

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/033503

発行日 平成30年2月22日(2018.2.22)

(43) 国際公開日 平成29年3月2日(2017.3.2)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/14

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

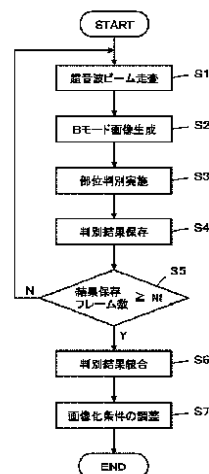
出願番号	特願2017-536634 (P2017-536634)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/063873	(74) 代理人	100080159 弁理士 渡辺 望穂
(22) 国際出願日	平成28年5月10日(2016.5.10)	(74) 代理人	100090217 弁理士 三和 晴子
(31) 優先権主張番号	特願2015-164045 (P2015-164045)	(74) 代理人	100152984 弁理士 伊東 秀明
(32) 優先日	平成27年8月21日(2015.8.21)	(74) 代理人	100148080 弁理士 三橋 史生
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	今井 睦朗 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法

(57) 【要約】

超音波診断装置は、超音波プローブと、設定された画像化条件に従って、超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームの送受信を行い且つ超音波プローブから出力される受信信号を画像化して被検体の超音波画像を生成する画像化部と、画像化部で生成された超音波画像を用いて被検体の撮像部位を判別する部位判別部と、部位判別部による複数フレーム分の判別結果を記憶する判別結果記憶部と、判別結果記憶部に記憶された複数フレーム分の判別結果を統合して統合判別結果を出力する判別結果統合部とを備えている。



S1 Scan ultrasonic beam
S2 Generate B mode image
S3 Perform site identification
S4 Store identification result
S5 Number of result-stored frames ≥ Nf
S6 Combine identification results
S7 Adjust imaging condition

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブと、

設定された画像化条件に従って、前記超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームの送受信を行い且つ前記超音波プローブから出力される受信信号を画像化して前記被検体の超音波画像を生成する画像化部と、

前記画像化部で生成された前記超音波画像を用いて前記被検体の撮像部位を判別する部位判別部と、

前記部位判別部による複数フレーム分の判別結果を記憶する判別結果記憶部と、

前記判別結果記憶部に記憶された複数フレーム分の判別結果を統合して統合判別結果を出力する判別結果統合部と

を備えた超音波診断装置。

【請求項 2】

複数の撮像部位に対してそれぞれ設定された複数の画像化条件が予め保存された画像化条件メモリと、

前記画像化条件メモリに保存されている複数の画像化条件から前記統合判別結果に応じた画像化条件を選択し且つ前記画像化部を制御することにより前記選択された前記画像化条件にて前記超音波画像を生成する装置制御部と

をさらに備えた請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像化部は、超音波ビーム走査条件に従って超音波ビームの送受信を行う送受信部と、超音波画像生成条件に従って前記受信信号から前記超音波画像を生成する画像生成部とを含み、

前記画像化条件は、前記超音波ビーム走査条件と前記超音波画像生成条件とを含む請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記判別結果統合部は、前記判別結果記憶部に記憶された複数フレーム分の判別結果の多数決をとることにより前記統合判別結果を統合する請求項 1 ～ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記判別結果統合部は、前記判別結果記憶部に記憶された複数フレーム分の判別結果のうち、直近のフレームの判別結果に重みを付けた上で前記多数決を行う請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記部位判別部は、前記複数フレームのフレーム毎に前記判別結果及び類似度スコアを出力し、

前記判別結果統合部は、前記判別結果記憶部に記憶された複数フレーム分の判別結果に前記部位判別部から出力された前記類似度スコアに応じて重みを付けた上で前記多数決を行う請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記統合判別結果を保存する検査済み部位記憶部を更に有し、

前記被検体の複数の撮像部位に対して順次検査を行う場合に、前記装置制御部は、前記検査済み部位記憶部に保存されている統合判別結果の撮像部位を前記部位判別部による以降の部位判別の対象から除外する請求項 1 ～ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記超音波プローブが空中放射状態と前記被検体への接触状態のいずれにあるかを判定するプローブ状態判定部をさらに備え、

前記プローブ状態判定部により前記超音波プローブが前記被検体への接触状態から空中放射状態に遷移したことが判定された場合に、前記制御部は、前記統合判別結果を前記検査済み部位記憶部に記憶する請求項 7 に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

超音波プローブを含む超音波診断装置の制御方法であって、

設定された画像化条件に従って、前記超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームの送受信を行い且つ前記超音波プローブから出力される受信信号を画像化して前記被検体の超音波画像を生成する工程と、

生成された前記超音波画像を用いて前記被検体の撮像部位を判別する工程と、

前記撮像部位を判別した判別結果を複数フレーム分記憶する工程と、

記憶された前記複数フレーム分の判別結果を統合して統合判別結果を出力する工程とを含む超音波診断装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】**【0001】**

