

(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2004-202132  
(P2004-202132A)

(43) 公開日 平成16年7月22日(2004.7.22)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>

A61B 8/00  
G06T 1/00  
G06T 17/40

F I

A61B 8/00  
G06T 1/00 290D  
G06T 1/00 315  
G06T 17/40 A

テーマコード(参考)

4C301  
4C601  
5B050  
5B057

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2002-377976 (P2002-377976)  
(22) 出願日 平成14年12月26日(2002.12.26)

(71) 出願人 390029791  
アロカ株式会社  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号  
(74) 代理人 100075258  
弁理士 吉田 研二  
(74) 代理人 100096976  
弁理士 石田 純  
(72) 発明者 村下 賢  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内  
Fターム(参考) 4C301 EE11 EE13 EE14 JC08 JC14  
JC16 KK12 KK13 KK17 KK18  
KK24 KK27 KK30 LL03

最終頁に続く

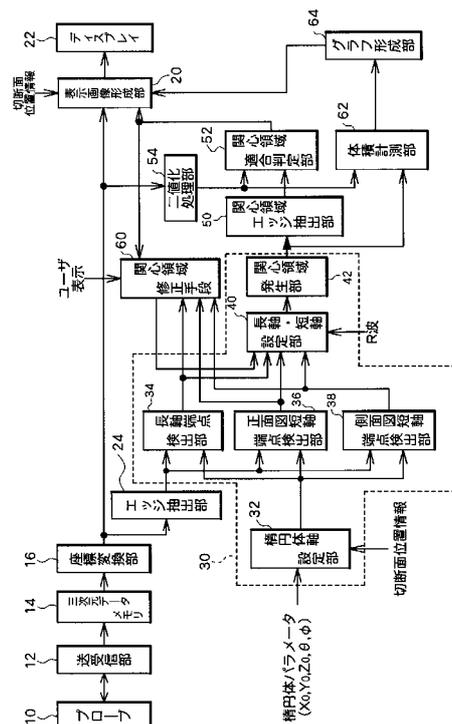
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 三次元空間内に関心領域を容易に設定できるようにする。

【解決手段】 楕円体軸設定部32は、ユーザがディスプレイ22を見ながら入力する切断面位置情報および楕円体パラメータに基づいて楕円体の長軸と短軸を設定する。長軸端点検出部34、正面図短軸端点検出部36および側面図短軸端点検出部38は、楕円体軸設定部32において設定された長軸・短軸、および、エッジ抽出部24から出力される各時相ごとの対象組織表面画像に基づいて長軸・短軸それぞれの端点を検出する。長軸・短軸設定部40は、入力される長軸・短軸の端点の中から適切な長軸長・短軸長を選定して関心領域発生部42に出力し、関心領域発生部42において三次元の関心領域が生成される。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

対象組織を含む三次元空間に対して超音波を送受波して複数のボクセルデータから成るボリュームデータを形成するボリュームデータ形成手段と、  
前記三次元空間内に設定される互いに交差関係にある複数のプレーンに基づいて、前記対象組織を貫く第一基準線を設定する基準線設定手段と、  
前記第一基準線、および、それに交差する第二基準線に沿って、ボクセルデータを参照して、前記対象組織の境界を探索する境界探索手段と、  
前記探索された境界に基づいて、前記対象組織に関する三次元の関心領域を特定するための複数の形状パラメータを演算する形状パラメータ演算手段と、  
前記複数の形状パラメータに基づいて前記三次元空間内に前記関心領域を設定する関心領域設定手段と、  
を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、  
前記対象組織の構造に基づいて決定される基準点を設定する基準点設定手段をさらに有し、  
前記基準線設定手段は、前記基準点を通る前記第一基準線の傾きを設定する、ことを特徴とする超音波診断装置。

20

## 【請求項 3】

請求項 2 記載の超音波診断装置であって、  
前記ボリュームデータに基づいて、前記各プレーン上において前記対象組織を含むプレーン画像を形成するプレーン画像形成手段をさらに有し、  
前記基準点設定手段は、ディスプレイに表示される前記各プレーン画像を利用してユーザが入力する基準点設定情報に基づいて前記基準点を設定する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 4】

請求項 3 記載の超音波診断装置であって、  
前記基準線設定手段は、ディスプレイに表示される前記各プレーン画像を利用してユーザが入力する基準線傾き情報であって、前記第一基準線の前記各プレーン画像への投影線の傾きを表す基準線傾き情報に基づいて前記第一基準線の傾きを設定する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

## 【請求項 5】

請求項 2 記載の超音波診断装置であって、  
前記基準点設定手段は、前記基準点として、前記ボリュームデータに基づいて演算される前記対象組織の重心点を設定する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 6】

請求項 5 記載の超音波診断装置であって、  
前記基準線設定手段は、前記ボリュームデータを利用して得られる前記対象組織の境界情報に基づいて前記第一基準線の傾きを設定する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

## 【請求項 7】

請求項 1 から 6 いずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、  
前記複数のプレーンは、互いに直交関係にあることを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 8】

請求項 1 から 7 いずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、  
前記第二基準線は、前記第一基準線に直交することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 9】

請求項 2 から 7 いずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、

50

前記第二基準線は、前記第一基準線に直交し且つ前記基準点を通り複数設定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

対象組織を含む三次元空間に対して超音波を送受波して複数のボクセルデータから成るボリュームデータを形成するボリュームデータ形成手段と、

前記三次元空間内において互いに直交関係にある三つのプレーンを設定するプレーン設定手段と、

前記対象組織を貫く第一基準線を設定する第一基準線設定手段であって、前記三つのプレーンのうちの二つのプレーンの各々に投影される前記第一基準線の投影線に基づいて、前記第一基準線を設定する第一基準線設定手段と、

10

前記第一基準線が投影された一方のプレーン内において、前記第一基準線に直交する第二基準線を設定する第二基準線設定手段と、

前記第一基準線が投影された他方のプレーン内において、前記第一基準線に直交する第三基準線を設定する第三基準線設定手段と、

前記ボクセルデータに基づいて、前記第一基準線と前記対象組織の境界との交点である第一基準線端点を演算し、前記第二基準線と前記対象組織の境界との交点である第二基準線端点を演算し、前記第三基準線と前記対象組織の境界との交点である第三基準線端点を演算する基準線端点演算手段と、

前記第一基準線端点に基づいて前記第一基準線上において所定の長さに決定される第一軸を設定し、前記第二基準線端点に基づいて前記第二基準線上において所定の長さに決定される第二軸を設定し、前記第三基準線端点に基づいて前記第三基準線上において所定の長さに決定される第三軸を設定する軸設定手段と、

20

前記設定された第一軸、第二軸および第三軸に基づいて、前記三次元空間内に楕円体形状の関心領域を設定する関心領域設定手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 10 記載の超音波診断装置であって、

