

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/055819

発行日 令和1年6月24日(2019.6.24)

(43) 国際公開日 平成30年3月29日(2018.3.29)

(51) Int.Cl. F 1 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 23 頁)

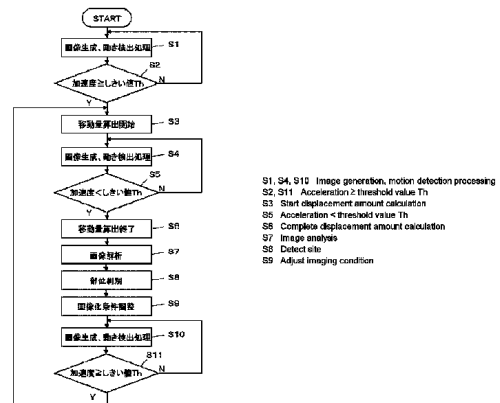
<p>出願番号 特願2018-540622 (P2018-540622)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/015263</p> <p>(22) 国際出願日 平成29年4月14日(2017.4.14)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2016-187535 (P2016-187535)</p> <p>(32) 優先日 平成28年9月26日(2016.9.26)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(71) 出願人 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号</p> <p>(74) 代理人 100152984 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 江畑 徹郎 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 EE09 EE11 GA18 GA24 GA25 GB03 JC06 JC11 KK35 KK46</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、超音波プローブと、超音波プローブから出力される受信信号に基づいて超音波画像を生成する画像化部と、画像化部により生成された超音波画像を用いて画像解析する画像解析部と、超音波プローブに取り付けられ且つ超音波プローブの動きを検出して検出信号として出力する動き検出センサと、動き検出センサにより出力された検出信号を用いて、複数の検査部位のうち検査が終了した第1の検査部位から次の検査対象となる第2の検査部位へと超音波プローブが移動する際の超音波プローブの移動方向および移動距離を算出する移動量算出部と、画像解析部による画像解析の結果および移動量算出部により算出された超音波プローブの移動方向および移動距離に基づいて第2の検査部位を判別する部位判別部とを備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の複数の検査部位を順次検査する超音波診断装置であって、
超音波プローブと、
前記超音波プローブから前記被検体に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に基づいて超音波画像を生成する画像化部と、
前記画像化部により生成された前記超音波画像を用いて画像解析する画像解析部と、
前記超音波プローブに取り付けられ且つ前記超音波プローブの動きを検出して検出信号として出力する動き検出センサと、
前記動き検出センサにより出力された前記検出信号を用いて、前記複数の検査部位のうち検査が終了した第 1 の検査部位から次の検査対象となる第 2 の検査部位へと前記超音波プローブが移動する際の前記超音波プローブの移動方向および移動距離を算出する移動量算出部と、
前記画像解析部による画像解析の結果および前記移動量算出部により算出された前記移動方向および前記移動距離に基づいて前記第 2 の検査部位を判別する部位判別部と
を備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記部位判別部は、前記画像解析部による画像解析の結果および前記移動量算出部により算出された前記移動方向および前記移動距離を統合して前記第 2 の検査部位を判別する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記部位判別部は、さらに、前記移動量算出部により算出された前記移動方向および前記移動距離に基づいて、画像解析の対象となる前記複数の検査部位を絞り込み、
前記画像解析部は、前記部位判別部により絞り込まれた検査部位について画像解析し、
前記部位判別部は、前記画像解析部による画像解析の結果を用いて前記第 2 の検査部位を判別する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記部位判別部は、さらに、前記移動量算出部により算出された前記移動方向および前記移動距離に基づいて、前記複数の検査部位について画像解析する解析順序を決定し、
前記画像解析部は、前記部位判別部により決定された解析順序に従って前記複数の検査部位について順々に画像解析し、
前記部位判別部は、前記画像解析部による画像解析の結果を用いて前記第 2 の検査部位を判別する請求項 1 または 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記複数の検査部位の間を前記超音波プローブが移動する際の前記超音波プローブの前記移動方向および前記移動距離に関する複数の移動量基準値が予め保存された移動量基準値メモリをさらに備え、
前記部位判別部は、前記移動量基準値メモリから前記複数の移動量基準値を読み出し、読み出した前記複数の移動量基準値のそれぞれと、前記移動量算出部により算出された前記移動方向および前記移動距離とを比較し、比較した結果および前記画像解析部による画像解析の結果に基づいて前記第 2 の検査部位を判別する請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

前記部位判別部は、前記移動量算出部により算出され且つ前記第 2 の検査部位が判別されたときに用いられていた前記移動方向および前記移動距離と、前記第 2 の検査部位が判別されたときに用いられていた移動量基準値との差に応じて前記複数の移動量基準値を修正し、修正した複数の移動量基準値を前記第 2 の検査部位の後に検査対象となる検査部位の判別に用いる請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

被検体毎の前記複数の検査部位の間を前記超音波プローブが移動する際の前記移動方向

50

および移動距離に関する複数の被検体別基準値が予め保存された被検体別基準値メモリをさらに備え、

前記部位判別部は、前記被検体別基準値メモリから被検体に対応する前記被検体別基準値を読み出し、読み出した前記被検体別基準値と、前記移動量算出部により算出された前記移動方向および前記移動距離とを比較し、比較した結果および前記画像解析部による画像解析の結果に基づいて前記第2の検査部位を判別する請求項1～6のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記移動量算出部は、前記動き検出センサにより出力された前記検出信号を用いて前記超音波プローブの加速度を検出し、検出した加速度が予め定められたしきい値以上となったときから、前記加速度が前記しきい値未満となったときまでの前記超音波プローブの前記移動方向および前記移動距離を算出する請求項1～7のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項9】

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、

前記移動量算出部は、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と判定されたときから、前記超音波プローブが空中放射状態から前記被検体への接触状態に遷移したと判定されたときまでの前記超音波プローブの前記移動方向および前記移動距離を算出する請求項1～7のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項10】

前記部位判別部により判別された前記第2の検査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により設定された前記画像化条件に従って前記超音波画像を生成する請求項1～9のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記動き検出センサは、加速度センサ、ジャイロセンサ、磁気センサあるいはGPSセンサにより構成される請求項1～10のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項12】

被検体の複数の検査部位を順次検査する超音波診断装置の制御方法であって、
超音波プローブから前記被検体に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に基づいて超音波画像を生成し、

30

生成された前記超音波画像を用いて画像解析し、

前記超音波プローブの動きを検出して検出信号として出力し、

出力された前記検出信号を用いて、前記複数の検査部位のうち検査が終了した第1の検査部位から次の検査対象となる第2の検査部位へと前記超音波プローブが移動する際の前記超音波プローブの移動方向および移動距離を算出し、

