

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6494856号  
(P6494856)

(45) 発行日 平成31年4月3日(2019.4.3)

(24) 登録日 平成31年3月15日(2019.3.15)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14 Z DM

請求項の数 6 (全 12 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2018-501026 (P2018-501026)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成29年1月11日 (2017.1.11)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/JP2017/000591</p> <p>(87) 国際公開番号 W02017/145540</p> <p>(87) 国際公開日 平成29年8月31日 (2017.8.31)</p> <p>審査請求日 平成30年4月26日 (2018.4.26)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2016-34610 (P2016-34610)</p> <p>(32) 優先日 平成28年2月25日 (2016.2.25)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(73) 特許権者 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 100080159 弁理士 渡辺 望穂</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 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</p> <p>審査官 宮川 哲伸</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
---	--

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法

(57) 【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、

前記被検体の複数の検査部位にそれぞれ対応する複数の照合パターンが予め保存された照合パターンメモリと、

複数の検査部位を連続して検査する検査内容を表す検査種別情報をユーザが入力するための情報入力部と、

前記情報入力部に入力された前記検査種別情報に基づいて連続して検査を行う複数の検査部位の判別順序を決定する判別順序決定部と、

前記判別順序決定部で決定された判別順序に従って、前記照合パターンメモリから連続して検査を行う検査部位に対応する照合パターンを読み出し且つ読み出した照合パターンを用いて前記画像化部で生成された前記超音波画像を前記判別順序で順次照合することで前記被検体の撮像部位を判別する部位判別部と、

を備えた超音波診断装置。

【請求項2】

前記部位判別部は、前記判別順序に従って前記照合パターンメモリから読み出した前記照合パターン以外に、前記読み出した照合パターンの検査部位の近傍に位置する検査部位

に対応する照合パターンも前記照合パターンメモリから読み出して撮像部位の判別を行う請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記判別順序決定部は、それぞれ複数の検査部位を連続して検査する複数の連続検査の検査内容を予め記憶し、前記複数の連続検査の中から選択された連続検査が前記検査種別情報として前記ユーザにより前記情報入力部に入力されると、入力された連続検査に対応する複数の検査部位の判別順序を決定する請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記検査種別情報は、連続して検査する複数の検査部位がリストとして前記ユーザにより前記情報入力部に入力されたものからなり、

前記判別順序決定部は、前記情報入力部から入力された前記リストに基づいて複数の検査部位の判別順序を決定する請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記部位判別部により判別された撮像部位に対応する画像化条件を設定する画像化条件設定部をさらに備え、

前記画像化部は、前記画像化条件設定部で設定された画像化条件に従って前記超音波画像を生成する請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

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、

複数の検査部位を連続して検査する検査内容を表す検査種別情報をユーザにより入力する工程と、

入力された前記検査種別情報に基づいて連続して検査を行う複数の検査部位の判別順序を決定する工程と、

決定された判別順序に従って、複数の検査部位にそれぞれ対応し且つ予め記憶されている複数の照合パターンから連続して検査を行う検査部位に対応する照合パターンを読み出し且つ読み出した照合パターンを用いて前記超音波画像を前記判別順序で順次照合することで前記被検体の撮像部位を判別する工程と、

を含む超音波診断装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【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では、アレイトランスデューサを内蔵する超音波プローブから被検体内に向けて超音波ビームが走査し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブで受信し、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。

【0003】

このような超音波診断装置を用いて被検体を診断する際には、それぞれの検査部位に対して診断に適した超音波画像を得るために、ユーザが撮像部位に応じて画像化条件を設定している。ところが、被検体の複数の検査部位を連続して検査する場合、検査部位が変わるたびにユーザが検査部位に応じて画像化条件を設定し直す必要があるため、診断に要する時間が長くなるおそれがある。そこで、特許文献 1 には、予め記憶されたそれぞれの検査部位に対応する照合パターンを用いて、生成された超音波画像の撮像部位を判別し、判別された結果に基づいて撮像部位に適した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】

