

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-189711

(P2009-189711A)

(43) 公開日 平成21年8月27日(2009.8.27)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2008-35948 (P2008-35948)
(22) 出願日 平成20年2月18日 (2008.2.18)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 110000866
特許業務法人三澤特許事務所
(74) 代理人 100081411
弁理士 三澤 正義
(72) 発明者 池田 智
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

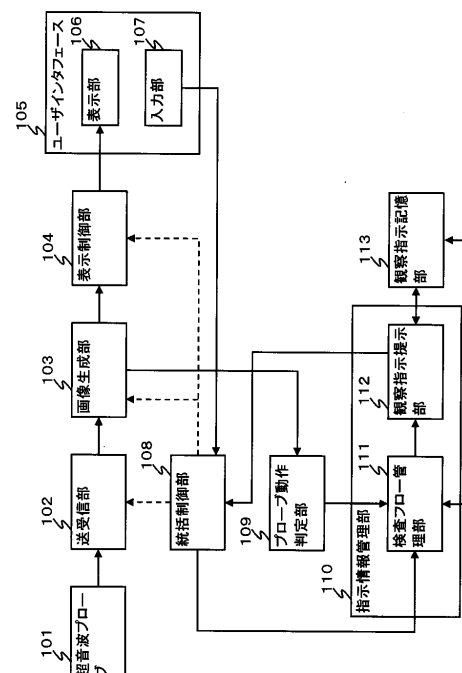
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像表示方法

(57) 【要約】

【課題】検査の目的に対応する超音波プローブの被検体上の適切な位置を検査の進捗に合わせて表示する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】検査項目毎に超音波プローブ101を被検体にあてる位置を示す見本画像をその検査項目とともに予め記憶する観察指示記憶部113と、入力された検査項目を基に観察指示記憶部113から、入力された検査項目における見本画像を抽出する指示情報管理部110と、見本画像を表示手段106に表示させる表示制御部104と、見本画像に示される位置にあてられた超音波プローブ101を介して超音波を送受信し観察部位を操作する送受信部102と、受信した超音波を基に超音波画像を生成する画像生成部103とを備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

検査項目毎に超音波プローブを被検体にあてる位置を示す見本画像をその検査項目とともに予め記憶する記憶手段と、

入力された検査項目を基に、前記記憶手段から前記入力された検査項目に対応する前記見本画像を抽出する指示情報管理手段と、

前記見本画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

前記見本画像の表示後に、前記見本画像に示される位置にあてられた前記超音波プローブを介して前記被検体に向けて超音波を送受信することで前記被検体の観察部位を走査する送受信手段と、

前記走査によって受信された超音波を基に超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、を備え、

前記表示制御手段は、前記生成された超音波画像を前記表示手段に表示させる、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記検査項目に係る検査が終了したことを判断するプローブ動作判定手段をさらに備え、

前記指示情報管理手段は、複数の異なる前記検査項目を一連とした検査手順の実行命令を受けた場合、前記プローブ動作判定手段が 1 つの前記検査項目に係る検査が終了したと判断すると、指示された次の前記検査項目に対応する前記見本画像を抽出する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記記憶手段は、複数の異なる前記検査項目を一連とした検査手順における該検査項目の見本画像を記憶しており、

前記指示情報管理手段は、

前記検査手順の実行命令を受けた後に、1 つの前記検査項目に係る検査が終了したとの判断をうけて、次の前記検査項目の情報を前記記憶手段から取得する検査フロー管理手段と、

前記検査フロー管理手段が取得した前記次の検査項目に対応する前記見本画像を抽出する観察指示提示手段と、

を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記プローブ動作判定手段は、前記画像生成手段から前記生成された超音波画像の所定点の輝度値を取得し、最新に取得した輝度値の分布が所定時間前の超音波画像の輝度値の分布と比べて予め記憶している所定の閾値を超えている場合に、前記検査項目に係る検査が終了したと判断することを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前期観察部位が周期的な運動を行う場合に、

前記プローブ動作判定手段は、前記画像生成手段から前記生成された超音波画像の各点の輝度値を取得し、最新に取得した輝度値の分布が 1 周期前の超音波画像の輝度値の分布と比べて予め記憶している所定の閾値を超えている場合に、前記検査項目に係る検査が終了したと判断することを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記プローブ動作判定手段は、タイマーを有し、前記最新に取得した輝度値の分布が前記所定時間前の超音波画像の各点の輝度値の分布と比較して、前記所定の閾値を超えない時間が予め記憶している所定時間を超えている場合に、前記検査項目に係る検査が終了したと判断することを特徴とする請求項 4 又は請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記プローブ動作判定手段は、前記取得した輝度値から前記超音波画像の輝度重心を算出し、前記輝度重心が予め定められた範囲内から外れた場合に、前記検査項目に係る検査

10

20

30

40

50

が終了したと判断することを特徴とする請求項 4 乃至請求項 6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

検査項目毎に超音波プローブを被検体にあてる位置を示す見本画像をその検査項目とともに予め記憶する記憶段階と、

入力された検査項目を基に、前記記憶手段から前記入力された検査項目に対応する前記見本画像を抽出する指示情報管理段階と、

前記見本画像を表示手段に表示させる第 1 の表示段階と、

前記見本画像の表示後に、前記見本画像に示される位置にあてられた前記超音波プローブを介して前記被検体に向けて超音波を送受信することで前記被検体の観察部位を走査する送受信段階と、

前記走査によって受信された超音波を基に超音波画像を生成する超音波画像生成段階と、

前記生成された超音波画像を前記表示手段に表示させる第 2 の表示段階と、

を有することを特徴とする超音波画像表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブから被検体に対して超音波を送受信し、受信した超音波エコーを基に超音波画像を生成する超音波診断装置及び超音波画像表示方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブから超音波を被検体に向けて送信し、被検体で反射した超音波（以下では、「超音波エコー」という。）を受信し、その受信した超音波エコーを電気信号に変化し、その電気信号を基に各点の輝度を求め被検体の断層像である超音波画像を生成する装置である。

【0003】

超音波診断装置は、X 線画像診断装置や CT 画像診断装置など X 線を使用した画像診断装置に比べて、被検体にたいする侵襲性が低く、また装置自体も小型であるという利点がある。しかし、その一方で、超音波診断装置による診断は他の種別の検査装置に比べ高度な熟練度が必要である。そのため、所望する超音波画像が得られるかどうかについては、個人の技量に依存する割合が高いという問題もある。

【0004】

そのため、超音波診断装置を用いて行われる超音波検査方法に関しては多くの研究がなされている。たとえば、非特許文献 1 に記載される「「の」の字の 2 回走査」などはその一例である。この検査方法によれば、予め定められた手順で複数の臓器を観察することで、見落としのない検査を確実に実行できるとしている。このように、超音波診断を確実に迅速に行うための検査方法が研究・開発されているが、それらを習得し、その検査方法通りに検査を行ったか否かについては、やはり操作者個人の技量に任せられている。

【0005】

従来、手本となる超音波画像データ（以下では、「典型画像」という。）を予め記憶手段に格納し、この典型画像の読み出し制御を行ない、典型画像と現在生成している超音波画像とを並べて表示することにより、医師や検査技師などの操作者（以下では、単に「操作者」という。）は超音波プローブの位置や向きを調整して典型画像に現在の超音波画像を近づけることで、所望の超音波画像を生成することができる技術（例えば、特許文献 1 参照。）が提案されている。これにより、超音波診断のための時間を短縮し操作者の作業負担を軽減できる。

【0006】

また、被検者に対して現時点で生成している超音波画像をモニタの画面内に半透明に表示するとともに、同一被検者に対する前回の検査で収集された超音波画像を参照画像とし

10

20

30

40

50

て同一画面内に表示する技術（例えば、特許文献 2 参照。）が提案されている。これにより、操作者は現在の超音波画像が参照画像とほぼ完全に重なるように超音波プローブの位置や向きを調整し、さらにマッチング度合いが最良になるように微調整を行うことで、所望の超音波画像を生成することができる。

