

(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2014-161444
(P2014-161444A)

(43) 公開日 平成26年9月8日(2014.9.8)

(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 10 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2013-33654(P2013-33654)
(22) 出願日 平成25年2月22日(2013.2.22)

(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 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 姚 淙
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
(72) 発明者 橋本 新一
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

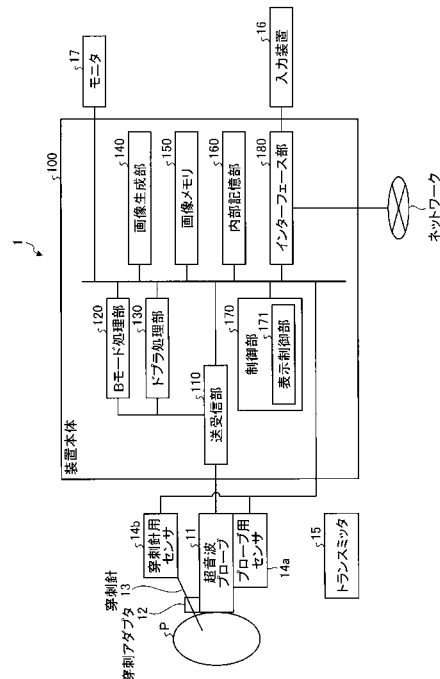
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置及び制御プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 超音波画像を直感的にわかりやすく表示する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置1は、生成部と、検知部と、表示制御部171とを備える。生成部は、超音波プローブ11によって受信された反射波に基づいて、超音波画像を生成する。検知部は、実空間における前記超音波プローブ11の向き、又は、当該超音波プローブ11に装着された穿刺アダプタ12から挿入される穿刺針13の向きを検知する。表示制御部171は、検知された前記超音波プローブ11の向き又は前記穿刺針13の向きに応じて、生成された超音波画像の向きを変えて表示する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブによって受信された反射波に基づいて、超音波画像を生成する生成部と、
実空間における前記超音波プローブの向き、又は、当該超音波プローブに装着された穿刺アダプタから挿入される穿刺針の向きを検知する検知部と、
検知された前記超音波プローブの向き又は前記穿刺針の向きに応じて、生成された超音波画像の向きを変えて表示する表示制御部と
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記検知部は、前記超音波プローブの向きとして、前記超音波プローブに設置されたセンサを用いて、重力方向に対する当該超音波プローブの角度を検知し、
前記表示制御部は、前記超音波プローブの角度のうち、前記超音波プローブの左右方向に対応する角度成分を用いて、前記超音波画像の走査範囲を傾けて表示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】

前記生成部は、前記穿刺針の穿刺経路を表す穿刺ガイドラインを前記超音波プローブの走査範囲に重畳させた超音波画像を生成し、
前記表示制御部は、前記超音波プローブの左右方向に対応する成分と、前記超音波プローブに対する当該穿刺針の角度とを用いて、前記穿刺ガイドラインを前記走査範囲に重畳させた超音波画像の走査範囲を傾けて表示す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】

前記生成部は、前記超音波プローブに装着された穿刺アダプタから挿入される穿刺針の穿刺経路を表す穿刺ガイドラインを当該超音波プローブの走査範囲に重畳させた超音波画像を生成し、
前記検知部は、前記穿刺針の向きとして、前記穿刺針に設置されたセンサを用いて、重力方向に対する当該穿刺針の角度を検知し、
前記表示制御部は、前記重力方向に対する前記穿刺針の角度と、前記超音波プローブに対する当該穿刺針の角度とを用いて、前記走査範囲及び前記穿刺ガイドラインを傾けて表示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 5】

前記検知部は、超音波プローブに設置されたセンサを用いて、重力方向に対する当該超音波プローブの位置及び向きを検知するとともに、穿刺針に設置されたセンサを用いて、重力方向に対する当該穿刺針の位置及び向きを検知し、
前記生成部は、前記超音波プローブの位置及び向きと、前記穿刺針の位置及び向きとを用いて、当該穿刺針の穿刺経路を表す穿刺ガイドラインを前記超音波プローブの走査範囲に重畳させた超音波画像を生成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 6】

前記表示制御部は、更に、前記超音波画像と、当該超音波画像とは異なる他の種類の画像との位置合わせを行い、前記超音波画像の向きを変えて表示する場合に、位置合わせを行った他の種類の画像の向きを変えて表示することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

超音波プローブに装着された穿刺アダプタから挿入される穿刺針の穿刺経路を表す穿刺ガイドラインを表示する表示角度の指示を操作者から受け付ける受付部と、
前記穿刺ガイドラインを前記超音波プローブの走査範囲に重畳させた超音波画像を生成する生成部と、
前記表示角度に応じて、前記超音波画像の走査範囲を傾けて表示する表示制御部と
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 8】

超音波プローブに設置されたセンサを用いて、重力方向に対する当該超音波プローブの位置及び向きを検知するとともに、穿刺針に設置されたセンサを用いて、重力方向に対する当該穿刺針の位置及び向きを検知する検知部を更に備え、

前記生成部は、前記超音波プローブの位置及び向きと、前記穿刺針の位置及び向きとを用いて、当該穿刺針の穿刺経路を表す穿刺ガイドラインを前記超音波プローブの走査範囲に重畳させた超音波画像を生成し、

前記表示制御部は、前記超音波プローブの位置及び向き、前記穿刺針の位置及び向き、及び、前記表示角度に応じて、前記超音波画像の走査範囲を傾けて表示することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 9】

超音波画像と、当該超音波画像が生成された時の超音波プローブの向き、又は、当該超音波プローブに装着された穿刺アダプタから挿入される穿刺針の向きとをフレームごとに対応付けて記憶する記憶部と、

前記超音波プローブの向き又は前記穿刺針の向きに応じて、前記超音波画像の向きを変えて表示する表示制御部と

を備えることを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 10】

超音波プローブによって受信された反射波に基づいて、超音波画像を生成する生成部と

20

、実空間における前記超音波プローブの向き、又は、当該超音波プローブに装着された穿刺アダプタから挿入される穿刺針の向きを検知する検知手順と、

検知された前記超音波プローブの向き又は前記穿刺針の向きに応じて、生成された超音波画像の向きを変えて表示する表示制御手順と

をコンピュータに実行させることを特徴とする制御プログラム。

【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、医用画像処理装置及び制御プログラムに関する。

30

【背景技術】

【0002】

従来、被検体の体内の様子を容易に観察するために、体表から体内へ超音波を送信し、その反射波に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置が広く用いられている。例えば、超音波診断装置は、他の診断機器と比較して小型の超音波プローブを体表に当てることで、その体内の様子を略リアルタイム（画像生成処理時間によりやや遅れて画像が生成される場合や、コマ送り状に静止画を次々と撮影する場合を含む）で画像化できるので、超音波プローブは様々な向きで体表に当接されて利用されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0003】

【特許文献 1】特開 2011 - 229837 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明が解決しようとする課題は、超音波画像を直感的にわかりやすく表示することができる超音波診断装置、医用画像処理装置及び制御プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

実施形態に係る超音波診断装置は、生成部と、検知部と、表示制御部とを備える。生成

50

部は、超音波プローブによって受信された反射波に基づいて、超音波画像を生成する。検知部は、実空間における前記超音波プローブの向き、又は、当該超音波プローブに装着された穿刺アダプタから挿入される穿刺針の向きを検知する。表示制御部は、検知された前記超音波プローブの向き又は前記穿刺針の向きに応じて、生成された超音波画像の向きを変えて表示する。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【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説明するための図である。

【図2A】図2Aは、表示領域の向きと画像の向きとの関係について説明するための図である。

【図2B】図2Bは、表示領域の向きと画像の向きとの関係について説明するための図である。

【図3A】図3Aは、従来の超音波診断装置において表示される超音波画像の一例を示す図である。

【図3B】図3Bは、従来の超音波診断装置において表示される超音波画像の一例を示す図である。

【図4】図4は、表示制御部が抽出する角度成分について説明するための図である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係る表示制御部の処理を説明するための図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る表示制御部の処理を説明するための図である。

【図7】図7は、第1の実施形態に係る表示制御部の処理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の処理手順を示すフローチャートである。

【図9】図9は、第2の実施形態に係る表示制御部の処理を説明するための図である。

【図10】図10は、第3の実施形態に係る表示制御部の処理を説明するための図である。

【図11】図11は、第4の実施形態に係る表示制御部の処理を説明するための図である。

【図12】図12は、第4の実施形態に係る表示制御部の処理を説明するための図である。

【図13】図13は、第4の実施形態に係る表示制御部の処理を説明するための図である。

【図14】図14は、第5の実施形態に係る医用情報システムの構成を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置、医用画像処理装置及び制御プログラムを説明する。

