結果に基づいて、超音波画像に含まれる画像の判別を行う。

【0051】

以上、主に、ステップ S 6 において、装置制御部 15 が閾値以上であると判定した部位確率が、超音波画像に含まれる部位が心臓である部位確率及び右腹部である部位確率の場合を説明したが、もちろん、装置制御部 15 は、超音波画像に含まれる部位が心臓及び右腹部以外の部位である部位確率を閾値以上と判定する場合もある。肺及び膀胱の超音波診断を行う際の超音波プローブ 2 の姿勢角は類似しているため、例えば、装置制御部 15 が、超音波画像に含まれる部位が肺である部位確率及び膀胱である部位確率を閾値以上であると判定した場合、超音波診断の際のフレームレートを低速にする第 2 の画像化条件を用いることができる。肺は臓器としての構造が少なく、大部分が空気であるため、肺の超音波画像を取得した場合には、時間に対する変化が小さい。一方、膀胱は臓器としての構造を有するため、肺と比較して時間に対する変化が大きい。そのため、フレームレートを低速に設定して、取得した超音波画像間における部位の変化を顕著にすることができる。

【0052】

第 2 の画像化条件として、超音波診断の際のフレームレートを低速にした場合には、画

10

20

30

40

50

像解析部 1 3 は、例えば、第 2 の画像化条件を用いて時系列に取得された超音波画像間におけるパターンの移動量（フレーム差分値）を算出することができる。

部位判別部 1 4 は、例えば、画像解析部 1 3 において算出されたフレーム差分値が一定値以上か否かを判定する。この際、部位判別部 1 4 は、例えば、フレーム差分値が一定値以上であれば、超音波画像に含まれる部位が、時間に対する変化が大きい部位である膀胱であると判別する。一方、部位判別部 1 4 は、フレーム差分値が一定値未満であれば、超音波画像に含まれる部位が、時間に対する変化の小さい肺であると判別する。なお、超音波診断の際のフレームレートを低速にする第 2 の画像化条件を用いて取得された超音波画像に対して、画像解析部 1 3 において行われる超音波画像間の解析方法は、超音波画像に含まれる部位の判別を容易にするものであれば、上述したフレーム差分値を算出することに限定されない。例えば、フレーム差分値の変化率を算出しても良く、超音波画像に含まれる部位のエッジ構造の面積の変化率を算出しても良く、超音波画像において特定の輝度を有する画素の面積の変化率を算出しても良い。

【 0 0 5 3 】

また、画像取得部 3 の画像生成部 6 において、受信回路 4 から出力された受信信号から B モード画像信号を生成したが、受信信号から、B モード画像信号以外の画像信号が生成されても良い。例えば、図示しないが、受信信号から、M モード（Motion mode：動きモード）画像信号、カラードブラ画像信号、弾性画像信号又は音速マップ信号が生成されるように、画像生成部 6 の B モード処理部 2 0 が、M モード画像信号、カラードブラ画像信号、弾性画像信号又は音速マップ信号を生成する処理部に置換されても良い。

このように、受信信号から B モード画像信号以外の画像信号が生成された場合には、それぞれの画像信号の種類に応じた画像解析を行っても良い。例えば、受信信号から M モード画像信号が生成された場合には、画像解析部 1 3 は、テンプレートマッチング、テクスチャ解析及び機械学習等を用いたパターン認識を行っても良く、オプティカルフローを用いた時系列の画像解析を行っても良い。

また、例えば、受信信号から、カラードブラ画像信号、弾性画像信号又は音速マップ信号が生成された場合には、画像解析部 1 3 は、それぞれの画像信号に含まれる色情報の解析等を行うことができる。

【 0 0 5 4 】

また、以上において説明した超音波診断装置 1 は、小型のため、容易に携帯されて用いられる携帯型の超音波診断装置であっても良く、診察室等に備え付けて用いられる据置型の超音波診断装置であっても良い。

また、超音波プローブ 2 は、被検体に向けて超音波ビームを送受信できるものであれば特に限定されず、セクタ型、コンベックス型、リニア型及びラジアル型等の形態であっても良い。

【 0 0 5 5 】

実施の形態 2

図 5 に実施の形態 2 の超音波診断装置 2 2 を示す。この超音波診断装置 2 2 は、図 1 に示した実施の形態 1 の超音波診断装置 1 において、姿勢センサ及びプローブ姿勢角検出部を有さず、部位確率計算部 1 1 の代わりに部位確率計算部 2 3 を有し、更に、画像解析部 1 3 が部位確率計算部 2 3 に接続するものである。その他の構成は、図 1 に示す超音波診断装置 1 と同一の構成要素を有する。そのため、図 5 において、図 1 と同一の構成要素には同一の参照番号を付し、それらの構成要素の詳細な説明は省略する。

