

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/170114

発行日 平成31年1月17日 (2019.1.17)

(43) 国際公開日 平成29年10月5日 (2017.10.5)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

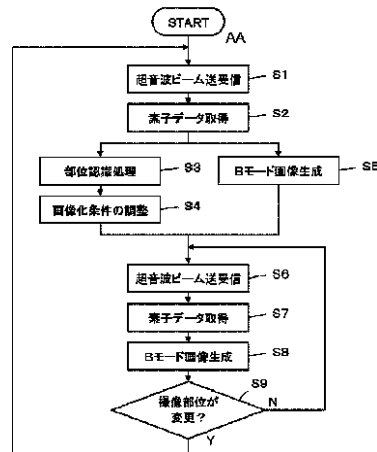
<p>出願番号 特願2018-509173 (P2018-509173)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/011692</p> <p>(22) 国際出願日 平成29年3月23日 (2017.3.23)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2016-74338 (P2016-74338)</p> <p>(32) 優先日 平成28年4月1日 (2016.4.1)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号</p> <p>(74) 代理人 100080159 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 山本 拓明 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 DD15 EE09 GB04 GB06 JC06 JC08 JC15</p>
--	--

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、複数の素子が配列されたアレイトランスデューサと、被検体に向けて超音波ビームを送信する送信部と、被検体からの超音波エコーを受信して素子データを取得する受信部と、素子データを解析して素子データ情報を取得する素子データ解析部と、被検体の複数の検査部位にそれぞれ関連付けられ且つ素子データ情報に係る複数の照合パターンが予め格納された照合パターンデータベースと、照合パターンを用いて素子データ情報を照合することで被検体のいずれの検査部位から超音波エコーが反射されたかを部位認識する部位認識部とを備えている。



S1, S6 Transmit and receive ultrasound beam
 S2, S7 Acquire element data
 S3 Site recognition process
 S4 Adjust image forming condition
 S5, S8 Generate B-mode image
 S9 Change of imaging site?
 AA START

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の素子が配列されたアレイトランスデューサと、
前記アレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームを送信する送信部と、
前記被検体からの超音波エコーを前記アレイトランスデューサで受信して素子データを
取得する受信部と、
前記受信部により取得された素子データを解析して素子データ情報を取得する素子データ
解析部と、
前記被検体の複数の検査部位にそれぞれ関連付けられ且つ前記素子データ情報に係る複
数の照合パターンが予め格納された照合パターンデータベースと、
前記照合パターンを前記照合パターンデータベースから読み出し且つ読み出した前記照
合パターンを用いて前記素子データ解析部により取得された前記素子データ情報を照合す
ることで前記被検体のいずれの検査部位から超音波エコーが反射されたかを部位認識する
部位認識部と
を備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記受信部により取得された素子データを順次格納する素子データメモリをさらに備え
、
前記素子データ解析部は、前記素子データメモリに格納された素子データを解析して前
記素子データ情報を取得する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記素子データを用いて前記被検体の超音波画像を生成する画像生成部をさらに備え、
前記部位認識部による部位認識の処理と、前記画像生成部による前記超音波画像を生成
する処理が並列に実行される請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記部位認識部による部位認識に用いられる前記素子データ情報を取得するためのそれ
ぞれの素子データに対応する走査線の数、前記画像生成部による超音波画像の生成に用
いられるそれぞれの素子データに対応する走査線の数より少ない請求項 3 に記載の超音波
診断装置。

【請求項 5】

前記部位認識部による部位認識に用いられる前記素子データ情報を取得するためのそれ
ぞれの素子データに対応する走査線が、前記画像生成部による超音波画像の生成に用い
られるそれぞれの素子データに対応する走査線に対し、前記複数の素子の配列方向に沿って
所定の間隔で間引かれている請求項 4 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記素子データ解析部は、さらに、周波数特性の情報を含む前記素子データ情報を取得
する請求項 1 ~ 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記素子データ解析部は、さらに、振幅の情報を含む前記素子データ情報を取得する請
求項 1 ~ 6 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記送信部は、互いに異なる複数の焦点に向けて超音波ビームを送信し、
前記素子データ解析部は、前記複数の焦点に対してそれぞれ素子データ情報を取得し、
前記部位認識部は、前記照合パターンを用いて前記複数の焦点に対するそれぞれの素子
データ情報を照合する請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記素子データ解析部は、それぞれの焦点の近傍で反射される超音波エコーを受信した
前記複数の素子から出力される複数の素子データを解析し、前記素子データ情報を取得す
る請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

50

前記部位認識部により認識された前記被検体の検査部位に対応する画像生成条件を設定する画像化条件設定部をさらに備え、

前記画像生成部は、前記画像化条件設定部で設定された前記画像生成条件に従って前記超音波画像を生成する請求項 2 ~ 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記画像化条件設定部は、前記部位認識部により認識された前記被検体の検査部位に対応する超音波ビーム送信条件をさらに設定し、

前記送信部は、前記画像化条件設定部で設定された前記超音波ビーム送信条件に従って超音波ビームを送信する請求項 1 0 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

複数の素子が配列されたアレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームを送信する工程と、

前記被検体からの超音波エコーを前記アレイトランスデューサで受信して素子データを取得する工程と、

取得された素子データを解析して素子データ情報を取得する工程と、

前記被検体の複数の検査部位にそれぞれ関連付けられた複数の照合パターンを用いて前記素子データ情報を照合することで前記被検体のいずれの検査部位から超音波エコーが反射されたかを部位認識する工程と

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、被検体の検査部位を認識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、複数の素子が配列されたアレイトランスデューサ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アレイトランスデューサで受信して素子データを取得し、素子データを装置本体で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の複数の検査部位を診断しようとする場合、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、検査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、取得された素子データを用いて超音波画像を生成し、生成された超音波画像の撮像部位をパターンマッチング処理により自動認識し、認識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】

【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、特許文献 1 の装置のように、取得された素子データを用いて超音波画像を生成すると、受信フォーカス処理のためにそれぞれの素子データが整相加算されることで、素子データに含まれる音波の空間的な広がり情報は失われてしまう。これにより、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認識する際に、失われた情報の分だけ認識精度が低下し、撮像部位の認識を誤ってしまうおそれがある。この

10

20

30

40

50

ように部位認識を誤ると、走査パラメータを適切に設定することができず、診断の妨げとなるおそれがある。

【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、部位認識の精度を向上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ものである。

