

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-22038

(P2016-22038A)

(43) 公開日 平成28年2月8日(2016.2.8)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F I  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2014-146626 (P2014-146626)  
(22) 出願日 平成26年7月17日 (2014.7.17)

(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  
(74) 代理人 110001830  
東京UIT国際特許業務法人  
(72) 発明者 楠木 哲郎  
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 DD30 EE30 JB45 JB48 JC11  
JC12

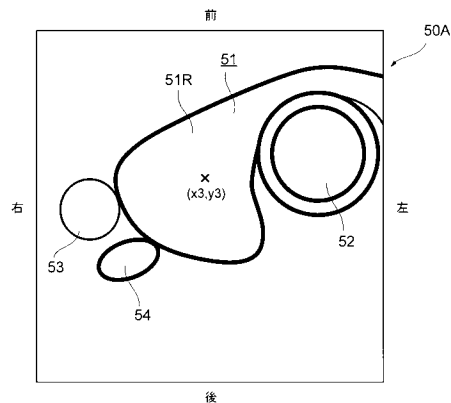
(54) 【発明の名称】 音響波画像の撮影評価装置およびその撮影評価方法

(57) 【要約】

【課題】撮影のポジショニングを評価できる音響波画像の撮影評価装置およびその評価方法を提供する。

【解決手段】被検者の頸部横断面の複数の超音波画像における甲状腺51の重心位置が超音波画像ごとに算出され、それらの重心位置の平均位置との差が第1のしきい値以上あるか判定される。また、複数の超音波画像における動脈53の中心位置が超音波画像ごとに算出され、それらの中心位置の平均位置との差が第2のしきい値以上あるか判定される。差が第1のしきい値以上であると判定された、あるいは差が第2のしきい値以上であると判定されたことにより、超音波画像50の撮影が不安定と判断される。

【選択図】 図15



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検者の頸部横断面の複数の音響波画像における甲状腺の位置を特定する甲状腺代表位置を、上記音響波画像ごとに算出する甲状腺代表位置算出手段、

上記複数の音響波画像において、上記甲状腺代表位置算出手段によって上記音響波画像ごとに算出された甲状腺代表位置を平均化して甲状腺平均位置を算出する甲状腺平均位置算出手段、

上記複数の音響波画像における血管の位置を特定する血管代表位置を、上記音響波画像ごとに算出する血管代表位置算出手段、

上記複数の音響波画像において、上記血管位置算出手段によって音響波画像ごとに算出された血管代表位置を平均化して血管平均位置を算出する血管平均位置算出手段、

上記甲状腺平均位置算出手段によって算出された甲状腺平均位置と上記甲状腺代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出されたそれぞれの甲状腺代表位置との差が第 1 のしきい値以上あるかどうかを判定する第 1 の判定手段、

上記血管平均位置算出手段によって算出された血管平均位置と上記血管代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出されたそれぞれの血管代表位置との差が第 2 のしきい値以上あるかどうかを判定する第 2 の判定手段、および

上記第 1 の判定手段によって上記差が上記第 1 のしきい値以上であると判定された、あるいは上記第 2 の判定手段によって上記差が上記第 2 のしきい値以上であると判定されたことに応じて、上記音響波画像の撮影が不安定であることを報知する第 1 の報知手段、

を備えた音響波画像の撮影評価装置。

## 【請求項 2】

上記複数の音響波画像における気管の位置を特定する気管代表位置を、上記音響波画像ごとに算出する第 1 の気管代表位置算出手段、

上記複数の音響波画像において、上記第 1 の気管位置算出手段によって音響波画像ごとに算出された気管代表位置を平均化して気管平均位置を算出する気管平均位置算出手段、および

上記気管平均位置算出手段によって算出された気管平均位置と上記第 1 の気管代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出されたそれぞれの気管代表位置との差が第 3 のしきい値以上あるかどうかを判定する第 3 の判定手段をさらに備え、

上記報知手段は、

上記第 1 の判定手段によって上記差が上記第 1 のしきい値以上であると判定された、上記第 2 の判定手段によって上記差が上記第 2 のしきい値以上であると判定された、あるいは上記第 3 の判定手段によって上記差が上記第 3 のしきい値以上であると判定されたことに応じて、上記音響波画像の撮影が不安定であることを報知するものである、

請求項 1 に記載の音響波画像の撮影評価装置。

## 【請求項 3】

上記音響波画像の血管と気管との中間に、閉じた輪郭線によって囲まれる輪郭領域を設定する輪郭領域設定手段、および

上記輪郭領域設定手段によって設定された輪郭領域を用いて動的輪郭モデルにもとづいて、上記音響波画像における甲状腺の位置を検出する甲状腺位置検出手段をさらに備え、

上記甲状腺代表位置算出手段は、

上記甲状腺位置検出手段によって検出された甲状腺の位置を特定する甲状腺代表位置を、上記音響波画像ごとに算出するものである、

請求項 1 または 2 に記載の音響波画像の撮影評価装置。

## 【請求項 4】

上記輪郭領域設定手段は、

上記音響波画像の血管の中心と気管の中心とを結ぶ直線における中点が中心となる上記輪郭領域を設定するものである、

請求項 3 に記載の音響波画像の撮影評価装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 5】

上記輪郭領域設定手段は、

上記音響波画像の血管の中心と気管の中心とを結ぶ線と、水平線とをなす角が所定角度未満の場合には、上記音響波画像の血管の中心と気管の中心とを結ぶ直線における中点を中心となる上記輪郭領域を設定し、上記なす角が所定角度以上の場合には、血管の中心から気管方向に所定距離移動した位置が中心となる上記輪郭領域を設定するものである、

請求項 3 に記載の音響波画像の撮影評価装置。

## 【請求項 6】

上記音響波画像を二値化する二値化手段、および

上記二値化手段によって二値化された上記音響波画像から不連続点を除去する不連続点除去手段をさらに備え、

上記甲状腺位置検出手段は、

上記輪郭領域設定手段によって設定された輪郭領域を用いて動的輪郭モデルにもとづいて、上記不連続点除去手段によって不連続点が除去され、かつ二値化された上記音響波画像における甲状腺の位置を検出するものである、

請求項 3 に記載の音響波画像の撮影評価装置。

## 【請求項 7】

上記音響波画像と血管のテンプレート画像とのマッチング処理を行う血管テンプレート・マッチング手段、および

上記血管テンプレート・マッチング手段におけるマッチング処理にもとづいて上記音響波画像から血管の位置を検出する血管位置検出手段をさらに備え、

上記血管位置算出手段は、

上記血管位置検出手段によって検出された血管の位置を特定する血管代表位置を、上記音響波画像ごとに算出するものである、

請求項 1 から 6 のうち、いずれか一項に記載の音響波画像の撮影評価装置。

## 【請求項 8】

上記音響波画像と気管のテンプレート画像とのマッチング処理を行う気管テンプレート・マッチング手段、および

上記気管テンプレート・マッチング手段におけるマッチング処理にもとづいて上記音響波画像から気管の位置を検出する気管位置検出手段をさらに備え、

上記気管位置算出手段は、

上記気管位置検出手段によって検出された気管の位置を特定する気管代表位置を、上記音響波画像ごとに算出するものである、

請求項 2 に記載の音響波画像の撮影評価装置。

## 【請求項 9】

上記被検者の年齢が一定の年齢まで上がるにつれて上記第 1 のしきい値および上記第 2 のしきい値が大きくなるものである、請求項 1 から 8 のうち、いずれか一項に記載の音響波画像の撮影評価装置。

## 【請求項 10】

プローブを用いて上記音響波画像を撮像する音響波撮像装置をさらに備え、

上記甲状腺代表位置算出手段は、

上記音響波撮像装置によって撮像された音響波画像における甲状腺の位置を特定する甲状腺代表位置を算出するものであり、

上記甲状腺代表位置算出手段によって算出された甲状腺代表位置とあらかじめ定められている甲状腺の基準位置との差が第 4 のしきい値以上あるかどうかを判定する第 4 の判定手段、および

上記第 4 の判定手段により、上記差が上記第 4 のしきい値以上あると判定されたことに応じて、上記プローブの位置が不適正であることを報知する第 2 の報知手段、

をさらに備えた請求項 1 から 9 のうち、いずれか一項に記載の音響波画像の撮影評価装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 1 1】

上記血管代表位置算出手段は、

上記音響波撮像装置によって撮像された音響波画像における血管の位置を特定する血管代表位置を算出するものであり、

上記血管代表位置算出手段によって算出された血管代表位置とあらかじめ定められている血管の基準位置との差が第5のしきい値以上あるかどうかを判定する第5の判定手段をさらに備え、

上記第2の報知手段は、

上記第4の判定手段により、上記差が上記第4のしきい値以上あると判定された、あるいは上記第5の判定手段により、上記差が上記第5のしきい値以上あると判定されたことに応じて、上記プローブの位置が不適正であることを報知するものである、

請求項10に記載の音響波画像の撮影評価装置。

10

## 【請求項 1 2】

上記音響波撮像装置によって撮像された音響波画像における気管の位置を特定する気管代表位置を算出する第2の気管代表位置算出手段、

上記第2の気管代表位置算出手段によって算出された気管代表位置とあらかじめ定められている気管の基準位置との差が第6のしきい値以上あるかどうかを判定する第6の判定手段をさらに備え、

