

(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2019-315
(P2019-315A)

(43) 公開日 平成31年1月10日(2019.1.10)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F I

A61B 8/14 Z I T

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2017-116962(P2017-116962)
(22) 出願日 平成29年6月14日(2017.6.14)

(71) 出願人 594164542
キヤノン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 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74) 代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
(74) 代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74) 代理人 100179062
弁理士 井上 正
(74) 代理人 100189913
弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

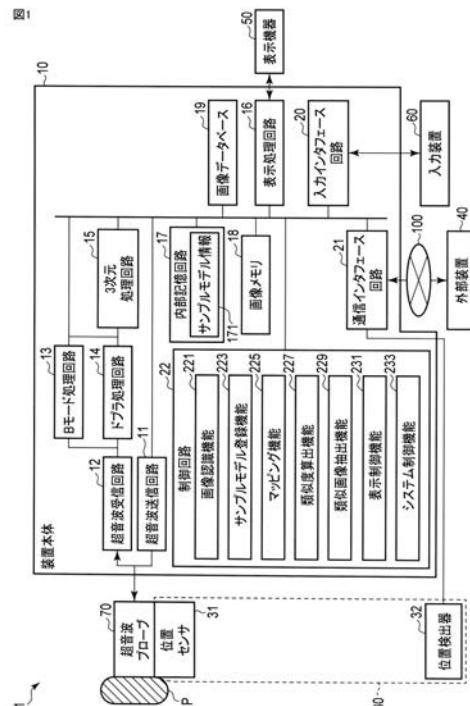
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び医用画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】 対象とする疾患近辺の超音波画像に類似する過去画像の検索を、正確、かつ、効率的に行うことを可能とすることにある。

【解決手段】 実施形態によれば、超音波診断装置は、取得部、算出部、画像抽出部、及び表示制御部を具備する。取得部は、ボディマーク、プローブマーク、及びアノテーションのうち、少なくとも一つを含む付帯情報が画像情報として付された第1の画像を取得する。算出部は、前記第1の画像に付された前記付帯情報を画像認識することにより、当該第1の画像について、撮像位置を特定するための位置特定情報を算出する。画像抽出部は、過去に取得された複数の第2の画像の中から、前記算出された位置特定情報と対応する位置特定情報を含む付帯情報が付された第3の画像を抽出する。表示制御部は、前記第3の画像を表示する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ボディマーク、プローブマーク、及びアノテーションのうち、少なくとも一つを含む付帯情報が画像情報として付された第 1 の画像を取得する取得部と、

前記第 1 の画像に付された前記付帯情報を画像認識することにより、当該第 1 の画像について、撮像位置を特定するための位置特定情報を算出する算出部と、

過去に取得された複数の第 2 の画像の中から、前記算出された位置特定情報と対応する位置特定情報を含む付帯情報が付された第 3 の画像を抽出する画像抽出部と、

前記第 3 の画像を表示する表示制御部と

を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記算出された位置特定情報に基づいて、前記ボディマーク、前記プローブマーク、及び前記アノテーションのうち、少なくとも一つを 3 次元モデルに対応付けるマッピング部をさらに具備する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像抽出部は、前記第 1 の画像及び前記第 3 の画像の画素値に基づく画像特徴量に基づいて、前記抽出された複数の第 3 の画像の中から、前記第 1 の画像と類似する少なくとも一つの第 4 の画像を抽出する請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記付帯情報は、プローブマークが付されたボディマークを含み、

前記算出部は、前記ボディマークを画像認識し、当該ボディマークに含まれるプローブマークから超音波プローブに関する撮像情報を算出する請求項 1 乃至 3 のうちいずれかに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記算出部は、前記プローブマークの形状に応じて、前記撮像情報の算出方法を変更する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第 1 の画像に付された付帯情報は、前記第 1 の画像に係る画像の向き及びボディマークを含み、かつ、前記第 2 の画像に付された付帯情報は、前記第 2 の画像に係る画像の向き及びボディマークを含み、

前記算出部は、前記第 1 の画像に係る画像の向き、及び前記第 2 の画像に係る画像の向きが一致するように、前記第 1 の画像に係る画像の向き、又は前記第 2 の画像に係る画像の向きを変更し、前記変更に合わせて、前記第 1 の画像又は前記第 2 の画像に付されたボディマークの形状を変更する請求項 1 乃至 3 のうちいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記算出部は、前記第 1 の画像及び前記第 3 の画像について、形状の変化しやすい病変部位以外の箇所における画素値に基づく画像特徴量を比較する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画像抽出部は、人体モデル上から選択されたプローブマークを検索キーとして、前記複数の第 2 の画像の中から、前記第 3 の画像を抽出する請求項 1 乃至 3 のうちいずれかに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記画像抽出部は、ボディマーク上から選択されたプローブマークを検索キーとして、前記複数の第 2 の画像の中から、前記第 3 の画像を抽出する請求項 1 乃至 3 のうちいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記付帯情報は、アノテーションを含み、

前記画像抽出部は、前記アノテーションに含まれる文字列及び前記アノテーションの前記第 1 の画像上における位置を検索キーとして、前記複数の第 2 の画像の中から、前記第

50

3の画像を抽出する請求項1乃至3のうちいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項11】

ボディマーク、プローブマーク、及びアノテーションのうち、少なくとも一つを含む付帯情報が画像情報として付された第1の画像を取得する取得部と、

前記第1の画像に付された前記付帯情報を画像認識することにより、当該第1の画像について、撮像位置を特定するための位置特定情報を算出する算出部と、

前記位置特定情報を、前記第1の画像に関連付けて所定の記憶装置に記憶する記憶制御部と

を具備する超音波診断装置。

【請求項12】

ボディマーク、プローブマーク、及びアノテーションのうち、少なくとも一つを含む付帯情報が画像情報として付された第1の画像を取得する取得部と、

前記第1の画像に付された前記付帯情報を画像認識することにより、当該第1の画像について、撮像位置を特定するための位置特定情報を算出する算出部と、

過去に取得された複数の第2の画像の中から、前記算出された位置特定情報と対応する位置特定情報を含む付帯情報が付された第3の画像を抽出する画像抽出部と、

前記第3の画像を表示する表示制御部と

を具備する医用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置、及び医用画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像を観察している際に、過去に同じ位置から撮影した類似画像を読み出して、超音波画像と読み出した類似画像とを比較したいというニーズがある。

【0003】

類似画像を読み出す方法としては、第1の方法として、例えば超音波画像の画素値に基づく画素値分布同士を比較して、類似する内容の過去画像を抽出する方法が挙げられる。

しかしながら、比較対象となる超音波画像の画素値分布は、体内の同じ場所を撮影していたとしてもプローブの当て方や撮像パラメータによって異なってしまう場合があり、検出確度が絶対ではない。さらに、画素値に基づく画像特徴量同士の比較により類似画像を抽出する処理は、計算に要する負荷が大きく、過去画像の量が膨大になると多くの処理時間を要する。

【0004】

また、第2の方法として、例えば超音波画像に付された、DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) タグ等の付帯情報を参照して、類似する付帯情報を持つ過去画像を抽出する方法が挙げられる。第2の方法では、例えばボディマーク毎に割り当てられるボディマークID、又は検査部位を比較することにより、類似画像が抽出される。しかしながら、ボディマークIDの割り当て方法は、メーカーや製品のバージョンにより異なるため、比較対象となる過去画像に異なるメーカー、及び異なる製品のバージョンのボディマークIDが含まれる場合には対応できない。また、検査部位が同じでも、実際の撮像位置が異なれば、超音波画像としては同じ撮像部位を撮像しているとは限らない。

【0005】

このように、上記画素値に基づく画像特徴量同士を比較する方法、及び付帯情報を比較する方法では、検索精度、及び検索効率の観点から問題がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

10

20

30

40

50

【特許文献1】特開2015-008775号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本実施形態の目的は、対象とする疾患近辺の超音波画像に類似する過去画像の検索を、正確、かつ、効率的に行うことを可能とすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施形態によれば、超音波診断装置は、取得部、算出部、画像抽出部、及び表示制御部を具備する。取得部は、ボディマーク、プローブマーク、及びアノテーションのうち、少なくとも一つを含む付帯情報が画像情報として付された第1の画像を取得する。算出部は、前記第1の画像に付された前記付帯情報を画像認識することにより、当該第1の画像について、撮像位置を特定するための位置特定情報を算出する。画像抽出部は、過去に取得された複数の第2の画像の中から、前記算出された位置特定情報と対応する位置特定情報を含む付帯情報が付された第3の画像を抽出する。表示制御部は、前記第3の画像を表示する。

10

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る超音波診断装置が超音波画像データにサンプルモデルを関連付ける際の制御回路の動作を示すフローチャートである。

20

【図3】図3は、第1の実施形態に係る表示機器に表示されるボディマーク領域が含まれる超音波画像を表す図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係るサンプルモデル情報に登録されるサンプルモデルを説明するための図である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係る超音波診断装置がサンプルモデルを人体モデルへ対応付ける具体的方法を説明するための図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る超音波診断装置がサンプルモデルに係るボディマークに含まれるプローブマークの形状に基づいて撮像情報を算出する具体的方法を説明するための図である。

30

【図7】図7は、第1の実施形態に係る超音波診断装置がプローブマークを人体モデルへ対応付ける具体的方法を説明するための図である。

【図8】図8は、第1の実施形態に係る超音波診断装置が、取得された超音波画像データに係る超音波画像に類似する過去画像を検索する際の制御回路の動作を示すフローチャートである。

【図9】図9は、第1の実施形態に係る超音波診断装置がプローブマークをサンプルモデル及び人体モデルへ対応付ける具体的方法を説明するための図である。

【図10】図10は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【図11】図11は、第2の実施形態に係る超音波診断装置が、指定されたサンプルプローブマークに類似するサンプルプローブマークを有する過去画像を検索する際の制御回路の動作を示すフローチャートである。

40

【図12】図12は、第2の実施形態に係る表示機器に表示される人体モデルを示す図である。

【図13】図13は、第3の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【図14】図14は、第3の実施形態に係る超音波診断装置が、取得された超音波画像データに係る超音波画像に類似する過去画像を検索する際の制御回路の動作を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、実施の形態について、図面を参照して説明する。

50

【 0 0 1 1 】

[第 1 の実施形態]

第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 を図 1 のブロック図を参照して説明する。

【 0 0 1 2 】

図 1 に示されるように、超音波診断装置 1 は、装置本体 1 0、超音波プローブ 7 0、位置センサシステム 3 0、表示機器 5 0、及び入力装置 6 0 を備える。装置本体 1 0 は、ネットワーク 1 0 0 を介して外部装置 4 0 と接続される。また、装置本体 1 0 は、位置センサシステム 3 0、表示機器 5 0、及び入力装置 6 0 と接続される。

【 0 0 1 3 】

位置センサシステム 3 0 は、超音波プローブ 7 0 及び超音波画像の 3 次元の位置情報を取得するためのシステムである。位置センサシステム 3 0 は、位置センサ 3 1 と位置検出装置 3 2 とを備える。