【0007】

【特許文献 1】特開平 08 - 187244 号公報

【特許文献 2】特開 2004 - 305377 号公報

【非特許文献 1】腹部エコーの実学

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0008】

しかし、特許文献 1 及び特許文献 2 の技術では、被検体のどの場所にどのような向きで超音波プローブをあてるのかといった大まかな位置が分からないため、典型画像又は参照画像（以下では、2つの画像をまとめて「参照画像」ということもある。）に近づけるためには超音波プローブをあてるおよその位置を操作者が把握している必要がある。さらに、上述の様々な超音波検査方法を行うには、一連の検査において様々な位置に超音波プローブをあてる必要があり、その全てを操作者が把握しなくてはならない。そのため、上述の技術を用いても操作者の技術に依存する部分は大きく、未熟な操作者が適切な超音波画像を取得することは困難であり、時間がかかる作業になってしまう。

【0009】

20

この発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、検査の目的に対応する超音波プローブの被検体上の適切な位置を検査項目の種類及び検査の進捗に合わせて表示する超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために、請求項 1 に記載の超音波診断装置は、検査項目毎に超音波プローブを被検体にあてる位置を示す見本画像をその検査項目とともに予め記憶する記憶手段と、入力された検査項目を基に、前記記憶手段から前記入力された検査項目に対応する前記見本画像を抽出する指示情報管理手段と、前記見本画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、前記見本画像の表示後に、前記見本画像に示される位置にあてられた前記超音波プローブを介して前記被検体に向けて超音波を送受信することで前記被検体の観察部位を走査する送受信手段と、前記走査によって受信された超音波を基に超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、を備え、前記表示制御手段は、前記生成された超音波画像を前記表示手段に表示させる、ことを特徴とするものである。

30

【0011】

請求項 8 に記載の超音波画像作成方法は、検査項目毎に超音波プローブを被検体にあてる位置を示す見本画像をその検査項目とともに予め記憶する記憶段階と、入力された検査項目を基に、前記記憶手段から前記入力された検査項目に対応する前記見本画像を抽出する指示情報管理段階と、前記見本画像を表示手段に表示させる第 1 の表示段階と、前記見本画像の表示後に、前記見本画像に示される位置にあてられた前記超音波プローブを介して前記被検体に向けて超音波を送受信することで前記被検体の観察部位を走査する送受信段階と、前記走査によって受信された超音波を基に超音波画像を生成する超音波画像生成段階と、前記生成された超音波画像を前記表示手段に表示させる第 2 の表示段階と、を有することを特徴とするものである。

40

【発明の効果】

【0012】

請求項 1 に記載の超音波診断装置及び請求項 8 に記載の超音波画像表示方法によると、特定の検査項目の検査を行う前に、該検査項目に対応する超音波プローブの被検体上の位置を示す見本画像を表示することができる。これにより、操作者は見本画像を参照することで、これから行う検査項目に係る検査において超音波プローブをあてる位置を確認する

50

ことができる。そして、操作者は確認した位置に超音波プローブをあてることで、現在行っている検査における所望の超音波画像を容易に生成することが可能となる。

【 0 0 1 3 】

また、所望の超音波画像を生成するための超音波プローブの大まかな位置を探す手間が省けるため、超音波診断に費やす時間を短縮することができる。これにより、患者の検査における負担も軽減することが可能となる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 4 】

〔 第 1 の実施形態 〕

以下、この発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。図 1 は本実施形態に係る超音波診断装置の機能を表すブロック図である。

【 0 0 1 5 】

操作者は、表示部 1 0 6 及び入力部 1 0 7 を備えたユーザインタフェース 1 0 5 を使用して、検査種別を入力する。ここで、検査種別とは超音波診断装置で行なう 1 つ又は複数の観察部位に対する検査を含む一連の検査を指す。この検査種別は本発明における「検査手順」にあたる。検査種別には、例えば、上部腹部スクリーニングなどがある。そして、上部スクリーニングは肝左葉の検査、胃 / 腹部大動脈の検査、脾頭部の検査、肝右葉の検査、及び総胆管の検査、といった複数の検査項目を含む一連の検査である。そのような検査種別の場合、各検査項目に係る観察部位に対する検査において超音波画像の生成を行うことになる。ここで、観察部位とは患部を発見したり患部を観察したりするなどの検査の対象となっている被検体の一部の部位であり、たとえば肝臓、胃、及び腹部などを指す。以下では、検査種別に含まれる各検査項目に係る検査、すなわち観察部位毎に行われる検査を「個別検査」という。この個別検査は具体的には対象となる観察部位を走査することで超音波画像を生成するものである。操作者は、被検体の観察部位を走査しその観察部位における超音波画像を生成するため、超音波プローブ 1 0 1 を被検体の所望の位置にあてる。操作者は、超音波プローブ 1 0 1 をあてる位置、超音波プローブ 1 0 1 を押す力、及び超音波プローブ 1 0 1 をあてる角度などを変更することで生成する超音波画像を変更することができる。そして、超音波の放出には各観察部位を走査するための適切な超音波プローブ 1 0 1 をあてる場所、押す力、あてる角度などが存在する。そこで、操作者は、観察部位の所望の方向に超音波が放出されるよう超音波プローブ 1 0 1 をあてる場所、押す力、あてる角度などを調整する必要がある。

【 0 0 1 6 】

超音波プローブ 1 0 1 は超音波振動子（不図示）を有する。超音波プローブ 1 0 1 は、送受信部 1 0 2 から送られてきたパルス電流を超音波振動子で超音波に変換する。超音波プローブ 1 0 1 は、該超音波を被検体の観察部位に向けて送信する。さらに、超音波プローブ 1 0 1 は、被検体内の臓器などの組織で反射した超音波（以下では、「超音波エコー」という。）を超音波振動子で受信する。超音波プローブ 1 0 1 は、超音波振動子で受信した超音波エコーを電気信号（以下では、「エコー信号」という。）に変換する。超音波プローブ 1 0 1 は超音波エコーを変換した電気信号を送受信部 1 0 2 へ出力する。

【 0 0 1 7 】

送受信部 1 0 2 は、送信部と受信部を備え、統括制御部 1 0 8 からの制御に基づき、各超音波振動子に所定の遅延を与えたタイミングでパルス電流を供給する。超音波の送信周波数は統括制御部 1 0 8 からの制御により変更が可能となっている。送受信部 1 0 2 は、超音波振動子から入力されたエコー信号を増幅し所定の遅延などを与えた後、画像生成部 1 0 3 へ出力する。この送受信部 1 0 2 が本発明における「送受信手段」にあたる。

【 0 0 1 8 】

画像生成部 1 0 3 は、送受信部 1 0 2 から入力されたエコー信号に B モード処理などを施し超音波画像を生成する。この画像生成部 1 0 3 が本発明における「超音波画像生成手段」にあたる。B モード処理とは以下の処理である。画像生成部 1 0 3 は、送受信部 1 0 2 から入力されたエコー信号を対数増幅する。さらに、画像生成部 1 0 3 は、対数増幅さ

10

20

30

40

50

れたエコー信号について包絡線を検波する。包絡線検波とは、超音波周波数成分を除去して振幅のみを検出するものである。さらに、画像生成部１０３は、検波されたエコー信号の信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。さらに、画像生成部１０３は有するＤＳＣ（Ｄｅｇｉｔａｌ　Ｓｃａｎ　Ｃｏｎｖｅｒｔｅｒ）によりラスタデータであるエコー信号を通常モニタ上で表示できるように、直交座標系のデータに変換する。これにより、エコー信号の強度を輝度により表したＢモード画像が生成される。そして、画像生成部１０３は、生成したＢモード画像（超音波画像）のデータを表示制御部１０４へ出力する。また、画像生成部１０３は、生成した画像を記憶部（不図示）に記憶させておく。

【００１９】

さらに、画像生成部１０３は、生成した超音波画像の各点（例えば、各画素毎）における輝度値を、統括制御部１０８を介してプローブ動作判定部１０９へ出力する。

【００２０】

統括制御部１０８は、各機能部の動作及びその動作のタイミングなどを統括制御する。また、各機能部間の情報のやり取りは統括制御部１０８を介して行われることがあるが、説明の都合上機能部間で直接情報のやり取りを行っているよう説明する場合がある。