前記ボリュームデータに基づいて、前記各プレーン上において前記対象組織を含むプレーン画像を形成するプレーン画像形成手段と、

前記対象組織の構造に基づいて決定される基準点を設定する基準点設定手段であって、ディスプレイに表示される前記各プレーン画像を利用してユーザが入力する基準点設定情報に基づいて前記基準点を設定する基準点設定手段と、をさらに有し、

30

前記第一基準線設定手段は、ディスプレイに表示される前記各プレーン画像を利用してユーザが入力する前記投影線の傾き角度に基づいて前記基準点を通る前記第一基準線を設定し、

前記第二基準線および前記第三基準線はそれぞれ前記基準点を通る、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項 11 記載の超音波診断装置であって、

前記プレーン設定手段は、ユーザが入力する各プレーンの位置情報に基づいて前記三つのプレーンの位置を決定し、

40

前記プレーン画像形成手段は、前記プレーン画像として、前記各プレーン上における前記対象組織の切断面画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

請求項 12 記載の超音波診断装置であって、

前記軸設定手段は、前記第一軸、第二軸および第三軸の各軸の長さとして、各軸が前記対象組織の境界を超えて外部に突き出る長さに設定し、

前記関心領域設定手段は、前記対象組織の境界内部を取り囲む楕円体形状の関心領域を設定する、

50

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 14】

請求項 13 記載の超音波診断装置であって、

前記ボリュームデータおよび前記関心領域に基づいて、前記対象組織の境界内部が前記関心領域をはみ出したことを判定する関心領域判定手段をさらに有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 15】

請求項 14 記載の超音波診断装置であって、

前記関心領域判定手段は、前記関心領域の表面上に前記対象組織の境界内部のボクセルが含まれる場合、前記対象組織の境界内部が前記関心領域をはみ出したと判定することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 16】

請求項 15 記載の超音波診断装置であって、

前記対象組織の境界内部が前記関心領域をはみ出した場合、前記第一軸、第二軸および第三軸を再設定する関心領域修正手段をさらに有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 17】

請求項 16 記載の超音波診断装置であって、

前記関心領域修正手段は、前記関心領域の表面上における前記対象組織の境界内部のはみ出し部分の位置に基づいて、前記第一軸、第二軸および第三軸の長さを再設定することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 18】

請求項 17 記載の超音波診断装置であって、

前記関心領域の表面上における前記対象組織の境界内部のはみ出し部分に所定の表示処理を施したはみ出し画像を形成するはみ出し画像形成手段をさらに有することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に関心領域を設定できる三次元超音波診断装置に関する。

30

【0002】

【従来の技術】

二次元超音波診断装置では、関心領域を設定することで注目部位の診断機能を向上させていた。つまり、関心領域内においてカラー Doppler 画像を形成するための Doppler 演算を行うことで演算処理時間を短縮させ、また、対象組織の面積演算の際に関心領域内のみを演算対象とすることで演算精度を高めていた。関心領域は、三次元超音波診断装置においても利用され、演算処理時間の短縮や、面積あるいは体積演算の精度向上が図られている（例えば、特許文献 1 参照）。

【0003】

【特許文献 1】

特開 2001 - 37756 号公報

40

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

ところが、三次元超音波診断装置における関心領域の設定には、関心領域の三次元形状の設定や、三次元空間内における関心領域の位置の設定が必要であり、その設定操作は操作者にとって複雑で煩わしいものである。

【0005】

そこで、本発明は、三次元空間内に関心領域を容易に設定できるようにすることを目的とする。

【0006】

50

**【課題を解決するための手段】**

(1) 上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、対象組織を含む三次元空間に対して超音波を送受波して複数のボクセルデータから成るボリュームデータを形成するボリュームデータ形成手段と、前記三次元空間内に設定される互いに交差関係にある複数のプレーンに基づいて、前記対象組織を貫く第一基準線を設定する基準線設定手段と、前記第一基準線、および、それに交差する第二基準線に沿って、ボクセルデータを参照して、前記対象組織の境界を探索する境界探索手段と、前記探索された境界に基づいて、前記対象組織に関する三次元の関心領域を特定するための複数の形状パラメータを演算する形状パラメータ演算手段と、前記複数の形状パラメータに基づいて前記三次元空間内に前記関心領域を設定する関心領域設定手段と、を有するものとする。

10

**【0007】**

上記構成において、対象組織の境界とは診断を必要とする部位を規定するものであり、例えば、対象組織の表面部に相当する。

**【0008】**

上記構成によれば、超音波診断装置が形状パラメータを演算してこの形状パラメータに基づいた関心領域を設定するため、ユーザによる関心領域の設定操作が簡略化され、三次元空間内への関心領域の設定が容易になる。

**【0009】**

望ましくは、前記対象組織の構造に基づいて決定される基準点を設定する基準点設定手段をさらに有し、前記基準線設定手段は、前記基準点を通る前記第一基準線の傾きを設定するものとする。

20

**【0010】**

望ましくは、前記ボリュームデータに基づいて、前記各プレーン上において前記対象組織を含むプレーン画像を形成するプレーン画像形成手段をさらに有し、前記基準点設定手段は、ディスプレイに表示される前記各プレーン画像を利用してユーザが入力する基準点設定情報に基づいて前記基準点を設定するものとする。

**【0011】**

上記構成によれば、ユーザは対象組織に関する基準点の位置を視覚的に確認しながら基準点情報を設定することができるため、基準点の設定が容易になり、延いては関心領域の設定が容易になる。

30

**【0012】**

望ましくは、前記基準線設定手段は、ディスプレイに表示される前記各プレーン画像を利用してユーザが入力する基準線傾き情報であって、前記第一基準線の前記各プレーン画像への投影線の傾きを表す基準線傾き情報に基づいて前記第一基準線の傾きを設定するものとする。

**【0013】**

上記構成によれば、ユーザはプレーン画像を利用して第一基準線を視覚的に確認しながらその傾きを設定することができるため、第一基準線の設定が容易になり、延いては関心領域の設定が容易になる。

**【0014】**

望ましくは、前記基準点設定手段は、前記基準点として、前記ボリュームデータに基づいて演算される前記対象組織の重心点を設定するものとする。

40

**【0015】**

望ましくは、前記基準線設定手段は、前記ボリュームデータを利用して得られる前記対象組織の境界情報に基づいて前記第一基準線の傾きを設定するものとする。

**【0016】**

上記構成において、第一基準線の傾きは、例えば、第一基準線が対象組織の境界内部を最も長く貫くように設定されてもよく、また、対象組織境界の特定部位を通るように設定されてもよい。