この発明は、超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法に係り、特に、超音波画像に基づいて被検体の撮像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、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、アレイトランスデューサを内蔵した超音波プローブから被検体内に向けて超音波ビームを走査し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブで受信して、その受信信号を電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

20

【0003】

このような超音波診断装置を用いて被検体の複数の撮像部位を診断しようとする場合、それぞれの撮像部位に対して診断に適した超音波画像を得るために、撮像部位に応じてそれぞれ異なる適切な画像化条件が存在する。そこで、例えば特許文献 1 には、生成された超音波画像からパターンマッチング処理により撮像部位を自動判別し、判別結果に基づいて撮像部位に最適な走査パラメータを設定する超音波診断装置が開示されている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

30

【特許文献 1】特開平 4 - 2 2 4 7 3 8 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

しかしながら、個人差によって、同じ撮像部位でも、その形状が異なり、また、超音波ビームに対する透過特性および反射特性の違いに起因して輝度、ダイナミックレンジ等が異なることから、特許文献 1 の装置により撮像部位を自動判別した場合、判別結果に誤りが生じるおそれがある。誤った判別を行うと、撮像部位に対して適切でない走査パラメータが設定されることとなり、良好な超音波画像を得ることができなくなってしまう。

また、超音波ビームのスキャン中に誤った部位判別がなされると、瞬間的に走査パラメータが変更されて超音波画像の画質が変動し、診断の妨げとなるおそれがある。

40

【0006】

この発明は、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、部位判別の信頼性を向上させることができる超音波診断装置およ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】**

この発明に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、設定された画像化条件に従って、超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームの送受信を行い且つ超音波プローブから出力される受信信号を画像化して被検体の超音波画像を生成する画像化部と、画像化部

50

で生成された超音波画像を用いて被検体の撮像部位を判別する部位判別部と、部位判別部による複数フレーム分の判別結果を記憶する判別結果記憶部と、判別結果記憶部に記憶された複数フレーム分の判別結果を統合して統合判別結果を出力する判別結果統合部とを備えたものである。

【 0 0 0 8 】

複数の撮像部位に対してそれぞれ設定された複数の画像化条件が予め保存された画像化条件メモリと、画像化条件メモリに保存されている複数の画像化条件から統合判別結果に応じた画像化条件を選択し且つ画像化部を制御することにより選択された画像化条件にて超音波画像を生成する装置制御部とをさらに備えることが好ましい。

画像化部は、超音波ビーム走査条件に従って超音波ビームの送受信を行う送受信部と、超音波画像生成条件に従って受信信号から超音波画像を生成する画像生成部とを含み、画像化条件は、超音波ビーム走査条件と超音波画像生成条件とを含むように構成することができる。

【 0 0 0 9 】

判別結果統合部は、判別結果記憶部に記憶された複数フレーム分の判別結果の多数決をとることにより統合判別結果を統合することができる。この場合、判別結果統合部は、判別結果記憶部に記憶された複数フレーム分の判別結果のうち、直近のフレームの判別結果に重みを付けた上で多数決を行ってもよい。

また、部位判別部は、複数フレームのフレーム毎に判別結果及び類似度スコアを出力し、判別結果統合部は、判別結果記憶部に記憶された複数フレーム分の判別結果に部位判別部から出力された類似度スコアに応じて重みを付けた上で多数決を行うこともできる。

【 0 0 1 0 】

統合判別結果を保存する検査済み部位記憶部を更に有し、被検体の複数の撮像部位に対して順次検査を行う場合に、装置制御部は、検査済み部位記憶部に保存されている統合判別結果の撮像部位を部位判別部による以降の部位判別の対象から除外することもできる。

この場合、超音波プローブが空中放射状態と被検体への接触状態のいずれにあるかを判定するプローブ状態判定部をさらに備え、プローブ状態判定部により超音波プローブが被検体への接触状態から空中放射状態に遷移したことが判定された場合に、制御部は、統合判別結果を検査済み部位記憶部に記憶すればよい。

【 0 0 1 1 】

この発明に係る超音波診断装置の制御方法は、超音波プローブを含む超音波診断装置の制御方法であって、設定された画像化条件に従って、超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームの送受信を行い且つ超音波プローブから出力される受信信号を画像化して被検体の超音波画像を生成する工程と、生成された超音波画像を用いて被検体の撮像部位を判別する工程と、撮像部位を判別した判別結果を複数フレーム分記憶する工程と、記憶された複数フレーム分の判別結果を統合して統合判別結果を出力する工程とを含む方法である。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 2 】

この発明によれば、被検体の撮像部位に対する複数フレーム分の判別結果を記憶し、記憶された複数フレーム分の判別結果を統合して統合判別結果を出力するので、部位判別の信頼性を向上させることが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 3 】

