

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6068017号
(P6068017)

(45) 発行日 平成29年1月25日 (2017. 1. 25)

(24) 登録日 平成29年1月6日 (2017. 1. 6)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2012-139616 (P2012-139616)
 (22) 出願日 平成24年6月21日 (2012. 6. 21)
 (65) 公開番号 特開2014-3991 (P2014-3991A)
 (43) 公開日 平成26年1月16日 (2014. 1. 16)
 審査請求日 平成27年5月26日 (2015. 5. 26)

(73) 特許権者 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 110001771
 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
 (72) 発明者 嶺 喜隆
 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
 審査官 門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像生成プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブによって収集された画像データの3次元空間における位置情報を取得する取得手段と、

前記超音波プローブによって収集された第1の画像データを用いて生成された第1の表示画像における関心領域にマーキングするための指定操作を受け付ける受付手段と、

前記第1の画像データの前記3次元空間における位置情報に基づいて、前記マーキングの前記3次元空間における位置情報を算出し、前記超音波プローブによって新たに収集された第2の画像データの前記3次元空間における位置情報に基づいて、前記第2の画像データを用いて生成された第2の表示画像の前記3次元空間における位置情報を算出する算出手段と、

前記マーキング及び前記第2の表示画像の前記3次元空間における位置情報に基づいて、前記第2の表示画像と前記マーキングとの前記3次元空間における位置関係を示すナビゲーション画像を生成するナビゲーション画像生成手段と、

前記ナビゲーション画像を所定の表示部にて表示させる表示制御手段と、
 を備え、

前記第1の画像データは、3次元のデータであり、

前記第2の画像データは、2次元又は3次元のデータであり、

前記第2の表示画像は、前記第2の画像データを用いて生成された2次元の画像であり

10

20

前記ナビゲーション画像は、

前記マーキング及び前記第2の表示画像の前記3次元空間における位置情報に基づいて前記第2の表示画像と前記マーキングとを前記3次元空間に配置した第1のナビゲーション画像と、

前記マーキングと前記第2の表示画像との前記3次元空間における位置関係に応じて、正面向きの前記第2の表示画像上での重畳位置及び大きさが変化し、前記第2の表示画像と前記マーキングとの位置が重なっている場合に形状が変化する指示マークを含む第2のナビゲーション画像と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記表示制御手段は、前記マーキングが指定された際の第1の表示画像と、前記ナビゲーション画像とを並列表示させ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】

前記第1の表示画像が仮想内視鏡画像であることを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記第2の表示画像が、造影画像または組織の弾性を示すエラスト画像であることを特徴とする請求項1～3のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記第1の表示画像及び前記第2の表示画像は、異なる超音波プローブによってそれぞれ収集された前記第1の画像データ及び前記第2の画像データからそれぞれ生成され、前記第2の表示画像が、2次元画像、MPR画像又はボリュームレンダリング画像であることを特徴とする請求項1～4のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記画像データが、被検体に対する走査位置を変えて前記超音波プローブによって収集された複数の画像データを結合した結合画像データであ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】

超音波プローブによって収集された画像データの3次元空間における位置情報を取得する取得ステップと、

前記超音波プローブによって収集された第1の画像データを用いて生成された第1の表示画像における関心領域にマーキングするための指定操作を受け付ける受付ステップと、

前記第1の画像データの前記3次元空間における位置情報に基づいて、前記マーキングの前記3次元空間における位置情報を算出し、前記超音波プローブによって新たに収集された第2の画像データの前記3次元空間における位置情報に基づいて、前記第2の画像データを用いて生成された第2の表示画像の前記3次元空間における位置情報を算出する算出ステップと、

前記マーキング及び前記第2の表示画像の前記3次元空間における位置情報に基づいて、前記第2の表示画像と前記マーキングとの前記3次元空間における位置関係を示すナビゲーション画像を生成するナビゲーション画像生成ステップと、

前記ナビゲーション画像を所定の表示部にて表示させる表示制御ステップと、

をコンピュータに実行させ、

前記第1の画像データは、3次元のデータであり、

前記第2の画像データは、2次元又は3次元のデータであり、

前記第2の表示画像は、前記第2の画像データを用いて生成された2次元の画像であり

、
前記ナビゲーション画像は、

前記マーキング及び前記第2の表示画像の前記3次元空間における位置情報に基づいて前記第2の表示画像と前記マーキングとを前記3次元空間に配置した第1のナビゲーション画像と、

10

20

30

40

50

前記マーキングと前記第2の表示画像との前記3次元空間における位置関係に応じて、正面向きの前記第2の表示画像上での重畳位置及び大きさが変化し、前記第2の表示画像と前記マーキングとの位置が重なっている場合に形状が変化する指示マークを含む第2のナビゲーション画像と、

を含むことを特徴とする画像生成プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施の形態は、超音波診断装置及び画像生成プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置においては、2Dアレイプローブ(two dimensional array probe)や、メカニカル4Dプローブ(mechanical four dimensional probe)を用いて3次元データ(ボリュームデータ)を収集し、収集したボリュームデータを用いて種々の診断が行われている。

【0003】

例えば、超音波診断装置では、収集したボリュームデータから管腔が描出された直交3断面のMPR(Multi Planar Reconstruction)画像を生成して表示させたり、管腔内をあたかも内視鏡で見たように表示させる仮想内視鏡画像を表示させたりする。観察者は、このような画像を観察しながら、関心部位を探索する。そして、観察者は、発見した関心部位を、例えば、造影剤を用いた造影画像やエラストグラフィ(elastography)によるエラスト画像によってさらに詳細に観察する。しかしながら、上述した従来の技術では、関心部位の詳細な観察を容易に行うことができない場合があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2010-200821号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、関心部位の詳細な観察を容易に行うことができる超音波診断装置及び画像生成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】

【0006】

実施の形態の超音波診断装置は、取得手段と、受付手段と、算出手段と、ナビゲーション画像生成手段と、表示制御手段とを備える。取得手段は、超音波プローブによって収集された画像データの3次元空間における位置情報を取得する。受付手段は、前記超音波プローブによって収集された第1の画像データを用いて生成された第1の表示画像における関心領域にマーキングするための指定操作を受け付ける。算出手段は、前記第1の画像データの前記3次元空間における位置情報に基づいて、前記マーキングの前記3次元空間における位置情報を算出し、前記超音波プローブによって新たに収集された第2の画像データの前記3次元空間における位置情報に基づいて、前記第2の画像データを用いて生成された第2の表示画像の前記3次元空間における位置情報を算出する。ナビゲーション画像生成手段は、前記マーキング及び前記第2の表示画像の前記3次元空間における位置情報に基づいて、前記第2の表示画像と前記マーキングとの前記3次元空間における位置関係を示すナビゲーション画像を生成する。表示制御手段は、前記ナビゲーション画像を所定の表示部にて表示させる。前記第1の画像データは、3次元のデータであり、前記第2の画像データは、2次元又は3次元のデータであり、前記第2の表示画像は、前記第2の画像データを用いて生成された2次元の画像であり、前記ナビゲーション画像は、前記マーキング及び前記第2の表示画像の前記3次元空間における位置情報に基づいて前記第2の

10

20

30

40

50

表示画像と前記マーキングとを前記３次元空間に配置した第１のナビゲーション画像と、前記マーキングと前記第２の表示画像との前記３次元空間における位置関係に応じて、正面向きの前記第２の表示画像上での重畳位置及び大きさが変化し、前記第２の表示画像と前記マーキングとの位置が重なっている場合に形状が変化する指示マークを含む第２のナビゲーション画像とを含む。