画像解析の結果および算出された前記移動方向および前記移動距離に基づいて前記第2の検査部位を判別する超音波診断装置の制御方法。

40

【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、現在撮像されている検査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超音波ビームを操作し、被検体内からの超音波エコーを超音波プロー

50

ブで受信して受信信号を出力し、こ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。

【0003】

このような超音波画像を用いて被検体の複数の検査部位を診断する場合には、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、検査部位に応じてそれぞれ異なる適切な画像化条件を設定する必要がある。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検査部位を自動的に判別し、判別結果に基づいて検査部位に適切な画像化条件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】

10

【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、検査部位の形状の差異、および、検査部位毎の超音波の通りやすさの差異によるダイナミックレンジあるいは輝度の差異等の様々な要因により超音波画像は変化するため、超音波画像による検査部位の判別だけでは、検査部位が誤って判別されるおそれがある。この場合、誤った判別結果に基づいて不適切な画像化条件が設定され、画質が低下した超音波画像が生成されることで、診断の妨げとなるおそれがある。

20

【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、検査部位を正確に判別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。

【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、被検体の複数の検査部位を順次検査する超音波診断装置であって、超音波プローブと、超音波プローブから被検体に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に基づいて超音波画像を生成する画像化部と、画像化部により生成された超音波画像を用いて画像解析する画像解析部と、超音波プローブに取り付けられ且つ超音波プローブの動きを検出して検出信号として出力する動き検出センサと、動き検出センサにより出力された検出信号を用いて、複数の検査部位のうち検査が終了した第1の検査部位から次の検査対象となる第2の検査部位へと超音波プローブが移動する際の超音波プローブの移動方向および移動距離を算出する移動量算出部と、画像解析部による画像解析の結果および移動量算出部により算出された移動方向および移動距離に基づいて第2の検査部位を判別する部位判別部とを備えるものである。

30

【0008】

部位判別部は、画像解析部による画像解析の結果および移動量算出部により算出された移動方向および移動距離を統合して第2の検査部位を判別するように構成することができる。

40

あるいは、部位判別部は、さらに、移動量算出部により算出された移動方向および移動距離に基づいて、画像解析の対象となる複数の検査部位を絞り込み、画像解析部は、部位判別部により絞り込まれた検査部位について画像解析し、部位判別部は、画像解析部による画像解析の結果を用いて第2の検査部位を判別するように構成することができる。

あるいは、部位判別部は、さらに、移動量算出部により算出された移動方向および移動距離に基づいて、複数の検査部位について画像解析する解析順序を決定し、画像解析部は、部位判別部により決定された解析順序に従って複数の検査部位について順々に画像解析し、部位判別部は、画像解析部による画像解析の結果を用いて第2の検査部位を判別するように構成することができる。

【0009】

50

複数の検査部位の間を超音波プローブが移動する際の超音波プローブの移動方向および移動距離に関する複数の移動量基準値が予め保存された移動量基準値メモリをさらに備え、部位判別部は、移動量基準値メモリから複数の移動量基準値を読み出し、読み出した複数の移動量基準値のそれぞれと、移動量算出部により算出された移動方向および移動距離とを比較し、比較した結果および画像解析部による画像解析の結果に基づいて第2の検査部位を判別するように構成しても良い。

また、部位判別部は、移動量算出部により算出され且つ第2の検査部位が判別されたときに用いられていた移動方向および移動距離と、第2の検査部位が判別されたときに用いられていた移動量基準値との差に応じて複数の移動量基準値を修正し、修正した複数の移動量基準値を第2の検査部位の後に検査対象となる検査部位の判別に用いることが好ましい。

10

【0010】

被検体毎の複数の検査部位の間を超音波プローブが移動する際の移動方向および移動距離に関する複数の被検体別基準値が予め保存された被検体別基準値メモリをさらに備え、部位判別部は、被検体別基準値メモリから被検体に対応する被検体別基準値を読み出し、読み出した被検体別基準値と、移動量算出部により算出された移動方向および移動距離とを比較し、比較した結果および画像解析部による画像解析の結果に基づいて第2の検査部位を判別するように構成しても良い。

【0011】

移動量算出部は、動作検出センサにより出力された検出信号を用いて超音波プローブの加速度を検出し、検出した加速度が予め定められたしきい値以上となったときから、加速度がしきい値未満となったときまでの超音波プローブの移動方向および移動距離を算出しても良い。

20

あるいは、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、移動量算出部は、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と判定されたときから、超音波プローブが空中放射状態から被検体への接触状態に遷移したと判定されたときまでの超音波プローブの移動方向および移動距離を算出しても良い。

【0012】

部位判別部により判別された第2の検査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、画像化条件設定部により設定された画像化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。

30

動き検出センサは、加速度センサ、ジャイロセンサ、磁気センサあるいはGPSセンサにより構成されることが好ましい。

【0013】

この発明に係る超音波診断装置の制御方法は、被検体の複数の検査部位を順次検査する超音波診断装置の制御方法であって、超音波プローブから被検体に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に基づいて超音波画像を生成し、

生成された超音波画像を用いて画像解析し、超音波プローブの動きを検出して検出信号として出力し、出力された検出信号を用いて、複数の検査部位のうち検査が終了した第1の検査部位から次の検査対象となる第2の検査部位へと超音波プローブが移動する際の超音波プローブの移動方向および移動距離を算出し、画像解析の結果および算出された移動方向および移動距離に基づいて第2の検査部位を判別するものである。

40

【発明の効果】

【0014】

この発明によれば、被検体の複数の検査部位を順次検査する超音波診断装置であって、超音波プローブと、超音波プローブから被検体に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に基づいて超音波画像を生成する画像化部と、画像化部により生成された超音波画像を用いて画像解析する画像解析部と、超音波プローブに取り付けられ且つ超音波プローブの動きを検出して検出信号として出力する動き検出センサと

50

、動き検出センサにより出力された検出信号を用いて、複数の検査部位のうち検査が終了した第1の検査部位から次の検査対象となる第2の検査部位へと超音波プローブが移動する際の超音波プローブの移動方向および移動距離を算出する移動量算出部と、画像解析部による画像解析の結果および移動量算出部により算出された移動方向および移動距離に基づいて第2の検査部位を判別する部位判別部とを備えるので、検査部位を正確に判別することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】この発明の実施の形態1に係る超音波診断の構成を示す図である。