上記第2の報知手段は、

上記第4の判定手段により、上記差が上記第4のしきい値以上あると判定された、上記第5の判定手段により、上記差が上記第5のしきい値以上あると判定された、あるいは上記第6の判定手段により、上記差が第6のしきい値以上あると判定されたことに応じて、上記プローブの位置が不適正であることを報知するものである、

請求項11に記載の音響波画像の撮影評価装置。

20

## 【請求項 1 3】

上記第4のしきい値、上記第5のしきい値および上記第6のしきい値は、上記被検者の年齢が一定の年齢までは年齢が高くなるにつれて大きくなるものである、

請求項12に記載の音響波画像の撮影評価装置。

## 【請求項 1 4】

上記甲状腺代表位置と上記甲状腺平均位置との差および上記血管代表位置と上記血管平均位置との差の少なくとも一方を、上記音響波画像ごとに表示画面に表示するように表示装置を制御する表示制御手段、

をさらに備えた請求項1から13のうち、いずれか一項に記載の音響波画像の撮影評価装置。

30

## 【請求項 1 5】

上記甲状腺代表位置算出手段は、

被検者の頸部横断面の複数の音響波画像における甲状腺の右葉の位置および左葉の位置をそれぞれ特定する代表位置を、上記音響波画像ごとに算出するものであり、

上記甲状腺平均位置算出手段は、

上記複数の音響波画像において、上記甲状腺代表位置算出手段によって上記音響波画像ごとに算出された甲状腺の右葉の代表位置を平均化して甲状腺の右葉の平均位置を算出し、かつ上記甲状腺代表位置算出手段によって上記音響波画像ごとに算出された甲状腺の左葉の代表位置を平均化して甲状腺の左葉の平均位置を算出するものであり、

上記第1の判定手段は、

上記甲状腺平均位置算出手段によって算出された甲状腺の右葉の平均位置と上記甲状腺代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出されたそれぞれの甲状腺の右葉の代表位置との差、または上記甲状腺平均位置算出手段によって算出された甲状腺の左葉の平均位置と上記甲状腺代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出されたそれぞれの甲状腺の左葉の代表位置との差の少なくとも一方が第1のしきい値以上あるかどうかを判定するものである、

40

50

請求項 1 から 14 のうち、いずれか一項に記載の音響波画像の撮影評価装置。

【請求項 16】

甲状腺代表位置算出手段が、被検者の頸部横断面の複数の音響波画像における甲状腺の位置を特定する甲状腺代表位置を、上記音響波画像ごとに算出し、

甲状腺平均位置算出手段が、上記複数の音響波画像において、上記甲状腺代表位置算出手段によって上記音響波画像ごとに算出された甲状腺代表位置を平均化して甲状腺平均位置を算出し、

血管代表位置算出手段が、上記複数の音響波画像における血管の位置を特定する血管代表位置を、上記音響波画像ごとに算出し、

血管平均位置算出手段が、上記複数の音響波画像において、上記血管位置算出手段によって音響波画像ごとに算出された血管代表位置を平均化して血管平均位置を算出し、

第 1 の判定手段が、上記甲状腺平均位置算出手段によって算出された甲状腺平均位置と上記甲状腺代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出されたそれぞれの甲状腺代表位置との差が第 1 のしきい値以上あるかどうかを判定し、

第 2 の判定手段が、上記血管平均位置算出手段によって算出された血管平均位置と上記血管代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出されたそれぞれの血管代表位置との差が第 2 のしきい値以上あるかどうかを判定し、

報知手段が、上記第 1 の判定手段によって上記差が上記第 1 のしきい値以上であると判定された、あるいは上記第 2 の判定手段によって上記差が上記第 2 のしきい値以上であると判定されたことに応じて、上記音響波画像の撮影が不安定であることを報知する、

音響波画像の撮影評価方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、音響波画像の撮影評価装置およびその撮影評価方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波に代表される音響波を利用した音響波診断装置（超音波診断装置）は、超音波などのような音響波を被験者に当て、その反響から得られる音響波画像（超音波画像）を用いて被験者を診断するものである（特許文献 1, 2, 3）。特許文献 1 に記載のものでは、スキャン漏れを容易に把握できるように、複数のスキャン位置で得られたエコーデータの三次元空間における位置情報を取得している。また、特許文献 2 に記載のものでは、関心領域の設定条件を自動的に決定できるようにするために、被検体の超音波による 3 次元の撮影範囲を決定し、その撮影範囲に亘って超音波スキャンをしている。さらに、特許文献 3 に記載のものでは、探索対象とする領域の特定を容易にするために、超音波探触子を存在領域まで誘導するための表示と、存在領域自体の表示とが、存在領域と断層画像との位置関係にもとづいて切り替えられる。

【0003】

甲状腺の超音波診断は、甲状腺の内部性状、種瘤の有無その性状検査のために行なわれる。甲状腺癌、甲状腺種、甲状腺機能亢進症、バセドウ病、甲状腺炎などが診断できる。甲状腺の超音波診断では、被検者の頸部横断面（被検者の身長方向に垂直な断面）と頸部縦断面との二種類の超音波画像が得られる。頸部横断面（被検者の身長方向の断面）の画像を得る場合には、甲状腺の領域が中心となるようにプローブが走査される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2010-194146 号公報

【特許文献 2】特開 2006-231035 号公報

【特許文献 3】特開 2013-158361 号公報

【発明の概要】

10

20

30

40

50

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

しかしながら、甲状腺の超音波診断に慣れていない超音波検査技師が行なう場合や、検診のような大勢の被験者を短時間で検査する場合に、動脈が超音波画像の中心となってしまうたり、甲状腺（右葉，左葉）の一部が超音波画像から切れてしまったりすることがある。このように超音波画像における撮影のポジショニングが不適切な状態の超音波画像が得られてしまうと、次のような問題が生じることがある。甲状腺診断は、検診で行なわれる機会が増えており、診断医師は大量の超音波画像を短時間で読み取らなければならない。そのような場合に、被検者ごとに超音波画像に含まれている甲状腺などの位置がずれていると、診断効率が低下する。また、甲状腺についての病気を有している患者の経過観察に甲状腺の超音波診断が行なわれる場合に、超音波画像に含まれている甲状腺などの位置が撮影ごとにずれていると、経時的変化を正しく捉えられず、正確な診断ができないことがある。さらに、超音波画像から甲状腺の一部が切れてしまった場合には、病変の見逃しにつながり、正確な診断ができない。このために、甲状腺の超音波（音響波）診断において、超音波検査技師の技量を向上させるために、撮影のポジショニングの評価をすることが非常に重要となってくる。

10

## 【0006】

しかしながら、特許文献1に記載のものは、スキャン漏れを把握するものであり、特許文献2に記載のものは、関心領域の設定条件を自動的に決定するものであり、特許文献3に記載のものは、探索対象とする領域の特定を容易とするものであるから、いずれにおいても撮影のポジショニングの評価をすることは全く考えられていない。

20

## 【0007】

この発明は、音響波画像における撮影のポジショニングを評価できるようにすることを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

この発明による音響波（超音波，可聴領域の音波を含む）画像の撮影評価装置は、被検者の頸部横断面（被検者の身長方向に垂直する方向の断面）の複数の音響波画像における甲状腺（甲状腺の右葉または左葉の少なくとも一方）の位置を特定する甲状腺代表位置（甲状腺代表位置は、甲状腺を示す領域の中心位置，重心位置などであるが、甲状腺の位置を特定できれば，その他の位置でもよい）を、音響波画像ごとに算出する甲状腺代表位置算出手段、複数の音響波画像において、甲状腺代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出された甲状腺代表位置を平均化して甲状腺平均位置を算出する甲状腺平均位置算出手段、複数の音響波画像における血管（動脈，静脈のいずれでもよいが、動脈の方が好ましい）の位置を特定する血管代表位置（血管代表位置は、血管を示す領域の中心位置，重心位置であるが、血管の位置を特定できれば，その他の位置でもよい）を、音響波画像ごとに算出する血管代表位置算出手段、複数の音響波画像において、血管位置算出手段によって音響波画像ごとに算出された血管代表位置を平均化して血管平均位置を算出する血管平均位置算出手段、甲状腺平均位置算出手段によって算出された甲状腺平均位置と甲状腺代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出されたそれぞれの甲状腺代表位置との差が第1のしきい値以上あるかどうかを判定する第1の判定手段、血管平均位置算出手段によって算出された血管平均位置と血管代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出されたそれぞれの血管代表位置との差が第2のしきい値以上あるかどうかを判定する第2の判定手段、および第1の判定手段によって差が第1のしきい値以上あると判定された、あるいは第2の判定手段によって差が第2のしきい値以上あると判定されたことに応じて、音響波画像の撮影が不安定であることを報知する第1の報知手段を備えていることを特徴とする。

