

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/055841

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29日 (2018.3.29)

(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 18 頁)

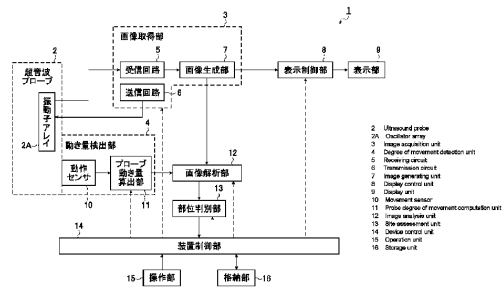
<p>出願番号 特願2018-540632 (P2018-540632)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/020928</p> <p>(22) 国際出願日 平成29年6月6日 (2017.6.6)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2016-184049 (P2016-184049)</p> <p>(32) 優先日 平成28年9月21日 (2016.9.21)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 306037311                  富士フイルム株式会社                  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 EE09 EE11 GA18 GA21 GA24                  GA25 JC06 JC09 JC11 JC15                  JC16 JC23 LL26</p>
--	---

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き量を検出する動き量検出部とを備え、画像解析部は、超音波プローブの動き量が閾値以上の場合に、単フレームの超音波画像に対して画像解析を行い、超音波プローブの動き量が閾値未満の場合に、複数フレームの超音波画像に対して画像解析を行う。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波プローブと、  
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、  
前記画像取得部により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き量を検出する動き量検出部と、を備え、  
前記画像解析部は、前記動き量検出部により検出された前記超音波プローブの動き量が定められた閾値以上である場合に、単フレームの超音波画像に対して画像解析を行い、前記動き量検出部により検出された前記超音波プローブの動き量が定められた閾値未満である場合に、複数フレームの超音波画像に対して画像解析を行うことを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記画像解析部は、前記単フレームの超音波画像に対する画像解析として、単フレームの超音波画像に対するパターン認識又は画素値解析を含む画像解析を行う請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記画像解析部は、前記複数フレームの超音波画像に対する画像解析として、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を行う請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

前記画像解析部は、前記複数フレームの超音波画像に対する画像解析として、前記画像取得部により時系列に取得された複数フレームの超音波画像に対してフレーム毎に画像解析を行って、それらの画像解析結果を統合する請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記画像解析部における前記画像解析の結果に基づいて、前記画像解析が行われた超音波画像に含まれる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 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記動き量検出部は、前記超音波プローブに取り付けられた動作センサを備え、  
前記動作センサは、前記超音波プローブの加速度、角速度又は位置を検出する請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 7】**

前記動き量検出部は、前記超音波プローブから離れて設置された動作センサを備え、  
前記動作センサは、前記超音波プローブの位置を検出する請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

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、

取得された超音波画像を解析し、  
前記超音波プローブの動き量を検出するに際し、  
検出された前記超音波プローブの動き量が定められた閾値以上である場合に、単フレームの超音波画像に対して画像解析を行い、検出された前記超音波プローブの動き量が定められた閾値未満である場合に、複数フレームの超音波画像に対して画像解析を行うことを特徴とする超音波診断装置の制御方法。

40

**【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。

50

## 【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。

## 【0003】

このような超音波診断装置においては、超音波プローブの動きを検出し、その検出結果を用いることにより、超音波診断を容易に、かつ迅速に行うことができるものがある。例えば、特許文献1には、超音波プローブの動きを検出し、その検出結果において、超音波プローブが静止していると判定された場合に、超音波画像の取得、診断部位の判別及び超音波画像の解析を行う超音波診断装置が開示されている。

10

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0004】

【特許文献1】特表2016-501605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超音波診断が迅速に行われることが要求される。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。

20

また、特許文献1に開示の技術では、超音波プローブが動いている場合には、診断部位の判別及び超音波画像の解析ができないという問題があった。更に、特許文献1に開示の技術では、診断部位に対して適切な画像解析方法を選択することが困難であるという問題があった。