【図2】受信部の構成を示す図である。

10

【図3】画像処理部の構成を示す図である。

【図4】超音波プローブの移動方向および移動距離の一例を示す図である。

【図5】実施の形態1の動作を示すフローチャートである。

【図6】画像生成処理および動き検出処理の動作を示すフローチャートである。

【図7】左肺の超音波画像の一例である。

【図8】左腹部の超音波画像の一例である。

【図9】実施の形態5に係る超音波診断の構成を示す図である。

【図10】実施の形態6に係る超音波診断の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

20

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1A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に接続されている。

【0017】

送受信部2は、アレイトランスデューサ1Aに接続された受信部6と送信部7と、これら受信部6および送信部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、画像処理部9と、画像処理部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。また、DSC10には、画像解析部11が接続され、画像解析部11に部位判別部12が接続されている。

30

送受信部2の送受信制御部8、および、画像生成部3の画像処理部9およびDSC10に、画像化条件設定部13が接続されている。

【0018】

超音波プローブ1には、動き検出センサ14が取り付けられ、動き検出センサ14に移動量算出部15が接続されている。そして、部位判別部12は、移動量算出部15にも接続されている。

表示制御部4、画像解析部11、部位判別部12、画像化条件設定部13および移動量算出部15に装置制御部16が接続されている。さらに、装置制御部16に、操作部17、格納部18および移動量基準値メモリ19がそれぞれ接続されている。

40

【0019】

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、それぞれ送信部7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、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)に代表される圧電セラミック、および、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。

50

【 0 0 2 0 】

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状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することにより電気信号を発生し、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 2 1 】

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超音波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。

送受信部 2 の受信部 6 は、図 2 に示されるように、増幅部 2 0 と A / D (Analogue / Digital) 変換部 2 1 が順次直列に接続された構成を有している。受信部 6 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 2 0 で増幅し、A / D 変換部 2 1 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 6 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返し行われるように、受信部 6 および送信部 7 を制御する。

【 0 0 2 2 】

画像生成部 3 の画像処理部 9 は、図 3 に示されるように、ビームフォーマ 2 2 と信号処理部 2 3 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 2 は、画像化条件設定部 1 3 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 6 から出力された受信データにそれぞれ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 3 】

信号処理部 2 3 は、ビームフォーマ 2 2 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、被検体内の組織の断層画像情報である超音波画像信号を生成する。

なお、超音波画像として、例えば、Bモード (Brightness mode) 画像、Mモード (Motion mode) 画像、あるいは、カラードブラ画像等が挙げられる。また、音速の分布を示す音速マップ、あるいは、被検体内の組織の柔らかさ等を表す弾性の分布を示す弾性マップも超音波画像として挙げられる。

【 0 0 2 4 】

画像生成部 3 の D S C 1 0 は、画像処理部 9 の信号処理部 2 3 で生成された超音波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。

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 の制御の下で超音波画像を表示する。

【 0 0 2 5 】

画像解析部 1 1 は、D S C 1 0 からの超音波画像を用いて画像解析し、画像解析の結果を部位判別部 1 2 に出力する。例えば、超音波画像の輝度あるいはエッジ等の超音波画像の特徴が検出される。また、Bモード画像信号あるいはMモード画像信号を用いる場合は、機械学習、テンプレートマッチングおよびテクスチャ解析等の既知のパターン認識の手法に基づいて画像解析することもできる。さらに、カラードブラ画像信号、音速マップあるいは弾性マップを用いる場合は、色情報解析等の既知の手法に基づいて画像解析することもできる。

【 0 0 2 6 】

動き検出センサ 1 4 は、超音波プローブ 1 に取り付けられており、超音波プローブ 1 が操作者により操作される際の超音波プローブ 1 の動きを検出し、超音波プローブ 1 の動き

10

20

30

40

50

を検出信号として移動量算出部 15 に出力する。この動き検出センサ 14 は、超音波プローブ 1 の動きまたは位置を検出できるものであれば特に種類を限定されるものではなく、例えば、加速度センサ、ジャイロセンサ、磁気センサ、GPS センサあるいはその他の動きを検出することができるセンサにより構成することができる。また、より正確に超音波プローブ 1 の動きを検出するために、これらのセンサのうち複数のセンサを組み合わせ用いても良い。

【0027】

被検体の検査部位としては、例えば、複数の検査部位を順次検査する eFAST (extended Focused Assessment with Sonography for Trauma) 検査を想定すると、左肺、右肺、心臓、左腹部、右腹部および膀胱等を挙げることができる。なお、これら複数の検査部位以外の部位を検査部位に加えることもできる。ここで、被検体の複数の検査部位のうち、検査が終了した検査部位を第 1 の検査部位と定義する。さらに、第 1 の検査部位の次に検査対象となる検査部位を第 2 の検査部位と定義する。超音波プローブ 1 は、操作者の操作により、検査が終了した第 1 の検査部位から次の検査対象となる第 2 の検査部位へと移動することとなる。そして、第 2 の検査部位が撮像され、超音波画像が生成される。

10

【0028】

移動量算出部 15 は、動き検出センサ 14 からの検出信号を用いて、第 1 の検査部位から第 2 の検査部位へと超音波プローブ 1 が移動する際の超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離を算出して部位判別部 12 に出力する。例えば、図 4 に示されるように、被検体の第 1 の検査部位が膀胱であり、次の検査対象である第 2 の検査部位が左肺である場合を想定する。ここで、便宜上、膀胱から頭部に向かう方向を X 方向と定義する。移動量算出部 15 は、超音波プローブ 1 が膀胱から左肺に移動する際の移動距離 D を算出すると共に、X 方向を基準として時計回りの方向の角度 A を算出する。このようにして、超音波プローブ 1 が膀胱から左肺に移動する際の移動方向および移動距離が算出される。

20

なお、第 1 の検査部位の検査と第 2 の検査部位の検査の間で、被検体と超音波プローブ 1 の隙間を埋めるためのジェルが付与されたり、あるいは、超音波プローブ 1 が一旦置かれたりすることが想定されるため、移動距離 D は直線距離として算出されることが好ましい。

【0029】

移動量基準値メモリ 19 は、複数の検査部位の間を超音波プローブ 1 が移動する際の超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離に関する複数の移動量基準値を予め保存している。例えば、表 1 に示されるように、平均的な体格を有する被検体について、左肺、右肺、心臓、左腹部、右腹部および膀胱という複数の検査部位の間を超音波プローブ 1 が行き来する際の超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離に関する複数の移動量基準値を保存している。

