

(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2013-123582

(P2013-123582A)

(43) 公開日 平成25年6月24日(2013.6.24)

(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 14 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2011-274855 (P2011-274855)
(22) 出願日 平成23年12月15日 (2011.12.15)(71) 出願人 390029791
日立アロカメディカル株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 110000888
特許業務法人 山王坂特許事務所
(72) 発明者 辻田 剛啓
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB03 DD09 DD15 EE10 JC33
KK10 KK12 KK22 KK24 KK25
KK28 KK31 KK32 KK35

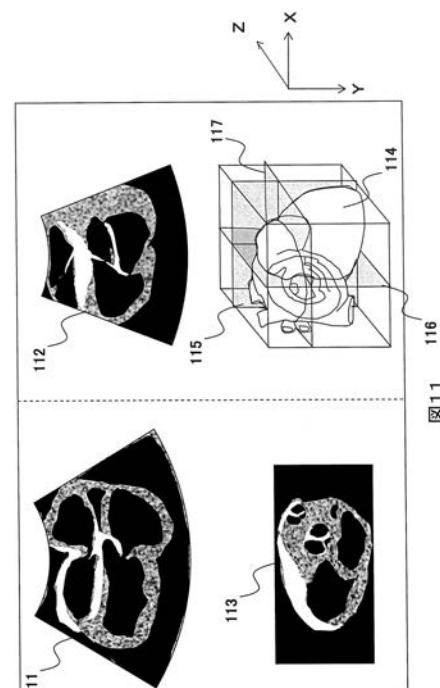
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像表示方法

(57) 【要約】

【課題】内部構造の把握が比較的難しい超音波画像の診断能の向上に資する超音波診断装置及び画像処理方法を提供する。

【解決手段】被検体と同一部位に相当する解剖学的構造を示す複数の生体構造ボリュームデータを記憶しておき、それら複数の生体構造ボリュームデータのうち、一つの生体構造ボリュームデータを選択して生体構造三次元画像114を構成する。また、被検体を撮像して得た超音波ボリュームデータを基に超音波画像111、112、113を生成する。生体構造三次元画像114と超音波画像111、112、113とを同時に表示する。

【選択図】図11



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波を放射すると共に、前記超音波の反射波を受信する超音波探触子と、

前記反射波に基づく反射エコー信号を用いて前記被検体の超音波ボリュームデータを生成する超音波ボリュームデータ生成部と、

前記超音波で撮像される前記被検体の撮像部位と同一部位に相当する解剖学的構造を示す複数の生体構造ボリュームデータを記憶する生体構造ボリュームデータ記憶部と、

前記超音波ボリュームデータに基づいて、前記被検体の超音波画像を構成する超音波画像構成部と、

前記生体構造ボリュームデータ記憶部に記憶された複数の生体構造ボリュームデータのうち、一つの生体構造ボリュームデータを選択する生体構造ボリュームデータ選択部と、

選択された生体構造ボリュームデータに基づいて、所定の断面における生体構造画像を構成する生体構造画像構成部と、

前記被検体の超音波画像と前記生体構造画像とを表示する表示部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記被検体の妊娠週数、年齢、観察部位、又は性別の少なくとも一つ含む被検体情報を取得する被検体情報取得部を更に備え、

前記生体構造ボリュームデータ記憶部は、妊娠週数、年齢、観察部位、又は性別の少なくとも一つが異なる少なくとも二つ以上の生体構造ボリュームデータを記憶し、

前記生体構造ボリュームデータ選択部は、前記被検体情報に基づいて、前記生体構造ボリュームデータ記憶部から、前記被検体に最も類似する生体構造ボリュームデータを選択する、

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】

前記超音波ボリュームデータ及び前記生体構造ボリュームデータは、前記被検体の周期的運動を行う部位の、異なる時相における複数のボリュームデータの集合体により構成され、

前記超音波診断装置は、所望の時相を指定する時相指定部を更に備え、

前記生体構造ボリュームデータ選択部は、前記指定された時相に最も近い時相の生体構造ボリュームデータを選択し、

前記生体構造画像構成部は、前記選択された生体構造ボリュームデータを用いて前記生体構造画像を構成し、

前記超音波画像構成部は、前記超音波ボリュームデータの中から指定された時相に最も近い時相のボリュームデータを選択して前記超音波画像を生成する、

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】

前記超音波ボリュームデータの大きさ、位置、及び向きと、前記生体構造ボリュームデータの大きさ、位置、及び向きと、のうちの少なくとも一つを一致させる位置合わせ処理を行う位置合わせ部を更に備え、

前記超音波画像構成部及び前記生体構造画像構成部は、前記位置合わせ処理がされた超音波ボリュームデータ及び生体構造ボリュームデータを用いて、前記超音波画像及び前記生体構造画像を構成し、

前記表示部は、前記位置合わせ処理がされた超音波ボリュームデータ及び生体構造ボリュームデータを用いて構成された前記超音波画像及び前記生体構造画像を同時に表示する、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 の何れか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記表示部に表示された超音波画像上で、少なくとも 3 つの超音波画像側基準点を設定

10

20

30

40

50

する操作を受け付ける第一の操作部を更に備え、

前記位置合わせ部は、前記設定された超音波画像側基準点のそれぞれと、前記生体構造画像における前記設定された超音波画像側基準点のそれぞれが差し示す部位と、が一致するように、前記超音波ボリュームデータ又は前記生体構造ボリュームデータの少なくとも一方を移動及び回転させて、前記超音波ボリュームデータと前記生体構造ボリュームデータとの位置及び向きを一致させる、

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第一の操作部は、前記表示部に表示された生体構造画像上で、前記超音波画像側基準点のそれぞれに対応する部位を、生体構造画像側基準点として設定する操作を更に受け付ける、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記生体構造ボリュームデータには、前記位置合わせ処理の目印となる構造物を示す生体構造画像側基準点が予め設定されており、

前記生体構造画像構成部は、前記生体構造画像側基準点を含む前記生体構造画像を構成し、

前記表示部は、前記構成された生体構造画像と、前記超音波画像基準点を設定するための超音波画像と、を表示する、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記第一の操作部は、一つの超音波断層画像上において、前記少なくとも 3 つの超音波画像側基準点の設定を受け付ける、又は少なくとも二つ以上の超音波断層画像上において、前記少なくとも 3 つの超音波画像側基準点の設定を受け付ける、

ことを特徴とする請求項 5 乃至 7 の何れか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記位置合わせ部は、二つの前記超音波画像側基準点間の距離と、前記生体構造画像上にある、前記二つの超音波画像側基準点のそれぞれが差し示す部位間の距離と、を用いて、前記超音波ボリュームデータと前記生体構造ボリュームデータとの大きさを一致させる、

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記超音波画像に撮像された前記被検体の部位の実測値を計測する計測部を更に備え、

前記位置合わせ部は、前記実測値に基づいて、前記超音波ボリュームデータと前記生体構造ボリュームデータとの大きさを一致させる、

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記超音波画像構成部は、前記超音波探触子に備えられた超音波放射面に対して直交する 2 軸直交断面及び前記超音波放射面に対して平行な断面を含む 3 軸直交断面のうちのいずれか二つの断面からなる前記超音波断層画像を構成する、

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 12】

前記超音波画像構成部は、前記超音波ボリュームデータを用いて超音波断層画像を構成し、

前記生体構造画像構成部は、前記超音波断層画像と同一断面からなる生体構造断層画像と、前記生体構造ボリュームデータに基づく三次元画像と、を構成し、その三次元画像に、前記超音波断層画像及び前記生体構造断層画像の断面位置を示すスライス面を重畳し、

前記表示部は、前記超音波断層画像、前記生体構造断層画像、及び前記三次元画像を表示し、

前記超音波診断装置は、前記スライス面の位置の移動操作を受け付ける第二の操作部を

10

20

30

40

50

更に備え、

前記超音波画像構成部及び前記生体構造画像構成部は、移動後のスライス面における超音波断層画像及び生体構造断層画像を構成する、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 の何れか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記超音波診断装置は、前記表示部に表示された参照画像上で、断面位置を示す少なくとも一つ以上の参照ラインの位置の設定を行う第三の操作部を更に備え、

前記超音波画像構成部及び前記生体構造画像構成部は、前記参照ラインに直交する断面の超音波断層画像及び生体構造断層画像を構成し、

前記表示部は、同一の参照ラインの位置で構成された前記超音波断層画像及び前記生体構造断層画像を並べて表示する、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 の何れか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

医用画像撮像装置により被検体を撮像して得られた前記被検体のボリュームデータを読み込むステップと、

前記被検体のボリュームデータに基づいて、被検体画像を構成するステップと、

予め記憶された前記医用画像撮像装置で撮像される前記被検体の撮像部位と同一部位に相当する解剖学的構造を示す複数の生体構造ボリュームデータのうち、一つの生体構造ボリュームデータを選択するステップと、

選択された生体構造ボリュームデータに基づいて、所定の断面における生体構造画像を構成するステップと、

前記被検体画像と前記生体構造画像とを表示するステップと、

を含むことを特徴とする画像表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び画像表示方法に係り、特に超音波診断装置における表示技術に関する。

【背景技術】

【0002】

胎児診断において用いられる超音波診断装置は従来の二次元断層画像によるものだけでなく、探触子を自動、もしくは手動で短軸方向に走査する事により得られた三次元データに対し、座標変換を行った後、二次元投影面に対し設定した視線方向に超音波画像データを再構成し、画像表示器に表示する機能を有するものが一般的になっており、現在ではこれらの処理を実時間で実施し、動く 3D 画像を表示するリアルタイム 3D、または 4D と呼ばれる技術が一般的となっており胎児形態診断を中心に普及している。

【0003】

しかし、胎児の解剖学的な形態は 1 週間単位で大きく変化するため、胎児診断を行う医師、検査者は解剖学的な情報と時間的变化を正しく関連付けて保有している必要があり、その習得には多大な時間と経験を要する。

【0004】

また、超音波画像上の診断基準では、診断部位を正しく同定して診断を行う必要があるが、構成の良く似た部位も存在するため、診断部位の同定には経験を積んだ医師であっても多大な手間を要する。

【0005】

この様に、胎児の形態の妊娠週数の変化に応じて表示内容を変える例として、例えば、特許文献 1 では、診断時に用いる妊娠週数情報、計測情報から一致する胎児の輪郭を模した三次元ボディマークを自動的に選択し、画面に表示することにより観察胎児の形状を認識する超音波診断装置が開示されている。

【先行技術文献】

10

20

30

40

50

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2010-187987号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、特許文献1では、胎児の輪郭は把握しやすくなるが、依然として、内部構造は把握しにくいという問題があった。

【0008】

本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであり、内部構造の把握が比較的難しい超音波画像の診断能の向上に資する超音波診断装置及び画像処理方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するために、本発明に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波を放射すると共に、前記超音波の反射波を受信する超音波探触子と、前記反射波に基づく反射エコー信号を用いて前記被検体の超音波ボリュームデータを生成する超音波ボリュームデータ生成部と、前記超音波で撮像される前記被検体の撮像部位と同一部位に相当する解剖学的構造を示す複数の生体構造ボリュームデータを記憶する生体構造ボリュームデータ記憶部と、前記超音波ボリュームデータに基づいて、超音波画像を構成する超音波画像構成部と、前記生体構造ボリュームデータ記憶部に記憶された複数の生体構造ボリュームデータのうち、一つの生体構造ボリュームデータを選択する生体構造ボリュームデータ選択部と、選択された生体構造ボリュームデータに基づいて、所定の断面における生体構造画像を構成する生体構造画像構成部と、前記超音波画像と前記生体構造画像とを表示する表示部と、を備えることを特徴とする。

【0010】

また、本発明に係る画像表示方法は、医用画像撮像装置により被検体を撮像して得られた前記被検体のボリュームデータを生成するステップと、前記超音波ボリュームデータに基づいて、被検体画像を構成するステップと、予め記憶された前記超音波で撮像される前記被検体の撮像部位と同一部位に相当する解剖学的構造を示す複数の生体構造ボリュームデータのうち、一つの生体構造ボリュームデータを選択するステップと、選択された生体構造ボリュームデータに基づいて、所定の断面における生体構造画像を構成するステップと、前記被検体画像と前記生体構造画像とを表示するステップと、を含むことを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、生体構造画像を表示することにより、内部構造の把握が比較的難しい超音波画像の診断能の向上に資する超音波診断装置及び画像処理方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図

【図2】超音波画像の一例を示す模式図

【図3】胎児脳の生体構造ボリュームデータの一例を示す模式図

【図4】胎児心臓の生体構造ボリュームデータの一例を示す模式図

【図5】生体構造断層画像の一例を示す模式図

【図6】位置調整処理の概念を説明する説明図

【図7】第一実施形態における処理手順を示すフローチャート

【図8】第一の基準点の設定例を示す説明図

【図9】第二の基準点の設定例を示す説明図

10

20

30

40

50

【図 1 0】第三の基準点の設定例を示す説明図

【図 1 1】第一実施形態に係る表示画面の一例を示す模式図

【図 1 2】第一実施形態に係る表示画面の他の例を示す模式図

【図 1 3】第一実施形態に係る表示画面の他の例を示す模式図

【図 1 4】第一実施形態に係る表示画面の他の例を示す模式図

【図 1 5】第二実施形態に係る処理手順を示すフローチャート

【図 1 6】第二実施形態の表示画面の一例を示す模式図

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施形態について図面を用いて説明する。同一機能を有する構成及び同一の処理内容の手順には同一符号を付し、その説明の繰り返しを省略する。