【図面の簡単な説明】

【０００７】

【図１】図１は、第１の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を説明するための図である。

【図２】図２は、第１の実施形態に係る画像生成部の概要を説明するための図である。

【図３】図３は、第１の実施形態に係る位置情報取得装置及び制御部の構成の一例を示す図である。

【図４】図４は、第１の実施形態に係る座標変換部による処理の一例を説明するための図である。

【図５】図５は、第１の実施形態に係るレビュー画像に対するマーキングの一例を示す図である。

【図６】図６は、第１の実施形態に係る表示制御部による座標算出処理を模式的に示す図である。

【図７Ａ】図７Ａは、第１の実施形態に係るナビゲーション画像生成制御部によって生成されるナビゲーション画像の一例を説明するための図である。

【図７Ｂ】図７Ｂは、第１の実施形態に係るナビゲーション画像生成制御部によって生成される３次元空間画像の一例を示す図である。

【図８】図８は、第１の実施形態に係るナビゲーション画像生成制御部によって生成される指示画像の一例を示す図である。

【図９】図９は、第１の実施形態に係るナビゲーション画像生成制御部によって生成される重畳画像の一例を示す図である。

【図１０】図１０は、第１の実施形態に係る表示制御部による表示例を示す図である。

【図１１】図１１は、第１の実施形態に係る超音波診断装置による処理の手順を示すフローチャートである。

【図１２】図１２は、第２の実施形態に係るレビュー画像の一例を示す図である。

【図１３】図１３は、第２の実施形態に係る３Ｄパノラマデータの利用例を説明するための図である。

【図１４】図１４は、第２の実施形態に係るナビゲーション画像の表示例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【０００８】

（第１の実施形態）

まず、本実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。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、入力装置１２と、モニタ１３と、位置情報取得装置１４と、装置本体１００とを有する。

【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する。また、超音波プローブ１１は、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。なお、超音波プローブ１１は、装置本体１００と着脱自在に接続される。

【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

10

20

30

40

50

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】

ここで、本実施形態に係る超音波プローブ 11 は、超音波により被検体 P を 2 次元で走査するとともに、被検体 P を 3 次元で走査することが可能な超音波プローブである。具体的には、本実施形態に係る超音波プローブ 11 は、被検体 P を 2 次元で走査する複数の超音波振動子を所定の角度（揺動角度）で揺動させることで、被検体 P を 3 次元で走査するメカニカルスキャンプローブである。

10

【0012】

或いは、超音波プローブ 11 は、複数の超音波振動子がマトリックス状に配置されることで、被検体 P を 3 次元で超音波走査することが可能な 2 次元超音波プローブである。なお、2 次元超音波プローブは、超音波を集束して送信することで、被検体 P を 2 次元で走査することが可能である。

【0013】

入力装置 12 は、図 1 に示すように、トラックボール 12 a、スイッチ 12 b、ボタン 12 c、タッチコマンドスクリーン 12 d などを有し、後述するインターフェース部 180 を介して装置本体 100 と接続される。入力装置 12 は、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 100 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

20

【0014】

例えば、トラックボール 12 a は、観察者がプレビュー画像を観察しながら、画像中の所望する位置にマーキングを実行する指示などを受け付ける。なお、観察者がプレビュー画像を観察しながら、画像中の所望する位置にマーキングを実行する指示内容については、後に詳述する。

【0015】

モニタ 13 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 12 を用いて各種設定要求を入力するための 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などを表示したりする。例えば、モニタ 13 は、後述する画像生成部 140 の処理によって生成されたプレビュー画像を表示する。なお、プレビュー画像については、後に詳述する。

30

【0016】

位置情報取得装置 14 は、超音波プローブ 11 の位置情報を取得する。具体的には、位置情報取得装置 14 は、被検体 P に対して超音波プローブ 11 がどこに位置するかを示す位置情報を取得する。位置情報取得装置 14 としては、例えば、磁気センサーや、赤外線センサー、光学センサー、カメラなどである。

【0017】

40

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を生成する装置である。具体的には、本実施形態に係る装置本体 100 は、超音波プローブ 11 が受信した 3 次元の反射波データに基づいて 3 次元超音波画像（ボリュームデータ）を生成可能な装置である。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。

【0018】

送受信部 110 は、トリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路などを有し、超音波プローブ 11 に駆動信号を供給する。パルサ回路は、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、遅延回路は、超音波プローブ 1

50

1 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、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、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。すなわち、遅延回路は、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、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

【 0 0 1 9 】

なお、送受信部 110 は、後述する制御部 170 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧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は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、または、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。

10

【 0 0 2 0 】

また、送受信部 110 は、アンプ回路、A/D変換器、加算器などを有し、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なって反射波データを生成する。アンプ回路は、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A/D変換し、デジタルデータ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、A/D変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行な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る。

【 0 0 2 1 】

20

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。ここで、本実施形態に係る送受信部 110 は、超音波プローブ 11 から被検体 P に対して 3 次元の超音波ビームを送信させ、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。

【 0 0 2 2 】

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、包絡線検波処理などを行なって、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。

【 0 0 2 3 】

ここで、Bモード処理部 120 は、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。また、Bモード処理部 120 は、一つの反射波データに対して、二つの検波周波数による検波処理を並列して行うことができる。

30

【 0 0 2 4 】

このBモード処理部 120 の機能を用いることにより、コントラストハーモニックイメージング（CHI：Contrast Harmonic Imaging）において、造影剤が注入された被検体 P の反射波データから、造影剤（微小気泡、パブル）を反射源とする反射波データ（高調波データ又は分周波データ）と、被検体 P 内の組織を反射源とする反射波データ（基本波データ）とを分離することができる。すなわち、Bモード処理部 120 は、組織画像を生成するためのBモードデータとともに、造影画像を生成するためのBモードデータを生成することができる。

40

【 0 0 2 5 】

また、このBモード処理部 120 の機能を用いることにより、ティッシュハーモニックイメージング（THI：Tissue Harmonic Imaging）において、被検体 P の反射波データから、高調波データ又は分周波データを分離することで、ノイズ成分を除去した組織画像を生成するためのBモードデータを生成することができる。

【 0 0 2 6 】

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、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなど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。

【 0 0 2 7 】

50

なお、本実施形態に係る B モード処理部 120 およびドブラ処理部 130 は、2 次元の反射波データおよび 3 次元の反射波データの両方について処理可能である。すなわち、本実施形態に係る B モード処理部 120 は、3 次元の反射波データから 3 次元の B モードデータを生成することができる。具体的には、本実施形態に係る B モード処理部 120 は、通常の B モード撮影時や、コントラストハーモニックイメージング、ティッシュハーモニックイメージングにおいて、3 次元の B モードデータを生成することができる。また、本実施形態に係るドブラ処理部 130 は、3 次元の反射波データから 3 次元のドブラデータを生成することができる。

【0028】

画像生成部 140 は、B モード処理部 120 及びドブラ処理部 130 が生成したデータから超音波画像を生成する。すなわち、画像生成部 140 は、B モード処理部 120 が生成した B モードデータから反射波の強度を輝度にて表した B モード画像を生成する。具体的には、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 モードデータから、3 次元の B モード画像を生成する。

【0029】

また、画像生成部 140 は、ドブラ処理部 130 が生成したドブラデータから移動体情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードブラ画像を生成する。具体的には、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から、3 次元のカラードブラ画像を生成する。

【0030】

なお、以下では、画像生成部 140 が生成した 3 次元の B モード画像及び 3 次元のカラードブラ画像をまとめて「ボリュームデータ」と記載する。

【0031】

また、画像生成部 140 は、生成したボリュームデータをモニタ 13 にて表示するための各種画像を生成することができる。具体的には、画像生成部 140 は、ボリュームデータから MPR 画像やレンダリング画像を生成することができる。図 2 は、第 1 の実施形態に係る画像生成部 140 の概要を説明するための図である。

