

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3802508号  
(P3802508)

(45) 発行日 平成18年7月26日(2006.7.26)

(24) 登録日 平成18年5月12日(2006.5.12)

(51) Int. Cl. F I  
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2003-115340 (P2003-115340)	(73) 特許権者	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成15年4月21日(2003.4.21)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2004-313651 (P2004-313651A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成16年11月11日(2004.11.11)	(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
審査請求日	平成16年12月22日(2004.12.22)	(72) 発明者	瀬田 明則 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		審査官	右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【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することにより、前記三次元空間を構成する各ボクセルごとのボクセル値からなるボリュームデータを取得して、前記ボリュームデータに対するデータ処理を実行する超音波診断装置であって、  
前記対象組織の形状に基づいて、前記対象組織に基準軸を設定する基準軸設定手段と、  
前記対象組織に対して、前記基準軸を基準として互いに交差関係にある複数の参照断面を設定する参照断面設定手段と、  
前記各参照断面における前記対象組織の断面サイズに基づいて、前記複数の参照断面の中から基準断面を選択する基準断面選択手段と、  
前記基準断面を基準として設定される断面および前記基準断面の少なくとも一つの断面に対応した前記対象組織の断層画像を形成する断層画像形成手段と、  
を有することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、  
前記基準軸設定手段は、前記対象組織の重心点と前記重心点から最遠方に位置する前記対象組織の端点とに基づいて前記基準軸を設定する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項3】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、

10

20

前記参照断面設定手段は、前記基準軸を含む特定平面を、基準軸を回転軸として所定角度ずつ回転させ、各回転角度位置で形成される平面を前記複数の参照断面とする、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、前記基準断面選択手段は、前記各参照断面による前記対象組織の断面積を演算して、最大の断面積が得られる参照断面を前記基準断面として選択する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

左室腔を含む四腔を有する心臓に対して超音波を送受波することにより、送受波空間を構成する各ボクセルごとのボクセル値からなるボリュームデータを取得して、前記ボリュームデータに対するデータ処理を実行する超音波診断装置であって、前記左室腔の形状に基づいて左室長軸を設定する長軸設定手段と、前記左室長軸を回転軸として互いに異なる回転角度をもった複数の参照断面を設定する参照断面設定手段と、前記各参照断面における前記四腔の断面サイズに基づいて、前記複数の参照断面の中から基準断面を選択する基準断面選択手段と、前記基準断面に基づいて、前記心臓に関する四腔断面、二腔断面および短軸断面の少なくとも一つに対応した断層画像を形成する断層画像形成手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置であって、前記各ボクセルを腔組織ボクセルまたは実組織ボクセルに分別することにより二値化ボリュームデータを生成する二値化手段と、前記二値化ボリュームデータに基づいて、各々が複数の腔組織ボクセルからなる複数の腔集合を抽出する腔集合抽出手段と、前記複数の腔集合の中から、左室腔に対応する左室腔集合を選択する左室腔選択手段と、をさらに有し、前記長軸設定手段は、前記左室腔集合に基づいて前記左室腔の形状を判断することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 7】

請求項 5 に記載の超音波診断装置であって、前記基準断面選択手段は、前記各参照断面による前記四腔の断面積を演算して、最大の断面積が得られる参照断面を前記基準断面として選択し、前記断層画像形成手段は前記基準断面を前記四腔断面とする、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波診断装置であって、前記二腔断面は、前記基準断面に直交し且つ前記左室長軸を含む断面であることを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 9】

請求項 7 に記載の超音波診断装置であって、前記短軸断面は、前記左室長軸に直交し且つ前記左室腔の重心を含む断面であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 5 に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得られる前記心臓の立体画像に対して、前記四腔断面、前記二腔断面および前記短軸断面の少なくとも一つの位置を示すカーソルを表示した三次元画像を形成する三次元画像形成手段、をさらに有することを特徴とする超音波診断装置。

50

**【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、特に任意断面表示機能を有する三次元超音波診断装置に関する。

**【0002】****【従来の技術】**

対象組織を含む三次元空間に超音波を送受波することにより三次元画像データを取得して、その三次元画像データに基づいて対象組織に関する任意断面表示を行う超音波診断装置が知られている。例えば、特許文献1には、三次元画像と任意断面画像を合成して表示するとともに、任意断面画像を正面から見た断面画像を表示する超音波診断装置が記載されている。このような任意断面表示機能を有する超音波診断装置は、心臓に関する超音波診断に有効である。