10

【0014】

まず、図 1 に基づいて、本実施形態に係る超音波診断装置の概略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の概略構成を示すブロック図である。

【0015】

図 1 に示す超音波診断装置 1 は、超音波放射面から超音波を放射するとともに被検体 2 内で反射した反射波を受信する超音波プローブ（超音波探触子ともいう）3 と、その超音波プローブ 3 に電氣的に接続され、超音波の送受信や超音波画像の表示など、超音波診断装置 1 の機能を実現する本体部 4 と、を備える。

【0016】

20

本体部 4 の内部には、超音波診断装置 1 の各構成要素を制御する制御部 4 a と、操作者による操作を受け付ける操作部 4 b と、超音波プローブ 3 と電氣的に接続され、超音波の送受信の指示信号を超音波プローブ 3 に出力し、反射エコー信号を受信する超音波送受信部 4 c と、反射エコー信号に基づいて、被検体 2 の超音波ボリュームデータを生成する超音波ボリュームデータ生成部 4 d と、その超音波ボリュームデータを記憶する超音波ボリュームデータ記憶部 4 e と、超音波ボリュームデータに基づいて二次元の超音波断層画像又は三次元の超音波三次元画像（超音波断層画像及び超音波三次元画像を総称して「超音波画像」という）を構成する超音波画像構成部 4 f と、超音波断層画像又は超音波三次元画像上で、それらの画像に撮像された部位の実測値を計測する計測部 4 g と、計測部 4 g で得られた計測データを記憶する計測データ記憶部 4 h と、画像を表示する表示部 4 p と、を備える。

30

【0017】

更に、本体部 4 の内部には、本発明に特徴的な構成要素として、被検体の性別、年齢、妊娠週数などの被検体情報（特に本実施形態では、被検体として胎児を取り扱うので、以下「胎児情報」という）を取得する胎児情報取得部 4 i と、胎児情報を記憶する胎児情報記憶部 4 j と、性別、妊娠週数、部位等が異なる被検体（特に胎児）の解剖学的構造を示す、複数種類の生体構造ボリュームデータを記憶する生体構造ボリュームデータ記憶部 4 k と、複数の生体構造ボリュームデータのうちから所望のものを選択する生体構造ボリュームデータ選択部 4 l と、選択された生体構造ボリュームデータに基づいて二次元の生体構造断層画像又は三次元の生体構造三次元画像（生体構造断層画像及び生体構造三次元画像を総称して「生体構造画像」という）を構成する生体構造画像構成部 4 m と、超音波ボリュームデータの視点及び表示倍率と生体構造ボリュームデータの視点及び表示倍率と、を一致させる位置合わせ部 4 n と、被検体の周期運動時相のうち、所望の時相を指定する時相指定部 4 o と、が備えられる。

40

【0018】

超音波プローブ 3 は、被検体 2 に当接させ、被検体 2 に対して一定の時間間隔をおいて超音波を繰り返し送出するとともに、被検体 2 内で反射した反射エコー信号を受信するものである。超音波プローブ 3 は、超音波の送受信と同時に、二次元的に送受信方向を切り替えながら、例えば θ 、 φ の 2 つの軸に沿って計測することができる。ここで、 θ は、実空間における X Y Z の 3 軸を定義した場合における Z - X 面における信号の受信角度を示

50

し、 ϕ はY-Z面における信号の受信角度を示す。超音波プローブ3の内部には、複数の振動子が一列に並べて備えられる。各振動子は、矩形状又は扇形状に構成されることがあるが、その形状は限定されない。複数の振動子の配列方向と直交する方向に振動子を機械的に振り、超音波を三次元に送受信することができる。また、超音波プローブ3は、複数の振動子が二次元配列され、超音波の送受信を電子的に制御できるものを用いてもよい。

【0019】

制御部4aは、超音波診断装置1の各構成要素を制御するものであり、例えばCPUやMPUのような演算装置を備えて構成される。

【0020】

操作部4bは、制御部4aに対して各種入力を行うものであり、キーボードやトラックボール、またタッチパネルのような入力装置を備えて構成される。

10

【0021】

超音波送受信部4cは、超音波プローブ3の振動子を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成する。超音波送受信部4cは、送信させる超音波の収束点にある深さに設定する機能を有している。更に超音波送受信部4cは、超音波プローブ3で受信した反射エコー信号を受信して整相加算を行い、所定のゲインで増幅してRF信号、すなわち受信信号を生成する。更に、受信信号の位相を制御して1点又は複数の収束点に対して超音波ビームを形成したRF信号フレームデータ(RAWデータに相当)を生成する。

【0022】

超音波ボリュームデータ生成部4dは、超音波プローブ3の各位置で生成されたRF信号フレームデータを集めて、被検体2の超音波ボリュームデータを生成する。また、第二実施形態では、被検体2の周期的運動を行う部位のボリュームデータと周期的運動データとを同時に取得し、特定の時相のRF信号フレームデータを集めて、その時相における超音波ボリュームデータを生成する。そして異なる時相のボリュームデータの集合体からなる超音波ボリュームデータを生成する。

20

【0023】

超音波ボリュームデータ記憶部4eは、生成された超音波ボリュームデータームデータを記憶する。

【0024】

超音波画像構成部4fは、超音波ボリュームデータに基づいて任意断面における二次元の超音波断層画像や超音波三次元画像を再構成する。超音波画像構成部4fは、制御部4aにおける設定条件に基づいて、超音波ボリュームデータ記憶部4eから出力される超音波ボリュームデータを入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、平滑化処理等の信号処理を行なう。また、超音波画像構成部4fは、ボリュームレンダリング、サーフェイスレンダリング、最大値投影、最小値投影などのレンダリング処理を行い、超音波三次元画像を構成する。

30

【0025】

計測部4gは、超音波画像に撮像された被検体部位の実測値を計測するもので、例えば超音波画像上に計測したい二点を設定し、その二点間の距離を計測するスケール等により構成される。

40

【0026】

計測データ記憶部4hは、計測部4gによる計測結果を示す計測データを記憶するものである。

【0027】

胎児情報取得部4iは、胎児の成長週数、性別、観察部位等の胎児情報を、操作部4bや、図示しない電子カルテシステム等から取得するものである。

【0028】

胎児情報記憶部4jは、上述の取得された胎児情報データを記憶するものである。

【0029】

生体構造ボリュームデータ記憶部4kは、複数種類の胎児の生体構造ボリュームデータ

50

を記憶するものである。ここでいう生体構造ボリュームデータとは、平均的な成長が見られる胎児の生体構造を示すボリュームデータであり、胎児の標準的な解剖学的構造を用いた成長モデルを示すボリュームデータであれば、その種類を問わない。

【0030】

生体構造ボリュームデータは、超音波で撮像される被検体の撮像部位と同一部位に相当する解剖学的構造を示すボリュームデータである。例えば、超音波で心臓を撮像するのであれば、生体構造ボリュームデータ記憶部4kは、心臓に相当する解剖学的構造を示す生体構造ボリュームデータを複数記憶していることになる。

【0031】

例えば、生体構造ボリュームデータのデータ種類は、解剖学的な知見を基に構成した標準的な解剖学的構造をスカラー値に変換した数値モデルのボリュームデータでもよいし、他の医用画像撮像装置、例えばMRI装置やX線CT装置で得られた三次元ボリュームデータでもよいし、超音波三次元ボリュームデータであってもよい。また、解剖学的な知見を基に製造されたファントムを上記の医用画像撮像装置で撮像して得られたボリュームデータを用いてもよい。また、標準的な解剖学的構造を示すボリュームデータを、その他の画像処理装置により作図して生成したものでもよい。

【0032】

生体構造ボリュームデータ及びこれに基づいて構成される生体構造画像は、構造物の位置関係や形状が既知なデータ及び画像であるので、これを参照しながら被検体の超音波画像を診断することで、診断上有用である。

【0033】

生体構造ボリュームデータ選択部4lは、胎児情報記憶部4jに記憶された胎児情報、例えば妊娠週数、年齢、観察部位、又は性別の少なくとも一つを含む胎児情報に最も類似する生体構造ボリュームデータや、後述する時相指定部4oにより指定された時相のボリュームデータを、生体構造ボリュームデータ記憶部4kから選択するものである。

【0034】

生体構造画像構成部4mは、選択された生体構造ボリュームデータに基づいて、所定の断面における生体構造断層画像を構成する。例えば、超音波画像と同一断面の生体構造断層画像が構成される。また、生体構造画像構成部4mは、ボリュームレンダリング、サーフェスレンダリング、最大値投影、最小値投影などのレンダリング処理を行い、生体構造三次元画像を構成する。

【0035】

位置合わせ部4nは、超音波ボリュームデータと生体構造ボリュームデータとの視点及び表示倍率を一致させる、すなわち、位置及び向きと大きさを一致させるもので、その処理内容は後述する。

【0036】

時相指定部4oは、被検体2の観察部位が周期的運動を行う場合に、その周期的運動の時相を指定するものであるが、本実施形態では、特に、異なる複数の時相におけるボリュームデータのうち、所望の時相のボリュームデータを指定するものとして機能する。

【0037】

表示部4pは、超音波画像や生体構造画像を表示するものであり、例えばCRTや液晶パネルを備えて構成される。

【0038】

次に、図2に基づいて、超音波画像構成部4fが再構成する超音波断層画像について説明する。図2は、超音波画像の一例を示す模式図である。

【0039】

超音波画像構成部4fは、超音波ボリュームデータに基づいて、互いに直交する3断面における超音波断層画像と、三次元画像との同時生成・表示を行う機能を有する。より具体的には、互いに直交する3断面として、例えば3軸をX軸、Y軸、Z軸と定義するとXY面超音波断層画像21、YZ面超音波断層画像22、及びZX面超音波断層画像23を

10

20

30

40

50

再構成する。更に、超音波三次元画像（以下、「三次元画像」と略記する）24も再構成する。

【0040】

また、超音波画像構成部4fは、三次元画像24上に、上記直交する3断面の位置を指定するスライス面を表示する機能を有する。三次元画像24上のスライス面25はXY面超音波断層画像21の切り出し位置を決定し、スライス面26はYZ面超音波断層画像22の切り出し位置を決定し、スライス面27はZX面超音波断層画像23の切り出し位置を決定する。

【0041】

また、三次元画像24に対する視点は、操作部4bを介して、任意方向に設定することが可能である。超音波画像再構成部106は、入力された視点からみた三次元画像24を再構成する。更に、各スライス面25、26、27の三次元画像24に対する位置も、操作部4bを介して任意に設定できる。そして、超音波画像再構成部106は、操作部4bから入力された位置で切り出したXY面超音波断層画像21、YZ面超音波断層画像22、及びZX面超音波断層画像23を再構成する。

10

【0042】

次に、図3、図4に基づいて、生体構造ボリュームデータ記憶部4kに格納された生体構造ボリュームデータについて説明する。図3は、胎児脳の生体構造ボリュームデータの一例を示す模式図である。図4は、胎児心臓の生体構造ボリュームデータの一例を示す模式図である。

20

【0043】

図3に示すように、生体構造ボリュームデータ記憶部4kには、妊娠週数が異なる胎児脳の生体構造ボリュームデータが複数格納される。その一例として、本実施形態では、5週目の胎児脳ボリュームデータ31、15週目の胎児脳ボリュームデータ32、30週目の胎児脳ボリュームデータ33、及び40週目の胎児脳ボリュームデータ34が、妊娠週数と関連付けて生体構造ボリュームデータ記憶部4kに格納される。観察部位が胎児脳部位であった場合、生体構造ボリュームデータ記憶部4kに格納されたこれらの胎児脳ボリュームデータベースのうち、生体構造ボリュームデータ選択部41は、最も近い週数の生体構造ボリュームデータを選択する。

【0044】

更に、図4に示すように、生体構造ボリュームデータ記憶部4kには、妊娠週数が異なる胎児心臓の生体構造ボリュームデータが複数格納される。その一例として、本実施形態では、5週目の胎児心臓ボリュームデータ41、15週目の胎児心臓ボリュームデータ42、30週目の胎児心臓ボリュームデータ43、40週目の胎児心臓ボリュームデータ44が生体構造ボリュームデータ記憶部4kに格納されており、観察部位が胎児心臓部位であった場合、生体構造ボリュームデータ記憶部4kに格納されたこれらの胎児心臓ボリュームデータベースのうち、生体構造ボリュームデータ選択部41は、最も近い週数の生体構造ボリュームデータを選択する。

30

【0045】

図3、図4に示した生体構造ボリュームデータは胎児心臓、胎児脳であるが、部位は上記に限らず、腹部、体幹部、四肢などでもよい。また、全身を1つのボリュームデータとして扱い、選択された観察部位に応じて切り出して選択することも可能である。

40

【0046】

また、生体構造が性別によって異なる部位では、性別ごとに生体構造ボリュームデータセットを持ち、胎児情報記憶部4jに記憶された性別情報を用いて生体構造ボリュームデータを選択することが可能である。

【0047】

また、図3、図4では5週、15週、30週、40週の生体構造ボリュームデータの例を示したが、当然、もっと短い週数の間隔で生体構造ボリュームデータ記憶部4kを構成してもよい。

50

【 0 0 4 8 】

また、本明細書では妊娠週数を胎児の成長の尺度として使用しているが、胎生週数に換算して用いることも可能である。更に、妊娠週数の確定が困難な場合には、計測データ記憶部 4 h に記憶された胎児の実測値、例えば頭囲の値を基に、当該実測値に近い生体構造ボリュームデータを選択してもよい。