【0032】

すなわち、図 2 に示すように、超音波プローブ 11 により被検体 P の撮影部位に対して超音波の 3 次元走査が行なわれることで、送受信部 110 は、ボリュームデータを生成する。そして、画像生成部 140 は、ボリュームデータをモニタ 13 に表示するための画像として、例えば、操作者からの指示により、図 2 に示すように、直交 3 断面における MPR 画像や、超音波プローブ 11 の被検体 P に対する接触面を視点とした場合のレンダリング画像や、任意の場所を視点とした場合のレンダリング画像を生成する。

【0033】

また、画像生成部 140 は、後述する制御部 170 の制御のもと、レビュー画像及びナビゲーション画像を生成する。なお、レビュー画像及びナビゲーション画像については、後に詳述する。

【0034】

なお、画像生成部 140 は、超音波画像に、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマークなどを合成した合成画像を生成することもできる。

【0035】

図 1 に戻って、画像メモリ 150 は、画像生成部 140 が生成した超音波画像を記憶するメモリである。また、画像メモリ 150 は、B モード処理部 120 やドブラ処理部 130 が生成したデータを記憶することも可能である。

【0036】

内部記憶部 160 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行な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ディーマークなど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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 7 】

制御部 1 7 0 は、情報処理装置（計算機）としての機能を実現する制御プロセッサ（CPU: Central Processing Unit）であり、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部 1 7 0 は、入力装置 1 2 を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部 1 6 0 から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部 1 1 0、Bモード処理部 1 2 0、ドプラ処理部 1 3 0 及び画像生成部 1 4 0 の処理を制御する。また、制御部 1 7 0 は、画像メモリ 1 5 0 が記憶する超音波画像や、内部記憶部 1 6 0 が記憶する各種画像、又は、画像生成部 1 4 0 による処理を行なうための GUI、画像生成部 1 4 0 の処理結果などをモニタ 1 3 にて表示するように制御する。

【 0 0 3 8 】

インターフェース部 1 8 0 は、入力装置 1 2 及び位置情報取得装置 1 4 に対するインターフェースである。入力装置 1 2 が受け付けた操作者からの各種設定情報及び各種指示は、インターフェース部 1 8 0 により制御部 1 7 0 に転送される。また、位置情報取得装置 1 4 によって取得された超音波プローブ 1 1 の位置情報は、インターフェース部 1 8 0 により制御部 1 7 0 に転送される。

【 0 0 3 9 】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 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、詳細に説明する制御部 1 7 0 の処理により、関心部位の詳細な観察を容易に行うことができるように構成されている。

【 0 0 4 0 】

ここで、まず、従来技術において、関心部位の詳細な観察を容易に行うことができない場合について説明する。上述したように、超音波診断装置による診断においては、例えば、観察者は、直交 3 断面の MPR 画像や、仮想内視鏡画像などを観察することにより関心部位を探索し、発見した関心部位を詳細に観察することが行われる。

【 0 0 4 1 】

ここで、従来技術においては、例えば、造影剤を用いた造影画像や、エラストグラフィによるエラスト画像などにより関心部位を詳細に観察しようとした場合、再度、リアルタイムの走査で関心部位を捜さなければならず、関心部位の詳細な観察を容易に行うことができない場合があった。

【 0 0 4 2 】

そこで、本実施形態では、以下に詳細に記載する位置情報取得装置 1 4 及び制御部 1 7 0 の制御により、関心部位の詳細な観察を容易に行うことを可能にする。なお、本実施形態においては、関心部位を探索するための超音波画像をレビュー画像と記載する。

【 0 0 4 3 】

図 3 は、第 1 の実施形態に係る位置情報取得装置 1 4 及び制御部 1 7 0 の構成の一例を示す図である。図 3 に示すように、第 1 の実施形態に係る位置情報取得装置 1 4 は、磁場発生器 1 4 a と、位置センサー 1 4 b と、信号処理装置 1 4 c とを有し、図示しないインターフェース部 1 8 0 を介して制御部 1 7 0 に接続される。

【 0 0 4 4 】

磁場発生器 1 4 a 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 3 次元の磁場を形成する。位置センサー 1 4 b は、超音波プローブ 1 1 の表面に装着され、磁場発生器 1 4 a によって形成された 3 次元の磁場を検出して、検出した磁場の情報を信号に変換して、信号処理装置 1 4 c に出力する。

【 0 0 4 5 】

信号処理装置 1 4 d は、位置センサー 1 4 b から受信した信号に基づいて、磁場発生器 1 4 a を原点とする空間における位置センサー 1 4 b の座標及び向きを算出し、算出した座標及び向きを制御部 1 7 0 に出力する。なお、被検体 P の診断は、超音波プローブ 1 1 に装着された位置センサー 1 4 b が、磁場発生器 1 4 a の磁場を正確に検出することが可能な磁場エリア内で行われる。

【 0 0 4 6 】

第 1 の実施形態に係る制御部 1 7 0 は、図 3 に示すように、座標変換部 1 7 1 と、レビュー画像生成制御部 1 7 2 と、表示制御部 1 7 3 と、ナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 とを有し、入力装置 1 2、モニタ 1 3 及び画像メモリ 1 5 0 が接続される。座標変換部 1 7 1 は、超音波プローブ 1 1 によって走査されうる領域を含む 3 次元空間における当該超音波プローブによって収集された 3 次元データの位置情報を取得する。

【 0 0 4 7 】

具体的には、座標変換部 1 7 1 は、信号処理装置 1 4 c から入力された磁場発生器 1 4 a を原点とする空間における位置センサー 1 4 b の座標及び向きに基づいて、超音波プローブ 1 1 によって収集されたボリュームデータの各ボクセルの座標を、磁場発生器 1 4 a を原点とする空間における座標に変換する。

10

【 0 0 4 8 】

より具体的には、座標変換部 1 7 1 は、信号処理装置 1 4 c から連続的に入力される位置センサー 1 4 b の座標及び向きに基づいて、磁場発生器 1 4 a を原点とする空間における超音波プローブ 1 1 の座標及び向きを連続的に算出する。そして、座標変換部 1 7 1 は、超音波プローブ 1 1 によってボリュームデータが収集されるごとに、収集された時点の超音波プローブ 1 1 の座標及び向きに基づいて、磁場発生器 1 4 a を原点とする空間におけるボリュームデータの各ボクセルの座標を算出する。その後、座標変換部 1 7 1 は、算出した座標とボリュームデータとを対応付けて画像メモリ 1 5 0 に格納する。

【 0 0 4 9 】

20

図 4 は、第 1 の実施形態に係る座標変換部 1 7 1 による処理の一例を説明するための図である。例えば、座標変換部 1 7 1 は、図 4 に示すように、磁場発生器 1 4 a を原点とする空間 2 0 におけるボリュームデータ 3 0 の各ボクセルの座標を算出する。一例を挙げると、座標変換部 1 7 1 は、ボクセル 3 1 の座標として (x_1, y_1, z_1) を算出する。同様に、座標変換部 1 7 1 は、ボリュームデータ 3 0 に含まれるボクセルそれぞれの座標を算出する。そして、座標変換部 1 7 1 は、ボリュームデータ 3 0 に座標を対応付けて画像メモリ 1 5 0 に格納する。

【 0 0 5 0 】

図 3 に戻って、レビュー画像生成制御部 1 7 2 は、画像生成部 1 4 0 を制御して、観察者が関心領域を探索するためのレビュー画像を生成する。具体的には、レビュー画像生成制御部 1 7 2 は、座標変換部 1 7 1 によって座標が対応付けられたボリュームデータを画像メモリ 1 5 0 から読み出してレビュー画像を生成するように、画像生成部 1 4 0 を制御する。例えば、レビュー画像生成制御部 1 7 2 は、レビュー画像として、画像生成部 1 4 0 に管腔の直交 3 断面の M P R 画像と当該管腔内を描出した仮想内視鏡画像を生成させる。