30

40

## 【0009】

この発明は、音響波画像の撮影評価方法も提供している。すなわち、甲状腺代表位置算出手段が、被検者の頸部横断面の複数の音響波画像における甲状腺の位置を特定する甲状

50

腺代表位置を、音響波画像ごとに算出し、甲状腺平均位置算出手段が、複数の音響波画像において、甲状腺代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出された甲状腺代表位置を平均化して甲状腺平均位置を算出し、血管代表位置算出手段が、複数の音響波画像における血管の位置を特定する血管代表位置を、音響波画像ごとに算出し、血管平均位置算出手段が、複数の音響波画像において、血管位置算出手段によって音響波画像ごとに算出された血管代表位置を平均化して血管平均位置を算出し、第1の判定手段が、甲状腺平均位置算出手段によって算出された甲状腺平均位置と甲状腺代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出されたそれぞれの甲状腺代表位置との差が第1のしきい値以上あるかどうかを判定し、第2の判定手段が、血管平均位置算出手段によって算出された血管平均位置と血管代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出されたそれぞれの血管代表位置との差が第2のしきい値以上あるかどうかを判定し、報知手段が、第1の判定手段によって差が第1のしきい値以上あると判定された、あるいは第2の判定手段によって差が第2のしきい値以上あると判定されたことに応じて、音響波画像の撮影が不安定であることを報知するものである。

10

20

30

40

50

**【0010】**

複数の音響波画像における気管の位置を特定する気管代表位置（気管代表位置は、気管を示す領域の中心位置、重心位置であるが、気管を特定できれば、その他の位置でもよい）を、音響波画像ごとに算出する第1の気管代表位置算出手段、複数の音響波画像において、第1の気管位置算出手段によって音響波画像ごとに算出された気管代表位置を平均化して気管平均位置を算出する気管平均位置算出手段、および気管平均位置算出手段によって算出された気管平均位置と第1の気管代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出されたそれぞれの気管代表位置との差が第3のしきい値以上あるかどうかを判定する第3の判定手段をさらに備えてもよい。この場合、報知手段は、たとえば、第1の判定手段によって差が第1のしきい値以上あると判定された、第2の判定手段によって差が第2のしきい値以上あると判定された、あるいは第3の判定手段によって差が第3のしきい値以上あると判定されたことに応じて、音響波画像の撮影が不安定であることを報知するものとなる。

**【0011】**

音響波画像の血管と気管との中間に、閉じた輪郭線によって囲まれる輪郭領域を設定する輪郭領域設定手段、および輪郭領域設定手段によって設定された輪郭領域を用いて動的輪郭モデルにもとづいて、音響波画像における甲状腺の位置を検出する甲状腺位置検出手段をさらに備えてもよい。この場合、甲状腺代表位置算出手段は、たとえば、甲状腺位置検出手段によって検出された甲状腺の位置を特定する甲状腺代表位置を、音響波画像ごとに算出するものとなる。

**【0012】**

輪郭領域設定手段は、音響波画像の血管の中心と気管の中心とを結ぶ直線における中点を中心となる輪郭領域を設定するものでもよい。

**【0013】**

輪郭領域設定手段は、たとえば、音響波画像の血管の中心と気管の中心とを結ぶ線と、水平線（被検者が仰向けに寝ている状態で得られる音響波画像の水平面の方向の線）とをなす角が所定角度未満の場合には、音響波画像の血管の中心と気管の中心とを結ぶ直線における中点を中心となる輪郭領域を設定し、なす角が所定角度以上の場合には、血管の中心から気管方向に所定距離移動した位置を中心となる輪郭領域を設定するものである。

**【0014】**

音響波画像を二値化する二値化手段、および二値化手段によって二値化された音響波画像から不連続点（所定の長さには連続している線ではなく、所定の長さ未満に孤立している線、点）を除去する不連続点除去手段をさらに備えてもよい。この場合、甲状腺位置検出手段は、たとえば、輪郭領域設定手段によって設定された輪郭領域を用いて動的輪郭モデルにもとづいて、不連続点除去手段によって不連続点が除去され、かつ二値化された音響波画像における甲状腺の位置を検出するものとなる。

## 【0015】

音響波画像と血管のテンプレート画像とのマッチング処理を行う血管テンプレート・マッチング手段、および血管テンプレート・マッチング手段におけるマッチング処理にもとづいて音響波画像から血管の位置を検出する血管位置検出手段をさらに備えてもよい。この場合、血管位置算出手段は、たとえば、血管位置検出手段によって検出された血管の位置を特定する血管代表位置を、音響波画像ごとに算出するものとなる。

## 【0016】

音響波画像と気管のテンプレート画像とのマッチング処理を行う気管テンプレート・マッチング手段、および気管テンプレート・マッチング手段におけるマッチング処理にもとづいて音響波画像から気管の位置を検出する気管位置検出手段をさらに備えてもよい。この場合、気管位置算出手段は、たとえば、気管位置検出手段によって検出された気管の位置を特定する気管代表位置を、音響波画像ごとに算出するものである。

10

## 【0017】

被検者の年齢が一定の年齢まで上がるにつれて第1のしきい値および第2のしきい値が大きくなることが好ましい。

## 【0018】

プローブを用いて音響波画像を撮像する音響波撮像装置をさらに備えてもよい。この場合、甲状腺代表位置算出手段は、たとえば、音響波撮像装置によって撮像された音響波画像における甲状腺の位置を特定する甲状腺代表位置を算出するものである。さらに、甲状腺代表位置算出手段によって算出された甲状腺代表位置とあらかじめ定められている甲状腺の基準位置との差が第4のしきい値以上あるかどうかを判定する第4の判定手段、および第4の判定手段により、差が第4のしきい値以上あると判定されたことに応じて、プローブの位置が不適正であることを報知する第2の報知手段に備えてもよい。

20

## 【0019】

血管代表位置算出手段は、たとえば、音響波撮像装置によって撮像された音響波画像における血管の位置を特定する血管代表位置を算出するものである。この場合、血管代表位置算出手段によって算出された血管代表位置とあらかじめ定められている血管の基準位置との差が第5のしきい値以上あるかどうかを判定する第5の判定手段をさらに備えてもよい。また、第2の報知手段は、たとえば、第4の判定手段により、差が第4のしきい値以上あると判定された、あるいは第5の判定手段により、差が第5のしきい値以上あると判定されたことに応じて、プローブの位置が不適正であることを報知する。

30

## 【0020】

音響波撮像装置によって撮像された音響波画像における気管の位置を特定する気管代表位置を算出する第2の気管代表位置算出手段、第2の気管代表位置算出手段によって算出された気管代表位置とあらかじめ定められている気管の基準位置との差が第6のしきい値以上あるかどうかを判定する第6の判定手段をさらに備えてもよい。この場合、第2の報知手段は、たとえば、第4の判定手段により、差が第4のしきい値以上あると判定された、第5の判定手段により、差が第5のしきい値以上あると判定された、あるいは第6の判定手段により、差が第6のしきい値以上あると判定されたことに応じて、プローブの位置が不適正であることを報知する。

40

## 【0021】

第4のしきい値、第5のしきい値および第6のしきい値は、被検者の年齢が一定の年齢までは年齢が高くなるにつれて大きくなることが好ましい。

## 【0022】

甲状腺代表位置と甲状腺平均位置との差および血管代表位置と血管平均位置との差の少なくとも一方を、音響波画像ごとに表示画面に表示するように表示装置を制御する表示制御手段をさらに備えてもよい。

## 【0023】

甲状腺代表位置算出手段は、たとえば、被検者の頸部横断面の複数の音響波画像における甲状腺の右葉の位置および左葉の位置をそれぞれ特定する代表位置を、音響波画像ごと

50

に算出するものである。また、甲状腺平均位置算出手段は、たとえば、複数の音響波画像において、甲状腺代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出された甲状腺の右葉の代表位置を平均化して甲状腺の右葉の平均位置を算出し、かつ甲状腺代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出された甲状腺の左葉の代表位置を平均化して甲状腺の左葉の平均位置を算出するものである。さらに、第1の判定手段は、甲状腺平均位置算出手段によって算出された甲状腺の右葉の平均位置と甲状腺代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出されたそれぞれの甲状腺の右葉の代表位置との差、または甲状腺平均位置算出手段によって算出された甲状腺の左葉の平均位置と甲状腺代表位置算出手段によって音響波画像ごとに算出されたそれぞれの甲状腺の左葉の代表位置との差の少なくとも一方が第1のしきい値以上あるかどうかを判定するものである。

10

【0024】

第1のしきい値から第6のしきい値は、同じ値でもよい、異なる値でもよい。

【発明の効果】

【0025】

この発明によると、被検者の頸部横断面の複数の音響波画像における甲状腺の代表位置が音響波画像ごとに算出され、算出された甲状腺の位置の平均位置が算出される。また、複数の超音波画像における血管の代表位置も音響波画像ごとに算出され、算出された甲状腺の位置の平均位置が算出される。甲状腺平均位置と音響波画像ごとに算出された甲状腺の代表位置との差が第1のしきい値以上ある、あるいは血管平均位置と音響波画像ごとに算出された血管の代表位置との差が第2のしきい値以上ある場合には、音響波画像の撮影が不安定であることが報知される。音響波画像における甲状腺の位置または血管の位置が一定であれば、そのような音響波画像を撮影した技師の技量は高いと考えられる。これにより、音響波画像における撮影のポジショニングは高評価となる。これに対し、音響波画像における甲状腺の位置または血管の位置が平均位置からずれると、音響波画像の撮影が不安定と報知される。そのような音響波画像を撮影した技師の技量は低く、音響波画像における撮影のポジショニングは低評価となる。撮影のポジショニングを評価できるので、技師の技量を向上できる。

20

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】超音波診断装置の電気的構成を示すブロック図である。

30

【図2】超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図3】超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図4】超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図5】超音波画像の一例である。

