

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/051577

発行日 令和1年6月27日 (2019.6.27)

(43) 国際公開日 平成30年3月22日 (2018.3.22)

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

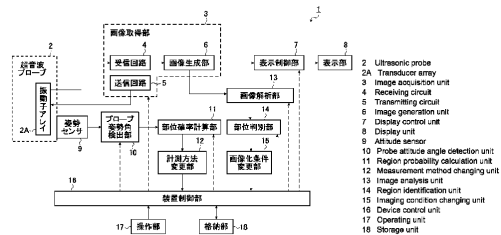
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

<p>出願番号 特願2018-539518 (P2018-539518)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/019373</p> <p>(22) 国際出願日 平成29年5月24日 (2017.5.24)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2016-181575 (P2016-181575)</p> <p>(32) 優先日 平成28年9月16日 (2016.9.16)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(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26番30号</p> <p>(74) 代理人 100152984 弁理士 伊東 秀明</p> <p>(74) 代理人 100148080 弁理士 三橋 史生</p> <p>(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</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DD03 DD15 DD19 DD20 DE04 EE09 EE11 GA18 GA21 GA24 GA25 JC06 JC09 JC11 JC15 JC23 LL26</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
--	---

(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の計測方法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の計測方法を、確率を計算した部位を判別するための第2の計測方法に変更する計測方法変更部と、を有し、第2の計測方法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、

複数の計測方法のうちの一つの計測方法に従って、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 の計測方法に従って前記画像取得部で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 の計測方法を、前記確率を計算した部位を判別するための第 2 の計測方法に変更する計測方法変更部と、を有し、

前記画像取得部は、前記第 2 の計測方法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】

前記画像取得部は、Bモード計測、Mモード計測、弾性計測、音速計測及びドブラ計測のうちの一つ以上の計測方法を用いて超音波画像を取得する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

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 又は 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 3 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 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

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 又は 2 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 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

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 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

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 4 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

複数の計測方法のうちの一つの計測方法に従って、超音波プローブから被検体に向けて

10

20

30

40

50

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の計測方法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、

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の計測方法を、前記確率を計算した部位を判別するための第2の計測方法に変更し、

前記第2の計測方法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】

10

【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】

【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。

20

【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、複数の計測方法を用いて被検体の部位の超音波画像を取得することがある。例えば、特許文献1には、Bモード（Brightness mode：輝度モード）計測、弾性計測、ドブラ計測及び音速計測を行うことができる超音波診断装置が開示されている。また、特許文献2には、Bモード計測、ドブラ計測及び音速計測を行うことができる超音波診断装置が開示されている。このように、複数の計測方法を用いて超音波診断を行う際には、診断部位に対して、適切な計測方法を選択することが望まれている。

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0004】

【特許文献1】特開2015-131097号公報

【特許文献2】特開2014-166198号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【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eFAST（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、eFAST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。

40

また、この場合において、特許文献1及び2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、その診断部位に対して適切な計測方法を選択することが困難であるという問題があった。

【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】

50

【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、複数の計測方法のうちの一つの計測方法に従って、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の計測方法に従って画像取得部で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の計測方法を、確率を計算した部位を判別するための第2の計測方法に変更する計測方法変更部と、を有し、画像取得部は、第2の計測方法を用いて超音波画像を更に取得することを特徴とする。

10

【0008】

また、画像取得部は、Bモード計測、Mモード計測、弾性計測、音速計測及びドブラ計測のうち2つ以上の計測方法を用いて超音波画像を取得することが好ましい。

【0009】

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。

【0010】

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。

20

【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。

【0012】

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。

【0013】

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。

30

【0014】

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。

【0015】

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。

【0016】

また、本発明の超音波診断装置の制御方法は、複数の計測方法のうちの一つの計測方法に従って、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の計測方法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の計測方法を、確率を計算した部位を判別するための第2の計測方法に変更し、第2の計測方法を用いて超音波画像を更に取得することを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0017】

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の計測方法を、確率を計算した部位を判別するための第2の計測方法に変更する計

50

測方法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計測方法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】

【0018】

【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。

【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】

【0019】

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。

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2A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。

【0020】

画像取得部3は、超音波プローブ2の振動子アレイ2A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及び計測方法変更部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15が接続されている。

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、計測方法変更部12、画像解析部13、部位判別部14及び画像化条件変更部15に装置制御部16が接続され、装置制御部16に、操作部17及び格納部18がそれぞれ接続されている。なお、装置制御部16と格納部18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。