30

【 0 0 5 1 】

ここで、直交 3 断面の M P R 画像及び仮想内視鏡画像の生成の一例について説明する。例えば、画像生成部 1 4 0 は、レビュー画像生成制御部 1 7 2 の制御のもと、直交 3 断面の M P R 画像及び仮想内視鏡画像を下記のように生成する。画像生成部 1 4 0 は、まず、画像メモリ 1 5 0 からボリュームデータを読み出し、読み出したボリュームデータに含まれる管腔を抽出し、抽出した管腔に芯線を設定する。

40

【 0 0 5 2 】

ここで、画像生成部 1 4 0 の処理を行うために、観察者は、入力装置 1 2 を介して、処理対象となるボリュームデータを指定し、更に、直交 3 断面 (A 面、 B 面、 C 面) の M P R 画像の表示要求を行なう。表示要求を入力装置 1 2 から通知されたレビュー画像生成制御部 1 7 2 は、画像生成部 1 4 0 に対して、操作者が指定したボリュームデータから直交 3 断面の M P R 画像を生成するように制御する。そして、モニタ 1 3 は、表示制御部 1 7 3 の制御により、画像生成部 1 4 0 が生成した直交 3 断面の M P R 画像を表示する。

【 0 0 5 3 】

観察者は、モニタ 1 3 に表示された M P R 画像に描出された管腔に、画像生成部 1 4 0

50

が芯線を設定するための始点を入力装置 1 2 が有する描画機能を用いて設定する。レビュー画像生成制御部 1 7 2 は、入力装置 1 2 が受け付けた始点のポリウムデータにおける位置情報を取得し、取得した始点の位置情報を画像生成部 1 4 0 に通知する。

【 0 0 5 4 】

画像生成部 1 4 0 は、始点におけるポリウムデータの輝度を取得し、取得した輝度に対して所定の閾値の範囲内となる輝度を有するボクセル (v o x e l) を順次特定する。これにより、画像生成部 1 4 0 は、ポリウムデータに含まれる管腔領域を抽出する。すなわち、画像生成部 1 4 0 は、モルフォロジー演算 (Dilation, Erosion, Opening, C losing) を行なうことで、管腔領域を抽出する。

【 0 0 5 5 】

そして、画像生成部 1 4 0 は、抽出した管腔領域に芯線を設定する。例えば、画像生成部 1 4 0 は、管腔領域を細線化処理することで芯線を設定する。換言すると、画像生成部 1 4 0 は、芯線のポリウムデータにおける位置情報を、管腔領域の芯線情報として設定する。

【 0 0 5 6 】

なお、画像生成部 1 4 0 は、管腔領域が分岐している場合、予め設定された選択条件に基づいて、芯線の設定方向を選択することができる。例えば、分岐する管腔領域において、分岐点を操作者が設定したとする。かかる場合には、画像生成部 1 4 0 は、2 方向に分岐する管腔領域を抽出する。そして、画像生成部 1 4 0 は、芯線として、分岐点で 2 つに別れる 2 本の芯線を設定することができる。

【 0 0 5 7 】

ここで、選択条件として、「芯線の設定方向：長さ優先」が設定されている場合には、画像生成部 1 4 0 は、2 本の芯線の長さを比較して、より長い芯線を設定できる方向の芯線を設定する。或いは、選択条件として、「芯線の設定方向：管腔の太さ優先」が設定されている場合には、画像生成部 1 4 0 は、2 方向に分岐する 2 つの管腔のうち、管腔の太い方向の芯線を設定する。

【 0 0 5 8 】

なお、上述した画像生成部 1 4 0 の処理は、操作者により手動で実行される場合であっても良い。また、本実施形態は、管腔領域が分岐している場合に、操作者が芯線の設定方向を指定する場合であっても良い。例えば、観察者は、モニタ 1 3 にて表示させた分岐点付近の断面画像上で、所望する方向にカーソルを移動させることで芯線の設定方向を指定する。

【 0 0 5 9 】

そして、画像生成部 1 4 0 は、設定した芯線に沿って、任意の視点及び視線方向からの仮想内視鏡画像を生成する。具体的には、画像生成部 1 4 0 は、芯線の軌道に沿って、任意の方向に、一定の距離間隔及び一定の時間間隔で視点を移動させ、各視線方向から管腔内を投影した仮想内視鏡画像を、ポリウムデータを用いて生成する。

【 0 0 6 0 】

ここで、まず、画像生成部 1 4 0 が仮想内視鏡画像生成処理を行うために、観察者によって視点及び視線方向が設定される。例えば、モニタ 1 3 にて表示された M P R 画像に描出された管腔に、観察者によって視点及び視線方向が設定される。画像生成部 1 4 0 は、芯線上の視点から視線方向に、管腔内を投影した仮想内視鏡画像を生成する。

【 0 0 6 1 】

このとき、画像生成部 1 4 0 は、視線方向を中心とする視野角である F O V (Field of View) 角にて定まる近平面及び遠平面の範囲に向けて視点から放射状に透視投影する。そして、画像生成部 1 4 0 は、一定の距離間隔及び一定の時間間隔で視点を移動させながら、各視線方向から管腔内を投影した仮想内視鏡画像をそれぞれ生成し、生成した仮想内視鏡画像を画像メモリ 1 5 0 に格納する。レビュー画像生成制御部 1 7 2 は、上述したように画像生成部 1 4 0 を制御することで、管腔の直交 3 断面の M P R 画像及び管腔内を投影した仮想内視鏡画像を生成する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 2 】

表示制御部 1 7 3 は、レビュー画像生成制御部 1 7 2 の制御のもと生成されたレビュー画像をモニタ 1 3 にて表示する。また、表示制御部 1 7 3 は、後述するナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 によって生成されたナビゲーション画像をモニタ 1 3 にて表示する。なお、表示制御部 1 7 3 によるナビゲーション画像の表示については、後に詳述する。

【 0 0 6 3 】

入力装置 1 2 は、ポリウムデータを用いて生成されたレビュー画像（第 1 の表示画像）における所定の位置を指定する指定操作を受け付ける。例えば、表示制御部 1 7 3 が、仮想内視鏡画像を生成する際に視点を移動した時間間隔で仮想内視鏡画像を更新することで、管腔内を視線方向に移動しながら観察できる動画像（フライスルー画像：flythrough 画像）を表示させる。入力装置 1 2 は、観察者がフライスルー画像を観察しながら病変部位などの関心領域を捜し、発見した関心領域にマーキングを行うための指定操作を受け付ける。

10

【 0 0 6 4 】

図 5 は、第 1 の実施形態に係るレビュー画像に対するマーキングの一例を示す図である。図 5 においては、仮想内視鏡画像を所定の時間間隔で更新させたフライスルー画像を右下に示し、左側の上下及び右上に、視点位置における直交 3 断面の M P R 画像を示す。例えば、図 5 の（ A ）に示すように、表示制御部 1 7 3 は、レビュー画像生成制御部 1 7 2 によって生成された各視線方向から管腔内を投影した仮想内視鏡画像を所定の時間間隔で更新させたフライスルー画像と、当該仮想内視鏡画像が生成された視点位置における直交 3 断面の M P R 画像とをモニタ 1 3 に表示させる。なお、仮想内視鏡画像の更新に伴って、直交 3 断面の M P R 画像も更新される。

20

【 0 0 6 5 】

そして、入力装置 1 2 は、図 5 の（ B ）に示すように、フライスルー画像において発見された関心領域を楕円 4 1 でマーキングするための指定操作を受け付ける。なお、マーキングの方法は、楕円に限られず、任意の形状でつけることができる。例えば、点、線分、矩形などをマーキングとして用いることができる。また、図 5 においては、フライスルー画像にマーキングをする場合について示しているが、実施形態はこれに限られず、直交 3 断面の M P R 画像上にマーキングする場合であってもよい。