【0008】

(第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の構成を説明するための図である。図1に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波プローブ11と、穿刺針13と、入力装置16と、モニタ17と、装置本体100とを有し、ネットワークに接続されている。

【0009】

超音波プローブ11は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体100が有する送受信部110から供給される駆動信号に基づき超音波を発生し、さらに、被検体Pからの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ11は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材などを有する。

10

20

30

40

50

【0010】

超音波プローブ11から被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体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11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。

【0011】

なお、本実施形態は、複数の圧電振動子が一列で配置された1次元超音波プローブである超音波プローブ11により、被検体Pを2次元で走査する場合であっても、1次元超音波プローブの複数の圧電振動子を機械的に揺動する超音波プローブ11（メカ4Dプローブ）や複数の圧電振動子が格子状に2次元で配置された2次元超音波プローブである超音波プローブ11（2Dアレイプローブ）により、被検体Pを3次元で走査する場合であっても、適用可能である。

10

【0012】

穿刺アダプタ12は、超音波プローブ11に対して所定の位置及び向きで穿刺を行うために、超音波プローブ11に装着されるアタッチメントである。例えば、穿刺アダプタ12は、超音波プローブ11に対して穿刺針13を所定の位置及び向きで取り付けするための溝（穿刺ガイドレール）を有する。この穿刺ガイドレールは、一例としては、超音波プローブ11により走査される走査平面上を、超音波ビームの送信位置から5cmの位置から、超音波ビームの送信方向に対して30度、45度及び60度それぞれの角度で穿刺針13が通過するように、予め設計されている。

20

【0013】

なお、ここで言う超音波ビームの送信位置及び送信方向とは、走査範囲の中心を通る代表的な超音波ビームの送信位置及び送信方向、或いは、各走査線における超音波ビームの平均的な送信位置及び平均的な送信方向を指す。また、穿刺アダプタ12は、穿刺針13が取り付けられている穿刺ガイドレールを自動的に検知して、超音波プローブ11に対する穿刺針13の位置及び角度を装置本体100へ出力する構成であっても良い。

30

【0014】

穿刺針13は、生体組織検査やラジオ波焼灼治療などの穿刺を行うために、穿刺アダプタ12に取り付けられる医療器具である。例えば、穿刺針13は、穿刺アダプタ12のいずれかの穿刺ガイドレールを通過することで、超音波プローブ11に対して所定の位置及び角度で被検体Pに挿入される。一例としては、医師は、モニタ17に表示される超音波画像を参照しながら、穿刺アダプタ12に取り付けられた穿刺針13を被検体Pの関心領域（ROI：Region of Interest）まで挿入する。

【0015】

プローブ用センサ14a、穿刺針用センサ14b及びトランスミッタ15は、実空間における超音波プローブ11の向き及び穿刺針13の向きを取得するための装置である。例えば、プローブ用センサ14aは、超音波プローブ11に設置される磁気センサであり、実空間における超音波プローブ11の向きを検知する。また、例えば、穿刺針用センサ14bは、穿刺針13に設置される磁気センサであり、実空間における穿刺針13の向きを検知する。また、例えば、トランスミッタ15は、任意の位置に配置され、自装置を中心として外側に向かって磁場を形成する装置である。

40

【0016】

プローブ用センサ14a及び穿刺針用センサ14bは、トランスミッタ15によって形成された3次元の磁場を検出する。そして、プローブ用センサ14a及び穿刺針用センサ14bは、検出した磁場の情報に基づいて、トランスミッタ15を原点とする空間における自装置の座標及び角度を算出し、算出した座標及び角度を後述する表示制御部171へ送信する。ここで、プローブ用センサ14aは、自装置が位置する3次元空間における角

50

度を、超音波プローブ 11 の向きとして表示制御部 171 へ送信する。また、穿刺針用センサ 14b は、自装置が位置する 3次元空間における角度を、穿刺針 13 の向きとして表示制御部 171 へ送信する。

【0017】

なお、第 1 の実施形態において、プローブ用センサ 14a 及び穿刺針用センサ 14b は、磁気センサに限定されるものではない。例えば、プローブ用センサ 14a 及び穿刺針用センサ 14b は、物体の角度や角速度を検知するジャイロ스코プ（ジャイロセンサ）であっても良い。すなわち、第 1 の実施形態においては、超音波プローブ 11 の向き及び穿刺針 13 の向きを検知可能な装置を、プローブ用センサ 14a 及び穿刺針用センサ 14b として任意に適用可能である。

10

【0018】

また、第 1 の実施形態において、超音波診断装置 1 は、プローブ用センサ 14a 及び穿刺針用センサ 14b のうち少なくとも一方を有していればよい。これは、穿刺アダプタ 12 を用いることにより、穿刺針 13 が所定の位置及び向きで超音波プローブ 11 に取り付けられるので、超音波プローブ 11 の向きと穿刺針 13 の向きとが相互に変換可能となるからである。

【0019】

入力装置 16 は、トラックボール、スイッチ、ボタン、タッチコマンドスクリーンなどを有し、超音波診断装置 1 の操作者からの各種指示を受け付け、装置本体 100 に対して受け付けた各種指示を転送する。例えば、入力装置 16 は、超音波プローブ 11 に対して穿刺針 13 を所定の位置及び角度で挿入する旨の指示（穿刺を行う穿刺ガイドレールを選択する旨の指示）を操作者から受け付ける。入力装置 16 は、受け付けた超音波プローブ 11 に対する穿刺針 13 の位置及び角度を内部記憶部 160 に格納する。

20

【0020】

モニタ 17 は、超音波診断装置 1 の操作者が入力装置 16 を用いて各種指示を入力するための GUI (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 100 において生成された超音波画像データを超音波画像として表示したりする。

【0021】

装置本体 100 は、超音波プローブ 11 が受信した反射波に基づいて、超音波画像データを生成する装置である。図 1 に示す装置本体 100 は、2次元の反射波信号に基づいて 2次元の超音波画像データを生成可能であり、3次元の反射波信号に基づいて 3次元の超音波画像データを生成可能である。

30

【0022】

装置本体 100 は、図 1 に示すように、送受信部 110 と、Bモード処理部 120 と、ドプラ処理部 130 と、画像生成部 140 と、画像メモリ 150 と、内部記憶部 160 と、制御部 170 と、インターフェース部 180 とを有する。

【0023】

送受信部 110 は、後述する制御部 170 の指示に基づいて、超音波プローブ 11 が行う超音波送受信を制御する。送受信部 110 は、パルス発生器、送信遅延部、パルサ等を有し、超音波プローブ 11 に駆動信号を供給する。パルス発生器は、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。また、送信遅延部は、超音波プローブ 11 から発生される超音波をビーム状に集束し、かつ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、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサは、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 11 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。送信遅延部は、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、圧電振動子面から送信される超音波の送信方向を任意に調整する。

40

【0024】

また、送受信部 110 は、プリアンプ、A/D (Analog/Digital) 変換器、受信遅延部、加算器等を有し、超音波プローブ 11 が受信した反射波信号に対して各種処理を行っ

50

て反射波データを生成する。プリアンプは、反射波信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅された反射波信号をA/D変換する。受信遅延部は、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、受信遅延部によって処理された反射波信号の加算処理を行って反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0025】

なお、送受信部110は、被検体Pを2次元走査する場合、超音波プローブ11から2次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部110は、超音波プローブ11が受信した2次元の反射波信号から2次元の反射波データを生成する。また、送受信部110は、被検体Pを3次元走査する場合、超音波プローブ11から3次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部110は、超音波プローブ11が受信した3次元の反射波信号から3次元の反射波データを生成する。

10

【0026】

このように、送受信部110は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。なお、送受信部110は、後述する制御部170の制御により、遅延情報、送信周波数、送信駆動電圧、開口素子数などを瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更においては、瞬時に値を切り替えることが可能であるリニアアンプ型の発振回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。また、送受信部110は、1フレームもしくはレートごとに、異なる波形を送信して受信

20

【0027】

Bモード処理部120及びドプラ処理部130は、送受信部110が反射波信号から生成した反射波データに対して、各種の信号処理を行う信号処理部である。Bモード処理部120は、送受信部110から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行って、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。また、ドプラ処理部130は、送受信部110から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による速度、分散、パワー等の移動体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。ここで、移動体とは、例えば、血流や、心壁等の組織、造影剤である。なお、図1に例示するBモード処理部120及びドプラ処理部130は、2次元の反射波データ及び3次元の反射波データの両方について処理可能である。

30

【0028】

画像生成部140は、Bモード処理部120及びドプラ処理部130が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成部140は、Bモード処理部120が生成した2次元のBモードデータから反射波の強度を輝度で表した2次元Bモード画像データを生成する。また、画像生成部140は、ドプラ処理部130が生成した2次元のドプラデータから移動体情報を表す2次元ドプラ画像データを生成する。2次元ドプラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。