【００２１】

観察指示記憶部１１３は、ハードディスクやメモリなどの記憶装置である。この観察指示記憶部１１３が本発明における「記憶手段」にあたる。観察指示記憶部１１３は、予め図２に示すような検査種別とその検査種別に含まれる個別検査の順番を記載した検査種別テーブル２００を記憶している。この検査種別テーブル２００には、例えば一連の検査である検査種別（例えば、「上部腹部スクリーニング２０１」）に対して、複数の個別検査２１０が対応している。そして、検査種別テーブル２００には、各検査種別で行われる個別検査の順番に、各検査種別に対応する各個別検査２１０の識別情報が記載させられている。具体的には、例えば検査種別が「上部腹部スクリーニング」２０１（検査種別の名称）の場合、図２に示すように、肝左葉を観察部位とする個別検査が１番目であり識別情報が「＃１」、胃／腹部大動脈を観察部位とする個別検査が２番目であり識別情報が「＃２」、臍頭部を対象部位とする個別検査が３番目であり識別情報が「＃３」、肝右葉を観察部位とする個別検査が４番目であり識別情報が「＃４」、総胆管を観察部位とする個別検査が５番目であり識別情報が「＃５」、といったように、順番に各個別検査の識別情報が記載されている。ここで、観察する観察部位がわかりやすいように各個別検査のところに観察部位も記載してもよい。また、本実施形態では、わかりやすいように個別検査の識別情報を個別検査が行われる順番と一致させているが、この識別情報は他のものと区別できるものであれば文字でも記号でもよい。

【００２２】

また、観察指示記憶部１１３は、各個別検査において被検体にあてる超音波プローブ１０１の適切な位置を表わす見本画像を記憶している。具体的には、見本画像は、後述するようにモデルの被検体の画像上に超音波プローブ１０１をあてる位置を示した画像である。各個別検査におけるさらに、観察指示記憶部１１３は、各個別検査において生成される典型的な超音波画像である典型画像を記憶している。

【００２３】

さらに、観察指示記憶部１１３は、図３に示すような検査種別毎の各個別検査における、観察部位３０１、見本画像３０２、典型画像３０３、及び留意事項３０４、の対応が記載された指示情報対応テーブル３００を記憶している。図３は、上部腹部スクリーニングに対応する指示情報対応テーブルを表す一例の図である。留意事項とは、各個別検査において、検査の対象とする観察部位の観察において留意すべき事項やなどのデータである。

【００２４】

指示情報管理部１１０は、検査フロー管理部１１１及び観察指示提示部１１２で構成されている。指示情報管理部１１０は、これから行う検査に対応した各種情報、見本画像、典型画像、及び留意事項を抽出する機能部である。この指示情報管理部１１０が本発明に

10

20

30

40

50

おける「指示情報管理手段」にあたる。

【0025】

観察指示提示部112は、検査フロー管理部111から、入力された検査種別である「上部腹部スクリーニング」の識別情報及び個別検査の識別情報（本実施形態では上述の番号）の入力を受ける。観察指示提示部112は、入力された検査種別である「上部腹部スクリーニング」の識別情報を基に、観察指示記憶部113を検索し入力された検査種別に対応する指示情報対応テーブル300を抽出する。

【0026】

さらに、観察指示提示部112は、入力された個別検査の識別情報を基に、抽出した指示情報対応テーブル300を検索し、入力された個別検査に対応する、観察部位301の名前、見本画像302の識別情報、典型画像303の識別情報、及び留意事項304を抽出する。例えば1つの個別検査である「肝左葉を観察部位とした検査」を表す識別情報の「#1」が入力されると、観察指示提示部112は、観察部位301として「肝左葉」、見本画像302の識別情報として「A1」、典型画像303の識別情報として「B1」、留意事項304として「肝の萎縮の有無、肝の凹凸の有無、胆嚢壁の肥厚」を抽出する。

【0027】

観察指示提示部112は、抽出した見本画像302の識別情報「A1」を基に観察指示記憶部113を検索し、入力された個別検査に対応する見本画像を抽出する。

【0028】

観察指示提示部112は、抽出した典型画像303の識別情報「B1」を基に観察指示記憶部113を検索し、入力された個別検査に対応する典型画像を抽出する。

【0029】

観察指示提示部112は、抽出した、観察部位の名前「肝左葉」、識別情報「A1」の見本画像、識別情報「B1」の典型画像、及び留意事項「肝の萎縮の有無、肝の凹凸の有無、胆嚢壁の肥厚」を表示制御部104へ出力する。以下ではこれらの情報をまとめて「指示情報」という。

【0030】

操作者が検査開始の入力を行ったときに、検査フロー管理部111は、統括制御部108から検査種別として「上部腹部スクリーニング201」の識別情報の入力を受ける。検査フロー管理部111は、入力された検査種別の識別情報を基に、観察指示記憶部113に記憶されている検査種別テーブル200を検索する。検査フロー管理部111は、検査種別テーブル200に記載されている上部腹部スクリーニング201に対応する個別検査210の中で1番目の個別検査210である肝左葉を観察部位とする個別検査210の識別情報を抽出する。ここでは、識別情報は順番を表す「#1」である。検査フロー管理部111は、抽出した識別情報「#1」を観察指示提示部112へ出力する。そして、検査フロー管理部111は、観察指示提示部112に出力した観察部位を肝左葉とする個別検査210の識別情報「#1」を記憶しておく。

【0031】

識別情報が「#1」の個別検査である肝左葉の検査の見本画像が表示され、実際に操作者が被検体に超音波プローブ101をあて、画像が生成された後、検査フロー管理部111は、プローブ動作判定部109から入力された「#1」の肝左葉の検査終了の通知を受ける（ここで個別検査終了とは、特定の観察部位に対する検査が終わり次の観察部位に対する走査に移っていることを意味する。）と、検査種別テーブル200を検索し上部腹部スクリーニングの次の個別検査210の識別情報を抽出する。例えば、一つ前に観察指示提示部112へ観察部位を肝左葉とする個別検査210の識別情報「#1」を入力している場合、検査フロー管理部111は次の個別検査である観察部位を胃/腹部大動脈とする個別検査210の識別情報「#2」を抽出する。検査フロー管理部111は、抽出した識別情報「#2」を観察指示提示部112に出力する。ここで、本実施形態では、検査種別テーブル200に個別検査が行われる順に記載されているため、検査フロー管理部111は、現在記憶している個別検査210の識別情報を基に検査種別テーブル200を参照し

10

20

30

40

50

記憶している個別検査 2 1 0 の一つ下の個別検査 2 1 0 を次の個別検査 2 1 0 と判断している。こうすることで、例えば途中の個別検査 2 1 0 が削除された場合にも、その削除された個別検査 2 1 0 を飛ばして次の個別検査 2 1 0 を抽出することができる。ただし、これは、他の方法でも良く、例えば識別情報が連番になっており途中の走査が削除されることがない場合などは、単に記憶している番号に 1 を加えた番号を次の番号としてもよい。

【 0 0 3 2 】

プローブ動作判定部 1 0 9 はメモリなどの記憶部を有する。プローブ動作判定部 1 0 9 は、検査項目毎に取得された超音波のデータに基づいて画像生成部 1 0 3 が生成した超音波画像の所定点（例えば、ドット毎）における輝度値の入力を受ける。本実施形態では超音波画像上のすべての点について輝度値を取得する。これは、比較可能な部分であれば超音波画像の一部でもよい。プローブ動作判定部 1 0 9 は 1 フレーム毎に各点の輝度値を記憶する。ここで、1 フレームとは 1 回の走査によって生成される超音波画像のことを指し、画像生成部 1 0 3 は数十枚の超音波画像、即ち数十フレームの超音波画像を生成することができる。この一秒間に生成されるフレーム数をフレームレートという。本実施形態では 2 0 フレーム / 秒のフレームレートとする。