30

## 【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、超音波プローブの動きに基づいて画像の解析方法を選択し、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、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、画像取得部により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き量を検出する動き量検出部と、を備え、画像解析部は、動き量検出部により検出された超音波プローブの動き量が定められた閾値以上である場合に、単フレームの超音波画像に対して画像解析を行い、動き量検出部により検出された超音波プローブの動き量が定められた閾値未満である場合に、複数フレームの超音波画像に対して画像解析を行うことを特徴とする。

40

## 【0008】

また、画像解析部は、単フレームの超音波画像に対する画像解析として、単フレームの超音波画像に対するパターン認識又は画素値解析を含む画像解析を行うことが好ましい。

## 【0009】

また、画像解析部は、複数フレームの超音波画像に対する画像解析として、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を行うことが好ま

50

しい。

【 0 0 1 0 】

もしくは、画像解析部は、複数フレームの超音波画像に対する画像解析として、画像取得部により時系列に取得された複数フレームの超音波画像に対してフレーム毎に画像解析を行って、それらの画像解析結果を統合しても良い。

【 0 0 1 1 】

また、画像解析部における画像解析の結果に基づいて、画像解析が行われた超音波画像に含まれる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。

【 0 0 1 2 】

また、動き量検出部は、超音波プローブに取り付けられた動作センサを備え、動作センサは、超音波プローブの加速度、角速度又は位置を検出することが好ましい。

10

【 0 0 1 3 】

もしくは、動き量検出部は、超音波プローブから離れて設置された動作センサを備え、動作センサは、超音波プローブの位置を検出して良い。

【 0 0 1 4 】

また、本発明の超音波診断装置の制御方法は、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、取得された超音波画像を解析し、超音波プローブの動き量を検出するに際し、検出された超音波プローブの動き量が定められた閾値以上である場合に、単フレームの超音波画像に対して画像解析を行い、検出された超音波プローブの動き量が定められた閾値未満である場合に、複数フレームの超音波画像に対して画像解析を行うことを特徴とする。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、超音波診断装置は、超音波プローブの動き量に基づいて、単フレームの超音波画像に対する画像解析又は複数フレームの超音波画像に対する画像解析を行う画像解析部を有するため、超音波プローブの動きに応じて、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 】

【 0 0 1 6 】

【 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。

30

【 図 2 】 図 1 の受信回路の内部構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 図 1 の画像生成部の内部構成を示すブロック図である。

【 図 4 】 本発明の超音波診断装置の動作に係るフローチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 7 】

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 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 8 及び表示部 9 が順次接続されている。

40

【 0 0 1 8 】

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 5 及び送信回路 6 と受信回路 5 に接続された画像生成部 7 とを有しており、表示制御部 8 は、画像生成部 7 に接続されている。また、画像生成部 7 は、画像解析部 1 2 に接続されている。また、超音波プローブ 2 には、動作センサ 1 0 が備えられ、動作センサ 1 0 は、プローブ動き量算出部 1 1 に接続されている。プローブ動き量算出部 1 1 に画像解析部 1 2 に接続されており、画像解析部 1 2 に部位判別部 1 3 が接続されている。また、動作センサ 1 0 及びプローブ動き量算出部 1 1 は、動き量検出部 4 を構成する。

更に、画像取得部 3、表示制御部 8、プローブ動き量算出部 1 1、画像解析部 1 2 及び部位判別部 1 3 に装置制御部 1 4 が接続され、装置制御部 1 4 に、操作部 1 5 及び格納部

50

16がそれぞれ接続されている。なお、装置制御部14と格納部16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。

【0019】

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6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。

10

【0020】

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5に出力される。

【0021】

画像取得部3の受信回路5は、図2に示すように、増幅部17とA/D（Analog/Digital：アナログ/デジタル）変換部18が直列接続された構成を有している。受信回路5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17において増幅し、A/D変換部18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7に出力する。

20

画像取得部3の送信回路6は、例えば、複数のパルス発生器を含んでおり、装置制御部14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。

【0022】

画像取得部3の画像生成部7は、図3に示すように、Bモード（Brightness mode：輝度モード）処理部19と画像処理部20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19は、装置制御部14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19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19において生成されたBモード画像信号は、表示制御部8又は画像解析部12に出力される。

30

画像処理部20は、Bモード処理部19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8に出力する。

40

【0023】

図1に示すように、超音波診断装置1の表示制御部8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9に超音波診断画像を表示させる。