【0029】

ここで、画像生成部140は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換(スキャンコンバート)し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部140は、超音波プローブ11による超音波の走査形態に応じて座標変換を行うことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成部140は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理(平滑化処理)や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理(エッジ強調処理)等を行う。また、画像生成部140は、超音波画像データに、付帯情報(種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディマーク等)を合成する。

40

【0030】

50

すなわち、Bモードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部140が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、Bモードデータ及びドブラデータは、生データ(Raw Data)とも呼ばれる。画像生成部140は、スキャンコンバート処理前の2次元超音波画像データである「2次元Bモードデータや2次元ドブラデータ」から、表示用の2次元超音波画像データである「2次元のBモード画像データや2次元ドブラ画像データ」を生成する。

【0031】

また、画像生成部140は、Bモード処理部120が生成した3次元のBモードデータに対して座標変換を行うことで、3次元Bモード画像データを生成する。また、画像生成部140は、ドブラ処理部130が生成した3次元のドブラデータに対して座標変換を行うことで、3次元ドブラ画像データを生成する。画像生成部140は、「3次元のBモード画像データや3次元ドブラ画像データ」を「3次元超音波画像データ(ボリュームデータ)」として生成する。

10

【0032】

また、画像生成部140は、ボリュームデータをモニタ17にて表示するための各種2次元画像データを生成するために、ボリュームデータに対してレンダリング処理を行う。画像生成部140が行うレンダリング処理としては、例えば、断面再構成法(MPR: Multi Planer Reconstruction)を行ってボリュームデータからMPR画像データを生成する処理がある。また、画像生成部140が行うレンダリング処理としては、例えば、3次元の情報を反映した2次元画像データを生成するボリュームレンダリング(VR: Volume Rendering)処理がある。

20

【0033】

また、画像生成部140は、穿刺ガイドラインを表示するための画像データを生成する。例えば、画像生成部140は、穿刺アダプタ12が超音波プローブ11に装着されている場合に、超音波プローブ11に対する穿刺針13の位置及び向きを、後述する内部記憶部160から取得する。具体的には、画像生成部140は、走査平面上において、超音波ビームの送信位置から5cmの位置から、超音波ビームの送信方向に対して45度の角度で穿刺針13が挿入されることを取得する。そして、画像生成部140は、取得した位置及び向きを用いて、走査範囲に対応する位置及び向きで穿刺ガイドラインを表示するための画像データを生成する。そして、画像生成部140は、生成した穿刺ガイドラインを走査範囲に重畳させた超音波画像データを生成する。

30

【0034】

画像メモリ150は、画像生成部140によって生成された造影像や組織像などの画像データを記憶する。また、画像メモリ150は、画像生成部140による処理結果を記憶する。さらに、画像メモリ150は、送受信部110を経た直後の出力信号や画像の輝度信号、種々の生データ、ネットワークを介して取得した画像データなどを必要に応じて記憶する。画像メモリ150が記憶する画像データのデータ形式は、後述する制御部170によりモニタ17に表示されるビデオフォーマット変換後のデータ形式であっても、Bモード処理部120及びドブラ処理部130によって生成されたRawデータである座標変換前のデータ形式でもよい。

40

【0035】

内部記憶部160は、超音波送受信、画像処理および表示処理を行うための制御プログラムや、診断情報(例えば、患者ID、医師の所見など)や、診断プロトコルや各種ボイマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶部160は、必要に応じて、画像メモリ150が記憶する画像の保管などにも使用される。なお、内部記憶部160が記憶するデータは、後述するインターフェース部180を経由して、外部の周辺装置へ転送することができる。

【0036】

また、内部記憶部160は、超音波プローブ11に取り付けられた穿刺アダプタ12か

50

ら被検体 P に対して挿入される穿刺針 13 の位置及び向きを記憶している。例えば、内部記憶部 160 は、走査平面上において、超音波ビームの送信位置から 5 cm の位置から、超音波ビームの送信方向に対して 45 度の角度で穿刺針 13 が挿入されることを記憶する。また、内部記憶部 160 は、モニタ 17 の表示サイズを記憶している。

【0037】

制御部 170 は、超音波診断装置 1 における処理全体を制御する。具体的には、制御部 170 は、入力装置 16 を介して操作者から入力された各種指示や、内部記憶部 160 から読込んだ各種制御プログラムおよび各種設定情報に基づき、送受信部 110、Bモード処理部 120、ドプラ処理部 130 および画像生成部 140 の処理を制御したり、画像メモリ 150 が記憶する超音波画像データをモニタ 17 にて表示するように制御したりする。

10

【0038】

インターフェース部 180 は、入力装置 16 又はネットワークと、装置本体 100 との間での各種情報のやり取りを制御するインターフェースである。

【0039】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、以下、詳細に説明する処理により、超音波画像を直感的にわかりやすく表示することが可能となるように構成されている。

【0040】

ここで、従来の超音波診断装置において生成された超音波画像は、例えば、超音波プローブから送信される超音波ビームの送信方向がモニタの下方方向に対応するように表示される。このため、画像における重力方向が、必ずしも表示領域の下方方向に対応するように表示されとは限らず、表示される画像は閲覧者にとって直感的にわかりにくいものになってしまう。なお、重力方向とは、地球の重力がはたらく方向を表す。

20

【0041】

図 2 A 及び図 2 B は、表示領域の向きと画像の向きとの関係について説明するための図である。図 2 A 及び図 2 B には、ゴルフを行っている人物の画像が、表示装置 20 の表示領域に表示される場合を例示する。図 2 A 及び図 2 B において、表示領域の横方向は、右方向を正の方向とし、表示領域の縦方向は、下方方向を正の方向とする。

【0042】

図 2 A に示すように、画像における重力方向 21 が表示領域の縦方向に一致する場合には、表示装置 20 は、ゴルフを行っている人物の画像を、閲覧者にとって直感的にわかりやすく表示することができる。これに対して、図 2 B に示すように、画像における重力方向 21 が表示領域の縦方向に一致しない場合には、表示装置 20 は、ゴルフを行っている人物の画像を、閲覧者にとって直感的にわかりやすく表示できず、違和感を与えてしまう。

30

【0043】

図 3 A 及び図 3 B は、従来の超音波診断装置において表示される超音波画像の一例を示す図である。図 3 A 及び図 3 B には、一例として、被検体 P の腹部の断層像が、従来の超音波診断装置 22 のモニタに表示される場合を例示する。具体的に、図 3 A 及び図 3 B において、左図は、検査台上に横たわった被検体 P の腹部の横断面と、腹部に当接される超音波プローブ 23 の向きとの位置関係の一例である。また、図 3 A 及び図 3 B において、右図は、左図に例示した位置関係で得られる超音波画像がモニタの表示領域に表示される場合を例示する。なお、図 3 A 及び図 3 B において、表示領域の横方向は、右方向を正の方向とし、表示領域の縦方向は、下方方向を正の方向とする。

40

【0044】

図 3 A の左図に示すように、超音波プローブ 23 が被検体 P の腹部に真上から当接された状態で超音波画像が生成される場合には、走査範囲 24 を走査する超音波ビームの送信方向は、実空間における重力方向 21 に一致している。ここで、従来の超音波診断装置 22 は、図 3 A の右図に示すように、走査範囲 24 を走査する超音波ビームの送信方向を表

50

示領域の縦方向に一致させて、生成した超音波画像を表示する。この場合、超音波画像における重力方向 2 1 が表示領域の縦方向に一致している。すなわち、走査範囲 2 4 に表示される被検体 P の断層像の向きが、実空間における被検体 P の向きに一致しているので、図 3 A の超音波画像は、閲覧者にとって直感的にわかりやすく表示されている。

【 0 0 4 5 】

一方、図 3 B の左図に示すように、超音波プローブ 2 3 が被検体 P の腹部に 3 0 度の角度で当接された状態で超音波画像が生成される場合には、走査範囲 2 4 を走査する超音波ビームの送信方向 2 5 は、実空間における重力方向 2 1 に一致しておらず、3 0 度傾いている。ここで、従来の超音波診断装置 2 2 は、図 3 B の右図に示すように、走査範囲 2 4 を走査する超音波ビームの送信方向 2 5 を表示領域の縦方向に一致させて、生成した超音波画像を表示する。この場合、超音波画像における重力方向 2 1 が表示領域の縦方向に一致しておらず、3 0 度傾いている。すなわち、走査範囲 2 4 に表示される被検体 P の断層像の向きが、実空間における被検体 P の向きと異なるので、図 3 B の超音波画像は、閲覧者にとって違和感を与えてしまう可能性がある。

10

【 0 0 4 6 】

このように、従来の超音波診断装置 2 2 は、超音波プローブ 2 3 の向き次第で超音波画像における重力方向を変えて表示するので、必ずしも超音波画像を直感的にわかりやすく表示できていなかった。更に、従来の超音波診断装置 2 2 は、超音波プローブ 2 3 が操作者によって動かされるごとに、超音波ビームの送信方向 2 5 が様々な角度に変化してしまうので、被検体 P の断層像の向きを様々な角度に回転させてしまう場合もあった。