10

**【0003】**

心臓に関する超音波診断、例えば、心臓左室に関する超音波診断において検査者が求める断面画像は、左室心腔をより大きく映し出す画像である。このため、検査者は、超音波診断装置に表示される三次元画像や断面画像を見ながら、切断面を適宜移動設定して最適断面を特定している。

**【0004】****【特許文献1】**

特開2002-245487号公報

20

**【0005】****【発明が解決しようとする課題】**

ところが、三次元空間内において最適断面を特定するためには、切断面の平行移動設定や各軸（例えば、x軸、y軸、z軸）ごとの回転移動設定などを行う必要がある。つまり、検査者は、超音波診断装置に表示される三次元画像や断面画像を見ながら、切断面の平行移動設定や各軸ごとの回転移動設定などを繰り返し実行している。このため、最適断面の設定操作は繁雑であり、また熟練を必要とする。

**【0006】**

本発明は、上記問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、容易に最適断面を設定できる超音波診断装置を提供することにある。

30

**【0007】****【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することにより、前記三次元空間を構成する各ボクセルごとのボクセル値からなるボリュームデータを取得して、前記ボリュームデータに対するデータ処理を実行する超音波診断装置であって、前記対象組織の形状に基づいて、前記対象組織に基準軸を設定する基準軸設定手段と、前記対象組織に対して、前記基準軸を基準として互いに交差関係にある複数の参照断面を設定する参照断面設定手段と、前記各参照断面における前記対象組織の断面サイズに基づいて、前記複数の参照断面の中から基準断面を選択する基準断面選択手段と、前記基準断面を基準として設定される断面および前記基準断面の少なくとも一つの断面に対応した前記対象組織の断層画像を形成する断層画像形成手段とを有するものとする。

40

**【0008】**

上記構成によれば、基準断面選択手段が基準断面を選択し、断層画像形成手段が基準断面や基準断面に基づいて設定される断面により断層画像を形成するため、ユーザによる複雑な設定操作を必要とすることなく最適断面が設定される。基準断面に基づいて設定される断面とは、例えば、基準断面に対して直交関係にある断面などである。

**【0009】**

望ましくは、前記基準軸設定手段は、前記対象組織の重心点と前記重心点から最遠方に位

50

置する前記対象組織の端点とに基づいて前記基準軸を設定する。また望ましくは、前記参照断面設定手段は、前記基準軸を含む特定平面を、基準軸を回転軸として所定角度ずつ回転させ、各回転角度位置で形成される平面を前記複数の参照断面とする。また望ましくは、前記基準断面選択手段は、前記各参照断面による前記対象組織の断面積を演算して、最大の断面積が得られる参照断面を前記基準断面として選択する。

#### 【0010】

(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、左室腔を含む四腔を有する心臓に対して超音波を送受波することにより、送受波空間を構成する各ボクセルごとのボクセル値からなるボリュームデータを取得して、前記ボリュームデータに対するデータ処理を実行する超音波診断装置であって、前記左室腔の形状に基づいて左室長軸を設定する長軸設定手段と、前記左室長軸を回転軸として互いに異なる回転角度をもった複数の参照断面を設定する参照断面設定手段と、前記各参照断面における前記四腔の断面サイズに基づいて、前記複数の参照断面の中から基準断面を選択する基準断面選択手段と、前記基準断面に基づいて、前記心臓に関する四腔断面、二腔断面および短軸断面の少なくとも一つに対応した断層画像を形成する断層画像形成手段とを有するものとする。

10

#### 【0011】

心臓左室には心尖部や僧帽弁などの特徴部位が存在する。長軸設定手段は、例えば、これら特徴部位を利用して左室長軸を設定してもよい。あるいは、左室長軸の設定には、左室腔の重心点位置や内腔表面位置などが利用されてもよい。上記構成によれば、断層画像形成手段が基準断面に基づいて四腔断面、二腔断面および短軸断面の少なくとも一つを設定するため、ユーザによる複雑な断面設定操作を必要とすることなく最適断面が設定される。