【0021】

図1に示す超音波プローブ2の振動子アレイ2A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、PZT（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、PVDf（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PMN-PT（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。

【0022】

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。

【0023】

画像取得部3の受信回路4は、図2に示すように、増幅部19とA/D（Analog/Digit

10

20

30

40

50

a1：アナログ/デジタル)変換部20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2Aの各素子から出力される受信信号を増幅部19において増幅し、A/D変換部20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16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2A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。

【0024】

画像取得部3の画像生成部6は、各種の画像信号(超音波画像)を生成する。また、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)画像生成部21と、ドプラ画像生成部22と、弾性マップ生成部23と、音速マップ生成部24と、Mモード(Motion mode:動きモード)画像生成部25と、を有する。また、ドプラ画像生成部22、弾性マップ生成部23及び音速マップ生成部24は、それぞれBモード画像生成部21に接続されている。

【0025】

Bモード画像生成部21は、装置制御部16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モード画像生成部21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。また、Bモード画像生成部21は、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、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、画像信号を表示制御部7に出力する。

【0026】

ドプラ画像生成部22は、例えば、カラードプラ法を用いてドプラ画像を生成する。ドプラ画像生成部22は、図示しないが、素子データの周波数解析を行ってドプラ偏移周波数を算出し、超音波プローブ2に対する被検体の部位の組織の相対的な移動速度の情報を、ドプラデータとして取得する。更に、ドプラ画像生成部22は、各組織におけるそれぞれのドプラデータを、その速度に対応する色情報に変換し、諧調処理等の各種の必要な画像処理を施して、カラードプラ画像信号(ドプラ画像)を生成する。生成されたドプラ画像は、例えば、対応するBモード画像中の部位の各組織に重畳されるように、Bモード画像に合成される。

弾性マップ生成部23は、Bモード画像生成部21において生成された音線信号及び受信回路4から出力された受信信号に基づいて、応力分布と歪みデータとから、Bモード画像に含まれる部位の各組織に対する弾性率の分布である弾性マップを生成する。生成された弾性マップは、例えば、弾性率の分布がカラー画素を用いてマッピングされたものであり、マッピングされた各弾性率の情報が対応するBモード画像中の部位の各組織に重畳されるように、Bモード画像に合成される。

音速マップ生成部24は、受信信号に基づいて、Bモード画像に含まれる部位の各組織における局所音速値を算出し、各組織に対する局所音速値の分布である音速マップを生成する。生成された音速マップは、例えば、局所音速値の分布がカラー画素を用いてマッピングされたものであり、マッピングされた各局所音速値の情報が、対応するBモード画像中の部位の各組織に重畳されるように、Bモード画像に合成される。

なお、ドプラ画像信号、弾性マップ信号及び音速マップ信号は、それぞれ、ドプラ画像生成部22、弾性マップ生成部23及び音速マップ生成部24において、Bモード画像信号と同様にラスタ変換され、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、表示制御部7に出力される。

【0027】

10

20

30

40

50

Mモード画像生成部25は、装置制御部16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、Mモード画像生成部25は、任意に設定された音線（走査線）に沿った深さ方向の信号を時間軸上にプロットして、Mモード画像信号を生成する。また、Mモード画像生成部25は、Bモード画像生成部21と同様に、Mモード画像信号をラスタ変換し、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、表示制御部7に出力される。

【0028】

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16の制御の下、超音波診断画像を表示する。

【0029】

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10に出力される。

プローブ姿勢角検出部10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。

【0030】

部位確率計算部11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10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11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11における部位確率の計算については、後に詳述する。

【0031】

計測方法変更部12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計測方法を、超音波診断がなされた部位に応じた計測方法に変更する。ここで、計測方法は、Bモード計測、Mモード計測、弾性計測、ドプラ計測及び音速計測を含む。計測方法変更部12は、これらの計測方法のうち、少なくとも1つの計測方法を、部位確率計算部11における部位確率の計算結果に基づいて変更する。

【0032】

画像解析部13は、画像取得部3の画像生成部6において生成された種々の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14に出力する。

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15に対して判別した部位の情報を出力する。

【0033】

画像化条件変更部15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、部位判別部14において判別された部位の情報に基づいて、その判別された部位に適し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

10

20

30

40

50

ンジを含む。

【 0 0 3 4 】

装置制御部 1 6 は、オペレータにより操作部 1 7 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 1 7 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 1 8 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。