30

【0030】

【表 1】

表1

第2の検査部位		左肺	右肺	心臓	左腹部	右腹部	膀胱
第1の検査部位							
左肺	移動距離D		15 cm	10 cm	20 cm	35 cm	40 cm
	角度A		270°	225°	170°	225°	190°
右肺	移動距離D	15 cm		10 cm	35 cm	20 cm	40 cm
	角度A	90°		135°	135°	190°	170°
心臓	移動距離D	10 cm	10 cm		25 cm	25 cm	30 cm
	角度A	45°	315°		135°	225°	180°
左腹部	移動距離D	20 cm	35 cm	25 cm		30 cm	20 cm
	角度A	350°	315°	315°		270°	225°
右腹部	移動距離D	35 cm	20 cm	25 cm	30 cm		20 cm
	角度A	45°	10°	45°	90°		135°
膀胱	移動距離D	40 cm	40 cm	30 cm	20 cm	20 cm	
	角度A	10°	350°	0°	45°	315°	

10

【0031】

部位判別部12は、画像解析部11による画像解析の結果と、移動量算出部15により算出された超音波プローブ1の移動方向および移動距離に基づいて、現在撮像されている第2の検査部位を判別し、装置制御部16に部位判別の結果を出力する。

具体的には、部位判別部12は、移動量基準値メモリ19から複数の移動量基準値を読み出し、読み出した複数の移動量基準値のそれぞれと、移動量算出部15により算出された超音波プローブ1の移動方向および移動距離を比較する。そして、部位判別部12は、この比較結果と、画像解析部11による画像解析の結果を組み合わせ、第2の検査部位を判別する。このような部位判別を実施するには、例えば、SVM (Support Vector Machine)、決定木あるいはその他の公知の判別アルゴリズムを用いることができる。

20

このように、部位判別部12は、画像解析の結果と超音波プローブ1の移動方向および移動距離を統合して部位判別を実施することができる。

【0032】

装置制御部16は、部位判別部12から出力された部位判別の結果を画像化条件設定部13に出力する。

30

また、装置制御部16は、操作者により操作部17を介して入力された指令に基づいて、表示制御部4、画像解析部11、部位判別部12、画像化条件設定部13および移動量算出部15を制御する。

【0033】

画像化条件設定部13は、装置制御部16により入力された部位判別の結果に基づいて、送受信部2および画像生成部3により構成される画像化部に対し、判別された第2の検査部位に適した画像化条件を設定する。この画像化条件は、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構成されている。

なお、画像化条件のうち、送受信部2に対する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、画像生成部3に対する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、スペクル抑制強度、エッジ強調度等を挙げることができる。

40

【0034】

操作部17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18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) またはサ

50

ーバー等の記録メディアを用いて構成することができる。

【0035】

なお、送受信部2の送受信制御部8、画像生成部3、表示制御部4、画像解析部11、部位判別部12、画像化条件設定部13、移動量算出部15および装置制御部16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、これら送受信部2の送受信制御部8、画像生成部3、表示制御部4、画像解析部11、部位判別部12、画像化条件設定部13、移動量算出部15および装置制御部16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。

【0036】

ここで、第1の検査部位を判別する方法について説明する。

第1の検査部位は、部位判別部12により、画像解析の結果が用いられて判別される。すなわち、画像解析部11により、DSC10からの超音波画像信号が画像解析され、画像解析の結果が部位判別部12に出力される。そして、部位判別部12により、画像解析により検出された輝度あるいはエッジ等の超音波画像の特徴が用いられ、第1の検査部位が判別される。

あるいは、第1の検査部位は、操作者が操作部17を介して第1の検査部位がどの検査部位であるかという情報を入力することで、判別されても良い。

【0037】

次に、図5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、画像生成処理と動き検出処理が実施される。具体的には、図6のフローチャートに従って、超音波画像が生成され、さらに、超音波プローブ1の動きが検出される。ステップS21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6に出力され、受信部6で増幅およびA/D変換されて受信データが生成される。

【0038】

次に、ステップS22で、受信データは画像生成部3に入力され、画像処理部9で受信フォーカス処理が行われた後にDSC10で信号変換されて超音波画像信号が生成される。この超音波画像信号は、画像生成部3から表示制御部4に出力され、超音波画像が表示部5に表示される。このとき、例えば、第1の検査部位が検査中であるとする、表示部5には、第1の検査部位の超音波画像が表示される。また、この超音波画像信号は、画像解析部11にも出力される。

【0039】

さらに、ステップS23で、超音波プローブ1に取り付けられた動き検出センサ14により、操作者により超音波プローブ1が操作される際の超音波プローブ1の動きが検出され、検出信号として移動量算出部15に出力される。例えば、動き検出センサ14として加速度センサが取り付けられていた場合、加速度が検出信号として移動量算出部15に出力される。

【0040】

そして、図5のフローチャートのステップS2において、検出された加速度が予め定められたしきい値Th以上であるか否かが移動量算出部15により判断され、判断の結果が装置制御部16に出力される。検出された加速度がしきい値Th未満であると判断された場合は、第1の検査部位の検査が終了していないとみなされ、ステップS1およびS2が繰り返されて第1の検査部位の検査が継続される。

ステップS2において、検出された加速度がしきい値Th以上であると判断された場合は、第1の検査部位の検査が終了して超音波プローブ1が第1の検査部位から次の検査対象となる第2の検査部位へと移動を開始したとみなされ、ステップS3に進む。

【0041】

続くステップS3で、移動量算出部15により、超音波プローブ1の移動量の算出が開

10

20

30

40

50

始される。そして、ステップS4で、図6のフローチャートに従って、超音波画像が生成され、さらに、超音波プローブ1の動き、すなわち加速度が検出され、この加速度が超音波プローブ1の移動方向および移動距離の算出に用いられる。

【0042】

図5のフローチャートのステップS5において、検出された加速度がステップS2で用いられたしきい値Th未満であるか否かが移動量算出部15により判断され、判断の結果が装置制御部16に出力される。検出された加速度がしきい値Th以上であると判断された場合、超音波プローブ1は移動中であるとみなされ、超音波プローブ1が体表Sに接触するまでステップS4およびS5が繰り返され、超音波プローブ1の移動方向および移動距離の算出が継続される。

ステップS5において、検出された加速度がしきい値Th未満であると判断された場合、超音波プローブ1が移動を完了して体表Sに接触し、第2の検査部位が撮像されているとみなされ、ステップS6に進む。

ステップS6で、移動量算出部15により超音波プローブ1の移動量の算出が終了され、超音波プローブ1の移動方向および移動距離の算出結果が部位判別部12に出力される。

【0043】

続くステップS7で、画像解析部11により超音波画像が用いられ画像解析される。画像解析部11は、画像生成部3から出力された超音波画像の輝度あるいはエッジ等の超音波画像の特徴を検出し、画像解析の結果を部位判別部12に出力する。