【 図 1 】 この発明の実施の形態 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 】 受信部の内部構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 B モード処理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 の動作を示す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 における B モード画像を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 7】複数の関心領域が設定された B モード画像を示す図である。

【図 8】複数の観察点が設定された B モード画像を示す図である。

【図 9】実施の形態 2 の動作を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0014】

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、この発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、アレイトランスデューサ 1 A を内蔵する超音波プローブ 1 を備え、この超音波プローブ 1 に送受信部 2 を介して画像生成部 3 が接続され、さらに、画像生成部 3 に表示制御部 4 を介して表示部 5 が接続されている。

【0015】

送受信部 2 は、超音波プローブ 1 のアレイトランスデューサ 1 A に接続された送信部 6 および受信部 7 と、これら送信部 6 および受信部 7 に接続された送受信制御部 8 を有している。画像生成部 3 は、送受信部 2 の受信部 7 に接続された B モード処理部 9 と、B モード処理部 9 に接続された D S C (Digital Scan Converter) 10 を有しており、表示制御部 4 は、D S C 10 に接続されている。

また、画像生成部 3 の D S C 10 に部位判別部 11 が接続され、部位判別部 11 に判別結果記憶部 12 が接続され、さらに判別結果記憶部 12 に判別結果統合部 13 が接続されている。

送受信部 2 の送受信制御部 8、画像生成部 3 の B モード処理部 9 および D S C 10、表示制御部 4、部位判別部 11 および判別結果統合部 13 に装置制御部 14 が接続されている。さらに、装置制御部 14 に、画像化条件メモリ 15 と操作部 16 および格納部 17 がそれぞれ接続されている。

【0016】

超音波プローブ 1 のアレイトランスデューサ 1 A は、1 次元又は 2 次元に配列された複数の超音波トランスデューサを有している。これらの超音波トランスデューサは、それぞれ送信部 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。各超音波トランスデューサは、例えば、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛) に代表される圧電セラミックや、P V D F (ポリフッ化ビニリデン) に代表される高分子圧電素子、P M N - P T (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によって構成される。

【0017】

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波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の超音波が発生して、それらの超音波の合成により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出力される。

【0018】

送受信部 2 は、設定された超音波ビーム走査条件に従って超音波ビームの送受信を行い、画像生成部 3 は、設定された超音波画像生成条件に従って B モード画像信号を生成するもので、これら送受信部 2 および画像生成部 3 により画像化部が構成されている。また、送受信部 2 に対する超音波ビーム走査条件と画像生成部 3 に対する超音波画像生成条件により画像化部に対する画像化条件が構成されている。

【0019】

送受信部 2 の送信部 6 は、例えば、複数のパルス発生器を含んでおり、送受信制御部 8 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、アレイトランスデューサ 1 A の複数の超音波トランスデューサ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超音波トランスデューサに供給する

10

20

30

40

50

。

【 0 0 2 0 】

受信部 7 は、図 2 に示されるように、増幅部 1 8 と A / D (アナログ / デジタル) 変換部 1 9 が順次直列に接続された構成を有している。受信部 7 は、アレイトランスデューサ 1 A の各超音波トランスデューサから送信される受信信号を増幅部 1 8 で増幅し、A / D 変換部 1 9 で A / D 変換してデジタルの受信データを生成する。

送受信制御部 8 は、装置制御部 1 4 から伝送される各種の制御信号に基づき、繰り返し周波数 (P R F : Pulse Repetition Frequency) 間隔で被検体への超音波パルスの送信と被検体からの超音波エコーの受信が繰り返し行われるように、送信部 6 および受信部 7 を制御する。

10

【 0 0 2 1 】

画像生成部 3 の B モード処理部 9 は、図 3 に示されるように、ビームフォーマ 2 0 と信号処理部 2 1 とが順次直列に接続された構成を有している。ビームフォーマ 2 0 は、装置制御部 1 4 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いて設定される音速または音速の分布に従い、送受信部 2 の受信部 7 から出力された受信データにそれぞれの遅延を与えて加算することにより、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、整相加算され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。

信号処理部 2 1 は、ビームフォーマ 2 0 で生成された音線信号に対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施し、さらに、階調処理等の各種の必要な画像処理を施すことにより、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。

20

画像生成部 3 の D S C 1 0 は、信号処理部 2 1 で生成された 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 (ラスター変換) する。

【 0 0 2 2 】

表示制御部 4 は、画像生成部 3 により生成された B モード画像信号に基づいて、表示部 5 に B モード画像を表示させる。

表示部 5 は、例えば、L C D (liquid crystal display) 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 4 の制御の下で、B モード画像を表示する。