10

20

30

40

50

## 【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平4 - 224738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、例えば、複数の検査部位を連続で検査するeFAST(extended Focused Assessment with Sonography for Trauma)検査を実施すると、検査部位候補が増えることとなる。このように検査部位候補が増えると、これらの検査部位候補に対応するため、特許文献1に示される超音波診断装置が撮像部位の判別に用いる照合パターンの数が多くなり、撮像部位の判別が完了するまでに長い時間がかかるおそれがある。また、予め記憶された照合パターンに対応する検査部位以外の検査部位の超音波画像が得られた場合、撮像部位を判別できずにこれら照合パターンが全て用いられるまで部位判別処理が続くため、部位判別処理の次の動作に移行するまでに長い時間がかかるおそれがある。このため、撮像部位に適した走査パラメータが設定されることが遅れ、診断の妨げとなるおそれがある。

10

【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、検査部位候補が増えても超音波画像の撮像部位の判別に要する時間が長くなることを抑制す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。

20

【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、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、被検体の複数の検査部位にそれぞれ対応する複数の照合パターンが予め保存された照合パターンメモリと、複数の検査部位を連続して検査する検査内容を表す検査種別情報をユーザが入力するための情報入力部と、情報入力部に入力された検査種別情報に基づいて連続して検査を行う複数の検査部位の判別順序を決定する判別順序決定部と、判別順序決定部で決定された判別順序に従って、照合パターンメモリから連続して検査を行う検査部位に対応する照合パターンを読み出し且つ読み出した照合パターンを用いて画像化部で生成された超音波画像を判別順序で順次照合することで被検体の撮像部位を判別する部位判別部と、を備えたものである。

30

【0008】

部位判別部は、判別順序に従って照合パターンメモリから読み出した照合パターン以外に、読み出した照合パターンの検査部位の近傍に位置する検査部位に対応する照合パターンも照合パターンメモリから読み出して撮像部位の判別を行うこともできる。

判別順序決定部は、それぞれ複数の検査部位を連続して検査する複数の連続検査の検査内容を予め記憶し、複数の連続検査の中から選択された連続検査が検査種別情報としてユーザにより情報入力部に入力されると、入力された連続検査に対応する複数の検査部位の判別順序を決定しても良い。

40

また、検査種別情報は、連続して検査する複数の検査部位がリストとしてユーザにより情報入力部に入力されたものからなり、判別順序決定部は、情報入力部から入力されたりリストに基づいて複数の検査部位の判別順序を決定する構成としても良い。

【0009】

部位判別部により判別された撮像部位に対応する画像化条件を設定する画像化条件設定部をさらに備え、画像化部は、画像化条件設定部で設定された画像化条件に従って超音波画像を生成する構成とすることができる。

【0010】

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

50

の超音波画像を生成する工程と、複数の検査部位を連続して検査する検査内容を表す検査種別情報をユーザにより入力する工程と、入力された検査種別情報に基づいて連続して検査を行う複数の検査部位の判別順序を決定する工程と、決定された判別順序に従って、複数の検査部位にそれぞれ対応し且つ予め記憶されている複数の照合パターンから連続して検査を行う検査部位に対応する照合パターンを読み出し且つ読み出した照合パターンを用いて超音波画像を判別順序で順次照合することで被検体の撮像部位を判別する工程と、を含むものである。

【発明の効果】

【0011】

この発明によれば、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し、複数の検査部位を連続して検査する検査内容を表す検査種別情報をユーザにより入力し、入力された検査種別情報に基づいて連続して検査を行う複数の検査部位の判別順序を決定し、決定された判別順序に従って、複数の検査部位にそれぞれ対応し且つ予め記憶されている複数の照合パターンから連続して検査を行う検査部位に対応する照合パターンを読み出し且つ読み出した照合パターンを用いて超音波画像を判別順序で順次照合することで被検体の撮像部位を判別するので、検査部位候補が増えても超音波画像の撮像部位の判別に要する時間が長くなることを抑制することができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【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1の部位判別処理を示すフローチャートである。

【図6】実施の形態2の部位判別処理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】

【0013】

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。この超音波診断装置は、アレイトランスデューサ1Aを内蔵する超音波プローブ1を備え、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。

【0014】

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1A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にそれぞれ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(Brightness mode)処理部9と、Bモード処理部9に接続されたDSC(Digital Scan Converter)10を有しており、表示制御部4は、DSC10に接続されている。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DSC10に、画像化条件設定部11に接続されている。