10

【 0 0 1 4 】

位置センサシステム 3 0 は、例えば、磁気センサ、赤外線センサまたは赤外線カメラ用のターゲット等を位置センサ 3 1 として超音波プローブ 7 0 に装着させることで、超音波プローブ 7 0 の 3 次元の位置情報を取得する。なお、超音波プローブ 7 0 にジャイロセンサ（角速度センサ）を内蔵させ、このジャイロセンサにより超音波プローブ 7 0 の 3 次元の位置情報を取得してもよい。また、位置センサシステム 3 0 は、超音波プローブ 7 0 をカメラで撮影し、撮影した画像を画像認識処理することにより超音波プローブ 7 0 の 3 次元の位置情報を取得してもよい。また、位置センサシステム 3 0 は、超音波プローブ 7 0 をロボットアームで保持し、ロボットアームの 3 次元空間の位置を超音波プローブ 7 0 の位置情報として取得してもよい。

20

【 0 0 1 5 】

以下では、位置センサシステム 3 0 が磁気センサを用いて超音波プローブ 7 0 の位置情報を取得する場合を例に説明する。具体的には、位置センサシステム 3 0 は、例えば磁気発生コイルなどを有する磁気発生器（図示せず）をさらに含む。磁気発生器は、磁気発生器自身を中心として、外側に向かって磁場を形成する。形成された磁場には、位置精度が保証される磁場空間が定義される。よって、磁気発生器の配置は、検査の対象となる生体が、位置精度が保証される磁場空間内に包含されるように配置されればよい。超音波プローブ 7 0 に装着される位置センサ 3 1 は、磁気発生器によって形成される 3 次元の磁場の強度及び傾きを検出する。これにより、超音波プローブ 7 0 の位置と方向とを取得することができる。位置センサ 3 1 は、検出した磁場の強度及び傾きを位置検出装置 3 2 へ出力する。

30

【 0 0 1 6 】

位置検出装置 3 2 は、位置センサ 3 1 で検出された磁場の強度及び傾きに基づき、例えば、所定の位置を原点とした 3 次元空間における超音波プローブ 7 0 の位置（スキャン面の位置（ x, y, z ）及び回転角度（ α, β, γ ））を算出する。このとき、所定の位置は、例えば、磁気発生器が配置される位置とする。位置検出装置 3 2 は、算出した位置（ $x, y, z, \alpha, \beta, \gamma$ ）に関する位置情報を装置本体 1 0 へ送信する。

40

【 0 0 1 7 】

なお、上述のように取得した位置情報と超音波プローブ 7 0 から送受信された超音波の超音波画像データとを時刻同期などで対応付けることにより、超音波画像データに位置情報を付与することができる。

【 0 0 1 8 】

超音波プローブ 7 0 は、複数の圧電振動子、圧電振動子に設けられる整合層、及び圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバッキング材等を有する。超音波プローブ 7 0 は、装置本体 1 0 と着脱自在に接続される。複数の圧電振動子は、装置本体 1 0 が有する超音波送信回路 1 1 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ 7 0 には、後述するオフセット処理や、超音波画像のフリーズなどの際に押下されるボタンが配置されてもよい。

50

【0019】

超音波プローブ70から生体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、生体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ70が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して周波数偏移を受ける。超音波プローブ70は、生体Pからの反射波信号を受信して電気信号に変換する。

【0020】

図1に示される装置本体10は、超音波プローブ70が受信した反射波信号に基づいて超音波画像を生成する装置である。装置本体10は、図1に示すように、超音波送信回路11、超音波受信回路12、Bモード処理回路13、ドプラ処理回路14、3次元処理回路15、表示処理回路16、内部記憶回路17、画像メモリ18（シネメモリ）、画像データベース19、入力インタフェース回路20、通信インタフェース回路21及び制御回路22を含む。

【0021】

超音波送信回路11は、超音波プローブ70に駆動信号を供給するプロセッサである。超音波送信回路11は、例えば、トリガ発生回路、遅延回路、及びパルサ回路等により実現される。トリガ発生回路は、制御回路22の制御の下、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。遅延回路は、超音波プローブ70から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、トリガ発生回路が発生する各レートパルスに対し与える。パルサ回路は、制御回路22の制御の下、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ70に駆動信号（駆動パルス）を印加する。遅延回路により各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向が任意に調整可能となる。

【0022】

超音波受信回路12は、超音波プローブ70が受信した反射波信号に対して各種処理を施し、受信信号を生成するプロセッサである。超音波受信回路12は、例えば、アンプ回路、A/D変換器、受信遅延回路、及び加算器等により実現される。アンプ回路は、超音波プローブ70が受信した反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、遅延時間が与えられた複数のデジタル信号を加算する。加算器の加算処理により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調された受信信号が発生する。

【0023】

Bモード処理回路13は、超音波受信回路12から受け取った受信信号に基づき、Bモードデータを生成するプロセッサである。Bモード処理回路13は、超音波受信回路12から受け取った受信信号に対して包絡線検波処理、及び対数増幅処理等を施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（Bモードデータ）を生成する。生成されたBモードデータは、2次元的な超音波走査線上のBモードRAWデータとして不図示のRAWデータメモリに記憶される。

【0024】

ドプラ処理回路14は、超音波受信回路12から受け取った受信信号に基づき、ドプラ波形、及びドプラデータを生成するプロセッサである。ドプラ処理回路14は、受信信号から血流信号を抽出し、抽出した血流信号からドプラ波形を生成すると共に、血流信号から平均速度、分散、及びパワー等の情報を多点について抽出したデータ（ドプラデータ）を生成する。生成されたドプラデータは、2次元的な超音波走査線上のドプラRAWデータとして不図示のRAWデータメモリに記憶される。

【0025】

10

20

30

40

50

3次元処理回路15は、Bモード処理回路13、及びドブラ処理回路14により生成されたデータに基づき、ボリュームデータ(3次元画像データ)を生成可能なプロセッサである。

【0026】

3次元処理回路15は、RAWデータメモリに記憶されたBモードデータに対し、空間的な位置情報を加味した補間処理を含むRAW-ボクセル変換を実行することで、所望の範囲のボクセルから構成されるボリュームデータを生成する。

【0027】

また、3次元処理回路15は、発生したボリュームデータに対してレンダリング処理を施し、レンダリング画像データを生成する。

10

【0028】

表示処理回路16は、各種画像を表示機器50に表示するプロセッサである。表示処理回路16は、座標変換処理等により、表示画像としての超音波画像データを生成する。座標変換処理とは、例えば、Bモードデータ、及びドブラデータからなる超音波走査の走査線の信号列を、テレビ等に代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列であるビデオ信号に変換する処理である。生成された超音波画像データには、入力インタフェース回路を介し、所定のボディマーク及び当該ボディマーク上に設定される少なくとも1つのサンプルプローブマークが付される。そして、ボディマーク及び当該ボディマーク上に設定される少なくとも1つのサンプルプローブマークが付された超音波画像データは、例えばDICOM(digital imaging and communication in medicine)規格に準拠したフ

20

【0029】

表示処理回路16は、RAWデータメモリに記憶されたBモードRAWデータに基づいてBモード画像データを生成する。Bモード画像データは、音波の集束などの超音波プローブの特性や超音波ビーム(例えば、送受信ビーム)の音場特性などが反映された画素値(輝度値)を有する。例えば、Bモード画像データにおいて、被走査領域において超音波のフォーカス付近では、非フォーカス部分よりも相対的に高輝度となる。表示処理回路16は、生成したBモード画像データを表示機器50に超音波画像として表示させる。

【0030】

また、表示処理回路16は、RAWデータメモリに記憶されたドブラRAWデータに基づいて、平均速度画像、分散画像、パワー画像等に係るドブラ画像データを生成する。表示処理回路16は、生成したドブラ画像データを表示機器50に超音波画像として表示させる。

30

【0031】

また、表示処理回路16は、3次元処理回路15において生成された各種画像データに対し、ダイナミックレンジ、輝度(ブライトネス)、コントラスト、カーブ補正、及びRGB変換などの各種処理を実行することで、画像データをビデオ信号に変換する。表示処理回路16は、ビデオ信号を表示機器50に超音波画像として表示させる。

【0032】

なお、表示処理回路16は、操作者(例えば、術者)が入力インタフェース回路20により各種指示を入力するためのユーザインタフェース(GUI:Graphical User Interface)を生成し、GUIを表示機器50に表示させてもよい。表示機器50としては、例えば、CRTディスプレイや液晶ディスプレイ、有機ELディスプレイ、LEDディスプレイ、プラズマディスプレイ、又は当技術分野で知られている他の任意のディスプレイが適宜利用可能である。

40

【0033】

内部記憶回路17は、例えば、磁氣的若しくは光学的記録媒体、又は半導体メモリ等のプロセッサにより読み取り可能な記録媒体等を有する。内部記憶回路17は、超音波送受信を実現するための制御プログラム、画像処理を行うための制御プログラム、及び表示処理を行なうための制御プログラム等を記憶している。また、内部記憶回路17は、本実施

50

形態に係る各種機能を実現するための制御プログラムを記憶している。また、内部記憶回路 17 は、診断情報（例えば、患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、ボディマーク生成プログラム、及び映像化に用いるカラーデータの範囲を診断部位ごとに予め設定する変換テーブルなどのデータ群を記憶している。また、内部記憶回路 17 は、生体内の臓器の構造に関する解剖学図譜、例えば、アトラスを記憶してもよい。

【0034】

また、内部記憶回路 17 は、入力インタフェース回路 20 を介して入力される記憶操作に従い、3次元処理回路 15 で生成されたボリュームデータ、及びレンダリング画像データを記憶する。なお、内部記憶回路 17 は、入力インタフェース回路 20 を介して入力される記憶操作に従い、3次元処理回路 15 で生成したボリュームデータ、及びレンダリング画像データを、操作順番及び操作時間を含めて記憶してもよい。内部記憶回路 17 は、記憶しているデータを、通信インタフェース回路 21 を介して外部装置へ転送することも可能である。

10

【0035】

また、内部記憶回路 17 は、ボディマークに関するサンプルモデル情報 171 を記憶する。サンプルモデル情報 171 は、超音波画像に画像情報として付されているボディマークを、過去画像を検索する際の検索キーとして用いるためにボディマーク毎に規格化した情報（以下、サンプルモデルと称する）の集合体である。サンプルモデル情報 171 に含まれるそれぞれのサンプルモデルには、例えば、ボディマークの形状を表す画像データ、ボディマークが付された超音波画像に係る画像の位置、及び画像の向き等が含まれる。ボディマークの形状を表す画像データに係る画像には、当該ボディマーク上で設定された少なくとも 1 つのプロブマークを表す画像が含まれている。