【 0 0 2 3 】

部位判別部 1 1 は、画像生成部 3 で生成された B モード画像信号に基づいて、被検体の撮像部位を判別する。

30

判別結果記憶部 1 2 は、部位判別部 1 1 によりなされた複数フレーム分の判別結果を記憶する。

判別結果統合部 1 3 は、判別結果記憶部 1 2 に記憶された複数フレーム分の判別結果を統合し、統合判別結果を出力する。

【 0 0 2 4 】

装置制御部 1 4 は、操作者により操作部 1 6 から入力された指令に基づいて、送受信制御部 8 、 B モード処理部 9 、 D S C 1 0 、表示制御部 4 、部位判別部 1 1 および判別結果統合部 1 3 の制御を行う。

画像化条件メモリ 1 5 は、被検体の複数の撮像部位に対してそれぞれ設定された複数の画像化条件を予め保存している。これらの画像化条件は、それぞれ対応する撮像部位の診断に適した B モード画像を取得するためのものである。

40

また、操作部 1 6 は、操作者が入力操作を行うためのもので、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等から形成することができる。

格納部 1 7 は、動作プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、M O 、 M T 、 R A M 、 C D - R O M 、 D V D - R O M 、 S D カード、C F カード、U S B メモリ等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

【 0 0 2 5 】

ここで、部位判別部 1 1 における部位判別の方法について説明する。

被検体の撮像部位としては、例えば、心臓、右腹部、左腹部、膀胱等を挙げることがで

50

きる。もちろん、その他の各種の撮像部位を判別するように構成することもできる。

部位判別部 11 は、予め、複数の撮像部位の典型的なパターンデータを記憶しており、画像生成部 3 の DSC10 から出力された撮像部位の B モード画像信号について、予め記憶している複数のパターンデータに対するそれぞれの類似度を算出する。この類似度の算出には、周知のマッチング技術を用いることができる。また、マッチング技術の他、例えば、Csurka et al.: Visual Categorization with Bags of Keypoints, Proc. of ECCV Workshop on Statistical Learning in Computer Vision, pp. 59-74 (2004) に記載されている機械学習手法、あるいは、Krizhevsk et al.: ImageNet Classification with Deep Convolutional Neural Networks, Advances in Neural Information Processing Systems 25, pp.1106-1114 (2012) に記載されている Deep Learning を用いた一般画像認識手法等を用いて類似度の算出を行うこともできる。

10

【0026】

これらの方法により、部位判別部 11 は、撮像部位の B モード画像信号について、複数の撮像部位との類似度スコアをそれぞれ算出し、最も高い類似度スコアを有する撮像部位を判別結果とする。例えば、心臓に対する類似度スコアが 5、右腹部に対する類似度スコアが 10、左腹部に対する類似度スコアが 6、膀胱に対する類似度スコアが 3 であった場合、撮像された撮像部位は、類似度スコアが最も高い右腹部である、との判別結果が得られる。

【0027】

このとき、部位判別に先立って、操作者が操作部 16 を介して被検体情報（体格、性別等）を入力し、被検体情報に応じて部位判別に使用されるパターンデータを変更することもできる。すなわち、撮像部位毎に、体格の大小および性別の違い等に応じた複数のパターンデータを記憶しておき、入力された被検体情報に対応するパターンデータを用いて部位判別を行う。このようにすれば、被検体の体格および性別等の違いに起因する誤判別を防止して、部位判別の精度を向上させることが可能となる。

20

なお、部位判別部 11 による部位判別は、1 つの撮像部位に対して、B モード画像の表示フレーム毎に行うこともでき、また、数フレームに 1 回の割合で行うこともできる。

【0028】

このようにして 1 つの撮像部位に対し、部位判別部 11 によりなされた複数フレーム分の判別結果が判別結果記憶部 12 に記憶される。

30

判別結果統合部 13 は、判別結果記憶部 12 に記憶された複数フレーム分の判別結果を統合して統合判別結果を出力するが、判別結果を統合する方法として、多数決をとることができる。例えば、1 つの撮像部位に対して Nf フレーム分の Nf 個の判別結果が判別結果記憶部 12 に記憶されているものとした場合、Nf 個の判別結果のうち最も多くの判別結果が示す撮像部位、すなわち、最も多くの票を獲得した撮像部位を統合判別結果として出力する。このように、複数フレーム分の判別結果を多数決により統合して統合判別結果を得るので、誤判別を効果的に防止することができる。

【0029】

また、単純に判別結果記憶部 12 に記憶された複数フレーム分の判別結果の多数決をとるのではなく、直近のフレームに重みを付けた上で多数決をとることもできる。すなわち、判別結果記憶部 12 に記憶された複数フレーム分の判別結果のうち、判別結果記憶部 12 に記憶した時刻が新しい方から所定数のフレーム分の判別結果に重みを付けて多数決をとることができる。判別結果記憶部 12 に記憶された複数フレーム分の判別結果のうち、判別結果記憶部 12 に記憶した時刻が新しいフレームの判別結果ほど、古いフレームの判別結果に対して大きな重みを付けてもよい。