10

【 0 0 3 3 】

プローブ動作判定部 1 0 9 は、記憶したフレームの超音波画像の各点の数を輝度値毎に集計し、図 4 (A) に示すグラフ 4 0 1 のような、縦軸を画素頻度（集計した画素の数）とし、横軸を最大輝度が 1 となるように規格化した輝度値とした輝度情報グラフを作成する。この画素頻度が本発明における「輝度値の分布」にあたる。図 4 (A) は輝度情報グラフの一例の図であり、図 4 (B) は輝度情報グラフの他の例の図である。プローブ動作判定部 1 0 9 は作成した輝度情報グラフを記憶していく。

20

【 0 0 3 4 】

プローブ動作判定部 1 0 9 は、現在のフレームに対応する輝度情報グラフと 1 0 フレーム前の輝度情報グラフを比較する。ここで、比較とは現在のフレームに対応する輝度情報グラフの各輝度値での画素頻度と対応する 1 0 フレーム前の輝度情報グラフの各輝度値での画素頻度との差を計算することを指す。プローブ動作判定部 1 0 9 は、まだ 1 0 フレーム前の超音波画像が存在しない場合、すなわち超音波画像の生成が開始されてから 1 フレームから 1 0 フレームまでの間は比較を行わない。ここで、近接する時間のフレームを比較した場合差が小さいため違いを判定することが困難となり、また、乖離した時間のフレームを比較した場合当然に違ってしまふことが多くなり類似を判定することが困難になってしまう。そこで、超音波プローブ 1 0 1 が大きく移動した場合、1 0 フレームの時間があれば輝度情報グラフの違いが十分に現れると考えられるため。本実施形態では 1 0 フレーム前としているが、このフレーム数は使用環境に合わせて設定することが好ましい。次に輝度情報グラフの比較方法を具体的に説明する。

30

【 0 0 3 5 】

プローブ動作判定部 1 0 9 は、現在のフレームに対応する輝度情報グラフと 1 0 フレーム前の輝度情報グラフとの各輝度における画像頻度の閾値として 3 0 （単位は画素の数）を記憶している。さらに、プローブ動作判定部 1 0 9 は、輝度情報グラフにおける輝度値のうちの閾値を超えた輝度値が占める割合の閾値として 3 0 % を記憶している。プローブ動作判定部 1 0 9 はこの画像頻度の閾値及び割合の閾値により超音波プローブ 1 0 1 が特定の観察部位を走査中か次の観察部位に向けて移動しているかを判断する。さらに、プローブ動作判定部 1 0 9 は、内部にタイマーを持っている。そして、プローブ動作判定部 1 0 9 は、時間の閾値として 1 0 秒を記憶している。プローブ動作判定部 1 0 9 は、この時間の閾値により特定の観察部位の走査、すなわち特定の個別検査を開始したか否かを判断する。

40

【 0 0 3 6 】

プローブ動作判定部 1 0 9 は、現在のフレームに対応する輝度情報グラフと 1 0 フレーム前の輝度情報グラフとの各輝度における画像頻度を比較していく。そして、プローブ動作判定部 1 0 9 は、各輝度値において記憶している画像頻度の閾値である 3 0 を超えてい

50

るか否かを判定する。そして、それぞれの輝度における判断を終えた後、プローブ動作判定部 109 は、閾値を超えた輝度値が全体に占める割合を算出する。

【0037】

プローブ動作判定部 109 は、算出した閾値を超えた輝度値が全体に占める割合が記憶している割合の閾値である 30%を超えているか否かを判断する。操作者は、検査を開始して最初の観察部位の観察を始める場合及び現在観察している観察部位から次の観察部位の観察に移る場合、超音波プローブ 101 を目的の観察部位まで超音波プローブ 101 を移動させる必要がある。そして、超音波プローブ 101 が移動している場合は、超音波を放出する方向が現在のフレームと 10 フレーム前とは異なるため超音波が反射する位置が異なる。そのため、超音波プローブ 101 が移動している場合には、現在の輝度情報グラフと 10 フレーム前の輝度情報グラフが大きく異なる。例えば、現在のフレームに対応する輝度情報グラフが図 4 (A) で示されるグラフ 401 のようなグラフであり、10 フレーム前の輝度情報グラフが図 4 (B) で示されるグラフ 402 であるような場合である。そして、現在の輝度情報グラフがグラフ 401 であり、10 フレーム前の輝度情報グラフがグラフ 402 である場合のように、現在の輝度情報グラフと 10 フレーム前の輝度情報グラフを比較して、画素頻度の閾値を超える輝度値が全体の 30%以上において発生している場合、超音波プローブ 101 が移動していると判断できる。

10

【0038】

これに対し、操作者は、個別検査における所定の位置まで超音波プローブ 101 を移動させた後、観察部位の走査を行う場合には、超音波プローブ 101 の位置を固定させて所望の観察部位の走査を行う。そして、超音波プローブ 101 の位置が固定されている場合は、超音波を放出する方向が 10 フレーム前とほぼ同じであり、現在のフレームに対応する輝度情報グラフと 10 フレーム前の輝度情報グラフがほぼ同じものになる。具体的には、例えば、現在のフレームに対応する輝度情報グラフ及び 10 フレーム前の輝度情報グラフがともにグラフ 401 に近似した輝度情報グラフになるような場合である。そして、現在のフレームに対応する輝度情報グラフと 10 フレーム前の輝度情報グラフを比較して、閾値を超える輝度値が全体の 30%以内に収まる場合、超音波プローブ 101 の位置が固定されていると判断できる。

20

【0039】

そして、現在のフレームに対応する輝度所法グラフと 10 フレーム前の輝度情報グラフとを比較したときのプローブ動作判定部 109 の動作は以下になる。

30

【0040】

プローブ動作判定部 109 は、算出した閾値を超えた輝度値が全体に占める割合が 30%以内と判定した場合、直前のフレームの比較結果における算出した割合が 30%を超えていたか否かを確認する。直前のフレームの比較結果における算出した割合が 30%を超えている場合には、プローブ動作判定部 109 は自己の有するタイマーによる時間の計測を開始させる。また、直前のフレームの比較結果における算出した割合が 30%以内の場合には、すでに開始しているタイマーによる時間の計測を継続する。そして、プローブ動作判定部 109 は、算出した割合が 30%以内のフレームが 10 秒以上続くか否かを判断する。ここで、本実施形態では 10 秒以上続いたか否かの判定は、プローブ動作判定部 109 の内部のタイマーによる計測時間を参照することで行える。ただしこれは他の方法でもよく例えば、フレーム数などを用いることもできる。例えばフレームレートが毎秒 20 フレームの場合、200 フレーム連続して算出した割合が 30%以内のフレームが続くことで、プローブ動作判定部 109 は算出した割合が 30%以内のフレームが 10 秒以上続いたと判断できる。プローブ動作判定部 109 は、算出した割合が 30%以内のフレームが 10 秒以上続いた場合には走査開始のフラグを記憶する。

40

【0041】

また、プローブ動作判定部 109 は、算出した割合が 30%を超えていると判定した場合、直前のフレームの比較結果における算出した割合が 30%を超えていたか否かを確認する。直前のフレームの比較結果が 30%以内の場合には、プローブ動作判定部 109 は

50

自己の有するタイマーによる時間の計測を終了する。さらに、プローブ動作判定部 109 は、走査開始のフラグを記憶しているか否かを確認する。プローブ動作判定部 109 は、走査開始のフラグを記憶している場合、超音波プローブ 101 が次の観察部位に移動しているという通知、すなわち個別検査終了という通知を検査フロー管理部 111 へ出力する。そして、プローブ動作判定部 109 は、走査開始のフラグを消去する。また、直前のフレームの比較結果における算出した割合が 30 % を超えている場合には、そのまま次のフレームの比較に移る。

【0042】

さらに、プローブ動作判定部 109 は、画像生成部 103 からフレーム毎の超音波画像の各点の輝度情報を取得するので、現在のフレームのフレーム番号を取得できる。フレーム番号とは、その検査で最初に生成されたフレームから現在のフレームまで数えたときのフレームの数である。そこで、プローブ動作判定部 109 は、各個別検査が開始されたフレームのフレーム番号、及び各個別検査が終了したフレームのフレーム番号を超音波診断装置の記憶部におくり、画像生成部 103 が生成した超音波画像と共に記憶させておくという構成も可能である。これにより、操作者はフレーム番号を指定することで、各個別検査の頭出しなどを容易に行うことが可能となる。