【 0 0 6 6 】

30

表示制御部 1 7 3 は、図 5 の（ B ）に示すように、観察者によってレビュー画像にマーキングが施されると、磁場発生器 1 4 a を原点とする空間におけるマーキングの座標を算出し、算出した座標をレビュー画像に対応付けて画像メモリに格納する。図 6 は、第 1 の実施形態に係る表示制御部 1 7 3 による座標算出処理を模式的に示す図である。例えば、図 6 に示すように、ポリウムデータ 3 0 に含まれる管腔 5 0 の内側を投影した仮想内視鏡画像に対してマーキング 4 1 が施されると、表示制御部 1 7 3 は、以下のようにマーキングの座標を算出する。

【 0 0 6 7 】

すなわち、表示制御部 1 7 3 は、レビュー画像生成制御部 1 7 2 によって生成された仮想内視鏡画像に投影されたボクセルの座標に基づいて、磁場発生器 1 4 a を原点とする空間 2 0 におけるマーキング 4 1 の座標を算出する。そして、表示制御部 1 7 3 は、算出した座標を仮想内視鏡画像に対応付けて画像メモリ 1 5 0 に格納する。

40

【 0 0 6 8 】

図 3 に戻って、ナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 は、ポリウムデータの位置情報と、新たに収集されたポリウムデータの位置情報とに基づいて、当該新たに収集されたポリウムデータを用いて生成された超音波画像と、レビュー画像における所定の位置との位置関係を示すナビゲーション画像を生成する。具体的には、ナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 は、観察者が関心部位をより詳細に観察するために、リアルタイムで新たに生成させた超音波画像と、レビュー画像上に施されたマーキングとの位置関係を示すナビゲーション画像を生成する。ここで、リアルタイムで新たに生成される超音波画像は、例

50

えば、造影画像やエラスト画像などである。

【 0 0 6 9 】

例えば、ナビゲーション画像生成部 1 7 4 は、ナビゲーション画像として、リアルタイムで生成された 2 次元の超音波画像及びマーキングを 3 次元空間に配置した 3 次元空間画像、超音波画像上にマーキングとの距離及び方向を示した指示画像、及び、超音波画像とマーキングとを重畳させた重畳画像のうち少なくとも 1 つを生成する。

【 0 0 7 0 】

図 7 A は、第 1 の実施形態に係るナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 によって生成されるナビゲーション画像の一例を説明するための図である。ここで、図 7 A においては、レビュー画像上に施されたマーキング 4 1 を詳細に観察するために、リアルタイムに新たなボリュームデータが収集され、2 次元の超音波画像 6 1 が生成された場合について示す。なお、新たに収集されたボリュームデータについても、座標変換部 1 7 1 によりボリュームデータの座標が空間 2 0 における座標に変換されている。

【 0 0 7 1 】

例えば、ナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 は、図 7 A に示すように、空間 2 0 における超音波画像 6 1 の座標を算出し、算出した座標とマーキング 4 1 の座標との位置関係を 3 次元で示した 3 次元空間画像を生成する。一例を挙げると、ナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 は、空間 2 0 における座標に基づいて、超音波画像 6 1 とマーキング 4 1 とをそれぞれ 3 次元空間に配置した 2 つの 3 次元空間画像を生成する。

【 0 0 7 2 】

表示制御部 1 7 3 は、ナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 によって生成された 2 つの 3 次元空間画像を重畳させてモニタ 1 3 に表示させる。例えば、表示制御部 1 7 3 は、2 つの 3 次元空間画像を異なるレイヤーで表示することで、2 つの 3 次元空間画像を重畳させる。

【 0 0 7 3 】

図 7 B は、第 1 の実施形態に係るナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 によって生成される 3 次元空間画像の表示例を示す図である。図 7 B においては、3 次元空間画像を表示する場合について示す。なお、図 7 B においては、2 次元平面上に超音波画像 6 1 とマーキング 4 1 とが示されているが、実際には、モニタ 1 3 の画面には奥行きがあり、超音波画像 6 1 と、マーキング 4 1 とが、それぞれ 3 次元空間に配置された画像が表示される。

【 0 0 7 4 】

例えば、ナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 によって、3 次元空間画像が生成された場合には、図 7 B に示すように、表示制御部 1 7 3 は、超音波画像 6 1 とマーキング 4 1 とが 3 次元空間に配置され、それぞれの位置関係が示されたナビゲーション画像をモニタ 1 3 に表示させる。これにより、観察者は、超音波プローブ 1 1 を移動させる方向を即座に把握することができ、関心部位の詳細な観察を容易に行うことができる。

【 0 0 7 5 】

例えば、観察者は、図 7 B の 3 次元空間画像を参照して、超音波画像 6 1 がマーキング 4 1 の方向に移動するように超音波プローブ 1 1 を移動させることにより、マーキング（関心部位）を超音波プローブ 1 1 の直下面にすることができる。ここで、超音波プローブ 1 1 の移動に伴って、3 次元空間画像も随時更新され、超音波画像 6 1 とマーキング 4 1 との位置関係を即座に把握することができる。その結果、関心部位の詳細な観察を容易に行うことができる。

【 0 0 7 6 】

また、ナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 は、ナビゲーション画像として、超音波画像上にマーキングとの距離及び方向を示した指示画像を生成する。図 8 は、第 1 の実施形態に係るナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 によって生成される指示画像の一例を示す図である。例えば、ナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 は、図 8 の（A）に示すように、超音波画像 6 1 とマーキング 4 1 との距離及び方向を示す指示マーク 4 2 を超音波画像 6 1 上に重畳させた指示画像を生成する。

【 0 0 7 7 】

ここで、超音波画像 6 1 上に重畳される指示マーク 4 2 は、超音波画像 6 1 とマーキング 4 1 との距離及び方向によって変化する。例えば、図 8 の (B) に示すように、ナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 は、超音波画像 6 1 とマーキング 4 1 との距離が短くなるに従って、指示マーク 4 2 の大きさを小さくする。また、ナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 は、超音波画像 6 1 上での指示マーク 4 2 の位置を上下左右に変化させることで、超音波画像 6 1 に対してマーキング 4 1 がどの方向にあるかを示す指示画像を生成する。例えば、図 8 の (A) に示す指示マーク 4 2 は、マーキング 4 1 が超音波画像 6 1 の右下にあることを示す。

【 0 0 7 8 】

10

そして、ナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 は、図 8 の (C) に示すように、超音波画像 6 1 の位置とマーキング 4 1 の位置とが重なっている場合に、形状を変化させた指示マーク 4 2 を超音波画像 6 1 上に重畳させた指示画像を生成する。これにより、観察者は、超音波プローブ 1 1 を移動させる距離及び方向を把握することができ、関心部位の詳細な観察を容易に行うことができる。例えば、観察者は、図 8 の (A) に示す指示画像を参照することで、マーキング 4 1 が超音波画像 6 1 の手前であることを把握する。そして、観察者は、超音波画像 6 1 が手前方向に移動するように、超音波プローブ 1 1 を移動させることで、マーキング (関心部位) 4 1 を超音波プローブ 1 1 の直下面にすることができる。

【 0 0 7 9 】

20

ここで、超音波プローブ 1 1 の移動に伴って、指示画像も随時更新され、超音波画像 6 1 とマーキング 4 1 との位置関係を把握することができる。その結果、関心部位の詳細な観察を容易に行うことができる。なお、図 8 に示す指示マークは、あくまでも一例であり、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、マーキングの位置が超音波画像の手前方向にあるか、或いは、奥行き方向にあるかで形状を変化させたりすることも可能である。