【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、複数の素子が配列されたアレイトランスデューサと、アレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームを送信する送信部と、被検体からの超音波エコーをアレイトランスデューサで受信して素子データを取得する受信部と、受信部により取得された素子データを解析して素子データ情報を取得する素子データ解析部と、被検体の複数の検査部位にそれぞれ関連付けられ且つ素子データ情報に係る複数の照合パターンが予め格納された照合パターンデータベースと、照合パターンを照合パターンデータベースから読み出し且つ読み出した照合パターンを用いて素子データ解析部により取得された素子データ情報を照合することで被検体のいずれの検査部位から超音波エコーが反射されたかを部位認識する部位認識部とを備えるものである。

10

【0008】

受信部により取得された素子データを順次格納する素子データメモリをさらに備え、素子データ解析部は、素子データメモリに格納された素子データを解析して素子データ情報を取得する構成とすることが好ましい。

20

また、素子データを用いて被検体の超音波画像を生成する画像生成部をさらに備え、部位認識部による部位認識の処理と、画像生成部による超音波画像を生成する処理が並列に実行されるように構成することができる。

【0009】

部位認識部による部位認識に用いられる素子データ情報を取得するためのそれぞれの素子データに対応する走査線の数、画像生成部による超音波画像の生成に用いられるそれぞれの素子データに対応する走査線の数より少ない構成とすることができる。

部位認識部による部位認識に用いられる素子データ情報を取得するためのそれぞれの素子データに対応する走査線が、画像生成部による超音波画像の生成に用いられるそれぞれの素子データに対応する走査線に対し、複数の素子の配列方向に沿って所定の間隔で間引かれていても良い。

30

素子データ解析部は、さらに、周波数特性の情報を含む素子データ情報を取得することができ、さらに、振幅の情報を含む素子データ情報を取得することができる。

【0010】

送信部は、互いに異なる複数の焦点に向けて超音波ビームを送信し、素子データ解析部は、複数の焦点に対してそれぞれ素子データ情報を取得し、部位認識部は、照合パターンを用いて複数の焦点に対するそれぞれの素子データ情報を照合するように構成しても良い。

素子データ解析部は、それぞれの焦点の近傍で反射される超音波エコーを受信した複数の素子から出力される複数の素子データを解析し、素子データ情報を取得することができる。

40

部位認識部により認識された被検体の検査部位に対応する画像生成条件を設定する画像化条件設定部をさらに備え、画像生成部は、画像化条件設定部で設定された画像生成条件に従って超音波画像を生成するように構成しても良い。

さらに、画像化条件設定部は、部位認識部により認識された被検体の検査部位に対応する超音波ビーム送信条件をさらに設定し、送信部は、画像化条件設定部で設定された超音波ビーム送信条件に従って超音波ビームを送信するように構成することもできる。

【0011】

この発明に係る超音波診断装置の制御方法は、複数の素子が配列されたアレイトランス

50

デューサから被検体に向けて超音波ビームを送信する工程と、被検体からの超音波エコーをアレイトランスデューサで受信して素子データを取得する工程と、取得された素子データを解析して素子データ情報を取得する工程と、被検体の複数の検査部位にそれぞれ関連付けられた複数の照合パターンを用いて素子データ情報を照合することで被検体のいずれの検査部位から超音波エコーが反射されたかを部位認識する工程とを含むものである。

【発明の効果】

【0012】

この発明によれば、複数の素子が配列されたアレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーをアレイトランスデューサで受信して素子データを取得し、取得された素子データを解析して素子データ情報を取得し、被検体の複数の検査部位にそれぞれ関連付けられた複数の照合パターンを用いて素子データ情報を照合することで被検体のいずれの検査部位から超音波エコーが反射されたかを部位認識するので、部位認識の精度を向上することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0013】

【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】実施の形態1における受信部の内部構成を示すブロック図である。

【図3】実施の形態1における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】各素子から被検体内に向けて送信された超音波ビームと、被検体内の反射点から発せられて各素子に向かう反射波を示す図である。

20

【図6】部位認識処理を示すフローチャートである。

【図7】実施の形態1における素子データ情報を示す図である。

【図8】実施の形態1の変形例において走査線が間引かれている様子を示す図である。

【図9】実施の形態1の別の変形例において走査線が間引かれている様子を示す図である。

【図10】実施の形態2における素子データ情報を示す図である。

【図11】実施の形態3における素子データ情報を示す図である。

【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を備え、このアレイトランスデューサ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、アレイトランスデューサ1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。

40

送受信部2の受信部7に、素子データメモリ11、素子データ解析部12および部位認識部13が順次直列に接続されている。

また、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14が接続されている。

表示制御部4、DSC10、素子データ解析部12、部位認識部13および画像化条件設定部14に装置制御部15が接続されている。さらに、装置制御部15に、照合パターンデータベース16、操作部17と格納部18がそれぞれ接続されている。

【0016】

50

アレイトランスデューサ 1 は、1 次元又は 2 次元に配列された複数の素子（超音波トランスデューサ）を有している。これらの素子は、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。各素子は、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミックや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電素子、PMN-PT（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。

【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。

10

【0018】

送受信部 2 は、設定された超音波ビーム送受信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ある。また、送信部 6 に対する超音波ビーム送信条件と画像生成部 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 の複数の素子から送信される超音波が超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数の素子に供給する。

20

【0020】

受信部 7 は、図 2 に示されるように、増幅部 19 と A/D (Analogue / Digital) 変換部 20 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 の各素子から送信される受信信号を増幅部 19 で増幅し、A/D 変換部 20 でデジタル化することにより得られた素子データを画像生成部 3 および素子データメモリ 11 に出力する。

【0021】

素子データメモリ 11 は、受信部 7 が出力した素子データを順次格納する。
素子データ解析部 12 は、素子データメモリ 11 に格納されている素子データを解析し、素子データに含まれる素子データ情報を取得する。
この素子データ情報は、1 回の超音波の送受信によりそれぞれの素子から得られる素子データを、素子の配列方向及び受信時間方向に並べた 2 次元のデータ情報である。このような素子データ情報は、音波の空間的な広がりを含んでいる。

30

【0022】

照合パターンデータベース 16 は、素子データ情報に係る複数の照合パターンを予め格納している。また、これらの照合パターンは、被検体の複数の検査部位にそれぞれ関連付けられている。

40

部位認識部 13 は、照合パターンデータベース 16 から素子データ情報に係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、素子データ解析部 12 により取得された素子データ情報を照合し、被検体のいずれの検査部位から超音波エコーが反射されたかを部位認識する。

【0023】

画像化条件設定部 14 は、複数の検査部位に対応する画像化条件を予め記憶し、部位認識部 13 により認識された検査部位に対応する画像化条件を設定する。

送受信制御部 8 は、装置制御部 15 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 (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