40

例えば、Nf = 90 として、90 個の判別結果のうち、直近の 30 フレーム分の判別結果のそれぞれに 3 票、中間の 30 フレーム分の判別結果のそれぞれに 2 票、古い 30 フレーム分の判別結果のそれぞれに 1 票の重みを付けて、最も多くの票を獲得した撮像部位を統合判別結果として出力する。撮像部位を変更した場合には、変更直後は超音波プローブ 1 の位置が定まらず、B モード画像の画質も不安定になるので、直近のフレームに重みを

50

付けることで、撮像部位変更の場合のタイムラグを減少し、より早く正確な部位判別を行うことが可能となる。

【0030】

さらに、部位判別時の類似度スコアに応じて重み付けをした上で多数決をとることで、判別結果を統合してもよい。例えば、 $N_f = 90$ として、90個の判別結果のうち、撮像部位Aを示す票数が45、撮像部位Bを示す票数が45であり、撮像部位Aを示す45個の判別結果における類似度スコアの平均値が10、撮像部位Bを示す45個の判別結果における類似度スコアの平均値が5であった場合、票数に類似度スコアの平均値を乗算した得点を算出すると、撮像部位Aの得点は、 $10 \times 45 = 450$ 、撮像部位Bの得点は、 $5 \times 45 = 225$ となり、得点の大きい撮像部位Aを統合判別結果として出力する。このように、類似度スコアに応じて重み付けをすることにより、部位判別の精度をさらに高めることができる。

10

【0031】

次に、図4のフローチャートを参照して実施の形態1の動作について説明する。

まず、ステップS1で、送受信部2により超音波プローブ1のアレイトランスデューサ1Aの複数の超音波トランスデューサを用いた超音波ビームの送受信および走査が行われ、被検体からの超音波エコーを受信した各超音波トランスデューサから受信信号が受信部7に出力され、受信部7で増幅およびA/D変換されて受信データが生成される。

さらに、ステップS2で、受信データは画像生成部3に入力され、Bモード処理部9で受信フォーカス処理が行われた後にDSC10で信号変換されてBモード画像信号が生成される。このBモード画像信号は、画像生成部3から表示制御部4に出力され、Bモード画像が表示部5に表示される。

20

【0032】

また、画像生成部3のDSC10から出力されたBモード画像信号は、部位判別部11に入力され、ステップS3で、部位判別部11により部位判別が実施された後、ステップS4で、判別結果が判別結果記憶部12に保存される。

続くステップS5で、1つの撮像部位に対して実施した部位判別の結果を判別結果記憶部12に保存したフレームの数が、予め設定されているフレーム数 N_f に達したか否かが判定され、フレーム数 N_f に達していない場合は、ステップS1に戻る。このようにして、判別結果を保存したフレームの数が N_f に達するまで、ステップS1～S5が繰り返される。

30

【0033】

ここで、フレーム数 N_f は、予め設定されているが、操作者が操作部16を介して入力し得るように構成することもできる。

また、フレーム数 N_f を直接設定する代わりに、判別結果を保存する時間を設定することで、フレームレートに応じて自動的にフレーム数 N_f を決定することもできる。例えば、3秒分の判別結果を保存するものとした場合、フレームレートが30フレーム/秒であれば、 $N_f = 30 \times 3 = 90$ となり、フレームレートが40フレーム/秒であれば、 $N_f = 40 \times 3 = 120$ となる。

【0034】

ステップS5で、判別結果を保存したフレームの数が N_f に達したと判定されると、ステップS6に進み、判別結果統合部13により、判別結果記憶部12に保存されている N_f フレーム分の判別結果が統合され、統合判別結果が出力される。

40

【0035】

このようにして判別結果統合部13から統合判別結果が出力されると、ステップS7で、装置制御部14により、画像化条件の調整が行われる。すなわち、装置制御部14は、判別結果統合部13から出力された統合判別結果に基づき、画像化条件メモリ15に予め保存されている複数の画像化条件から統合判別結果に応じた画像化条件を選択し、以降のフレームについて、選択された画像化条件で画像化が行われるように送受信部2および画像生成部3を制御する。具体的には、画像化条件メモリ15から選択した画像化条件に含

50

まれる超音波ビーム走査条件に従って超音波ビームの送受信が行われるように送受信部 2 の送受信制御部 8 が制御されると共に、選択した画像化条件に含まれる超音波画像生成条件に従って受信信号から B モード画像が生成されるように画像生成部 3 が制御される。

【 0 0 3 6 】

なお、画像化条件のうち、超音波ビーム走査条件としては、超音波ビームの送信周波数、焦点位置、表示深さ等が挙げられ、超音波画像生成条件としては、音速、検波条件、ゲイン、ダイナミックレンジ、階調カーブ、スペックル抑制強度、エッジ強調度等を挙げることができる。撮像部位毎に、適切な条件が、画像化条件メモリ 1 5 に予め保存されている。