20

【0036】

画像の位置及び画像の向きは、それぞれ超音波画像の撮像位置を特定するための情報の 1 つである。撮像位置を特定するための情報とは、超音波画像データに付された付帯情報に含まれる情報、又は / 及び、当該超音波画像データに基づく超音波画像を画像認識して得られる情報である。撮像位置を特定するための情報は、例えば実際に超音波画像が撮像された際の撮像位置が類似しているかという観点から、過去画像データに基づく過去画像を検索するためのキーとして用いられる。

【0037】

画像の位置は、被検体のどの位置（部位）を撮像したかを表す。画像の位置は、例えば、検査部位が特定可能な解剖学的部位の名称で表されてもよいし、所定の基準位置を原点とした座標で表されてもよい。画像の向きは、被検体が向いている方向によって定義される。画像の向きは、例えば、被検体の前頭面が向いている方向を示す単位ベクトルである法線ベクトルで表される。なお、画像の位置、及び画像の向きは、例えば、超音波画像に係る超音波画像データに付帯された、例えば DICOM タグ等の付帯情報に含まれている。

30

【0038】

また、内部記憶回路 17 は、人体全身の解剖学的構造を表す人体モデルを記憶する。人体モデルは、例えば複数の検査部位を構成要素として含む解剖学的マップ、又は 3次元座標情報を含む 3D 画像データ等である。

40

【0039】

画像メモリ 18 は、例えば、磁氣的若しくは光学的記録媒体、又は半導体メモリ等のプロセッサにより読み取り可能な記録媒体等を有する。画像メモリ 18 は、入力インタフェース回路 20 を介して入力されるフリーズ操作直前の複数フレームに対応する画像データを保存する。画像メモリ 18 に記憶されている画像データは、例えば、連続表示（シネ表示）される。

【0040】

画像データベース 19 は、外部装置 40 から転送される画像データを記憶する。例えば、画像データベース 19 は、過去の診察において取得された同一患者に関する過去画像デ

50

ータを、外部装置 40 から取得して記憶する。過去画像データには、超音波画像データ、C T (Computed Tomography) 画像データ、M R 画像データ、P E T (Positron Emission Tomography) - C T 画像データ、P E T - M R 画像データ及び X 線画像データが含まれる。また、過去画像データは、例えば 3 次元ボリュームデータ、及びレンダリング画像データとして記憶されている。

【0041】

なお、画像データベース 19 は、M O、C D - R、D V D などの記録媒体 (メディア) に記録された画像データを読み込むことで、所望の画像データを格納してもよい。

【0042】

入力インタフェース回路 20 は、入力装置 60 を介して、操作者からの各種指示を受け付ける。入力装置 60 は、例えば、マウス、キーボード、パネルスイッチ、スライダスイッチ、トラックボール、ロータリーエンコーダ、操作パネル及びタッチコマンドスクリーン (T C S) である。入力インタフェース回路 20 は、例えばバスを介して制御回路 22 に接続され、操作者から入力される操作指示を電気信号へ変換し、電気信号を制御回路 22 へ出力する。なお、本明細書において入力インタフェース回路 20 は、マウス及びキーボード等の物理的な操作部品と接続するものだけに限られない。例えば、超音波診断装置 1 とは別体に設けられた外部の入力機器から入力される操作指示に対応する電気信号を無線信号として受け取り、この電気信号を制御回路 22 へ出力する電気信号の処理回路も入力インタフェース回路 20 の例に含まれる。

10

【0043】

通信インタフェース回路 21 は、位置センサシステム 30 と例えば無線により接続し、位置検出装置 32 から送信される位置情報を受信する。また、通信インタフェース回路 21 は、ネットワーク 100 等を介して外部装置 40 と接続され、外部装置 40 との間でデータ通信を行う。外部装置 40 は、例えば、各種の医用画像のデータを管理するシステムである P A C S (Picture Archiving and Communication System) のデータベース、医用画像が添付された電子カルテを管理する電子カルテシステムのデータベース等である。また、外部装置 40 は、例えば、X 線 C T 装置、及び M R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置、核医学診断装置、及び X 線診断装置等、本実施形態に係る超音波診断装置 1 以外の各種医用画像診断装置である。なお、外部装置 40 との通信の規格は、如何なる規格であっても良いが、例えば、D I C O M が挙げられる。

20

【0044】

制御回路 22 は、例えば、超音波診断装置 1 の中枢として機能するプロセッサである。制御回路 22 は、内部記憶回路 17 に記憶されている動作プログラムを実行することで、この動作プログラムに対応する機能を実現する。具体的には、制御回路 22 は、画像認識機能 221、サンプルモデル登録機能 223、マッピング機能 225、類似度算出機能 227、類似画像抽出機能 229、表示制御機能 231、及びシステム制御機能 233 を有する。

30

【0045】

画像認識機能 221 は、所定の付帯情報が画像情報として付された超音波画像等を画像認識し、必要な情報を取得する機能である。画像認識機能 221 が実行されると、制御回路 22 は、ボディマークが付された超音波画像を所定の画像認識手法により画像認識する。制御回路 22 は、超音波画像から、ボディマークの形状を含む領域をボディマークの形状を表す画像データとして抽出する。

40

【0046】

また、制御回路 22 は、所定の画像認識手法によりプローブマーク領域が含まれるボディマーク領域を画像認識する。例えば、制御回路 22 は、ボディマークに対するプローブマークの相対的な位置を認識する。また、制御回路 22 は、抽出したボディマークの形状を含む領域から、プローブマークの形状を含む領域をプローブマークの形状を表す画像データとして抽出する。制御回路 22 は、認識したボディマークに対するプローブマークの相対的な位置、及び抽出したプローブマークの形状を表す画像データに基づいて超音波プ

50

ローブに関する撮像情報を算出する。

【0047】

撮像情報は、超音波画像の撮像位置を特定するための情報の1つである。撮像情報には、プローブの中心位置、プローブの向き、及び超音波プローブの扇ぎ方向を示す撮像方向等が含まれる。プローブの中心位置は、例えば、ボディマークの所定の位置を原点とした直交座標系で表されるプローブの重心の位置を表す。プローブの向きは、例えば、ボディマークの所定の位置を原点とした直交座標系の所定の軸を基準としたプローブマークの傾きを表す。撮像方向は、例えば、被検体の体表面から被検体内の撮像対象への撮像角度、例えば煽り角を表す。撮像方向は、ボディマークに係る画像の向きとプローブの向きとの相対的な方向関係によって算出される。

10

【0048】

サンプルモデル登録機能223は、画像認識機能221により抽出されたボディマークの形状を表す画像データに、必要な情報を関連付けてサンプルモデル情報171に登録する機能である。サンプルモデル登録機能223が実行されると、制御回路22は、画像認識機能221により抽出されたボディマークの形状を表す画像データに、画像の位置及び画像の向きを関連付ける。制御回路22は、この画像の位置及び画像の向きが関連付けられた画像データを、サンプルモデルとして、内部記憶回路17に記憶されたサンプルモデル情報171に登録する。

【0049】

マッピング機能225は、サンプルモデル及びプローブマーク等を、所定の人体モデルに対応付ける機能である。マッピング機能225が実行されると、制御回路22は、サンプルモデルを、サンプルモデルに含まれるボディマークの形状を表す画像データ、画像の位置及び画像の向きに基づいて、内部記憶回路17に記憶された人体モデルに対応付ける。これにより、人体モデル上におけるサンプルモデルの位置が定まる。人体モデル上におけるサンプルモデルの位置は、超音波画像の撮像位置を特定するための情報の1つである。

20

【0050】

また、制御回路22は、プローブマークを、当該プローブマークの形状を表す画像データから算出される撮像情報に基づいて、内部記憶回路17に記憶された人体モデルに対応付ける。これにより、人体モデル上におけるプローブマークの位置が定まる。人体モデル上におけるプローブマークの位置は、超音波画像の撮像位置を特定するための情報の1つである。

30

【0051】

類似度算出機能227は、超音波画像に関する類似度を算出する機能である。類似度算出機能227が実行されると、制御回路22は、検索のキー画像となる超音波画像に係る人体モデル上におけるサンプルモデルの位置、及び画像の向きと、過去画像データに基づく過去画像に係る人体モデル上におけるサンプルモデルの位置、及び画像の向きとを比較し、所定の評価関数を用いてボディマークに関する類似度をサンプルモデル毎に算出する。

【0052】

また、類似度算出機能227が実行されると、制御回路22は、画像認識機能221により算出される検索のキー画像となる超音波画像に係るサンプルモデルの人体モデル上における位置、画像の向き、及び撮像情報と、過去画像データに関連付けられたサンプルモデルの人体モデル上における位置、画像の向き、及び撮像情報とを比較し、所定の評価関数を用いてサンプルモデルに関する類似度を過去画像データ毎に算出する。

40

【0053】

また、類似度算出機能227が実行されると、制御回路22は、例えば超音波画像の画素値に基づく画像特徴量と過去画像データに基づく過去画像の画素値に基づく画像特徴量とを比較し、所定の評価関数を用いて画像特徴量に関する類似度を過去画像データ毎に算出する。画像特徴量は、例えば、画素値、及び画素値分布等を含む。

50

【 0 0 5 4 】

類似画像抽出機能 2 2 9 は、類似度算出機能 2 2 7 により算出された各種類似度に基づいて、所定の条件を満たすサンプルモデル又は過去画像等を抽出する機能である。類似画像抽出機能 2 2 9 が実行されると、制御回路 2 2 は、ボディマークに関する類似度に基づいて、サンプルモデル情報 1 7 1 に登録されたサンプルモデルのうち、所定の条件を満たすサンプルモデルを抽出する。制御回路 2 2 は、例えば予め設定される閾値と、ボディマークに関する類似度とをサンプルモデル毎に比較する。制御回路 2 2 は、サンプルモデル情報 1 7 1 に登録されたサンプルモデルのうち、ボディマークに関する類似度が予め設定される閾値より高いサンプルモデルを抽出する。

【 0 0 5 5 】

また、制御回路 2 2 は、サンプルモデルに関する類似度に基づいて、過去画像データに基づく過去画像のうち、所定の条件を満たす過去画像を抽出する。制御回路 2 2 は、例えば予め設定される閾値と、算出された類似度とを過去画像データ毎に比較する。制御回路 2 2 は、過去画像データに基づく過去画像のうち、サンプルモデルに関する類似度が、予め設定される閾値より高い過去画像データを抽出する。

【 0 0 5 6 】

また、制御回路 2 2 は、画像特徴量に関する類似度に基づいて、過去画像データに基づく過去画像のうち、所定の条件を満たす過去画像を抽出する。制御回路 2 2 は、例えば予め設定される閾値と、算出された画像特徴量に関する類似度とを過去画像データ毎に比較する。制御回路 2 2 は、過去画像データに基づく過去画像のうち、画像特徴量に関する類似度が、予め設定される閾値より高い過去画像データを抽出する。