また、DSC10には部位判別部12が接続され、さらに部位判別部12に判別順序決定部13が接続されている。

画像化条件設定部11、部位判別部12、判別順序決定部13および表示制御部4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、照合パターンメモリ15、情報入力部16と格納部17がそれぞれ接続されている。

【0015】

超音波プローブ1のアレイトランスデューサ1A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

10

20

30

40

50

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、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。

#### 【 0 0 1 6 】

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。

10

#### 【 0 0 1 7 】

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。

#### 【 0 0 1 8 】

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。

20

#### 【 0 0 1 9 】

受信部 7 は、図 2 に示されるように、増幅部 1 8 と A / D ( Analogue / Digital ) 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 から伝送させ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。

30

#### 【 0 0 2 0 】

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、画像化条件設定部 1 1 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。

40

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。

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 1 】

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。

50

表示部 5 は、例えば、LCD (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 2 】

照合パターンメモリ 1 5 は、被検体の複数の検査部位にそれぞれ対応する複数の照合パターンを予め記憶している。

情報入力部 1 6 は、ユーザ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。

ここで、例えば、e F A S T 検査、腹部ルーチン検査、および、循環器ルーチン検査のように、複数の検査部位を連続で検査することを連続検査と定義する。複数の連続検査の候補からユーザにより選択された連続検査が、検査種別情報として情報入力部 1 6 に入力される。

10

【 0 0 2 3 】

判別順序決定部 1 3 は、情報入力部 1 6 に入力された検査種別情報に基づいて、連続して検査を行う複数の検査部位を決定し、さらに、これらの検査部位を判別する判別順序を決定する。

部位判別部 1 2 は、判別順序決定部 1 3 で決定された判別順序に従って、照合パターンメモリ 1 5 から連続して検査を行う検査部位に対応する照合パターンを読み出し、読み出した照合パターンを用いて画像生成部 3 で生成された B モード画像信号をこの判別順序に従って順次照合することで、被検体の撮像部位を判別する。

画像化条件設定部 1 1 は、複数の検査部位に対応する画像化条件を予め記憶し、部位判別部 1 2 により判別された検査部位に対応する画像化条件を設定する。

20

【 0 0 2 4 】

装置制御部 1 4 は、ユーザにより情報入力部 1 6 から入力された指令に基づいて、画像化条件設定部 1 1、表示制御部 4、部位判別部 1 2 および判別順序決定部 1 3 の制御を行う。

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、MO (Magneto-Optical Disk)、MT (Magnetic Tape)、RAM (Random Access Memory)、CD-ROM (Compact Disk Read Only Memory)、DVD-ROM (Digital Versatile Disk Read Only Memory)、SD カード (Secure Digital Card)、CF カード (Compact Flash Card)、USB メモリ (Universal Serial Bus Memory) 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。

30

【 0 0 2 5 】

なお、画像生成部 3、表示制御部 4、送受信部 2 の送受信制御部 8、画像化条件設定部 1 1、部位判別部 1 2、判別順序決定部 1 3 および装置制御部 1 4 は、CPU (Central Processing Unit) 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で構成してもよい。また、これら画像生成部 3、表示制御部 4、送受信制御部 8、画像化条件設定部 1 1、部位判別部 1 2、判別順序決定部 1 3 および装置制御部 1 4 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。

【 0 0 2 6 】

40

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 S 1 で、ユーザが情報入力部 1 6 に検査種別情報を入力する。検査種別情報とは、被検体を診断する際に複数の検査部位を連続して検査する検査内容を表すものである。例えば、一般に e F A S T 検査と呼ばれる連続検査では、右腹部、左腹部、膀胱周囲、心窩部、右肺および左肺が、一例としてこの順序で連続検査される。連続検査には他にも、肝臓、胆嚢、腎臓、膵臓および脾臓という順序で連続して検査する腹部ルーチン検査、あるいは、左室長軸短軸、心尖部、右心系および心窩部という順序で検査する循環器ルーチン検査等がある。なお、検査部位の内容およびその順序は一例であり、検査施設、検査者、患者の状態等によって変更されることがある。