10

【 0 0 3 5 】

なお、画像生成部 6、表示制御部 7、プローブ姿勢角検出部 1 0、部位確率計算部 1 1、計測方法変更部 1 2、画像解析部 1 3、部位判別部 1 4 及び画像化条件変更部 1 5 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 1 0、部位確率計算部 1 1、計測方法変更部 1 2、画像解析部 1 3、部位判別部 1 4 及び画像化条件変更部 1 5 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。

20

【 0 0 3 6 】

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 S 1 において、装置制御部 1 6 は、画像取得部 3 において超音波画像を取得する際の計測方法を第 1 の計測方法に初期化すると共に、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 の計測方法は、超音波診断に用いられる計測方法であれば特に限定されるものではないが、以下においては、第 1 の計測方法は、各診断部位に対して汎用に用いられる場合が多い B モード計測であるとして説明する。また、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。

30

【 0 0 3 7 】

ステップ S 2 において、第 1 の画像化条件の下、第 1 の計測方法に従って、超音波プローブ 2 の振動子アレイ 2 A 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 1 9 及び A / D 変換部 2 0 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。

40

【 0 0 3 8 】

続くステップ S 3 及びステップ S 4 は、同期並列処理される。

ステップ S 3 において、画像生成部 6 の B モード処理部 2 0 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 S 4 において、プローブ姿勢角検出部 1 0 は、姿勢センサ 9 から入力さ

50

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

20

30

40

50

【0039】

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。

【0040】

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モード画像生成部21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部位である部位確率をそれぞれ計算する。

【0041】

ステップS6において、装置制御部16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。

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。

【0042】

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16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、計測方法変更部12は、装置制御部16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の計測方法を、部位確率を計算した部位を判別するための第2の計測方法に変更する。例えば、ステップS6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は、計測方法変更部12は、第1の計測方法を、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の計測方法に変更する。この場合には、例えば、第2の計測方法として、心臓に特徴的な血流の有無を判定するためにドブラ計測を用いた計測方法を設定することができる。

【0043】

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16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16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16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16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の計測方法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。

【0044】

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1の画像化条件の下、第2の計測方法に従って、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は、第2の計測方法に従って取得された超音波の受信信号を用いて超音波画像を生成する。例えば、第2の計測方法としてドブラ計測を行った場合には、画像生成部6のドブラ画像生成部22は、カラードブラ画像を生成することができる。このカラードブラ画像においては、流速が変化する部分がカラー画素となる。

【0045】

ステップS10において、画像解析部13は、画像生成部6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の計測方法としてドブラ計測を行い、カラードブラ画像を取得した場合には、画像解析部13は、カラードブラ画像に含まれるカラー画素の面積を算出することができる。このような解析方法によれば、例えば、多くの血流を有する心臓と血流の少ない腎臓を有する右腹部とを判別し易くすることができる。

【0046】

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がカラードブラ画像に含まれるカラー画素の面積を算出した場合には、部位判別部14は、算出されたカラー画素の面積が一定値以上であれば心臓と判別し、算出されたカラー画素の面積が一定値以下であれば右腹部と判別する。

【0047】

ステップS12において、画像化条件変更部15は、第1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2の画像化条件に変更する。

続くステップS13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2の画

10

20

30

40

50

像化条件の下、第2の計測方法に従って、部位判別部14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S14において、画像取得部3の画像生成部6は、第2の画像化条件の下、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第2の計測方法に基づいた画像信号を生成する。また、図示しないが、ステップS14において、第2の計測方法に限定されずに、所望の計測方法に基づいた画像信号を生成することもできる。例えば、ステップS1～ステップS3において用いた計測方法であるBモード計測に基づいて、ステップS14においてBモード画像を生成することができる。

【0048】

ステップS15において、装置制御部16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S15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S13に戻り、第2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S15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S1に戻り、第2の計測方法が第1の計測方法に初期化されると共に、第2の画像化条件が第1の画像化条件へと初期化される。

【0049】

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の計測方法に従っ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、計測方法を第2の計測方法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の計測方法として、複数の部位に対して汎用な計測方法を用いて超音波画像を取得する場合においても、第1の計測方法を、ステップS6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の計測方法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。

【0050】

また、ステップS3のBモード画像の生成とステップS4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S5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S3とステップS4とが同期並列処理されなくても良い。すなわち、ステップS3におけるBモード画像の取得の後に、ステップS4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。

【0051】

また、プローブ姿勢角検出部10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10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。