【 0 0 5 7 】

表示制御機能 2 3 1 は、操作者に対し選択候補となるボディマーク又は過去画像を表示する機能である。表示制御機能 2 3 1 が実行されると、制御回路 2 2 は、類似画像抽出機能 2 2 9 により抽出されたサンプルモデルに基づくボディマークを表示機器 5 0 に表示する。また、制御回路 2 2 は、類似画像抽出機能 2 2 9 により抽出された過去画像データに基づく過去画像を表示機器 5 0 に表示する。

【 0 0 5 8 】

システム制御機能 2 3 3 は、超音波診断装置 1 の入出力等の基本動作を制御する機能である。システム制御機能 2 3 3 が実行されると、制御回路 2 2 は、例えば入力インタフェース回路 2 0 を介し、サンプルモデルに基づくボディマークの選択を受け付ける。また、制御回路 2 2 は、例えば入力インタフェース回路 2 0 を介し、過去画像データに基づく過去画像の選択を受け付ける。制御回路 2 2 は、選択された過去画像に係る過去画像データを画像データベース 1 9 から読み出す。

【 0 0 5 9 】

画像認識機能 2 2 1、サンプルモデル登録機能 2 2 3、マッピング機能 2 2 5、類似度算出機能 2 2 7、類似画像抽出機能 2 2 9、表示制御機能 2 3 1、及びシステム制御機能 2 3 3 は、制御プログラムとして組み込まれていてもよいし、制御回路 2 2 自体または装置本体 1 0 に制御回路 2 2 が参照可能な回路として、各機能を実行可能な専用のハードウェア回路が組み込まれていてもよい。

【 0 0 6 0 】

次に、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の各種動作について、図 2、及び図 8 のフローチャートを参照して説明する。

【 0 0 6 1 】

まず、サンプルモデルを超音波画像データに関連付ける動作について説明する。図 2 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 が超音波画像データにサンプルモデルに関連付ける際の制御回路 2 2 の動作の例を示すフローチャートである。以下の説明では、表示処理回路 1 6 により生成された超音波画像データには、ボディマーク及び少なくとも 1 つのプロブマークが予め設定された後に、画像データベース 1 9 に記憶されるものとする。また、超音波画像データには、画像の位置、及び画像の向きが付帯情報として予め付され

10

20

30

40

50

ているものとする。

【 0 0 6 2 】

制御回路 2 2 は、例えば表示処理回路 1 6 により生成された超音波画像データが画像データベース 1 9 に記憶されると、画像認識機能 2 2 1 を実行し、記憶された超音波画像データを読み出す（ステップ S A 1 ）。この超音波画像データには、ボディマーク及び少なくとも 1 つのプロブマークが画像情報として付されている。

【 0 0 6 3 】

制御回路 2 2 は、読み出した超音波画像データに係る超音波画像に対し、画像認識を実行する。これにより、制御回路 2 2 は、超音波画像から、ボディマークの形状を含む領域をボディマークの形状を表す画像データとして抽出する（ステップ S A 2 ）。

10

【 0 0 6 4 】

図 3 は、第 1 の実施形態に係る表示機器 5 0 に表示されるボディマーク領域が含まれる超音波画像の例を表す図である。図 3 に示されるように、制御回路 2 2 は、例えば、超音波画像上で最大輝度、又は、最小輝度となる画素の集合が含まれる領域を認識し、この領域に外接する矩形領域をボディマーク領域 B M として抽出する。

【 0 0 6 5 】

制御回路 2 2 は、超音波画像からボディマークの形状を表す画像データを抽出すると、サンプルモデル登録機能 2 2 3 を実行し、抽出されたボディマークの形状を表す画像データに、超音波画像に付された付帯情報に含まれる画像の位置及び画像の向きを関連付ける。制御回路 2 2 は、この画像の向きが関連付けられた画像データを、サンプルモデルとして、内部記憶回路 1 7 に記憶されたサンプルモデル情報 1 7 1 に登録する（ステップ S A 3 ）。図 4 は、第 1 の実施形態に係るサンプルモデル情報 1 7 1 に登録されるサンプルモデルの例を説明するための図である。図 4 に示される X 軸、Y 軸、及び Z 軸は、画像の向きを表すための 3 次元直行軸である。図 4 に示される各サンプルモデルには、ボディマークの形状を表す画像データ、画像の位置、及び画像の向きが含まれる。

20

【 0 0 6 6 】

図 4 に示されるように、サンプルモデル S M 1 については、ボディマークの形状は頭部を表しており、画像の向きは法線ベクトル $(1, 0, 0)$ で表される。サンプルモデル S M 2 については、ボディマークの形状は頭部を表しており、画像の向きは法線ベクトル $(0, 1, 0)$ で表される。サンプルモデル S M 3 については、ボディマークの形状は頭部を表しており、画像の向きは法線ベクトル $(-1, 0, 0)$ で表される。サンプルモデル S M 4 については、ボディマークの形状は胸部を表しており、画像の向きは法線ベクトル $(0, 1, 0)$ で表される。サンプルモデル S M 5 については、ボディマークの形状は腰部を表しており、画像の向きは法線ベクトル $(0, 1, 0)$ で表される。サンプルモデル S M 6 については、ボディマークの形状は腰部を表しており、画像の向きは法線ベクトル $(0.707, 0.707, 0)$ で表される。サンプルモデル S M 7 については、ボディマークの形状は腰部を表しており、画像の向きは法線ベクトル $(0, -1, 0)$ で表される。

30

【 0 0 6 7 】

制御回路 2 2 は、マッピング機能 2 2 5 を実行し、サンプルモデルを、サンプルモデルに含まれるボディマークの形状を表す画像データ、画像の位置、及び画像の向きに基づいて、内部記憶回路 1 7 に記憶された人体モデルに対応付ける（ステップ S A 4 ）。図 5 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 がサンプルモデルを人体モデルへ対応付ける具体的方法の例を説明するための図である。図 5 によれば、人体モデル H M の解剖学的部位を表す各構成要素に、サンプルモデルが対応付けられている。各解剖学的部位には、向きの要素も含まれる。具体的には、人体モデル H M 上の領域 R 1、R 2、R 3、R 4、R 5、及び R 6 は、例えば、頭部右側面、腰部右斜め側面、腰部正面、頭部左側面、頭部正面、及び胸部正面をそれぞれ表す。そして、制御回路 2 2 は、人体モデル H M 上の領域 R 1、R 2、R 3、R 4、R 5、及び R 6 に対し、図 4 に示されるサンプルモデル S M 1、S M 6、S M 5、S M 3、S M 2、及び S M 4 をそれぞれ対応付ける。これにより、各サン

40

50

ブルモデルの人体モデルHM上での位置が定まる。

【0068】

制御回路22は、画像認識機能221を実行し、制御回路22は、所定の画像認識手法によりボディマーク領域を画像認識する。具体的には、制御回路22は、ステップSA3においてサンプルモデル情報171に登録したサンプルモデルに含まれるボディマークの形状を表す画像データを画像認識し、ボディマークに対するプローブマークの相対的な位置を認識する。また、制御回路22は、ステップSA3においてサンプルモデル情報171に登録したサンプルモデルに含まれるボディマークの形状を表す画像データから、プローブマークの形状を含む領域をプローブマークの形状を表す画像データとして抽出する。制御回路22は、ボディマークに対するプローブマークの相対的な位置、及び抽出したプローブマークの形状を表す画像データから超音波プローブに関する撮像情報を算出する(ステップSA5)。制御回路22は、算出された撮像情報に基づいて、プローブマークをサンプルモデルに関連付ける。

10

【0069】

図6は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1がサンプルモデルに係るボディマークに含まれるプローブマークの形状に基づいて撮像情報を算出する具体的方法の例を説明するための図である。図6によれば、図4に示されるサンプルモデルSM5に係るボディマークにプローブマークPM1が含まれている。プローブマークPM1は、リニア型プローブを表しており、正方形で表される領域PM11と、長方形で表される領域PM12を含む。領域PM11は、例えば電子走査方向の開始端を示している。領域PM12は、例えば走査面を示している。

20

【0070】

制御回路22は、例えばサンプルモデルSM5に係るボディマークの形状及び領域PM12の形状に基づいて、当該ボディマークの所定の位置を原点とした直交座標系で表されるプローブの中心位置PM13を算出する。制御回路22は、例えばサンプルモデルSM5に係るボディマークの形状及び領域PM12の形状に基づいて、当該ボディマークの所定の位置を原点とした直交座標系の所定の軸を基準としたプローブマークの傾きをプローブの向きとして算出する。制御回路22は、サンプルモデルSM5に係るボディマークに係る画像の向きとプローブの向きとの相対的な方向関係に基づいて、当該ボディマークの所定の位置を原点とした直交座標系の所定の面を基準とした傾きを撮像方向として算出する。

30

【0071】

なお、制御回路22は、扇型の基本形状を有するセクタ型プローブのプローブマーク、及び弓形の基本形状を有するコンベックス型プローブのプローブマーク等、プローブマークの形状に応じて、撮像情報の算出方法を変更してもよい。

【0072】

制御回路22は、マッピング機能225を実行し、算出された撮像情報に係るプローブマークを人体モデルに対応付ける(ステップSA6)。具体的には、制御回路22は、撮像情報の座標系を人体モデルの座標系に変換する。図7は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1がプローブマークを人体モデルへ対応付ける具体的方法の例を説明するための図である。図7によれば、図4に示されるサンプルモデルSM5に係るボディマーク画像に含まれるプローブマークPM1が、算出された撮像情報、及びサンプルモデルSM5の人体モデル上の位置に基づいて、人体モデルHMに対応付けられる。制御回路22は、例えば、ステップSA5において算出した撮像情報の座標系を人体モデルで規定される座標系に変換することにより、プローブマークを人体モデルへ対応づける。

40

【0073】

制御回路22は、人体モデルにサンプルモデル及び当該サンプルモデルに係るプローブマークを対応付けると、当該サンプルモデルを超音波画像データに関連付けて、過去画像データとして画像データベース19に記憶する(ステップSA7)。

【0074】

50

次に、過去画像データの検索動作について説明する。図8は、第1の実施形態に係る超音波診断装置が、取得された超音波画像データに係る超音波画像に類似する過去画像を検索する際の制御回路の動作を示すフローチャートである。

【0075】

以下の説明では、過去画像データに人体モデルに対応付けられたサンプルモデルが関連付けられているものとする。また、表示処理回路16により生成された超音波画像データには、画像の位置及び画像の向きが付帯情報として予め関連付けられているものとする。また、検索のキー画像となる超音波画像に係る超音波画像データには、サンプルモデルは関連付けられていないものとする。

【0076】

制御回路22は、例えば手術前、又は手術中に表示処理回路16により生成された超音波画像データが画像データベース19に保存されると、画像認識機能221を実行し、保存された超音波画像データを読み出す(ステップSB1)。

【0077】

制御回路22は、読み出した超音波画像データに係る超音波画像に対し、画像認識を実行する。これにより、制御回路22は、超音波画像から、ボディマークの形状を含む領域をボディマークの形状を表す画像データとして抽出する(ステップSB2)。