10

【0043】

以上で説明したプローブ動作判定部 109 が本発明における「プローブ動作判定手段」にあたる。

【0044】

図 5 は上部腹部スクリーニングの 1 番目の個別検査を行っている時の表示画面の一例の図である。表示制御部 104 は、図 5 に示すような超音波診断用の表示画面のフォーマットを記憶している。表示制御部 104 はこの記憶しているフォーマットに基づいて、表示画面を表示部 106 に表示させる。この表示制御部 104 が本発明における「表示制御手段」にあたる。

20

【0045】

そこで、具体的な表示画面の一例を説明する。以下では図 5 に表示されている各画像及び文字の位置に従って説明する。ただし、この配置は一例であり、実際にはどの位置にどの情報が表示されてもよい。表示制御部 104 は、表示画面の左上の部分に統括制御部 108 から入力された操作者名 501、患者名 502、性別 503、及び年齢 504 を表示する。また、表示制御部 104 は、画像生成部 103 から入力された超音波画像 505 を表示画面の左下に表示する。上述のようにこの画像は、診察のために現在生成されている画像（リアルタイム画像）である。また、表示制御部 104 は、表示画面の右上に観察指示提示部 112 から入力された検査種別 506、ここでは「上部腹部スクリーニング」、及び現在走査している観察部位である現観察部位 507 とその個別検査の番号、ここでは「1. 肝左葉」表示する。さらにその下に、表示制御部 104 は、観察指示提示部 112 から入力された見本画像 510 を表示する。見本画像 510 は、上述のように、現在行っている個別検査において被検体上の超音波プローブ 101 をあてる位置を表す画像である。具体的には、見本画像 510 は図 5 に示すように、被検体のモデルの上に、現在行われている検査種別に含まれる各個別検査における超音波プローブ 101 をあてる位置 511 が表示されており、さらにその表示されている超音波プローブ 101 をあてる位置 511 の上に各個別検査の番号 512 が表示されている。さらに、見本画像 510 には、現在行われている個別検査における超音波プローブ 101 のあてる位置 511 をわかりやすくするために、矢印 513 でその位置が強調されている。さらに、表示制御部 104 は、該見本画像 510 の下に典型画像 509 を表示させる。上述のように典型画像 509 とは、現在の観察部位を走査した時に得られるべき画像の典型例の画像である。

30

40

【0046】

さらに、次の個別検査に移った場合に、はその個別検査に対応する指示情報が表示画面に表示される。例えば、上部腹部スクリーニングにおける 2 番目の個別検査を行っている場合には図 6 に示すような表示画面が表示される。図 6 は上部腹部スクリーニングの 2 番

50

目の個別検査を行っている時の表示画面の一例の図である。図6に示すように、この2番目の個別検査に対応する見本画像510が表示される。この場合の見本画面では、2番目の個別検査で超音波プローブ101をあてる位置が、矢印513で強調されている。

【0047】

次に、図7を参照して本実施形態にかかる超音波診断装置における表示画面の作成及び表示の流れを説明する。図7は、本実施形態にかかる超音波診断装置における表示画面の作成及び表示のフローチャートの図である。

【0048】

ステップS001：操作者は、ユーザインタフェース105を使用して検査種別を入力し、さらに、検査開始の命令を入力する。

10

【0049】

ステップS002：検査フロー管理部111は、統括制御部108を介して入力された検査種別を基に、観察指示記憶部113に記憶されている検査種別テーブルを検索し、入力された検査種別に含まれる個別検査のうち、最初の個別検査の識別情報を取得する。

【0050】

ステップS003：観察指示提示部112は、検査フロー管理部111から入力された個別検査の識別情報を基に、観察指示記憶部113に記憶されている指示情報対応テーブルを検索し、観察部位、見本画像のID、典型画像のID、及び留意事項を取得する。

【0051】

ステップS004：観察指示提示部112は、見本画像のID及び典型画像のIDを基に、観察指示記憶部113を検索し、見本画像及び典型画像を取得する。

20

【0052】

ステップS005：観察指示提示部112は、取得した観察部位、見本画像、典型画像、及び留意事項などの指示情報を、統括制御部108を介して表示制御部104に送信する。

【0053】

ステップS006：検査フロー管理部111は、プローブ動作判定部109から個別検査終了の通知を受信しているか否かを判断する。受信している場合にはステップS007に進む。受信していない場合には、個別検査終了の通知を受信するまで待機する。

【0054】

30

ステップS007：検査フロー管理部111は、記憶している検査種別及び現在の所定部位検査の識別情報を基に、観察指示記憶部113に記憶されている検査種別テーブルを検索し、次の個別検査の有無を判断する。次の個別検査があればステップS008に進む。次の個別検査がなければすべての個別検査が終了したとして、指示情報の取得および送信を終了する。

【0055】

ステップS008：検査フロー管理部111は、記憶している検査種別及び現在の所定部位検査の識別情報を基に、観察指示記憶部113に記憶されている検査種別テーブルを検索し、次の個別検査の識別情報を取得する。

【0056】

40

ステップS009：検査開始の入力を受けて、送受信部102は、超音波プローブ101を介して超音波の送受信を行う。

【0057】

ステップS0010：画像生成部103は、送受信部102から入力された超音波エコーのデータを基に、超音波画像を生成する。

【0058】

ステップS0011：表示制御部104は、記憶しているフォーマットに基づいて、画像生成部103で生成された超音波画像、及び観察指示提示部112から入力された指示情報を使用して表示画面を作成する。

【0059】

50

ステップ S 0 1 2 : 表示制御部 1 0 4 は、作成した表示画面を表示部 1 0 6 に表示させる。

【 0 0 6 0 】

次に、図 8 を参照して本実施形態にかかる超音波診断装置におけるプローブ動作の判定の流れを説明する。ここで、図 8 は本実施形態にかかる超音波診断装置におけるプローブ動作の判定のフローチャートの図である。

【 0 0 6 1 】

ステップ S 1 0 1 : 画像生成部 1 0 3 は、送受信部 1 0 2 から入力された超音波エコーのデータを基に、超音波画像を生成する。(このステップは図 7 のステップ S 0 0 1 と同様のステップである。)

10

【 0 0 6 2 】

ステップ S 1 0 2 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、画像生成部 1 0 3 から生成した超音波画像の各点における輝度値の情報を取得する。

【 0 0 6 3 】

ステップ S 1 0 3 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、取得した超音波画像の各点における輝度値を基に、該超音波画像に対応する輝度情報グラフを作成し記憶する。

【 0 0 6 4 】

ステップ S 1 0 4 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、1 0 フレーム前の超音波画像の輝度情報グラフと現在の超音波画像の輝度情報グラフの輝度値毎の画素頻度を比較する。プローブ動作判定部 1 0 9 は、全部の輝度値のうち閾値を超えた輝度値の割合を算出する。

20

【 0 0 6 5 】

ステップ S 1 0 5 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、算出した割合が、割合の閾値を超えているか否かを判断する。割合の閾値以下の場合にはステップ S 1 0 6 に進む。割合の閾値を超えている場合にはステップ S ステップ S 1 0 8 に進む。

【 0 0 6 6 】

ステップ S 1 0 6 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、直前のフレームで行われた比較において閾値を超えた輝度値の割合が、割合の閾値を超えていたか否かを確認する。割合の閾値を超えていた場合にはステップ S 1 0 7 に進む。割合の閾値以下の場合にはステップ S 1 0 1 に戻る。

30

【 0 0 6 7 】

ステップ S 1 0 7 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、自己が有するタイマーによって時間計測を開始する。ステップ S 1 0 1 に戻る。

【 0 0 6 8 】

ステップ S 1 0 8 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、直前のフレームで行われた比較において閾値を超えた輝度値の割合が、割合の閾値を超えていたか否かを確認する。割合の閾値を超えていた場合にはステップ S 1 0 9 に進む。割合の閾値以下の場合にはステップ S 1 0 1 に戻る。