【 0 0 4 9 】

次に図 5 に基づいて生体構造画像構成部 4 m により構成される生体構造画像について説明する。図 5 は、生体構造断層画像の一例を示す模式図である。

【 0 0 5 0 】

生体構造画像構成部 4 m は、生体構造ボリュームデータに基づいて、直交する 3 断面における生体構造断層画像と、生体構造三次元画像との同時生成・表示を行う機能を有する。より具体的には、直交 3 断面として、X Y 面生体構造断層画像 5 1、Y Z 面生体構造断層画像 5 2、及び Z X 面生体構造断層画像 5 3 を再構成する。更に、生体構造三次元画像 5 4 も再構成する。

10

【 0 0 5 1 】

また、生体構造画像構成部 4 m は、生体構造三次元画像 5 4 上に、上記直交する 3 断面の位置を指定するスライス面を表示する機能を有する。三次元画像 5 4 上のスライス面 5 5 は X Y 面生体構造断層画像 5 1 の切り出し位置を決定し、スライス面 5 6 は Y Z 面生体構造断層画像 5 2 の切り出し位置を決定し、スライス面 5 7 は Z X 面生体構造断層画像 5 3 の切り出し位置を決定する。

20

【 0 0 5 2 】

また、生体構造三次元画像 5 4 に対する視点は、操作部 4 b を介して、任意方向に設定することが可能である。生体構造画像構成部 4 m は、入力された視点から見た生体構造三次元画像 5 4 を再構成して更新表示する。更に、各スライス面 5 5、5 6、5 7 の生体構造三次元画像 5 4 に対する位置も、操作部 4 b を介して任意に設定できる。そして、生体構造画像構成部 4 m は、操作部 4 b から入力された位置で切り出した X Y 面生体構造断層画像 5 1、Y Z 面生体構造断層画像 5 2、及び Z X 面生体構造断層画像 5 3 を再構成する。

【 0 0 5 3 】

また、破線 5 8、5 9、5 10 は超音波画像の走査範囲を示すスキャン R O I マークであり、超音波画像との対比のため、生体構造断層画像に重畳して表示する。この重畳表示処理は、生体構造画像構成部 4 m が、超音波送受信部 4 c から超音波画像の走査範囲情報を取得して行う。

30

【 0 0 5 4 】

第一実施形態では、超音波画像構成部 4 f が構成した超音波断層画像及び超音波三次元画像と、生体構造画像構成部 4 m が構成した生体構造断層画像及び生体構造三次元画像と、を同時に表示することが可能であるが、そのためには被検体超音波画像と生体構造画像との表示倍率及び視線の向きを一致させておくことが望ましい。

【 0 0 5 5 】

そこで、位置合わせ部 4 n は、超音波ボリュームデータと生体構造ボリュームデータとの視線の向き及び表示倍率を一致させる位置調整機能を有する。次に、図 6 を用いて、この位置調整機能について説明する。図 6 は、位置調整処理の概念を説明する説明図である。

40

【 0 0 5 6 】

図 6 に示すように、操作者は、超音波ボリュームデータ 6 1 内に、少なくとも 2 つの超音波画像側基準点 A、B と、1 つの超音波画像側参照点 C を設定する。次に、操作者は、自身の解剖学的知見を基に、生体構造ボリュームデータ 6 2 内において、超音波画像側基準点 A、B、C のそれぞれが差し示す部位に、生体構造画像側基準点 A'、B'、及び生体構造画像側参照点 C' を設定する。

【 0 0 5 7 】

50

超音波ポリウムデータ 6 1 中の線分 A - B と、生体構造ポリウムデータ 6 2 中の線分 A' - B' の長さの比がデータの表示倍率の差であり、超音波ポリウムデータ 6 1 中の線分 A - B と、生体構造ポリウムデータ 6 2 中の線分 A' - B' のベクトルのずれが画像のずれ（視点のずれ）である。そこで、線分 A - B 周りの点 C を通る回転量と、線分 A' - B' 周りの点 C' を通る回転量の差分を補正する回転量を求め、これを用いて、超音波ポリウムデータの視点及び表示倍率と、生体構造ポリウムデータの視点及び表示倍率と、を一致させて表示を行う。以下、超音波ポリウムデータ 6 1 と生体構造ポリウムデータ 6 2 との位置合わせ処理について詳述する。

【0058】

超音波ポリウムデータ 6 1 と生体構造ポリウムデータ 6 2 とは、同一領域を指し示すデータであるが、画像作成時の大きさ、表示位置、視線の向きが異なっていることが予想させるため、これを一致させて表示することが望ましい。

【0059】

このため、上記記載の如く、超音波ポリウムデータ 6 1 と生体構造ポリウムデータ 6 2 とで 3 点ずつ対応する座標を設定し、この間の変換行列を導くことで、大きさ、表示位置、視線の向きを一致させることが可能である。

【0060】

しかし、超音波ポリウムデータは生体から取得した画像であり、呼吸や体位などの要因から、生体構造ポリウムデータと厳密には一致しない場合がほとんどである。このような場合に、超音波ポリウムデータ 6 1 の 3 点が、生体構造ポリウムデータ 6 2 上の 3 点と一致するようにポリウムデータを変形させた場合、取得データをゆがませることとなり、臓器や病変部位の特徴的な形状を損なう可能性がある。

【0061】

従って、本実施形態では、回転軸を決められた順序に制限することによって超音波ポリウムデータの変形を伴わない座標変換を行うことで画像作成時の大きさ、表示位置、視線の向きを一致させる。

【0062】

具体的には、ポリウムデータに対する同一断面の描出を、操作者が設定した 3 点のうち、基準点 2 点を用いて拡大率、表示位置、回転軸を決定し、回転量を残りの基準点である 1 点によって決定する。なお、この「残りの基準点」を、上記拡大率、表示位置、回転軸の決定に用いる基準点 2 点と区別するために、以下では「参照点」と呼ぶ。

【0063】

具体的には、超音波ポリウムデータ 6 1 中の 3 点 A、B、C と、生体構造ポリウムデータ 6 2 中の点 A'、B'、C' を対応する同一点として設定し、超音波ポリウムデータ 6 1 中の 2 点、例えば A、B を超音波画像側基準点とし、生体構造ポリウムデータ 6 2 中の点 A'、B' を対応する生体構造画像側基準点とした場合、超音波ポリウムデータ 6 1 中の点 C が超音波画像側参照点、生体構造ポリウムデータ 6 2 中の点 C' が生体構造画像側参照点となる。

【0064】

位置合わせ処理の始めに、まず、両ポリウムデータの大きさを一致させる。超音波ポリウムデータ 6 1 及び生体構造ポリウムデータ 6 2 の大きさの比は、線分 A - B の長さと線分 A' - B' の長さとの比で求められる。超音波ポリウムデータ 6 1 の大きさを、生体構造ポリウムデータ 6 2 の大きさに合わせる場合、線分 A' - B' の長さを線分 A - B の長さで除した係数を単位行列に乗じることで拡大・縮小行列 Mscale が作成できる。この拡大・縮小行列 Mscale を超音波ポリウムデータ 6 1 に対して適用することにより、両ポリウムデータの大きさを合わせることができる。

【0065】

次に、両ポリウムデータの表示位置を一致させる。超音波ポリウムデータ 6 1 と生体構造ポリウムデータ 6 2 の表示位置とを一致させる場合、断面上の 1 点が一致するような平行移動行列を作成すればよいが、ここでは、生体構造画像側基準点 A' の座標から

、超音波画像側基準点 A の座標を減じた平行移動行列 Mpan を作成する。この平行移動行列 Mpan を超音波ボリュームデータ 6 1 に対して適用することにより、超音波画像側基準点 A 及び生体構造画像側基準点 A' の位置を合わせることができる。この時、位置の調整に用いた基準点を、次の回転処理の中心点とする。

【0066】

最後に、両ボリュームデータの表示の向きを一致させる。超音波ボリュームデータ 6 1 を生体構造ボリュームデータ 6 2 の向きと一致させる場合、超音波ボリュームデータ 6 1 内の上記 3 点 A B C 面に直交し、かつ超音波側基準点 A における法線ベクトルを回転軸とし、超音波ボリュームデータ 6 1 における基準点 A から B の向きが、生体構造ボリュームデータ 6 2 の基準点 A' から B' の向きと一致するように、回転量を求めればよい。

10

【0067】

本実施形態では、超音波画像側基準点 A と生体構造画像側基準点 A' との座標はすでに同一であるため、超音波画像側基準点 A における A B C 面の法線ベクトルを回転軸とし、ベクトル A B と、ベクトル A' B' とがなす角を回転量とする回転行列 Mrot-z を作成する。この回転行列 Mrot-z を超音波ボリュームデータ 6 1 に適用することにより、超音波ボリュームデータ 6 1 と生体構造ボリュームデータ 6 2 との表示の向きが一致する。

【0068】

以上より、超音波ボリュームデータ 6 1 に対して、拡大・縮小行列 Mscale、平行移動行列 Mpan、回転行列 Mrot-z を適用すると超音波ボリュームデータ 6 3 に変換される。そして、変換後の超音波ボリュームデータ 6 3 と生体構造ボリュームデータ 6 2 とは、大きさ、表示位置、及び表示の向きが一致する。その結果、変換後の超音波ボリュームデータ 6 3 と生体構造ボリュームデータ 6 2 とにおいて、対応する同断面位置から切り出された画像は、表示位置、向き、大きさが一致する。

20

【0069】

上記の位置調整処理は、一例にすぎず、最終的な結果が変わらないものであれば、基準点と参照点との選択は入れ替えて行うことも可能である。また、その順序も入れ替えて実施することも可能である。また、上記の補正は、生体構造ボリュームデータ 6 2 に合致させるべく超音波ボリュームデータ 6 1 に対して実施しても良いし、超音波ボリュームデータ 6 1 に合致させるべく生体構造ボリュームデータ 6 2 に対して実施しても良い。また、表示位置及び視点の向きの補正と、表示倍率の補正と、を独立に超音波ボリュームデータ 6 1、もしくは生体構造ボリュームデータ 6 2 に対して実施してもよい。

30

【0070】

次に、第一実施形態における操作手順を、図 7 を用いて説明する。図 7 は、第一実施形態における処理手順を示すフローチャートである。以下、図 7 のステップ順に沿って説明する。

【0071】

(ステップ S701 ~ S704)

検査開始後 (S701)、操作者は、胎児情報として胎児の週数、性別を入力し、入力された胎児情報は胎児情報記憶部 4 j に記憶される (S702)。続いて、操作者は関心領域 (観察部位) の設定を行い、生体構造ボリュームデータ選択部 4 l が関心領域の部位情報を取得する (S703)。生体構造ボリュームデータ選択部 4 l は、胎児情報と関心領域の部位情報とに基づき、生体構造ボリュームデータ記憶部 4 k から、最も合致する生体構造ボリュームデータを選択して読み出す (S704)。

40

【0072】

(ステップ S705)

操作部 4 b を介して設定された走査条件を元に、被検体 2 に超音波プローブ 3 を当接させて超音波ボリュームデータの収集を行う (S705)。

【0073】

(ステップ S706)

超音波データの収集が終了すると、位置合わせ部 4 n は、超音波ボリュームデータと生

50

体構造ボリュームデータとの位置合わせ処理を開始する（Ｓ７０６）。まず、超音波画像構成部４ｆは超音波ボリュームデータを基に、超音波画像を構成し、生体構造画像構成部４ｍは、選択された生体構造ボリュームデータに基づく生体構造画像を構成する。表示部４ｐには、超音波画像及び生体構造画像が表示される。

【００７４】

（ステップＳ７０７～Ｓ７１２）

操作者は、生体構造画像上に第一の生体構造画像側基準点Ａ'を設定し（Ｓ７０７）、超音波画像上に第一の超音波画像側基準点Ａを設定する（Ｓ７０８）。ステップＳ７０７とＳ７０８とは前後の順序が変わってもよい。続いて、生体構造画像上に第二の生体構造画像側基準点Ｂ'を設定し（Ｓ７０９）、超音波画像上に第二の超音波画像側基準点Ｂを設定する（Ｓ７１０）。生体構造画像上に第三の生体構造画像側基準点Ｃ'を設定し（Ｓ７１１）、超音波画像上に第三の超音波画像側基準点Ｃを設定する（Ｓ７１２）。

10

【００７５】

上記基準点の設定方法について、図８～図１０を用いて説明する。図８は、第一の基準点の設定例を示す説明図である。図９は、第二の基準点の設定例を示す説明図である。図１０は、第三の基準点の設定例を示す説明図である。

【００７６】

図８に示すように、表示部４ｐの画面には、画面の左半分に超音波断層画像８１及び超音波三次元画像８２が画面の上下方向に沿って並べて表示され、画面の右半分に生体構造断層画像８３及び生体構造三次元画像８４が画面の上下方向に並べて表示される。

20

【００７７】

操作者が、操作部４ｂを用いて超音波三次元画像８２上のスライス面８５を動かすと、移動後のスライス面における超音波断層画像８１に更新表示される。また、操作者が、操作部４ｂを用いて生体構造三次元画像８４上のスライス面８６を動かすと、移動後のスライス面における生体構造断層画像８３に更新表示される。

【００７８】

操作者は、超音波三次元画像８２のＺ軸上にあるＸＹ面からなるスライス面８５、及び生体構造三次元画像８４のＺ軸上にあるＸＹ面からなるスライス面８６の少なくとも一方を動かしながら、各画像上において、被検体内の同一部位が撮像されている点を探索する。そして、その同一部位が撮像されている超音波断層画像８１及び生体構造断層画像８３を表示させ、各画像上における上記同一部位が撮像されている点を操作部４ｂにより指定し、基準点として設定する。図８では、超音波断層画像８１上において超音波画像側基準点８７を設定し、生体構造断層画像８３上において生体構造側基準点８８を設定する。