20

#### 【0012】

望ましくは、前記各ボクセルを腔組織ボクセルまたは実組織ボクセルに分別することにより二値化ボリュームデータを生成する二値化手段と、前記二値化ボリュームデータに基づいて、各々が複数の腔組織ボクセルからなる複数の腔集合を抽出する腔集合抽出手段と、前記複数の腔集合の中から、左室腔に対応する左室腔集合を選択する左室腔選択手段とをさらに有し、前記長軸設定手段は、前記左室腔集合に基づいて前記左室腔の形状を判断するものとする。

#### 【0013】

望ましくは、前記基準断面選択手段は、前記各参照断面による前記四腔の断面積を演算して、最大の断面積が得られる参照断面を前記基準断面として選択し、前記断層画像形成手段は前記基準断面を前記四腔断面とする。さらに望ましくは、前記二腔断面は、前記基準断面に直交し且つ前記左室長軸を含む断面とする。また望ましくは、前記短軸断面は、前記左室長軸に直交し且つ前記左室腔の重心を含む断面とする。

30

#### 【0014】

望ましくは、前記ボリュームデータに基づいて得られる前記心臓の立体画像に対して、前記四腔断面、前記二腔断面および前記短軸断面の少なくとも一つの位置を示すカーソルを表示した三次元画像を形成する三次元画像形成手段をさらに有するものとする。

#### 【0015】

#### 【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。

40

#### 【0016】

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はその全体構成を示すブロック図である。また、図2から図5は、図1の超音波診断装置内の各部分で実施される処理を説明するための図である。以下、図1の超音波診断装置の動作について、適宜、図2から図5を利用して説明する。

#### 【0017】

超音波探触子10は三次元エコーデータ取得用の超音波探触子であり、この超音波探触子10は患者体表に当接してあるいは体腔内に挿入して用いられる。超音波探触子10は、

50

電子走査により二次元平面内に超音波を送受波する1Dアレイ振動子をさらに機械走査することで三次元空間内に超音波を送受波する。あるいは、超音波探触子10は、振動子の二次元配列で構成される2Dアレイ振動子が電子走査により三次元空間内に超音波を送受波するものでもよい。

【0018】

送受信部12は、超音波探触子10を制御して、対象組織である心臓を含む三次元空間内に超音波を送受波する。つまり、送受信部12は送信ビームフォーマおよび受信ビームフォーマとして機能し、三次元空間を構成する複数のボクセルの各ボクセルごとのボクセル値を取得してノイズ除去処理部13へ出力する。

【0019】

ノイズ除去処理部13は、周囲のボクセル値に対して極端に異なるボクセル値を有するボクセルをノイズボクセルと判断してその除去処理を行う。例えば、対象ボクセルとそのボクセルに空間的に隣接する周囲26個のボクセルとの合計27個のボクセルに対応するボクセル値の平均値を算出し、算出した平均値を新たに対象ボクセルのボクセル値とする。その結果、空間的に孤立して存在するノイズボクセルが除去される。ノイズ除去処理が施された各ボクセルのボクセル値は三次元データメモリ(1)14に記録される。

【0020】

三次元データメモリ(1)14内において、各ボクセル値は三次元空間内の座標値に対応したアドレスに記録されている。つまり、各ボクセル値は、xyz直交座標系の座標値に対応したアドレスに記録される。なお、三次元データメモリ(1)14で利用される座標系は、例えば、超音波ビームのセクタ走査方式に適したr 極座標系でもよい。

【0021】

二値化処理部16は、三次元データメモリ(1)14から各ボクセルのボクセル値を取得し、ボクセル値に対して設定された閾値(しきい値)に基づいて、各ボクセルを閾値以上のボクセルと閾値未満のボクセルとに分別する。ボクセル値とは、各ボクセルに対応するエコーレベルやドップラ情報などである。本実施の形態ではボクセル値としてエコーレベルを考える。一般的に心臓の心腔部は心筋部に比べてエコーレベルが小さい。このため、心筋部に相当するレベルよりも低く、且つ、心腔部に相当するレベルよりも高いレベルに閾値を設定することで、閾値に基づいて心筋部と心腔部を分別することができる。例えば、エコーレベル値が64階調の場合、心筋部と心腔部とを分別するレベルは7~9レベル程度に存在する。本実施の形態では、ボクセル値が64階調のエコーレベル値であり、閾値を8に設定し、ボクセル値が8以上のボクセル(心筋部に相当する心筋部ボクセル)のボクセル値を0とし、ボクセル値が8未満のボクセル(心腔部に相当する心腔部ボクセル)のボクセル値を1とする反転二値化処理を施したものとする。二値化処理部16において反転二値化処理が施された各ボクセルのボクセル値は三次元データメモリ(2)18に記録される。