実施の形態 1 における部位確率計算部 1 1 は、超音波プローブ 2 の姿勢角に基づいて、超音波画像に含まれる被検体の部位が特定の各部位である確率を計算したが、この実施の形態 2 における部位確率計算部 2 3 は、画像解析の結果に基づいて、超音波画像に含まれる被検体の部位が特定の各部位である確率を計算する。

このような構成の下、以下において、図 6 に示すフローチャートを用いて実施の形態 2 の超音波診断装置 2 2 の動作を説明する。

【 0 0 5 6 】

ステップ S 1 ~ ステップ S 3 においては、ステップ S 3 がステップ S 4 と同期並列処理されていないことを除いて、図 4 に示す実施の形態 1 のステップ S 1 ~ ステップ S 3 と同一であり、画像化条件が第 1 の画像化条件に初期化され、第 1 の画像化条件を用いた超音波ビームの送受信及び走査により取得した受信信号から、B モード画像（超音波画像）信号が生成される。

【 0 0 5 7 】

ステップ S 3 に続くステップ S 1 8 において、装置制御部 1 5 は、第 1 の画像化条件を用いた超音波画像の取得が 1 回目か否かを判定する。

ステップ S 1 8 において、第 1 の画像化条件を用いた超音波画像の取得が 1 回目であった場合には、ステップ S 1 9 に進む。ステップ S 1 9 において、画像解析部 1 3 は、画像取得部 3 の画像生成部 6 から出力された単フレームの超音波画像に対して画像解析を行う。ステップ S 1 9 において行われる単フレームの超音波画像に対する画像解析は、超音波画像に含まれる被検体の部位の候補を、例えば、e F A S T 検査において定められている複数の診断部位から絞り込むために行われる。そのような、単フレームの超音波画像に対する画像解析として、例えば、画像解析部 1 3 は、単フレームの超音波画像に含まれるエッジ構造を検出し、特定の方向、例えば斜め方向を向いたエッジ構造の画素の面積（エッジ画素面積）を求めることができる。

【 0 0 5 8 】

更に、ステップ S 2 0 において、部位確率計算部 2 3 は、ステップ S 1 9 における単フレームの超音波画像に対する画像解析の結果に基づいて、超音波画像に含まれる部位が特定の各部位である部位確率を計算する。部位確率計算部 2 3 における部位確率の計算には、種々の計算方法を用いることができるが、例えば、部位確率計算部 2 3 は、被検体の特定の各部位に対して目標とする、特定方向を向いたエッジ構造の画素の面積（目標エッジ画素面積）とステップ S 1 9 において算出された実際のエッジ画素面積との差の逆数を、部位確率として計算することができる。その場合には、部位確率計算部 2 3 は、被検体の各部位に対する目標画素面積を用いて、超音波画像に含まれる部位が特定の各部位である確率をそれぞれ計算する。

【 0 0 5 9 】

続くステップ S 6 において、装置制御部 1 5 は、実施の形態 1 のステップ S 6 と同様に、ステップ S 2 0 において算出された部位確率が定められた閾値以上か否かを判定する。部位確率の判定に用いる閾値は、例えば、エッジ画素面積、すなわち、目標エッジ画素面積が類似している部位に対する部位確率のみが閾値以上となることが好ましい。例えば、画像解析によりエッジ構造の検出が行われると、心臓及び右腹部の超音波画像は共に、斜め方向のエッジ構造が多く検出されるため、心臓及び右腹部に対する目標エッジ画素面積は類似する。一方、肺は、臓器としての構造が少ないため、画像解析によりエッジ構造の検出が行われたとしても斜め方向のエッジ構造が少なく、心臓及び右腹部とは目標エッジ画素面積が類似しない。このため、肺を心臓及び右腹部から区別することができる。

ステップ S 6 において、部位確率計算部 2 3 が計算した複数の部位確率のうち少なくとも 1 つの部位確率が閾値以上であると判定された場合には、ステップ S 7 に進む。ステップ S 7 ~ ステップ S 1 5 は、図 4 に示す実施の形態 1 のステップ S 7 ~ ステップ S 1 5 と同一であり、部位確率に基づいて第 1 の画像化条件を第 2 の画像化条件に変更した後、更に取得した超音波画像を画像解析することにより、超音波画像に含まれる被検体の部位が判別される。その後、第 2 の画像化条件が、判別された部位に対して好適な第 3 の画像化条件に変更され、第 3 の画像化条件を用いて超音波画像が更に取得される。そして、診断部位が変更されるまで超音波画像が更に取得され、診断部位が変更された際には、ステップ S 1 に戻る。

【 0 0 6 0 】

ステップ S 6 において、部位確率計算部 2 3 が計算した複数の部位確率が全て閾値未満であると判定された場合には、ステップ S 2 に戻る。2 回目のステップ S 2 及びステップ S 3 において超音波画像が取得されると、続くステップ S 1 8 において、超音波画像の取