【図6】動脈のテンプレート画像の一例である。

【図7】気管のテンプレート画像の一例である。

【図8】超音波画像の一例である。

【図9】動脈の中心座標と気管の中心座標との関係を示している。

【図10】ROIの設定の仕方を示している。

【図11】ROIの設定の仕方を示している。

40

【図12】超音波画像の一例である。

【図13】二値化された画像の一例である。

【図14】二値化された画像の一例である。

【図15】二値化された画像の一例である。

【図16】撮影された動脈の平均位置と超音波画像ごとの動脈の中心位置との関係を示している。

【図17】撮影された動脈の平均位置座標と超音波画像ごとの動脈の中心位置座標とを示している。

【図18】撮影された気管の平均位置と超音波画像ごとの気管の中心位置との関係を示している。

50

【図19】撮影された甲状腺の平均位置と超音波画像ごとの甲状腺の重心位置との関係を示している。

【図20】撮影された動脈の平均位置と超音波画像ごとの動脈の中心位置との関係を示している。

【図21】超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図22】超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図23】超音波画像の一例である。

【発明を実施するための形態】

【0027】

図1は、この発明の実施例を示すもので超音波診断装置（超音波画像の撮影評価装置）の電氣的構成を示すブロック図である。

10

【0028】

この実施例においては、音響波として超音波が用いられるが、超音波に限定されるものではなく、被検対象、測定条件などに応じて適切な周波数が選択されれば、可聴周波数の音響波を用いるようにしてもよい。

【0029】

超音波診断装置1の全体の動作は、制御装置2によって統括される。

【0030】

制御装置2には、超音波診断装置1を操作する技師等によって操作される操作装置3および所定のデータ等が格納される格納装置4が接続されている。

20

【0031】

超音波診断装置1には、超音波プローブ6が含まれている。超音波プローブ6には、複数の超音波振動子（圧電素子、図示略）が含まれている。

【0032】

制御装置2から出力される制御信号は送信装置5に与えられる。すると、送信装置5から超音波プローブ6の超音波振動子に電気パルスが与えられる。超音波振動子によって電気パルスが超音波パルスに変換され、被検者の体内を伝播し、超音波エコーが超音波プローブ6に戻る。

【0033】

この実施例では、被検者の頸部横断面の超音波画像が撮影されるものであり、技師により超音波プローブ6が被検者の頸部に当てられる。被検者の甲状腺等を表わす超音波エコーが超音波プローブ6に戻ることでなる。

30

【0034】

超音波エコーは、超音波振動子において電気信号（超音波エコー信号）に変換される。変換された超音波エコー信号が、受信装置7に与えられる。受信装置7において超音波エコー信号が増幅され、アナログ/デジタル変換回路8において、デジタルの超音波エコー・データに変換される。超音波エコー・データは、超音波エコー・データ記憶装置9に与えられ、一時的に記憶される。

【0035】

超音波エコー・データ記憶装置9に一時的に記憶された超音波エコー・データは、超音波エコー・データ記憶装置9から読み出され、超音波エコー・データ処理装置10に入力する。超音波エコー・データ処理装置10において、超音波エコー・データの遅延時間が、超音波振動子の位置に応じて補正される。この遅延時間は、被検者の同一部分から得られるが超音波振動子の位置が異なることにより生じる伝播距離の相違により、超音波の送信から超音波エコーの受信までの時間が異なることに起因するものである。

40

【0036】

超音波エコー・データ処理装置10において遅延時間が補正された超音波エコー・データは整相加算回路11に与えられる。整相加算回路11において、被検者の同一部分から得られる超音波エコー・データが加算される。整相加算回路11から出力された超音波エコー・データは、検波処理回路12において検波される。検波処理回路12において、被検者の頸部横

50

断面の画像を表わす B モード画像データが生成されることとなる。

【 0 0 3 7 】

検波処理回路12から出力された B モード画像データは、D S C ( デジタル・スキャン・コンバータ ) 13において、通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データにラスタ変換される。D S C 13から出力された画像データは、画像作成装置14において、階調処理等の画像処理が行われる。画像作成装置14から出力された画像データは表示制御装置16に与えられ、表示装置17の表示画面に超音波画像が表示されることとなる。画像作成装置14から出力された画像データは画像メモリ15にも与えられ、画像メモリ15に、超音波画像を表わす画像データが記憶される。画像メモリ15に記憶された画像データが表示制御装置16に与えられることにより、超音波画像が表示装置17の表示画面に表示される。このようにして、超音波プローブ6によって超音波画像が撮像される。上記した送信装置5、超音波プローブ6、受信装置7、アナログ/デジタル変換装置8、超音波エコー記憶装置9、超音波エコー処理装置10、整相加算装置11、検波処理装置12、D S C 13および画像作成装置14が超音波(音響波)撮像装置となるが、超音波プローブ6を用いて超音波画像が撮像されれば、他の構成でもよい。

10

【 0 0 3 8 】

このような超音波診断装置1を用いて被検者の頸部横断面が診断(検査)されることにより、被検者(同一人でも異なってもよい)の頸部横断面の複数の超音波画像を表わす画像データ(超音波画像データ)が画像メモリ15に記憶される。

【 0 0 3 9 】

この実施例では、画像メモリ15に記憶された(画像メモリ15でなく、超音波診断装置1から着脱自在な記録媒体に記憶されるものでもよい)頸部横断面の複数の超音波画像の撮影評価が行なわれる。

20

【 0 0 4 0 】

図2から図4は、超音波診断装置1を利用した超音波画像の撮影評価処理手順を示すフローチャートである。

【 0 0 4 1 】

上述のように、画像メモリ15には被検者の頸部横断面の超音波画像を表わす超音波画像データが記憶されている。制御装置2によって画像メモリ15から、超音波画像データが読み取られる(図2ステップ21)。

30

【 0 0 4 2 】

図5は、画像メモリ15から読み取られた超音波画像データによって表わされる頸部横断面の超音波画像の一例である。

【 0 0 4 3 】

図5に示す超音波画像50は、頸部の右側横断面のものであり、図面に向かって奥方向が被検者の頭の方向であり、図面に向かって手前方向が被検者の足の方向である。また、超音波画像50の上側が被検者の前方(お腹側)であり、超音波画像50の下側が被検者の後方(背中側)である。したがって、超音波画像50の左側は被検者の右側の画像となり、超音波画像50の右側は被検者の左側の画像となる。また、超音波画像50の左隅を原点( $x0$ ,  $y0$ )とし、その原点から水平方向(横方向)が座標の $x$ 方向、その原点から垂直方向(縦方向)が座標の $y$ 方向とする。

40

【 0 0 4 4 】

超音波画像50には、動脈53が含まれており、動脈53の下側(被検者の後方)には静脈54が現れている。また、気管52も超音波画像50に現れている。動脈53と気管52との間に甲状腺51の右葉51Rが現れている。さらに、超音波画像50には、スペckル・ノイズ、筋組織などの画像55も現れている。

【 0 0 4 5 】

つづいて、図6に示す動脈のテンプレート画像61を表す画像データおよび図7に示す気管のテンプレート画像62を表す画像データが、制御装置2によって格納装置4からそれぞれ読み取られる(図2ステップ22, ステップ25)。動脈のテンプレート画像61および気管

50

のテンプレート画像62は、被検者の平均的なものをあらかじめ用意しておけばよいが、被検者の年齢（子供，大人）に応じたテンプレート画像を用意しておいてもよい。被検者の年齢に応じたテンプレート画像を用意しておくことにより、テンプレート画像を用いたマッチング処理において、テンプレート画像または超音波画像の拡大，縮小処理が少なく済むので迅速な撮影評価を実現できる。

【0046】

制御装置2によって、図6に示す動脈のテンプレート画像61と図5に示す超音波画像50とのテンプレート・マッチング処理が行われることにより（図2ステップ23）、超音波画像50から動脈53の位置が検出される（血管テンプレート・マッチング手段，血管位置検出手段）。動脈のテンプレート画像61を用いたテンプレート・マッチングにより、最大相関値を与えるテンプレート画像61が位置するテンプレート画像61の中心座標が超音波画像50における動脈53の代表位置（中心位置） $(x_1, y_1)$ として制御装置2によって算出される（動脈代表位置算出手段）。このような動脈53の代表位置は、超音波画像50における動脈53の位置を特定するものである。

10

【0047】

同様に、制御装置2によって、図7に示す気管のテンプレート画像62と図5に示す超音波画像50とのテンプレート・マッチング処理が行われることにより（図2ステップ26）、超音波画像50から気管の位置が検出される（気管テンプレート・マッチング手段，気管位置検出手段）。気管のテンプレート画像62を用いたテンプレート・マッチングにより、最大相関値を与えるテンプレート画像62が位置するテンプレート画像62の中心座標が超音波画像50における気管52の代表位置（中心位置） $(x_2, y_2)$ として制御装置2によって算出される（第1の気管代表位置算出手段）。このような気管52の代表位置は、超音波画像50における気管52の位置を特定するものである。

20

【0048】

このようにして、超音波画像50において動脈53の代表位置 $(x_1, y_1)$ および気管52の代表位置 $(x_2, y_2)$ が算出されるようになる（図8参照）。