ここで、ユーザがこれらの連続検査の候補の中から e F A S T 検査を選択すると、e F

50

A S T 検査が検査種別情報として情報入力部 1 6 に入力される。

【 0 0 2 7 】

続くステップ S 2 で、判別順序決定部 1 3 により、検査種別情報に基づいて連続して検査を行う複数の検査部位の判別順序が決定される。判別順序決定部 1 3 は、複数の連続検査の検査内容を予め記憶しており、ユーザにより入力された e F A S T 検査という検査種別情報に基づいて、連続して検査をする右腹部、左腹部、膀胱周囲、心窩部、右肺および左肺という複数の検査部位を決定する。さらに、右腹部、左腹部、膀胱周囲、心窩部、右肺および左肺という順に撮像部位を判別するための判別順序を決定し、決定した判別順序を部位判別部 1 2 に出力する。

【 0 0 2 8 】

ステップ S 3 において、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 1 A 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 S 4 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 D S C 1 0 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。

【 0 0 2 9 】

また、画像生成部 3 の D S C 1 0 から出力された B モード画像信号は、部位判別部 1 2 に入力され、まず、ステップ S 5 で、部位判別部 1 2 により、B モード画像信号の撮像部位が変更されたかが判断される。例えば、検査部位が右腹部から左腹部に移行して撮像部位が変更されると、撮像部位が変更されたと判断される。具体的には、一般に撮像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）を検出することで、撮像部位の変更を判断することができる。あるいは、ステップ S 2 で判別順序が決定されてから初めて B モード画像信号が生成されると、撮像部位を判別して判別結果に応じた画像化条件を設定するため、ステップ S 6 に進む。そして、続くステップ S 6 で、部位判別部 1 2 により被検体の撮像部位が判別される。

部位判別部 1 2 は、まず、判別順序決定部 1 3 で決定された判別順序に従って、照合パターンメモリ 1 5 から e F A S T 検査の検査部位に対応する照合パターンを読み出す。照合パターンメモリ 1 5 には、e F A S T 検査の検査部位以外の検査部位にも対応するため、胃、腎臓、肝臓、その他の各種の撮像部位に対応する照合パターンが記憶されている。これら各種の照合パターンが記憶された照合パターンメモリ 1 5 から、e F A S T 検査の検査部位である右腹部、左腹部、膀胱周囲、心窩部、右肺および左肺に対応する 6 種類の照合パターンのみが読み出される。

【 0 0 3 0 】

さらに、部位判別部 1 2 は、読み出された照合パターンを用いて、画像生成部 3 の D S C 1 0 から出力された B モード画像信号を判別順序決定部 1 3 で決定された判別順序で順次照合する。すなわち、図 5 に示されるフローチャートのように、右腹部、左腹部、膀胱周囲、心窩部、右肺および左肺の順にこれらの検査部位に対応する照合パターンが用いられて B モード画像信号が照合される。

例えば、右肺を検査する場合、ステップ S 1 1 で、撮像部位が右腹部ではないと判断され、ステップ S 1 2 で、撮像部位が左腹部ではないと判断され、ステップ S 1 3 で、撮像部位が膀胱周囲ではないと判断され、さらに、ステップ S 1 4 で、撮像部位が心窩部ではないと判断され、続くステップ S 1 5 で撮像部位が右肺であると判断されると、ステップ S 1 6 が省略され、ステップ S 1 8 で、撮像部位が右肺であると確定され、判別結果が出力され、部位判別処理が終了する。

【 0 0 3 1 】

このように、e F A S T 検査の検査部位に対応する 6 種類の照合パターンのみを読み出

10

20

30

40

50

し、ステップS11～S16において照合を行うことで、eFAST検査の検査部位に対応する6種類の照合パターン以外の照合パターンが照合パターンメモリ15に記憶されていても、部位判別処理に要する時間が長くなることを抑制することができる。

また、仮に、撮像部位がeFAST検査の検査部位ではない肝臓である場合、図5に示したフローチャートにおいて、読み出された6種類の照合パターンのみが用いられ、ステップS11～S16を経て、ステップS17において撮像部位は不明であると判断されるため、部位判別処理の次の動作に移行するまでの時間が長くなることを抑制することができる。