得が 1 回目ではないと装置制御部 15 により判定されて、ステップ S 2 1 に進む。

【0061】

ステップ S 2 1 において、画像解析部 13 は、画像取得部 3 の画像生成部 6 から出力された複数フレームの超音波画像に対して画像解析を行う。ステップ S 2 1 において行われる複数フレームの超音波画像に対する画像解析は、ステップ S 1 9 における単フレームの超音波画像に対する画像解析と同様に、超音波画像に含まれる被検体の部位の候補を、複数の診断部位から絞り込むために行われる。そのような、複数フレームの超音波画像に対する画像解析として、例えば、第 1 の画像化条件を用いて取得された超音波画像に対して、いわゆるオプティカルフローを用いた画像解析を行うことができる。

【0062】

続くステップ S 2 2 において、部位確率計算部 23 は、ステップ S 2 1 における複数フレームの超音波画像に対する画像解析の結果に基づいて部位確率を計算する。部位確率計算部 23 は、例えば、被検体の特定の各部位に対して目標とする、オプティカルフローにおいてマッピングされたベクトルの数（目標ベクトル数）とステップ S 2 1 において算出された実際のベクトルの数（ベクトル数）との差の逆数を、部位確率として計算することができる。その場合には、部位確率計算部 23 は、被検体の各部位に対する目標ベクトル数を用いて、超音波画像に含まれる部位が特定の各部位である確率をそれぞれ計算する。

【0063】

なお、この場合には、第 1 の画像化条件のフレームレートを用いて超音波画像を取得しているため、動きの多い部位と動きの少ない部位を、部位確率を計算することにより区別することができるが、明確に区別されない部位もある。例えば、心臓は、拍動を有するため、心臓の超音波画像には、オプティカルフローにより多くのベクトルがマッピングされる。また、腹部は、臓器としての構造が多く含まれ、かつ、超音波診断の際に超音波プローブ 2 がオペレータにより動かされるため、腹部の超音波画像には、超音波プローブ 2 の動きに起因して多くのベクトルがマッピングされる。一方、例えば、肺は、臓器としての構造が少なく、かつ、超音波診断の際にオペレータにより超音波プローブ 2 を動かされることが少ないため、肺の超音波画像には、オプティカルフローによりマッピングされるベクトルが少ない。そのため、例えば、第 1 の画像化条件を用いて得られた超音波画像に対するオプティカルフローに基づいた部位確率の計算により、動きの多い部位である心臓及び腹部と動きの少ない部位である肺とを区別することができる。

【0064】

ステップ S 2 3 において、装置制御部 15 は、ステップ S 6 と同様に、ステップ S 2 2 において得られた部位確率が閾値以上であるか否かを判定する。

ステップ S 2 3 において、複数フレームの超音波画像に対する画像解析の結果に基づいて計算された複数の部位確率の全てが閾値未満であると判定された場合には、ステップ S 1 6 に進む。

ステップ S 1 6 においては、図 4 に示す実施の形態 1 のステップ S 1 6 と同様に、ステップ S 2 3 において複数の部位確率が全て閾値未満であると判定された数が N 回であるか否かが判定される。その際、ステップ S 2 3 において複数の部位確率が全て閾値未満であると判定された数が N 回未満であった場合には、ステップ S 2 に戻る。その後、ステップ S 2 3 において複数の部位確率が全て閾値未満であると判定された数が N 回となった場合には、ステップ S 1 7 において、表示部 8 がエラー表示をして超音波診断装置 22 の動作が終了する。

一方、ステップ S 2 3 において、複数フレームの超音波画像に対する画像解析の結果に基づいて計算された複数の部位確率のうち少なくとも 1 つが閾値以上であると判定された場合には、ステップ S 7 に進む。

【0065】

以上のように、図 5 に示す実施の形態 2 の超音波診断装置 22 によれば、超音波画像の解析結果に基づいて部位確率を計算し、この部位確率に基づいて第 1 の画像化条件を第 2 の画像化条件に変更し、第 2 の画像化条件を用いて超音波画像を更に取得する。そのため

10

20

30

40

50

、図 5 に示す実施の形態 2 の超音波診断装置 2 2 は、図 1 に示す実施の形態 1 の超音波診断装置 1 と同様に、2 回に分けて超音波画像の取得を行うことにより、判別の候補となる部位を絞り込むことができるため、部位を精緻に判別して適切な画像化条件を設定することができる。また、部位確率計算部 2 3 は、単フレームの超音波画像を用いた画像解析の結果又は複数フレームの超音波画像を用いた画像解析の結果に基づいて部位確率を計算することができる、すなわち、部位の構造又は部位の動きの特徴を用いて部位確率を計算することができる。そのため、部位に適した画像解析を用いて精度の良い部位確率を計算することができる。

【0066】

また、単フレームの超音波画像を用いた画像解析の方法として、超音波画像に含まれるエッジ構造の検出が用いられる場合を説明したが、高輝度画素の検出及びテンプレートマッチング等のパターン認識等の画像解析の方法を用いることもできる。