50

御する。

【 0 0 2 4 】

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 1 と信号処理部 2 2 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 1 は、画像化条件設定部 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それぞれの音速又は音速の分布に従い、送受信部 2 の受信部 7 から出力された素子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、整相加算された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。

【 0 0 2 5 】

信号処理部 2 2 は、ビームフォーマ 2 1 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、階調処理など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 2 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）し、表示制御部 4 および装置制御部 1 5 に出力する。

なお、画像生成部 3 は、このような B モード画像信号を生成する処理を、部位認識部 1 3 による部位認識処理と並列に実行する。

【 0 0 2 6 】

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 7 】

操作部 1 7 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、タッチパネルなどから形成することができる。

装置制御部 1 5 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、被検体の撮像部位が変更されたか否かを判断する。

また、装置制御部 1 5 は、ユーザにより操作部 1 7 から入力された指令に基づいて、表示制御部 4、素子データ解析部 1 2、部位認識部 1 3 および画像化条件設定部 1 4 の制御を行う。

【 0 0 2 8 】

格納部 1 8 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 (Magneto-Optical Disk)、M T (Magnetic Tape)、R A M (Random Access Memory)、C D - R O M (Compact Disk Read Only Memory)、D V D - R O M (Digital Versatile Disk Read Only Memory)、S D カード (Secure Digital Card)、C F カード (Compact Flash Card)、U S B 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。

【 0 0 2 9 】

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、素子データメモリ 1 1、素子データ解析部 1 2、部位認識部 1 3、画像化条件設定部 1 4 および装置制御部 1 5 は、C P U (Central Processing Unit) と、C P U 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良い。また、これら画像生成部 3、表示制御部 4、送受信部 2 の送受信制御部 8、素子データメモリ 1 1、素子データ解析部 1 2、部位認識部 1 3、画像化条件設定部 1 4 および装置制御部 1 5 を、部分的にあるいは全体的に 1 つの C P U に統合させて構成することもできる。

【 0 0 3 0 】

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、アレイトランスデューサ 1 の複数の素子から被検体に向けて超

10

20

30

40

50

音波の送受信が行われる。具体的には、図5に示されるように、 n を2以上の整数とし、アレイトランスデューサ1の複数の素子 $E_1 \sim E_n$ に、送受信部2の送信部6から駆動信号が供給される。そして、複数の素子 $E_1 \sim E_n$ から、素子 E_t を通る走査線 L 上に位置する焦点 F に向けて超音波ビーム S が送信される。ここで、 t は、 $1 \sim n$ の範囲内の整数を示している。

なお、超音波ビーム S を送信する際には、複数の素子 $E_1 \sim E_n$ の全てを駆動させなくても良い。例えば、 j を1以上の整数、 k を n 以下で且つ j より大きい整数とし、図5に示されるように、複数の素子 $E_1 \sim E_n$ の一部である複数の素子 $E_j \sim E_k$ を駆動させて超音波ビーム S を送信することができる。

【0031】

超音波エコーが被検体内で反射される際に、骨、臓器の境界等で反射されると、反射波が特に強くなる。すなわち、被検体内の骨 B 、心臓 H の外壁 C 、および、心臓 H の左心房および左心室と右心房および右心室との境界 V で発せられた反射波が特に強くなる。

このとき、骨 B が複数の素子 $E_1 \sim E_n$ に対して最も浅い場所に位置しているため、まず、骨 B 上の反射点 P_1 および P_2 から、特に強い反射波 W_1 および反射波 W_2 が反射され、反射波 W_1 および反射波 W_2 が複数の素子 $E_1 \sim E_n$ に受信される。次に、骨 B の次に深い場所に位置する心臓 H の外壁 C 上の反射点 P_3 から、特に強い反射波 W_3 が反射され、反射点 P_3 の次に深い場所に位置する境界 V 上の反射点 P_4 から、特に強い反射波 W_4 が反射され、反射波 W_3 の次に反射波 W_4 という順に反射波 W_3 および反射波 W_4 が複数の素子 $E_1 \sim E_n$ に受信される。

【0032】

さらに、反射点 P_4 の次に深い場所に位置する心臓 H の外壁 C 上の反射点 P_5 から、特に強い反射波 W_5 が反射され、最後に、反射点 P_5 の次に深い場所に位置する心臓 H の外壁 C 上の反射点 P_6 から、特に強い反射波 W_6 が反射され、反射波 W_5 の次に反射波 W_6 という順に反射波 W_5 および反射波 W_6 が複数の素子 $E_1 \sim E_n$ に受信される。そして、反射波 $W_1 \sim W_6$ を受信した複数の素子 $E_1 \sim E_n$ から受信信号が送受信部2の受信部7に出力される。

なお、反射波 $W_1 \sim W_6$ を受信する際には、複数の素子 $E_1 \sim E_n$ の全てを用いなくても良い。例えば、図5に示した複数の素子 $E_1 \sim E_n$ の一部である複数の素子 $E_j \sim E_k$ を用いて反射波 $W_1 \sim W_6$ を受信することができる。

【0033】

続くステップ S_2 で、受信部7で素子データが生成され、生成された素子データが、受信部7から素子データメモリ11および画像生成部3に出力される。

このように、素子 E_t を通るそれぞれの走査線 L 上に位置する焦点 F に向けて超音波ビーム S を送信することで、複数の素子 $E_1 \sim E_n$ を通る複数の走査線 L に対応する複数の素子データを生成することができる。送受信部2の受信部7により出力された素子データは、順次、素子データメモリ11に格納される。

【0034】

次に、ステップ S_3 で、部位認識処理が実行される。具体的には、図6のフローチャートに示されるステップ $S_{21} \sim S_{23}$ の処理が実行される。

まず、ステップ S_{21} で、素子データメモリ11に格納された素子データが素子データ解析部12により解析され、図7に示されるような素子データ情報が取得される。この素子データ情報は、送受信部2の受信部7で生成された素子データのうち、振幅が極大となっている点を、複数の素子 $E_1 \sim E_n$ の配列方向に並べると共に、深さ方向、すなわち時間の順序に従って並べたものである。

【0035】

上述したように、図5に示した被検体内の焦点 F に向けて超音波ビーム S を送信すると、骨 B 、心臓 H の外壁 C 、および、心臓 H の左心房および左心室と右心房および右心室との境界 V で特に強い反射波 $W_1 \sim W_6$ が発せられる。従って、図7に示されるように、素子データ情報には反射波 $W_1 \sim W_6$ が表示されることとなる。このような素子データ情報