【0049】

つづいて、制御装置2によって甲状腺51の位置を検出する処理が行われる。

【0050】

甲状腺51の位置を検出するために、検出された動脈53と気管52との中間にROI（region-of-interest）（輪郭領域）が設定される。このために、まず、図9に示すように、動脈53の代表位置 $(x_1, y_1)$ と気管52の代表位置 $(x_2, y_2)$ とを結ぶ線L1が規定される。この線L1と水平線（水平面の方向の線）HLとのなす角が算出される。水平線は、被検者が仰向けに横たわって得られた超音波画像50において水平面の線である。

30

【0051】

線L1と水平線HLとのなす角の角度に応じて設定されるROIの位置が変わる。このために、なす角の絶対値が15度未満かどうかは制御装置2によって判定される（図2ステップ28）。

【0052】

図10を参照して、なす角の絶対値が15度未満の場合には（図2ステップ28でYES）、動脈53の代表位置 $(x_1, y_1)$ と気管52の代表位置 $(x_2, y_2)$ とを結ぶ線L1の midpoint  $((x_1 + x_2) / 2, (y_1 + y_2) / 2)$  が中心CとなるようにROI63が制御装置2によって設定される（輪郭領域設定手段）（図2ステップ29）。

40

【0053】

これに対して、図11を参照して、なす角の絶対値が15度以上の場合には（図2ステップ28でNO）、動脈53の代表位置 $(x_1, y_1)$ から気管52の方向に所定距離 $x_s$ 移動した位置 $(x_1 + x_s, y_1)$ が中心CとなるようにROI63が制御装置2によって設定される（輪郭領域設定手段）（図2ステップ30）。所定距離 $x_s$ は、たとえば、年齢に応じた固定値、 $(x_2 - x_1) / 2$ などである。

【0054】

50

上述したなす角 に応じて R O I の設定位置が変わるが、上述したなす角 にかかわらず、動脈53の代表位置 (  $x_1$  ,  $y_1$  ) と気管52の代表位置 (  $x_2$  ,  $y_2$  ) とを結ぶ線 L 1 の中点 (  $(x_1 + x_2) / 2$  ,  $(y_1 + y_2) / 2$  ) が中心 C となるように R O I 63 が制御装置 2 によって設定されてもよいし、動脈53の代表位置 (  $x_1$  ,  $y_1$  ) から気管52の方向に所定距離  $x_s$  移動した位置 (  $x_1 + x_s$  ,  $y_1$  ) が中心 C となるように R O I 63 が制御装置 2 によって設定されてもよい。

【 0 0 5 5 】

図12は、上述のようにして R O I 63 が設定された超音波画像50の一例である。

【 0 0 5 6 】

上述のように、R O I 63 の中心が位置決めされて超音波画像50に R O I 63 が制御装置 2 によって設定されると、R O I 63 は甲状腺51の右葉51 R 内に収まる。R O I 63 の横の長さおよび縦の長さは、超音波画像50における甲状腺51の右葉51 R 内に収まるようにあらかじめ定められているのはいうまでもない ( 例えば、20mm × 20mm ) 。

10

【 0 0 5 7 】

つづいて、フィルタ、メディアン・フィルタなどを用いて制御装置 2 によって、超音波画像50にフィルタ処理が行われる ( 図3ステップ31 ) 。これにより、エッジ成分が保持されつつ、超音波画像50からノイズ成分が除去される。また、フィルタ処理が行われた超音波画像についてエッジ検出が行われる ( 図3ステップ32 ) 。エッジ検出により超音波画像50のボケが除去され甲状腺51の検出が容易となる。

【 0 0 5 8 】

さらに、超音波画像50について制御装置 2 によって二値化が行なわれる ( 図3ステップ33 ) ( 二値化手段 ) 。

20

【 0 0 5 9 】

図13は、超音波画像50が二値化された画像50 A の一例である。

【 0 0 6 0 】

エッジ検出され、かつ二値化されたことにより、比較的容易に甲状腺51を検出できるようになる。

【 0 0 6 1 】

つづいて、二値化画像50 A からスペckル・ノイズ、筋組織などの画像55により生じる不連続点 ( 孤立点 ) が除去される ( 図2ステップ34 ) 。二値化された画像50 A の中から所定の長さを有していない線分が不連続点として制御装置 2 によって除去される ( 不連続点除去手段 ) 。不連続点が除去されたことにより、より正確に甲状腺51が検出される。

30

【 0 0 6 2 】

図14は、不連続点が除去された二値化画像50 A の一例である。

【 0 0 6 3 】

このような二値化画像50 A ( 超音波画像 ) において、設定された R O I 63 を用いて動的輪郭モデルにもとづいて、甲状腺51の右葉51 R ( 甲状腺51 ) の位置が制御装置 2 によって検出される ( 甲状腺位置検出手段 ) ( 図3ステップ35 ) 。甲状腺51の右葉51 R ( 甲状腺51 ) の位置が検出されると、甲状腺51の右葉51 R の代表位置 ( 重心位置 ) (  $x_3$  ,  $y_3$  ) が制御装置 2 によって算出される ( 図3ステップ36 ) ( 図15参照 ) ( 甲状腺代表位置検出手段 ) 。

40

【 0 0 6 4 】

このように、甲状腺51 ( 右葉51 R ) の代表位置、動脈53の代表位置および気管52の代表位置が超音波画像ごとに制御装置 2 によって算出される。画像メモリ15に記憶されている超音波画像データによって表わされる複数の超音波画像のうち、所定数の超音波画像について同様の処理が繰り返される ( 図4ステップ37 ) 。

【 0 0 6 5 】

所定数の超音波画像について上述した処理が終了すると ( 図4ステップ37で Y E S ) , 甲状腺51 ( 右葉51 R ) の複数の代表位置の平均位置、動脈53の複数の代表位置の平均位置および気管52の複数の代表位置の平均位置のそれぞれが制御装置 2 によって算出される (

50

甲状腺平均位置算出手段，血管平均位置算出手段，気管平均位置算出手段）（図4ステップ38）。

【0066】

つづいて，制御装置2によって，技師による超音波画像の撮影が不安定かどうかの判断が行なわれる（図4ステップ40）。

【0067】

この判断は，次のようにして行なわれる。まず，甲状腺51（右葉51R）の複数の代表位置の平均位置と超音波画像50ごとに算出された甲状腺51の代表位置との差が第1のしきい値以上あるかどうかによって判定される（第1の判定手段）。また，動脈53の複数の代表位置の平均位置と超音波画像50ごとに算出された動脈53の代表位置との差が第2のしきい値以上あるかどうかによって判定される（第2の判定手段）。さらに，気管の複数の代表位置の平均位置と超音波画像50ごとに算出された気管52の代表位置との差が第3のしきい値以上あるかどうかによって判定される（第3の判定手段）。

【0068】

上述した差が第1のしきい値以上ある，第2のしきい値以上ある，あるいは第3のしきい値以上あると判定されると，その技師による撮影は不安定であると，制御装置2によって判定される（図4ステップ41でYES）。不安定であると判定されると，その旨が表示装置17の表示画面に表示（報知）される（図4ステップ42）（第1の報知手段）。表示装置17の表示画面に不安定であることを示すポップアップ・ウィンドウが表示されるようにしてもよいし，しきい値以上ある差を与える領域（甲状腺51，動脈53，気管52）の枠に他の部分と異なる色をつけるようにしてもよい。また，上述した差が第1のしきい値以上あること，第2のしきい値以上あること，および第3のしきい値以上あることの少なくとも一つを満たした場合に，その技師による撮影は不安定であると判定されてもよい。

【0069】

図16は，動脈53の代表位置の平均値と超音波画像ごとに算出された動脈の代表位置との関係を示している。

【0070】

図16においては，画像1から画像5までの超音波画像における動脈53の代表位置の平均位置からのずれが表わされている。画像1では，動脈53の代表位置が平均位置から1だけずれていることが示されている。同様に，画像2，画像3，画像4および画像5のそれぞれでは，動脈53の代表位置が平均位置から2，3，4および5だけずれていることが分る。このずれは，図17に示すように，動脈53の代表位置の平均位置の座標が（ $x_{AV}$ ， $y_{AV}$ ）とし，動脈53の代表位置が（ $x_1$ ， $y_1$ ）とした場合， $x$ 方向のずれ  $x$  でもよいし， $y$ 方向のずれ  $y$  でもよいし，代表位置と平均位置とのずれ  $x$  でもよい。

【0071】

これらのずれが許容上限値（第2のしきい値，例えば3mm）から許容下限値（第2のしきい値，負のしきい値，例えば，-3mm）の間であれば，上述した差が第2のしきい値未満と判断され，撮影は安定していると判断される。これらのずれが許容上限値または許容下限値よりも平均値から離れていると撮影は不安定と判断される。代表位置と平均位置とのずれ  $x$  を用いて撮影の安定判断が行なわれる場合には，ずれ  $x$  が負となることは無いので許容上限値を用いて撮影が安定しているかどうか判断されよう。

【0072】

図18は，気管52の代表位置の平均値と超音波画像ごとに算出された気管52の代表位置との関係を示している。

【0073】

図18においても，図16に示すものと同様に，画像1から画像5までの超音波画像における気管52の代表位置の平均位置からのずれが表わされている。これらのずれも動脈53についての上述したずれ  $x$ ， $y$  または  $z$  のいずれを用いてもよい。気管52の代表位置の平均位置からのずれが許容上限値（第3のしきい値，例えば，6mm）から許容下限値（第3