20

【 0 0 4 7 】

そこで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波画像を直感的にわかりやすく表示するために、以下に説明する表示制御部 1 7 1 の処理を実行する。

【 0 0 4 8 】

表示制御部 1 7 1 は、検知された超音波プローブ 1 1 の向き又は穿刺針 1 3 の向きに応じて、生成された超音波画像の向きを変えて表示する。例えば、表示制御部 1 7 1 は、超音波プローブ 1 1 の向きをプローブ用センサ 1 4 a から受信する。或いは、表示制御部 1 7 1 は、穿刺針 1 3 の向きを穿刺針用センサ 1 4 b から受信する。そして、表示制御部 1 7 1 は、受信した超音波プローブ 1 1 の向き又は穿刺針 1 3 の向きから、超音波プローブ 1 1 の左右方向に対応する角度成分を抽出する。そして、表示制御部 1 7 1 は、抽出した角度成分を用いて、画像生成部 1 4 0 によって生成された超音波画像の走査範囲 2 4 を傾けて表示する。

30

【 0 0 4 9 】

図 4 は、表示制御部 1 7 1 が抽出する角度成分について説明するための図である。図 4 には、プローブ用センサ 1 4 a 又は穿刺針用センサ 1 4 b によって検知可能な超音波プローブ 1 1 の角度成分を例示する。図 4 において、超音波プローブ 1 1 から送信される超音波ビームの送信方向 2 5 を z 軸とする。また、超音波プローブ 1 1 の内部で z 軸を通る任意の点を原点 O とする。また、原点 O を通り、超音波プローブ 1 1 の走査範囲 2 4 に直交する方向を y 軸とし、y 軸及び z 軸に直交する方向を x 軸とする。また、x 軸回りの角度をピッチ角、y 軸回りの角度をロール角、z 軸回りの角度をヨー角とする。このような座標系において、プローブ用センサ 1 4 a は、重力方向 2 1 に対するピッチ角、ロール角及びヨー角をそれぞれ検知し、検知した角度を超音波プローブ 1 1 の向きとして表示制御部 1 7 1 へ送信する。

40

【 0 0 5 0 】

図 4 に示すように、表示制御部 1 7 1 は、超音波プローブ 1 1 の向きとして、重力方向 2 1 に対するピッチ角、ロール角及びヨー角をそれぞれ受信する。そして、表示制御部 1 7 1 は、受信した超音波プローブ 1 1 の向きのうちロール角を、超音波プローブ 1 1 の左右方向に対応する角度成分として抽出する。なお、以下では、超音波ビームの送信方向 2 5 を走査平面上で矢印 2 6 の方向に回転させる角度を正の方向とし、矢印 2 7 の方向に回転させる角度を負の方向として説明する。

50

【0051】

なお、図4の例では、プローブ用センサ14aが検出したピッチ角、ロール角及びヨー角を表示制御部171へ送信する場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、プローブ用センサ14aが検出した角度のうち、ロール角のみを表示制御部171へ送信する場合であっても良い。

【0052】

また、図4の例では、プローブ用センサ14aによって検知される超音波プローブ11の向きについて説明したが、穿刺針用センサ14bによって検知される穿刺針13の向きについてもこれと同様であるので、説明を省略する。

【0053】

図5から図7は、第1の実施形態に係る表示制御部171の処理を説明するための図である。図5から図7において、左図は、検査台上に横たわった被検体Pの腹部の横断面と、腹部に当接される超音波プローブ11の向きとの位置関係の一例である。また、図5から図7において、右図は、左図に例示した位置関係で得られる超音波画像がモニタの表示領域に表示される場合を例示する。なお、図5から図7において、表示領域の横方向は、右方向を正の方向とし、表示領域の縦方向は、下方向を正の方向とする。

10

【0054】

図5を用いて、表示制御部171が超音波プローブ11の向きに応じて超音波画像の走査範囲24を傾けて表示する場合を説明する。図5の左図に示すように、超音波プローブ11が被検体Pの腹部に対してロール角「+30度」で当接された状態で超音波画像が生成される場合を例示する。この場合、表示制御部171は、超音波プローブ11の向きとして、ロール角「+30度」を抽出する。

20

【0055】

そして、図5の右図に示すように、表示制御部171は、超音波画像の走査範囲24を、ロール角「+30度」傾けてモニタ17に表示させる。具体的には、表示制御部171は、走査範囲24を走査する超音波ビームの送信方向25を、表示領域の縦方向に対してロール角「+30度」傾けて、生成した超音波画像をモニタ17に表示させる。より具体的には、表示制御部171は、画像生成部140によって生成された超音波画像データに含まれる各画素位置を座標変換することにより、モニタ17の表示領域に向かって反時計回りに30度回転させて、超音波画像をモニタ17に表示させる。この結果、超音波画像における重力方向21が表示領域の縦方向に一致することとなる。すなわち、走査範囲24に表示される被検体Pの断層像の向きが、実空間における被検体Pの向きに一致しているので(図3A参照)、図5の超音波画像は、閲覧者にとって直感的にわかりやすく表示されている。

30

【0056】

図6を用いて、表示制御部171が超音波プローブ11の向きに応じて、穿刺ガイドライン28が重畳された超音波画像を傾けて表示する場合を説明する。図6の左図に示すように、超音波プローブ11が被検体Pの腹部に対してロール角「+30度」で当接され、穿刺針13が超音波プローブ11に対してロール角「-45度」で取り付けられた状態で超音波画像が生成される場合を例示する。この場合、表示制御部171は、超音波プローブ11の向きとして、ロール角「+30度」を抽出する。

40

【0057】

そして、図6の右図に示すように、表示制御部171は、穿刺ガイドライン28が重畳された超音波画像の走査範囲24を、ロール角「+30度」傾けてモニタ17に表示させる。具体的には、表示制御部171は、走査範囲24を走査する超音波ビームの送信方向25を、表示領域の縦方向に対してロール角「+30度」傾けて、穿刺ガイドライン28が重畳された超音波画像をモニタ17に表示させる。より具体的には、表示制御部171は、穿刺ガイドライン28が重畳された超音波画像データに含まれる各画素位置を座標変換することにより、モニタ17の表示領域に向かって反時計回りに30度回転させて、穿刺ガイドライン28が重畳された超音波画像をモニタ17に表示させる。この結果、超音

50

波画像における重力方向 2 1 が表示領域の縦方向に一致することとなる。すなわち、走査範囲 2 4 に表示される被検体 P の断層像の向きが、実空間における被検体 P の向きに一致するとともに (図 3 A 参照)、穿刺ガイドライン 2 8 の向きも実空間における穿刺針 1 3 の挿入角度に一致するので、図 6 の超音波画像は、閲覧者にとって直感的にわかりやすく表示されている。

【 0 0 5 8 】

図 7 を用いて、表示制御部 1 7 1 が穿刺針 1 3 の向きに応じて超音波画像の走査範囲 2 4 を傾けて表示する場合を説明する。図 7 の左図に示すように、超音波プローブ 1 1 が被検体 P の腹部に対してロール角「 + 3 0 度」で当接され、穿刺針 1 3 が超音波プローブ 1 1 に対してロール角「 - 4 5 度」で取り付けられた状態で超音波画像が生成される場合を例示する。すなわち、この状態において、穿刺針 1 3 は、重力方向 2 1 に対してロール角「 - 1 5 度」で被検体 P の腹部に挿入される。この場合、表示制御部 1 7 1 は、穿刺針 1 3 の向きを穿刺針用センサ 1 4 b から受信する。例えば、表示制御部 1 7 1 は、穿刺針 1 3 の向きとして、穿刺針 1 3 が重力方向 2 1 に対してロール角「 - 1 5 度」で挿入されることを、穿刺針用センサ 1 4 b から受信する。そして、表示制御部 1 7 1 は、受信した穿刺針 1 3 の向きから、ロール角「 - 1 5 度」を抽出する。また、表示制御部 1 7 1 は、穿刺針 1 3 が超音波プローブ 1 1 に対してロール角「 - 4 5 度」で挿入されることを、入力装置 1 6 から受け付ける。ここで、入力装置 1 6 は、穿刺針 1 3 を超音波プローブ 1 1 に対してロール角「 - 4 5 度」で挿入する旨の指示を操作者から受け付け済みである。そして、表示制御部 1 7 1 は、重力方向 2 1 に対する穿刺針 1 3 のロール角「 - 1 5 度」から、超音波プローブ 1 1 に対する穿刺針 1 3 のロール角「 - 4 5 度」を減算することで、重力方向に対する超音波プローブ 1 1 のロール角「 + 3 0 度」を算出する。

