

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/145540

発行日 平成30年9月20日 (2018.9.20)

(43) 国際公開日 平成29年8月31日 (2017.8.31)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード (参考)

4C601

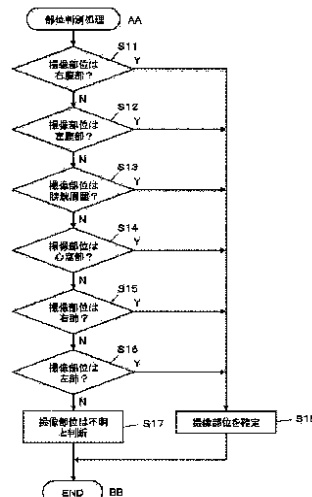
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

<p>出願番号 特願2018-501026 (P2018-501026)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/000591</p> <p>(22) 国際出願日 平成29年1月11日 (2017.1.11)</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>(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 100080159 弁理士 渡辺 望稔</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>Fターム(参考) 4C601 EE11 GB04 GB06 KK33 KK46</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) 【要約】

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る。



S11 IS IMAGED SITE RIGHT ABDOMINAL REGION?
 S12 IS IMAGED SITE LEFT ABDOMINAL REGION?
 S13 IS IMAGED SITE REGION INCLUDING BLADDER?
 S14 IS IMAGED SITE EPIGASTRIC REGION?
 S15 IS IMAGED SITE RIGHT LUNG?
 S16 IS IMAGED SITE LEFT LUNG?
 S17 DETERMINE IMAGED SITE AS UNKNOWN
 S18 IDENTIFY IMAGED SITE
 AA SITE IDENTIFICATION PROCESS
 BB END

【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】

10

20

30

40

50

【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。

10

【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で検査する場合、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】

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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。

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

10

20

30

40

50

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 1 A 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。

【 0 0 1 4 】

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 D S C (Digital Scan Converter) 1 0 を有しており、表示制御部 4 は、D S C 1 0 に接続されている。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 1 0 に、画像化条件設定部 1 1 に接続されている。

また、D S C 1 0 には部位判別部 1 2 が接続され、さらに部位判別部 1 2 に判別順序決定部 1 3 が接続されている。

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 および表示制御部 4 に、装置制御部 1 4 が接続されている。さらに、装置制御部 1 4 に、照合パターンメモリ 1 5、情報入力部 1 6 と格納部 1 7 がそれぞれ接続されている。

【 0 0 1 5 】

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、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。

【 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。

【 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

10

20

30

40

50

周波数（PRF：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。

【0020】

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20と信号処理部21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20は、画像化条件設定部11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。

10

信号処理部21は、ビームフォーマ20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DSC10は、信号処理部21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（ラスタ変換）する。

【0021】

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。

20

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。

【0022】

照合パターンメモリ15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16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、eFAST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16に入力される。

30

【0023】

判別順序決定部13は、情報入力部16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12は、判別順序決定部13で決定された判別順序に従って、照合パターンメモリ15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11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12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。

40

【0024】

装置制御部14は、ユーザにより情報入力部16から入力された指令に基づいて、画像化条件設定部11、表示制御部4、部位判別部12および判別順序決定部13の制御を行う。

格納部17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

50

メディア、またはサーバ等を用いることができる。

【0025】

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11、部位判別部12、判別順序決定部13および装置制御部14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11、部位判別部12、判別順序決定部13および装置制御部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。

【0026】

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、ユーザが情報入力部16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eFAST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eFAST検査を選択すると、eFAST検査が検査種別情報として情報入力部16に入力される。

【0027】

続くステップS2で、判別順序決定部13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13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eFAST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12に出力する。

【0028】

ステップS3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S4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。

【0029】

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12に入力され、まず、ステップS5で、部位判別部12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S2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S6に進む。そして、続くステップS6で、部位判別部12により被検体の撮像部位が判別される。

部位判別部12は、まず、判別順序決定部13で決定された判別順序に従って、照合バ

10

20

30

40

50

ターンメモリ15からeFAST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15には、eFAST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15から、eFAST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。

【0030】

さらに、部位判別部12は、読み出された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モード画像信号を判別順序決定部13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S11で、撮像部位が右腹部ではないと判断され、ステップS12で、撮像部位が左腹部ではないと判断され、ステップS13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S14で、撮像部位が心窩部ではないと判断され、続くステップS15で撮像部位が右肺であると判断されると、ステップS16が省略され、ステップS18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。

【0031】

このように、eFAST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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 3 6 】

続くステップ S 5 で、部位判別部 1 2 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 S 3 ~ S 5 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 S 5 で、部位判別部 1 2 により撮像部位が変更されたと判断され、続くステップ S 6 で、部位判別部 1 2 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 S 7 で、画像化条件設定部 1 1 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。