【0022】

ラベリング部20は、反転二値化処理が施された各ボクセルのボクセル値を三次元データメモリ(2)18から読み込んでラベリング処理を実施する。つまり、ラベリング部20は、反転二値化処理が施されたボクセル値の集合から、心腔部ボクセル(ボクセル値1のボクセル)の孤立集合を複数抽出して、抽出した各孤立集合に番号付けを行う。心臓には、左室・左房・右室・右房のそれぞれに対応する四つの腔部分が存在する。つまり、抽出された各孤立集合の各々は、それぞれ四つの腔部分に相当する。

【0023】

図2は、ラベリング部20において、ラベリング処理が施されたボクセル値の集合(ボリュームデータ)を説明するための図である。各ボクセルは反転二値化処理によって、心筋部ボクセルと心腔部ボクセルとに分別されている。図2において腔部分50a~50dが心腔部ボクセルの孤立集合に相当する。また、腔部分50a~50d以外の部分52は心筋部ボクセルの集合に相当する。腔部分50a~50dは、それぞれ左室・左房・右室・右房に対応している。また、ラベリング部20により各孤立集合には番号1から4が付さ

10

20

30

40

50

れている。

【 0 0 2 4 】

図 1 に戻り、特定腔抽出部 2 2 は、ラベリング部 2 0 において番号が付された複数の孤立集合から左室に相当する孤立集合を抽出する。左室に対応する腔部分は、他の腔部分に比べて体積が大きいため、特定腔抽出部 2 2 は、複数の孤立集合の中から最大体積のものを左室に相当する孤立集合として抽出する（この結果、図 2 において番号 1 の腔部分 5 0 a が抽出される）。各孤立集合の体積は、例えば、各孤立集合に含まれるボクセル数に基づいて算出される。

【 0 0 2 5 】

特定腔抽出部 2 2 は、自動 On / Off 信号により自動 Off、つまり自動抽出処理が停止されている場合に、ユーザによる指定座標に基づいて、左室に相当する孤立集合を抽出する。ユーザによる指定座標の設定は、ユーザが表示部 4 4 に表示される心臓の三次元画像や断層画像を見ながら、トラックボールなどのポインティングデバイスを利用して、断層画像において左室内の 1 点を指定することで行われる。左室内の 1 点に指定座標が設定されると、特定腔抽出部 2 2 はその指定座標を含む孤立集合を左室に相当する孤立集合として抽出する。なお、ユーザによる指定は必ずしも左室に限定されるものではなく、左房やその他の腔部分を抽出したい場合には、所望の腔部分に指定座標が設定され、特定腔抽出部 2 2 はユーザの指定に基づいて左房などの他の腔部分に対応する孤立集合を抽出してもよい。

【 0 0 2 6 】

なお、ラベリング部 2 0 において、抽出された各孤立集合が、必ずしも四つの腔部分に相当しない場合も考えられる。つまり、左室と左房に相当する腔部分が連なった一つの孤立集合として抽出されてしまう場合などが考えられる。このような場合、ユーザにより左室に相当する腔部分に関心領域が設定され、特定腔抽出部 2 2 は、設定された関心領域内の孤立集合を左室に相当する孤立集合として抽出する。特定腔抽出部 2 2 において、左室腔の抽出処理が施された各ボクセルのボクセル値は三次元データメモリ ( 3 ) 2 4 に記録される。

【 0 0 2 7 】

重心検出部 2 6 は、左室腔の抽出処理が施された各ボクセルのアドレスを三次元データメモリ ( 3 ) 2 4 から取得して左室腔の重心点を検出する。つまり、左室腔に相当する全てのボクセルの三次元座標値に基づいて、 $x y z$  直交座標系における左室腔の体積重心座標値 (  $X_0, Y_0, Z_0$  ) を算出する。算出された重心点の座標値 (  $X_0, Y_0, Z_0$  ) は長軸端点検出部 2 8 に出力される。