表示部9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14の制御の下、超音波診断画像を表示する。

【0024】

動き量検出部4の動作センサ10は、超音波プローブ2に備えられ、超音波診断中に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。

50

動作センサ 10 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、動作センサ 10 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、動作センサ 10 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、動作センサ 10 が検出した信号は、動き量検出部 4 のプローブ動き量算出部 11 に出力される。

#### 【0025】

動き量検出部 4 のプローブ動き量算出部 11 は、動作センサ 10 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、超音波診断中における超音波プローブ 2 の動きの指標である超音波プローブ 2 の動き量を算出する。例えば、動作センサ 10 において得られた 3次元空間内の加速度から、超音波画像のフレーム毎に周知の計算方法を用いて超音波プローブ 2 の姿勢角を算出した後に、超音波プローブ 2 の動き量として、算出された複数の姿勢角を用いてフレーム間における姿勢角の時間変化量を算出することができる。プローブ動き量算出部 11 は、例えば、超音波プローブ 2 の姿勢角の時間変化量として、画像取得部 3 により時系列に取得された一定枚数の超音波画像毎に算出された姿勢角に対する標準偏差を算出することができる。この場合には、算出された複数の姿勢角が時系列に増加するのみであること又は時系列に減少するのみであることが好ましく、超音波プローブ 2 の動き量の算出に用いられる複数フレームの超音波画像間の取得時間間隔は、十分短いことが好ましい。

#### 【0026】

画像解析部 12 は、画像取得部 3 の画像生成部 7 の B モード処理部 19 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 13 に出力する。更に、画像解析部 12 は、動き量検出部 4 のプローブ動き量算出部 11 により算出された超音波プローブ 2 の動き量が定められた閾値以上である場合に、単フレームの超音波画像に対して画像解析を行う。また、画像解析部 12 は、超音波プローブ 2 の動き量が定められた閾値未満である場合に、複数フレームの超音波画像に対して画像解析を行う。

部位判別部 13 は、画像解析部 12 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、装置制御部 14 に対して判別した部位の情報を出力する。

#### 【0027】

装置制御部 14 は、オペレータにより操作部 15 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。また、装置制御部 14 は、超音波画像の取得の際の画像化条件を、部位判別部 13 により判別された部位に適切な画像化条件に変更する。

操作部 15 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 16 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。

#### 【0028】

なお、画像取得部 3 の画像生成部 7、表示制御部 8、動き量検出部 4 のプローブ動き量算出部 11、画像解析部 12、部位判別部 13 及び装置制御部 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

10

20

30

40

50

の画像生成部 7、表示制御部 8、プローブ動き量算出部 11、画像解析部 12、部位判別部 13 及び装置制御部 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。

#### 【0029】

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、定められた画像化条件の下、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 5 及び送信回路 6 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 5 に出力され、受信回路 5 の増幅部 17 及び A/D 変換部 18 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、動き量検出部 4 の動作センサ 10 は、オペレータにより走査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。なお、ステップ S1 において用いられる、初期値として定められた画像化条件は、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。

更に、ステップ S2 において、受信信号が画像生成部 7 に入力され、画像生成部 7 の B モード処理部 19 において B モード画像信号が生成される。

#### 【0030】

ステップ S3 において、装置制御部 14 は、被検体の各部位に対する超音波診断の開始から数えて N フレーム目の超音波画像が取得されたか否かを判定する。ここで、N は 2 以上の自然数である。ステップ S3 において、取得された超音波画像が N フレーム未満であると判定された場合には、ステップ S1 に戻り、ステップ S1 及び S2 において超音波画像が再度取得される。

ステップ S3 において N フレーム目の超音波画像が取得されたと判定された場合には、ステップ S4 に進む。ステップ S4 において、動き量検出部 4 のプローブ動き量算出部 11 は、動作センサ 10 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 S1 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 の姿勢角を算出した後、その姿勢角のフレーム間における時間変化量を算出する。例えば、プローブ動き量算出部 11 は、まず、動作センサ 10 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、複数フレームの超音波画像に対してフレーム毎に超音波プローブ 2 の姿勢角を算出することができる。プローブ動き量算出部 11 は、次に、超音波プローブ 2 の動き量として、例えば、算出された複数の姿勢角の標準偏差を算出することができる。