【 0 0 3 7 】

実施の形態 2

図 5 に、実施の形態 2 に係る超音波診断装置の構成を示す。この超音波診断装置は、図 1 に示した実施の形態 1 の超音波診断装置において、装置制御部 1 4 の代わりに装置制御部 1 4 A を有し、画像生成部 3 の D S C 1 0 と装置制御部 1 4 A にプローブ状態判定部 3 1 を接続すると共に、装置制御部 1 4 A に検査済み部位記憶部 3 2 を接続したものである。

【 0 0 3 8 】

プローブ状態判定部 3 1 は、画像生成部 3 で生成された B モード画像に基づき、超音波プローブ 1 が、被検体の体表に接触して超音波を被検体の体内に放射する接触状態と、被検体の体表から離れて超音波を空中に放射する空中放射状態のいずれにあるかを判定する。

検査済み部位記憶部 3 2 は、複数の撮像部位のうち、検査済みの撮像部位を記憶するものである。

装置制御部 1 4 A は、上述した実施の形態 1 の装置制御部 1 4 が有する機能に加え、プローブ状態判定部 3 1 により超音波プローブ 1 の状態が変化したことが判定された場合に、判別結果統合部 1 3 から出力される統合判別結果が示す撮像部位を検査済み部位として検査済み部位記憶部 3 2 に保存し、この撮像部位を次の部位判別の対象から除外する。

【 0 0 3 9 】

プローブ状態判定部 3 1 における被検体への接触状態と空中放射状態のいずれかの判定は、画像生成部 3 で生成された B モード画像を解析することにより行うことができる。一般に、超音波プローブ 1 が被検体の体表に接触して超音波を被検体の体内に放射する場合には、図 6 に示されるように、B モード画像 3 3 内に何らかの構造物すなわち被検体内の組織が描出されるが、超音波プローブ 1 が被検体の体表から離れて超音波を空中に放射する場合には、B モード画像 3 3 内に構造物が描出されない。

そこで、B モード画像 3 3 の輝度分布に基づいて B モード画像 3 3 内の構造物の有無を検知し、B モード画像 3 3 内に構造物の存在が検知される場合に、超音波プローブ 1 が被検体への接触状態にあると判定し、B モード画像 3 3 内に構造物の存在が検知されない場合に、超音波プローブ 1 が空中放射状態にあると判定することができる。

【 0 0 4 0 】

具体的には、図 7 に示されるように、B モード画像 3 3 を複数の領域 3 4 に分割し、各領域 3 4 内の輝度の分散または最大輝度と最小輝度の差分を指標値として求め、予め設定された設定値以上の指標値を有する領域 3 4 の個数が予め設定されたしきい値以上である場合に、プローブ状態判定部 3 1 は、超音波プローブ 1 が被検体への接触状態にあると判定する。一方、予め設定された設定値以上の指標値を有する領域 3 4 の個数が予め設定されたしきい値未満であれば、プローブ状態判定部 3 1 は、超音波プローブ 1 が空中放射状態にあると判定する。

【 0 0 4 1 】

さらに、上述した各領域 3 4 の輝度の指標値に基づく解析に加え、図 8 に示されるように、B モード画像 3 3 内に複数の観察点 3 5 を設定し、各観察点 3 5 のフレーム間の移動量を検知して、超音波プローブ 1 の状態を判定することもできる。

10

20

30

40

50

プローブ状態判定部 31 は、各観察点 35 のフレーム間の移動量が設定値以下の観察点 35 の個数が予め設定されたしきい値以上である場合に、超音波プローブ 1 の動きが安定したと判断し、各領域 34 の輝度の指標値に基づいて超音波プローブ 1 が被検体への接触状態と空中放射状態のいずれにあるかを判定してもよい。

【0042】

また、超音波プローブ 1 が空中放射状態にある場合には、ほぼ同じ B モード画像が取得され则认为られるため、超音波プローブ 1 が空中放射状態の場合の B モード画像を予め保持しておき、テンプレートマッチング等のマッチング技術を用いて、プローブ状態判定部 31 が超音波プローブ 1 の状態を判定することもできる。

【0043】

次に、図 9 のフローチャートを参照して実施の形態 2 の動作について説明する。実施の形態 1 と同様に、ステップ S1 ~ S7 で、部位判別部 11 による部位判別、判別結果統合部 13 による判別結果が統合および装置制御部 14A による画像化条件の調整が行われた後、ステップ S8 で、プローブ状態判定部 31 により、超音波プローブ 1 が被検体への接触状態から空中放射状態に遷移したか否かが判定される。

そして、超音波プローブ 1 が被検体への接触状態から空中放射状態に遷移したと判定されると、ステップ S9 に進み、装置制御部 14A は、検査対象の撮像部位が次の撮像部位に移行したことを検知し、ステップ S6 で判別結果統合部 13 から出力された統合判別結果が示す撮像部位を検査済み部位と認識して検査済み部位記憶部 32 に記憶し、記憶された統合判別結果（すなわち、検査済み部位）を以降の部位判別の対象から除外する。