10

【 0 0 3 7 】

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

【 0 0 3 8 】

また、上述したように、判別順序決定部 1 3 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 1 6 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 1 3 に記憶させることができる。例えば、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。

20

【 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。

30

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。

40

【 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

50

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。

【 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。

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 】

このように、例えば、e F A S T 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 1 2 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 1 2 は、判別順序決定部 1 3 が決定した判別順序が入力された時点で、e F A S T 検査の検査部位に対応する照合パターンと共に、e F A S T 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ても良い。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 S 1 6 で、撮像部位が左肺ではないと判断された時点で、e F A S T 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も良い。

【 0 0 4 5 】

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 1 6 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 1 6 に入力される。

【 0 0 4 6 】

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 1 6 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 1 3 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 1 2 に出力する。部位判別部 1 2 は、判別順序決定部 1 3 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 1 5 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 D S C 1 0 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。

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 】

10

20

30

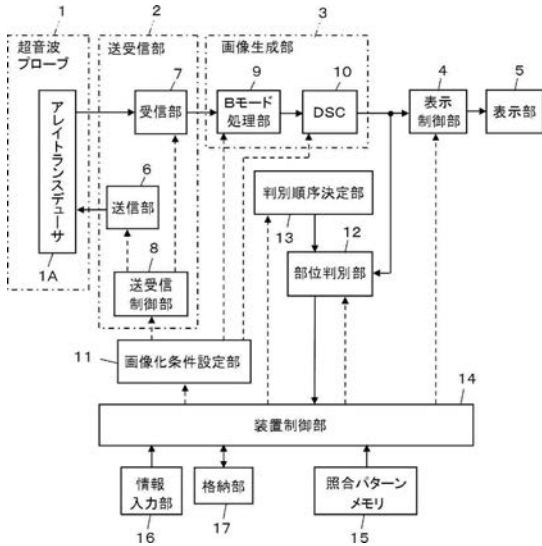
40

50

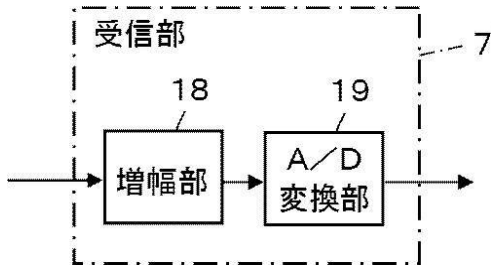
【 0 0 4 7 】

1 超音波プローブ、1 A 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。

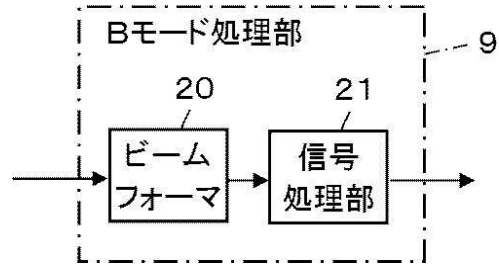
【 図 1 】



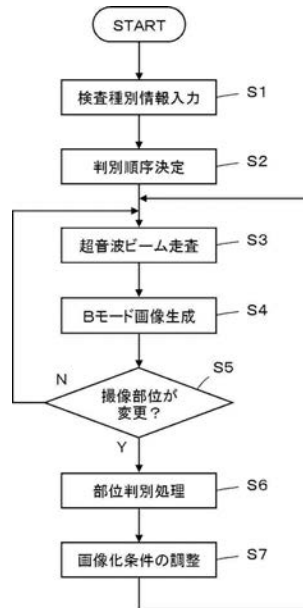
【 図 2 】



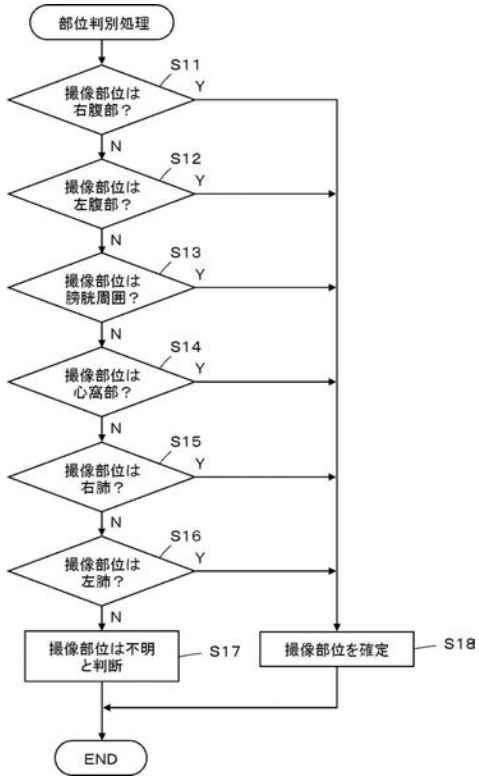
【 図 3 】



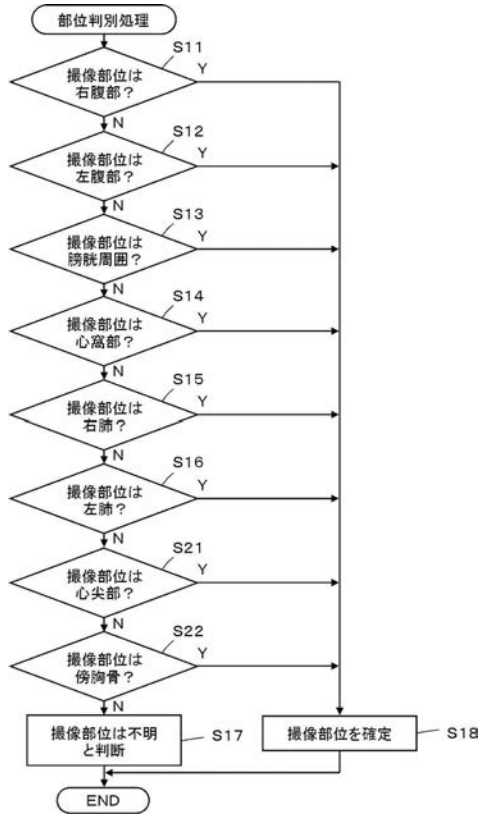
【 図 4 】



【図5】



【図6】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/000591
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 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 4-224738 A (Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 14 August 1992 (14.08.1992), paragraphs [0009] to [0026] (Family: none)	1-6