#### 【0031】

ステップ S5 において、画像解析部 12 は、ステップ S4 において算出された超音波プローブ 2 の動き量が、定められた閾値以上か否かを判定する。すなわち、ステップ S5 において、画像解析部 12 は、超音波プローブ 2 の動き量に対して閾値を用いた判定を行うことにより、超音波診断の際にオペレータにより超音波プローブ 2 が動かされたか否かを判定する。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 の動き量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。

#### 【0032】

ステップ S5 において、算出された超音波プローブ 2 の動き量が定められた閾値以上であると判定された場合には、ステップ S6 に進む。超音波診断の際に、オペレータによる超音波プローブ 2 の動きが多い場合には、超音波プローブ 2 の動きにより、複数フレームの超音波画像における心臓の拍動等の被検体の部位自体の動きが隠蔽される。そのため、ステップ S6 において、画像解析部 12 は、画像取得部 3 において取得された複数フレームの超音波画像のうち単フレームの超音波画像に対して画像解析を行う。単フレームの超音波画像に対する画像解析は、種々の方法を用いて行うことができるが、例えば、テンブ

レートマッチング等のパターン認識を行い、超音波画像に含まれる部位及び複数の部位のテンプレートとの類似度をスコアとして算出することができる。

【0033】

ステップS6に続くステップS7において、部位判別部13は、ステップS6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の判別を行う。例えば、ステップS6における単フレームの超音波画像に対する画像解析としてテンプレートマッチングが行われた場合には、算出された類似度のスコアが一定値以上であるか否かを判定することにより、部位の判別を行うことができる。

【0034】

ステップS8において、装置制御部14は、画像化条件を、部位判別部13により判別された部位に適切な画像化条件に変更する。

続くステップS9において、画像取得部3の受信回路5及び送信回路6は、ステップS8において変更された画像化条件を用いて、部位判別部13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S10において、画像取得部3の画像生成部7は、ステップS8において変更された画像化条件を用いて受信回路5及び送信回路6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。

【0035】

ステップS11において、装置制御部14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S11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S9に戻り、ステップS8において変更された画像化条件を用いた超音波画像の取得が再度行われる。一方、ステップS11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に戻る。その後、ステップS2を経てステップS3へ移行すると、新たな診断部位に対して取得された超音波画像がNフレーム目であるか否かが判定される。

【0036】

また、ステップS5において、ステップS4において算出された超音波プローブ2の動き量が定められた閾値未満であると判定された場合には、ステップS12に進む。超音波診断の際に、オペレータによる超音波プローブ2の動きが少ない場合には、複数フレームの超音波画像における心臓の拍動等の被検体の部位自体の動きは、超音波プローブ2の動きに影響され難い。そのため、ステップS12において、画像解析部12は、画像取得部3において取得された複数フレーム、すなわち、Nフレームの超音波画像に対して画像解析を行う。複数フレームの超音波画像に対する画像解析は、種々の方法を用いて行うことができるが、例えば、オプティカルフローと呼ばれる時系列な画像解析の方法を用いることができる。オプティカルフローは、図示しないが、画像取得部3により取得された時系列順において隣接したフレームの超音波画像を用いて、それら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。画像解析部12は、オプティカルフローにより超音波画像にマッピングされたベクトルの数（ベクトル数）を算出することができる。

【0037】

ステップS12に続くステップS7において、部位判別部13は、ステップS12における複数フレームの超音波画像に対する解析結果を用いて、超音波画像に含まれる部位を判別する。例えば、ステップS12において、オプティカルフローを用いた画像解析が行われた場合には、ステップS12において算出されたベクトル数に対して、一定値以上か否かを判定することにより、部位の判別をすることができる。このように、超音波プロー

10

20

30

40

50

ブ 2 の動き量が少ない場合には、時系列の解析方法を用いて部位を判別することにより、例えば、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容易に判別することができる。