ステップS8で、部位判別部12により、現在撮像されている第2の検査部位が判別される。部位判別部12は、移動量基準値メモリ19から複数の移動量基準値を読み出し、読み出した移動量基準値のそれぞれと、移動量算出部15による算出結果を比較する。そして、部位判別部12は、これらの比較結果と、画像解析部11により出力された画像解析の結果を統合し、複数の検査部位から第2の検査部位を判別し、部位判別の結果を装置制御部16に出力する。

【0044】

さらに、ステップS9で、装置制御部16を介して部位判別部12による部位判別の結果が画像化条件設定部13に出力される。そして、画像化条件設定部13は、部位判別の結果に応じた画像化条件を設定し、この画像化条件に基づいて送受信部2および画像生成部3を制御する。

続くステップS10で、図6のフローチャートに従って、画像化条件設定部13により設定された画像化条件に基づき超音波画像が生成され、さらに、超音波プローブ1の動き、すなわち加速度が検出される。

【0045】

ステップS11において、検出された加速度がステップS2で用いられたしきい値Th以上であるか否かが移動量算出部15により判断される。検出された加速度がしきい値Th未満であると判断された場合、第2の検査部位の診断中であるとみなされてステップS10に戻り、ステップS10およびS11が繰り返されることで診断が継続される。

【0046】

一方、ステップS11において、検出された加速度がしきい値Th以上であると判断された場合、第2の検査部位である左肺の検査が終了して超音波プローブ1が第2の検査部位の次に検査対象となる検査部位に移動しているとみなされ、ステップS3に戻る。その後、ステップS3～S9を経て、第2の検査部位の次に検査対象となる検査部位が判別され、判別された検査部位に応じた画像化条件が設定され、ステップS10およびS11が繰り返されることで診断を継続することができる。

【0047】

次に、左肺、右肺、心臓、左腹部、右腹部および膀胱が検査部位であり、第1の検査部位が膀胱であると判別された場合における部位判別部12による部位判別の例について説明する。

10

20

30

40

50

移動量算出部 15 により、移動距離 D が 35 cm、さらに角度 A が 15° であるという超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離の算出結果が得られたとする。超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離の算出結果と、表 1 に記載のそれぞれ移動量基準値を比較すると、この算出結果は、膀胱 - 左肺間および膀胱 - 心臓間の移動量基準値と近い値を有している。これに対し、この算出結果は、膀胱 - 右肺間、膀胱 - 左腹部間および膀胱 - 右腹部間の移動量基準値と大きく異なる値を有している。これにより、左肺および心臓のいずれか一方が第 2 の検査部位であると判断する。しかし、これらの比較結果だけでは、左肺と心臓のいずれが第 2 の検査部位であるかを判断することができない。

【0048】

一方、画像解析部 11 の画像解析により得られた輝度およびエッジ等の超音波画像の特徴では、左肺と左腹部について似通った構造が描出されるため、左肺と左腹部のいずれか一方が第 2 の検査部位であると判断する。例えば、図 7 に示される左肺の超音波画像の一例は、図 8 に示される左腹部の超音波画像の一例と似通っている。しかし、画像解析の結果だけでは、左肺と左腹部のいずれが第 2 の検査部位であるかを判断することができない。

10

【0049】

そこで、超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離の算出結果と、画像解析の結果を統合することで、第 2 の撮像部位が左肺であると判別することができる。

このように、画像解析の結果、あるいは、超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離の算出結果だけでは部位判別することが困難な場合であっても、超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離の算出結果と、画像解析の結果を統合することで、正確に第 2 の検査部位を判別することができる。

20

【0050】

実施の形態 2

実施の形態 1 では、画像解析の結果と超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離を統合して第 2 の検査部位を判別していたが、実施の形態 2 では、超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離に基づいて画像解析の対象となる複数の検査部位を絞り込む。

図 5 のフローチャートのステップ S1 ~ S6 を経て、超音波画像が生成されると共に移動量算出部 15 により、第 1 の検査部位から次の検査の対象となる第 2 の検査部位へと超音波プローブ 1 が移動する際の超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離が算出される。

30

【0051】

そして、ステップ S7 で、画像解析部 11 により超音波画像が用いられ画像解析される際に、部位判別部 12 により、画像解析の対象となる複数の検査部位が絞り込まれる。部位判別部 12 は、表 1 に示された複数の移動量基準値を移動量基準値メモリ 19 から読み出し、これら複数の移動量基準値に対し、乖離許容度を設定する。そして、超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離の算出結果が乖離許容度の範囲内であれば、対応する検査部位を画像解析の対象とし、乖離許容度の範囲外であれば、対応する検査部位を画像解析の対象から外す。このように、画像解析の対象となる複数の検査部位を絞り込み、絞り込みの結果を画像解析部 11 に出力する。

40

【0052】

そして、画像解析部 11 は、部位判別部 12 により絞り込まれた複数の検査部位について画像解析し、画像解析の結果を部位判別部 12 に出力する。そして、ステップ S8 で、部位判別部 12 により画像解析の結果が用いられ、第 2 の検査部位が判別される。

このように、超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離に基づいて画像解析の対象となる複数の検査部位を絞り込むことで、一般的に処理負荷が高いとされる画像解析処理の回数を減らし、画像解析処理による処理負荷を効果的に軽減することができる。

【0053】

次に、左肺、右肺、心臓、左腹部、右腹部および膀胱が検査部位であり、第 1 の検査部位が膀胱であると判別された場合の部位判別部 12 による検査部位の絞り込みの例につい

50

て説明する。

移動量算出部 15 により、移動距離 D が 35 cm、さらに角度 A が 15° であるという超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離の算出結果が得られたとする。表 1 に示された複数の移動量基準値に対し、移動距離 D について乖離許容度を ±10 cm と設定すると共に、角度 A について乖離許容度を ±20° と設定する。なお、この乖離許容度を設定する際には、検査部位毎に異なる値を設定しても良い。

【0054】

例えば、膀胱 - 左肺間の移動距離 D の乖離許容度は 30 cm ~ 50 cm となり、角度 A の乖離許容度は -10° ~ 30° となり、超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離の算出結果は、乖離許容度の範囲に入っている。同様に、この算出結果は、膀胱 - 心臓間の乖離許容度の範囲に入っている。これに対し、この算出結果は、膀胱 - 右肺間、膀胱 - 左腹部間および膀胱 - 右腹部間の乖離許容度の範囲から外れている。これらの比較結果に基づいて、画像解析の対象を左肺および心臓に絞り込む。