10

20

【 0 0 5 9 】

そして、図 7 の右図に示すように、表示制御部 1 7 1 は、穿刺ガイドライン 2 8 が重畳された超音波画像の走査範囲 2 4 を、ロール角「 + 3 0 度」傾けてモニタ 1 7 に表示させる。具体的には、表示制御部 1 7 1 は、走査範囲 2 4 を走査する超音波ビームの送信方向 2 5 を、表示領域の縦方向に対してロール角「 + 3 0 度」傾けて、穿刺ガイドライン 2 8 が重畳された超音波画像をモニタ 1 7 に表示させる。より具体的には、表示制御部 1 7 1 は、穿刺ガイドライン 2 8 が重畳された超音波画像データに含まれる各画素位置を座標変換することにより、モニタ 1 7 の表示領域に向かって反時計回りに 3 0 度回転させて、穿刺ガイドライン 2 8 が重畳された超音波画像をモニタ 1 7 に表示させる。この結果、超音波画像における重力方向 2 1 が表示領域の縦方向に一致することとなる。すなわち、走査範囲 2 4 に表示される被検体 P の断層像の向きが、実空間における被検体 P の向きに一致するとともに (図 3 A 参照)、穿刺ガイドライン 2 8 の向きも実空間における穿刺針 1 3 の挿入角度に一致するので、図 7 の超音波画像は、閲覧者にとって直感的にわかりやすく表示されている。

30

【 0 0 6 0 】

このように、表示制御部 1 7 1 は、超音波プローブ 1 1 の向き又は穿刺針 1 3 の向きから、超音波プローブ 1 1 の左右方向に対応する角度成分を抽出し、抽出した角度成分を用いて、超音波画像の走査範囲 2 4 を傾けて表示する。

40

【 0 0 6 1 】

図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の処理手順を示すフローチャートである。図 8 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 においては、画像生成部 1 4 0 は、超音波画像データを生成する (ステップ S 1 0 1)。そして、プローブ用センサ 1 4 a 又は穿刺針用センサ 1 4 b は、超音波プローブ 1 1 の向き又は穿刺針 1 3 の向きを検知する (ステップ S 1 0 2)。そして、表示制御部 1 7 1 は、超音波プローブ 1 1 の向き又は穿刺針 1 3 の向きに応じて、超音波画像の向きを変えて表示する (ステップ S 1 0 3)。

【 0 0 6 2 】

上述してきたように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波プローブによ

50

って受信された反射波に基づいて、超音波画像を生成する。そして、超音波診断装置 1 は、実空間における超音波プローブ 1 1 の向き、又は、穿刺針 1 3 の向きを検知する。そして、超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 1 の向き又は穿刺針 1 3 の向きに応じて、生成した超音波画像の向きを変えて表示する。このため、超音波診断装置 1 は、超音波画像を直感的にわかりやすく表示することができる。

【0063】

また、例えば、超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 1 が操作者によって動かされるごとに、その動きに対応するロール角で超音波画像の向きを傾けて表示する。このため、超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 1 がどの向きに向けられたとしても、走査範囲 2 4 に表示される被検体 P の断層像の向きを実空間における被検体 P の向きに一致させて表示するので、閲覧者にとって直感的にわかりやすく表示することができる。

10

【0064】

なお、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、必ずしも、図 1 に示した全ての構成を有していなくても良い。具体的には、超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 1 の向きに応じて超音波画像の走査範囲 2 4 を傾けて表示する処理を実現する場合には（図 5 の処理）、穿刺アダプタ 1 2、穿刺針 1 3 及び穿刺針用センサ 1 4 b を有していなくても良い。また、超音波診断装置 1 は、穿刺ガイドライン 2 8 が重畳された超音波画像を傾けて表示する処理を実現する場合には（図 6 の処理）、穿刺針用センサ 1 4 b を有していなくても良い。また、超音波診断装置 1 は、穿刺針 1 3 の向きに応じて超音波画像の走査範囲 2 4 を傾けて表示する処理を実現する場合には（図 6 の処理）、プローブ用センサ 1 4 a を有していなくても良い。

20

【0065】

（第 2 の実施形態）

第 1 の実施形態では、穿刺アダプタ 1 2 を用いて穿刺が行われる場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置 1 は、穿刺アダプタ 1 2 を用いることなく穿刺を行う場合、すなわち、フリー穿刺を行う場合にも、超音波画像の向きを変えることができる。そこで、第 2 の実施形態では、超音波診断装置 1 が、フリー穿刺を行う場合に、超音波画像の向きを変える処理について説明する。

【0066】

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成は、図 1 において説明した超音波診断装置 1 の構成と基本的に同様であるが、プローブ用センサ 1 4 a 及び穿刺針用センサ 1 4 b を両方とも有する点と、画像生成部 1 4 0 及び表示制御部 1 7 1 によって行われる処理の一部が相違する。そこで、第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態と相違する点について説明することとし、同様の点については説明を省略する。

30

【0067】

第 2 の実施形態に係る画像生成部 1 4 0 は、第 1 の実施形態において説明した機能と同様の機能を有する。更に、第 2 の実施形態に係る画像生成部 1 4 0 は、超音波プローブ 1 1 の位置及び向きと、穿刺針 1 3 の位置及び向きとを用いて、穿刺針 1 3 の穿刺経路を表す穿刺ガイドライン 2 8 を超音波プローブ 1 1 の走査範囲に重畳させた超音波画像を生成する。

40

【0068】

例えば、画像生成部 1 4 0 は、超音波プローブ 1 1 の位置及び向きをプローブ用センサ 1 4 a から取得するとともに、穿刺針 1 3 の位置及び向きを穿刺針用センサ 1 4 b から取得する。そして、画像生成部 1 4 0 は、穿刺針 1 3 の位置を走査平面上に投影することで、穿刺ガイドライン 2 8 を表示するための画像データを生成する。続いて、画像生成部 1 4 0 は、走査範囲 2 4 において、走査平面と穿刺ガイドライン 2 8 との交点を算出する。そして、画像生成部 1 4 0 は、走査範囲 2 4 の走査平面（交点）よりも手前側にある穿刺ガイドライン 2 8 を実線で表示し、奥側にある穿刺ガイドライン 2 8 を破線で表示するように、穿刺ガイドライン 2 8 を走査範囲 2 4 に重畳させた超音波画像を生成する。なお、ここで、交点が算出されるのは、フリー穿刺では、必ずしも穿刺針 1 3 が走査平面上にあ

50

るとは限らないからである。

【0069】

図9は、第2の実施形態に係る表示制御部171の処理を説明するための図である。図9において、左図は、検査台上に横たわった被検体Pの腹部の横断面と、腹部に当接される超音波プローブ11の向きとの位置関係の一例である。また、図9において、右図は、左図に例示した位置関係で得られる超音波画像がモニタの表示領域に表示される場合を例示する。なお、図9において、表示領域の横方向は、右方向を正の方向とし、表示領域の縦方向は、下方向を正の方向とする。

【0070】

図9の左図に示すように、超音波プローブ11が被検体Pの腹部に対してロール角「+30度」で当接された状態で超音波画像が生成される場合を例示する。この場合、表示制御部171は、超音波プローブ11の向きとして、ロール角「+30度」を抽出する。

10

【0071】

そして、図9の右図に示すように、表示制御部171は、穿刺ガイドライン28が重畳された超音波画像の走査範囲24を、ロール角「+30度」傾けてモニタ17に表示させる。この結果、超音波画像における重力方向21が表示領域の縦方向に一致することとなる。すなわち、走査範囲24に表示される被検体Pの断層像の向きが、実空間における被検体Pの向きに一致するとともに(図3A参照)、穿刺ガイドライン28の向きも実空間における穿刺針13の挿入角度に一致するので、図9の超音波画像は、閲覧者にとって直感的にわかりやすく表示されている。

20

【0072】

なお、ここでは、表示制御部171が超音波プローブ11の向きを用いて超音波画像を傾けて表示する場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、表示制御部171は、穿刺針13の向きと、超音波プローブ11及び穿刺針13の位置関係を用いて、超音波画像を傾けて表示しても良い。ここで、超音波プローブ11及び穿刺針13の位置関係とは、超音波プローブ11の位置及び向きと、穿刺針13の位置及び向きとから算出可能である。

【0073】

上述してきたように、第2の実施形態に係る超音波診断装置1は、プローブ用センサ14aを用いて、重力方向に対する超音波プローブ11の位置及び向きを検知するとともに、穿刺針用センサ14bを用いて、重力方向に対する穿刺針13の位置及び向きを検知する。そして、超音波診断装置1は、超音波プローブ11の位置及び向きと、穿刺針13の位置及び向きとを用いて、穿刺針13の穿刺経路を表す穿刺ガイドライン28を超音波プローブ11の走査範囲24に重畳させた超音波画像を生成する。そして、超音波診断装置1は、超音波プローブ11の向き又は穿刺針13の向きを用いて、超音波画像を傾けて表示する。このため、超音波診断装置1は、フリー穿刺が行われる場合にも、超音波画像を直感的にわかりやすく表示することができる。