**【0017】**

50

上記構成によれば、対象組織の構造に基づいて第一基準線を設定することが可能になる。つまり、対象組織の構造を反映した関心領域の設定が可能になる。

【0018】

望ましくは、前記複数のプレーンは、互いに直交関係にあるものとする。

【0019】

上記構成によれば、複数のプレーンが互いに直交関係にあるため、各プレーンの位置関係の把握が容易になる。

【0020】

望ましくは、前記第二基準線は、前記第一基準線に直交するものとする。

【0021】

望ましくは、前記第二基準線は、前記第一基準線に直交し且つ前記基準点を通り複数設定されるものとする。

【0022】

(2)また、上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、対象組織を含む三次元空間に対して超音波を送受波して複数のボクセルデータから成るボリュームデータを形成するボリュームデータ形成手段と、前記三次元空間内において互いに直交関係にある三つのプレーンを設定するプレーン設定手段と、前記対象組織を貫く第一基準線を設定する第一基準線設定手段であって、前記三つのプレーンのうちの二つのプレーンの各々に投影される前記第一基準線の投影線に基づいて、前記第一基準線を設定する第一基準線設定手段と、前記第一基準線が投影された一方のプレーン内において、前記第一基準線に直交する第二基準線を設定する第二基準線設定手段と、前記第一基準線が投影された他方のプレーン内において、前記第一基準線に直交する第三基準線を設定する第三基準線設定手段と、前記ボクセルデータに基づいて、前記第一基準線と前記対象組織の境界との交点である第一基準線端点を演算し、前記第二基準線と前記対象組織の境界との交点である第二基準線端点を演算し、前記第三基準線と前記対象組織の境界との交点である第三基準線端点を演算する基準線端点演算手段と、前記第一基準線端点に基づいて前記第一基準線上において所定の長さに決定される第一軸を設定し、前記第二基準線端点に基づいて前記第二基準線上において所定の長さに決定される第二軸を設定し、前記第三基準線端点に基づいて前記第三基準線上において所定の長さに決定される第三軸を設定する軸設定手段と、前記設定された第一軸、第二軸および第三軸に基づいて、前記三次元空間内に楕円体形状の関心領域を設定する関心領域設定手段と、を有するものとする。

【0023】

上記構成において、三つのプレーンは任意の位置に設定可能であり、例えば、対象組織に関する上面、正面および側面に設定される。また、第一基準線端点、第二基準線端点および第三基準線端点は、対象組織の境界の形状に応じて、それぞれ複数であってもよい。対象組織としては、例えば、心臓左室内の心腔が挙げられる。この場合、左室内壁が対象組織の境界に相当する。

【0024】

上記構成によれば、第一軸、第二軸および第三軸に基づいて楕円体形状およびその位置が決定されるため、三次元空間内に楕円体形状の関心領域が容易に設定できる。

【0025】

望ましくは、前記ボリュームデータに基づいて、前記各プレーン上において前記対象組織を含むプレーン画像を形成するプレーン画像形成手段と、前記対象組織の構造に基づいて決定される基準点を設定する基準点設定手段であって、ディスプレイに表示される前記各プレーン画像を利用してユーザが入力する基準点設定情報に基づいて前記基準点を設定する基準点設定手段と、をさらに有し、前記第一基準線設定手段は、ディスプレイに表示される前記各プレーン画像を利用してユーザが入力する前記投影線の傾き角度に基づいて前記基準点を通る前記第一基準線を設定し、前記第二基準線および前記第三基準線はそれぞれ前記基準点を通るものとする。

【0026】

10

20

30

40

50

上記構成により、ユーザは、所望の位置に基準点および第一基準線を設定することができ、また、これら設定情報に基づいて超音波診断装置が楕円体形状の関心領域を設定するため、ユーザ所望の位置に、且つ、容易に関心領域を設定することができる。

【0027】

望ましくは、前記プレーン設定手段は、ユーザが入力する各プレーンの位置情報に基づいて前記三つのプレーンの位置を決定し、前記プレーン画像形成手段は、前記プレーン画像として、前記各プレーン上における前記対象組織の切断面画像を形成するものとする。

【0028】

上記構成によれば、ユーザは所望の位置に三つの切断面を設定し、この切断面を利用して第一基準線を設定することができる。

【0029】

望ましくは、前記軸設定手段は、前記第一軸、第二軸および第三軸の各軸の長さとして、各軸が前記対象組織の境界を超えて外部に突き出る長さに設定し、前記関心領域設定手段は、前記対象組織の境界内部を取り囲む楕円体形状の関心領域を設定するものとする。

【0030】

上記構成によれば、関心領域となる楕円体形状が、診断対象となる対象組織の境界内部よりも大きく設定される。このため、診断対象となる部位のほぼ全部、望ましくは診断対象となる部位の全てを取り囲む関心領域の設定が可能になる。

【0031】

望ましくは、前記ボリュームデータおよび前記関心領域に基づいて、前記対象組織の境界内部が前記関心領域をはみ出したことを判定する関心領域判定手段をさらに有するものとする。

【0032】

望ましくは、前記関心領域判定手段は、前記関心領域の表面上に前記対象組織の境界内部のボクセルが含まれる場合、前記対象組織の境界内部が前記関心領域をはみ出したと判定するものとする。

【0033】

望ましくは、前記対象組織の境界内部が前記関心領域をはみ出した場合、前記第一軸、第二軸および第三軸を再設定する関心領域修正手段をさらに有するものとする。

【0034】

上記構成によれば、関心領域が修正されるため、関心領域の設定精度が高まり、延いては超音波診断装置による診断精度が高まる。

【0035】

望ましくは、前記関心領域修正手段は、前記関心領域の表面上における前記対象組織の境界内部のはみ出し部分の位置に基づいて、前記第一軸、第二軸および第三軸の長さを再設定するものとする。

【0036】

望ましくは、前記関心領域の表面上における前記対象組織の境界内部のはみ出し部分に所定の表示処理を施したはみ出し画像を形成するはみ出し画像形成手段をさらに有するものとする。

【0037】

上記構成によれば、ユーザはディスプレイに表示されるはみ出し画像を見ることで、診断対象となる部位のはみ出し部分を容易に確認することができる。したがって、はみ出し部分の診断への影響を推し量ることが可能になり、例えば、診断への影響が少ないと判断した場合、関心領域の再設定を行うことなく診断を続行することが可能になる。

【0038】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0039】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全

10

20

30

40

50

体構成を示すブロック図である。

【0040】

送受信部12は、プローブ10を介して対象組織を含む空間内に超音波を送受波することで各時相ごとの三次元超音波画像を、三次元データメモリ14へ出力する。各時相ごとに得られた三次元超音波画像は、座標変換部16において表示座標系に変換された後、各時相ごとに表示画像形成部20およびエッジ抽出部24に出力される。

【0041】

表示画像形成部20は、座標変換部16から出力される座標変換された三次元超音波画像に基づいて、この三次元超音波画像を二次元表面上に投影した投影画像を形成する。投影画像の形成は、例えばポリウムレンダリング法を用いて行われる。また、表示画像形成部20は、三次元超音波画像内における対象組織に関する切断面画像を形成する。切断面画像としては、対象組織の上面からみた切断面(上面図)、正面からみた切断面(正面図)および側面からみた切断面(側面図)の三つの切断面画像が形成される。各切断面の位置はユーザからの切断面位置情報に基づいて設定される。表示画像形成部20で形成された投影画像と三つの切断面画像はディスプレイ22に表示される(ディスプレイ22に表示される画像は、例えば、図2から図5に示すものである)。