10

20

30

40

50

は、反射波W1～W6がどのように空間的に広がっているかという情報を含んでいる。このため、素子データ情報を取得することで、図5に示した走査線L上の情報だけでなく、走査線Lの周囲における反射波W1～W6の空間的な広がり情報を取得することができる。

なお、複数の素子E1～Enを通る複数の走査線Lに対応する複数の素子データが取得されている場合、これらの素子データが素子データ解析部12により解析されることで、複数の走査線Lに対応する複数の素子データ情報が取得される。この場合、後述するような図7に示される素子データ情報が複数存在することとなる。

【0036】

続くステップS22で、部位認識部13により、素子データ解析部12により取得された素子データ情報が照合される。素子データ解析部12により取得された素子データ情報は、被検体の複数の検査部位に応じて、それぞれ特徴的なパターンを有していると考えられる。例えば、図7に示した素子データ情報は、心臓で発せられた反射波を表示している。

また、上述したように、素子データ情報は、音波の空間的な広がり情報を含んでいるため、それぞれの検査部位と、それぞれの検査部位の周辺の骨、臓器、血管等の位置関係により、超音波ビームが送信された際に反射波が反射される反射点の位置が決定される。従って、それぞれの検査部位ごとに、超音波ビームが送信された際の典型的な素子データ情報のパターンを、例えば実測あるいは音波の伝搬シミュレーション計算等により予め用意し、これらのパターンを照合パターンとして利用することができる。

【0037】

例えば、図7に示したような素子データ情報を、心臓に対応する素子データ情報に係る照合パターンとして利用することができる。この素子データ情報には、図5に示した心臓Hで発せられた反射波W3～W6だけでなく、心臓Hの周辺の骨Bで発せられた反射波W1および反射波W2の情報も含まれている。なお、このような照合パターンを用意する際に、1つの検査部位に対して1つの照合パターンを用意するだけでなく、被検体の個体差、検査時における被検体の体位等を考慮し、1つの検査部位に対して複数の照合パターンを用意しても良い。また、図7では示されていないが、検査する深さによっては、反射波W5あるいは反射波W6よりも深い場所で発生する心臓Hの外壁Cからの反射波を考慮した照合パターンを用意しても良い。

照合パターンデータベース16は、このような素子データ情報に係る複数の照合パターンを予め格納しており、これらの照合パターンは、例えば、心臓、肝臓、腎臓、胆嚢、膵臓、胃、肺、膀胱、甲状腺、乳房等の一般的に検査される検査部位にそれぞれ関連付けられている。

【0038】

部位認識部13は、照合パターンデータベース16から全ての照合パターンを読み出し、読み出した照合パターンをそれぞれ用いて、素子データ解析部12が取得した素子データ情報を照合する。なお、読み出された照合パターンを用いて素子データ情報を照合するには、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、相互相関関数を用いて素子データ情報を照合することもできる。

【0039】

これらの方法により、例えば、素子データ情報が、読み出された複数の照合パターンの中で心臓に対応する照合パターンに最も類似するという結果が得られると、超音波エコーは心臓から反射していたという認識結果が得られる。

なお、このような部位認識処理は、少なくとも1つの素子データ情報を用いて実行することができるが、複数の走査線Lに対応する複数の素子データ情報が取得されている場合、複数の素子データ情報を用いて部位認識をすることで認識精度を向上させることができるため、好ましい。

【0040】

また、複数の走査線Lに対応する複数の素子データ情報が取得されている場合、例えば

10

20

30

40

50

、図5に示した素子E1を通る走査線Lに対応する素子データ情報と、素子Enを通る走査線Lに対応する素子データ情報は、互いに異なるものとなる。これは、複数の素子E1~Enの配列方向Xにずれた走査線L上の焦点Fに向けて超音波ビームSが送信されることにより、配列方向Xにずれた反射点P1~P6から反射された反射波W1~W6が、複数の素子E1~Enに受信されるためである。

【0041】

このため、素子データ解析部12により取得された素子データ情報を照合するには、素子データ情報と照合パターンが同一の走査線Lに対応していることが望ましい。さらに、素子データ情報と照合パターンにそれぞれ表示された反射波W1~W6の深さ方向の幅、および、配列方向Xの幅がそれぞれ近い値を有していることが望ましい。

10

【0042】

ここで、上述したように、画像生成部3が送受信部2の受信部7から出力された素子データを用いてBモード画像信号を生成する際に、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、整相加算された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が、この音線信号は、例えば、図5においては、走査線L上に位置する反射波W3および反射波W4の情報のみを含んでいる。すなわち、受信フォーカス処理のためにそれぞれの素子データが整相加算されると、走査線Lの周囲の反射波W1、反射波W2、反射波W5および反射波W6の情報が失われることとなる。

【0043】

これに対して、素子データ情報には、走査線L上の情報である反射波W3および反射波W4のみでなく、走査線Lの周囲の情報である反射波W1、反射波W2、反射波W5および反射波W6が含まれている。このため、素子データ情報を用いて部位認識をすることで、Bモード画像信号を用いて部位認識をする場合と比較して、走査線Lの周囲の情報の分だけ部位認識の精度を向上させることができる。

20

【0044】

ステップS23で、超音波エコーは心臓から反射していたという認識結果に基づいて、部位認識部13により被検体の検査部位は心臓であると決定され、決定結果が装置制御部15に出力される。そして、図4のフローチャートのステップS4で、画像化条件設定部14により画像化条件の調整が行われる。画像化条件設定部14は、複数の画像化条件を予め記憶しており、出力された決定結果に基づいて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。

30

【0045】

また、ステップS3およびステップS4と並列に、ステップS5で、Bモード画像信号が生成される。すなわち、送受信部2の受信部7から出力された素子データが画像生成部3に入力され、Bモード処理部9で素子データが整相加算されて受信フォーカス処理が行われ、DSC10で信号変換されてBモード画像信号が生成される。このとき、素子E1~Enを通る複数の走査線Lに対応する複数の素子データが取得されている場合、ステップS3およびステップS4では、1回分の超音波の送受信で得られた素子データ情報を用いて部位認識が行われ、その一方で、ステップS5では、Bモード画像信号の画質を向上するため、可能な限り多くの素子データがBモード画像信号の生成に用いられる。そして、生成されたBモード画像信号は、表示制御部4および装置制御部15に出力され、表示部5に、Bモード画像が表示される。