30

【0074】

(第3の実施形態)

上述した実施形態では、超音波画像が実空間における向きで表示される場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置1は、穿刺ガイドラインの向きが操作者の任意の表示角度になるように、超音波画像を傾けて表示することができる。そこで、第3の実施形態では、超音波診断装置1が、穿刺ガイドラインの向きが操作者の任意の表示角度になるように、超音波画像を傾けて表示する場合について説明する。

40

【0075】

第3の実施形態に係る超音波診断装置1の構成は、図1において説明した超音波診断装置1の構成と基本的に同様であるが、プローブ用センサ14a及び穿刺針用センサ14bを両方とも有していなくても良い点が相違する。そこで、第3の実施形態では、第1の実施形態と相違する点について説明することとし、同様の点については説明を省略する。

50

【0076】

第3の実施形態に係る入力装置16は、穿刺針13の穿刺経路を表す穿刺ガイドライン28を表示する表示角度の指示を操作者から受け付ける。例えば、入力装置16は、穿刺ガイドライン28を、表示領域の縦方向に対してロール角「-45度」で表示する旨の指示を操作者から受け付ける。そして、入力装置16は、操作者によって指示された表示角度を表示制御部171へ送信する。

【0077】

また、入力装置16は、第1の実施形態と同様に、超音波プローブ11に対して穿刺針13を所定の位置及び向きで挿入する旨の指示を操作者から受け付ける。例えば、入力装置16は、超音波ビームの送信位置から5cmの位置から、超音波プローブ11に対して

10

【0078】

第3の実施形態に係る表示制御部171は、指示された表示角度に応じて、超音波画像を傾けて表示する。

【0079】

図10は、第3の実施形態に係る表示制御部171の処理を説明するための図である。図10において、左図は、検査台上に横たわった被検体Pの腹部の横断面と、腹部に当接される超音波プローブ11の向きとの位置関係の一例である。また、図10において、右図は、左図に例示した位置関係で得られる超音波画像がモニタの表示領域に表示される場合を例示する。なお、図10において、表示領域の横方向は、右方向を正の方向とし、表示領域の縦方向は、下方向を正の方向とする。

20

【0080】

図10の左図に示すように、穿刺針13が超音波プローブ11に対してロール角「-60度」で取り付けられた状態で超音波画像が生成される場合を例示する。この場合、表示制御部171は、穿刺ガイドライン28を表示領域の縦方向に対してロール角「-45度」で表示する旨の指示と、超音波プローブ11に対してロール角「-60度」で穿刺針13が取り付けられている旨の指示とを入力装置16から受信する。

【0081】

そして、図10の右図に示すように、表示制御部171は、穿刺ガイドライン28が表示領域の縦方向に対してロール角「-45度」になるように、穿刺ガイドライン28が重畳された超音波画像を傾けてモニタ17に表示させる。具体的には、表示制御部171は、超音波ビームの送信方向に対してロール角「-60度」で穿刺針13が取り付けられているので、超音波画像の走査範囲24をロール角「+15度」傾けて表示する。

30

【0082】

上述してきたように、第3の実施形態に係る超音波診断装置1は、穿刺針13の穿刺経路を表す穿刺ガイドライン28を表示する表示角度の指示を操作者から受け付ける。そして、超音波診断装置1は、穿刺ガイドライン28を超音波プローブ11の走査範囲24に重畳させた超音波画像を生成する。そして、超音波診断装置1は、指示された表示角度に

40

【0083】

なお、第3の実施形態においては、プローブ用センサ14a及び穿刺針用センサ14bを両方とも有していない場合を説明したが、両方を有していても良い。この場合、超音波診断装置1は、フリー穿刺が行われる場合の超音波画像(図9に例示の超音波画像)を、穿刺ガイドラインの向きが操作者の任意の表示角度になるように、傾けて表示することができる。

【0084】

50

すなわち、超音波診断装置 1 は、プローブ用センサ 1 4 a を用いて、重力方向に対する当該超音波プローブ 1 1 の位置及び向きを検知するとともに、穿刺針用センサ 1 4 b を用いて、重力方向に対する穿刺針 1 3 の位置及び向きを検知する。そして、超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 1 の位置及び向きと、穿刺針 1 3 の位置及び向きとを用いて、穿刺針 1 3 の穿刺経路を表す穿刺ガイドライン 2 8 を超音波プローブ 1 1 の走査範囲 2 4 に重畳させた超音波画像を生成する。そして、超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 1 の位置及び向き、穿刺針 1 3 の位置及び向き、及び、指示された表示角度に応じて、超音波画像の走査範囲 2 4 を傾けて表示する。

【 0 0 8 5 】

(第 4 の実施形態)

上述した実施形態では、超音波画像の向きを変えて表示する場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置 1 は、超音波画像の向きを変えて表示する場合に、他の種類の画像の向きを変えて並べて表示しても良い。そこで、第 4 の実施形態では、超音波診断装置 1 が、超音波画像の向きを変えて表示する場合に、他の種類の画像の向きを変えて並べて表示する場合について説明する。

【 0 0 8 6 】

第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成は、図 1 において説明した超音波診断装置 1 の構成と基本的に同様であるが、表示制御部 1 7 1 における処理の一部が相違する。そこで、第 4 の実施形態では、第 1 の実施形態と相違する点について説明することとし、同様の点については説明を省略する。

【 0 0 8 7 】

第 4 の実施形態に係る表示制御部 1 7 1 は、生成した超音波画像と、生成した超音波画像とは異なる他の種類の画像との位置合わせを行い、生成した超音波画像の向きを変えて表示する場合に、位置合わせを行った他の種類の画像の向きを変えて表示する。

【 0 0 8 8 】

図 1 1 から図 1 3 は、第 4 の実施形態に係る表示制御部 1 7 1 の処理を説明するための図である。図 1 1 から図 1 3 において、左図は、検査台上に横たわった被検体 P の腹部の横断面と、腹部に当接される超音波プローブ 1 1 の向きとの位置関係の一例である。また、図 1 1 から図 1 3 において、右図は、左図に例示した位置関係で得られる超音波画像と、その超音波画像に対応する 2 次元 X 線 C T (Computed Tomography) 画像 (以下、C T 画像と略記) 2 9 がモニタ 1 7 の表示領域に表示される場合を例示する。なお、図 1 1 から図 1 3 において、表示領域の横方向は、右方向を正の方向とし、表示領域の縦方向は、下方向を正の方向とする。

【 0 0 8 9 】

図 1 1 を用いて、表示制御部 1 7 1 が位置合わせを行う処理について説明する。図 1 1 に示すように、表示制御部 1 7 1 は、例えば、超音波プローブ 1 1 が被検体 P の腹部に真上から当接された状態で生成された超音波画像と、略同一断面の C T 画像 2 9 とをモニタ 1 7 に表示させる。ここで、モニタ 1 7 に表示される C T 画像 2 9 は、検査対象となる被検体 P のターゲット部位が撮影された X 線 C T ボリュームデータから M P R 処理により生成される一断面である。例えば、操作者は、ターゲット部位が描出された C T 画像 2 9 がモニタ 1 7 に表示されるように、入力装置 1 6 を介して M P R 処理用の切断面の位置を調整する。そして、表示制御部 1 7 1 は、操作者が調節した切断面 (以下、初期断面) により X 線 C T ボリュームデータを切断した C T 画像 2 9 を画像生成部 1 4 0 に生成させ、C T 画像 2 9 をモニタ 1 7 に表示させる。

【 0 0 9 0 】

また、操作者は、モニタ 1 7 に表示された超音波画像と略同一断面の C T 画像 2 9 が表示されるように、X 線 C T ボリュームデータにおける初期断面の位置を再調整する。そして、操作者は、モニタ 1 7 に表示された C T 画像 2 9 と超音波画像とが略同一断面であると判断した場合、入力装置 1 6 を用いて確定ボタンを押下する。表示制御部 1 7 1 は、確定ボタンが押下された時点でプローブ用センサ 1 4 a から取得した超音波プローブ 1 1 の

10

20

30

40

50

3次元位置情報を初期位置情報と設定する。また、表示制御部171は、確定ボタンが押下された時点でのX線CTボリュームデータにおける初期断面の位置を、最終的な初期断面の位置として決定する。なお、ここでは、操作者によって確定ボタンが押下されることで位置合わせが行われる場合を例示したが、実施形態はこれに限定されるものではなく、超音波画像と略同一断面のCT画像29を自動的に抽出し、位置合わせを行う場合であっても良い。