30

【００７９】

次に第二の基準点を設定する処理について説明する。操作者が、図８のスライス面８５、８６の位置をＹ軸上に移動する（スライス面はＹＺ面に変わる）と、図８の画面から図９の画面に遷移する。

【００８０】

図９に示す画面において、表示部４ｐの画面には、画面の左半分に超音波断層画像９１及び超音波三次元画像９２が画面の上下方向に沿って並べて表示され、画面の右半分に生体構造断層画像９３及び生体構造三次元画像９４が画面の上下方向に沿って並べて表示される。また、超音波三次元画像９２のＸ軸上には、ＹＺ面からなるスライス面９５が重畳され、生体構造三次元画像９４のＸ軸上には、ＹＺ面からなるスライス面９６が重畳される。操作者は、操作部４ｂを操作して、超音波断層画像９１上に第二の超音波画像側基準点９７を設定し、生体構造断層画像８３上において第二の生体構造画像側基準点９８を設定する。

40

【００８１】

次に第三の基準点を設定する処理について説明する。操作者が、図９のスライス面９５、９６の位置をＺＸ面に平行な位置に移動すると、図９の画面から図１０の画面に遷移する。

50

【 0 0 8 2 】

図 1 0 に示す画面において、表示部 4 p の画面には、画面の左半分に超音波断層画像 1 0 1 及び超音波三次元画像 1 0 2 が画面の上下方向に沿って並べて表示され、画面の右半分に生体構造断層画像 1 0 3 及び生体構造三次元画像 1 0 4 が画面の上下方向に沿って並べて表示される。また、超音波三次元画像 1 0 2 の Z X 面と平行な位置には、スライス面 1 0 5 が重畳され、生体構造三次元画像 1 0 0 4 の Z X 面と平行な位置には、スライス面 1 0 6 が重畳される。操作者は、操作部 4 b を操作して、超音波断層画像 1 0 1 上に第三の超音波画像側基準点 1 0 7 を設定し、生体構造断層画像 1 0 3 上において第三の生体構造画像側基準点 1 0 8 を設定する。

【 0 0 8 3 】

上記、ステップ S 7 0 7 から S 7 1 2 において、それぞれ直交する 3 軸断面上の超音波断層画像及び生体構造断層画像上で第一～第三の基準点の設定を行ったが、全ての基準点を、X Y 面、Y Z 面、Z X 面のうちの何れか一つの面上でおこなってもよいし、任意の二つの面上で設定してもよい。また、生体構造ボリュームデータ内の目印となる構造物に予め第一～第三の生体構造画像側基準点を定めておき、これら第一～第三の生体構造画像側基準点が差し示す部位と同一部位が撮像された超音波断層画像上の点を第一～第三の超音波画像側基準点として設定してもよい。この場合、ステップ S 7 0 7、S 7 0 9、S 7 1 1 を省略することができる。

【 0 0 8 4 】

(ステップ S 7 1 3)

ステップ S 7 1 3 にて、図 6 で示した位置合わせ処理を行う (S 7 1 3)。これにより、超音波ボリュームデータと生体構造ボリュームデータとの視点及び表示倍率が一致し、超音波断層画像及び生体構造断面画像の同一視点、同一断面、同一表示倍率での同時表示が可能となる。

【 0 0 8 5 】

(ステップ S 7 1 4)

ステップ S 7 1 4 では、位置合わせ処理後の超音波ボリュームデータ及び生体構造ボリュームデータを用いた画面を表示する (S 7 1 4)。

【 0 0 8 6 】

(ステップ S 7 1 5)

微調整の有無が判断され、「Y e s」であればステップ S 7 1 6 へ進み、「N o」であればステップ S 7 1 7 へ進む。操作者が、画面上において操作部 4 b を用いて超音波断層画像のスライス面の位置や視点の向きの微調整を行う、すなわち新たなスライス面の位置や視点を入力すると、ステップ S 7 1 6 を進み、微調整の入力がなければステップ S 7 1 7 へ進む (S 7 1 5)。

【 0 0 8 7 】

(ステップ S 7 1 6)

新たに入力設定されたスライス面の位置及び視点の向きに従って、超音波断層画像及び生体構造画像を再度構成し、更新表示する (S 7 1 6)。

【 0 0 8 8 】

(ステップ S 7 1 7)

検査の終了か否かが判断され、「N o」であれば、ステップ S 7 1 5 へ戻り、超音波断層画像及び生体構造断層画像の微調整を待機する。「Y e s」であれば、検査を終了する (S 7 1 7)。

【 0 0 8 9 】

次に、第一実施形態における表示画面例、即ち S 7 1 4 で表示される画面について説明する。

【 0 0 9 0 】

図 1 1 は、第一実施形態に係る表示画面の一例を示す模式図である。図 1 1 の表示画面では、3 断面からなる超音波断層画像と、生体構造三次元画像と、を同時表示する。この

10

20

30

40

50

表示画面上にあるXY面超音波断層画像111、YZ面超音波断層画像112、ZX面超音波断層画像113は生体構造三次元画像114上に設定されたスライス面115、116、117によって設定した平面上の超音波断層画像である。スライス面115、116、117の少なくとも一つの位置を変更すると、それに伴って、XY面超音波断層画像111、YZ面超音波断層画像112、ZX面超音波断層画像113も更新表示される。

【0091】

図12は、第一実施形態に係る表示画面の他の例を示す模式図である。図12の表示画面では、同一断面からなる超音波断層画像及び生体構造断層画像と、生体構造三次元画像と、を同時表示する。図12では、XY面超音波断層画像121及びXY面生体構造断層画像122は、生体構造三次元画像123上に設定されたスライス面124によって規定された平面上の超音波断層画像とその標準的な解剖学的構造を示すXY面生体構造断層画像である。

10

【0092】

図12では、XY面超音波断層画像121とXY面生体構造断層画像122とを並べて表示したが、YZ面超音波断層画像とYZ面生体構造断層画像とを並べて表示してもよいし、ZX面超音波断層画像とZX面生体構造断層画像とを並べて表示してもよい。さらに、複数の断面の画像、例えばXY面超音波断層画像とXY面生体構造断層画像、及びYZ面超音波断層画像とYZ面生体構造断層画像を同時に表示してもよく、表示される画像の断面の数は、任意に設定できる。

【0093】

20

まだ、断面の種類は、XY面、YZ面、ZX面の3軸直交断面に限らず、生体構造三次元画像上に任意の傾きのスライス面を設定し、そのスライス面によって規定された平面上の超音波断層画像とその標準的な解剖学的構造である生体構造断層画像とを並べて表示してもよい。表示させる超音波断層画像及び生体構造断層画像の断面の切り替えは、操作部4bに備えられた専用の切り替えボタンを用いてもよいし、生体構造三次元画像上に示したスライス面を操作部4bに含まれるポインティングデバイスを用いて移動させて切り替えてもよい。

【0094】

また、表示形態は、並べて表示するものに限らず、超音波断層画像と生体構造断層画像とを選択的に切替表示してもよいし、超音波断層画像と生体構造断層画像とのどちらか一方を指定して拡大表示し、その間、他方の画像は縮小表示してもよい。

30

【0095】

また、図13に基づいて、第一実施形態に係る他の表示画面について説明する。図13は、第一実施形態に係る表示画面の他の例を示す模式図である。図13に示す画面例では、超音波三次元画像131及び生体構造三次元画像132と、XY面、YZ面、ZX面における超音波断層画像133a、133b、133c及びXY面、YZ面、ZX面における生体構造断層画像134a、134b、134cとを同時表示し、超音波三次元画像131及び生体構造三次元画像132を超音波断層画像133a、133b、133c及び生体構造断層画像134a、134b、134cに比べて相対的に大きく表示する点に特徴がある。そして、画面左半分の上部に相対的に大きい超音波三次元画像131を表示し、その下に相対的に小さい超音波断層画像133a、133b、133cを並べて表示する。また画面右半分の上部に、相対的に大きい生体構造三次元画像132を表示し、その下に相対的に小さい生体構造断層画像134a、134b、134cを並べて表示する。

40

【0096】

超音波三次元画像131上でスライス面135a(XY面)135b(YZ面)、135c(ZX面)の位置を指定すると、これら各位置に対応する超音波断層画像133a、133b、133cが表示される。更に、上記指定に連動して、生体構造三次元画像132上におけるスライス面136a(XY面)136b(YZ面)、136c(ZX面)と同じ位置に、スライス面135a(XY面)135b(YZ面)、135c(ZX面)が表示される。そして、スライス面135a(XY面)135b(YZ面)、135c(ZX

50

面)における生体構造断層画像 1 3 4 a、1 3 4 b、1 3 4 c が一画面上に表示される。

【0 0 9 7】

また、図 1 4 に基づいて、第一実施形態の他の画面表示例について説明する。図 1 4 は、第一実施形態に係る表示画面の他の例を示す模式図である。

【0 0 9 8】

参照断面 1 4 0 上で、参照ライン 1 4 3 a ~ 1 4 3 g を設定すると、超音波画像構成部 4 f は、超音波ボリュームデータ記憶部 4 e に記憶された超音波ボリュームデータに基づいて、参照ライン 1 4 3 a ~ 1 4 3 g に直交する超音波断層画像 1 4 1 a ~ 1 4 1 g を表示画面内に並べて表示する。また、生体構造画像構成部 4 m は、参照画像 1 4 0 と同一断面の生体構造断層画像 1 4 2 を構成し、参照ライン 1 4 3 a ~ 1 4 3 g と直交する生体構造断層画像 1 4 2 a ~ 1 4 2 g を生成し、超音波断層画像 1 4 1 a ~ 1 4 1 g のそれぞれに対応させて並べて表示する。生体構造画像構成部 4 m は、生体構造断層画像 1 4 2 上に、参照ライン 1 4 3 a ~ 1 4 3 g を重畳表示してもよい。

10

【0 0 9 9】

本表示形態によれば、超音波のアーチファクトや減衰などによって空間的位置の把握が相対的に困難な超音波断層画像と、それと同じ断面からなり、解剖学的に理解の容易な生体構造断層画像と、を同時に表示することにより、この両者を比較しながら診断を行うことで、診断能の向上に寄与することができる。特に、胎児のように、日毎に変化する観察対象の解剖学的な構造を把握しやすくなる。

【0 1 0 0】

20

上記実施形態では、位置合わせ部 4 n が超音波ボリュームデータと生体構造ボリュームデータとの視点や表示倍率を一致させたが、計測データ記憶部 4 h に記憶された胎児の計測データを用いて、生体構造ボリュームデータ内における計測対象部位を計測データのスケールと一致させてもよい。これにより、被検体 2 と同一スケールの生体構造ボリュームデータに変換することができる。

【0 1 0 1】

< 第二実施形態 >

第二実施形態は、周期的運動を行う部位について、周期運動中の異なる時相でボリュームデータを撮像し、これらの複数の時相のボリュームデータの集合体を、1 つの部位のボリュームデータとして記憶し、同時相の超音波断層画像及び生体構造断層画像、及び / 又は同時相の超音波三次元画像及び生体構造三次元画像を表示する。ここでいう「周期的運動を行う部位」とは、例えば拍動する心臓が該当する。そして、心臓の 1 周期における動きのうち、異なる心時相で取得された複数のボリュームデータを、ある週数の心像のボリュームデータとして取り扱う。

30

【0 1 0 2】

以下、図 1 5、図 1 6 に基づいて第二実施形態について説明する。図 1 5 は、第二実施形態に係る処理手順を示すフローチャートである。図 1 6 は、第二実施形態の表示画面の一例を示す模式図である。以下、図 1 5 の各ステップに沿って説明する。

【0 1 0 3】

検査開始に先立ち、生体構造ボリュームデータ記憶部 4 k に、周期的運動の時相が異なる複数のボリュームデータを、一つの生体構造ボリュームデータとして格納しておく。生体構造ボリュームデータには、これと関連付けて周期的運動の波形、例えば模擬心電図波形データを格納してもよい。

40

【0 1 0 4】

(ステップ S 7 0 1 ~ S 7 0 4)

ステップ S 7 0 1 ~ S 7 0 4 の処理を実施する。S 7 0 2 ~ S 7 0 4 の処理内容は、第一実施形態と同様であるので説明を省略する。

【0 1 0 5】

(ステップ S 1 5 0 1)

操作者は、被検体 2 に被検体の周期運動データを取得する装置、例えば心電計を装着し

50

、周期的運動データと超音波ボリュームデータとを同期させて取得し、超音波ボリュームデータ記憶部 4 e に記憶する (S 1 5 0 1)。また、周期的運動データを取得した超音波データより生成し、取得した超音波ボリュームデータより、同時相のデータのみを集めてボリュームデータを作成し、複数の時相におけるボリュームデータを作成することで、周期的運動をするボリュームデータを構成してもよい。

【 0 1 0 6 】

(ステップ S 1 5 0 2)

時相指定部 4 o は、表示部 4 p の画面上に、周期的運動の時相を指定するための時相指定バー (後述する図 1 6 の時相指定バー 1 6 5 及びスライダー 1 6 5 s 参照) を表示する。時相指定バーは、超音波ボリューム画像を構成する複数のボリュームデータの数と同数の目盛がつけられており、任意の目盛にスライダーを合わせると、その位置が示す時相のボリュームデータを用いて超音波断層画像が再構成され、表示される。例えば、図 1 6 では、1 つの心拍動を 9 つの時相に分割し、各時相で撮像された 9 つのボリュームデータを合わせて一つの超音波ボリュームデータが構成されており、そのうちの周期的運動の最初から数えて 3 番目のボリュームデータ、すなわち 3 / 9 時相のボリュームデータを指定している状態を示している。また、指定された時相「 3 」を分子に、時相の全分割数「 9 」を分母に表示するカウンター 1 6 7 も表示される。カウンター 1 6 7 の分子の数を変更して、時相を指定してもよい。