【 0 0 3 8 】

以上のように、図 1 に示す本発明の超音波診断装置 1 によれば、超音波プローブ 2 の動き量を検出して、その動き量が定められた閾値以上か否かに基づいて単フレームの超音波画像に対する画像解析又は複数フレームの超音波画像に対する画像解析を行う。更に、超音波診断装置 1 は、画像解析の結果を用いて、超音波画像に含まれる部位を判別し、判別された部位に適した画像化条件を用いて再度超音波画像を取得する。このように、本発明の超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2 の動き量に基づいて、超音波画像に含まれる部位を判別するための画像解析方法を選択することができるため、迅速に部位の判別を行うことができ、かつ、部位の判別における精度を向上させることができる。

10

【 0 0 3 9 】

また、ステップ S 3 において、被検体の各部位の超音波診断の開始から数えて N フレーム目の超音波画像が取得されたか否かを判定する態様を説明したが、この判定の閾値であるフレーム数 N は、超音波診断装置 1 による診断が開始される前に、操作部 1 5 を介してオペレータに入力されるものであっても良く、超音波診断装置 1 の動作プログラムに組み込まれていても良い。

【 0 0 4 0 】

また、ステップ S 3 は、ステップ S 4 に移行するためのトリガであるが、超音波プローブ 2 の動き量を算出するステップ S 4 に移行するまでに 2 フレーム以上の超音波画像を取得するものであれば、ステップ S 3 において行われる判定は、上述した例に限定されない。例えば、図示しないが、ステップ S 3 において、装置制御部 1 4 は、被検体の各部位に対する超音波診断の開始から定められた時間が経過したか否かを判定することができる。その場合には、超音波診断装置 1 は、定められた時間が経過するまでは、ステップ S 1 ~ ステップ S 3 を繰り返すことにより超音波画像の取得が繰り返され、定められた時間が経過した場合に、ステップ S 4 に移行する。なお、この定められた時間は、超音波診断装置 1 による診断が開始される前に、操作部 1 5 を介してオペレータにより入力されるものであっても良く、超音波診断装置 1 の動作プログラムに組み込まれていても良い。

20

【 0 0 4 1 】

また、他の例として、図示しないが、ステップ S 3 において、装置制御部 1 4 は、被検体の各部位の超音波診断の開始から数えて定められたフレーム数の超音波画像が取得されたか否かを判定することができる。その場合には、超音波診断装置 1 は、被検体の各部位に対する超音波診断の開始から数えて、定められたフレーム数の超音波が取得されるまでは、ステップ S 1 ~ ステップ S 3 を繰り返すことにより、超音波画像の取得が繰り返される。その後、ステップ S 3 において、定められたフレーム数の超音波画像が取得されたことと判定された場合に、ステップ S 4 に移行する。なお、この定められたフレーム数は、超音波診断装置 1 による診断が開始される前に、操作部 1 5 を介してオペレータにより入力されるものであっても良く、超音波診断装置 1 の動作プログラムに組み込まれていても良い。

30

40

【 0 0 4 2 】

また、動き量検出部 4 のプローブ動き量算出部 1 1 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、プローブ動き量算出部 1 1 において、動作センサ 1 0 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 3 】

また、超音波プローブ 2 の動き量を検出する動作センサ 1 0 として加速度センサを用いることを例示したが、動作センサ 1 0 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。このような動作センサ 1 0 としては、例え

50

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、動作センサ10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の姿勢角を検出することができる。また、例えば、動作センサ10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、動作センサ10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の姿勢角を検出することができる。

10

#### 【0044】

また、動作センサ10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から離れて設置されていても良い。このような動作センサ10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、動作センサ10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。

#### 【0045】

また、超音波プローブ2の動き量の例として、超音波プローブ2の姿勢角の標準偏差を説明したが、一定時間内において姿勢角が変化した量、つまり、時系列順において隣接したフレームの超音波画像間に対する姿勢角の差を一定時間内において足し合わせたものを超音波プローブ2の動き量として用いても良い。

20

また、超音波プローブ2の動き量は、超音波プローブ2の動きを表すものであれば、超音波プローブ2の姿勢角を用いたものに限定されない。例えば、超音波プローブ2の動き量は、超音波プローブ2の移動距離であっても良い。