#### 【0032】

さらに、eFAST検査を開始して最初の検査部位である右腹部を検査する場合、ステップS11で、撮像部位が右腹部であると判断されると、ステップS12～S16を経ずに、ステップS18で、撮像部位が右腹部であると確定し、部位判別処理が完了する。このため、ステップS12以降におけるBモード画像信号の照合が省略され、部位判別処理に要する時間を短縮することができる。

10

#### 【0033】

なお、読み出された照合パターンを用いてBモード画像信号を照合するには、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、機械学習法、あるいは、一般画像認識手法などを用いて類似度の算出を行い、算出された類似度に基づいてBモード画像信号を照合することもできる。

#### 【0034】

部位判別部12により、例えば、撮像部位が右腹部であるという判別結果が出力されると、ステップS7で、画像化条件設定部11により、画像化条件の調整が行われる。画像化条件設定部11は、複数の画像化条件を予め記憶しており、出力された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。

20

#### 【0035】

そして、ステップS3に戻り、画像化条件設定部11が選択した画像化条件に含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。続くステップS4で、画像化条件設定部11が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。さらに、画像生成部3からBモード画像信号が表示制御部4に出力され、これにより、右腹部の診断に適したBモード画像を表示部5に表示することができる。

30

#### 【0036】

続くステップS5で、部位判別部12により撮像部位が変更されたと判断されるまで、ステップS3～S5が繰り返され、撮像部位である右腹部の診断が継続される。

そして、例えば、検査部位が右腹部から左腹部に移行すると、ステップS5で、部位判別部12により撮像部位が変更されたと判断され、続くステップS6で、部位判別部12により撮像部位は左腹部であると判別される。さらに、ステップS7で、画像化条件設定部11により、判別結果に応じた画像化条件が選択されて送受信部2および画像生成部3が制御され、撮像部位である左腹部の診断に適したBモード画像信号が生成される。

40

#### 【0037】

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ckル抑制強度、エッジ強調度等を挙げるることができる。

#### 【0038】

また、上述したように、判別順序決定部13により複数の連続検査の検査内容が予め記憶されているが、ユーザが情報入力部16を操作することで、記憶された検査内容を編集し、編集した検査内容を判別順序決定部13に記憶させることができる。例えば、肝臓、

50

胆嚢、腎臓、膵臓および脾臓という順序で連続して検査する腹部ルーチン検査が判別順序決定部 1 3 に記憶されているとすると、ユーザは、複数の検査部位の 1 つを肝臓から胃に変更し、胃、胆嚢、腎臓、膵臓および脾臓と、検査内容を編集することができる。また、検査部位を変更せずに検査の順序を変更することもできる。

#### 【 0 0 3 9 】

さらに、上述したように、Bモード画像信号の撮像部位の部位判別処理では、判別順序に従って読み出された複数の照合パターンが 1 つずつ用いられ、Bモード画像信号の撮像部位が、照合に用いられた照合パターンに対応する検査部位であると判断された時点で撮像部位が確定されるが、これに限るものではない。例えば、Bモード画像信号の撮像部位について、右腹部、左腹部、膀胱周囲、心窩部、右肺および左肺に対応する照合パターンとの類似度をそれぞれ算出し、最も高い類似度を有する照合パターンに対応する検査部位が撮像部位であると確定することもできる。

10

このように類似度を算出する場合も、判別順序決定部 1 3 が決定した右腹部、左腹部、膀胱周囲、心窩部、右肺および左肺という検査部位に対応する 6 種類の照合パターンのみを用いることで、部位判別処理に要する時間が長くなることを抑制することができる。

#### 【 0 0 4 0 】

##### 実施の形態 2

上記の実施の形態 1 では、判別順序決定部 1 3 が決定した判別順序に従って、部位判別部 1 2 が照合パターンメモリ 1 5 から照合パターンを読み出し、読み出した照合パターンのみを用いて Bモード画像信号の撮像部位の判別をしていたが、この限りではない。実施の形態 2 では、照合パターンメモリ 1 5 が、部位判別部 1 2 が読み出した照合パターンに対応する検査部位の近傍に位置する検査部位の照合パターンも予め記憶している。そして、部位判別部 1 2 が読み出した照合パターンに追加するように、これら読み出した照合パターンに対応する検査部位の近傍に位置する検査部位の照合パターンも照合パターンメモリ 1 5 から読み出し、撮像部位の判別をすることができる。