40

【0046】

このように、ステップS5におけるBモード画像信号を生成する処理が、ステップS3における部位認識処理およびステップS4における画像化条件の調整の処理と並列に実行されることで、画像化条件が調整されるまでの時間が短縮され、ユーザの操作に対して遅延が生じることを抑制し、操作性を向上させることができる。また、部位認識処理とBモード画像信号を生成する処理が並列に実行されることで、これらの処理に要する計算時間が短縮され、高フレームレート化を図ることができる。

50

【0047】

続くステップS6で、画像化条件設定部14が選択した画像化条件に含まれる超音波ビーム送信条件に従って送受信部2の送信部6が制御されて超音波ビームが送信され、続くステップS7で、送受信部2の受信部7により素子データが取得される。さらに、ステップS8で、画像化条件設定部14が選択した画像生成条件に従って画像生成部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部5に表示され、これにより、心臓に適したBモード画像を表示部5に表示することができる。

【0048】

続くステップS9で、装置制御部15により、Bモード画像信号の撮像部位が変更されたか否かが判断される。

ステップS9で、Bモード画像信号の撮像部位が変更されていないと判断されると、ステップS6に戻る。このため、装置制御部15によりBモード画像信号の撮像部位が変更されたと判断されるまで、ステップS6～S9が繰り返され、撮像部位である心臓の診断が継続される。

一方、ステップS9で、Bモード画像信号の撮像部位が変更されたと判断されると、ステップS1に戻る。例えば、検査部位が心臓から肺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アレイトランスデューサ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。

【0049】

ステップS1に戻ると、ステップS1およびステップS2を経て素子データが取得される。そして、ステップS3およびS4における部位認識処理および画像化条件の調整の処理が、ステップS5におけるBモード画像の生成の処理と並列に実行され、画像化条件が設定される。さらに、ステップS6～S8を経て肺に適したBモード画像信号が生成され、ステップS6～S9を繰り返すことで、変更された撮像部位の診断が実施される。

【0050】

なお、上述のように、複数の走査線Lに対応する複数の素子データが取得されている場合、画像生成部3がBモード画像信号を生成する際には、可能な限り多くの素子データが用いられるが、部位認識部13が部位認識処理をする際には、必ずしも可能な限り多くの素子データを解析して素子データ情報を取得する必要はない。すなわち、Bモード画像信号の生成に用いられる素子データの数より少ない数の素子データを解析して素子データ情報を取得し、取得された素子データ情報を照合して部位認識処理を実行することができる。

【0051】

図7に示したように、素子データ情報は、素子データのうち振幅が極大となっている点を、時間の順序に従って並べると共に複数の素子E1～Enの配列方向に並べたものである。このため、例えば、図5に示した素子Etを通る走査線Lに対応する素子データと、素子Et+1を通る走査線Lに対応する素子データを比較すると、複数の素子E1～Enの配列方向Xに素子1つ分のみずれており、これらの素子データはほとんど同じものであるとみなすことができる。

【0052】

このため、部位認識部13による部位認識処理においては、図8に示されるように、配列方向Xにおいて走査線Lを所定の間隔、例えば、素子1つ分ずつ間引くことで、半分の本数の走査線Lに対応する複数の素子データをそれぞれ解析し、複数の素子データ情報を取得することもできる。半分の本数の走査線Lに対応する複数の素子データ情報は、上述したように音波の空間的な広がりの情報を有するため、素子E1～Enの全てを通過する複数の走査線Lに対応する複数の素子データ情報と比較しても、得られる情報はほとんど変わらないと考えることができる。

このように、配列方向Xにおいて走査線Lを所定の間隔で間引き、これらの走査線Lに

10

20

30

40

50

対応する複数の素子データ情報を取得することで、素子データ情報を取得するための素子データの数を減らし、部位認識処理に要する計算時間を短縮することができる。

【0053】

しかしながら、超音波ビームSは焦点F1において最もビーム幅が絞られることから、配列方向Xにおいて走査線Lを間引くと、それぞれの焦点F1の配列方向Xの両側付近で音波の空間的な広がり的情報を取得し難くなる。

そこで、図9に示されるように、それぞれの走査線L上に、深さD1に位置する焦点F1の他に深さD2に位置する焦点F2を設定し、複数の素子E1～Enから焦点F2に向けて超音波ビームS2を送信することが望ましい。このように走査線L上に複数の焦点を設定することで、走査線L上に1つの焦点のみを設定した場合と比較して、配列方向Xにおいてより広い範囲で、より多くの音波の空間的な広がり的情報を取得することができ、部位認識の精度を向上させることができる。

【0054】

また、焦点を絞らずに幅の広い超音波ビームを複数の素子E1～Enから送信することで、Bモード画像信号の画質は劣化するが、配列方向Xにおいてさらに広い範囲で音波の空間的な広がり的情報を取得することができる。

【0055】

なお、部位認識部13は、照合パターンデータベース16から全ての照合パターンを読み出していたが、これに限られるものではない。例えば、予め定められた複数の検査部位を連続して検査するeFAST (extended Focused Assessment with Sonography for Trauma) 検査を実施する際には、これら予め定められた複数の検査部位に対応する照合パターンのみを照合パターンデータベース16から読み出すように部位認識部13を構成しても良い。このように部位認識部13を構成することで、部位認識部13による部位認識処理を迅速に完了させることができる。

【0056】

また、素子データを解析して素子データ情報を取得する際には、被検体の個体差、検査時における被検体の体位等の差異により、取得された素子データ情報に、深さ方向および複数の素子E1～Enの配列方向に誤差が生じることがある。このため、このような誤差を考慮し、部位認識部13が素子データ情報に係る照合パターンを用いて素子データ情報を照合する際に、照合パターンに対応する検査部位が位置する場所の周辺を含め、素子データ情報の照合をすることが好ましい。このように、照合パターンに対応する検査部位の周辺を含めて素子データ情報を照合することで、精度良く部位認識処理を実行することができる。

【0057】

実施の形態2

実施の形態1では、素子データ情報に含まれる音波の空間的な広がり的情報を利用して素子データ情報を照合していたが、実施の形態2では、周波数特性で分離された音波の空間的な広がり的情報を利用して素子データ情報を照合する。

図10は、実施の形態2における素子データ情報を示しており、この素子データ情報には、周波数特性で分離された音波の空間的な広がり的情報が含まれている。

【0058】

一般的に、超音波は深い位置に伝搬するほど高周波成分が失われ、低周波成分が残る。例えば、図10に示される素子データ情報では、比較的浅い位置から反射された反射波W1およびW2は高周波成分が大きく、比較的深い位置から反射されたW5およびW6は低周波成分が大きく、これらの反射波の中間の位置から反射された反射波W3およびW4は中間の周波数成分が大きいこととなる。すなわち、それぞれの反射波の各周波数成分の大きさは、これらの反射波が反射した深さ方向の位置に応じて異なっている。