【0044】

検査済み部位記憶部 32 に記憶された検査済み部位については、以降の部位判別において、類似度判別を行わないようにすることができる。あるいは、検査済み部位に対しても類似度判別を行い、判別結果記憶部 12 から判別結果を読み出して判別結果統合部 13 で統合する場合に、検査済み部位の重みを下げて多数決するようにしてもよい。

さらに、操作者が操作部 16 を介して部位判別の対象から除外する撮像部位を指定することができるように構成してもよい。

【0045】

このように、実施の形態 2 に係る超音波診断装置では、検査済み部位を認識して以降の部位判別の対象から除外するので、救命救急における F A S T (Focused Assessment with Sonography for Trauma) 検査のように、予め決められた手順で複数の撮像部位を順次検査する場合に、以降の撮像部位に対する部位判別を高速に且つ精度よく行うことが可能となる。

【符号の説明】

【0046】

1 超音波プローブ、1A アレイトランスデューサ、2 送受信部、3 画像生成部、4 表示制御部、5 表示部、6 送信部、7 受信部、8 送受信制御部、9 B モード処理部、10 DSC、11 部位判別部、12 判別結果記憶部、13 判別結果統合部、14、14A 装置制御部、15 画像化条件メモリ、16 操作部、17 格納部、18 増幅部、19 A/D変換部、20 ビームフォーマ、21 信号処理部、31 プローブ状態判定部、32 検査済み部位記憶部、33 B モード画像、34 領域、35 観察点。