【0091】

その後、表示制御部171は、プローブ用センサ14aから取得した超音波プローブ11の実空間における位置及び向きと初期位置情報とから、超音波プローブ11の走査断面に関する移動情報を取得し、取得した移動情報に基づいて初期断面の位置を変更することで、MPR用の切断面を再設定する。そして、表示制御部171は、再設定した切断面によりX線CTボリュームデータからCT画像29を画像生成部140に生成させ、CT画像29と超音波画像とを並列させた画像データを生成する。これにより、表示制御部171は、超音波画像と、その超音波画像と略同一断面のCT画像29とを、モニタ17の画面に同時に表示する。

10

【0092】

図12を用いて、表示制御部171が超音波画像の向きを変えて表示する場合に、位置合わせを行った他の種類の画像の向きを変えて表示する処理について説明する。図12の左図に示すように、超音波プローブ11が被検体Pの腹部に対してロール角「+30度」で当接された状態で超音波画像が生成される場合を例示する。この場合、表示制御部171は、超音波プローブ11の向きとして、ロール角「+30度」を抽出する。

20

【0093】

そして、図12の右図に示すように、表示制御部171は、超音波画像の走査範囲24を、ロール角「+30度」傾けてモニタ17に表示させる場合に、位置合わせを行った略同一断面のCT画像29の向きを連動させて傾ける。この結果、超音波画像における重力方向21及びCT画像29における21が表示領域の縦方向にそれぞれ一致することとなる。すなわち、超音波画像及びCT画像29に表示される被検体Pの断層像の向きが、実空間における被検体Pの向きに一致しているため、図12の超音波画像及びCT画像29は、閲覧者にとって直感的にわかりやすく表示されている。

【0094】

これに対して、図13には、表示制御部171が超音波画像の向きを変えずに表示する場合を例示する。図13の左図に示すように、超音波プローブ11が被検体Pの腹部に対してロール角「+30度」で当接された状態で超音波画像が生成される場合を例示する。この場合、図13の右図に示すように、超音波画像及びCT画像29に表示される被検体Pの断層像の向きが、実空間における被検体Pの向きと異なるため、図13の超音波画像及びは、閲覧者にとって違和感を与えてしまう可能性がある。

30

【0095】

上述してきたように、第4の実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波画像と、超音波画像とは異なる他の種類の画像との位置合わせを行い、超音波画像の向きを変えて表示する場合に、位置合わせを行った他の種類の画像の向きを変えて表示する。このため、超音波診断装置1は、超音波画像と位置合わせが行われた画像についても、直感的にわかりやすく表示することができる。

40

【0096】

なお、第4の実施形態では、超音波画像と、CT画像29とを連動させて向きを変えて表示する場合を説明したが、これに限定されるものではない。例えば、第4の実施形態に係る超音波診断装置1は、PET (Positron Emission Tomography) 画像やMR (Magnetic Resonance) 画像等の他の医用画像と、超音波画像との位置合わせを行って、両者を連動させて向きを変えて表示しても良い。また、例えば、超音波診断装置1は、超音波画像と、代表的な症例の超音波画像や同一患者の過去の超音波画像等と位置合わせを行って、両者を連動させて向きを変えて表示しても良い。また、超音波診断装置1は、3つ以

50

上の画像を連動させても良い。

【0097】

(第5の実施形態)

さて、これまで第1から第4の実施形態について説明したが、上述した実施形態以外にも、種々の異なる形態にて実施されてもよい。

【0098】

(医用画像処理装置)

上述した実施形態では、超音波診断装置1が、生成した超音波画像の向きを、超音波プローブ11の向き又は穿刺針13の向きに応じて傾けて表示する場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、医用画像処理装置が、超音波診断装置1によって生成された超音波画像を再生する場合に、超音波プローブ11の向き又は穿刺針13の向きに応じて超音波画像を傾けて表示することもできる。

10

【0099】

図14は、第5の実施形態に係る医用情報システムの構成を説明するための図である。図14に示すように、第5の実施形態に係る医用情報システムは、超音波診断装置1と、医用画像診断装置2と、医用画像保管装置3と、医用画像処理装置4とを備える。各装置は、例えば、病院内に設置された院内LAN(Local Area Network)2により、直接的又は間接的に相互に通信可能な状態となっている。例えば、医用情報システムにPACS(Picture Archiving and Communication System)が導入されている場合、各装置は、DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)規格に則って、医用画像データ等を相互に送受信する。

20

【0100】

医用画像診断装置2は、X線診断装置、X線CT装置、MRI装置、超音波診断装置、SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography)装置、PET(Positron Emission computed Tomography)装置、SPECT装置とX線CT装置とが一体化されたSPECT-CT装置、PET装置とX線CT装置とが一体化されたPET-CT装置、検体検査装置等の装置である。例えば、医用画像診断装置2は、被験者を撮影する撮影技師からの操作に応じて被験者を撮影し、医用画像データや検査結果を生成する。

【0101】

医用画像保管装置3は、医用画像データを保管する装置である。例えば、医用画像保管装置3は、医用画像データを記憶するデータベースを備え、医用画像診断装置2により生成された医用画像データや検査結果をデータベースに格納し、これを保管する。

30

【0102】

医用画像処理装置4は、医用画像データに対して画像処理を行う画像処理装置である。例えば、医用画像処理装置4は、医用画像保管装置3から医用画像データや検査結果を取得し、取得した医用画像データや検査結果をモニタに表示する。

【0103】

図14に示すように、医用画像処理装置4は、取得部4aと、表示制御部4bと、画像データ記憶部4cとを備える。

【0104】

取得部4aは、超音波診断装置1において生成された超音波画像データを取得し、これを画像データ記憶部4cに格納する。例えば、取得部4aは、超音波画像と、超音波画像が生成された時の超音波プローブ11の向き、又は、穿刺針13の向きとを取得する。そして、取得部4aは、取得した超音波画像と、超音波画像が生成された時の超音波プローブ11の向き、又は、穿刺針13の向きとをフレームごとに対応付けて、画像データ記憶部4cに格納する。

40

【0105】

表示制御部4bは、超音波診断装置1によって生成された超音波画像を、その超音波画像が生成されたタイミングの超音波プローブ11の向き又は穿刺針13の向きに応じて傾けて表示する。なお、表示制御部4bは、図1において説明した表示制御部171と同様

50

の機能を有する。

【0106】

画像データ記憶部4cは、超音波画像と、超音波画像が生成された時の超音波プローブ11の向き、又は、穿刺針13の向きとをフレームごとに対応付けて記憶する。

【0107】

これにより、第5の実施形態に係る医用画像処理装置4は、超音波診断装置1において生成された超音波画像を、直感的にわかりやすく表示することができる。

【0108】

(並列表示)

また、例えば、超音波診断装置1は、超音波プローブ11の向き又は穿刺針13の向きに応じて超音波画像の向きを変えた場合の画像と、変える前の画像とを、同時に並列表示しても良い。具体例を挙げると、超音波診断装置1は、図5の右図と、図3Bの右図とを同時に並列表示しても良い。

10

【0109】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、超音波画像を直感的にわかりやすく表示することができる。

【0110】

以上、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同様に、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ものである。

20

【0111】

例えば、図1に例示した超音波診断装置1の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く超音波診断装置1が有することを要しない。すなわち、超音波診断装置1の各構成要素の分散・統合の具体的形態は図示のものに限定されるものではない。一例としては、第4の実施形態に係る表示制御部171において、位置合わせを行う処理は、表示制御部171とは異なる処理部が実行することとしても良い。