このため、周波数特性で分離された音波の空間的な広がり的情報を含む照合パターンを予め用意し、このような照合パターンを用いて素子データ情報を照合することで、被検体のいずれの検査部位から超音波エコーが反射されたかを部位認識をすることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 9 】

実施の形態 2 の素子データ解析部 1 2 は、素子データメモリ 1 1 に格納された素子データを解析する際に、例えば、素子データに対して高速フーリエ変換等の処理を施して周波数解析を行い、低周波、中間および高周波の 3 つの水準の音波の空間的な広がり情報に分離することができる。このとき、例えば、送受信部 2 の送信部 6 から複数の素子 E 1 ~ E n に供給される駆動信号の周波数が 7 . 5 M H z であるとする、高周波は 6 ~ 7 . 5 M H z、中間の周波数は 4 ~ 6 M H z、低周波は 4 M H z 未満と設定することができる。なお、低周波、中間および高周波の 3 つの水準だけでなく、2 つの水準または 4 つ以上の水準としても良い。あるいは、反射波が反射した深さ方向の位置に応じて連続的に周波数の水準を変化させても良い。

10

【 0 0 6 0 】

このような素子データ情報を照合するために、例えば、高周波は 6 ~ 7 . 5 M H z、中間の周波数は 4 ~ 6 M H z、低周波は 4 M H z 未満と設定された周波数特性で分離された音波の空間的な広がり情報を含む素子データ情報の照合パターンが用いられる。なお、このような照合パターンを用いて素子データ情報を照合する際には、素子データ情報と照合パターンが同一の周波数特性で分離されていることが望ましい。このため、同一の検査部位に対して、複数の素子 E 1 ~ E n に供給される駆動信号の周波数として想定される複数の周波数に対応する複数の照合パターンを予め用意しておくことが望ましい。

【 0 0 6 1 】

このように、音波の空間的な広がり情報に加え、周波数特性で分離された音波の空間的な情報が含まれた素子データ情報を照合して部位認識処理を実行することで、部位認識の精度を向上させることができる。

20

【 0 0 6 2 】

実施の形態 3

実施の形態 1 では、素子データ情報に含まれる音波の空間的な広がり情報を利用して素子データ情報を照合していたが、実施の形態 3 では、この情報に加え、素子データ情報に含まれる音波の振幅の情報を利用して素子データ情報を照合する。

図 1 1 は、実施の形態 3 における素子データ情報を示しており、この素子データ情報には、音波の振幅の情報および音波の空間的な広がり情報が含まれている。

【 0 0 6 3 】

図 1 1 に示される反射波 W 1 ~ W 6 の振幅は、それぞれの反射波 W 1 ~ W 6 が発せられた検査部位に応じて異なる値を有する。例えば、血管、膀胱等の検査部位で発せられた反射波の振幅は、他の検査部位で発せられた反射波の振幅と比較して非常に小さくなる。これに対して、骨は音波を浸透させないため、骨で発せられた反射波の振幅は、他の検査部位で発せられた反射波の振幅と比較して非常に大きくなる。

30

反射波 W 1 および W 2 は、図 5 に示した骨 B で発せられたため、他の反射波 W 3 ~ W 6 と比較して振幅が大きい。また、反射波 W 3、反射波 W 5 および反射波 W 6 に囲まれる領域 B L は、心臓 H 内の血液で発せられた反射波を示しており、領域 B L における反射波は、他の反射波 W 1 ~ W 6 と比較して振幅が小さいか、あるいは、ほとんど検出されないほど振幅が小さい。

40

【 0 0 6 4 】

このため、反射波の振幅の情報と、音波の空間的な広がり情報を含む照合パターンを作成し、このような照合パターンを用いて素子データ情報を照合することで、被検体のいずれの検査部位から超音波エコーが反射されたかを部位認識することができる。例えば、骨 B で発せられた特に振幅が大きい反射波 W 1 および反射波 W 2 の振幅の平均値を求め、併せて、心臓 H 内の血液で発せられた特に振幅が小さい領域 B L の振幅の平均値を求める。さらに、これら求められた振幅の平均値と予め定められた判定値と比較し、素子データ情報と素子データ情報に係る照合パターンがどの程度類似するかという判定をすることができる。

【 0 0 6 5 】

50

実施の形態3の素子データ解析部12は、素子データメモリ11に格納された素子データを解析する際に、音波の振幅の情報と音波の空間的な広がりを含む素子データ情報を取得することができる。

部位認識部13は、素子データ解析部12により取得された素子データ情報を、音波の振幅の情報と音波の空間的な広がりを含む素子データ情報に係る照合パターンを用いて照合する。このとき、予め定められた判定値に最も近い振幅の平均値が求められた照合パターンに対応する検査部位から、超音波エコーが反射されたと部位認識することができる。

【0066】

このように、音波の空間的な広がり情報に加え、音波の振幅情報が含まれた素子データ情報を照合して部位認識処理を実行することで、部位認識の精度を向上させることができる。

なお、実施の形態2で述べた周波数特性で分離した音波の空間的な広がり情報と、実施の形態3における音波の振幅情報が含まれた素子データ情報を照合して部位認識処理を実行することもできる。これにより、部位認識に用いられる情報がさらに増え、部位認識の精度をさらに向上させることができる。

【符号の説明】

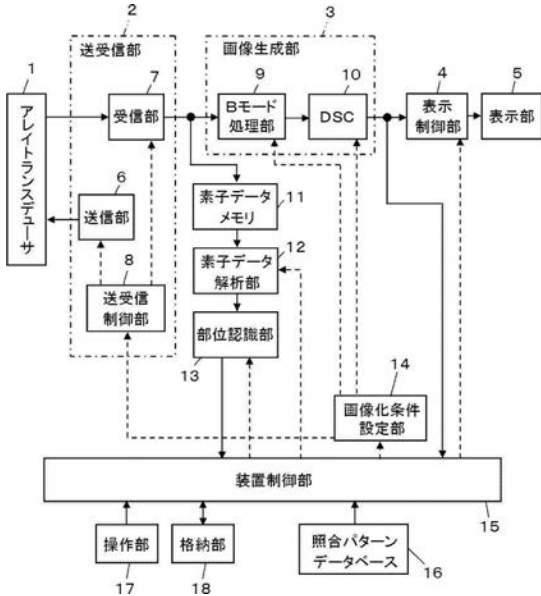
【0067】

1 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 素子データメモリ、12 素子データ解析部、13 部位認識部、14 画像化条件設定部、15 装置制御部、16 照合パターンデータベース、17 操作部、18 格納部、19 増幅部、20 A/D変換部、21 ビームフォーマ、22 信号処理部、F, F1, F2 焦点、L 走査線、S, S1, S2 超音波ビーム、P1~P6 反射点、W1~W6 反射波、H 心臓、C 心臓の外壁、V 心臓の左心房および左心室と右心房および右心室との境界、B 骨、E1~En, Ej, Ek, Et, Et+1 素子、BL 領域、D1, D2 深さ、X 配列方向。