【0078】

制御回路22は、類似度算出機能227を実行し、読み出した超音波画像データの付帯情報から画像の位置及び画像の向きを抽出する。制御回路22は、抽出した画像の位置及び画像の向き、並びに、ステップSB2において抽出したボディマークの形状を表す画像データと、サンプルモデル情報171に登録されたサンプルモデルに含まれる画像の位置及び画像の向き、並びに、ボディマークの形状を表す画像データとを比較し、所定の評価関数を用いてボディマークに関する類似度をサンプルモデル毎に算出する(ステップSB3)。類似度は、例えば0から1までの数値で表され、1に近いほど類似度していることを表す。

【0079】

なお、制御回路22は、超音波画像の付帯情報から抽出した画像の向きと、サンプルモデルに含まれる画像の向きが異なる場合、超音波画像の付帯情報から抽出した画像の向きをサンプルモデルに含まれる画像の向きに合わせるようにしてもよい。このとき、制御回路22は、例えば画像の向きの変更に合わせて、超音波画像から抽出したボディマークの形状を変更する。そして、制御回路22は、変更後の画像の向き、及びボディマークの形状を表す画像データと、サンプルモデル情報171に登録されたサンプルモデルに含まれる画像の向き、及びボディマークの形状を表す画像データとを比較し、ボディマークに関する類似度を算出する。

【0080】

制御回路22は、類似画像抽出機能229を実行し、予め設定される閾値と、ボディマークに関する類似度とをサンプルモデル毎に比較する。制御回路22は、サンプルモデル情報171に登録されたサンプルモデルのうち、ボディマークに関する類似度が予め設定される閾値より高いサンプルモデルを抽出する(ステップSB4)。予め設定される閾値は、例えば0.8である。

【0081】

制御回路22は、表示制御機能231を実行し、ステップSB4において抽出されたサンプルモデルに基づくボディマークを表示機器50に表示する(ステップSB5)。

【0082】

制御回路22は、抽出されたサンプルモデルを表示すると、入力インタフェース回路20を介して、表示したサンプルモデルの中から、所定のサンプルモデルを選択する選択入力を受け付ける(ステップSB6)。

【0083】

制御回路22は、所定のサンプルモデルを選択する選択入力となされると、選択された

10

20

30

40

50

サンプルモデルをサンプルモデル情報 171 に登録する（ステップ S B 7）。また、制御回路 22 は、選択されたサンプルモデルをステップ S B 1 において読み出した超音波画像データに関連付ける。

【0084】

制御回路 22 は、画像認識機能 221 を実行し、所定の画像認識手法によりステップ S B 7 において超音波画像データに関連付けられたサンプルモデルに係るボディマーク領域を画像認識する。具体的には、制御回路 22 は、サンプルモデルに含まれるボディマークの形状を表す画像データを画像認識し、ボディマークに対するプローブマークの相対的な位置を認識する。また、制御回路 22 は、サンプルモデルに含まれるボディマークの形状を表す画像データから、プローブマークの形状を含む領域をプローブマークの形状を表す画像データとして抽出する。制御回路 22 は、ボディマークに対するプローブマークの相対的な位置、及び抽出したプローブマークの形状を表す画像データから超音波プローブに関する撮像情報を算出する（ステップ S B 8）。制御回路 22 は、図 2 に示されるステップ S A 5 において説明したように、プローブマークの形状に応じて撮像情報の算出方法を変更するようにしてもよい。

10

【0085】

制御回路 22 は、マッピング機能 225 を実行し、算出した撮像情報に係るプローブマークをステップ S B 6 において選択されたサンプルモデルに対応付ける。また、制御回路 22 は、サンプルモデルに対応付けられた撮像情報を、内部記憶回路 17 に記憶された人体モデルに対応付ける（ステップ S B 9）。図 9 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 がプローブマークをサンプルモデル及び人体モデルへ対応付ける具体的方法の例を説明するための図である。図 9 によれば、制御回路 22 は、超音波画像上のボディマーク領域 B M に含まれるプローブマーク P M 2 に係る撮像情報の座標系をサンプルモデル S M 5 で規定されている座標系に変換する。これにより、プローブマーク P M 2 がサンプルモデル S M 5 に対応付けられる。そして、制御回路 22 は、サンプルモデル S M 5 で規定されている座標系に変換した撮像情報を、さらに人体モデル H M で規定されている座標系に変換する。これにより、プローブマーク P M 2 が人体モデル H M に対応付けられる。

20

【0086】

制御回路 22 は、類似度算出機能 227 を実行し、ステップ S B 1 において読み出した超音波画像データに係るサンプルモデル及び撮像情報と、過去画像データに係るサンプルモデル及び撮像情報とを、過去画像毎に比較し、過去画像それぞれについて類似度を算出する（ステップ S B 10）。具体的には、制御回路 22 は、読み出した超音波画像データに基づく超音波画像に係るサンプルモデルの人体モデル上における位置、画像の向き、及び撮像情報と、過去画像データに関連付けられたサンプルモデルの人体モデル上における位置、画像の向き、及び撮像情報とを比較し、所定の評価関数を用いてサンプルモデルに関する類似度を過去画像データ毎に算出する。

30

【0087】

制御回路 22 は、類似画像抽出機能 229 を実行し、例えば算出されたサンプルモデルに関する類似度と、予め設定される閾値とを過去画像データ毎に比較する。制御回路 22 は、過去画像データに基づく過去画像のうち、サンプルモデルに関する類似度が、予め設定される閾値より高い過去画像データを抽出する（ステップ S B 11）。なお、予め設定される閾値は、例えば 0.8 である。

40

【0088】

制御回路 22 は、類似度算出機能 227 を実行し、例えばステップ S B 1 において読み出した超音波画像データに基づく超音波画像の画素値に基づく画像特徴量と過去画像データに基づく過去画像の画素値に基づく画像特徴量とを比較し、所定の評価関数を用いて画像特徴量に関する類似度を過去画像データ毎に算出する（ステップ S B 12）。なお、制御回路 22 は、画素値に基づく画像特徴量の比較を行う際、形状の変化しやすい病変部位以外の箇所を比較対象とすることが好適である。

【0089】

50

制御回路 2 2 は、類似画像抽出機能 2 2 9 を実行し、予め設定される閾値と、算出された画像特徴量に関する類似度とを過去画像データ毎に比較する。制御回路 2 2 は、過去画像データに基づく過去画像のうち、画像特徴量に関する類似度が、予め設定される閾値より高い過去画像データを抽出する（ステップ S B 1 3）。

【 0 0 9 0 】

制御回路 2 2 は、表示制御機能 2 3 1 を実行し、ステップ S B 1 3 において抽出された過去画像データに基づく過去画像を表示機器 5 0 に表示する（ステップ S B 1 4）。

【 0 0 9 1 】

第 1 の実施形態によれば、制御回路 2 2 は、ボディマーク及びプローブマークが付された検索のキー画像となる超音波画像に係る超音波画像データの付帯情報から画像の位置及び画像の向きを抽出する。制御回路 2 2 は、ボディマーク及びプローブマークが付された超音波画像を画像認識し、プローブの中心位置、プローブの向き、及び超音波プローブの扇ぎ方向を示す撮像方向等の撮像情報を算出する。制御回路 2 2 は、検索のキー画像となる超音波画像に係るサンプルモデルの人体モデル上における位置、画像の向き、及び撮像情報と、過去画像データに付加されたサンプルモデルの人体モデル上における位置、画像の向き、及び撮像情報とを比較し、所定の評価関数を用いてサンプルモデルに関する類似度を過去画像データ毎に算出する。制御回路 2 2 は、サンプルモデルに関する類似度に基づいて、過去画像データに基づく過去画像のうち、所定の条件を満たす過去画像を抽出する。制御回路 2 2 は、抽出された過去画像データに基づく過去画像を表示機器 5 0 に表示する。

10

20

【 0 0 9 2 】

これにより、実際の撮像位置を考慮した検索条件で過去画像データの検索を行うことができる。また、撮像位置を特定するための情報の比較計算は、画素値等の画像特徴量の比較に比べて計算負荷が軽い。

【 0 0 9 3 】

したがって、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置によれば、対象とする疾患近辺の超音波画像に類似する過去画像の検索を、正確、かつ、効率的に行うことが可能となる。

【 0 0 9 4 】

また、第 1 の実施形態によれば、制御回路 2 2 は、計算負荷の比較的軽いサンプルモデルに関する類似度の算出による検索を行い、検索対象となる過去画像データの絞り込みを行った後、計算負荷の比較的重い画像特徴量に関する類似度の算出による検索を行っている。これにより、画像特徴量に関する類似度の算出による検索のみを行う場合に比べて、より効率的な検索を行うことが可能となる。

30

【 0 0 9 5 】

[第 2 の実施形態]

第 1 の実施形態では、検索のキー画像となる超音波画像に画像認識を施し、比較対象となるボディマーク及びサンプルプローブマークに関する情報を取得し、当該情報を用いて過去画像データを検索する場合について説明した。第 2 の実施形態では、操作者等に、人体モデルに対応付けられたプローブマークを選択させ、選択されたプローブマークに関連付けられた撮像情報を取得し、当該撮像情報を用いて過去画像データを検索する場合について説明する。

40

【 0 0 9 6 】

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 A を図 1 0 のブロック図を参照して説明する。

【 0 0 9 7 】

図 1 0 に示されるように、超音波診断装置 1 A は、装置本体 1 0 A、超音波プローブ 7 0、位置センサシステム 3 0、表示機器 5 0、及び入力装置 6 0 を備える。装置本体 1 0 は、ネットワーク 1 0 0 を介して外部装置 4 0 と接続される。また、装置本体 1 0 は、位置センサシステム 3 0、表示機器 5 0、及び入力装置 6 0 と接続される。

【 0 0 9 8 】

図 1 0 に示される装置本体 1 0 A は、超音波プローブ 7 0 が受信した反射波信号に基づ

50

いて超音波画像を生成する装置である。装置本体 10A は、図 10 に示すように、超音波送信回路 11、超音波受信回路 12、B モード処理回路 13、ドブラ処理回路 14、3次元処理回路 15、表示処理回路 16、内部記憶回路 17、画像メモリ 18（シネメモリ）、画像データベース 19、入力インタフェース回路 20、通信インタフェース回路 21 及び制御回路 22A を含む。

【0099】

制御回路 22A は、例えば、超音波診断装置 1A の中枢として機能するプロセッサである。制御回路 22A は、内部記憶回路 17 に記憶されている動作プログラムを実行することで、この動作プログラムに対応する機能を実現する。具体的には、制御回路 22A は、画像認識機能 221、サンプルモデル登録機能 223、マッピング機能 225、類似度算出機能 227A、類似画像抽出機能 229A、表示制御機能 231、及びシステム制御機能 233 を有する。