【0052】

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

10

20

30

40

50

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。

10

【0053】

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。

【0054】

また、第2の計測方法として、ドブラ計測を行い、画像取得部3においてカラードブラ画像を取得した場合に、画像解析部13は、取得されたカラードブラ画像に含まれるカラー画素の面積を算出することを説明したが、画像解析部13において行われる画像解析は、もちろん、これに限定されるものではない。例えば、心臓に対するカラードブラ画像において、カラー画素により構成される部分は、円形の領域を構成するため、画像解析部13は、カラー画素の検出等を行うことができる。その場合には、部位判別部14は、カラー画素の検出が行われたカラードブラ画像に対してパターン認識等を行うことにより、心臓と右腹部とを判別することができる。

20

【0055】

また、第2の計測方法として、ドブラ計測を行う場合を説明したが、その他の計測方法を第2の計測方法として用いても良い。例えば、ステップS6において超音波画像に含まれる部位が心臓である確率及び超音波画像に含まれる部位が右腹部である確率が閾値以上であると判定された場合には、第2の計測方法として弾性計測を行うこともできる。その場合には、画像取得部3は、弾性計測に従って弾性画像を取得する。弾性画像は、部位に含まれる組織の弾性率に応じたカラー画素が超音波画像中にマッピングされる一方、血流等の流体の流れについては弾性率を検出できない。そのため、例えば、血流の多いことが特徴的な心臓の弾性画像においては、カラー画素の面積が小さくなる。この場合には、画像解析部13は、弾性画像におけるカラー画像の面積を算出することにより、血流の多い心臓と血流の少ない右腹部とを区別し易くすることができる。更に、例えば、この場合には、部位判別部14は、弾性画像において算出されたカラー画素の面積が一定値以上か否かを判定することにより、超音波画像に含まれる部位が心臓であるか右腹部であるかを判別することができる。

30

【0056】

また、例えば、ステップS6において超音波画像に含まれる部位が心臓である確率及び超音波画像に含まれる部位が右腹部である確率が閾値以上であると判定された場合には、第2の計測方法として音速計測を行うこともできる。その場合には、画像取得部3は、音速計測に従って、音速マップを取得する。音速マップは、超音波画像に含まれる領域を媒質とした際の音速を、超音波画像中にカラー画素としてマッピングした画像である。例えば、心臓を流れる血液中の音速に対して、右腹部に位置する腎臓中の音速は、互いに異なる。そのため、画像解析部13において、純度の高い血液を媒質とした際の音速に対するカラー画素の面積を算出することにより、心臓と右腹部とを区別し易くすることができる。更に、例えば、この場合には、部位判別部14は、音速マップにおいて算出されたカラー画素の面積が一定値以上か否かを判定することにより、超音波画像に含まれる部位が心

40

50

臓であるか右腹部であるかを判別することができる。

【0057】

また、例えば、ステップS6において超音波画像に含まれる部位が心臓である確率及び超音波画像に含まれる部位が右腹部である確率が閾値以上であると判定された場合には、第2の計測方法としてMモード計測を行うこともできる。その場合には、例えば、画像解析部13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うことができる。

画像解析部13は、画像解析の手段としてパターン認識を行う場合には、各部位に対する類似度等をスコアとして算出することができる。その場合には、部位判別部14は、算出されたスコアが一定値以上か否かを判定することにより、超音波画像に含まれる部位が心臓であるか右腹部であるかを判別することができる。

10

【0058】

以上、主に、ステップS6において、装置制御部16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一例として説明したが、もちろん、装置制御部16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16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と判定した場合には、肺と膀胱とを区別するために、第2の計測方法として弾性計測又は音速計測等の計測方法を用いて超音波診断を行うことができる。

20

【0059】

例えば、肺と膀胱とを区別するために、第2の計測方法として弾性計測が行われた場合には、画像解析部13は、カラー画素の面積を算出することができる。弾性画像において、空気の箇所はカラー画素を用いてマッピングされないため、臓器としての構造に対して空気を多く含む肺の弾性画像は、カラー画素が少ない。一方、膀胱は、臓器としての構造が多いため、弾性画像において、多くのカラー画素を有する。そのため、例えば、部位判別部14は、画像解析部13において算出されたカラー画素の面積が一定値以上であるか否かを判定することにより、超音波画像に含まれる部位が肺であるか膀胱であるかを判別することができる。