10

【 0 1 0 7 】

操作者はスライダー 1 6 5 s を所望する時相を示す目盛に移動させて超音波ボリュームデータの基準時相を指定する (S 1 5 0 2)。超音波画像構成部 4 f は、指定された時相のボリュームデータを選択する。

20

【 0 1 0 8 】

(ステップ S 1 5 0 3)

生体構造ボリュームデータ選択部 4 l は、ステップ S 1 5 0 2 で指定された時相に最も近い時相のボリュームデータを、生体構造ボリュームデータ記憶部 4 k から選択する (S 1 5 0 3)。

【 0 1 0 9 】

(ステップ S 7 0 6 ~ S 7 1 6)

選択された超音波ボリュームデータと生体構造ボリュームデータに対して、ステップ S 7 0 6 ~ S 7 1 3 の位置合わせ処理 (ステップ S 7 0 6 ~ S 7 1 3) 及び初期画面の表示 (S 7 1 4) が行われる。

30

【 0 1 1 0 】

図 1 6 は、この初期画面の表示例を示す。画面左半分には、超音波断層画像 1 6 1 とその下に並べて時相指定バー 1 6 5 及びスライダー 1 6 5 s、カウンター 1 6 7 が表示される。画面右半分には、生体構造断層画像 1 6 2 と、その下に並べて、生体構造ボリュームデータの時相の全分割数「 1 8 」と、選択された時相「 9 」と、を示す時相指定バー 1 6 6 及びスライダー 1 6 6 s、及びカウンター 1 6 8 が表示される。生体構造ボリュームデータに模擬心電図波形データが関連付けて記憶されている場合には、生体構造画像構成部 4 m は、時相バー 1 6 8 に対応させて心電図波形図 1 6 9 を同時に表示する。

40

【 0 1 1 1 】

図 1 6 の画面において、生体構造断層画像 1 6 2 の右斜め上には、生体構造三次元画像 1 6 3 とスライス面 1 6 4 とが表示される。生体構造三次元画像 1 6 3 上のスライス面 1 6 4 を移動して、表示されている超音波断層画像及び生体構造断層画像の移動、回転を行ったり、視点の微調整を行ったりすると (S 7 1 5)、微調整により再設定されたスライス面の位置や視点の角度に合わせて超音波断層画像 1 6 1、生体構造断層画像 1 6 2 が更新表示される (S 7 1 6)。微調整をしない場合には、ステップ S 1 5 0 4 へ進む。

【 0 1 1 2 】

(ステップ S 1 5 0 4)

操作者が、時相指定バー 1 6 5 又は 1 6 6 上で、時相の再指定を行うと、ステップ S 1

50

5 0 5 へ進み、再指定をしなければステップ S 1 5 0 6 へ進む (S 1 5 0 4)。

【 0 1 1 3 】

(ステップ S 1 5 0 5)

生体構造ボリュームデータ選択部 4 l は、再指定された時相のボリュームデータの再選択を行い、生体構造画像構成部 4 m は、再選択後のボリュームデータを用いて生体構造断層画像を構成し、更新表示する。超音波画像構成部 4 f も、再指定された時相のボリュームデータの再選択を行い、再選択後のボリュームデータを用いて超音波断層画像を構成し、更新表示する (S 1 5 0 5)。このステップで再構成される生体構造断層画像、及び超音波断層画像は、生体構造三次元画像 1 6 3 上のスライス面 1 6 4 の断層画像となる。

【 0 1 1 4 】

(ステップ S 1 5 0 6)

検査を継続する場合には、ステップ S 7 1 5 へ戻り、スライス面 1 6 4 の移動、回転、時相の再指定の待機状態となる。検査を継続しない場合には、検査終了となる (S 1 5 0 6)。

【 0 1 1 5 】

上記の説明では、S 1 5 0 2 において、超音波ボリューム画像のボリュームデータ数と同数の目盛を持つ時相指定バー 1 6 5 とスライダー 1 6 5 S とを用いて、操作者が所望する時相を指定したが、これに代わり、ステップ S 1 5 0 2 において、時相指定部 4 o が、生体構造ボリュームデータを構成する異なる時相のボリュームデータと同数の目盛を持つ時相指定バー 1 6 6 とスライダー 1 6 6 s とを表示し、操作者が所望する時相を指定し、ステップ S 1 5 0 3 において、超音波画像構成部 4 f が超音波ボリュームデータの中から指定された時相に最も近い時相のボリュームデータを選択するように構成してもよい。

【 0 1 1 6 】

また、上記では、超音波断層画像及び生体構造断層画像を構成、表示したが、超音波三次元画像と生体構造三次元画像と構成、表示してもよい。

【 0 1 1 7 】

本実施形態によれば、周期的運動をする部位についても、同時相又は最も時相が近い生体構造ボリュームデータを基に生体構造画像を構成、表示する。そのため、超音波断層画像の診断時に解剖学的な情報がより多い生体構造画像を参照でき、診断能の向上を図ることができる。

【 0 1 1 8 】

なお、上記実施形態では、一般に B モード画像と呼ばれる断層画像を例として図示しているが、現在、標準的な機能となっている血流表示機能、硬さ表示機能を同時に併用することも当然可能である。また、上記実施形態では、特に胎児診断を例に説明しているが、小児、成人についても当然、適用可能である。また、上記では、超音波診断装置を用いて撮像した被検体の超音波診断画像と、生体構造画像とを同時に表示する場合を例に説明したが、超音波診断装置に限らず、他の医用画像撮像装置、例えば MRI 装置、X 線 CT 装置、PET 装置などで得られた被検体のボリュームデータに基づく被検体画像と、被検体の内部構造 (解剖学的構造) が既知である生体構造ボリュームデータに基づく生体構造画像と、を同時に表示してもよい。上記の生体構造ボリュームデータは、収集作業を伴うデータであるが、収集作業を伴わないものでもよく、例えば、標準的な解剖学的構造をスカラー値に変換した数値モデルのボリュームデータであってもよい。