のしきい値，負のしきい値，例えば， - 6 mm) の間にあれば，上述した差が第 3 のしきい値未満と判断され，撮影は安定していると判断され，これらのずれが許容上限値または許容下限値よりも平均値から離れていると撮影は不安定と判断される。

【 0 0 7 4 】

図19は，甲状腺51の代表位置の平均値と超音波画像ごとに算出された甲状腺51の代表位置との関係を示している。

【 0 0 7 5 】

図19においても，図16に示すものと同様に，画像 1 から画像 5 までの超音波画像における甲状腺51の代表位置の平均位置からのずれが表わされている。これらのずれも動脈53についての上述したずれ  $x$ ，  $y$  または のいずれを用いてもよい。甲状腺51の代表位置の平均位置からのずれが許容上限値（第 1 のしきい値，例えば， 7 mm）から許容下限値（第 1 のしきい値，負のしきい値，例えば， - 7 mm）の間にあれば，上述した差が第 1 のしきい値未満と判断され，撮影は安定していると判断され，これらのずれが許容上限値または許容下限値よりも平均値から離れていると撮影は不安定と判断される。

10

【 0 0 7 6 】

図20は，図16に対応するもので，動脈53の代表位置の平均値と超音波画像ごとに算出された動脈の代表位置との関係を示している。

【 0 0 7 7 】

図16に示すものでは，許容上限値および許容下限値（第 3 のしきい値）は，あらかじめ定められているものであるが，図20に示すものでは，被検者の年齢に応じて許容上限値および許容下限値ともに 3 つの値が定められている。たとえば，第 1 の許容上限値（例えば， 2.0mm）および第 1 の許容下限値（例えば， - 2.0mm）は，被検者が 0 歳から 5 歳の場合に適用され，第 2 の許容上限値（例えば， 2.5mm）および第 2 の許容下限値（例えば， - 2.5mm）は，被検者が 6 歳から 11 歳の場合に適用され，第 3 の許容上限値（例えば， 3.0mm）および第 3 の許容下限値（例えば， - 3.0mm）は，被検者が 12 歳以上の場合に適用される。

20

【 0 0 7 8 】

このように被検者の年齢が一定の年齢まで上がるにつれてしきい値を大きくしてもよい。動脈53についての許容上限値，許容下限値（第 2 のしきい値）だけでなく，甲状腺51についての許容上限値，許容下限値（第 1 のしきい値）または気管52についての許容上限値，許容下限値（第 3 のしきい値）についても同様に，被検者の年齢が一定の年齢まで上がるにつれてしきい値を大きくするようにしてもよい。

30

【 0 0 7 9 】

上述した実施例においては，気管を利用しているが必ずしも気管52を利用しなくともよい。

【 0 0 8 0 】

このように，甲状腺代表位置と甲状腺平均位置との差および動脈（血管）代表位置と動脈（血管）平均位置との差の少なくとも一方を，超音波（音響波）画像ごとに表示画面に表示するように表示装置17を制御装置 2 によって制御することが好ましい（表示制御手段）。

40

【 0 0 8 1 】

上述した実施例は，一日または一定期間の超音波検査の終了時に行なわれてもよいし，検査技師の教育研修を行なうときに行なわれてもよい。また，上述した実施例を行なうための機能は，超音波診断装置 1 に実装されてなくとも，画像診断ワークステーションに実装されていてもよい。

【 0 0 8 2 】

図21および図22は，超音波診断装置 1 の処理手順を示すもので，超音波画像の撮影時の処理手順を示している。図21は，図 2 に対応するもので，図 2 に示す処理と同一の処理については同一符号を付して説明を省略する。図22は，図 4 に対応するもので，図 4 に示す処理と同一の処理については同一符号を付して説明を省略する。

50

## 【 0 0 8 3 】

上述の実施例では、撮影後に超音波画像を用いて技師による撮影の安定さを評価していたが、この実施例では、撮影時に超音波プローブ6の位置が適正でないかどうかを判定するものである。超音波診断時のポジショニングが確定し、超音波画像がフリーズした後に、以下の処理が行われることが考えられる。

## 【 0 0 8 4 】

上述のように超音波プローブ6が頸部に当てられ、超音波画像が撮影される（図21ステップ21A）。その後の処理は上述したのと同様に、甲状腺51の重心位置、動脈の中心位置および気管の中心位置が制御装置2によって算出される（第2の気管代表位置算出手段）。

10

## 【 0 0 8 5 】

また、甲状腺51、動脈52および気管53の基準位置（上述したように平均位置を利用してよい）があらかじめ規定されており、これらの基準位置と甲状腺51の重心位置、動脈の中心位置および気管の中心位置とのずれが、図16および図18から図20に示すように表示装置17の表示画面に表示させられる（図22ステップ39A）。

## 【 0 0 8 6 】

つづいて、次のように超音波プローブ6の位置の不適正判断が行なわれる（図22ステップ40A）。甲状腺51の基準位置と甲状腺51の重心位置との差が上述のように第4のしきい値以上あるかどうかを制御装置2によって判定され（第4の判定手段）、その差が第4のしきい値以上あると判定されると、超音波プローブ6の位置が不適正であると表示装置17の表示画面に表示（報知）される（第2の報知手段）。同様に動脈53の基準位置と動脈53の中心位置との差が第5のしきい値以上あるかどうかを制御装置4によって判定され（第5の判定手段）、その差が第5のしきい値以上あると判定されると、超音波プローブ6の位置が不適正であると表示装置17の表示画面に表示（報知）される（第2の報知手段）。さらに、気管52の基準位置と気管52の中心位置との差が第6のしきい値以上あるかどうかを制御装置4によって判定され（第6の判定手段）、その差が第6しきい値以上あると判定されると、超音波プローブ6の位置が不適正であると表示装置17の表示画面に表示（報知）される（第2の報知手段）。表示装置17の表示画面に不適正であることを示すポップアップ・ウィンドウが表示されるようにしてもよいし、しきい値以上ある差を与える領域（甲状腺51、動脈53、気管52）の枠に他の部分と異なる色をつけるようにしてもよい。

20

30

## 【 0 0 8 7 】

このように超音波プローブ6の位置が不適正と判断されると（図22ステップ41AでYES）、その旨が表示装置17の表示画面に表示される（図22ステップ42A）。

## 【 0 0 8 8 】

上述の実施例では、超音波画像50は、甲状腺51の右葉51Rについてのものではあったが、甲状腺51の左葉51Lについても同様に取り扱うことができる。

## 【 0 0 8 9 】

図23は、他の実施例を示すもので、超音波画像70の一例を示している。

## 【 0 0 9 0 】

上述した超音波画像50には甲状腺51の右葉51Rが含まれており、左葉51Lは含まれていないが、図23に示す超音波画像70の甲状腺71には右葉71Rおよび左葉71Lが含まれている。

40

## 【 0 0 9 1 】

超音波画像70には、ほぼ中央に気管71があり、その気管を取り囲むように甲状腺71がある。甲状腺71の右葉71Rの外側には動脈73Rおよび静脈74Rがあり、甲状腺71の左葉71Lの外側には動脈73Lおよび静脈74Lがある。また、甲状腺71の左葉71Lの後方には食道75も現れている。

## 【 0 0 9 2 】

このような超音波画像においても上述と同様に、気管71の中心座標（ $x_2, y_2$ ）、動脈73Rの中心座標（ $x_1, y_1$ ）、および動脈73Lの中心座標（ $x_4, y_4$ ）が制御装置2

50

によって算出される。

【0093】

甲状腺71については、上述したのと同様に気管71の中心座標（ $x_2, y_2$ ）と動脈73Rの中心座標（ $x_1, y_1$ ）とを用いて図9から図11を参照して説明したように右葉71RにROIを設定し、設定したROIから甲状腺71の右葉71Rの重心位置（ $x_5, y_5$ ）を検出すればよい。同様に、気管71の中心座標（ $x_2, y_2$ ）と動脈73Lの中心座標（ $x_4, y_4$ ）とを用いて図9から図11を参照して説明したように左葉71LにROIを設定し、設定したROIから甲状腺71の左葉71Lの重心位置（ $x_6, y_6$ ）を検出すればよい。このようにして得られた甲状腺の右葉71Rの重心位置（ $x_5, y_5$ ）の平均位置および甲状腺の左葉71Lの重心位置（ $x_6, y_6$ ）の平均位置が算出され、上述したように右葉71Rの重心位置の平均位置とそれぞれの超音波画像での甲状腺の右葉71Rの重心位置（ $x_5, y_5$ ）との差、または左葉71Lの重心位置の平均位置とそれぞれの超音波画像での甲状腺の左葉71Lの重心位置（ $x_6, y_6$ ）との差の少なくとも一方が所定しきい値（第1のしきい値）よりも大きい場合に撮影が不安定であると判定できる。

10

【0094】

また、気管71の中心座標（ $x_2, y_2$ ）と動脈73Rの中心座標（ $x_1, y_1$ ）とを用いて右葉71RにROIを設定して、そのROIから甲状腺71全体の位置を検出し、かつ動脈73Lの中心座標（ $x_4, y_4$ ）とを用いて左葉71LにROIを設定し、設定したROI、そのROIから甲状腺71全体の位置を検出し、検出された2つの甲状腺71全体の位置の平均から甲状腺71全体の位置を検出するようにしてもよい。より正確に甲状腺71全体の位置が分る。