例えば、単フレームの超音波画像を用いた画像解析として高輝度画素の検出が行われる場合には、ステップ S 1 9 において、画像解析部 1 3 は、超音波画像に含まれる一定以上の輝度を有する画素の面積（高輝度画素面積）を算出することができる。続くステップ S 2 0 において、部位確率計算部 2 3 は、例えば、各診断部位に対する目標の高輝度画素面積（目標高輝度画素面積）とステップ S 1 9 において算出された実際の高輝度画素面積との差の逆数を、部位確率として計算することができる。

また、例えば、単フレームの超音波画像を用いた画像解析としてテンプレートマッチング等のパターン認識が行われる場合には、ステップ S 1 9 において、画像解析部 1 3 は、各診断部位のテンプレートと実際の超音波画像に含まれる部位との類似度をスコアとして算出することができる。続くステップ S 2 0 において、部位確率計算部 2 3 は、例えば、各診断部位に対する目標の類似度のスコア（目標スコア）とステップ S 1 9 において算出された実際のスコアとの差の逆数を、部位確率として計算することができる。

【0067】

また、複数フレームの超音波画像を用いた画像解析の方法として、オプティカルフローが用いられる場合を説明したが、他の解析方法を用いることもできる。例えば、このような画像解析の方法として、画像解析部 1 3 は、複数フレームの超音波画像に含まれる部位の特定の高輝度点をそれぞれ時系列に追跡し、その高輝度点の往復運動に対する周期を算出することができる。その場合には、部位確率計算部 2 3 は、例えば、各診断部位に対する目標の高輝度点の周期と算出された実際の高輝度点の周期との差の逆数を、部位確率として計算することができる。

【0068】

実施の形態 3

図 7 に実施の形態 3 の超音波診断装置 2 4 を示す。この超音波診断装置 2 4 は、図 1 に示す実施の形態 1 の超音波診断装置 1 の部位確率計算部 1 1 を部位確率計算部 2 5 に置換して、部位確率計算部 2 5 を画像解析部 1 3 に接続したことを除いて、図 1 に示す超音波診断装置 1 と同一の構成要素を有する。そのため、図 7 において、図 1 と同一の構成要素には同一の参照番号を付し、それら構成要素については、詳細な説明を省略する。

ところで、図 1 に示した実施の形態 1 の部位確率計算部 1 1 は、超音波プローブ 2 の姿勢角のみに基づいて部位確率を計算し、また、図 5 に示した実施の形態 2 の部位確率計算部 2 3 は、画像解析の結果のみに基づいて部位確率を計算した。これらに対して、実施の形態 3 の部位確率計算部 2 5 は、超音波プローブ 2 の姿勢角及び画像解析の結果を統合して部位確率を計算する。

このような構成の下、以下において、図 8 に示すフローチャートを用いて実施の形態 3 の超音波診断装置 2 4 の動作を説明する。

【0069】

ステップ S 1 ～ステップ S 4 においては、図 4 に示す実施の形態 1 のステップ S 1 ～ステップ S 4 と同一であり、画像化条件が第 1 の画像化条件に初期化され、第 1 の画像化条件を用いた超音波ビームの送受信及び走査により取得した受信信号から、B モード画像（

10

20

30

40

50

超音波画像)が生成され、Bモード画像の生成と同期して、超音波プローブ2の姿勢角の検出が行われる。

また、ステップS3及びステップS4に続くステップS18は、図5に示す実施の形態2のステップS18と同一であり、装置制御部15が、第1の画像化条件を用いた超音波画像の取得が1回目であるか否かを判定する。

【0070】

ステップS18において、第1の画像化条件を用いた超音波画像の取得が1回目であると判定された場合には、ステップS24に進む。ステップS24において、画像解析部13は、第1の画像化条件を用いて取得された単フレームの超音波画像に対して画像解析を行う。ステップS24における、単フレームの超音波画像に対する画像解析の方法は、実施の形態2のステップS19において説明した、単フレームの超音波画像に対する画像解析の方法と同一である。

10

【0071】

続くステップS25において、部位確率計算部25は、ステップS24において検出された超音波プローブ2の姿勢角に基づいた部位確率及び単フレームの超音波画像に対する画像解析の結果に基づいた部位確率を、それぞれ計算する。超音波プローブ2の姿勢角に基づいた部位確率の計算方法は、実施の形態1のステップS5において説明した計算方法と同一であり、単フレームの超音波画像に対する画像解析の結果に基づいた部位確率の計算方法は、実施の形態2のステップS20において説明した計算方法と同一である。ステップS25において、部位確率計算部25は、更に、超音波プローブ2の姿勢角に基づいた部位確率と単フレームの超音波画像に対する画像解析の結果に基づいた部位確率とを統合して、超音波画像に含まれる部位が特定の各部位である各部位確率を計算する。このような、2種類の計算方法により計算された部位確率を統合する方法は、種々の方法を用いることができるが、例えば、診断部位の候補となる部位のそれぞれに対して、超音波プローブ2の姿勢角に基づいた部位確率と単フレームの超音波画像に対する画像解析の結果に基づいた部位確率との平均値を、各部位確率として計算することができる。