【 符号の説明 】

【 0 1 1 9 】

1 : 超音波診断装置、 2 : 被検体、 3 : 超音波プローブ、 4 : 本体部

10

20

30

40

【図 1】

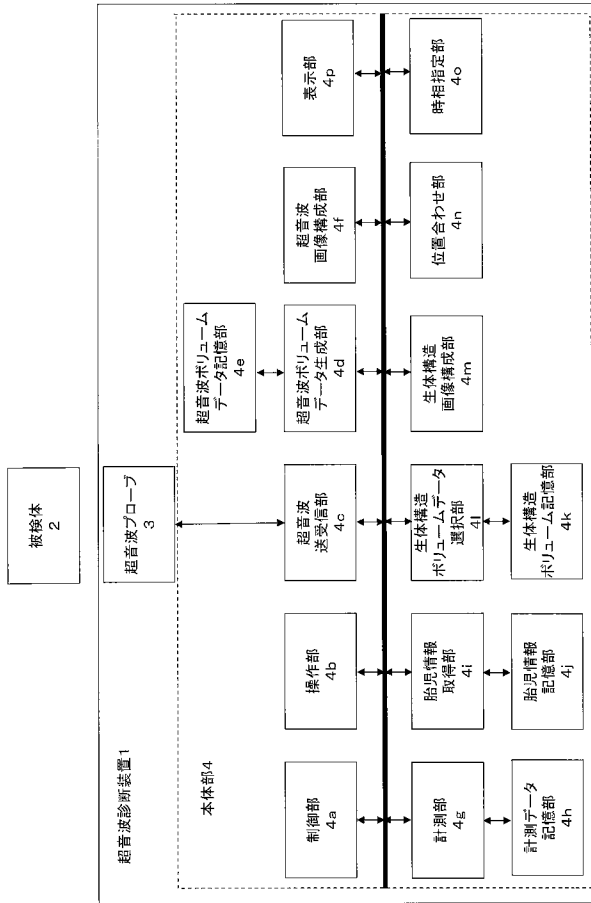


図1

【図 3】

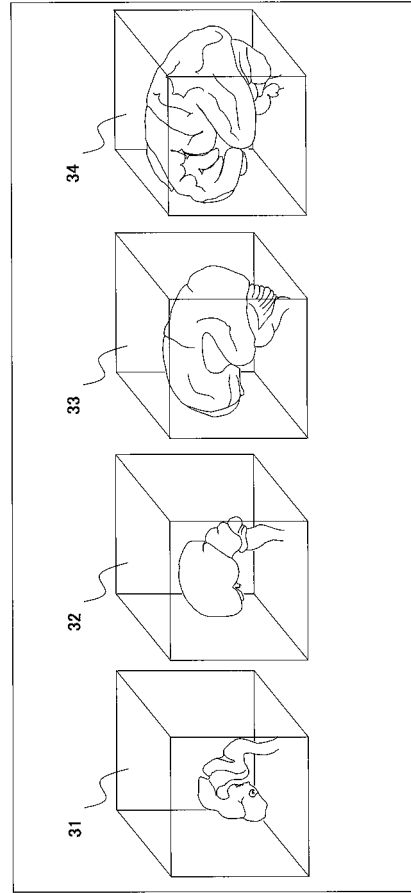


図3

【図 4】

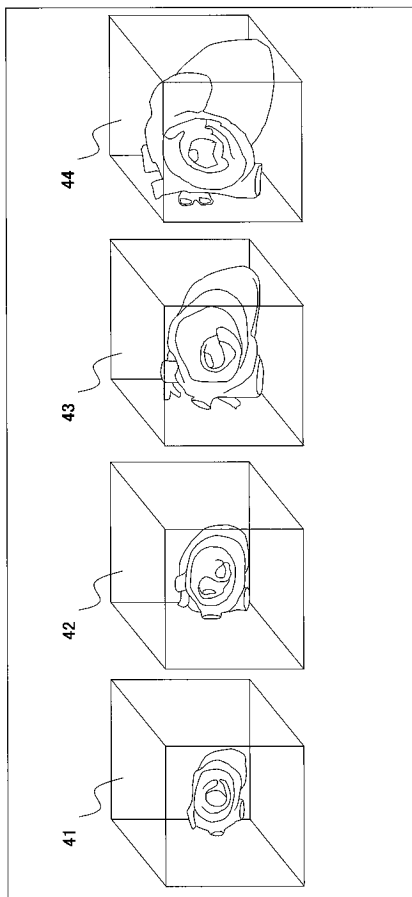


図4

【図 6】

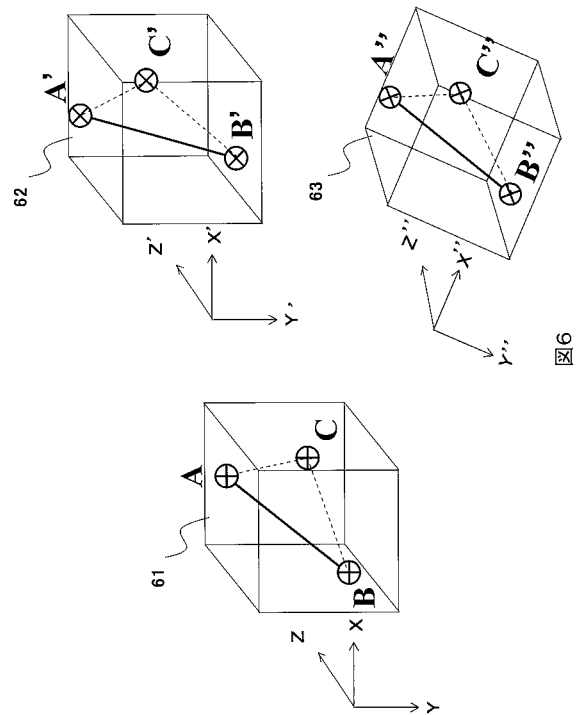


図6

【図7】

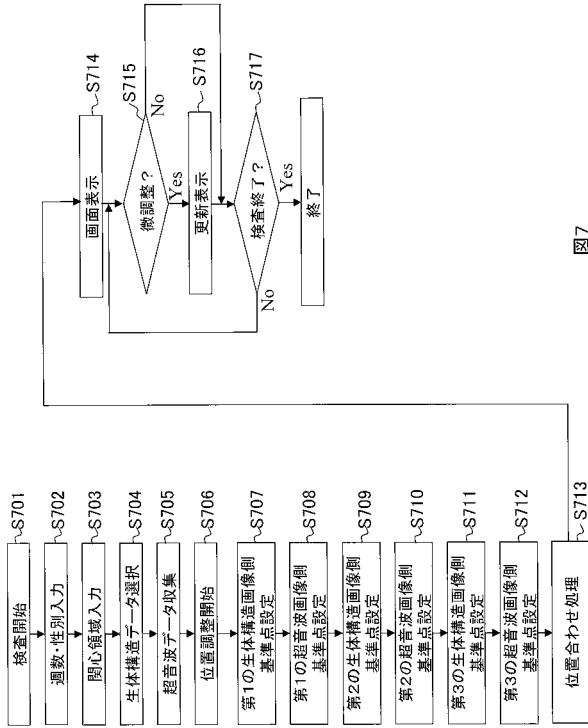


図7

【図15】

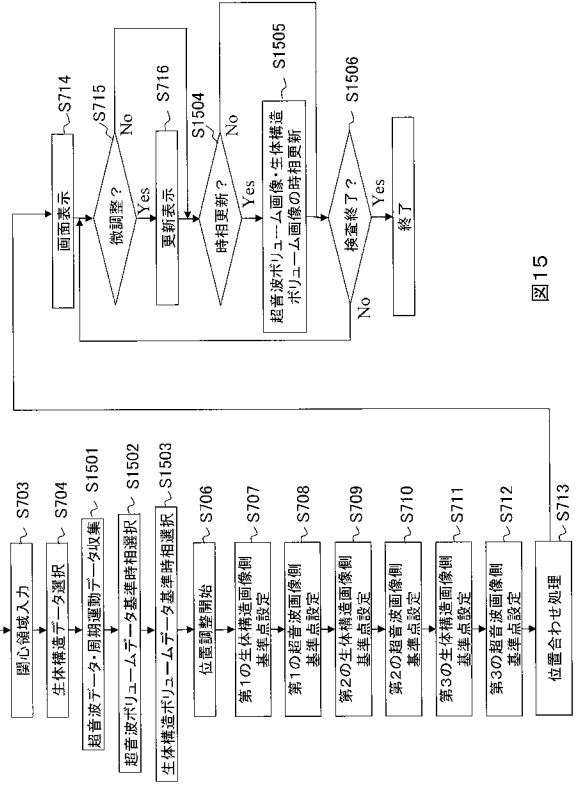


図15

【 図 2 】

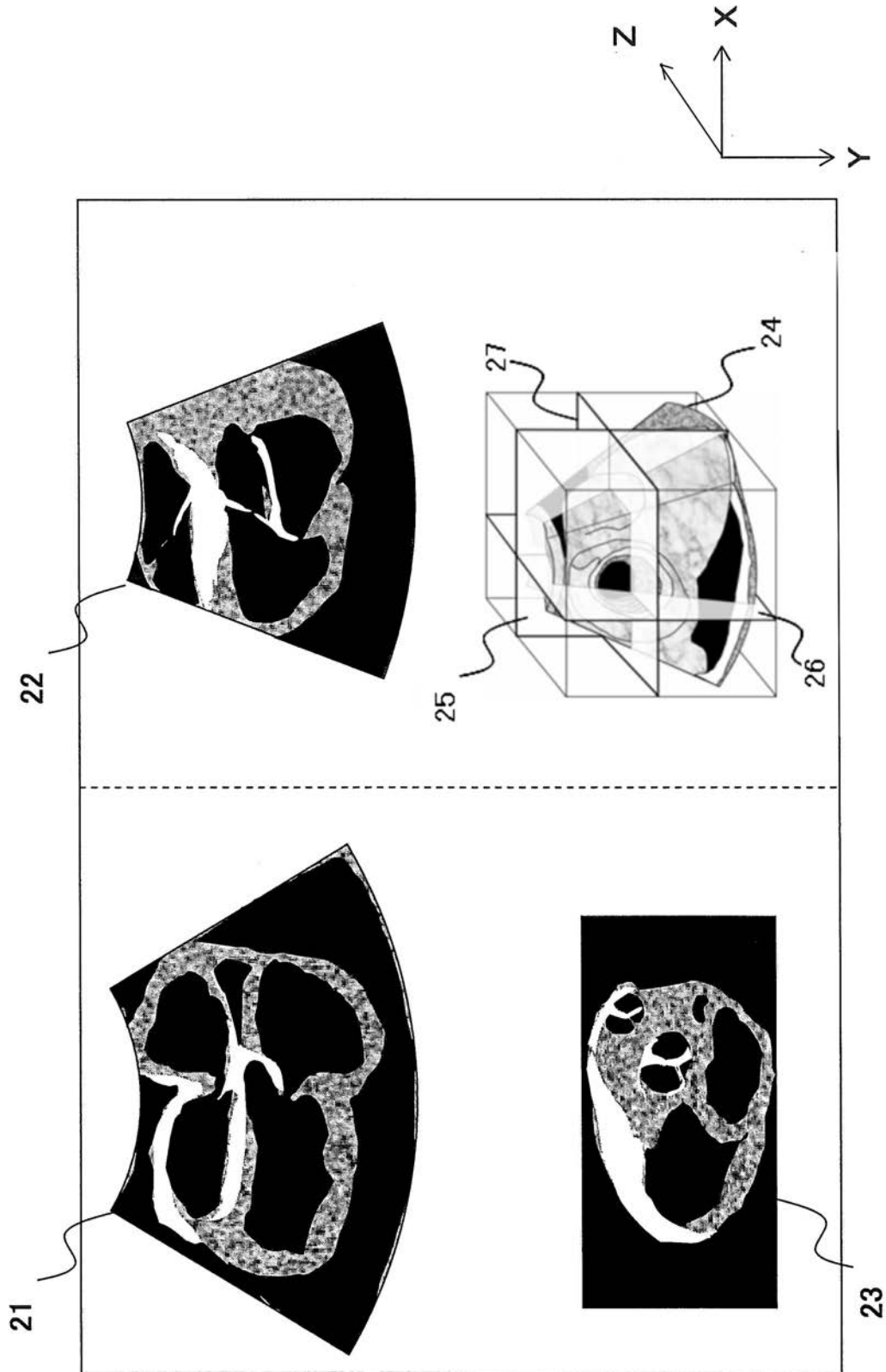
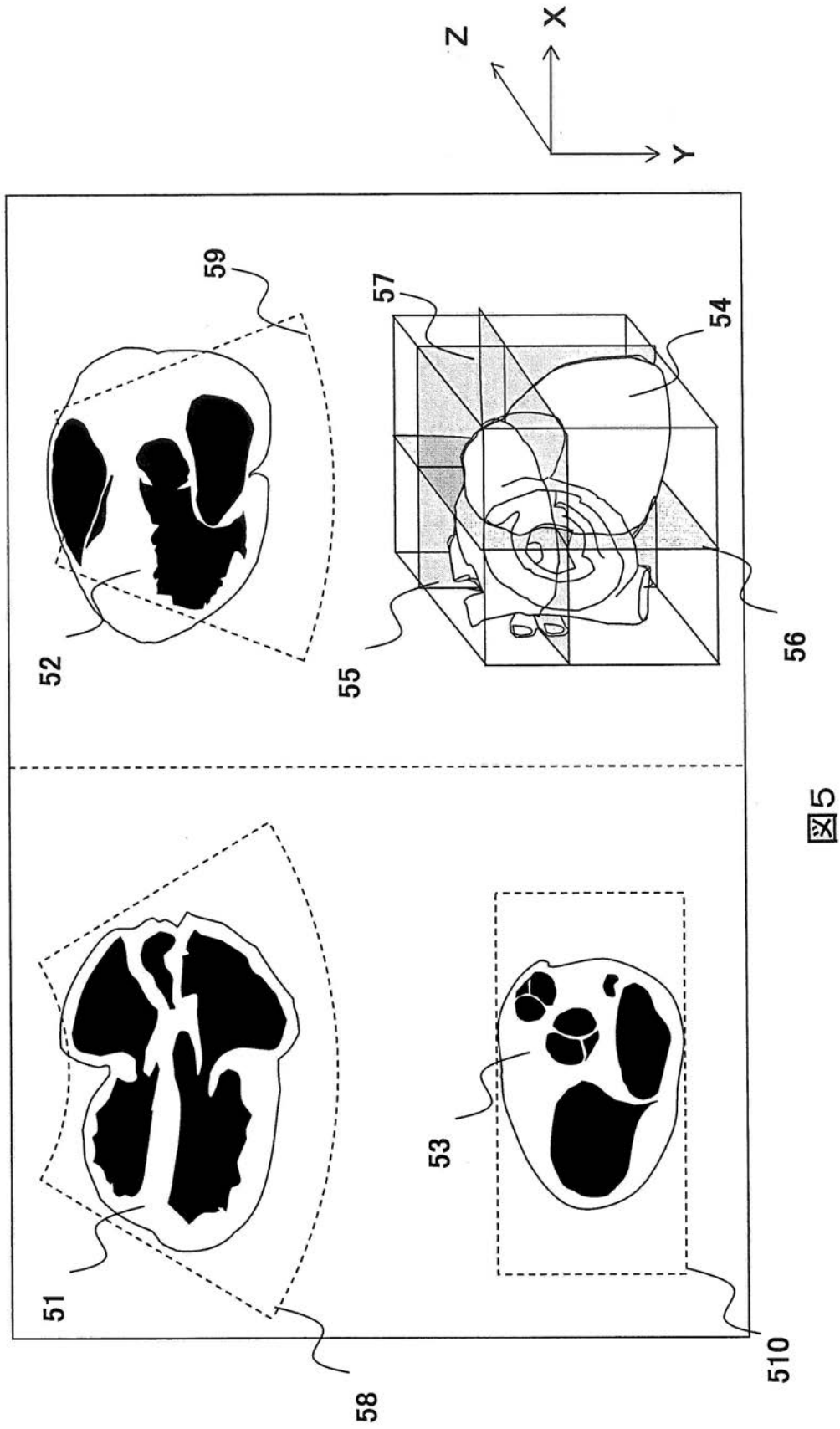