10

【0042】

エッジ抽出部24は、座標変換部16から出力される座標変換された三次元超音波画像に基づいて、各時相ごとに対象組織の表面画像を抽出する。三次元超音波画像は複数のボクセルデータが規則的に配列されたものである。エッジ抽出部24は、三次元超音波画像に対して二値化処理を施すことで、複数のボクセルを、対象組織に対応するボクセル(対象組織ボクセル)と対象組織以外の部位に対応するボクセル(非対象組織ボクセル)とに分別する。そして、三次元超音波画像を構成する全てのボクセルの中で、隣接するボクセルとして少なくとも一つの非対象組織を有する対象組織ボクセルの集合を抽出し、抽出したボクセル集合による対象組織表面画像を抽出する。

20

【0043】

関心領域発生ブロック30は、エッジ抽出部24から出力される対象組織表面画像、並びに、ユーザから入力される切断面位置情報および楕円体パラメータに基づいて、三次元超音波画像内に楕円体形状の関心領域を形成する。ここで、関心領域発生ブロック30内各部の動作について図2から図5を利用して説明する。なお、以下の説明において図1の記載部分については図1における符号を付すものとする。

30

【0044】

図2から図5は、楕円体形状の三次元関心領域の形成手法を説明するための図であり、図2は楕円体形状の三次元関心領域70を含む三次元超音波画像の斜視図であり、三次元関心領域70の内部には図示しない対象組織画像が存在する。図3は三次元関心領域70を含む三次元超音波画像の上面図、図4は三次元関心領域70を含む三次元超音波画像の正面図、図5は三次元関心領域70を含む三次元超音波画像の側面図をそれぞれ示している。ここで上面図とは対象組織の上面からみた切断面を、正面図とは対象組織の正面からみた切断面を、側面図とは対象組織の側面からみた切断面を、それぞれ示している。

【0045】

楕円体軸設定部32は、ユーザから入力される切断面位置情報および楕円体パラメータに基づいて楕円体の長軸と短軸を設定する。長軸と短軸の設定にあたり、ユーザは、図3から図5に示す各切断面の位置を決定する。例えば、図3の上面図の位置は、ユーザが切断面(図2に示すyz平面)をx軸方向の所望の位置に移動することで設定される。同様に図4の正面図および図5の側面図についても、ユーザが各面をその面に垂直な座標軸方向に移動させることで所望の位置に設定される。ユーザが設定する切断面位置情報は、表示画像形成部20にも入力されており、表示画像形成部20は切断面位置情報に基づいて座標変換部16から出力される三次元超音波画像の各切断面における切断面画像を形成する。このように、図3から図5に示す上面図、正面図および側面図に対応する各画像は表示画像形成部20において画像形成されてディスプレイ22に表示されるため、ユーザはデ

40

50

ディスプレイ 22 に表示される切断面画像を見ながら、各切断面位置を設定することができる。

【0046】

各切断面画像は、三次元超音波画像内に対象組織を取り囲む楕円体形状の関心領域を形成するために利用される。このため、各切断面は切断面内の対象組織画像がなるべく大きくなるように、望ましくは最大になるように、その切断位置が設定される。つまり、ユーザはディスプレイ 22 に表示される各切断面における対象組織の切断画像を見ながら、各切断面における対象組織の切断画像がなるべく大きくなるような切断面位置を設定する。

【0047】

以上のようにして各切断面が設定された後、楕円体軸設定部 32 はユーザから入力される楕円体パラメータ情報 ( $X_0, Y_0, Z_0, \dots$ ) に基づいて、楕円体の長軸と短軸を設定する。楕円体の中心点位置 ( $X_0, Y_0, Z_0$ ) は、各切断面において対象組織断面図のなるべく中心部分に位置するように設定されるものであり、ユーザが三つの切断面を見ながら設定する。例えば、上面図に基づいて対象組織の中心点になるように  $Y_0, Z_0$  を設定した後、正面図と側面図を参照しながら  $X_0$  を設定する。もちろん正面図に基づいて  $X_0, Y_0$  を設定した後、上面図および側面図を参照して  $Z_0$  を設定してもよく、あるいは側面図に基づいて  $Z_0, X_0$  を設定した後、上面図および正面図を参照して  $Y_0$  を設定してもよい。このようにして、楕円体の中心点位置、すなわち、座標 ( $X_0, Y_0, Z_0$ ) に対応した三次元空間内における一つの点が設定される。

10

【0048】

次に、ユーザは設定した楕円体の中心点位置に基づいて、楕円体長軸の傾きである  $\theta$  を設定する。傾き  $\theta$  は正面図における  $x$  軸に対する長軸の傾きである。ユーザは正面図の画像を見ながら正面図内において、楕円体の中心点を通り対象組織内でなるべく長い直線、望ましくは最長の直線を求めてその傾き  $\theta$  を設定する。同様にしてユーザは側面図の画像を見ながら側面図内において、楕円体の中心点を通り対象組織内でなるべく長い直線、望ましくは最長の直線を求めてその傾き  $\phi$  を設定する。このようにして、楕円体の長軸、すなわち、座標 ( $X_0, Y_0, Z_0$ ) および傾き  $\theta, \phi$  に対応した三次元空間内における一本の直線が設定される。

20

【0049】

そして、楕円体軸設定部 32 は、設定された楕円体の中心点位置および長軸に基づいて楕円体の短軸を設定する。短軸は、三次元空間内において、楕円体中心点を通り長軸に直交する平面内において二本設定される。つまり、正面図内において長軸に直交する直線（正面図短軸）と、側面図内において長軸に直交する直線（側面図短軸）の二本が設定される。

30

【0050】

以上のようにして、楕円体軸設定部 32 において、三次元関心領域である楕円体の長軸、正面図短軸および側面図短軸が設定される。

【0051】

図 1 に戻り、長軸端点検出部 34 は、楕円体軸設定部 32 において設定された長軸、および、エッジ抽出部 24 から出力される各時相ごとの対象組織表面画像に基づいて長軸の端点を検出する。つまり、対象組織表面画像と長軸との複数の交点座標を各時相ごとに算出する。例えば、対象組織が楕円体に近い形状の場合、対象組織表面画像と長軸との交点は二点となる。各時相ごとに算出された複数の交点座標は長軸・短軸設定部 40 に出力される。

40

【0052】

正面図短軸端点検出部 36 は、楕円体軸設定部 32 において設定された正面図短軸、および、エッジ抽出部 24 から出力される各時相ごとの対象組織表面画像に基づいて正面図短軸の端点を検出する。つまり、対象組織表面画像と正面図短軸との複数の交点座標を各時相ごとに算出する。例えば、対象組織が楕円体に近い形状の場合、対象組織表面画像と正面図短軸との交点は二点となる。各時相ごとに算出された複数の交点座標は長軸・短軸設