20

【0072】

ステップS25に続くステップS6においては、図4に示す実施の形態1のステップS6と同様に、ステップS25において計算された部位確率が定められた閾値以上であるか否かが判定される。

30

ステップS6において、計算された複数の部位確率うち少なくとも1つが閾値以上であった場合には、ステップS7に進む。ステップS7～ステップS15は、図4に示す実施の形態1のステップS7～ステップS15と同一であり、詳細な説明は省略する。

ステップS6において、計算された複数の部位確率が全て閾値未満であった場合には、ステップS2に戻る。2回目のステップS2及びステップS3において、第1の画像化条件を用いた超音波画像の取得が行われると、続くステップS18において、第1の画像化条件を用いた超音波画像の取得が1回目ではないと判定されて、ステップS26へと進む。

【0073】

ステップS26において、画像解析部13は、第1の画像化条件を用いて取得された複数フレームの超音波画像に対して画像解析を行う。ステップS26における、複数フレームの超音波画像に対する画像解析の方法は、実施の形態2のステップS21において説明した、複数フレームの超音波画像に対する画像解析の方法と同一である。

40

【0074】

ステップS27において、部位確率計算部25は、ステップS26において検出された超音波プローブ2の姿勢角に基づいた部位確率及び複数フレームの超音波画像に対する画像解析の結果に基づいた部位確率を、それぞれ計算する。超音波プローブ2の姿勢角に基づいた部位確率の計算方法は、実施の形態1のステップS5において説明した計算方法と同一であり、複数フレームの超音波画像に対する画像解析の結果に基づいた部位確率の計算方法は、実施の形態2のステップS22において説明した計算方法と同一である。ステ

50

ステップ S 2 6 において、部位確率計算部 2 5 は、更に、超音波プローブ 2 の姿勢角に基づいた部位確率と複数フレームの超音波画像に対する画像解析の結果に基づいた部位確率とを統合して、超音波画像に含まれる部位が特定の各部位である各部位確率を計算する。このような、2 種類の計算方法により計算された部位確率を統合する方法は、ステップ S 2 5 において説明した方法と同様に、種々の方法を用いることができる。

【0075】

ステップ S 2 7 に続くステップ S 2 3 においては、図 6 に示した実施の形態 2 のステップ S 2 3 と同様に、ステップ S 2 7 において計算された部位確率が閾値以上か否かが判定される。

ステップ S 2 3 において、計算された複数の部位確率が全て閾値未満である場合には、ステップ S 1 6 に進む。

10

ステップ S 1 6 においては、図 4 に示す実施の形態 1 のステップ S 1 6 と同様に、ステップ S 2 3 において、装置制御部 1 5 は、複数の部位確率が全て閾値未満であると判定された回数が N 回であるか否かを判定する。ステップ S 1 6 において、複数の部位確率が全て閾値未満であると判定された回数が N 回未満であると判定された場合には、ステップ S 2 に戻る。その後、ステップ S 1 6 において、数の部位確率が全て閾値未満であると判定された回数が N 回となった場合には、ステップ S 1 7 において、表示部 8 にエラー表示をさせて、超音波診断装置 2 4 の動作が終了する。

ステップ S 2 3 において、計算された複数の部位確率のうち少なくとも 1 つが閾値以上である場合には、ステップ S 7 に進む。

20

【0076】

以上のように、図 7 に示す実施の形態 3 の超音波診断装置 2 4 によれば、超音波プローブ 2 の姿勢角及び超音波画像の解析結果のそれぞれに基づいて部位確率を計算し、この部位確率に基づいて第 1 の画像化条件を第 2 の画像化条件に変更し、第 2 の画像化条件を用いて超音波画像を更に取得する。そのため、図 7 に示す実施の形態 3 の超音波診断装置 2 4 は、図 1 に示す実施の形態 1 の超音波診断装置 1 と同様に、2 回に分けて超音波画像の取得を行うことにより、判別の候補となる部位を絞り込むことができるため、部位を精緻に判別して適切な画像化条件を設定することができる。また、部位確率計算部 2 5 は、超音波プローブ 2 の姿勢角に基づいて計算された部位確率及び画像解析の結果を用いて計算された部位確率の両方を考慮して部位確率を計算することができるため、超音波プローブ 2 の姿勢角及び画像解析の結果のどちらか一方のみを用いて部位確率を計算するよりも精度の良い部位確率を計算することができる。