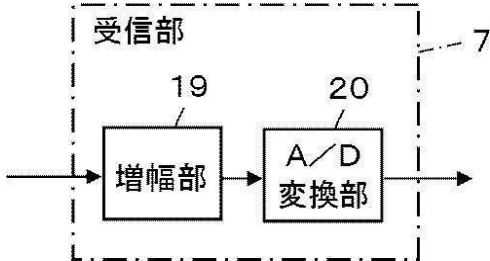
10

20

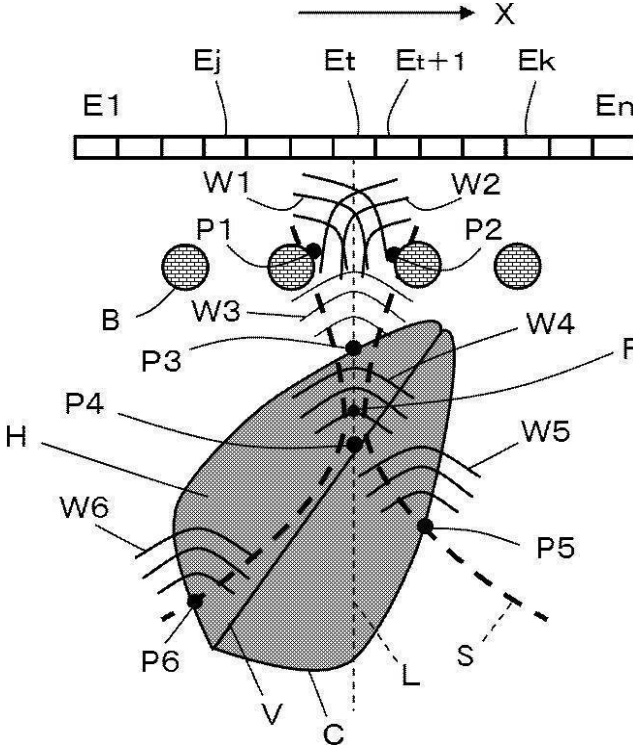
【図1】



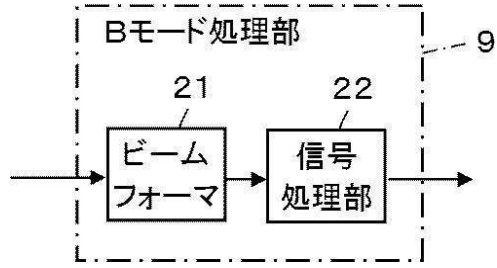
【図2】



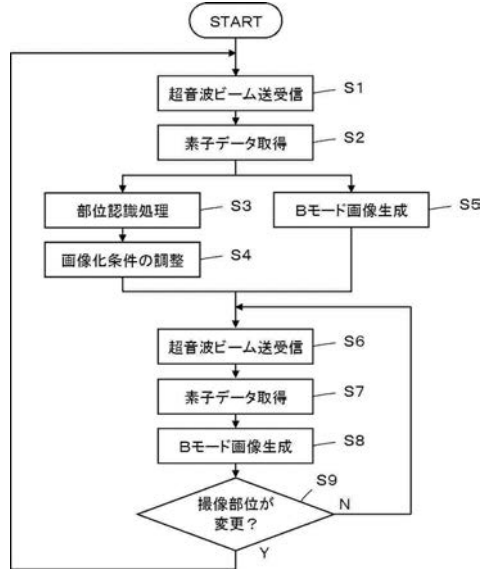
【図5】



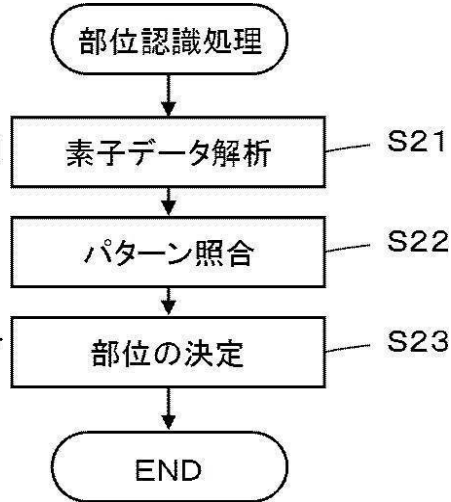
【図3】



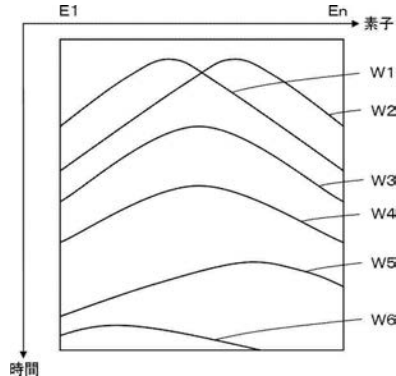
【図4】



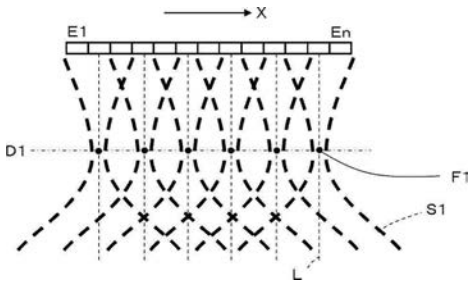
【図6】



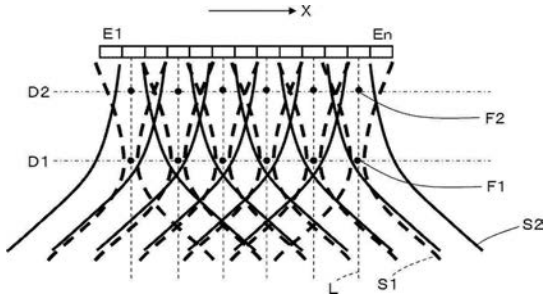
【図7】



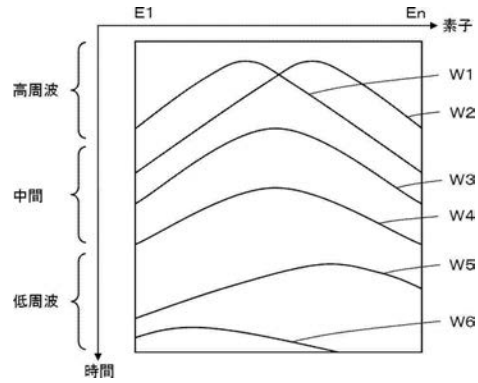
【図 8】



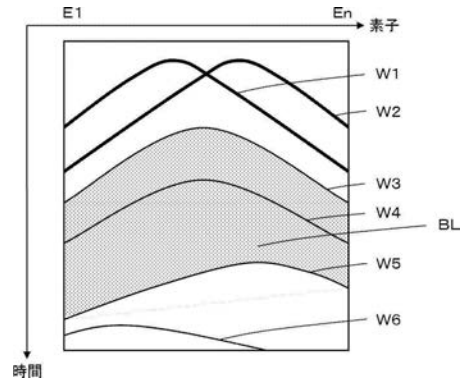
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【手続補正書】

【提出日】平成30年9月11日(2018.9.11)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の素子が配列されたアレイトランスデューサと、
 前記アレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームを送信する送信部と、
 前記被検体からの超音波エコーを前記アレイトランスデューサで受信して素子データを
 取得する受信部と、

前記受信部により取得された素子データを解析して素子データ情報を取得する素子データ
 解析部と、

前記被検体の複数の検査部位にそれぞれ関連付けられ且つ前記素子データ情報に係る複数
 の照合パターンが予め格納された照合パターンデータベースと、

前記照合パターンを前記照合パターンデータベースから読み出し且つ読み出した前記照
 合パターンを用いて前記素子データ解析部により取得された前記素子データ情報を照合す
 ることで前記被検体のいずれの検査部位から超音波エコーが反射されたかを部位認識する
 部位認識部と

を備える超音波診断装置。

【請求項 2】

前記受信部により取得された素子データを順次格納する素子データメモリをさらに備え

前記素子データ解析部は、前記素子データメモリに格納された素子データを解析して前記素子データ情報を取得する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記素子データを用いて前記被検体の超音波画像を生成する画像生成部をさらに備え、前記部位認識部による部位認識の処理と、前記画像生成部による前記超音波画像を生成する処理が並列に実行される請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記部位認識部による部位認識に用いられる前記素子データ情報を取得するためのそれぞれの素子データに対応する走査線の数、前記画像生成部による超音波画像の生成に用いられるそれぞれの素子データに対応する走査線の数より少ない請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記部位認識部による部位認識に用いられる前記素子データ情報を取得するためのそれぞれの素子データに対応する走査線が、前記画像生成部による超音波画像の生成に用いられるそれぞれの素子データに対応する走査線に対し、前記複数の素子の配列方向に沿って所定の間隔で間引かれている請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記部位認識部により認識された前記被検体の検査部位に対応する画像生成条件を設定する画像化条件設定部をさらに備え、

前記画像生成部は、前記画像化条件設定部で設定された前記画像生成条件に従って前記超音波画像を生成する請求項 3 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像化条件設定部は、前記部位認識部により認識された前記被検体の検査部位に対応する超音波ビーム送信条件をさらに設定し、

前記送信部は、前記画像化条件設定部で設定された前記超音波ビーム送信条件に従って超音波ビームを送信する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記素子データ解析部は、さらに、周波数特性の情報を含む前記素子データ情報を取得する請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記素子データ解析部は、さらに、振幅の情報を含む前記素子データ情報を取得する請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記送信部は、互いに異なる複数の焦点に向けて超音波ビームを送信し、

前記素子データ解析部は、前記複数の焦点に対してそれぞれ素子データ情報を取得し、前記部位認識部は、前記照合パターンを用いて前記複数の焦点に対するそれぞれの素子データ情報を照合する請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記素子データ解析部は、それぞれの焦点の近傍で反射される超音波エコーを受信した前記複数の素子から出力される複数の素子データを解析し、前記素子データ情報を取得する請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