10

【0055】

なお、被検体の体格毎、例えば、大人であるか子供であるかによって、検査部位間の方向のバラツキは小さく、検査部位間の距離のバラツキは大きいと考えられる。これにより、超音波プローブ 1 の移動方向のバラツキは小さくなり、超音波プローブ 1 の移動距離のバラツキは大きくなると考えられる。このため、超音波プローブ 1 の移動方向のみに基づいて、画像解析の対象となる複数の検査部位を絞り込むこともできる。

【0056】

また、部位判別部 12 は、絞り込んだ複数の検査部位についての画像解析の結果と、移動量算出部 15 により算出された超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離を統合して、第 2 の検査部位を判別しても良い。検査部位を絞り込むことにより、画像解析処理による処理負荷を軽減しつつ、迅速に且つ正確に第 2 の検査部位を判別することができる。

20

また、検査部位を絞り込む際には、誤って検査部位が見落とされることを防止するため、乖離許容度がある程度大きい値に設定され、検査部位を十分に絞り込めないことがある。しかし、検査部位を十分に絞り込めなくても、画像解析の結果と超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離を統合することで、正確に第 2 の検査部位を判別することができる。

【0057】

実施の形態 3

実施の形態 1 および 2 では、複数の検査部位について画像解析する解析順序は定められていなかったが、実施の形態 3 では、超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離に基づいて、この解析順序を決定する。

30

図 5 のフローチャートのステップ S1 ~ S6 を経て、超音波画像が生成されると共に、移動量算出部 15 により、第 1 の検査部位から次の検査の対象となる第 2 の検査部位へと超音波プローブ 1 が移動する際の超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離が算出される。

【0058】

続くステップ S7 で、画像解析部 11 により超音波画像が用いられて画像解析される際に、部位判別部 12 により、複数の検査部位について画像解析する解析順序が決定される。部位判別部 12 は、表 1 に示した複数の移動量基準値を移動量基準値メモリ 19 から読み出し、読み出した移動量基準値のそれぞれと、移動量算出部 15 により算出された超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離を比較する。部位判別部 12 は、超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離の算出結果が、それぞれの移動量基準値と近い程、対応する検査部位について画像解析の優先順位を上げ、それぞれの移動量基準値と離れている程、対応する検査部位について画像解析の優先順位を下げる。このようにして、複数の検査部位について解析順序を決定する。

40

【0059】

そして、画像解析部 11 は、部位判別部 12 により決定された解析順序に従って、複数

50

の検査部位について順々に画像解析し、画像解析の結果を部位判別部 1 2 に出力する。そして、ステップ S 8 で、部位判別部 1 2 により画像解析の結果が用いられ、第 2 の検査部位が判別される。このとき、超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離に基づいて、第 2 の検査部位である可能性が高いと予め判断された検査部位について優先的に画像解析される。このため、第 2 の検査部位が、優先的に画像解析の対象となった検査部位であると判別される可能性が高い。

【 0 0 6 0 】

次に、左肺、右肺、心臓、左腹部、右腹部および膀胱が検査部位であり、第 1 の検査部位が膀胱であると判別された場合の部位判別部 1 2 による解析順序の決定の例について説明する。

移動量算出部 1 5 により、移動距離 D が 3 5 c m、さらに角度 A が 1 5 ° であるという超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離の算出結果が得られたとする。超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離の算出結果と、表 1 に示された複数の移動量基準値のそれぞれを比較すると、この算出結果は、膀胱 - 左肺間、膀胱 - 心臓間、膀胱 - 右肺間、膀胱 - 左腹部間および膀胱 - 右腹部間の移動量基準値の順に、近い値を有している。これらの比較結果により、左肺、心臓、右肺、左腹部および右腹部の順に画像解析の対象とする解析順序を決定する。

このように複数の検査部位について画像解析する解析順序を決定することで、短時間で第 2 の検査部位を判別することができるため、実施の形態 3 に係る超音波診断装置の応答性能を向上することができる。

【 0 0 6 1 】

実施の形態 4

実施の形態 1 ~ 3 では、被検体の体型に関わらず、平均的な体型を有する被検体に係る移動量基準値を部位判別に用いていたが、被検体毎の体型の差異により検査部位の間の距離にバラツキが生じると考えられる。そこで、実施の形態 4 では、被検体の体型に応じて移動量基準値を修正し、修正した移動量基準値を部位判別に用いる。

部位判別部 1 2 は、第 2 の検査部位が判別されたときに用いていた、移動量算出部 1 5 による超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離の算出結果と、移動量基準値との差に応じて、複数の移動量基準値を修正する。そして、修正した複数の移動量基準値を、第 2 の検査部位の後に検査対象となる検査部位の判別に用いる。

【 0 0 6 2 】

例えば、第 1 の検査部位が膀胱であると判別され、第 2 の検査部位が心臓であると判別されたとする。さらに、第 2 の検査部位が判別されたときに、移動距離 D が 2 0 c m であるという超音波プローブ 1 の移動距離の算出結果と、表 1 に記載の膀胱 - 心臓間の移動量基準値 3 0 c m が用いられていたとする。膀胱 - 心臓間の超音波プローブ 1 の移動距離の算出結果に対する移動量基準値の割合は、他の複数の検査部位の間の超音波プローブ 1 の移動距離の算出結果に対する移動量基準値の割合と同等の値を有すると考えられる。そこで、膀胱 - 心臓間の超音波プローブ 1 の移動距離の算出結果に対する移動量基準値の割合、すなわち、2 / 3 をそれぞれの移動量基準値に乗じて修正する。

このように、被検体の体型に応じて移動量基準値を修正し、第 2 の検査部位の後に検査の対象となる検査部位の判別に用いることで、判別精度を向上させることができる。

【 0 0 6 3 】

実施の形態 5

実施の形態 1 ~ 4 では、被検体に関わらず一律に移動量基準値を部位判別に用いていたが、実施の形態 5 では、被検体毎の超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離に関する被検体別基準値を部位判別に用いる。

図 9 は、実施の形態 5 に係る超音波診断装置の構成を示している。実施の形態 5 に係る超音波診断装置は、図 1 に示した実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成において、さらに被検体別基準値メモリ 3 1 を備え、被検体別基準値メモリ 3 1 は、装置制御部 1 6 に接続されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 4 】

被検体別基準値メモリ 3 1 は、被検体毎の複数の検査部位の間を超音波プローブ 1 が移動する際の超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離に関する被検体別基準値を予め保存している。例えば、過去の検査における超音波プローブ 1 の移動方向および距離を被検体毎に保存している。