30

【0077】

また、超音波プローブ 2 の姿勢角に基づいて計算された部位確率と画像解析の結果に基づいて計算された部位確率とを統合する方法として、両者の平均値を用いることを説明したが、その他の方法を用いることもできる。

例えば、部位確率計算部 2 5 は、超音波プローブ 2 の姿勢角に基づいて計算された部位確率及び画像解析の結果に基づいて計算された部位確率の少なくとも一方に重み付けを行った上で、両者の平均値を計算することができる。このように、部位確率に重み付けを行うことにより、各部位に対する好適な部位確率の計算方法に対して優先順位を付与することができるため、各部位に対する部位確率の精度を向上させることができる。

40

また、例えば、部位確率計算部 2 5 は、超音波プローブ 2 の姿勢角に基づいて計算された部位確率及び画像解析の結果に基づいて計算された部位確率のうち、大きい部位確率を、部位確率とすることもできる。この場合には、超音波プローブ 2 の姿勢角に基づいて計算された部位確率及び画像解析の結果に基づいて計算された部位確率のうち、各部位に対して、より好適な計算方法を用いて計算された部位確率を用いることができる。

【0078】

以上、本発明に係る超音波診断装置について詳細に説明したが、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良及び変形を行っても良いのはもちろんである。また、以上において示した複数の実施の形態及び例は、適宜組

50

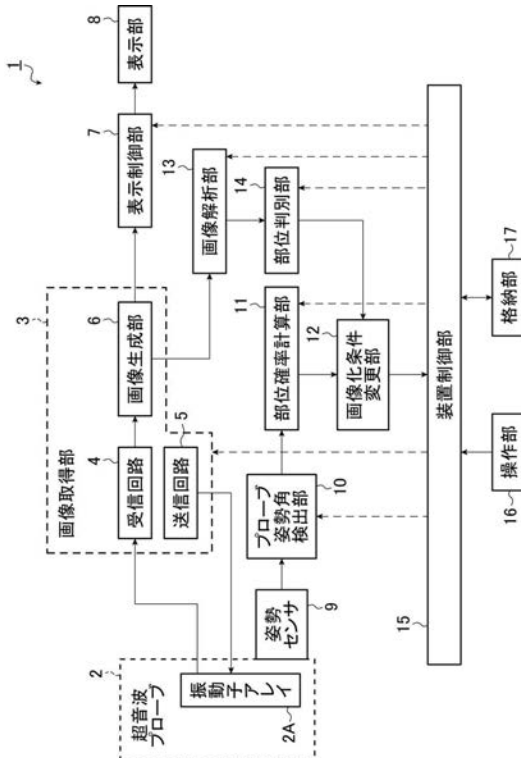
み合わせて用いることができる。

【符号の説明】

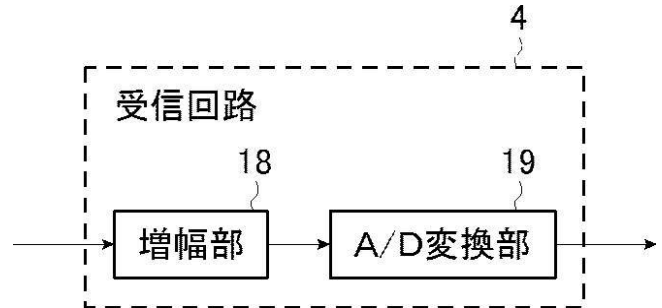
【0079】

1, 2, 2, 2, 4 超音波診断装置、2 超音波プローブ、2 A 振動子アレイ、3 画像取得部、4 受信回路、5 送信回路、6 画像生成部、7 表示制御部、8 表示部、9 姿勢センサ、10 プローブ姿勢角検出部、11, 2, 3, 2, 5 部位確率計算部、12 画像化条件変更部、13 画像解析部、14 部位判別部、15 装置制御部、16 操作部、17 格納部、18 増幅部、19 A/D変換部、20 Bモード処理部、21 画像処理部。