#### 【0046】

また、ステップS6における単フレームの超音波画像に対する画像解析は、例として説明したテンプレートマッチングに限定されるものではなく、例えば、画像解析部12は、エッジ解析等の画素値解析、機械学習及び深層学習等の公知の解析方法を行うことができる。例えば、ステップS6における画像解析として、エッジ解析が行われる場合には、画像解析部12は、超音波画像において特定の方向、例えば、斜め方向を向いたエッジ構造の画素の面積を算出することができる。その場合には、ステップS7において、部位判別部13は、ステップS6において算出されたエッジ構造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を判定することができる。

30

#### 【0047】

また、ステップS6における単フレームの超音波画像に対する画像解析は、画像化条件及び超音波ビームの送受信の際の超音波プローブ2のぶれ等に起因して、画像解析が失敗する場合もある。そのために、ステップS12において、画像解析部12は、時系列に取得された複数フレームの超音波画像に対してフレーム毎に画像解析を行い、それらの複数の画像解析の結果を統合することができる。画像解析部12は、複数の画像解析の結果を統合する方法として、種々の方法を用いることができる。例えば、画像解析部12は、テンプレートマッチング等のパターン認識における類似度のスコア及びエッジ構造等に対する画素値解析における面積値のうち最大の値又は中央値等を最終的な画像解析の結果とすることができる。また、画像解析部12は、画像解析の成功及び失敗を判断することもでき、例えば、複数の超音波画像に対して、パターン認識における類似度のスコア及び画素値解析における面積値等の画像解析の結果が算出できたものに一定値以上のスコアを付与し、かつ、画像解析の結果が算出できなかったものに一定値未満のスコアを付与することができる。更に、画像解析部12は、付与された複数のスコアの平均値又は中央値が一定値以上であった場合には、複数の画像解析の結果を統合することができる。また、画像解

40

50

析部 1 2 により付与された複数のスコアの平均値又は中央値が一定値未満であった場合には、ステップ S 1 に戻っても良いし、表示部 9 にエラー表示をさせた後、超音波診断装置 1 の動作を終了させても良い。

【 0 0 4 8 】

また、ステップ S 1 2 において説明したオプティカルフローを用いた画像解析においては、時系列順において隣接したフレームの超音波画像から算出した、特徴的なパターンの動きを表すベクトル数を算出するものとして説明した。ステップ S 1 2 においては、時系列に取得された複数の超音波画像を用いて、複数フレーム内にマッピングされたベクトル数を時間積分することもできる。すなわち、画像解析部 1 2 は、例えば、時系列に取得された N 枚の超音波画像のうち、時系列順において互いに隣接した N - 1 組の超音波画像の対を用いて N - 1 組のベクトル数の時間変化を算出し、これら N - 1 組のベクトル数の時間変化を、第 1 フレームの超音波画像から第 N フレームの超音波画像までの時間を用いて積分することができる。この場合には、続くステップ S 7 において、部位判別部 1 3 は、ステップ S 1 2 において算出されたベクトル数の積分値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を判別することができる。

10

【 0 0 4 9 】

また、ステップ S 1 2 において、画像解析部 1 2 は、オプティカルフロー以外の画像解析を行っても良い。例えば、画像解析部 1 2 は、複数フレームの超音波画像に共通して含まれる同一のエッジ構造の移動量を算出することができる。また、例えば、画像解析部 1 2 は、複数フレームの超音波画像における共通した関心領域内の一定以上の輝度を有する構造に対して移動量を算出することができる。これらの場合には、続くステップ S 7 において、部位判別部 1 3 は、ステップ S 1 2 において算出された移動量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を判定することができる。

20

また、画像解析部 1 2 は、もちろん、以上に説明した画像解析の方法に限定されず、公知の画像解析方法を用いて、複数フレームの超音波画像に共通して含まれる部位の構造の移動量を算出しても良い。

【 0 0 5 0 】

また、画像取得部 3 の画像生成部 7 において、受信回路 5 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 7 の B モード処理部 1 9 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。

30

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 2 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 2 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。