50

定部 40 に出力される。

【0053】

側面図短軸端点検出部 38 は、楕円体軸設定部 32 において設定された側面図短軸、および、エッジ抽出部 24 から出力される各時相ごとの対象組織表面画像に基づいて側面図短軸の端点を検出する。つまり、対象組織表面画像と側面図短軸との複数の交点座標を各時相ごとに算出する。例えば、対象組織が楕円体に近い形状の場合、対象組織表面画像と側面図短軸との交点は二点となる。各時相ごとに算出された複数の交点座標は長軸・短軸設定部 40 に出力される。

【0054】

長軸・短軸設定部 40 は、長軸端点検出部 34、正面図短軸端点検出部 36 および側面図短軸端点検出部 38 から出力される交点座標に基づいて長軸長および短軸長を設定する。つまり、長軸端点検出部 34 から各時相ごと出力される複数の交点の中から、楕円体中心点からの距離が最も大きい交点（長軸交点）を各時相ごとに選定する。そして、各時相ごとに選定した長軸交点の中で、楕円体中心点からの距離が最も大きい交点を選定し、選定した長軸交点と楕円体中心点との距離を長軸長とする。

10

【0055】

また、長軸・短軸設定部 40 は、正面図短軸端点検出部 36 から各時相ごと出力される複数の交点の中から、楕円体中心点からの距離が最も大きい交点（正面図短軸交点）を各時相ごとに選定する。そして、各時相ごとに選定した正面図短軸交点の中で、楕円体中心点からの距離が最も大きい交点を選定し、選定した正面図短軸交点と楕円体中心点との距離を正面図短軸長とする。

20

【0056】

さらに、長軸・短軸設定部 40 は、側面図短軸端点検出部 38 から各時相ごと出力される複数の交点の中から、楕円体中心点からの距離が最も大きい交点（側面図短軸交点）を各時相ごとに選定する。そして、各時相ごとに選定した側面図短軸交点の中で、楕円体中心点からの距離が最も大きい交点を選定し、選定した側面図短軸交点と楕円体中心点との距離を側面図短軸長とする。

【0057】

長軸・短軸設定部 40 は、複数の時相の中から最大の軸長を選定するが、例えば、対象組織が心臓心室の場合、心臓心室は心拍運動により収縮拡張を繰り返しているため、拡張末期時点において長軸・短軸を設定することが望ましい。拡張末期時点は心電波形の R 波によって確認されるため、R 波発生時点の時相において長軸長、正面図短軸長および側面図短軸長が選定される。

30

【0058】

関心領域発生部 42 は、長軸・短軸設定部 40 から出力される長軸長、正面図短軸長および側面図短軸長に基づいて楕円体形状の関心領域を発生する。関心領域発生部 42 で発生する楕円体の一般式は次式で表現される。

【数 1】

$$\frac{x^2}{a'^2} + \frac{y^2}{b'^2} + \frac{z^2}{c'^2} < 1$$

40

数 1 は、中心点が原点にあり、長軸半径を  $a'$ 、二つの短軸半径を  $b'$ 、 $c'$  とする楕円体領域の一般式である。つまり、 $a'$ 、 $b'$ 、 $c'$  を設定することで、数 1 に基づいて三次元空間内における原点を中心点とする楕円体形状の三次元関心領域が決定される。つまり、長軸・短軸設定部 40 から出力される長軸長、正面図短軸長および側面図短軸長を、それぞれ数 1 の  $a'$ 、 $b'$ 、 $c'$  に代入することで、楕円体形状の中心点が原点にある対象組織の外縁が設定できる。ただし、関心領域としては対象組織よりもやや広めに設定されることが望ましいため、例えば、長軸長、正面図短軸長および側面図短軸長よりも 1 ~ 2 割り程度大きい値を  $a'$ 、 $b'$ 、 $c'$  に代入してもよい。数 1 で表現される楕円体は中心点が

50

原点に位置する。そこで数 1 に基づいて、この楕円体を Z 軸回りに、Y 軸周りに回転させ、さらに中心点を位置  $(X_0, Y_0, Z_0)$  に平行移動させる一般式を次のように作成する。

【 0 0 5 9 】

点 P  $(x, y, z)$  が Z 軸回りに回転する場合の変換は次の行列で表現できる。

【 数 2 】

$$[X \ Y \ Z \ 1] = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} [x \ y \ z \ 1]$$

10

さらに、点 P  $(x, y, z)$  が Y 軸回りに回転する場合の変換は次の行列で表現できる。

【 数 3 】

$$[X \ Y \ Z \ 1] = \begin{bmatrix} \cos \phi & 0 & -\sin \phi & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} [x \ y \ z \ 1]$$

20

したがって、点 P  $(x, y, z)$  を Z 軸回りに、Y 軸回りに回転させた上で位置  $(X_0, Y_0, Z_0)$  に平行移動させる場合の変換は次の行列で表現できる。

【 数 4 】

$$[X \ Y \ Z \ 1] = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \phi & 0 & -\sin \phi & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} [x \ y \ z \ 1] + \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ X_0 & Y_0 & Z_0 \end{bmatrix} [x \ y \ z \ 1]$$

数 4 の変換式を数 1 に適用することで、数 1 で表現される楕円体を、Z 軸回りに、Y 軸回りに回転させ、且つ、中心点を位置  $(X_0, Y_0, Z_0)$  に平行移動させることができる。関心領域発生部 4 2 は、長軸・短軸設定部 4 0 から出力される長軸長  $(a')$ 、正面図短軸長  $(b')$  および側面図短軸長  $(c')$  に基づいて、また、ユーザにより設定された楕円体パラメータ情報  $(X_0, Y_0, Z_0, \theta, \phi)$  に基づいて、数 1 および数 4 を利用して、三次元超音波画像内に楕円体形状の三次元関心領域を発生する。

30

【 0 0 6 0 】

以上のようにして、関心領域発生ブロック 3 0 から出力される楕円体形状の三次元関心領域は、関心領域エッジ抽出部 5 0 に出力され、ここで関心領域の表面画像が抽出される。関心領域の表面は、数 1 における不等号を等号に置き換えた式に、数 4 の変換式を適用することで得られる。

40

【 0 0 6 1 】

関心領域適合判定部 5 2 は、関心領域エッジ抽出部 5 0 から出力される関心領域の表面画像、および、座標変換部 1 6 から出力される三次元超音波画像が二値化処理部 5 4 により二値化処理された二値化画像に基づいて、関心領域内に対象組織が収まっているか否かを判定する。二値化処理部 5 4 から出力される二値化画像は、対象組織に対応するボクセル（対象組織ボクセル）と対象組織以外の部位に対応するボクセル（非対象組織ボクセル）とに分別された画像である。そこで、関心領域適合判定部 5 2 は、関心領域の表面画像と二値化画像との比較を行い、関心領域の表面画像上に対象組織ボクセルが存在する場合、対象組織画像が関心領域をはみ出したものと判定する。関心領域適合判定部 5 2 は、関心領域の表面画像上における対象組織ボクセル部分、つまり、はみ出し表面領域に例えば色