また、例えば、肺と膀胱とを区別するために、第2の計測方法として音速計測が行われた場合にも、画像解析部13は、カラー画素の面積を算出することができる。肺は、空気を多く含み、膀胱は、臓器としての構造及び尿を含むため、肺及び膀胱においては、それぞれ音速が異なる。そのため、例えば、部位判別部14は、画像解析部13において算出されたカラー画像の面積が一定値以上であるか否かを判定することにより、超音波画像に含まれる部位が肺であるか膀胱であるかを判別することができる。

30

【0060】

また、以上においては、画像取得部3の画像生成部6は、Bモード画像生成部21、ドプラ画像生成部22、弾性マップ生成部23、音速マップ生成部24及びMモード画像生成部25を全て有するものとして説明したが、画像生成部6は、Bモード計測、Mモード計測、弾性計測、音速計測及びドプラ計測のうち2つ以上の計測方法を用いて超音波画像を取得できれば良い。そのため、画像生成部6は、Bモード画像生成部21、ドプラ画像生成部22、弾性マップ生成部23、音速マップ生成部24及びMモード画像生成部25のうち2つ以上を備えていれば良い。

40

【0061】

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。

50

【 0 0 6 2 】

実施の形態 2

図 5 に実施の形態 2 の超音波診断装置 2 6 を示す。この超音波診断装置 2 6 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 7 を有し、更に、画像解析部 1 3 が部位確率計算部 2 7 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 7 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 6 の動作を説明する。

【 0 0 6 3 】

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、計測方法が第 1 の計測方法に初期化されると共に、画像化条件が第 1 の画像化条件に初期化され、第 1 の計測方法及び第 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、画像信号（超音波画像）が生成される。第 1 の計測方法としては、種々の計測方法を用いることができるが、実施の形態 2 においても、実施の形態 1 と同様に、第 1 の計測方法として B モード計測を行うものとして説明する。

【 0 0 6 4 】

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 6 は、第 1 の計測方法を用いた超音波画像の取得がステップ S 1 における初期化から数えて 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ステップ S 1 における初期化から数えて 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 6 5 】

更に、ステップ S 2 0 において、部位確率計算部 2 7 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 7 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 7 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 7 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 6 6 】

続くステップ S 6 において、装置制御部 1 6 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、

10

20

30

40

50

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S6において、部位確率計算部27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、部位確率に基づいて第1の計測方法を第2の計測方法に変更した後、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1の画像化条件が、判別された部位に対して好適な第2の画像化条件に変更され、第2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S1に戻る。

【0067】

ステップS6において、部位確率計算部27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S2に戻る。2回目のステップS2及びステップS3において超音波画像が取得されると、続くステップS18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16により判定されて、ステップS21に進む。

【0068】

ステップS21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S21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S19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の計測方法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。オプティカルフローは、図示しないが、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。

【0069】

続くステップS22において、部位確率計算部27は、ステップS21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27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S21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27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。

【0070】

なお、この場合には、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。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 1 】

ステップ S 2 3 において、装置制御部 1 6 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 2 6 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。

【 0 0 7 2 】

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 2 6 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 の計測方法を第 2 の計測方法に変更し、第 2 の計測方法を用いて超音波画像を更に取得する。そのため、図 5 に示す実施の形態 2 の超音波診断装置 2 6 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 7 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。

【 0 0 7 3 】

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 7 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 7 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。

【 0 0 7 4 】

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 7 は、例えば、各診断部位に対す

10

20

30

40

50

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。

【0075】

実施の形態3

図7に実施の形態3の超音波診断装置28を示す。この超音波診断装置28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11を部位確率計算部29に置換して、部位確率計算部29を画像解析部13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11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27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29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28の動作を説明する。

【0076】

ステップS1～ステップS4においては、図4に示す実施の形態1のステップS1～ステップS4と同一であり、計測方法が第1の計測方法に初期化されると共に、画像化条件が第1の画像化条件に初期化され、第1の計測方法及び第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、画像信号(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16が、第1の計測方法を用いた超音波画像の取得がステップS1における初期化から1回目であるか否かを判定する。

【0077】

ステップS18において、第1の計測方法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の計測方法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。

【0078】

続くステップS25において、部位確率計算部29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29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。

【0079】

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。

10

20

30

40

50

ステップ S 6 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 つが閾値以上であった場合には、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、詳細な説明は省略する。

ステップ S 6 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 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、第 1 の計測方法を用いた超音波画像の取得が行われると、続くステップ S 1 8 において、第 1 の計測方法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 S 2 6 へと進む。

【 0 0 8 0 】

ステップ S 2 6 において、画像解析部 1 3 は、第 1 の計測方法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 S 2 6 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 S 2 1 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。