複数の素子が配列されたアレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームを送信する工程と、

前記被検体からの超音波エコーを前記アレイトランスデューサで受信して素子データを取得する工程と、

取得された素子データを解析して素子データ情報を取得する工程と、

前記被検体の複数の検査部位にそれぞれ関連付けられた複数の照合パターンを用いて前記素子データ情報を照合することで前記被検体のいずれの検査部位から超音波エコーが反射されたかを部位認識する工程と

を含む超音波診断装置の制御方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/011692
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 4794292 B2 (Panasonic Corp.), 19 October 2011 (19.10.2011), paragraph [0006] (Family: none)	1-12
A	JP 2007-117351 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 17 May 2007 (17.05.2007), entire text; all drawings & WO 2007/049630 A1	1-12
A	JP 2005-218796 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 18 August 2005 (18.08.2005), entire text; all drawings & US 2005/0238216 A1	1-12
<input 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 06 June 2017 (06.06.17)		Date of mailing of the international search report 13 June 2017 (13.06.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 1 1 6 9 2	
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 4794292 B2 (パナソニック株式会社) 2011.10.19, [0006] (ファミリーなし)	1-12	
A	JP 2007-117351 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2007.05.17, 全文全図 & WO 2007/049630 A1	1-12	
A	JP 2005-218796 A (松下電器産業株式会社) 2005.08.18, 全文全図 & US 2005/0238216 A1	1-12	
㊦ 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、一般的な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		の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 06.06.2017		国際調査報告の発送日 13.06.2017	
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) 森口 正治	2U 9403
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	JPWO2017170114A1	公开(公告)日	2019-01-17
申请号	JP2018509173	申请日	2017-03-23
[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	山本拓明		
发明人	山本 拓明		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	G06T7/0014 A61B8/085 A61B8/145 A61B8/4488 A61B8/5207 A61B8/5215 A61B8/5223 G06K9/6201 G06T2207/10132 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JC06 4C601/JC08 4C601/JC15		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2016074338 2016-04-01 JP		
其他公开文献	JP6552724B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置包括：排列有多个元件的阵列振子；向被检体发送超声波束的发送部；以及从被检体接收超声波回波并获取要素数据的接收部。并且，元素数据分析单元通过分析元素数据来获得元素数据信息，以及核对模式数据库，其中预先存储有与元素数据信息相关联并且分别与对象的多个检查部位相关联的多个核对模式。部位识别单元通过使用验证图案来验证元素数据信息来识别从哪个测试部位反射了超声波回波。