図 2

【図 5】



【図 8】

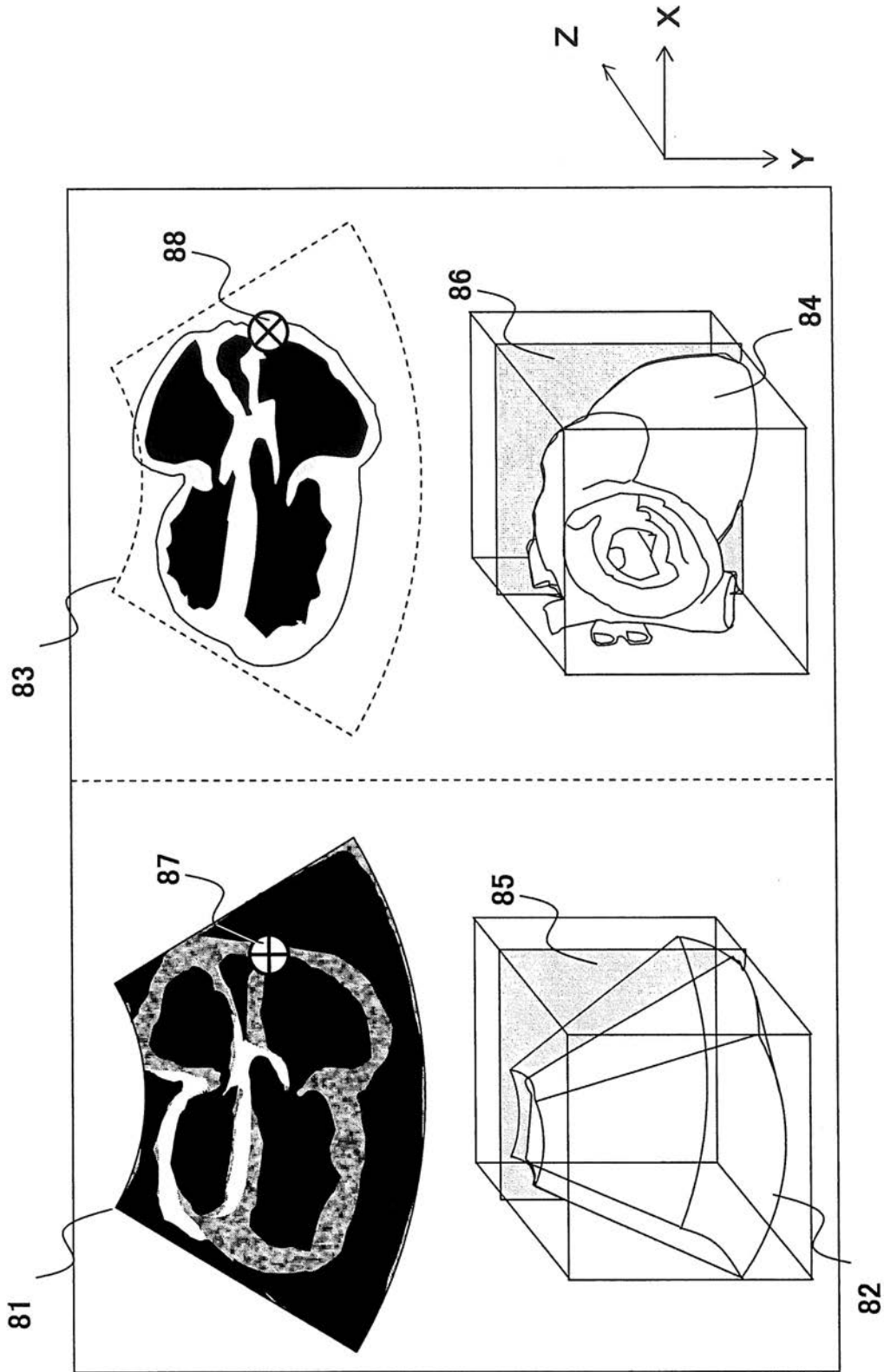
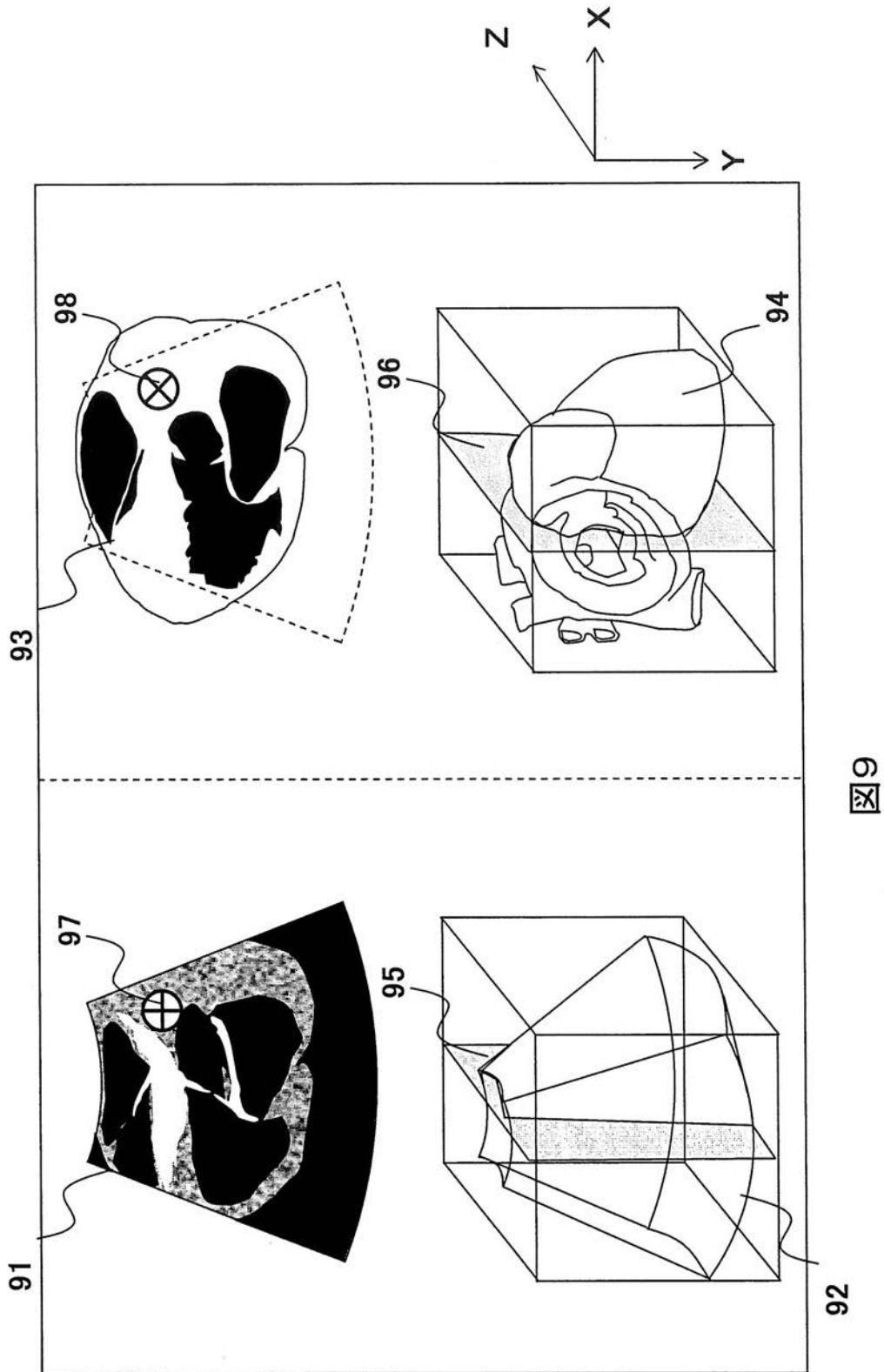
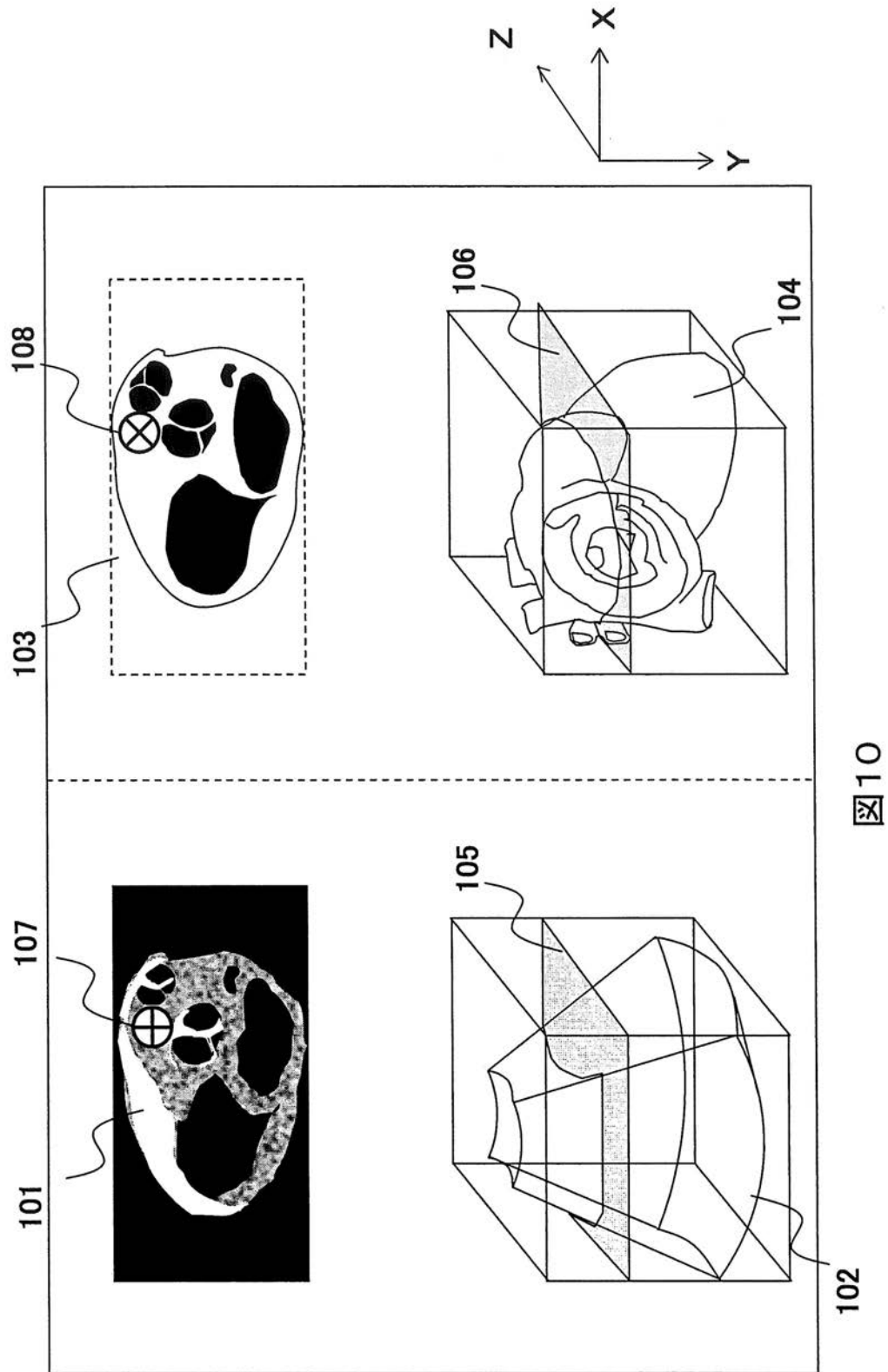


図 8

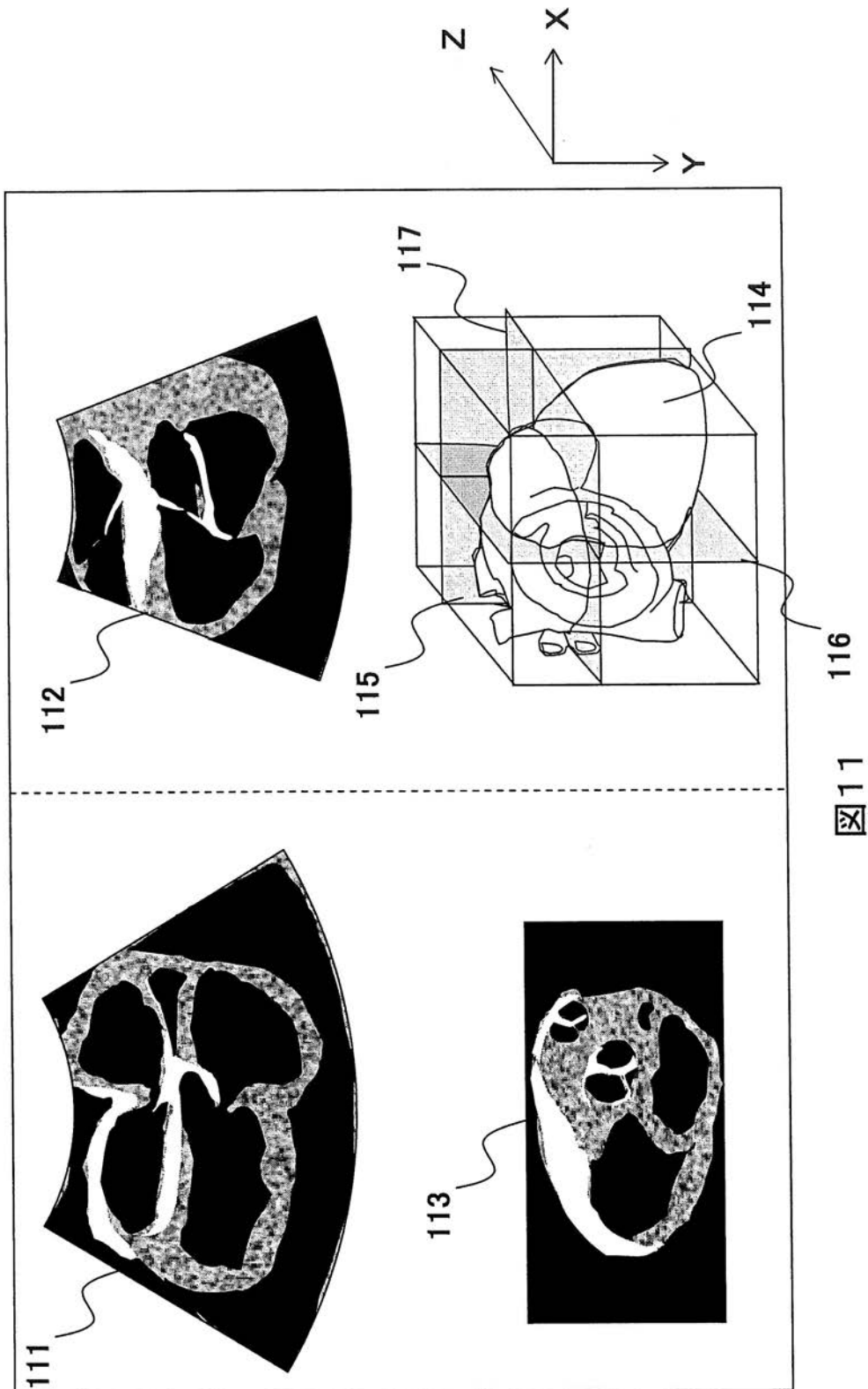
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【図 12】