20

#### 【 0 0 4 1 】

ユーザにより e F A S T 検査が検査種別情報として情報入力部 1 6 に入力されると、判別順序決定部 1 3 は、まず、連続して検査をする右腹部、左腹部、膀胱周囲、心窩部、右肺および左肺という複数の検査部位を決定する。さらに、右腹部、左腹部、膀胱周囲、心窩部、右肺および左肺という順に撮像部位を判別するための判別順序を決定し、決定した判別順序を部位判別部 1 2 に出力する。さらに、決定された判別順序に従って、部位判別部 1 2 が右腹部、左腹部、膀胱周囲、心窩部、右肺および左肺に対応する照合パターンを照合パターンメモリ 1 5 から読み出す。

30

#### 【 0 0 4 2 】

ここで、照合パターンメモリ 1 5 は、e F A S T 検査の検査部位の近傍に位置する検査部位、例えば、心窩部の近傍に位置する心尖部および傍胸骨の照合パターンも予め記憶している。また、部位判別部 1 2 は、e F A S T 検査の検査部位の近傍に位置する検査部位を予め記憶しており、心窩部の近傍に位置する心尖部および傍胸骨に対応する照合パターンが、さらに照合パターンメモリ 1 5 から読み出される。

#### 【 0 0 4 3 】

そして、図 6 に示されるフローチャートのように、右腹部、左腹部、膀胱周囲、心窩部、右肺および左肺に加えて、心尖部および傍胸骨の順にこれらの検査部位に対応する照合パターンが用いられ、画像生成部 3 の D S C 1 0 から出力された Bモード画像信号が照合される。

40

例えば、心窩部の近傍に位置する傍胸骨を検査する場合、e F A S T 検査の検査内容である右腹部、左腹部、膀胱周囲、心窩部、右肺および左肺に対応するステップ S 1 1 ~ S 1 6 では撮像部位を判別することはできない。しかし、ステップ S 2 1 で、撮像部位が心尖部ではないと判断され、続くステップ S 2 2 で、撮像部位が傍胸骨であると判断され、ステップ S 1 8 で、撮像部位が傍胸骨であると確定される。

#### 【 0 0 4 4 】

50

このように、例えば、eFAST検査において、変則的に心窩部の近傍に位置する検査部位の検査をしなければならなくなった場合、部位判別部12が心窩部の近傍に位置する傍胸骨および心尖部に対応する照合パターンを読み出すことにより、撮像部位を判別することができる。

なお、部位判別部12は、判別順序決定部13が決定した判別順序が入力された時点で、eFAST検査の検査部位に対応する照合パターンと共に、eFAST検査の検査部位の近傍に位置する検査部位に対応する照合パターンを読み出しでも良い。また、実施の形態1の図5に示したフローチャートにおいて、ステップS16で、撮像部位が左肺ではないと判断された時点で、eFAST検査の検査部位の近傍に位置する検査部位に対応する照合パターンを読み出し、読み出した照合パターンを用いてBモード画像信号を照合して

10

#### 【0045】

##### 実施の形態3

上記の実施の形態1および実施の形態2では、検査種別情報は、複数の連続検査の候補の中からユーザにより選択されて情報入力部16に入力されたが、実施の形態3では、検査種別情報は、ユーザにより選択された複数の検査部位のリストとして情報入力部16に入力される。

#### 【0046】

ユーザは、各種の検査部位の候補の中から、例えば、肝臓、胆嚢、腎臓、膵臓および脾臓を選択し、これらの検査部位を連続して検査する検査内容を表す検査種別情報をリストとして情報入力部16に入力する。そして、入力された検査種別情報に基づいて、判別順序決定部13は、肝臓、胆嚢、腎臓、膵臓および脾臓という判別順序を決定し、部位判別部12に出力する。部位判別部12は、判別順序決定部13が決定した判別順序に従って、これら検査部位に対応する照合パターンを照合パターンメモリ15から読み出し、肝臓、胆嚢、腎臓、膵臓および脾臓の順にこれら検査部位に対応する照合パターンを用いて、画像生成部3のDSC10から出力されたBモード画像信号を照合し、撮像部位の部位判別処理を実施する。