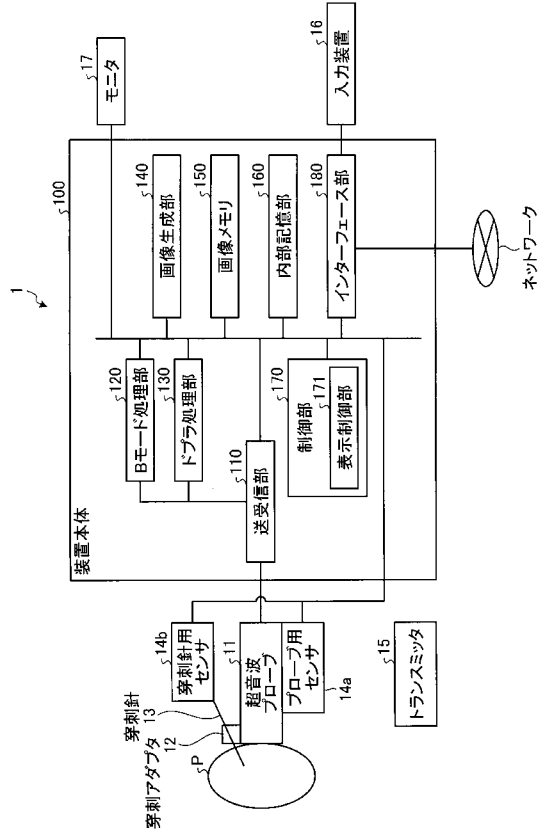
30

【符号の説明】

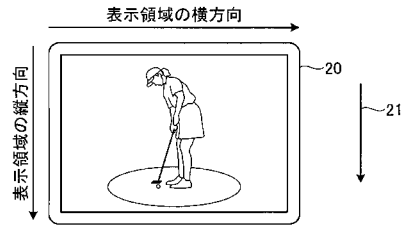
【0112】

1	超音波診断装置
140	画像生成部
14a	プローブ用センサ
14b	穿刺針用センサ
170	制御部
171	表示制御部

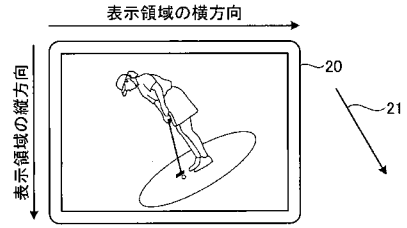
【図1】



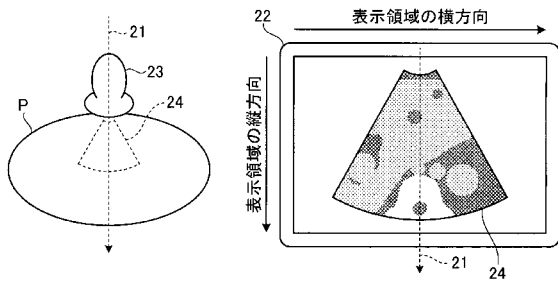
【図2A】



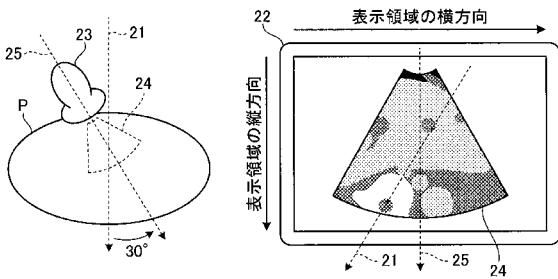
【図2B】



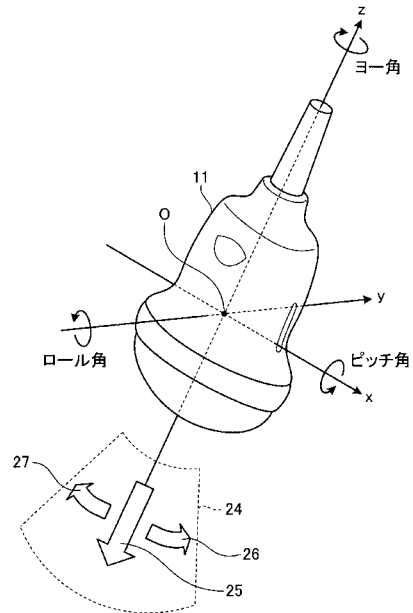
【図3A】



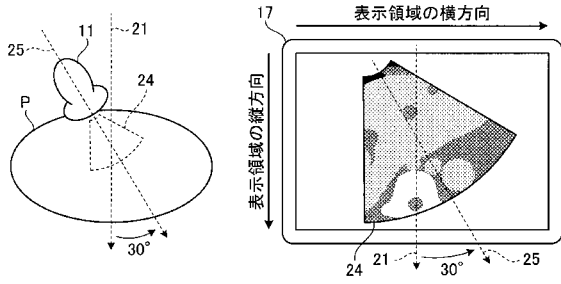
【図3B】



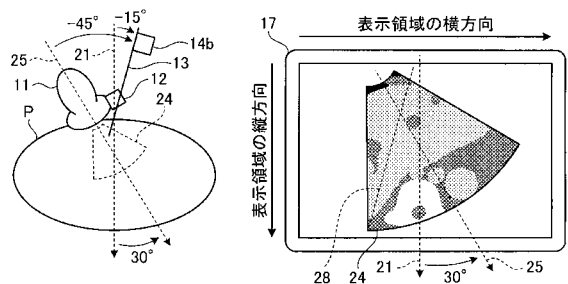
【図4】



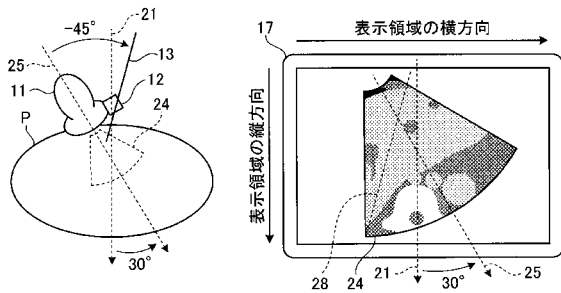
【図 5】



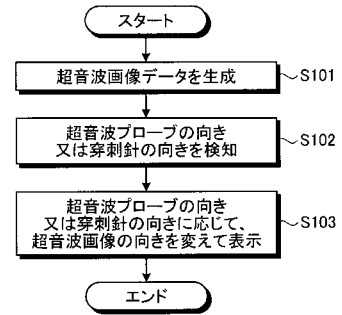
【図 7】



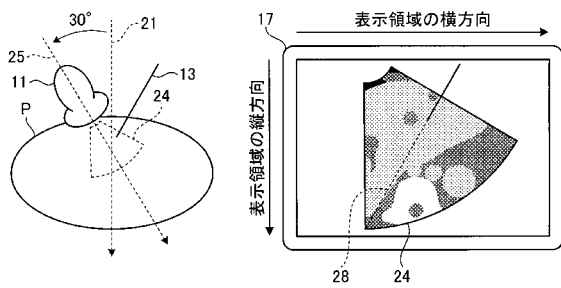
【図 6】



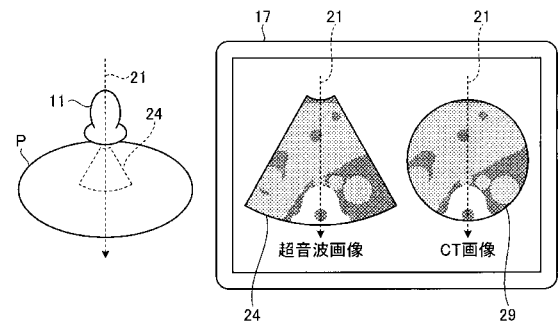
【図 8】



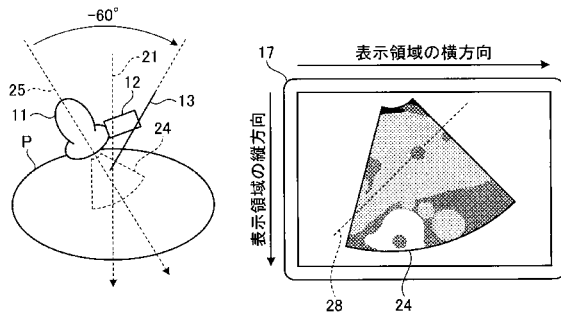
【図 9】



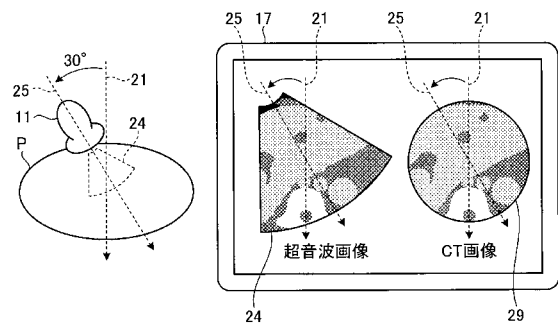
【図 11】



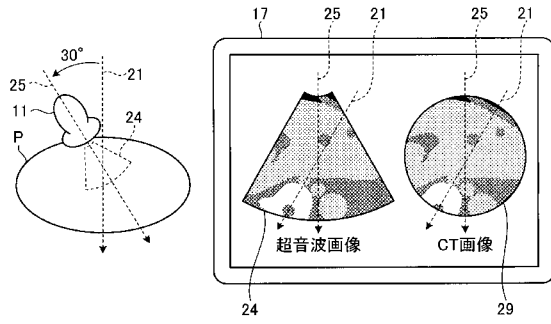
【図 10】



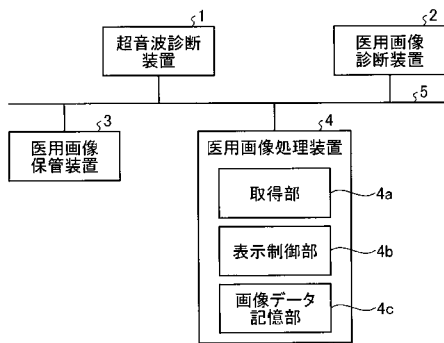
【図 12】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 EE11 FF04 FF06 GA18 GA21 GA25 GB04 GB06 KK09 KK25
KK31 LL33