20

【0095】

甲状腺71全体の重心位置（ $x_3, y_3$ ）、甲状腺71の右葉71Rの重心位置（ $x_5, y_5$ ）および甲状腺71の左葉71Lの重心位置（ $x_6, y_6$ ）についても上述した平均位置または基準位置との差を検出し、それぞれの差がしきい値を超えているかどうかに応じて撮影が不安定か、撮影時の超音波プローブが不適切な位置にあるかどうかを判断できる。

【0096】

また、甲状腺71の右葉71Rの重心位置（ $x_5, y_5$ ）および甲状腺71の左葉71Lの重心位置（ $x_6, y_6$ ）または、動脈73Rの中心位置（ $x_1, y_1$ ）および動脈73Lの中心位置（ $x_4, y_4$ ）から、超音波プローブ6が斜めに傾く傾向があるか、斜めに傾いているかなどを判断することもできる。

30

【0097】

上述の実施例においては、デジタル回路を用いて処理されているが、それらの処理の一部をソフトウェアを用いて行うようにしてもよい。

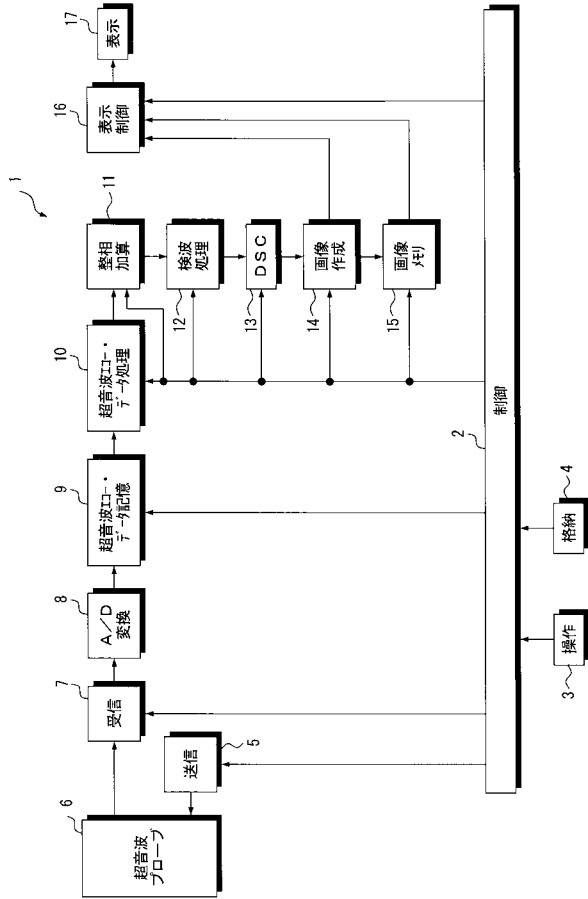
【符号の説明】

【0098】

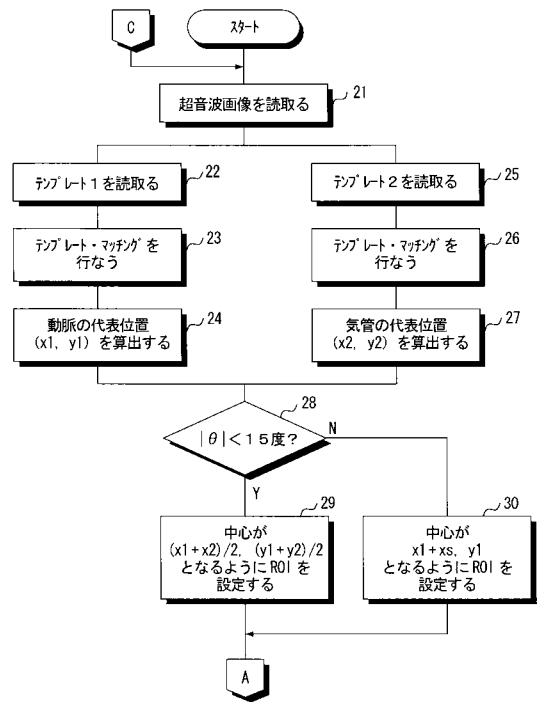
- 1 超音波診断装置（超音波画像の撮影評価装置）
- 2 制御装置
- 17 表示装置
- 50, 70 超音波画像
- 51, 71 甲状腺
- 52, 72 気管
- 53, 73 R, 73 L 動脈（血管）
- 54, 74 R, 74 L 静脈（血管）
- 61 動脈のテンプレート画像
- 62 気管のテンプレート画像
- 63 ROI（輪郭領域）