20

このように、ユーザが複数の検査部位を任意に選択してリストとして検査種別情報を入力することができる。

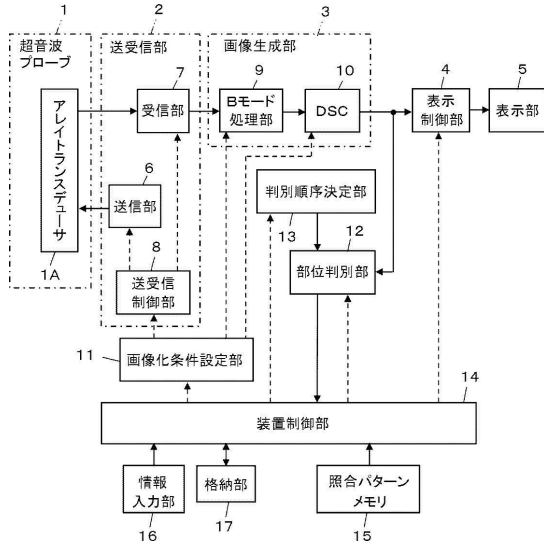
#### 【符号の説明】

30

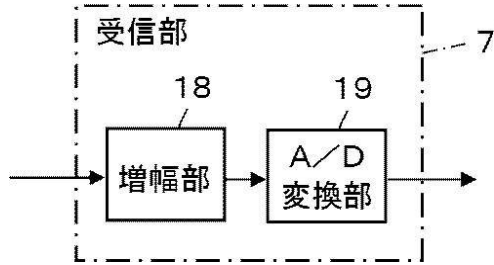
#### 【0047】

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 送受信部、9 Bモード処理部、10 DSC、11 画像化条件設定部、12 部位判別部、13 判別順序決定部、14 装置制御部、15 照合パターンメモリ、16 情報入力部、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。