10

【 0 0 8 1 】

ステップ S 2 7 において、部位確率計算部 2 9 は、ステップ S 2 6 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 S 5 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 S 2 2 において説明した計算方法と同一である。ステップ S 2 6 において、部位確率計算部 2 9 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。

20

【 0 0 8 2 】

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。

30

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 6 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 8 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。

【 0 0 8 3 】

40

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 8 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 の計測方法を第 2 の計測方法に変更し、第 2 の計測方法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 8 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 9 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

50

い部位確率を計算することができる。

【0084】

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29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。

また、例えば、部位確率計算部29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、大きい部位確率を採用することもできる。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。

【0085】

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、適宜組み合わせ用いることができる。

【符号の説明】

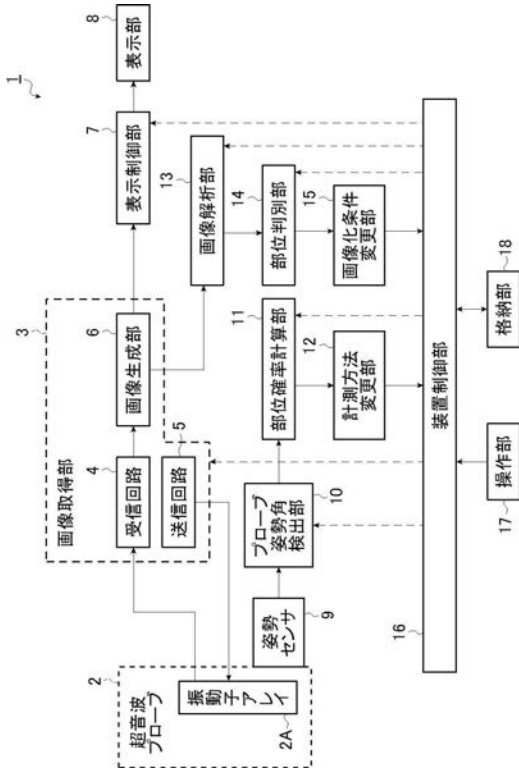
【0086】

1, 26, 28 超音波診断装置、2 超音波プローブ、2A 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, 27, 29 部位確率計算部、12 計測方法変更部、13 画像解析部、14 部位判別部、15 画像化条件変更部、16 装置制御部、17 操作部、18 格納部、19 増幅部、20 A/D変換部、21 Bモード画像生成部、22 ドプラ画像生成部、23 弾性マップ生成部、24 音速マップ生成部、25 Mモード画像生成部。