50

付け処理を施して対象組織が関心領域をはみ出していることを明示した画像を形成し、表示画像形成部 20 に出力する。また、関心領域適合判定部 52 は、はみ出し表面領域の画像を関心領域修正手段 60 へも出力する。

【0062】

関心領域修正手段 60 は、対象組織が関心領域をはみ出した場合に、関心領域を修正する手段である。次に、図 6 を利用して関心領域修正手段 60 について説明する。

【0063】

図 6 は、関心領域修正手段 60 の内部構成を示すブロック図である。関心領域修正手段 60 は、重心検出部 72、長軸成分検出部 74、正面図短軸成分検出部 76、側面図短軸成分検出部 78 および長軸短軸拡大率設定部 80 で構成される。重心検出部 72 には、関心領域適合判定部 52 から出力される、はみ出し表面領域の画像が入力される。はみ出し表面領域の画像は各時相ごとに形成されており、重心検出部 72 は各時相ごとのはみ出し表面領域を所定時間内で積算する。つまり、所定時間内において一時相でもはみ出しを経験した表面部分を全て抽出する。そして、積算した表面領域の重心点を算出する。なお、積算を行う所定時間としては、例えば対象組織が心臓左室の場合、一心拍が好適である。

10

【0064】

長軸成分検出部 74 は、重心検出部 72 が出力する重心点の位置に基づいて、長軸成分を算出する。長軸成分の算出手法を図 7 を利用して説明する。長軸成分検出部 74 は、重心検出部 72 が出力するはみ出し表面領域の重心点から関心領域の長軸へ垂線を引いてこの垂線と長軸との交点を抽出し、抽出した交点と重心点側に位置する長軸端点との距離  $g_1$  を算出し、長軸短軸拡大率設定部 80 へ出力する。

20

【0065】

図 6 に戻り、正面図短軸成分検出部 76 は、重心検出部 72 が出力する重心点の位置に基づいて、この重心点から関心領域の正面図短軸へ垂線を引いてこの垂線と正面図短軸との交点を抽出し、抽出した交点と重心点側に位置する正面図短軸端点との距離  $g_2$  を算出し、長軸短軸拡大率設定部 80 へ出力する。また、側面図短軸成分検出部 78 は、重心検出部 72 が出力する重心点の位置に基づいて、この重心点から関心領域の側面図短軸へ垂線を引いてこの垂線と側面図短軸との交点を抽出し、抽出した交点と重心点側に位置する側面図短軸端点との距離  $g_3$  を算出し、長軸短軸拡大率設定部 80 へ出力する。

【0066】

長軸短軸拡大率設定部 80 は、長軸成分検出部 74、正面図短軸成分検出部 76 および側面図短軸成分検出部 78 からそれぞれ出力される  $g_1$ 、 $g_2$ 、 $g_3$  に基づいて、長軸および二つの短軸の拡大率を決定する。拡大率は  $g_1$ 、 $g_2$ 、 $g_3$  のそれぞれの大きさに応じて予め設定されているものとする。例えば、 $g_1$  が長軸半径  $a$  の  $1/4$  以下の場合には、はみ出し表面領域が長軸端点近くに存在すると判断して、長軸半径を 2 割大きくする。 $g_1$  が長軸半径  $a$  の  $1/4$  より大きく  $1/2$  以下の場合には、はみ出し表面領域が長軸端点にそれほど近くないものと判断して、長軸半径を 1 割大きくする。同様に、 $g_2$ 、 $g_3$  の大きさに基づいて、正面図短軸半径、側面図短軸半径の拡大率が決定される。長軸短軸拡大率設定部 80 で設定した各軸の拡大率は長軸・短軸設定部 (図 1 の符号 40) に出力され、各軸が拡大される。

30

40

【0067】

図 1 に示した長軸・短軸設定部 40 は、拡大した長軸長、正面図短軸長および側面図短軸長を関心領域発生部 42 に出力し、関心領域発生部 42 は拡大した関心領域を生成して関心領域適合判定部 52 に出力する。このようにして、長軸・短軸を繰り返し拡大修正することで、対象組織がはみ出さない三次元関心領域が形成される。なお、関心領域修正手段 60 にはユーザからの指示に基づいて、自動修正を停止させる機能があると好適である。これにより、対象組織のある部位が関心領域をはみ出しても、その部位が診断に差し支えないとユーザが判断して関心領域を固定することができる。

【0068】

関心領域発生部 42 で生成された三次元関心領域は、体積計測部 62 にも出力される。体

50

積計測部 6 2 は、三次元関心領域内において対象組織の各時相における体積を計測するものであり、二値化処理部 5 4 から出力される二値化画像に基づいて、三次元関心領域内における対象組織ボクセル数をカウントして対象組織の体積を計測する。各時相ごとに得られた対象組織の体積の計測結果はグラフ形成部 6 4 に出力され、各時相ごとの対象組織の体積、つまり計測時刻と体積値を示したグラフが生成され表示画像形成部 2 0 を介してディスプレイ 2 2 に出力される。なお、グラフ形成部 6 4 は、各時相ごとの体積計測結果に基づいて、例えば、体積変化率を演算してグラフ化してもよい。

【 0 0 6 9 】

前述したように、関心領域適合判定部 5 2 は、はみ出し表面領域に色付け処理を施して、対象組織が関心領域をはみ出していることを明示した画像を形成し、表示画像形成部 2 0 10 に出力する。そして、表示画像形成部 2 0 は、座標変換部 1 6 から出力される三次元超音波画像と、はみ出し表面領域に色付け処理を施した関心領域表面を合成して、ディスプレイ 2 2 に表示する。

【 0 0 7 0 】

図 8 は、図 1 の超音波診断装置のディスプレイ 2 2 に表示される対象組織画像を示す図である。対象組織画像 8 2 は、三次元関心領域 8 4 をはみ出した部分 8 6 に色付け処理が施されて表示されている。ユーザはこの画像を見ることで、対象組織のどの部分が関心領域からはみ出しているのかを知ることができる。

【 0 0 7 1 】

図 1 に示した実施形態において、座標変換部 1 6 の直後に並進回転移動キャンセル処理部 20 が挿入されるとさらに好適である。

【 0 0 7 2 】

図 9 は、並進回転移動キャンセル処理部 8 7 の内部構成を示すブロック図である。並進回転移動キャンセル処理部 8 7 には座標変換部 1 6 から出力される三次元超音波画像が入力され、二値化処理部 8 8 において、対象組織に対応するボクセル（対象組織ボクセル）と対象組織以外の部位に対応するボクセル（非対象組織ボクセル）とに分別された二値化画像が形成される。

【 0 0 7 3 】

心室用 R O I（関心領域）発生器 9 0 は、対象組織である心臓心室の外縁を成す R O I の座標を発生する。心室用 R O I は、例えば楕円形状であり、ユーザは超音波画像を見ながら楕円の長軸や短軸の長さ、中心点の位置、楕円の傾きなどの初期値を、R O I の中に心室の画像が収まるように設定する。この際、ユーザは超音波画像を見ながら一心拍分の運動を観察した上で、全ての時相において R O I が心臓左室を含むように、トラックボールなどを操作して初期値を決定する。R O I の設定はユーザによるマニュアル設定に限られるものではなく、心室の動きに応じて装置設定されるものでもよい。