40

【 0 0 5 1 】

また、以上に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 2 】

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

50

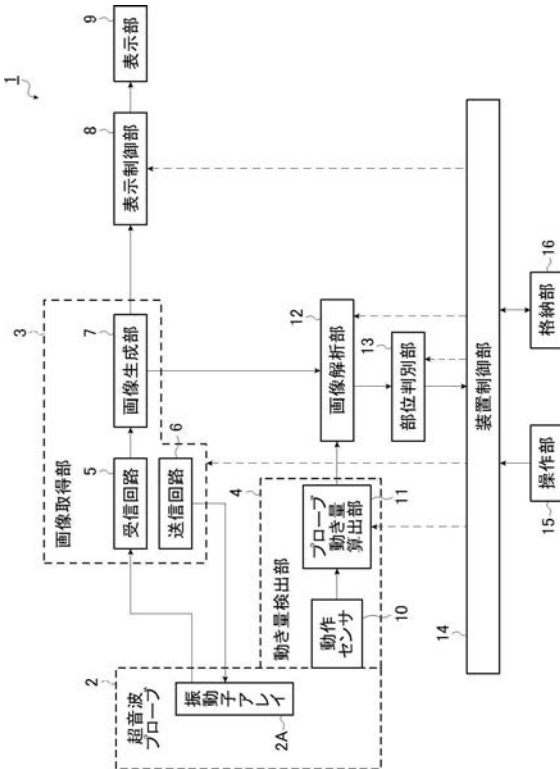
は限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良及び変形を行っても良いのはもちろんである。また、以上において示した複数の例は、適宜組み合わせて用いることができる。

【符号の説明】

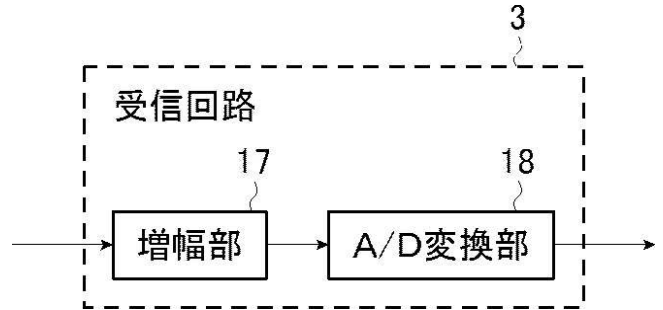
【0053】

- 1 超音波診断装置、2 超音波プローブ、3 画像取得部、4 動き量検出部、5 受信回路、6 送信回路、7 画像生成部、8 表示制御部、9 表示部、10 動作センサ、11 プローブ動き量算出部、12 画像解析部、13 部位判別部、14 装置制御部、15 操作部、16 格納部、17 増幅部、18 A/D変換部、19 Bモード処理部、20 画像処理部。