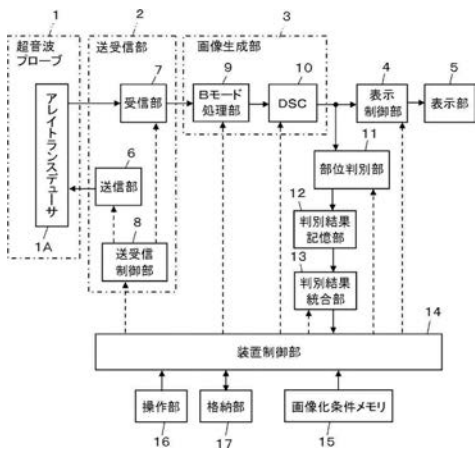
10

20

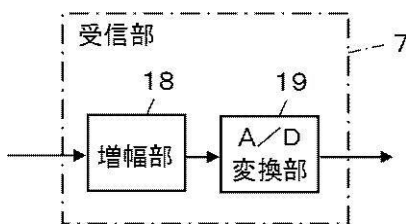
30

40

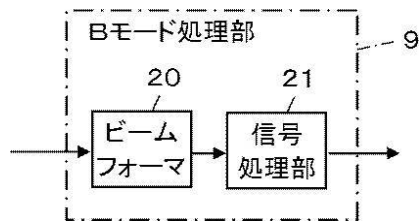
【 図 1 】



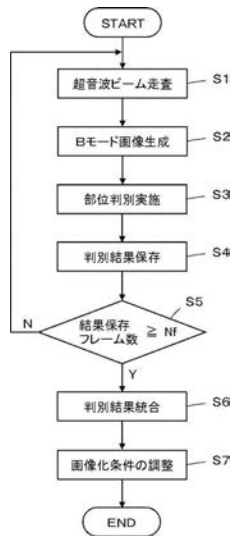
【 圖 2 】



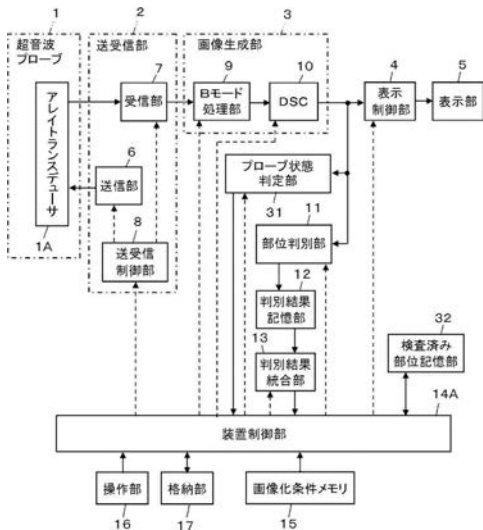
【 図 3 】



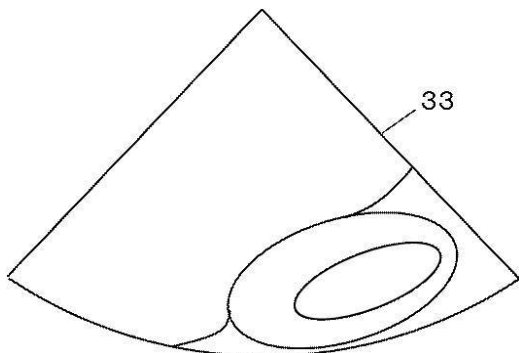
【 図 4 】



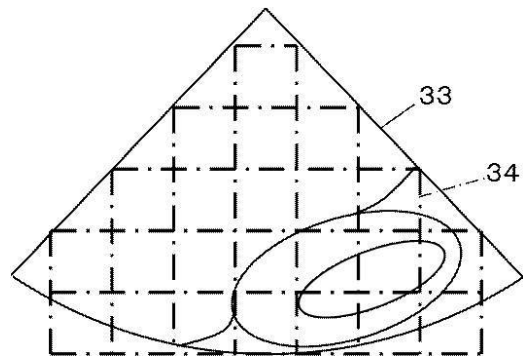
【 図 5 】



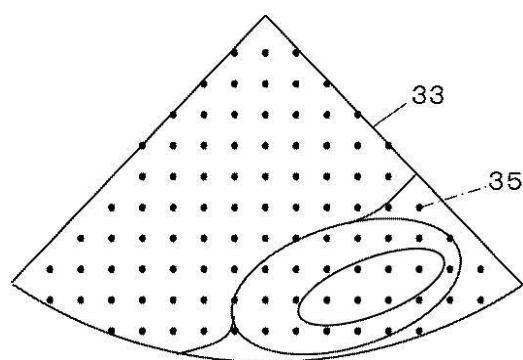
【 図 6 】



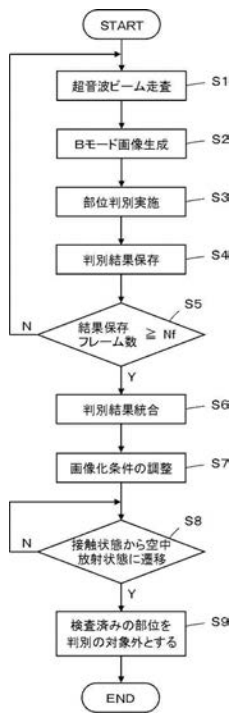
【圖 7】



【 図 8 】



【図 9】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/063873

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/14 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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 2014-61291 A (Toshiba Corp.), 10 April 2014 (10.04.2014), paragraphs [0064] to [0066] & US 2015/0178921 A1 paragraphs [0080] to [0082] & WO 2014/034948 A1 & CN 103781424 A	1-9
A	JP 2010-259662 A (Shimadzu Corp.), 18 November 2010 (18.11.2010), claims 1 to 4; paragraphs [0023] to [0055] (Family: none)	1-9
A	JP 2012-205610 A (Hitachi Aloka Medical, Ltd.), 25 October 2012 (25.10.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-9

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
13 June 2016 (13.06.16)Date of mailing of the international search report
21 June 2016 (21.06.16)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/J P 2 0 1 6 / 0 6 3 8 7 3									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/14(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/14											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <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>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016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	1971-2016年	日本国実用新案登録公報	1996-2016年	日本国登録実用新案公報	1994-2016年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2016年										
日本国実用新案登録公報	1996-2016年										
日本国登録実用新案公報	1994-2016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 2014-61291 A (株式会社東芝) 2014.04.10, 段落[0064]-[0066] & US 2015/0178921 A1 段落[0080]-[0082] & WO 2014/034948 A1 & CN 103781424 A	1-9									
A	JP 2010-259662 A (株式会社島津製作所) 2010.11.18, 請求項 1-4, 段落[0023]-[0055] (ファミリーなし)	1-9									
A	JP 2012-205610 A (日立アロカメディカル株式会社) 2012.10.25, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-9									
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献											
国際調査を完了した日 13.06.2016		国際調査報告の発送日 21.06.2016									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮川 哲伸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2U 9208								

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, 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, KN, KP, KR, 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, UA, UG, US

Fターム(参考) 4C601 EE10 EE11 EE22 GA26 JB34 JC06 JC15

(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	JPWO2017033503A1	公开(公告)日	2018-02-22
申请号	JP2017536634	申请日	2016-05-10
[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	今井睦朗		
发明人	今井 睦朗		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/14 A61B8/4245 A61B8/52 A61B8/5207 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/GA26 4C601/JB34 4C601/JC06 4C601/JC15		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2015164045 2015-08-21 JP		
其他公开文献	JP6423540B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置根据设定的摄像条件，从超声波探头向被检体收发超声波束，对从超声波探头输出的接收信号进行摄像以对接接收信号进行摄像。产生样本的超声图像的成像单元，使用由成像单元产生的超声图像来区分对象的成像区域的区域鉴别单元，以及由区域鉴别单元针对多个帧的鉴别结果。提供了一种确定结果存储单元，该确定结果存储单元存储确定结果，以及确定结果积分单元，该确定结果积分单元对存储在确定结果存储单元中的多个帧的确定结果进行积分，并输出积分后的确定结果。