【 0 0 7 4 】

心室用ゲート回路 9 2 は、心室用 R O I 内のボクセルデータのみを通過させる回路である。つまり、心室用ゲート回路 9 2 の一方の入力端子には心室用 R O I 発生器 9 0 から出力される R O I の座標が入力され、他方の入力端子に入力される二値化画像において心室用 R O I 内に属する座標のボクセルデータのみを抽出し、心腔抽出部 9 4 に出力する。心腔抽出部 9 4 は、R O I 内の二値化画像から心室内部の心腔画像を抽出する。心室重心演算部 9 6 は、心腔抽出部 9 4 から出力される心室内部画像における重心点の座標を各時相毎に算出する。算出された心室重心点の座標は読み出しアドレス発生器 1 1 2 および心室重心点メモリ 9 8 に出力される。

【 0 0 7 5 】

弁輪部用 R O I（関心領域）発生器 1 0 0 は、心室端に位置する弁輪部の外縁を成す R O I の座標を発生する。弁輪部用 R O I は、例えば楕円形状であり、ユーザは超音波画像を見ながら楕円の長軸や短軸の長さ、中心点の位置、楕円の傾きなどの初期値を、R O I の中に弁輪部の画像が収まるように設定する。この際、ユーザは超音波画像を見ながら一心拍分の運動を観察した上で、全ての時相において R O I が弁輪部を含むように、トラック

10

20

30

40

50

ボールなどを操作して初期値を決定する。ROIの設定はユーザによるマニュアル設定に限られるものではなく、弁輪部の動きに応じて装置設定されるものでもよい。

【0076】

弁輪部ゲート回路102は、弁輪部用ROI内のボクセルデータのみを通過させる回路である。つまり、弁輪部用ゲート回路102の一方の入力端子には弁輪部用ROI発生器100から出力されるROIの座標が入力され、他方の入力端子に入力される二値化画像において弁輪部用ROI内に属する座標のボクセルデータのみを抽出し、弁輪部抽出部104に出力する。弁輪部抽出部104は、ROI内の二値化画像から弁輪部画像を抽出する。弁輪部重心演算部106は、弁輪部抽出部104から出力される弁輪部画像に対して弁輪部の重心点の座標を各時相毎に算出する。算出された弁輪部重心点の座標は読み出しアドレス発生器112及び弁輪部重心点メモリ108に出力される。

10

【0077】

心室重心点メモリ98には心室の拡張末期時の心室重心点の座標が記憶される。拡張末期を知らせるトリガとしては心電波形のR波を利用する。つまり、拡張末期時に得られるR波をトリガとして、心室重心演算部96から出力される心室重心点の座標を拡張末期時の心室重心点の座標として記憶しておく。同様にR波をトリガとして拡張末期時の弁輪部重心点の座標が、弁輪部重心演算部106から弁輪部重心点メモリ108に記憶される。

【0078】

読み出し制御部110は、読み出しアドレス発生器112及びメモリ制御部114で構成されており、各時相のボリューム間における心室の並進移動量及び回転移動量をキャンセルした超音波画像を形成すべく、ボリュームメモリ116からボクセルデータを読み出す。つまり、読み出しアドレス発生器112は、心室重心点メモリ98から拡張末期時の心室重心点の座標を取得し、また、弁輪部重心点メモリ108から拡張末期時の弁輪部重心点の座標を取得する。さらに、心室重心演算部96から現ボリュームにおける心室重心点の座標を取得し、また、弁輪部重心演算部106から現ボリュームにおける弁輪部重心点の座標を取得する。

20

【0079】

読み出しアドレス発生器112は、現ボリュームの心室重心点が拡張末期時の心室重心点に重なるように、かつ、現ボリュームにおける心室重心点と弁輪部重心点を通る直線が、拡張末期時における心室重心点と弁輪部重心点を通る直線に重なるような読み出しアドレスを演算する。

30

【0080】

ボリュームメモリ116には二値化処理部88から出力されたボクセルデータが原画像のアドレスのままボリューム毎にコピーされており、メモリ制御部114は、読み出しアドレス発生器112が算出した読み出しアドレスに従ってボリュームメモリ116からボクセルデータを読み出して、表示画像形成部(図1の符号20)およびエッジ抽出部(図1の符号24)に出力する。この結果、ボリュームメモリ116から出力されるボクセルデータに基づいた超音波画像は、対象組織である心臓左室の身体全体に対する相対的な並進移動および回転移動がキャンセルされた超音波画像となる。

【0081】

40

【発明の効果】

以上説明したように、本発明に係る超音波診断装置により三次元空間内に関心領域を容易に設定することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】楕円体形状の三次元関心領域を含む三次元超音波画像の斜視図である。

【図3】三次元関心領域を含む三次元超音波画像の上面図である。

【図4】三次元関心領域を含む三次元超音波画像の正面図である。

【図5】三次元関心領域を含む三次元超音波画像の側面図である。

【図6】関心領域修正手段の内部構成を示すブロック図である。

50

【図7】長軸成分の算出手法を説明するための図である。

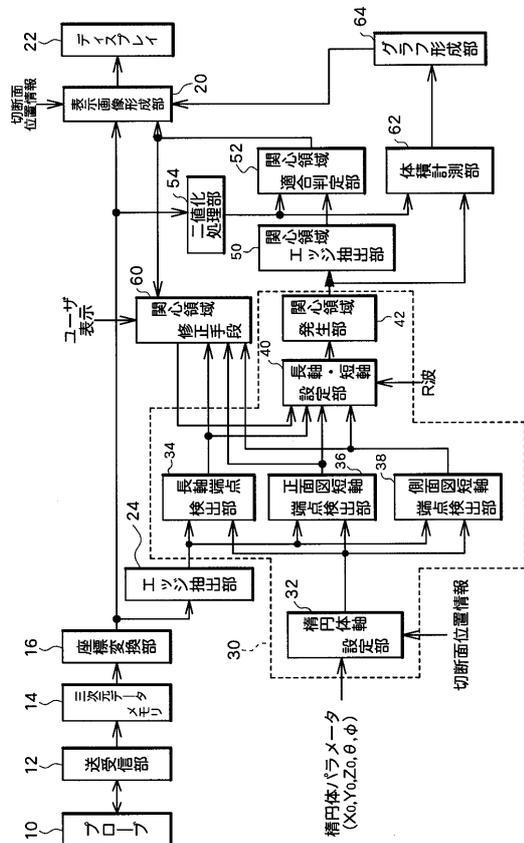
【図8】ディスプレイに表示される対象組織画像を示す図である。

【図9】並進回転移動キャンセル処理部の内部構成を示すブロック図である。

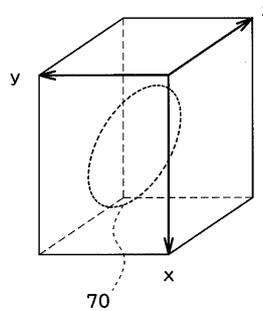
【符号の説明】

24 エッジ抽出部、32 楕円体軸設定部、34 長軸端点検出部、36 正面図短軸端点検出部、38 側面図短軸端点検出部、40 長軸・短軸設定部、42 関心領域発生部、50 関心領域エッジ抽出部、52 関心領域適合判定部、60 関心領域修正手段、62 体積計測部、64 形状形成部。