【 0 0 2 8 】

長軸端点検出部 2 8 は、重心検出部 2 6 で算出された左室腔の重心点の座標値 (  $X_0, Y_0, Z_0$  )、および、三次元データメモリ ( 3 ) 2 4 から取得される各ボクセルのアドレスに基づいて、左室腔に相当するボクセルの中で重心点から最も遠方に位置する長軸端点を検出する。つまり、左室腔に相当する各ボクセルの各々について、その三次元座標値と重心点の座標値 (  $X_0, Y_0, Z_0$  ) との距離を算出し、最も距離が大きいボクセルを検出して長軸傾き演算部 3 0 へ出力する。

【 0 0 2 9 】

長軸傾き演算部 3 0 は、重心検出部 2 6 で算出された重心点と、長軸端点検出部 2 8 で検出された長軸端点との二点を通る直線として左室長軸を設定する。さらに長軸傾き演算部 3 0 は、左室長軸を  $x y$  平面上に投影した際の  $x$  軸に対する傾き、および、左室長軸を  $z x$  平面上に投影した際の  $x$  軸に対する傾きを算出して、三次元データ回転部 3 2 へ出力する。

【 0 0 3 0 】

図 3 は、長軸傾き演算部 3 0 において算出される傾きを説明するための図である。図 3 ( A ) ~ ( C ) はそれぞれ左室腔 6 0 の上面図、正面図および側面図を示している。図 3 ( B ) の正面図は、左室腔 6 0 を  $x y z$  直交座標系における  $x y$  平面に投影したものである

10

20

30

40

50

。つまり、図3(B)の正面図に示される左室長軸62のx軸に対する傾きがである。また、図3(C)の側面図は、左室腔60をxyz直交座標系におけるzx平面に投影したものである。つまり、図3(C)の側面図に示される左室長軸62のx軸に対する傾きがである。

#### 【0031】

図1に戻り、三次元データ回転部32は、重心検出部26で算出された重心点および長軸傾き演算部30で算出された傾きに基づいて、左室長軸がyz平面に垂直になるように三次元データメモリ(2)18内の各ボクセルのアドレスを変換する。つまり、三次元データ回転部32は、重心点の座標値( $X_0, Y_0, Z_0$ )を固定点として、左室長軸をxy平面上において- 回転させ、さらに、左室長軸をzx平面上において- 回転させるように、各ボクセルの三次元座標値を変換する。各ボクセルのボクセル値は、変換の結果得られた各ボクセルの座標値( $x', y', z'$ 直交座標系の座標値)に対応するアドレスが付されて、三次元データメモリ(4)34に記録される。

10

#### 【0032】

図4は、三次元データ回転部32において座標変換処理が施されたボリュームデータを説明するための図であり、図2に示すボリュームデータに対する座標変換の結果を示している。つまり、図4は、三次元データ回転部32において左室長軸62がyz平面に垂直になるように、各ボクセルの三次元座標値が $x', y', z'$ 直交座標系に変換された結果を示している。左室長軸62がyz平面に垂直になることで、以降の処理における断面積の演算が比較的容易になり、また、左室長軸62が一定方向に向くように断層画像を表示することは診断にも都合がよい。

20

#### 【0033】

図1に戻り、腔断面積演算部36は、心臓に関する切断面を設定して、三次元データメモリ(4)34内の各ボクセルのボクセル値とアドレスに基づいて、切断面内における腔部分の面積である腔断面積を演算する。切断面は、まず、 $x', y', z'$ 直交座標系における $x', y'$ 平面に平行で左室長軸を含む面に設定される。切断面が設定されると、切断面上でボクセル値が1のボクセル(心腔部ボクセル)のボクセル数がカウントされる。腔断面積演算部36は、そのカウント値に基づいて腔断面積を演算する。なお、ボクセル値が1のボクセル集合には、心臓の四腔に対応するボクセルが含まれている。つまり、腔断面積演算部36で演算される腔断面積は四腔に関する断面積に対応する。演算された腔断面積は比較部38に出力される。