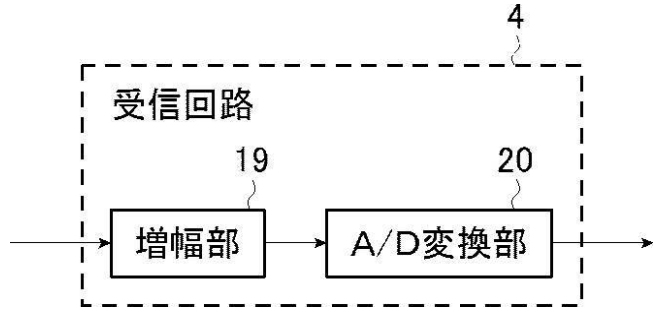
10

20

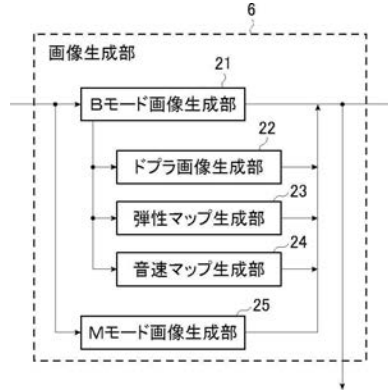
【図1】



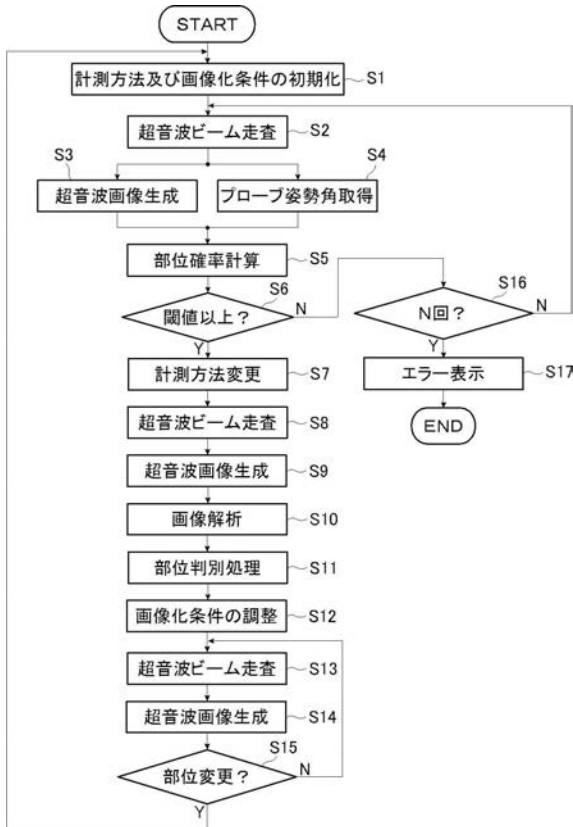
【図2】



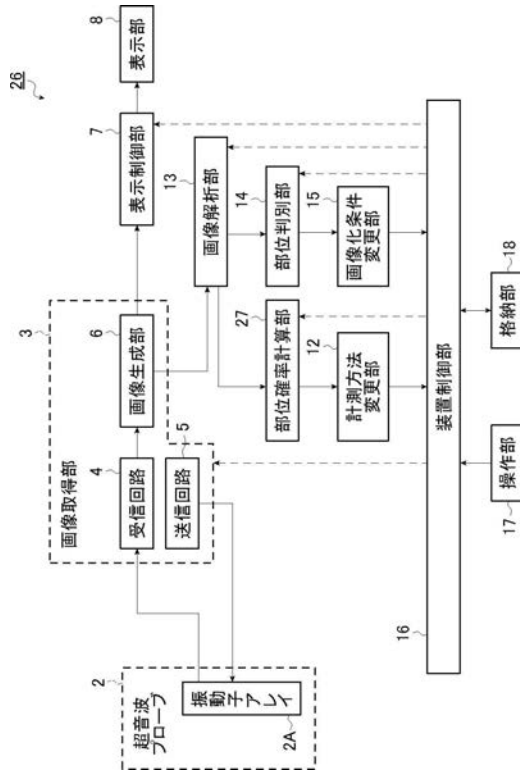
【図3】



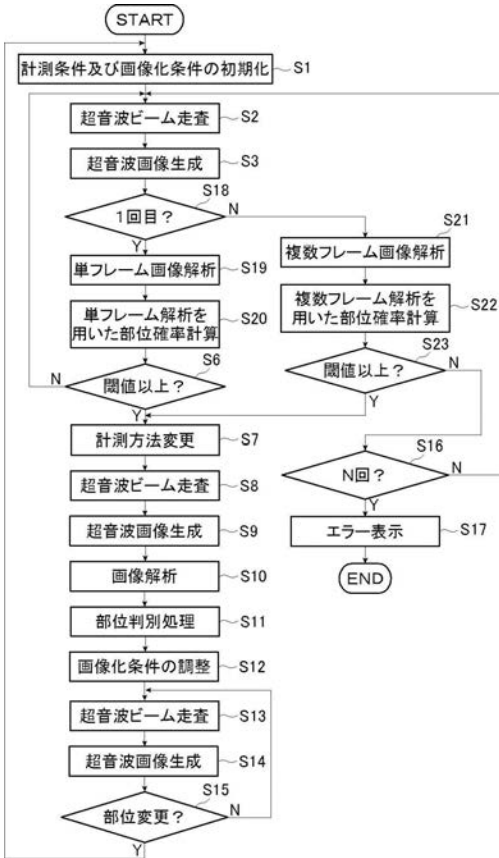
【図4】



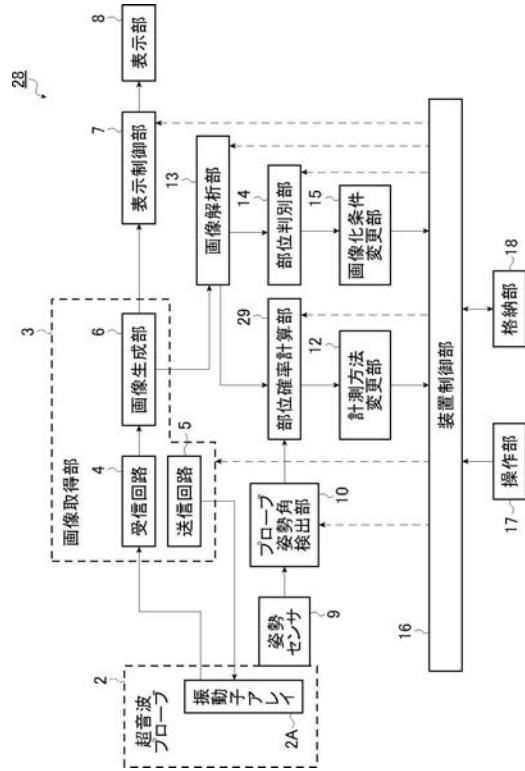
【図5】



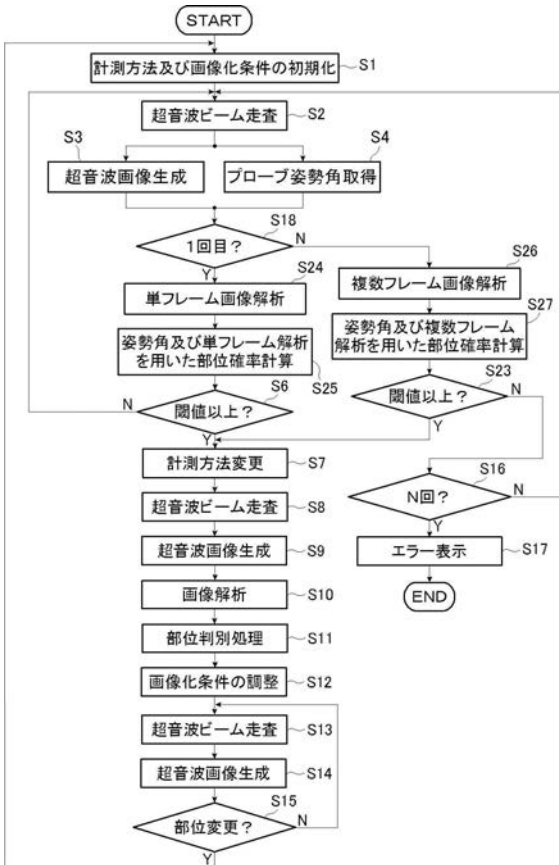
【図6】



【図7】



【図8】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/019373
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/14(2006.01)i, A61B8/08(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, A61B8/08 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 2014-135962 A (Seiko Epson Corp.), 28 July 2014 (28.07.2014), entire text; all drawings & US 2014/0200451 A1	1-10
A	JP 2015-16390 A (Canon Inc.), 29 January 2015 (29.01.2015), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2016-83022 A (Seiko Epson Corp.), 19 May 2016 (19.05.2016), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 08 August 2017 (08.08.17)		Date of mailing of the international search report 22 August 2017 (22.08.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2017/019373	
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, A61B8/08(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, A61B8/08			
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 2014-135962 A (セイコーエプソン株式会社) 2014.07.28, 全文全図 & US 2014/0200451 A1	1-10	
A	JP 2015-16390 A (キヤノン株式会社) 2015.01.29, 全文全図 (ファミリーなし)	1-10	
A	JP 2016-83022 A (セイコーエプソン株式会社) 2016.05.19, 全文全図 (ファミリーなし)	1-10	
④ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ④ 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		の日の後に公表された文献	
「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの		「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	
「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		「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	
「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)		「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	
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」 同一パテントファミリー文献	
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 08.08.2017		国際調査報告の発送日 22.08.2017	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 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) 森口 正治	2U 9403
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292

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	JPWO2018051577A1	公开(公告)日	2019-06-27
申请号	JP2018539518	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 A61B8/4263 A61B8/5223 A61B8/54 A61B8/08 A61B8/14 G01S7/52042 G01S7/52098 G01S15/8915 G01S15/8979 G16H50/30 A61B8/485 A61B8/486 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GA24 4C601/GA25 4C601/JC06 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC15 4C601/JC23 4C601/LL26		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2016181575 2016-09-16 JP		
其他公开文献	JP6663029B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断设备是图像获取单元，其发送和接收来自超声探头的超声束以获取超声图像，以及超声探头相对于根据第一测量方法获取的超声图像的姿态角。并且，从超声图像的至少一个分析结果中，区域概率计算单元计算超声图像中包括的区域是特定区域的概率，并且如果该概率大于或等于阈值，则第一测量方法，并且，一种测量方法改变单元，其改变为用于区分计算出所述概率的部位的所述第二测量方法，并且还使用所述第二测量方法来获取超声图像。