A	JP 2016-2405 A (Toshiba Corp.), 12 January 2016 (12.01.2016), paragraphs [0058] to [0063] (Family: none)	1-6
A	WO 2013/039192 A1 (Toshiba Corp.), 21 March 2013 (21.03.2013), claims 1, 4 & JP 2013-75155 A & US 2013/0109970 A1 claims 1, 4 & CN 103118598 A	1-6
<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 03 March 2017 (03.03.17)		Date of mailing of the international search report 14 March 2017 (14.03.17)
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/JP2017/000591

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2012/161040 A1 (Hitachi Medical Corp.), 29 November 2012 (29.11.2012), claims 1 to 15 & JP 5960129 B2 & US 2014/0309530 A1 claims 1 to 15 & EP 2716229 A1 & CN 103547219 A	1-6

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 0 0 5 9 1	
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 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 4-224738 A (横河メディカルシステム株式会社) 1992.08.14, 段落[0009]-[0026] (ファミリーなし)	1-6	
A	JP 2016-2405 A (株式会社東芝) 2016.01.12, 段落[0058]-[0063] (ファミリーなし)	1-6	
A	WO 2013/039192 A1 (株式会社東芝) 2013.03.21, 請求項 1, 4 & JP 2013-75155 A & US 2013/0109970 A1 請求項 1, 4 & CN 103118598 A	1-6	
<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。			
* 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 03.03.2017		国際調査報告の発送日 14.03.2017	
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) 宮川 哲伸	2U 9208
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2017/000591
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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	WO 2012/161040 A1 (株式会社 日立メディコ) 2012.11.29, 請求項 1-15 & JP 5960129 B2 & US 2014/0309530 A1 請求項 1-15 & EP 2716229 A1 & CN 103547219 A	1-6

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

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1 . C O M P A C T F L A S H

(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	JPWO2017145540A1	公开(公告)日	2018-09-20
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		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/KK33 4C601/KK46		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2016034610 2016-02-25 JP		
其他公开文献	JP6494856B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置通过拍摄从输出对象和所述超声波探头来发送和朝向所述超声波探头接收的超声波束向所述受试者产生的超声波探头，接收信号的超声波图像图像单元，预先保持多个分别匹配对应于所述多个被检体检查部位的图案的信息输入部分，用于允许用户输入表示用于连续检查多个检查区域的检查内容的检查类型信息；以及信息输入部分，用于输入关于输入到信息输入部分的检查类型信息的检查类型信息识别顺序确定单元，用于连续地确定待检查的多个检查站点的识别顺序；部分确定。根据判定顺序，由摄像单元生成的超声波图像的使用和读取对应于检查网站从核对图案存储器中的确定序列连续地检查核对图案读核对图案以及用于通过顺序验证来区分对象的成像区域的部分区分部分