【 0 0 6 9 】

ステップ S 1 0 9 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、自己が有するタイマーによる時間の計測を終了する。

40

【 0 0 7 0 】

ステップ S 1 1 0 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、計測した時間が、時間の閾値を超えているかを判断する。時間の閾値を超えている場合にはステップ S 1 1 1 に進む。時間の閾値以下の場合にはステップ S 1 0 1 に戻る。

【 0 0 7 1 】

ステップ S 1 1 1 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、検査フロー管理部 1 1 1 に個別検査終了の通知を行う。図 7 のステップ S 0 0 6 おいて、検査フロー管理部 1 1 1 はこのステップ S 1 1 1 で発せられた通知を受信したか否かを判断する。

【 0 0 7 2 】

ここで、本実施形態ではより容易に所望の超音波画像を取得するため、典型画像を超音

50

波画像と共に表示しているが、個別検査における超音波プローブをあてる大まかな位置を把握だけであれば典型画像を表示しなくてもよい。

【0073】

また、本実施形態では、検査をより効率よく行うため、現在の観察部位、患者の情報、留意事項などを超音波画像と共に表示しているが、それらの情報は表示しなくてもよい。

【0074】

以上で説明したように、本実施形態にかかる超音波診断装置においては、現在行っている個別検査に対応する見本画像を、現在生成されている超音波画像と共に表示画面に表示することができる。そのため、操作者は観察部位の走査を行うときに見本画像により被検体のどの位置に超音波プローブをあてればよいかという大まかな位置を把握できる。そして、操作者はその位置に超音波プローブをあてることで容易に典型画像に近い超音波画像を取得することができる。

10

【0075】

さらに、本実施形態に係る超音波診断装置では超音波画像と共に典型画像が表示されているため、操作者は見本画像が示す位置で大まかな超音波プローブの大まかな位置を把握した後に、典型画像に近づけるように超音波プローブの位置の調整を行うことで、より一層典型画像に近い画像、すなわちその検査で必要とされる画像を取得することが可能となる。

【0076】

〔第2の実施形態〕

20

以下、この発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は、個別検査終了の判断方法が第1の実施形態と異なるものである。そこで、以下ではプローブ動作判定部による個別検査終了の判断について主に説明する。本実施形態に係る超音波診断装置の構成も図1に示すブロック図と同様の構成である。

【0077】

プローブ動作判定部109は、輝度値の閾値として30、割合の閾値として30%、時間の閾値として10秒、を記憶している。

【0078】

さらに、プローブ動作判定部109は、超音波画像の中で輝度重心が移動する画像領域の範囲の閾値として半径5cmの円と記憶している。これは、後で説明するように輝度重心の移動領域を規定する閾値である。

30

【0079】

プローブ動作判定部109は、画像生成部103から現在表示されている超音波画像の各点の輝度値の入力を受ける。プローブ動作判定部109は、入力された各点の輝度値の閾値を記憶する。

【0080】

プローブ動作判定部109は、各点の輝度値を基に、入力された超音波画像に対応する輝度情報グラフを作成する。

【0081】

さらに、プローブ動作判定部109は、各点の輝度値を基に、入力された超音波画像における輝度重心を算出する。

40

【0082】

プローブ動作判定部109は、フレーム毎に超音波画像の輝度重心を算出し、記憶していく。

【0083】

プローブ動作判定部109は、10フレーム前の画素頻度と現在の画素頻度を比較して閾値を超える輝度値が全体の30%以下のフレームが10秒以上続くと、個別検査が開始されていると判断する。

【0084】

プローブ動作判定部109は、個別検査が開始されたと判断した後、記憶している輝度

50

重心を参照し、該個別検査で取得される超音波画像の輝度重心のうちいずれかを基準の輝度重心とする。本実施形態では、閾値を超える輝度値が全体の30%以下のフレームが続く時間計測のタイマーが開始された時の超音波画像の輝度重心を基準の輝度重心とする。これは、例えばタイマーが開始されてから10秒後、すなわち個別検査が開始されていると判断できるときのフレームの超音波画像の輝度重心を基準の輝度重心とするなどしてもよい。

【0085】

そして、個別検査が開始されたと判断した後、10フレーム前の画素頻度と現在の画素頻度を比較して閾値を超える輝度値が全体の30%を超えた場合、プローブ動作判定部109は、現在の輝度重心を基準の輝度重心と比較する。そして、プローブ動作判定部109は、現在の輝度重心と基準の輝度重心との距離が上述の輝度重心が移動する画像領域の範囲の閾値である5cmを超えている場合、個別検査の終了を検査フロー管理部111へ出力する。

10

【0086】

次に、図9を参照して、本実施形態に係るプローブ動作判定部109における個別検査終了の判断の流れを説明する。図9は本実施形態に係るプローブ動作判定部109における個別検査終了の判断のフローチャートの図である。

【0087】

ステップS201：画像生成部103は、送受信部102から入力された超音波エコーのデータを基に、超音波画像を生成する。（このステップは図7のステップS001と同様のステップである。）

20

【0088】

ステップS202：プローブ動作判定部109は、画像生成部103から生成した超音波画像の各点における輝度値の情報を取得する。

【0089】

ステップS203：プローブ動作判定部109は、取得した超音波画像の各点における輝度値を基に、該超音波画像に対応する輝度情報グラフを作成し記憶する。

【0090】

ステップS204：プローブ動作判定部109は、取得した超音波画像の各点における輝度値を基に、該超音波画像に対応する輝度重心を算出し記憶する。

30

【0091】

ステップS205：プローブ動作判定部109は、10フレーム前の超音波画像の輝度情報グラフと現在の超音波画像の輝度情報グラフの輝度値毎の画素頻度を比較する。プローブ動作判定部109は、全部の輝度値のうち閾値を超えた輝度値の割合を算出する。

【0092】

ステップS206：プローブ動作判定部109は、算出した割合が、割合の閾値を超えているか否かを判断する。割合の閾値以下の場合にはステップS207に進む。割合の閾値を超えている場合にはステップSステップS209に進む。

【0093】

ステップS207：プローブ動作判定部109は、直前のフレームで行われた比較において閾値を超えた輝度値の割合が、割合の閾値を超えていたか否かを確認する。割合の閾値を超えていた場合にはステップS208に進む。割合の閾値以下の場合にはステップS209に進む。

40

【0094】

ステップS208：プローブ動作判定部109は、自己が有するタイマーによって時間の計測を開始する。このステップの後ステップS201に戻る。

【0095】

ステップS209：プローブ動作判定部109は、自己が有するタイマーによって計測されている時間が時間の閾値を超えているかを判断する。時間の閾値を超えている場合にはステップS210に進む。時間の閾値以下の場合にはステップS201に戻る。

50

【 0 0 9 6 】

ステップ S 2 1 0 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、既に基準の輝度重心を設定しているか否かを判断する。未だ決定していない場合にはステップ S 2 1 1 に進む。すでに設定している場合にはステップ S 2 0 1 に戻る。

【 0 0 9 7 】

ステップ S 2 1 1 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、自己が記憶している輝度重心を参照し、タイマーが時間計測を開始した時の超音波画像における輝度重心を基準の輝度重心と設定する。

【 0 0 9 8 】

ステップ S 2 1 2 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、直前のフレームで行われた比較において閾値を超えた輝度値の割合が、割合の閾値を超えていたか否かを確認する。時間の閾値を超えていた場合にはステップ S 2 1 3 に進む。時間の閾値以内の場合にはステップ S 2 0 1 に戻る。

【 0 0 9 9 】

ステップ S 2 1 3 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、自己が有するタイマーによる時間計測を終了する。

【 0 1 0 0 】

ステップ S 2 1 4 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、計測した時間が、時間の閾値を超えているかを判断する。時間の閾値を超えている場合にはステップ S 2 1 5 に進む。時間の閾値以下の場合にはステップ S 2 0 1 に戻る。

【 0 1 0 1 】

ステップ S 2 1 5 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、現在の輝度重心と基準の輝度重心との距離が閾値を超えているかを判断する。閾値を超えている場合にはステップ S 2 1 6 に進む。時間の閾値以下の場合にはステップ S 2 0 1 に戻る。