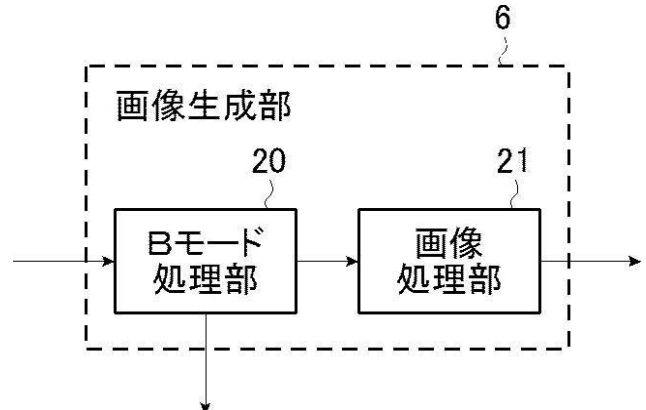
【図1】



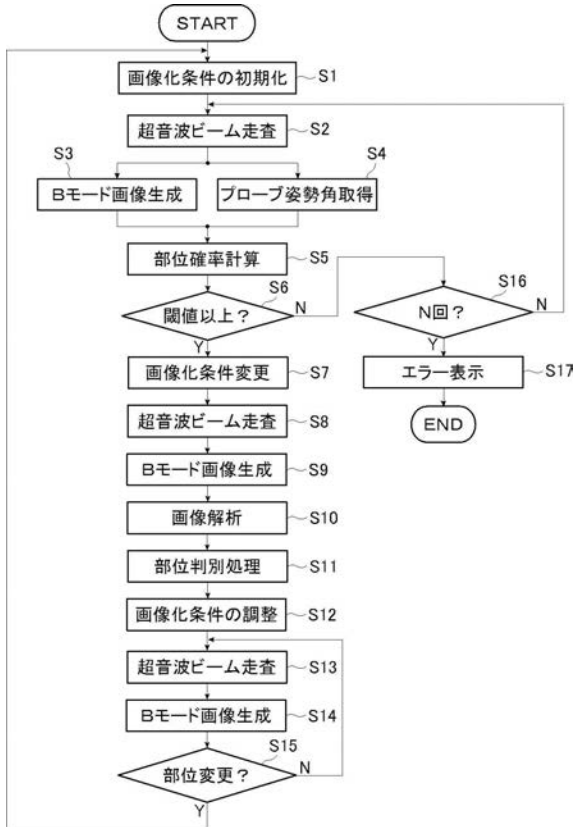
【図2】



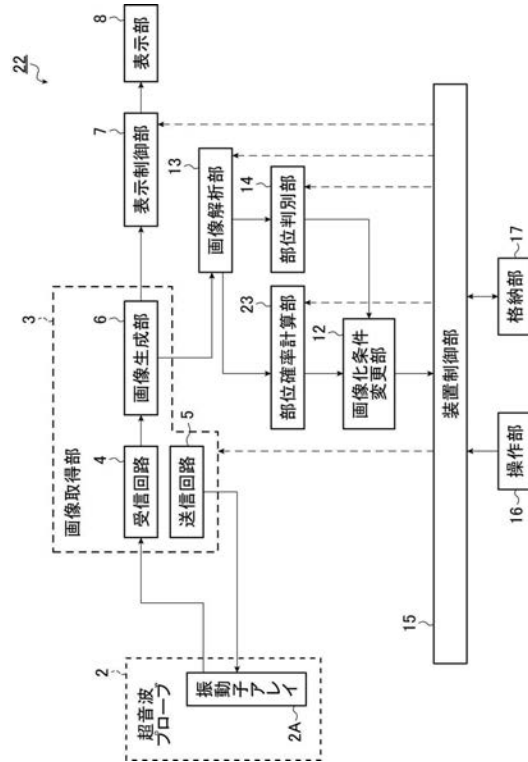
【図3】



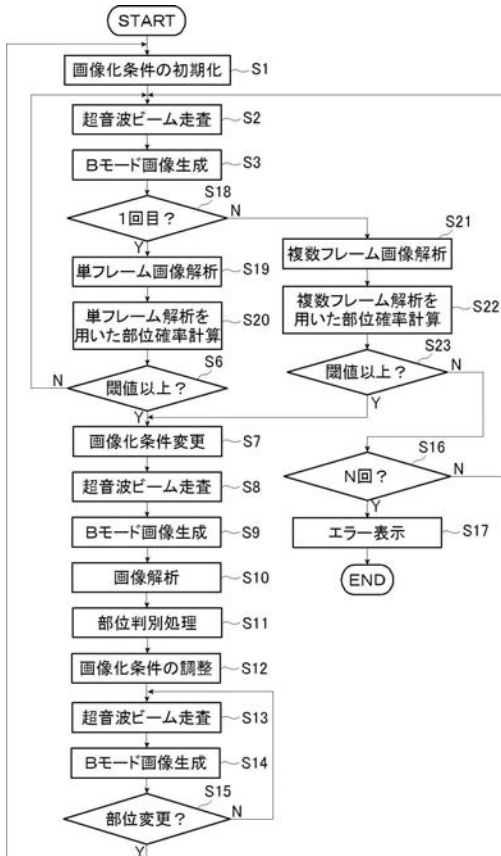
【図 4】



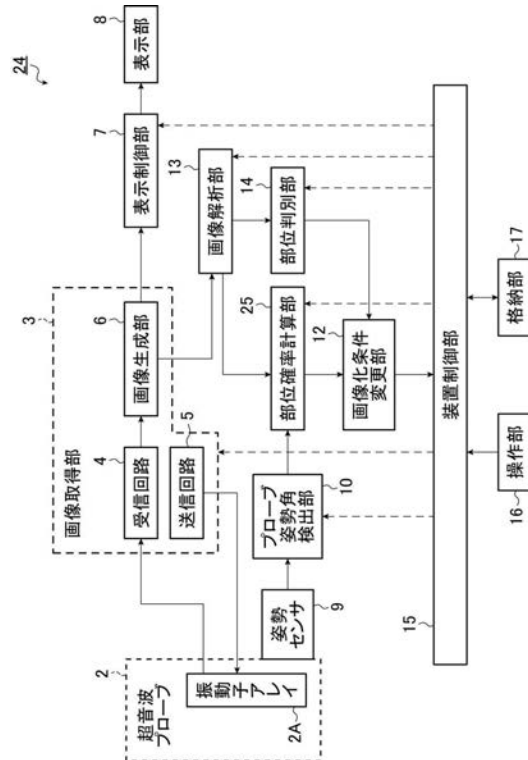
【図 5】



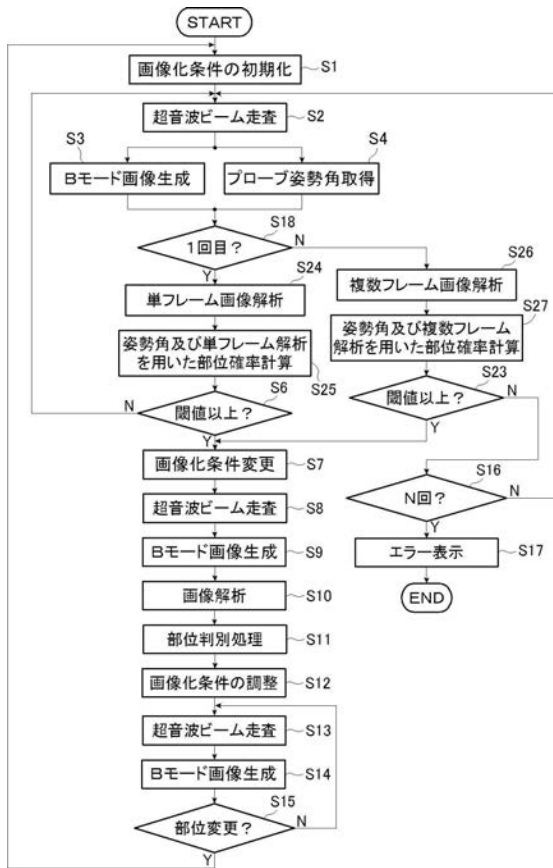
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/019410
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/14 (2006.01) i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/14 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-259662 A (Shimadzu Corp.), 18 November 2010 (18.11.2010), claims 1 to 4; paragraphs [0012], [0023] to [0055]; fig. 1 to 4 (Family: none)	1-9
A	JP 2013-111309 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 10 June 2013 (10.06.2013), claims 1 to 9; paragraphs [0009] to [0060]; fig. 1 to 5 (Family: none)	1-9
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 10 July 2017 (10.07.17)		Date of mailing of the international search report 18 July 2017 (18.07.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/019410

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 4-224738 A (Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 14 August 1992 (14.08.1992), claims 1, 2; paragraphs [0009] to [0026]; fig. 1 to 3 (Family: none)	1-9