10

【0100】

類似度算出機能 227A は、類似度算出機能 227 が有する機能に加えて、所定のプローブマークと過去画像データに設定されたプローブマークとを比較し、プローブマークに関する類似度を算出する機能を有する。類似度算出機能 227A が実行されると、制御回路 22A は、人体モデルに対応付けられたプローブマークに関連付けられた撮像情報と、過去画像データに設定されたプローブマークに関連付けられた撮像情報とを比較し、所定の評価関数を用いてプローブマークに関する類似度を算出する。

【0101】

類似画像抽出機能 229A は、類似度算出機能 227A により算出されたプローブマークに関する類似度に基づいて、所定の条件を満たす過去画像等を抽出する機能である。類似画像抽出機能 229A が実行されると、制御回路 22A は、過去画像データに基づく過去画像から所定の条件を満たす過去画像を抽出する。制御回路 22A は、例えば予め設定される閾値と、過去画像データに係るプローブマーク毎に算出されたプローブマークに関する類似度とを比較する。制御回路 22A は、算出された類似度が予め設定される閾値より高い過去画像データを抽出する。

20

【0102】

次に、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1A の動作について、図 11 のフローチャートを参照して説明する。

30

【0103】

図 11 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1A が、指定されたプローブマークに類似するプローブマークを有する過去画像を検索する際の制御回路 22A の動作の例を示すフローチャートである。以下の説明では、人体モデルに予め複数のプローブマークが対応付けられているものとする。また、各プローブマークは、人体モデルに対応付けられた、すなわち人体モデルで規定されている座標系に変換された撮像情報が関連づけられているものとする。

【0104】

制御回路 22A は、表示制御機能 231 を実行し、複数のプローブマークが対応付けられた人体モデルを表示機器 50 に表示する（ステップ SC1）。図 12 は、第 2 の実施形態に係る表示機器 50 に表示される人体モデルの例を示す図である。図 12 に示される人体モデル HM 上には、プローブマーク PM1、PM2、及び PM3 が表示されている。

40

【0105】

制御回路 22A は、入力インタフェース回路 20 を介し、表示機器 50 に表示された人体モデル上におけるプローブマークの選択を受け付ける（ステップ SC2）。具体的には、制御回路 22A は、図 12 に示されるプローブマーク PM1、PM2、及び PM3 のうちいずれかのプローブマークの選択を受け付ける。以下では、プローブマーク PM1 が指定されるものとする。

【0106】

制御回路 22A は、図 12 に示されるプローブマーク PM1 が指定されると、指定され

50

たプローブマークPM1と、過去画像データに係るプローブマークとの類似度を算出する（ステップSC3）。具体的には、制御回路22Aは、プローブマークPM1に関連付けられた撮像情報と、過去画像データに係るプローブマークに関連付けられた撮像情報とを所定の評価関数を用いて過去画像データ毎に比較し、プローブマークに関する類似度を算出する。

【0107】

制御回路22Aは、類似画像抽出機能229Aを実行し、例えば予め設定される閾値と、過去画像データ毎に算出されたプローブマークに関する類似度とを比較する。制御回路22Aは、算出されたプローブマークに関する類似度が予め設定される閾値より高いプローブマークが設定された過去画像データを抽出する（ステップSC4）。

10

【0108】

制御回路22Aは、表示制御機能231を実行し、ステップSC4において抽出された過去画像データに基づく過去画像を表示機器50に表示する（ステップSC5）。

【0109】

第2の実施形態によれば、制御回路22Aは、人体モデル上から選択されたプローブマークに関連付けられた撮像情報を検索キーとして、撮像情報が類似する過去画像データを抽出する。これにより、プローブマークから直接過去画像データを検索することが可能となる。よって、対象とする疾患近辺の超音波画像に類似する過去画像の検索のバリエーションを広げることが可能となる。

【0110】

なお、第2の実施形態では、操作者等に、人体モデルに対応付けられたプローブマークを選択させて、当該プローブマークに類似するプローブマークが設定された過去画像データを検索していたがこれに限定されない。例えば、ボディマークに対応付けられたプローブマークを選択させて、当該プローブマークに類似するプローブマークが設定された過去画像データを検索するようにしてもよい。

20

【0111】

[第3の実施形態]

第1の実施形態では、検索のキー画像となる超音波画像に画像認識を施し、比較対象となるボディマーク及びサンプルプローブマークに関する情報を取得し、当該情報を用いて過去画像データを検索する場合について説明した。第3の実施形態では、検索のキー画像となる超音波画像に画像認識を施し、比較対象となるアノテーションに関する情報を取得し、当該情報を用いて過去画像データを検索する場合について説明する。

30

【0112】

第3の実施形態に係る超音波診断装置1Bを図13のブロック図を参照して説明する。

【0113】

図13に示されるように、超音波診断装置1Bは、装置本体10B、超音波プローブ70、位置センサシステム30、表示機器50、及び入力装置60を備える。装置本体10は、ネットワーク100を介して外部装置40と接続される。また、装置本体10は、位置センサシステム30、表示機器50、及び入力装置60と接続される。

【0114】

図13に示される装置本体10Bは、超音波プローブ70が受信した反射波信号に基づいて超音波画像を生成する装置である。装置本体10Bは、図13に示すように、超音波送信回路11、超音波受信回路12、Bモード処理回路13、ドブラ処理回路14、3次元処理回路15、表示処理回路16、内部記憶回路17、画像メモリ18（シネメモリ）、画像データベース19、入力インタフェース回路20、通信インタフェース回路21及び制御回路22Bを含む。

40

【0115】

制御回路22Bは、例えば、超音波診断装置1Bの中核として機能するプロセッサである。制御回路22Bは、内部記憶回路17に記憶されている動作プログラムを実行することで、この動作プログラムに対応する機能を実現する。具体的には、制御回路22Bは、

50

画像認識機能 2 2 1 B、サンプルモデル登録機能 2 2 3、マッピング機能 2 2 5、類似度算出機能 2 2 7 B、類似画像抽出機能 2 2 9 B、表示制御機能 2 3 1、及びシステム制御機能 2 3 3 を有する。

【 0 1 1 6 】

画像認識機能 2 2 1 B は、画像認識機能 2 2 1 が有する機能に加えて、アノテーションが付された超音波画像を画像認識する機能を有する。画像認識機能 2 2 1 B が実行されると、制御回路 2 2 B は、所定のアノテーションが付された超音波画像を所定の画像認識手法により画像認識する。制御回路 2 2 B は、超音波画像からアノテーション領域を抽出する。具体的には、制御回路 2 2 B は、例えば超音波画像上で、例えば、超音波画像上で最大輝度、又は、最小輝度となる画素の集合が含まれる領域を認識し、この領域に外接する矩形領域をアノテーション領域として抽出する。

10

【 0 1 1 7 】

類似度算出機能 2 2 7 B は、類似度算出機能 2 2 7 が有する機能に加えて、超音波画像に付されたアノテーションと、過去画像データに付されたアノテーションとを比較し、類似度を算出する機能を有する。類似度算出機能 2 2 7 B が実行されると、制御回路 2 2 B は、超音波画像から抽出されたアノテーション領域から文字列を抽出する。抽出される文字列は、撮像位置を特定するための情報の 1 つである。文字列は、例えば、被検体の左右を表す文字列、及び被検体の部位を表す文字列等である。制御回路 2 2 は、抽出した文字列と、過去画像データに付されたアノテーションに含まれる文字列とを比較し、所定の評価関数を用いてアノテーションに関する類似度を算出する。

20

【 0 1 1 8 】

類似画像抽出機能 2 2 9 B は、類似度算出機能 2 2 7 B により算出された類似度に基づいて、所定の条件を満たす過去画像等を抽出する機能である。類似画像抽出機能 2 2 9 B が実行されると、制御回路 2 2 B は、過去画像データに基づく過去画像から所定の条件を満たす過去画像を抽出する。制御回路 2 2 B は、例えば予め設定される閾値と、過去画像データに係るアノテーション毎に算出されたアノテーションに関する類似度とを比較する。制御回路 2 2 A は、算出された類似度が予め設定される閾値より高い過去画像を抽出する。

【 0 1 1 9 】

次に、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 B の動作について、図 1 4 のフローチャートを参照して説明する。

30

【 0 1 2 0 】

図 1 4 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 B が、取得された超音波画像データに係る超音波画像に類似する過去画像を検索する際の制御回路 2 2 B の動作を示すフローチャートである。

【 0 1 2 1 】

以下の説明では、過去画像データには、アノテーションが画像情報として予め付されているものとする。また、過去画像データに係る過去画像に対し、予め画像認識が施され、付されたアノテーションに係る文字列が抽出されているものとする。さらに、抽出された文字列は、過去画像データに関連付けられているものとする。また、検索のキー画像となる超音波画像データには、アノテーションが画像情報として予め付されているが、画像認識は施されていないものとする。

40

【 0 1 2 2 】

制御回路 2 2 B は、例えば手術前、又は手術中に、表示処理回路 1 6 により生成された超音波画像データにアノテーションが付され、画像データベース 1 9 に保存されると、画像認識機能 2 2 1 B を実行し、保存された超音波画像データを読み出す（ステップ S D 1）。この超音波画像データには、アノテーションが画像情報として付されている。

【 0 1 2 3 】

制御回路 2 2 B は、取得した超音波画像データに係る超音波画像に対し、画像認識を実行する。これにより、制御回路 2 2 B は、超音波画像からアノテーション領域を抽出する

50

(ステップ S D 2)。

【 0 1 2 4 】

制御回路 2 2 B は、類似度算出機能 2 2 7 B を実行し、抽出したアノテーション領域から文字列を抽出する。制御回路 2 2 B は、抽出した文字列と、過去画像データに付されたアノテーション領域に含まれる文字列とを比較し、所定の評価関数を用いてアノテーションに関する類似度を算出する (ステップ S D 3)。なお、制御回路 2 2 は、超音波画像上におけるアノテーションの位置を、アノテーションに関する類似度を算出する際の要素として追加してもよい。このとき、制御回路 2 2 は、病変部が中央にあると想定し、例えば文字列が超音波画像の中心に近い位置にあるほど、アノテーションに関する類似度を高くする。これにより、操作者等がより観察したい過去画像データを抽出することが可能となる。

10

【 0 1 2 5 】

制御回路 2 2 B は、類似画像抽出機能 2 2 9 B を実行し、例えば予め設定される閾値と、過去画像データ毎に算出されたアノテーションに関する類似度とを比較する。制御回路 2 2 B は、算出されたアノテーションに関する類似度が予め設定される閾値より高いアノテーションが付された過去画像データを抽出する (ステップ S D 4)。

【 0 1 2 6 】

制御回路 2 2 B は、表示制御機能 2 3 1 を実行し、ステップ S D 4 において抽出された過去画像データに基づく過去画像を表示機器 5 0 に表示する (ステップ S D 5)。