【 0 0 8 0 】

また、ナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 は、超音波画像とマーキングとを重畳させた重畳画像を生成する。図 1 0 は、第 1 の実施形態に係るナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 によって生成される重畳画像の一例を示す図である。例えば、ナビゲーション画像生成制御部 1 7 4 は、図 1 0 に示すように、リアルタイムで生成されている超音波画像 6 1 がマーキング 4 1 と重なった場合に、超音波画像 6 1 上にマーキング 4 1 を重畳させた重畳画像を生成する。すなわち、観察者は、超音波画像とマーキングが重畳された重畳画像がモニタ 1 3 に表示されるように、超音波プローブ 1 1 を移動させる。これにより、関心部位が確実に描出されたリアルタイムの超音波画像を観察することができる。

30

【 0 0 8 1 】

上述した実施形態では、ナビゲーション画像を単独で表示する例について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、レビュー画像とナビゲーション画像とを並列表示させることも可能である。図 1 0 は、第 1 の実施形態に係る表示制御部 1 7 3 による表示例を示す図である。

40

【 0 0 8 2 】

例えば、表示制御部 1 7 3 は、図 1 0 に示すように、観察者によってマーキング 4 1 が施されたレビュー画像である仮想内視鏡画像、及び、リアルタイムで生成されている超音波画像である 6 1 とマーキング 4 1 とを 3 次元空間に配置した 3 次元空間画像をモニタ 1 3 に並列表示させる。なお、図 1 0 においては、2 つの画像を並列表示させる場合について示しているが、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、3 つ以上の画像を並列表示させる場合であってもよい。一例を挙げると、レビュー画像と、3 次元空間画像及び重畳画像を並列して表示させる場合であってもよい。

【 0 0 8 3 】

次に、図 1 1 を用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の処理について説明す

50

る。図 11 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 による処理の手順を示すフローチャートである。図 11 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、ナビゲーション画像表示モードであると（ステップ S 101 肯定）、座標変換部 171 は、3 次元空間（磁場発生器 14a によって発生された磁場）におけるボリウムデータの各ボクセルの座標を算出する（ステップ S 102）。

【0084】

そして、レビュー画像生成制御部 172 は、画像生成部 140 を制御して、レビュー画像を生成させ、表示制御部 173 は、生成されたレビュー画像をモニタ 13 にて表示させる（ステップ S 103）。操作者からマーキングを受け付けると（ステップ S 104 肯定）、表示制御部 173 は、3 次元空間におけるマーキングの位置の座標を算出する（ステップ S 105）。なお、操作者からマーキングを受け付けるまで、超音波診断装置 1 は、レビュー画像の生成と表示を継続する（ステップ S 104 否定）。

10

【0085】

3 次元空間におけるマーキングの位置の座標を算出された後、ナビゲーション画像生成制御部 174 は、ナビゲーション画像生成コマンドを受け付けたか否かを判定する（ステップ S 106）。ここで、ナビゲーション画像生成コマンドとしては、例えば、観察者によってリアルタイムで超音波画像の生成が開始された場合などが挙げられる。

【0086】

ステップ S 106 において、ナビゲーション画像生成コマンドを受け付けた場合には（ステップ S 106 肯定）、ナビゲーション画像生成制御部 174 は、ナビゲーション画像（3 次元空間画像、指示画像、重畳画像）を生成する（ステップ S 107）。

20

【0087】

その後、表示制御部 173 は、ナビゲーション画像生成制御部 174 によって生成されたナビゲーション画像をモニタ 13 にて表示させる（ステップ S 108）。なお、ナビゲーション画像表示モードではない場合には（ステップ S 101 否定）、超音波診断装置 1 は、ボリウムデータから通常の超音波画像を生成して表示する（ステップ S 109）。

【0088】

上述したように、第 1 の実施形態によれば、座標変換部 171 が、超音波プローブ 11 によって走査されうる領域を含む 3 次元空間における当該超音波プローブ 11 によって収集されたボリウムデータの位置情報を取得する。そして、入力装置 12 が、ボリウムデータを用いて生成されたレビュー画像における所定の位置を指定するマーキングを受け付ける。そして、ナビゲーション画像生成制御部 174 が、ボリウムデータの位置情報と、新たに収集されたボリウムデータの位置情報とに基づいて、当該新たに収集されたボリウムデータを用いて生成されたリアルタイムの超音波画像と、レビュー画像におけるマーキングとの位置関係を示すナビゲーション画像を生成する。そして、表示制御部 173 が、ナビゲーション画像をモニタ 13 にて表示させる。従って、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、レビュー画像に施したマーキングの位置と、リアルタイムの超音波画像との位置関係を把握して、即座に超音波プローブ 11 の直下面で関心領域を走査することができ、関心部位の詳細な観察を容易に行うことを可能にする。

30

【0089】

また、第 1 の実施形態によれば、ナビゲーション画像生成制御部 174 は、ナビゲーション画像として、2 次元で示したリアルタイムの超音波画像及びマーキングを 3 次元空間に配置した 3 次元空間画像、リアルタイムの超音波画像上にマーキングの位置との距離及び方向を示した指示画像、及び、リアルタイムの超音波画像とマーキングとを重畳させた重畳画像のうち少なくとも 1 つを生成する。従って、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、レビュー画像に施したマーキングの位置と、リアルタイムの超音波画像との位置関係を即座に把握することを可能にする。

40

【0090】

また、第 1 の実施形態によれば、表示制御部 173 は、マーキングされた際のレビュー画像と、ナビゲーション画像とを並列表示させる。従って、第 1 の実施形態に係る超音波

50

診断装置 1 は、異なる画像を比較させることができ、観察者がより正確な観察を行うことを可能にする。

【 0 0 9 1 】

また、第 1 の実施形態によれば、レビュー画像が仮想内視鏡画像である。従って、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、フライスルー画像を用いた診断の幅を広げることが可能にする。

【 0 0 9 2 】

リアルタイムの超音波画像が、造影画像または組織の弾性を示すエラスト画像である。従って、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、関心部位をより詳細に観察させることを可能にする。

10

【 0 0 9 3 】

(第 2 の実施形態)

さて、これまで第 1 の実施形態について説明したが、上述した第 1 の実施形態以外にも、種々の異なる形態にて実施されてよいものである。

【 0 0 9 4 】

上述した第 1 の実施形態では、レビュー画像として、管腔内を投影した仮想内視鏡画像と直交 3 断面の M P R 画像とを用いる場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、任意の画像をレビュー画像として用いることができる。例えば、M P R 画像から生成されたカーブド M P R 画像や、輝度値を白黒反転させる C a v i t y モードにより管腔を立体表示させたレンダリング画像を用いる場合であってもよい。

20

【 0 0 9 5 】

図 1 2 は、第 2 の実施形態に係るレビュー画像の一例を示す図である。例えば、レビュー画像生成制御部 1 7 2 は、図 1 2 に示すように、管腔の鉛直面でスライスされたカーブド M P R 画像 (左) と、C a v i t y モードによる管腔のレンダリング画像 (右上) と、フライスルー画像 (右下) とをそれぞれ生成する。そして、表示制御部 1 7 3 は、生成された各画像をレビュー画像として並列表示する。なお、カーブド M P R 画像とは、管腔領域の全域に渡って、管腔の略中心位置を通過する断面を含む複数の M P R 画像それぞれから管腔を含む任意の領域を抽出し、抽出した任意の領域それぞれを芯線に沿って合成した画像である。また、図 1 2 の矢印 1 7 は、フライスルー画像の始点及び視線方向を示す。