【 0 1 0 2 】

ステップ S 2 1 6 : プローブ動作判定部 1 0 9 は、検査フロー管理部 1 1 1 に個別検査終了の通知を行う。

【 0 1 0 3 】

以上で説明したように、本実施形態に係る超音波診断装置においては、プローブ動作判定部は画素頻度が閾値を超える輝度値が全体の所定の割合を超えるとともに、その超音波画像における輝度重心が所定の閾値を超えた時に、個別検査が終了したと判断する。

【 0 1 0 4 】

〔 第 3 の実施形態 〕

以下、この発明の第 3 の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は、周期的な運動を行う心臓などの臓器を検査するためのものであり、輝度情報グラフの比較方法が第 1 及び第 2 の実施形態と異なるものである。そこで、以下ではプローブ動作判定部による輝度情報グラフの比較について主に説明する。本実施形態に係る超音波診断装置の構成も図 1 に示すブロック図と同様の構成である。

【 0 1 0 5 】

心臓のような周期的な運動を行う臓器の場合、生成される超音波画像は刻々と変化し、同じ位置を走査していれば 1 周期の後、ほぼ同様の超音波画像が生成されることになる。そこで、本実施形態に係るプローブ動作判定部 1 0 9 では、現在のフレームに対応する輝度情報グラフと 1 周期前のフレームに対応する輝度情報グラフとを比較する。以下具体的に説明する。

【 0 1 0 6 】

プローブ動作判定部 1 0 9 は、画像生成部 1 0 3 からフレーム毎に超音波画像の各点における輝度値の入力を受ける。

【 0 1 0 7 】

プローブ動作判定部 1 0 9 は、外部の心電計などから心拍を受け取る。プローブ動作判定部 1 0 9 は、心電波形の R 波から現在のフレームまでのフレーム数をカウントし該フレ

10

20

30

40

50

ーム数を取得する。プローブ動作判定部 109 は、現在のフレームに対応する輝度情報グラフを記憶するとともに、取得した R 波から現在のフレームまでのフレーム数を記憶する。

【0108】

プローブ動作判定部 109 は、記憶している 1 つ前の周期における各フレームの R 波からのフレーム数を検索し、R 波から現在のフレームまでのフレーム数と同じフレーム数を有する 1 周期前のフレームの輝度情報グラフ（以下では、「1 周期前の輝度情報グラフ」という。）を取得する。

【0109】

プローブ動作判定部 109 は、現在のフレームに対応する輝度情報グラフと 1 周期前の輝度情報グラフを比較する。

【0110】

プローブ動作判定部 109 は、閾値を超える輝度値が占める割合が 30 % 以内のフレームが 10 秒続くと個別検査が開始されていると判断する。

【0111】

プローブ動作判定部 109 は、閾値を超える輝度値が占める割合が 30 % 以内のフレームが 10 秒以上続いた後、閾値を超える輝度値が占める割合が 30 % を超えるフレームが現れると、個別検査が終了した通知を観察指示提示部 112 へ出力する。

【0112】

また、本実施形態に係るプローブ動作判定部 109 においても、第 2 の実施形態と同様に輝度重心を用いた判定を併用して超音波プローブ 101 の動作の判定を行ってもよい。

【0113】

以上で説明したように、本実施形態に係る超音波診断装置では、1 周期前のフレームと現在のフレームとの輝度情報グラフを比較して所定部位走査の開始や終了を判断する。これにより、心臓のように周期的な動きを有する臓器に対する検査においても超音波プローブの動作を判定することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0114】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置のブロック図

【図 2】検査種別テーブルの一例の図

【図 3】指示情報対応テーブルの一例の図

【図 4】（A）輝度情報グラフの一例の図（B）輝度情報グラフの他の例の図

【図 5】表示画面を説明するための一例の図

【図 6】表示画面を説明するための他の例の図

【図 7】表示画面作成及び表示のフローチャートの図

【図 8】第 1 の実施形態に係る超音波プローブによるプローブ動作判定のフローチャートの図

【図 9】第 2 の実施形態に係る超音波プローブによるプローブ動作判定のフローチャートの図

【符号の説明】

【0115】

101 超音波プローブ

102 送受信部

103 画像生成部

104 表示制御部

105 ユーザインタフェース

106 表示部

107 入力部

108 統括制御部

109 プローブ動作判定部

10

20

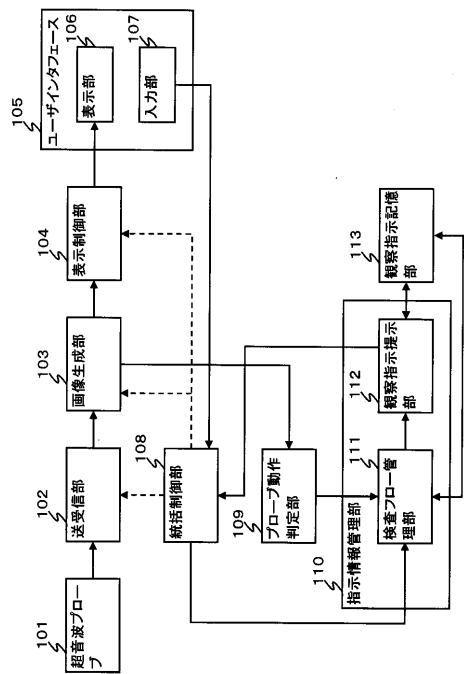
30

40

50

- 1 1 0 指示情報管理部
- 1 1 1 検査フロー管理部
- 1 1 2 観察指示提示部
- 1 1 3 観察指示記憶部

【 図 1 】



【 図 2 】

200

検査種別	所定部位走査
201 上部腹部スクリーニング	#1
	#2
	#3
	#4
	#5
....	#1
	#2
	#3

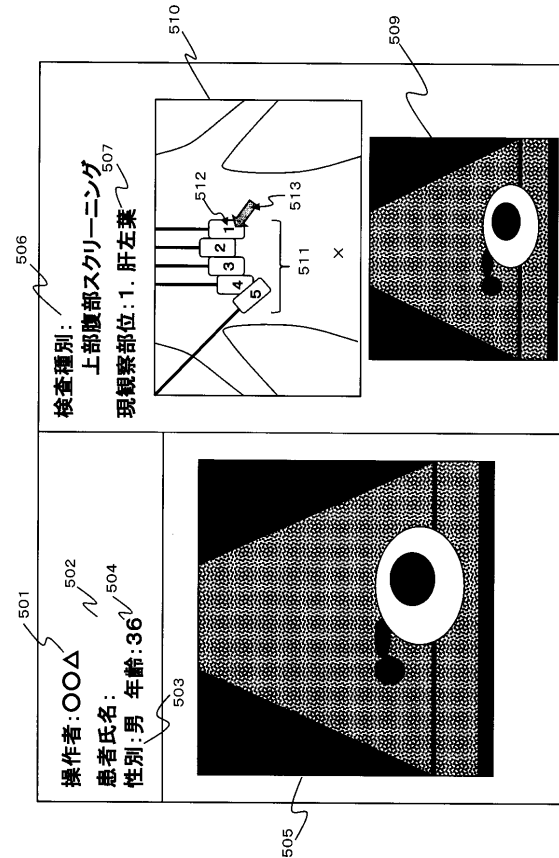
210

【図 3】

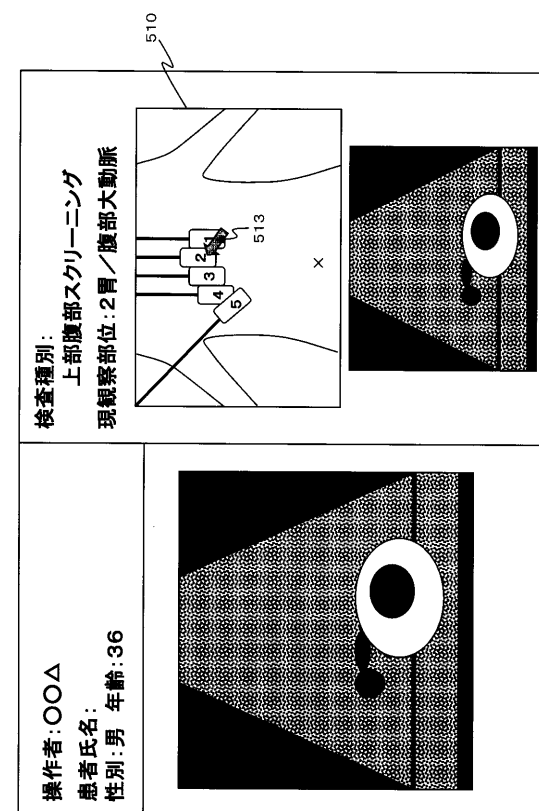
【上部腹部スクリーニングの指示情報対応テーブル】

所定部位走査	観察部位	見本画像	典型画像	留意事項
#1	肝左葉	A1	B1	肝の萎縮の有無、肝の凹凸の有無、胆嚢壁の肥厚
#2	胃/腹部大動脈	A2	B2	B2
#3	脾頭部	A3	B3	B3
#4	肝右葉	A4	B4	B4
#5	総胆管	A5	B5	B5