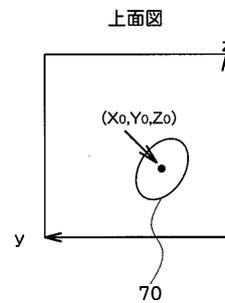
【図1】



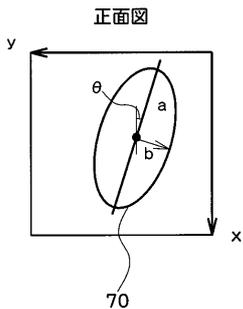
【図2】



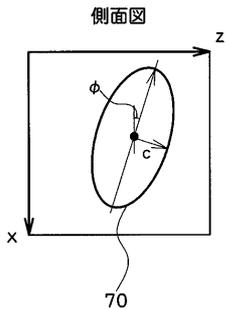
【図3】



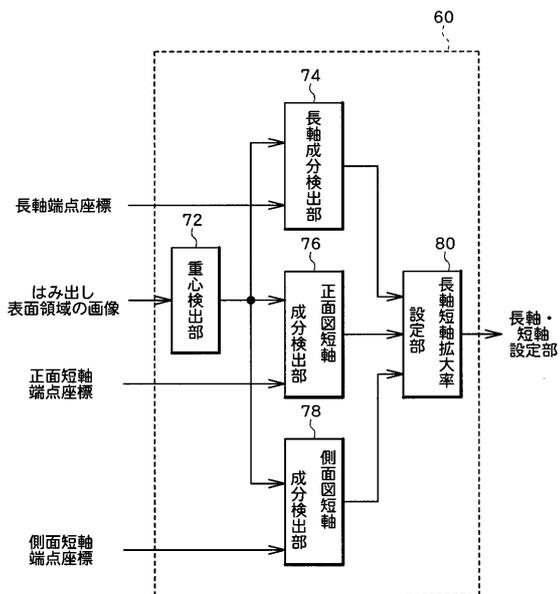
【 図 4 】



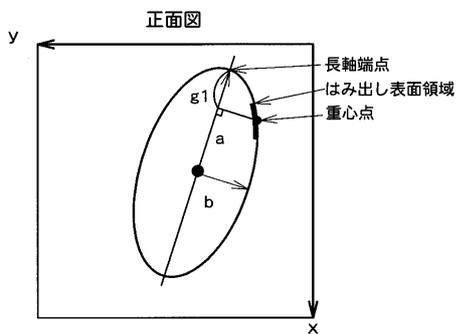
【 図 5 】



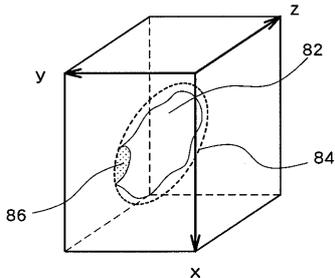
【 図 6 】



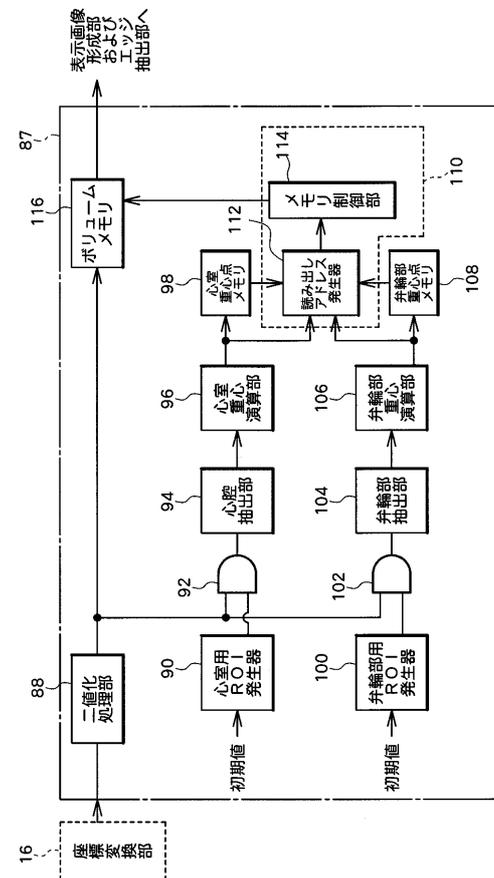
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 EE09 EE11 JC09 JC15 JC20 JC21 JC25 JC26 JC37 KK21  
KK22 KK23 KK24 KK25 KK28 KK31 LL01 LL02 LL04  
5B050 AA02 BA06 BA09 BA12 EA02 EA06 FA09 FA14  
5B057 AA09 BA05 CA02 CA08 CA13 CA16 CB02 CB06 CB13 CB16  
CE08 DA08 DB03 DB05 DB08 DC06 DC16 DC22

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004202132A</a>	公开(公告)日	2004-07-22
申请号	JP2002377976	申请日	2002-12-26
[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)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	村下 賢		
发明人	村下 賢		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00 G06T17/40		
CPC分类号	A61B8/483 A61B8/00 G01S7/5205 G01S15/8993 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T1/00.315 G06T17/40.A G06T19/00.A G06T7/00.612 G06T7/70.B		
F-TERM分类号	4C301/EE11 4C301/EE13 4C301/EE14 4C301/JC08 4C301/JC14 4C301/JC16 4C301/KK12 4C301/KK13 4C301/KK17 4C301/KK18 4C301/KK24 4C301/KK27 4C301/KK30 4C301/LL03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JC09 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 5B050/AA02 5B050/BA06 5B050/BA09 5B050/BA12 5B050/EA02 5B050/EA06 5B050/FA09 5B050/FA14 5B057/AA09 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB06 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CE08 5B057/DA08 5B057/DB03 5B057/DB05 5B057/DB08 5B057/DC06 5B057/DC16 5B057/DC22		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP3905470B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：轻松在三维空间中设置感兴趣的区域。椭圆轴设定单元32基于用户在观看显示器22时输入的切割表面位置信息和椭圆参数来设定椭圆的长轴和短轴。从在椭圆轴设置单元32和边缘提取单元24中设置的长轴和短轴输出的长轴端点检测单元34，前视图短轴端点检测单元36和侧视图短轴端点检测单元38。基于每个时间阶段的目标组织表面图像来检测主轴和短轴的端点。长轴/短轴设定部40从长轴/短轴的输入端点选择适当的长轴长度/短轴长度，并将其输出到ROI生成部42。在此，生成感兴趣的三维区域。[选型图]图1