【 0 1 2 7 】

第 3 の実施形態によれば、制御回路 2 2 B は、検索のキー画像となる超音波画像データに含まれるアノテーションに画像認識を施し、アノテーション領域を抽出する。制御回路 2 2 B は、抽出したアノテーション領域から文字列を抽出する。制御回路 2 2 B は、抽出した文字列を検索キーとして過去画像データを検索する。これにより、対象とする疾患近辺の超音波画像に類似する過去画像の検索のバリエーションを広げることが可能となる。

20

【 0 1 2 8 】

なお、第 3 の実施形態では、制御回路 2 2 B は、画像データベース 1 9 に保存された超音波画像データに基づく超音波画像に画像認識を施し、当該超音波画像に付されたアノテーション領域から文字列を抽出したものを検索キーとしていたがこれに限定されない。制御回路 2 2 B は、操作者等から指定された文字列を検索キーとして、過去画像データを検索するようにしてもよい。

30

【 0 1 2 9 】

なお、第 3 の実施形態において、制御回路 2 2 B は、超音波画像上におけるアノテーションの位置に基づいて、当該アノテーションを人体モデルに対応付けてもよい。このとき、制御回路 2 2 B は、人体モデル上におけるアノテーションの位置及びアノテーション領域から抽出された文字列を比較し、所定の評価関数を用いてアノテーションに関する類似度を算出する。なお、アノテーションの位置は、超音波画像の撮像位置を特定するための情報の 1 つである。

【 0 1 3 0 】

また、第 3 の実施形態において、制御回路 2 2 B は、アノテーションが付された超音波画像を画像認識した結果取得される文字列、及びアノテーションの位置等を当該超音波画像データに関連付けて画像データベース 1 9 等に記憶してもよい。

40

【 0 1 3 1 】

[他の実施形態]

上記実施形態では、ボディマーク、プローブマーク、及び/又はアノテーションに対する画像認識は、検索のキー画像となる超音波画像と過去画像データに係る過去画像の両方に施していたがこれに限定されない。すなわち、検索のキー画像となる超音波画像及び過去画像データに係る過去画像のうち少なくともどちらかに対して画像認識を行えばよい。例えば、第 1 の実施形態に係る制御回路 2 2 は、過去画像に対してはボディマーク及びプローブマークに対する画像認識を行って撮像位置を特定するための情報を算出するが、検

50

索のキー画像となる超音波画像に対しては画像認識を行わない。制御回路22は、代わりに位置センサシステム30により取得された超音波プローブ70及び超音波画像の3次元の位置情報を用いて、検索のキー画像となる超音波画像に係る撮像位置を特定するための情報を算出する。

【0132】

また、上記実施形態では、画像検索において、比較対象となる画像は、両者とも超音波画像としていたがこれに限定されない。例えば、比較対象の一方が超音波画像である場合に、他方がCT画像、及びMRI画像等、超音波診断装置とは異なる他のモダリティで取得された医用画像であってもよい。この場合、例えば、第1の実施形態に係る制御回路22は、CTボリュームデータと、被検体の3次元モデルとの対応付けを事前に行う。また、制御回路22は、CTボリュームデータに係るCT画像を撮像した撮像位置を特定するための情報を予め定義する。その後、制御回路22は、検索のキー画像となる超音波画像に設定されたボディマーク及びプローブマークを画像認識する。

10

【0133】

これにより、検索のキー画像となる超音波画像の撮像位置を特定するための情報を被検体の3次元モデル中で確定すれば、対応する位置の断層像をCTボリュームデータから再構成して表示させることができる。

【0134】

CTボリュームデータと被検体の3次元モデルとの対応付け方法としては、例えばボリュームデータから被検体の体表の形状を認識して、3次元モデルの中で類似する体表形状を持つ箇所当てはめる方法が挙げられる。

20

【0135】

また、3次元モデルと対応付けるのに十分な広範囲に渡って、撮像範囲について位置決めするためのスキャノ像を撮像し、スキャノ像の輪郭と3次元モデルの輪郭を比較することにより、スキャノ像と3次元モデルとの対応付けを事前に行った後、撮影したCTボリュームデータを3次元モデルに当てはめる方法等が挙げられる。

【0136】

なお、上記実施形態においては、超音波診断装置を前提に説明したがこれに限定されない。例えば、超音波診断装置により取得され、ボディマーク、プローブマーク、及び/又はアノテーションのうち少なくとも1つが付された超音波画像データを、PC(personal computer)及びワークステーション等に転送し、医用画像処理装置として上記実施形態に係る制御回路が実現する各機能を実行するようにしてもよい。

30

【0137】

なお、第1の実施形態において、算出部は、例えば画像認識機能221、サンプルモデル登録機能223、マッピング機能225、及び類似度算出機能227等により実現される。また、第2の実施形態において、算出部は、画像認識機能221、サンプルモデル登録機能223、及び類似度算出機能227A等により実現される。また、第3の実施形態において、算出部は、画像認識機能221B、及び類似度算出機能227B等により実現される。

【0138】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU(central processing unit)、GPU(Graphics Processing Unit)、或いは、特定用途向け集積回路(Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス(例えば、単純プログラマブル論理デバイス(Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス(Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ(Field Programmable Gate Array: FPGA)等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせて1つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。さらに、図1、図

40

50

10、及び図13における複数の構成要素を1つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。

【0139】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

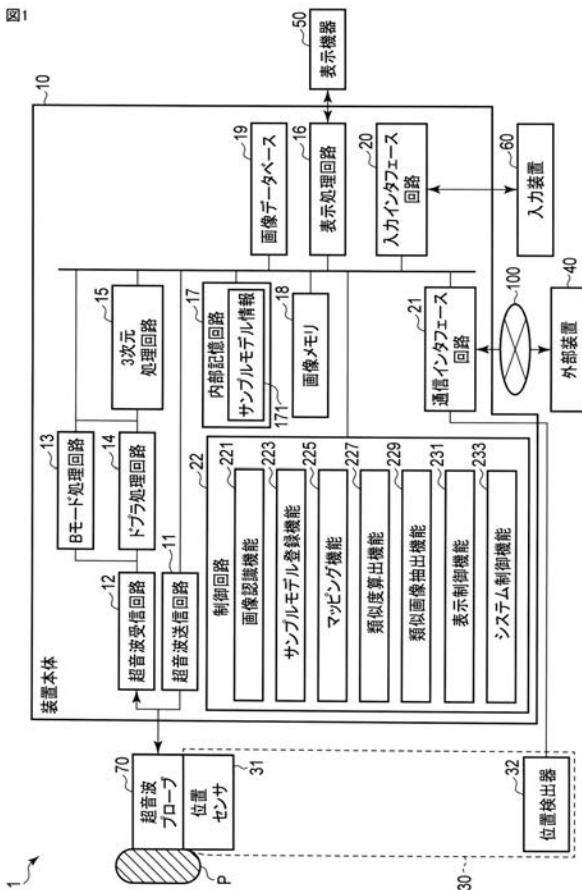
【0140】

1、1A、1B...超音波診断装置、3...ドプラ処理回路、10、10A、10B...装置本体、11...超音波送信回路、12...超音波受信回路、13...モード処理回路、14...ドプラ処理回路、15...次元処理回路、16...表示処理回路、17...内部記憶回路、18...画像メモリ、19...画像データベース、20...入力インタフェース回路、21...通信インタフェース回路、22、22A、22B...制御回路、30...位置センサシステム、31...位置センサ、32...位置検出装置、40...外部装置、50...表示機器、60...入力装置、70...超音波プローブ、171...サンプルモデル情報、221、221B...画像認識機能、223...サンプルモデル登録機能、225...マッピング機能、227、227A、227B...類似度算出機能、229、229A、229B...類似画像抽出機能、231...表示制御機能、233...システム制御機能。