【 0 0 6 5 】

被検体別基準値を用いるには、例えば、操作者が操作部 1 7 を介して被検体の情報を入力する。入力された情報に基づいて部位判別部 1 2 は、被検体別基準値メモリ 3 1 からその被検体に応じた被検体別基準値を読み出す。そして、読み出した被検体別基準値と、移動量算出部 1 5 により算出された超音波プローブ 1 の移動方向および移動距離の算出結果を比較する。これにより被検体に応じて第 2 の検査部位を判別することができるため、部位判別の精度をより高めることが可能となる。

なお、入力された被検体の情報に対応する被検体別基準値が被検体別基準値メモリ 3 1 に保存されていない場合は、身長、体重および性別等が共通する他の被検体の被検体別基準値を用いても良い。あるいは、移動量基準値メモリ 1 9 に保存された移動量基準値を用いても良い。

【 0 0 6 6 】

実施の形態 6

実施の形態 1 ~ 5 では、動き検出センサ 1 4 により検出された加速度を用いて超音波プローブ 1 の移動量の算出の開始と終了を判断していたが、実施の形態 6 では、超音波プローブ 1 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の判定結果に基づいて、超音波プローブ 1 の移動量の算出の開始と終了を判断する。

図 1 0 は、実施の形態 6 に係る超音波診断装置の構成を示している。実施の形態 6 に係る超音波診断装置は、図 1 に示した実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成において、さらに、プローブ状態判定部 4 1 を備え、プローブ状態判定部 4 1 は画像生成部 3 の D S C 1 0 に接続されると共に移動量算出部 1 5 に接続されている。

【 0 0 6 7 】

プローブ状態判定部 4 1 は、画像生成部 3 の D S C 1 0 から出力された超音波画像を用いて、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。具体的には、プローブ状態判定部 4 1 は、画像生成部 3 の D S C 1 0 から出力された超音波画像信号に構造物の存在が検知されるか否かにより、超音波プローブ 1 が、被検体への接触状態にあるか、あるいは、空中放射状態にあるかを判定する。そして、プローブ状態判定部 4 1 は、判定結果を移動量算出部 1 5 に出力する。

【 0 0 6 8 】

プローブ状態判定部 4 1 は、超音波画像に構造物の存在が検知されないと、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する。そして、プローブ状態判定部 4 1 は、超音波プローブ 1 が被検体から離れ、第 1 の検査部位から第 2 の検査部位への移動中であるとみなし、この判定結果を移動量算出部 1 5 に出力する。移動量算出部 1 5 は、この判定結果に基づいて超音波プローブ 1 の移動量の算出を開始する。

【 0 0 6 9 】

また、プローブ状態判定部 4 1 は、超音波画像に構造物の存在が検知されると、超音波プローブ 1 が空中放射状態から被検体への接触状態に遷移したと判定する。そして、プローブ状態判定部 4 1 は、超音波プローブ 1 が移動を完了して被検体に接触したとみなし、この判定結果を移動量算出部 1 5 に出力する。移動量算出部 1 5 は、この判定結果に基づいて超音波プローブ 1 の移動量の算出を終了する。

このように、超音波プローブ 1 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し、超音波プローブ 1 が検査部位間の移動中であるか否かを判断することで、加速度センサ以外のセンサが超音波プローブ 1 に取り付けられている場合であっても、超音波プローブ 1 の移動量の算出の開始と終了を判断することができる。

10

20

30

40

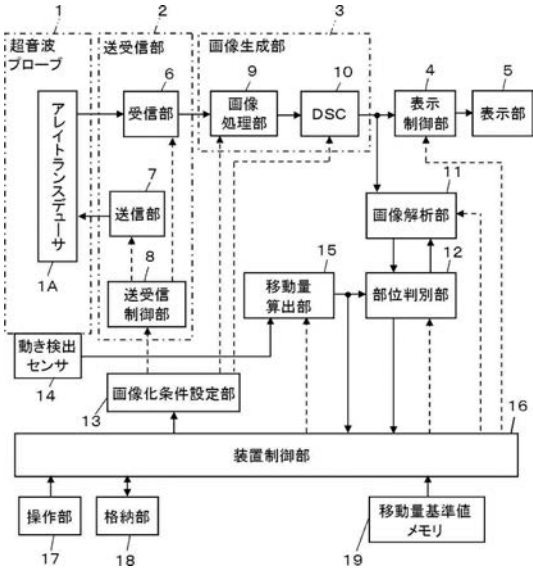
50

【符号の説明】

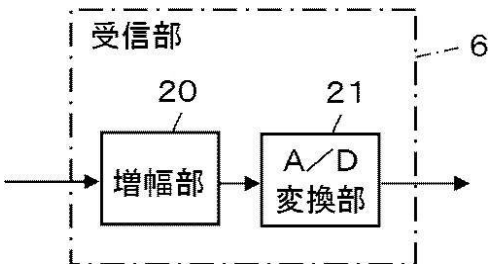
【0070】

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 受信部、7 送信部、8 送受信制御部、9 画像処
 理部、10 DSC、11 画像解析部、12 部位判別部、13 画像化条件設定部、
 14 動き検出センサ、15 移動量算出部、16 装置制御部、17 操作部、18
 格納部、19 移動量基準値メモリ、20 増幅部、21 A/D変換部、22 ビーム
 フォーマ、23 信号処理部、31 被検体別基準値メモリ、41 プローブ状態判定部
 、X 方向、D 距離、A 角度。