30

【 0 0 9 6 】

上述した第 1 の実施形態では、1 つのボリュームデータを用いる場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、複数のボリュームデータを合成し、合成したボリュームデータを用いる場合であってもよい。

【 0 0 9 7 】

かかる場合には、制御部 1 7 0 は、被検体 P に対する走査位置が異なる複数のボリュームデータを、当該ボリュームデータに含まれる撮像対象部位における略同一位置にて合成した合成ボリュームデータを生成する。例えば、制御部 1 7 0 は、複数のボリュームデータそれぞれについて、ボクセルごとの特徴量を抽出する。そして、制御部 1 7 0 は、複数のボリュームデータ間で、ボクセルごとの特徴量の配置が近似した領域を抽出し、抽出した領域にて複数のボリュームデータを重ね合わせた連結ボリュームデータ (3 D パノラマデータ : three dimensional panorama data) を生成する。なお、連結されるボリュームデータの数は任意である。

40

【 0 0 9 8 】

図 1 3 は、第 2 の実施形態に係る 3 D パノラマデータの利用例を説明するための図である。例えば、レビュー画像生成制御部 1 7 2 は、図 1 3 の左上の図に示す 3 D パノラマデータに芯線が設定されると、図 1 3 の左下の図に示すように、設定された芯線に沿って、M P R 画像を生成する。そして、レビュー画像生成制御部 1 7 2 は、生成した M P R 画像を、図 1 3 の右側の図に示すように、管腔に沿って合成したカーブド M P R 画像を生成する。これにより、第 1 の実施形態と比較して、より広い領域を網羅した M P R 画像をレビ

50

ユー画像として表示させることができる。

【0099】

上述した第1の実施形態では、リアルタイムの超音波画像と、マーキングとの位置関係を示したナビゲーション画像を表示する場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、ナビゲーション画像に各種計測結果を重畳して表示させることも可能である。図14は、第2の実施形態に係るナビゲーション画像の表示例を示す図である。

【0100】

例えば、表示制御部173は、図14に示すように、ナビゲーション画像（3次元空間画像）上に「面積：」、「エラスト：」などの計測結果を合わせて表示させることも可能である。一例を挙げると、表示制御部173は、レビュー画像上で計測した関心領域の面積や、長軸方向及び短軸方向の長さなどをナビゲーション画像上に合わせて表示させることができる。

10

【0101】

或いは、表示制御部173は、リアルタイムでの超音波画像としてエラスト画像が用いられ、弾性に関する検査が実行された場合に、その結果をナビゲーション画像上に合わせて表示させることができる。

【0102】

上述した第1の実施形態では、同一の超音波プローブによりそれぞれ収集されたボリュームデータを用いる場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、異なる超音波プローブを用いる場合であってもよい。すなわち、レビュー画像が生成されたボリュームデータを収集した超音波プローブとは異なる超音波プローブによりリアルタイムの走査を行い、2次元画像、MPR画像又はボリュームレンダリング画像をリアルタイムの超音波画像として用いてもよい。これにより、例えば、関心領域に対して種々の検査を行うことを可能にする。

20

【0103】

上述した第1の実施形態では、マーキングが1つである場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、複数のマーキングが行われる場合であってもよい。

【0104】

30

以上説明したとおり、第1の実施形態及び第2の実施形態によれば、本実施形態の超音波診断装置及び画像生成プログラムは、関心部位の詳細な観察を容易に行うことを可能にする。

【0105】

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。

40

【符号の説明】

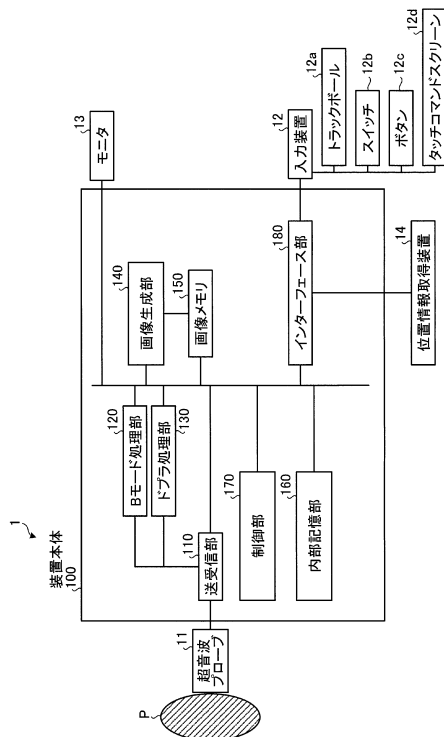
【0106】

- 1 超音波診断装置
- 11 超音波プローブ
- 12 入力装置
- 13 モニタ
- 14 位置情報取得装置
- 140 画像生成部
- 150 画像メモリ
- 170 制御部