40

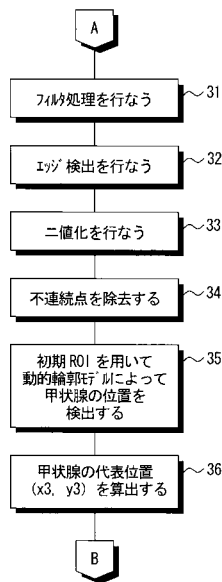
【 図 1 】



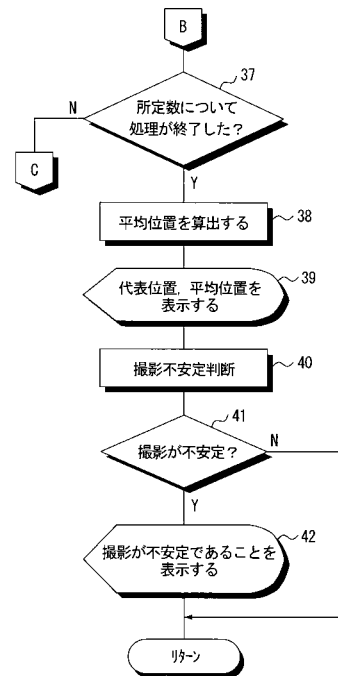
【 図 2 】



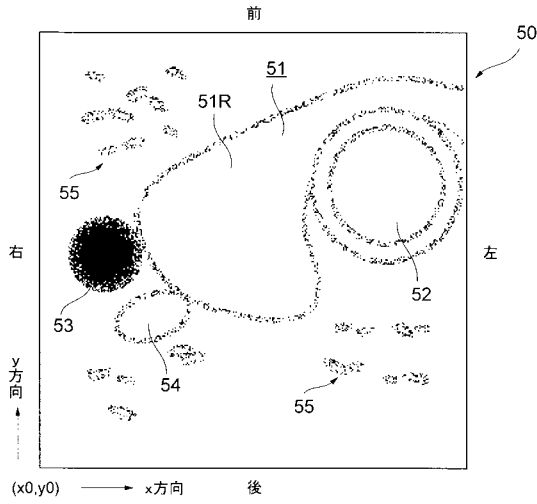
【 図 3 】



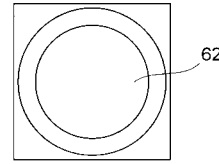
【 図 4 】



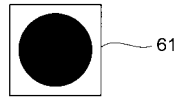
【 図 5 】



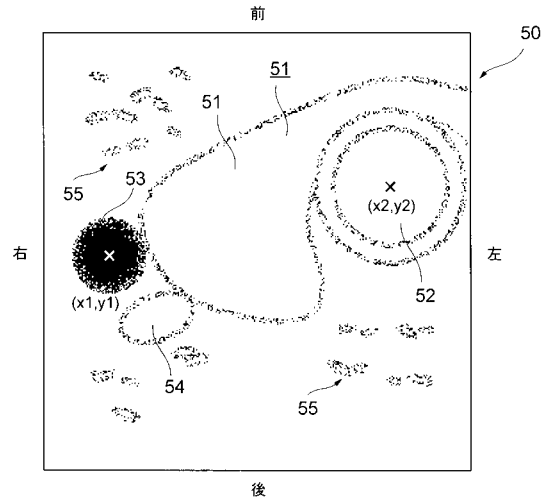
【 図 7 】



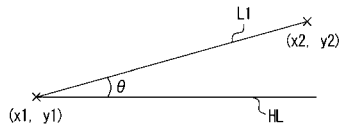
【 図 6 】



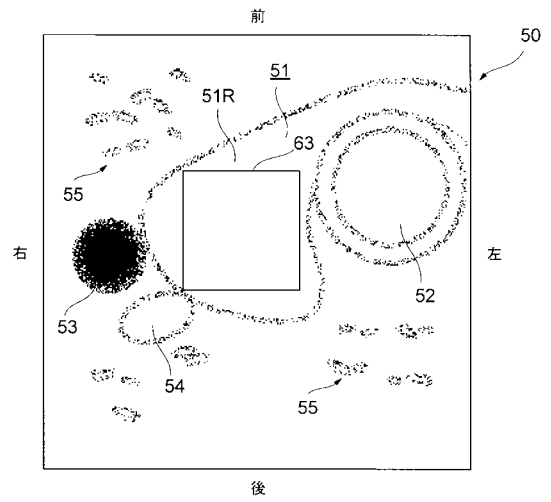
【 図 8 】



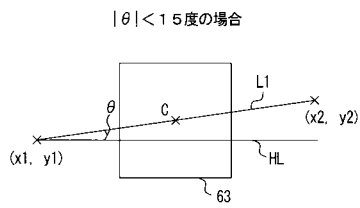
【 図 9 】



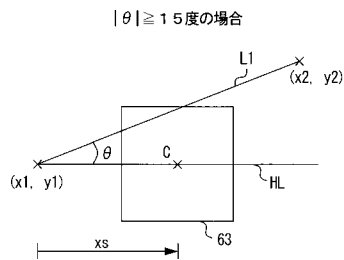
【 図 1 2 】



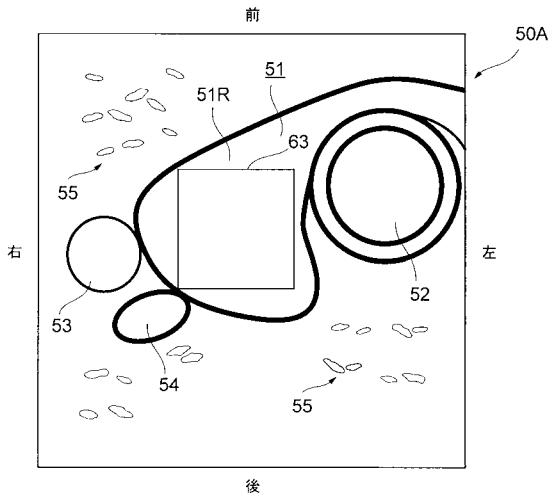
【 図 1 0 】



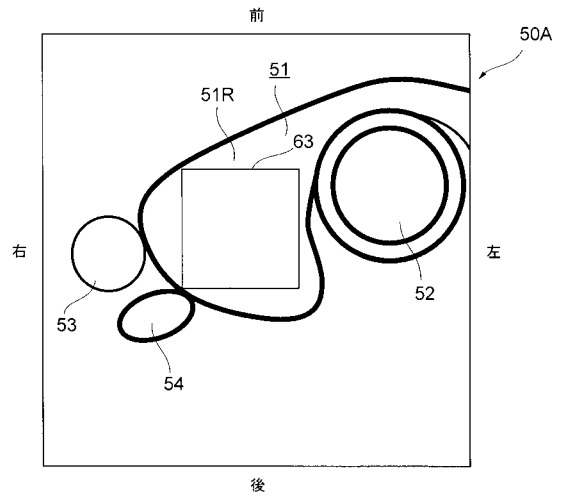
【 図 1 1 】



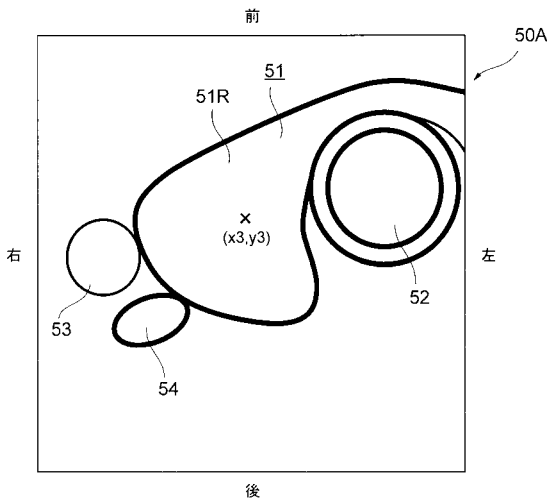
【 図 1 3 】



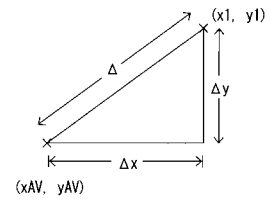
【 図 1 4 】



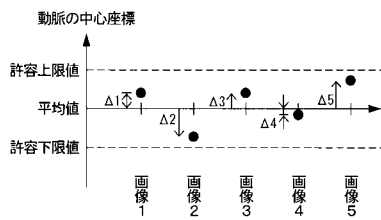
【 図 1 5 】



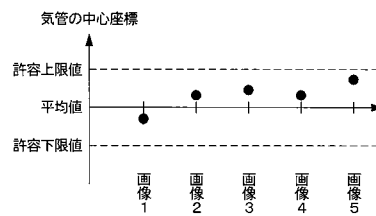
【 図 1 7 】



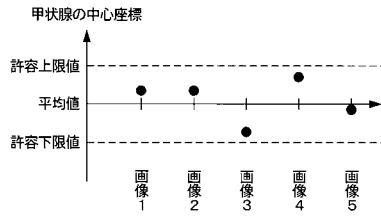
【 図 1 6 】



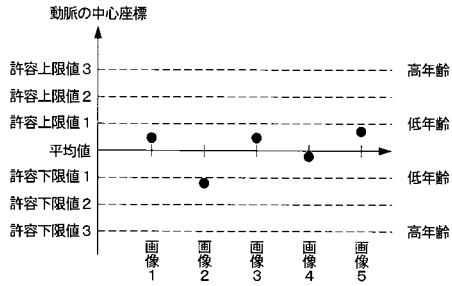
【 図 1 8 】



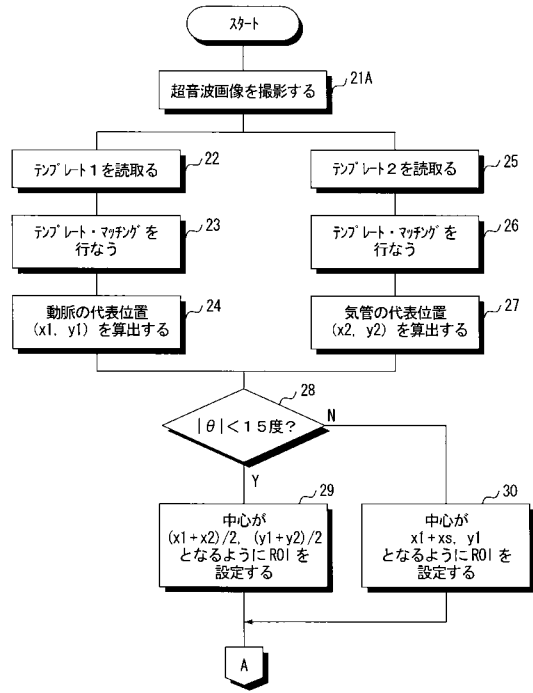
【 図 1 9 】



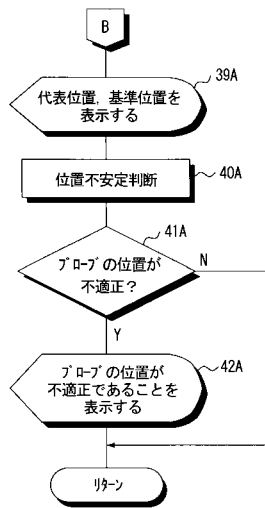
【 図 2 0 】



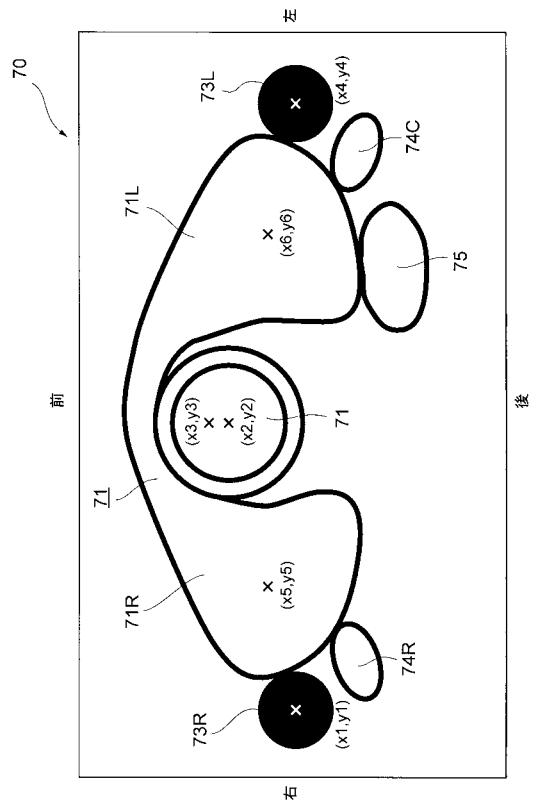
【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



【 図 2 3 】



专利名称(译)	用于拍摄和评估声波图像的设备和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2016022038A</a>	公开(公告)日	2016-02-08
申请号	JP2014146626	申请日	2014-07-17
[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	楠木哲郎		
发明人	楠木 哲郎		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD30 4C601/EE30 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JC11 4C601/JC12		
其他公开文献	JP6126051B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

<b>摘要(译)</b> 解决的问题：提供一种能够评价摄影位置的声波图像摄影评价装置及其评价方法。 解决方案：为每个超声图像计算对象的子宫颈横截面的多个超声图像中甲状腺51的重心位置，并且与这些重心位置的平均位置之差为第一阈值。 确定是否有多个。 此外，针对每个超声波图像计算多个超声波图像中的动脉53的中心位置，并且确定动脉53的中心位置与平均位置之间的差是否等于或大于第二阈值。 当确定差大于或等于第一阈值或差大于或等于第二阈值时，确定超声图像50的成像不稳定。 [选择图]图15	(21) 出願番号	特願2014-146626 (P2014-146626)	(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
	(22) 出願日	平成26年7月17日 (2014. 7. 17)	(74) 代理人	110001830 東京U1T国際特許業務法人
			(72) 発明者	楠木 哲郎 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 DD30 EE30 JB45 JB48 JC11 JC12