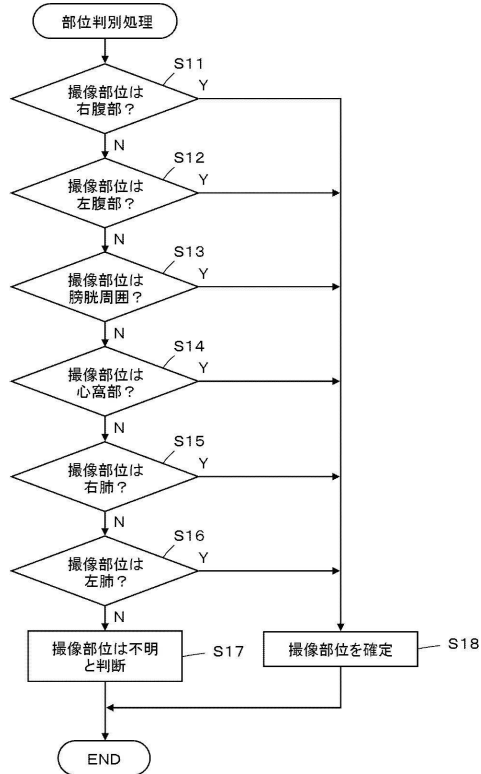
【図1】



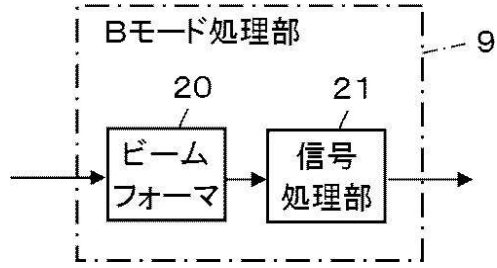
【図2】



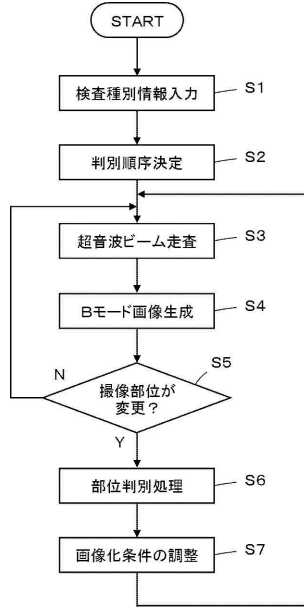
【図5】



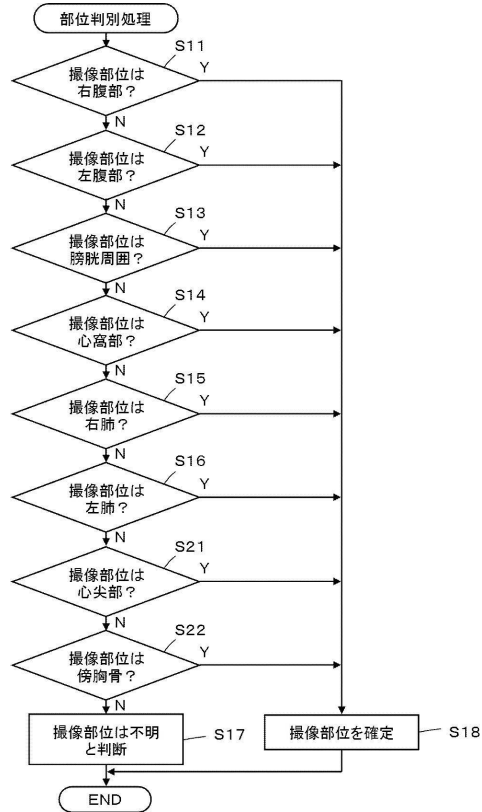
【図3】



【図4】



【図6】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平4 - 224738 (JP, A)  
特開2016 - 2405 (JP, A)  
国際公開第2013 / 039192 (WO, A1)  
国際公開第2012 / 161040 (WO, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8 / 00 - 8 / 15

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="#">JP6494856B2</a>	公开(公告)日	2019-04-03
申请号	JP2018501026	申请日	2017-01-11
[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		
当前申请(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	A61B8/085 A61B8/467 A61B8/5223 A61B8/54 A61B8/585 G16H50/30 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/52 G06T2207/10132		
FI分类号	A61B8/14.ZDM		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2016034610 2016-02-25 JP		
其他公开文献	JPWO2017145540A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

超声波诊断设备从超声波探头和超声波探头向对象发送和接收超声波束，并通过对从超声波探头输出的接收信号进行成像来生成对象的超声波图像。用户使用成像单元，其中预先存储分别对应于对象的多个检查区域的多个验证图案的验证图案存储器，以及表示用于顺序检查多个检查区域的检查内容的检查类型信息一种信息输入单元，用于输入识别顺序确定单元，用于根据输入到信息输入单元的检查类型信息连续确定待检查的多个检查部分的识别顺序，以及识别顺序确定单元根据所确定的辨别顺序，从验证图案存储器中读出验证图案，并且使用读出的验证图案由成像单元读出并生成与要检查的检查部位相对应的验证图案。和区域确定单元，其通过在所述确定次序顺序整理超声图像确定的对象的成像区域。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6494856号 (P6494856)
(45) 発行日 平成31年4月3日(2019.4.3)	(24) 登録日 平成31年3月15日(2019.3.15)	
(51) Int. Cl. A61B 8/14 (2006.01) F1 A61B 8/14 ZDM		
請求項の数 6 (全 12 頁)		
(21) 出願番号 特願2018-501026(P2018-501026)	(73) 特許権者 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	
(86) (22) 出願日 平成29年1月11日(2017.1.11)	(74) 代理人 100080159 弁理士 渡辺 望穂	
(88) 国際出願番号 PCT/JP2017/000591	(74) 代理人 100152984 弁理士 伊東 秀明	
(87) 国際公開番号 W02017/145540	(74) 代理人 100148080 弁理士 三橋 史生	
(87) 国際公開日 平成29年8月31日(2017.8.31)	(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	
審査請求日 平成30年4月26日(2018.4.26)	審査官 宮川 哲伸	
(31) 優先権主張番号 特願2016-34610(P2016-34610)		
(32) 優先日 平成28年2月25日(2016.2.25)		
(33) 優先権主張国 日本国(JP)		

(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

最終頁に続く