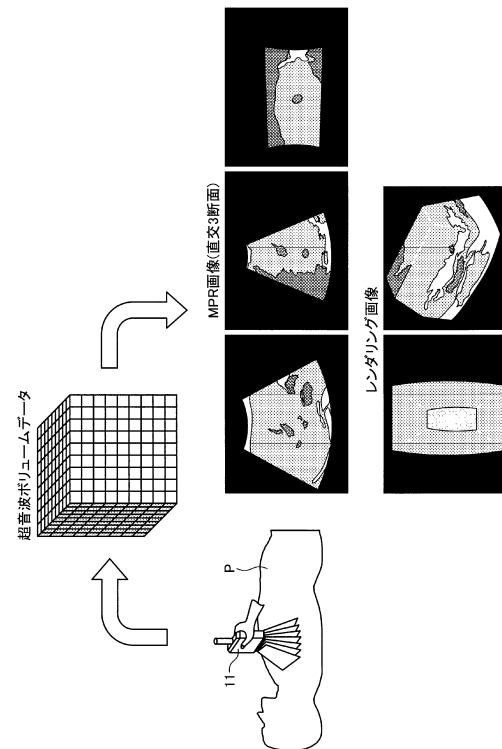
50

- 171 座標変換部
- 172 レビュー画像生成制御部
- 173 表示制御部
- 174 ナビゲーション画像生成制御部

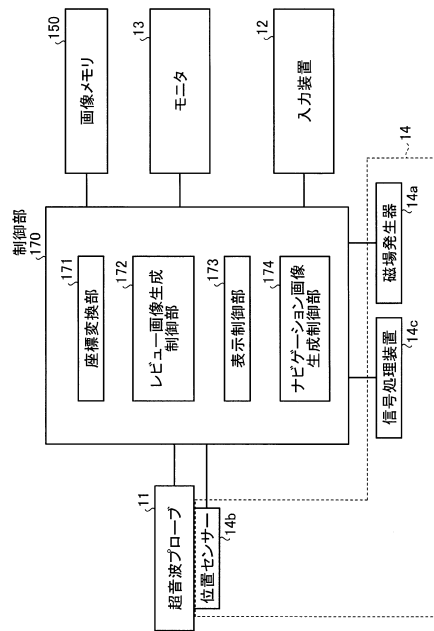
【図1】



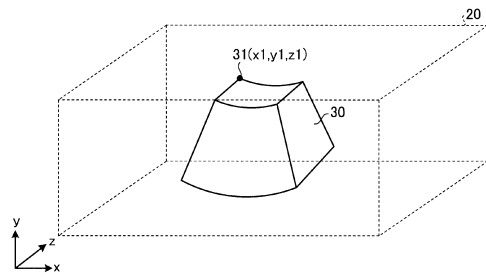
【図2】



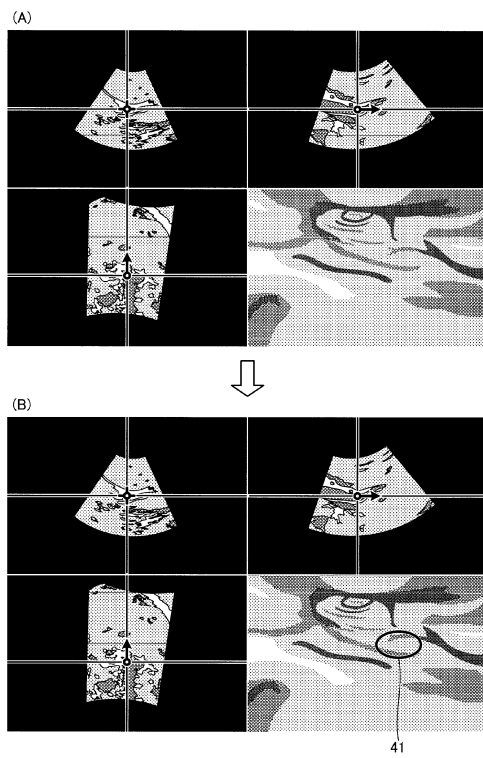
【図 3】



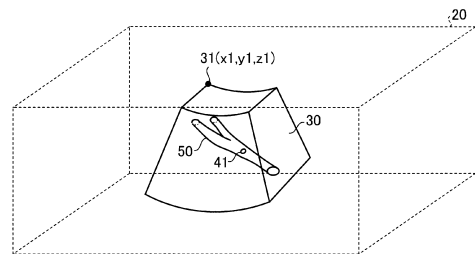
【図 4】



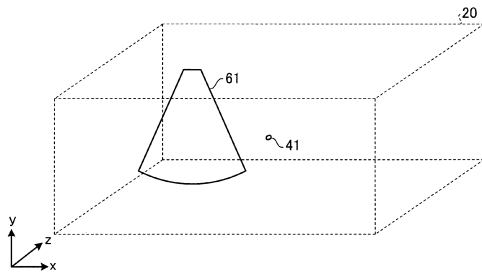
【図 5】



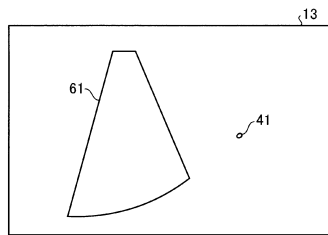
【図 6】



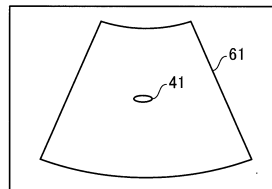
【図 7 A】



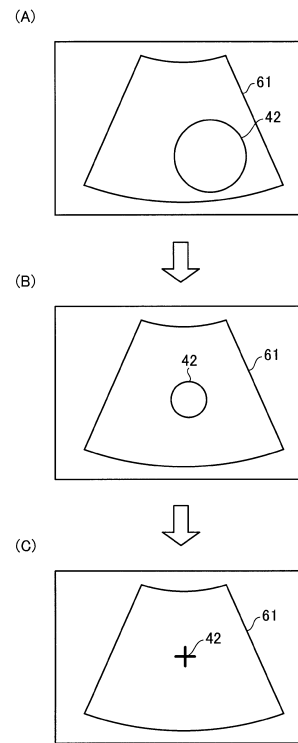
【図 7 B】



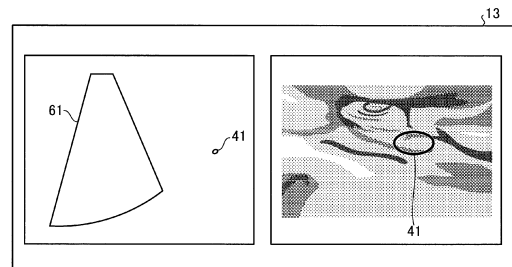
【図 9】



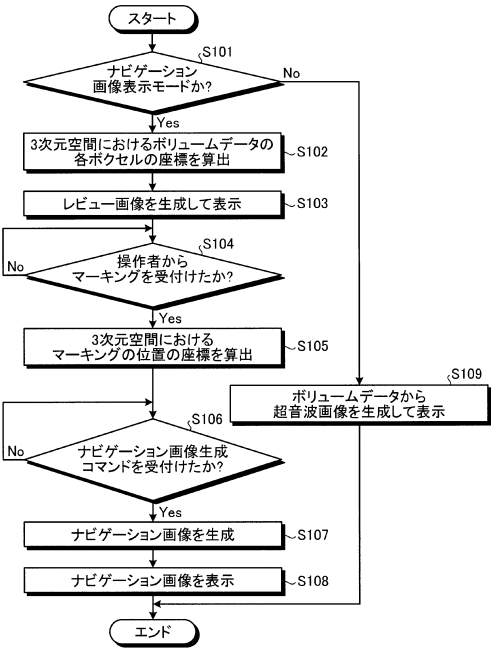
【図 8】



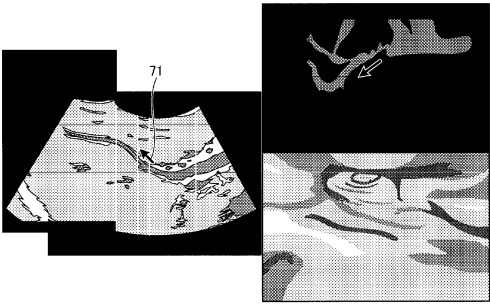
【図 10】



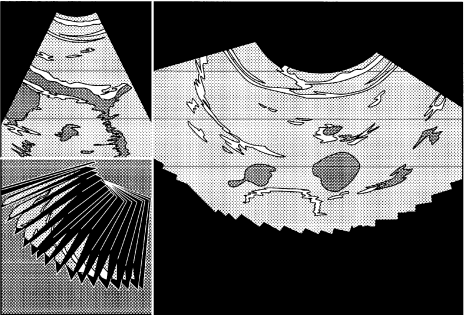
【図 1 1】



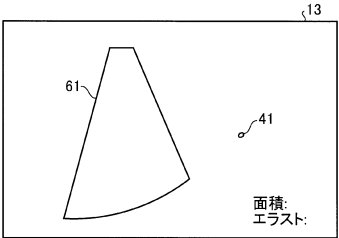
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 2 7 1 5 8 8 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 0 5 1 3 3 2 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 0 5 1 8 1 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备和图像生成程序		
公开(公告)号	JP6068017B2	公开(公告)日	2017-01-25
申请号	JP2012139616	申请日	2012-06-21
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	嶺喜隆 橋本新一		
发明人	嶺 喜隆 橋本 新一		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/GA25 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK22 4C601/KK31		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2014003991A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够促进对感兴趣区域进行详细观察的超声诊断设备和程序。 的超声诊断装置的实施方案，所述坐标变换单元获取由所述超声波探头中的三维空间获得的体积数据包括可以由超声波探头进行扫描的区域的位置信息。输入设备接收指示通过使用体数据生成的评论图像中的预定位置的标记。导航图像生成控制单元生成使用新收集的体数据生成的实时超声图像和通过使用新收集的体数据的体数据生成的实时超声图像，并生成指示与评论图像中的标记的位置关系的导航图像。显示控制单元在监视器上显示导航图像。 点域

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6068017号 (P6068017)
(45) 発行日 平成29年1月25日 (2017. 1. 25)	(24) 登録日 平成29年1月6日 (2017. 1. 6)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8/00 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 8/00	
請求項の数 7 (全 21 頁)		
(21) 出願番号 特願2012-139616 (P2012-139616) (22) 出願日 平成24年6月21日 (2012. 6. 21) (65) 公開番号 特開2014-3991 (P2014-3991A) (43) 公開日 平成26年1月16日 (2014. 1. 16) 審査請求日 平成27年5月26日 (2015. 5. 26)	(73) 特許権者 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 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所 (72) 発明者 嶺 喜隆 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 審査官 門田 宏	最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像生成プログラム		