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 1 9 4 1 0	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/14(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/14			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2017年 日本国実用新案登録公報 1996-2017年 日本国登録実用新案公報 1994-2017年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2010-259662 A (株式会社島津製作所) 2010.11.18, 請求項 1-4, 段落[0012], [0023]-[0055], 第 1-4 図 (ファミリーなし)	1-9	
A	JP 2013-111309 A (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) 2013.06.10, 請求項 1-9, 段落[0009]-[0060], 第 1-5 図 (ファミリーなし)	1-9	
A	JP 4-224738 A (横河メディカルシステム株式会社) 1992.08.14, 請求項 1, 2, 段落[0009]-[0026], 第 1-3 図 (ファミリーなし)	1-9	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 10.07.2017		国際調査報告の発送日 18.07.2017	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮川 哲伸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2U 9208

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	JPWO2018051578A1	公开(公告)日	2019-06-24
申请号	JP2018539519	申请日	2017-05-24
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	松本剛		
发明人	松本 剛		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/5223 A61B8/54 A61B8/14 A61B8/08 A61B8/4444 A61B8/4488 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA24 4C601/GA25 4C601/JB34 4C601/JC06 4C601/JC16		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2016181715 2016-09-16 JP		
其他公开文献	JP6637610B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置，从超声波探头收发超声波束以获取超声波图像的图像获取单元，以及超声波探头相对于根据第一成像条件获取的超声波图像的姿势。根据角度和超声波图像的分析结果中的至少一个，区域概率计算单元计算超声波图像中包括的区域是特定区域的概率，并且如果该概率等于或大于阈值，则进行第一成像条件改变单元将条件改变为用于区分计算了概率的部分的第二成像条件，并且进一步使用第二成像条件来获取超声图像。