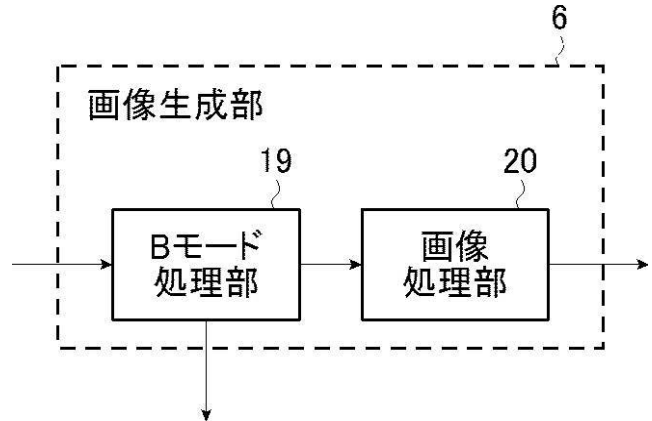
【図1】



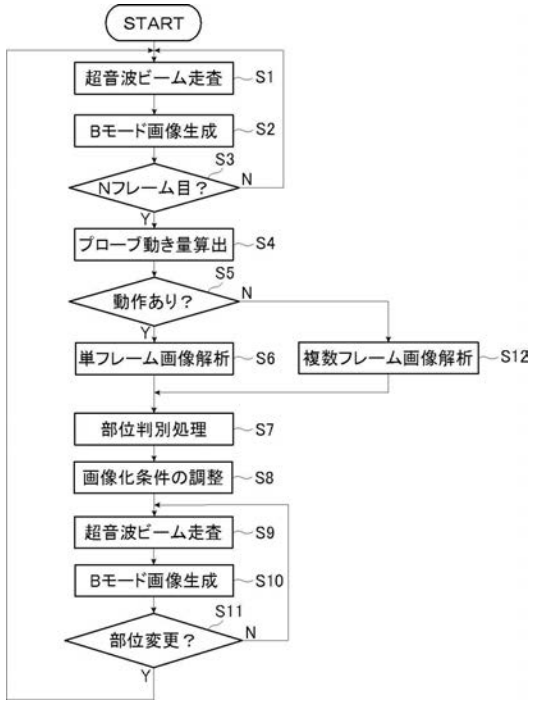
【図2】



【図3】



【 図 4 】



## 【 国際調査報告 】

<b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>		International application No. PCT/JP2017/020928
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B8/14(2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00-8/15  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)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-301398 A (Aloka Co., Ltd.), 22 November 2007 (22.11.2007), abstract; fig. 1 (Family: none)	1-8
A	WO 2016/088758 A1 (National Institute of Advanced Industrial Science and Technology), 09 June 2016 (09.06.2016), paragraphs [0005] to [0006], [0011]; fig. 1 (Family: none)	1-8
A	US 2016/0048737 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.), 18 February 2016 (18.02.2016), paragraphs [0008] to [0014] & KR 10-2016-0020918 A	1-8
<input checked="" 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 09 August 2017 (09.08.17)		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.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2017/020928

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 2011-110431 A (Medison Co., Ltd.), 09 June 2011 (09.06.2011), abstract & US 2011/0125018 A1 abstract & EP 2345992 A2 & KR 10-2011-0057742A	1-8
A	JP 2015-131100 A (Konica Minolta, Inc.), 23 July 2015 (23.07.2015), abstract & US 2015/0164482 A1 abstract	1-8

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 2 0 9 2 8													
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. A61B8/00-8/15															
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017年</td> </tr> </table>				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				
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 2007-301398 A (アロカ株式会社) 2007. 11. 22, 要約、図 1 (ファミリーなし)	1-8													
A	WO 2016/088758 A1 (国立研究開発法人産業技術総合研究所) 2016. 06. 09, [0005]-[0006], [0011]、図 1 (ファミリーなし)	1-8													
A	US 2016/0048737 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 2016. 02. 18, [0008]-[0014] & KR 10-2016-0020918 A	1-8													
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。													
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>の日の後に公表された文献</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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)</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td>「&amp;」同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</td> <td></td> </tr> </table>				* 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	
* 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 09. 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/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) 門田 宏	2U 9224												
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292												

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 2 0 9 2 8
C (続き) . 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 2011-110431 A (株式会社メディゾン) 2011.06.09, 要約 & US 2011/0125018 A1, Abstract & EP 2345992 A2 & KR 10-2011-0057742 A	1-8
A	JP 2015-131100 A (コニカミノルタ株式会社) 2015.07.23, 要約 & US 2015/0164482 A1, Abstract	1-8

## 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	<a href="#">JPWO2018055841A1</a>	公开(公告)日	2019-06-27
申请号	JP2018540632	申请日	2017-06-06
[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	A61B8/0833 A61B8/4245 A61B8/4427 A61B8/485 A61B8/486 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5276 G06K9/6204 G06K9/6215 G06K2209/057 A61B8/4254 A61B8/5238 A61B8/54 G06T7/0012 G06T7/246 G06T2207/10132		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GA24 4C601/GA25 4C601/JC06 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC15 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/LL26		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2016184049 2016-09-21 JP		
其他公开文献	JP6625760B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声波诊断装置将来自超声波探头的超声波束发送至被检体并接收，以获取超声波图像；以及分析所获取的超声波图像的图像分析单元和超声波探头。提供检测运动量的运动量检测单元，并且当超声探头的运动量等于或大于阈值时，图像分析单元对单帧超声图像以及超声探头的运动进行图像分析。当该量小于阈值时，对多个帧的超声图像执行图像分析。