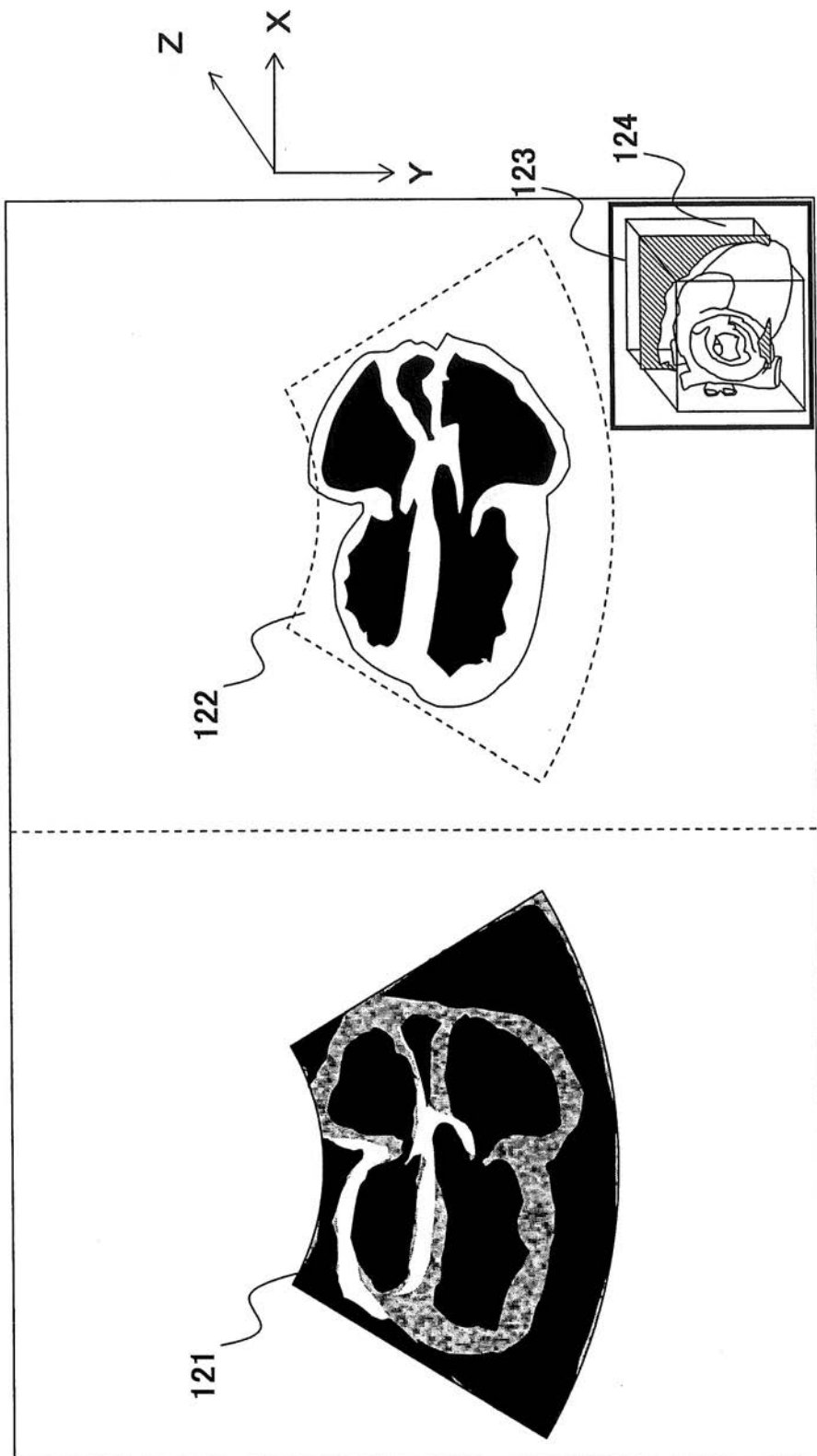


図12

【図 13】

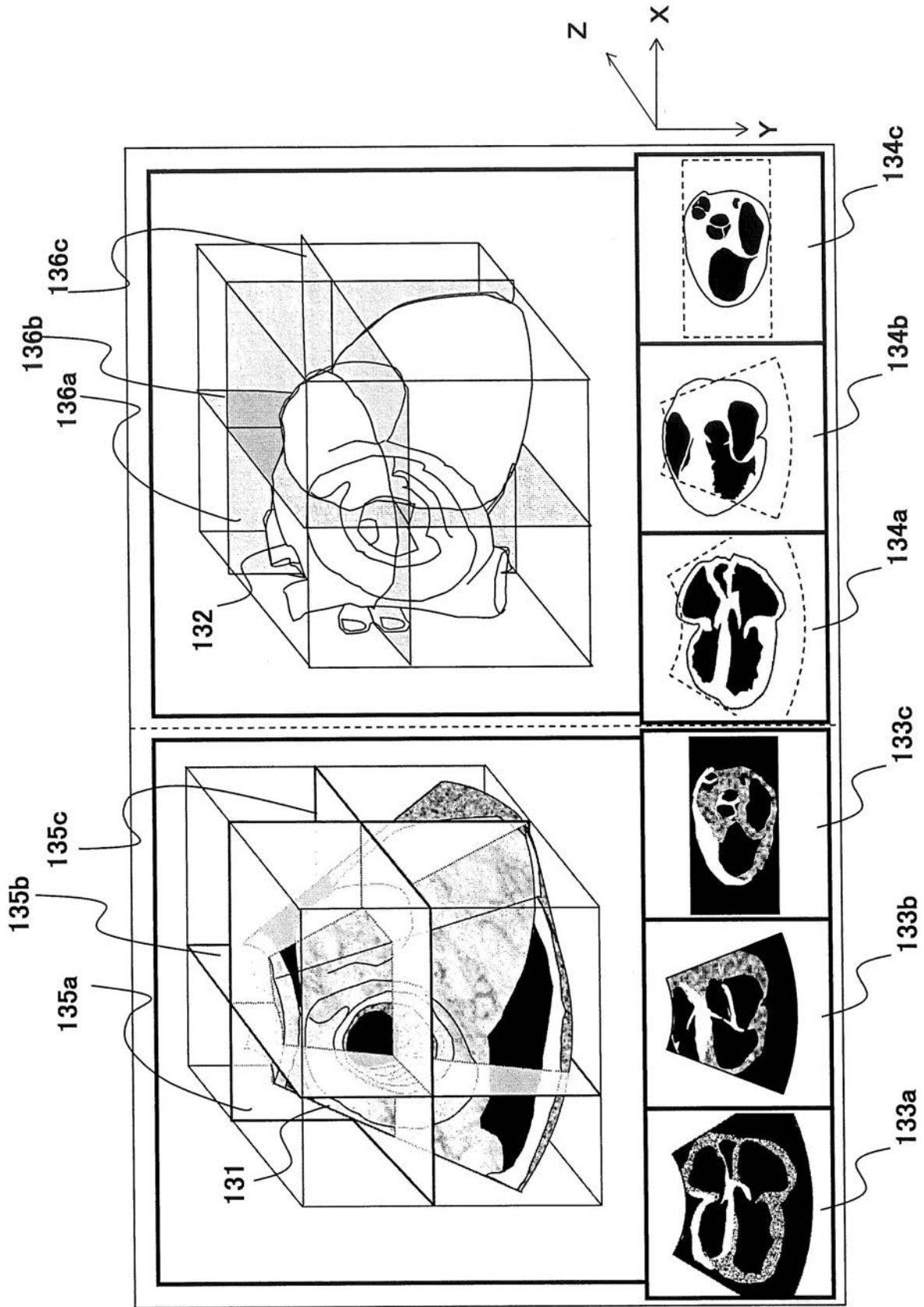


図 13

【図 14】

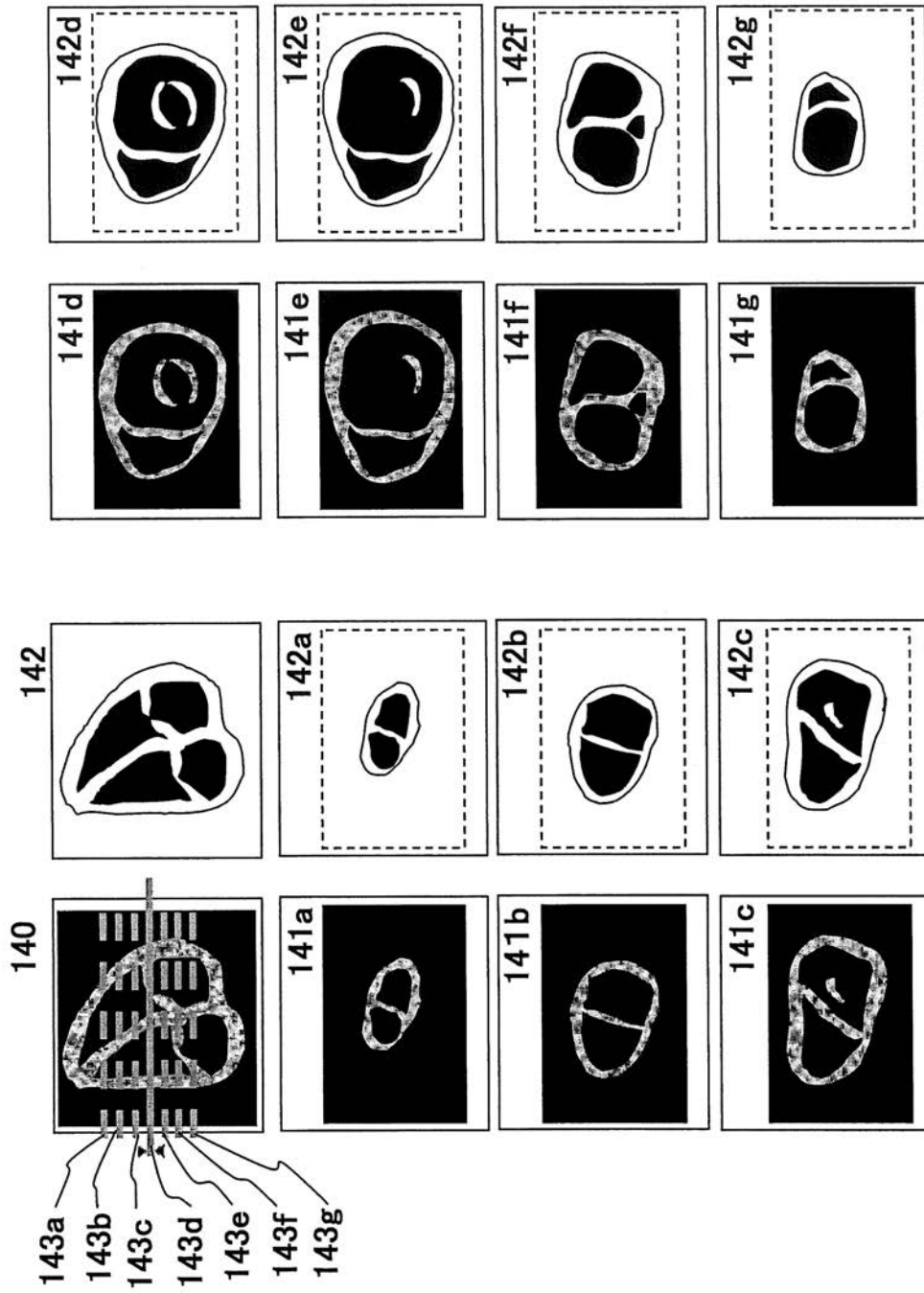
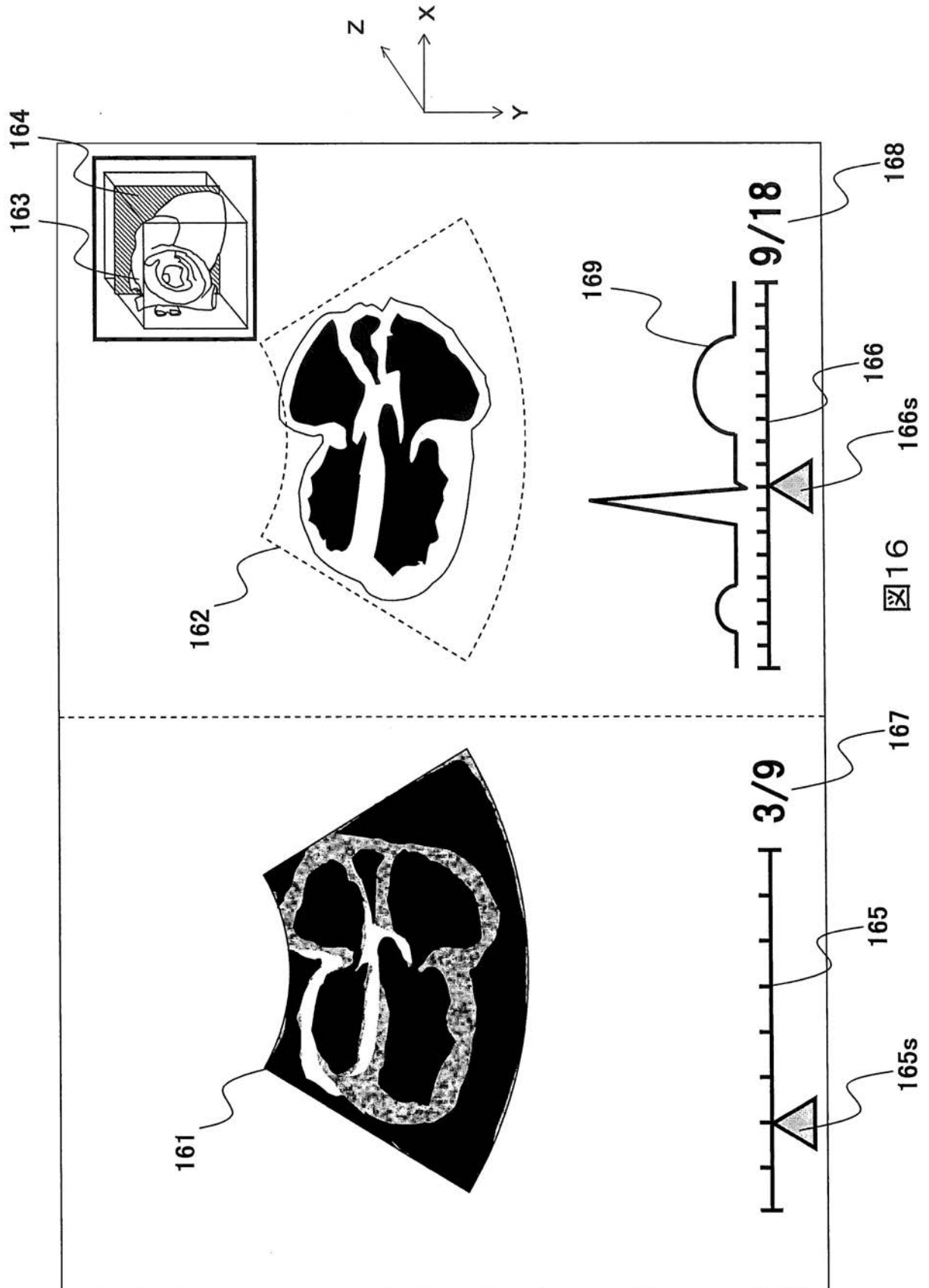


図 14

【図 16】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2013123582A5	公开(公告)日	2015-01-22
申请号	JP2011274855	申请日	2011-12-15
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	辻田剛啓		
发明人	辻田 剛啓		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/EE10 4C601/JC33 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/KK32 4C601/KK35		
其他公开文献	JP6118021B2 JP2013123582A		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置和图像处理方法，其有助于提高超声波图像的診断能力，这使得内部结构相对难以掌握。 存储指示与对象相同的部位对应的解剖结构的多个解剖体数据，并从多个解剖体数据中选择一个解剖体数据。 构建解剖学三维图像114。 基于通过对对象成像获得的超声体积数据生成超声图像111,112和113。 同时显示解剖三维图像114和超声图像111,112,113。 [选定图]图11