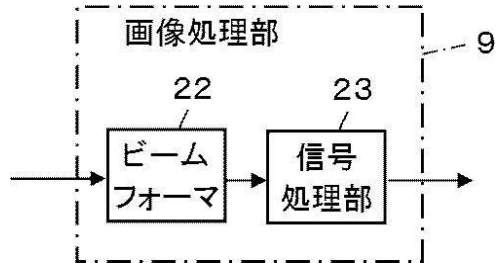
【図1】



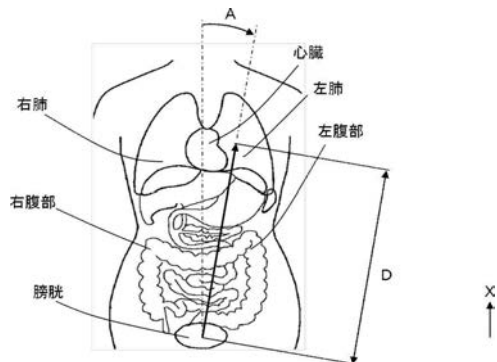
【図2】



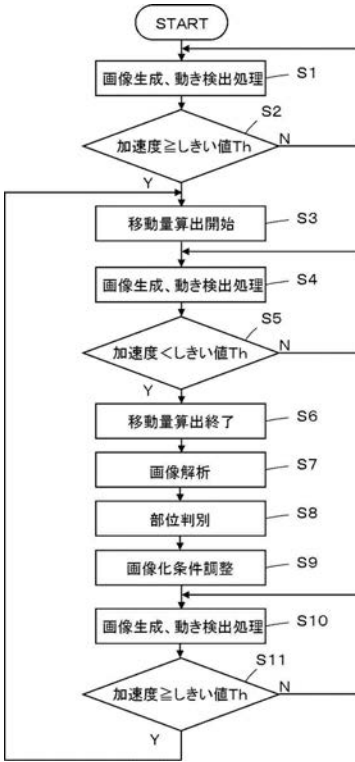
【図3】



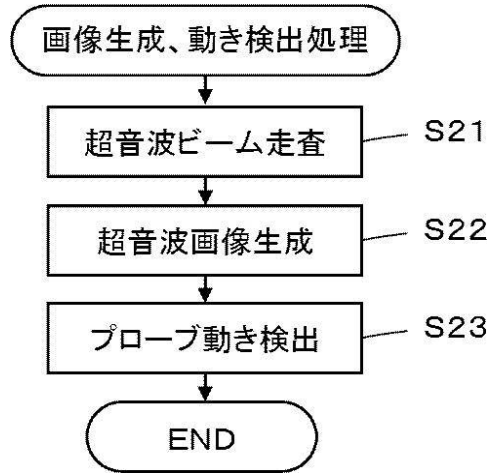
【図4】



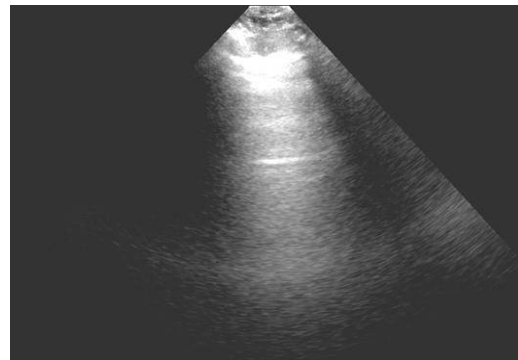
【 図 5 】



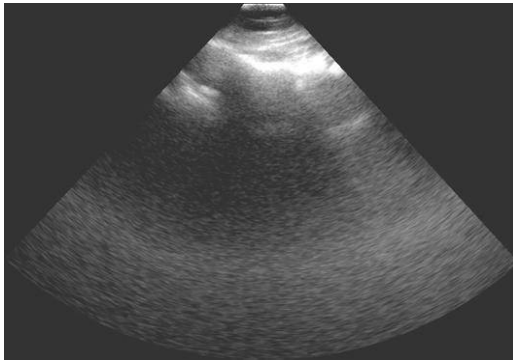
【 図 6 】



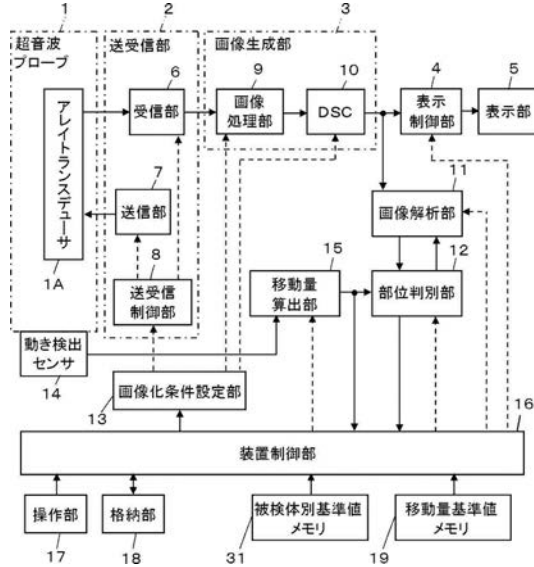
【 図 7 】



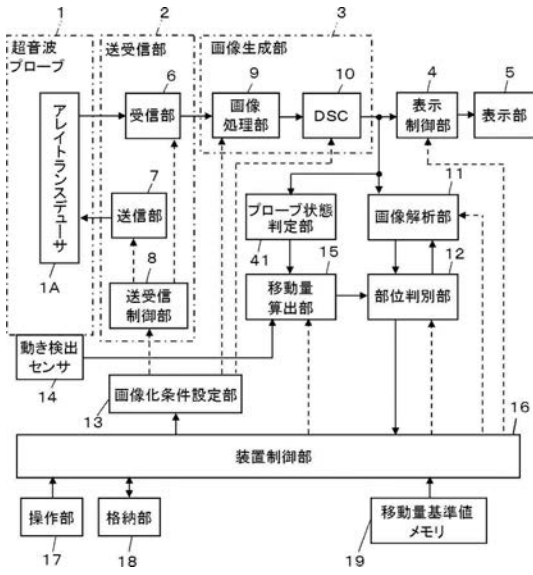
【 図 8 】



【 図 9 】



【図 10】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/015263
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 2013-111309 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 10 June 2013 (10.06.2013), claims 1 to 9; paragraphs [0009] to [0060]; fig. 1 to 5 (Family: none)	1-12
A	JP 2010-259662 A (Shimadzu Corp.), 18 November 2010 (18.11.2010), claims 1 to 4; paragraphs [0023] to [0055]; fig. 1 to 4 (Family: none)	1-12
<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 27 April 2017 (27.04.17)		Date of mailing of the international search report 16 May 2017 (16.05.17)
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/JP2017/015263

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-167116 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 05 July 2007 (05.07.2007), claims 1 to 3; paragraphs [0013] to [0027]; fig. 1 to 6 (Family: none)	1-12
A	JP 4-224738 A (Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 14 August 1992 (14.08.1992), paragraphs [0009] to [0026]; fig. 1 to 3 (Family: none)	1-12

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 1 5 2 6 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 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 2013-111309 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2013.06.10, 請求項 1-9, 段落[0009]-[0060], 第 1-5 図 (ファミリーなし)	1-12	
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], 第 1-4 図 (ファミリーなし)	1-12	
A	JP 2007-167116 A (松下電器産業株式会社) 2007.07.05, 請求項 1-3, 段落[0013]-[0027], 第 1-6 図 (ファミリーなし)	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 27.04.2017		国際調査報告の発送日 16.05.2017	
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/JP2017/015263
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	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], 第1-3図 (ファミリーなし)	1-12

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。