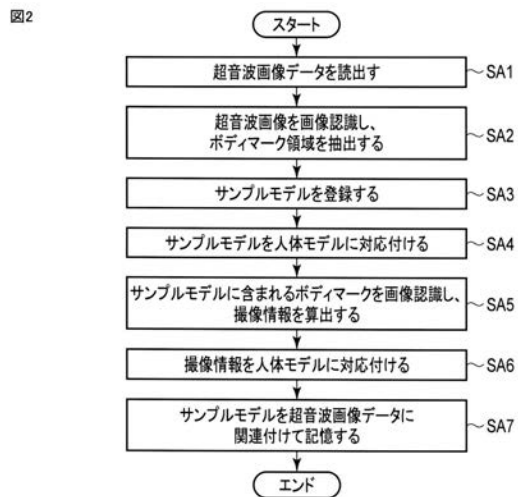
10

20

【図1】



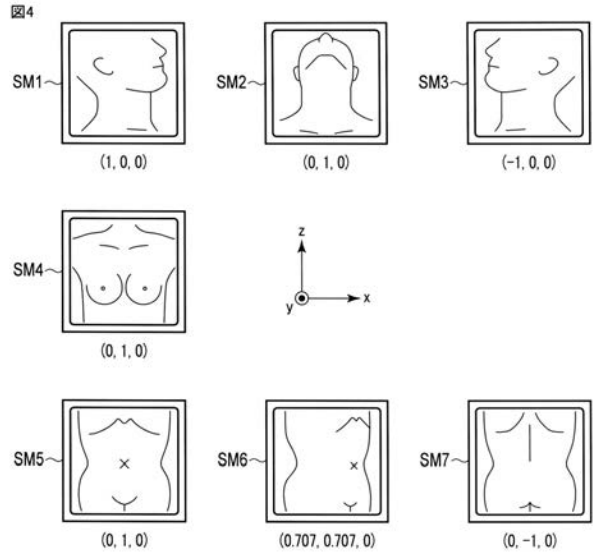
【図2】



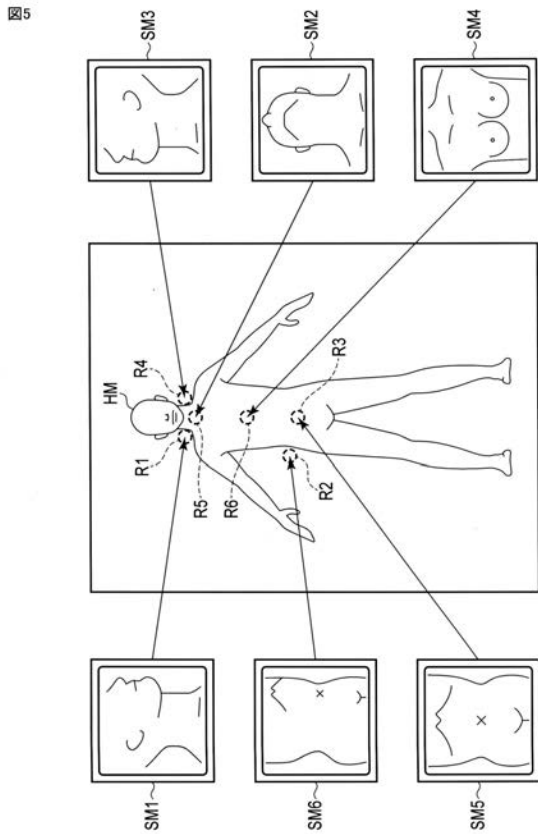
【 図 3 】



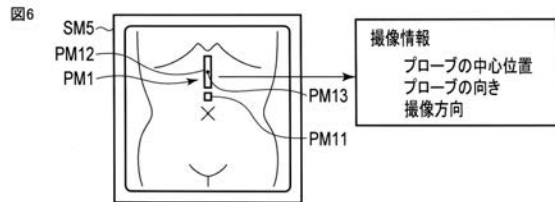
【 図 4 】



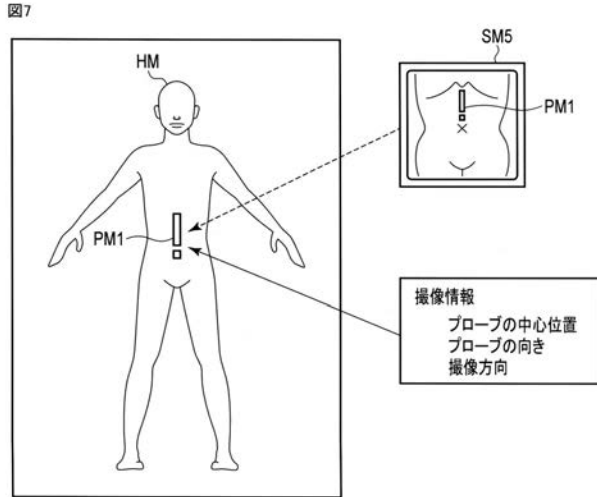
【 図 5 】



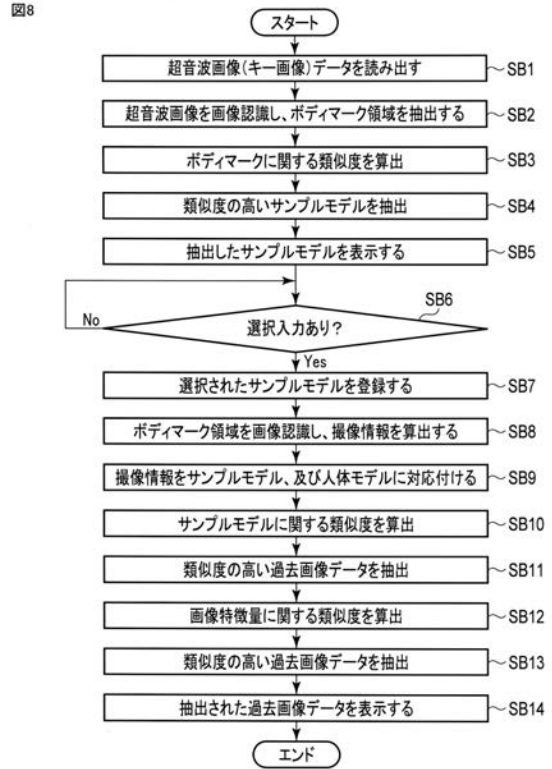
【 図 6 】



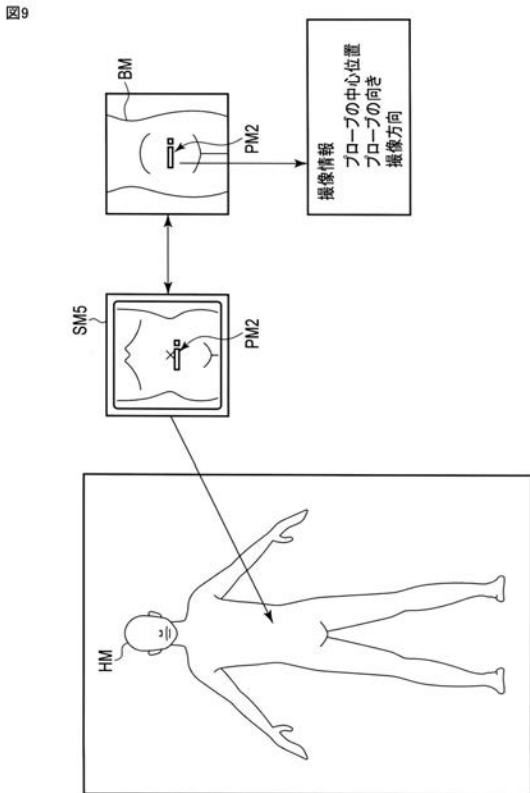
【 図 7 】



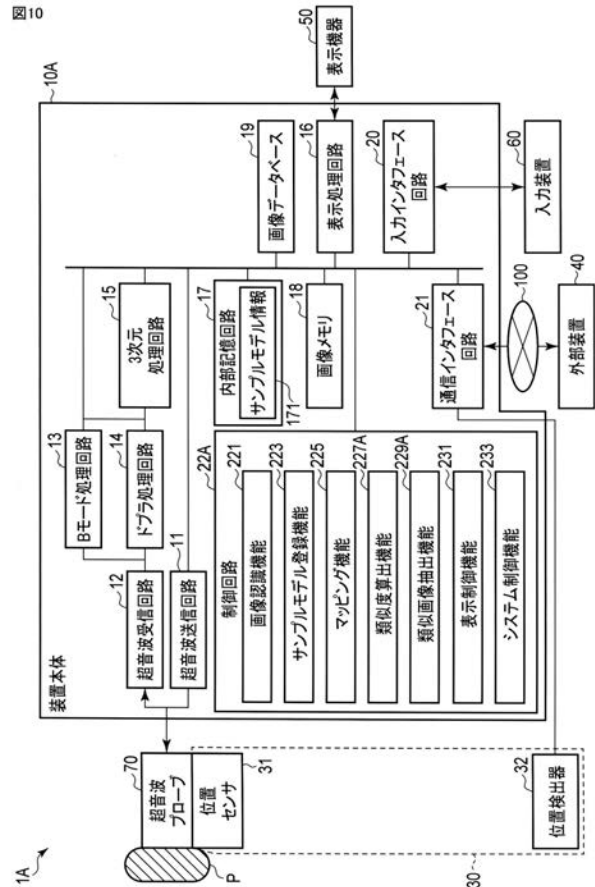
【 図 8 】



【 図 9 】

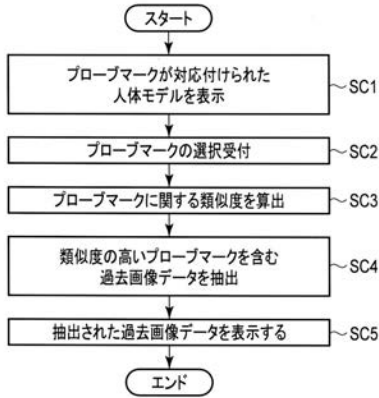


【 図 10 】



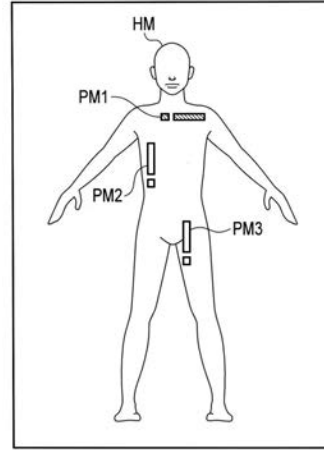
【 図 1 1 】

図11



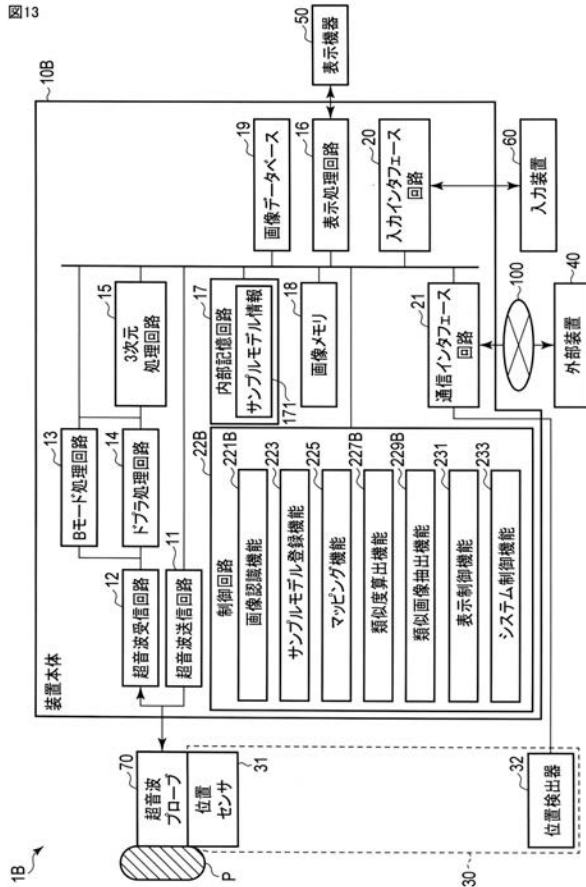
【 図 1 2 】

図12



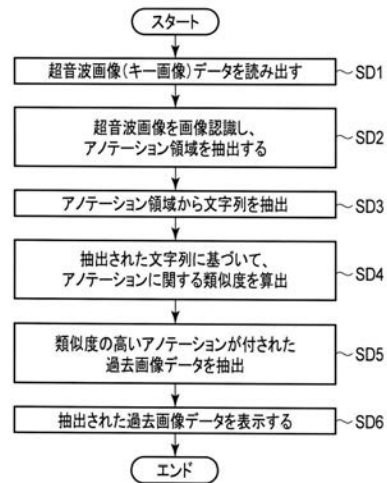
【 図 1 3 】

図13



【 図 1 4 】

図14



フロントページの続き

(72)発明者 中野 史樹

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 藤澤 恭子

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 EE11 GA18 GA25 JC06 KK31 KK32 KK34 LL14 LL33

专利名称(译)	超声波诊断装置和医学图像处理装置		
公开(公告)号	JP2019000315A	公开(公告)日	2019-01-10
申请号	JP2017116962	申请日	2017-06-14
[标]发明人	中野史樹 藤澤恭子		
发明人	中野 史樹 藤澤 恭子		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5253 A61B8/4263 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/468 A61B8/5223 A61B8/5261 G06T7/0014 G06T7/74 G06T2207/10132 G06T2207/10136 G06T2207/30096 G06T2207/30204		
FI分类号	A61B8/14.ZIT		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC06 4C601/KK31 4C601/KK32 4C601/KK34 4C601/LL14 4C601/LL33		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹤饲		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：能够准确有效地检索过去的图像，类似于目标疾病附近的超声图像。根据实施例，超声诊断设备包括获取单元，计算单元，图像提取单元和显示控制单元。获取单元获取第一图像，其中附加包括身体标记，探针标记和注释中的至少一个的补充信息作为图像信息。计算单元通过对附加到第一图像的补充信息执行图像识别来计算用于指定第一图像的成像位置的位置识别信息。图像提取单元从包括过去获取的多个第二图像的包括与计算出的位置指定信息对应的位置识别信息的补充信息提取第三图像。显示控制单元显示第三图像。 点域1