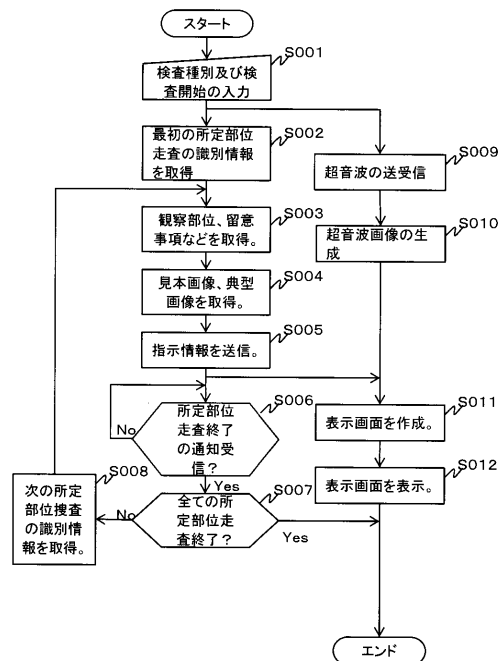
【図 5】



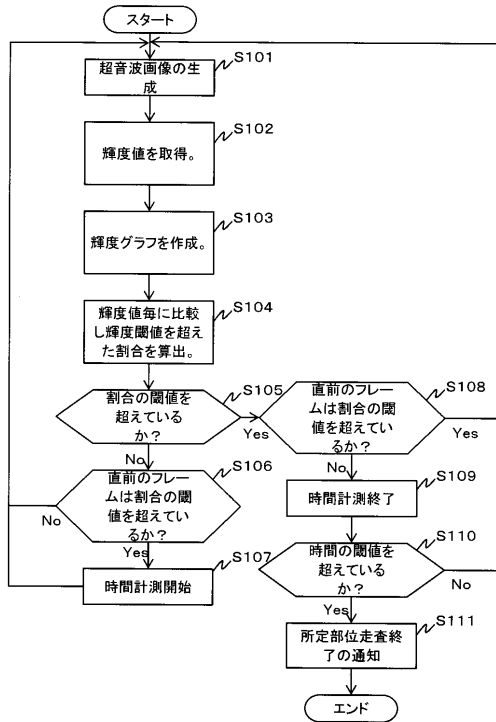
【図 6】



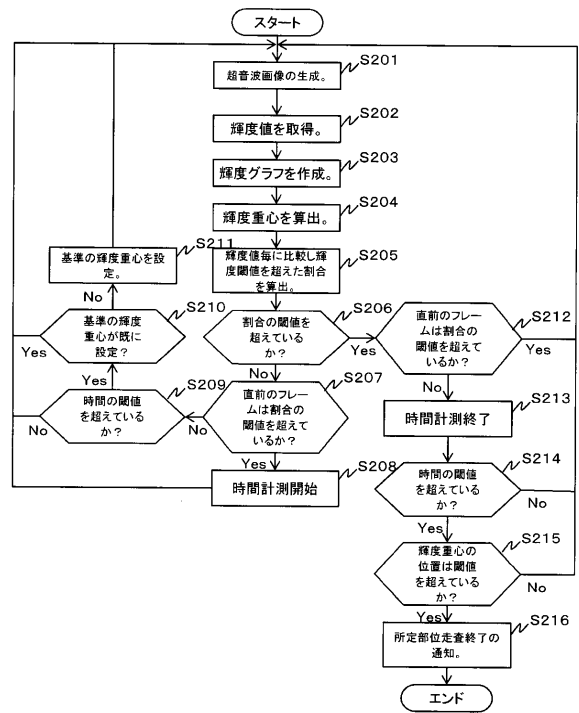
【図 7】



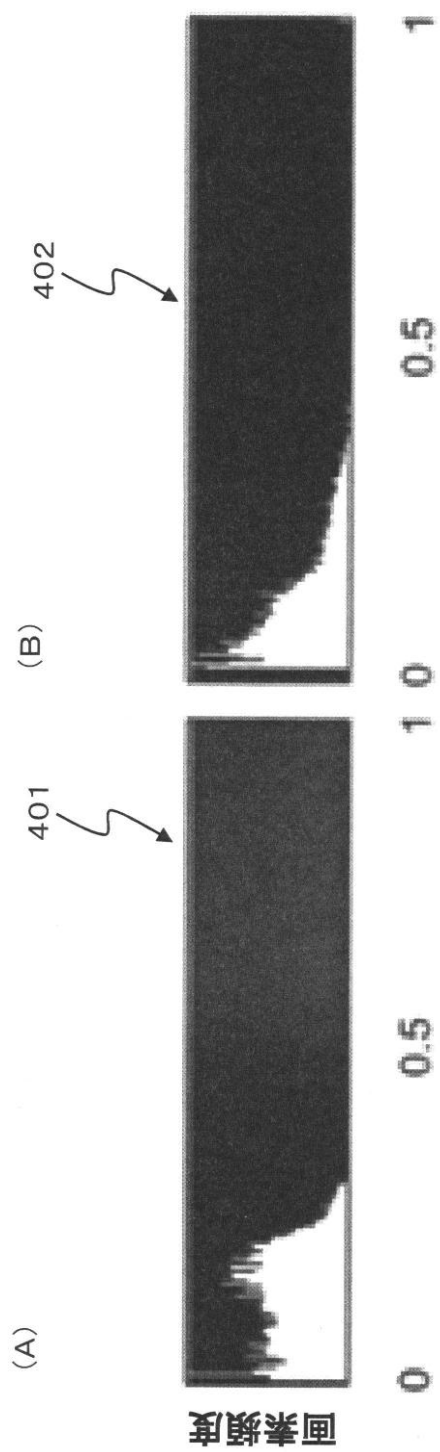
【図 8】



【図 9】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 坂上 弘祐

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 八木 稔

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 EE10 EE11 JB36 JB38 JC07 JC11 KK07 KK12 KK24
KK25 KK31 KK33 KK46 LL04

专利名称(译)	超音波診断装置及び超音波画像表示方法		
公开(公告)号	JP2009189711A	公开(公告)日	2009-08-27
申请号	JP2008035948	申请日	2008-02-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	池田智 坂上弘祐 八木稔		
发明人	池田 智 坂上 弘祐 八木 稔		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/JB36 4C601/JB38 4C601/JC07 4C601/JC11 4C601/KK07 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/KK46 4C601/LL04		
其他公开文献	JP5575370B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，该装置能够在测试过程中对应于测试目的的超声波探头的测试样本上显示合适的位置。解决方案：该装置配备有观察指示存储器部分113为了预先存储示出针对每个测试项目照射超声波探头101的位置的样本图像，指示信息控制部分110基于输入从观察指示存储器部分113中提取每个输入测试项目中的样本图像测试项目，在显示装置106上显示样本图像的显示控制部分104，通过超声波探测器101发射的超声波发射接收操作观察位置的发射 - 接收部分102照射到样本图像中所示的位置图像产生部分103基于接收的超声波产生超声波图像。