30

#### 【0034】

図5は、腔断面積演算部36における切断面の設定を説明するための図である。腔断面積演算部36は、左室長軸62を含む複数の切断面の各々に対して、腔断面積を演算する。つまり、最初に設定された $x', y'$ 平面に平行で左室長軸62を含む切断面70を開始切断面として、開始切断面に対して腔断面積の演算を実行した後、切断面70を左室長軸を回転軸として一定方向(回転方向72)に所定角度ずつ回転移動させ、回転角度180°までの各回転角度位置ごとに腔断面積を演算して、比較部38に出力する。

#### 【0035】

図1に戻り、比較部38および最大値ラッチ部40は、腔断面積演算部36で算出される各回転角度位置ごとの腔断面積の中から最大面積のものを抽出して、最大の腔断面積が得られる際の切断面の回転角度 $\theta_1$ を検出するものである。つまり、比較部38において、腔断面積演算部36から次々出力される各回転角度位置ごとの腔断面積と、最大値ラッチ部40が保持している最大の腔断面積とが比較され、腔断面積演算部36から出力された腔断面積が、最大値ラッチ部40が保持している最大の腔断面積よりも大きい場合に、最大値ラッチ部40が保持する腔断面積は腔断面積演算部36から出力された腔断面積に置換される。

40

#### 【0036】

比較部38は、開始切断面から回転角度180°までの各回転角度位置ごとの腔断面積について最大値ラッチ部40の腔断面積との比較を実施する。最大値ラッチ部40は、回転

50

角度180°までの腔断面積の比較が行われた結果、最終的に保持している最大腔断面積が得られる際の切断面の回転角度を $\theta_1$ として最適断面設定部42に出力する。回転角度 $\theta_1$ の検出は、腔断面積演算部36において、例えば、開始切断面から所定角度を1°として回転角度180°まで、1°単位で実施される。あるいは、開始切断面から角度15°単位で最大面積を抽出した後、その結果得られた回転角度の周辺において、さらに1°単位で最大面積を抽出してもよい。

#### 【0037】

最適断面設定部42は、重心検出部26で検出された重心点、長軸傾き演算部30で算出された傾き、および、最大値ラッチ部40から出力される回転角度に基づいて最適断面を設定する。最大値ラッチ部40から出力される回転角度 $\theta_1$ は、四腔に関する断面積が最大となる切断面を規定するものである。つまり、 $x' y' z'$ 直交座標系において、 $x' y'$ 平面に平行で左室長軸を含む面に対して、左室長軸を回転軸として回転角度 $\theta_1$ の位置に相当する切断面が、四腔に関する断面積が最大となる切断面として規定される。最適断面設定部42はこの切断面を四腔断面として設定する。

10

#### 【0038】

また、最適断面設定部42は、設定した四腔断面に直交する平面で左室長軸を含む平面を二腔断面として設定する。さらに、左室長軸に直交し左室重心を含む平面を短軸断面として設定する。このように、 $x' y' z'$ 直交座標系において、四腔断面、二腔断面および短軸断面が設定される。

#### 【0039】

最適断面設定部42は、三次元データメモリ(1)14に記録された複数のボクセル値、つまり、三次元画像データ集合に対して、切断面を設定する。ただし、三次元データメモリ(1)14に記録された各ボクセル値は、 $x y z$ 直交座標系の座標値に対応したアドレスに記録されている。そこで、最適断面設定部42は、三次元データ回転部32で実行した座標変換と同様な座標変換を三次元データメモリ(1)14に記録された各ボクセル値に対して実行する。つまり、最適断面設定部42は、重心検出部26で検出された重心点の座標値( $X_0, Y_0, Z_0$ )を固定点として、左室長軸を $x y$ 平面上において $\theta_1$ 回転させ、さらに、 $z x$ 平面上において $\theta_2$ 回転させるように、各ボクセルの三次元座標値を変換する。この結果、各ボクセルの座標値は $x' y' z'$ 直交座標系の座標値に変換される。

20

30

#### 【0040】

最適断面設定部42は、 $x' y' z'$ 直交座標系に座標値が変換された三次元画像データ集合に対して、四腔断面、二腔断面および短軸断面を設定し、各断面における心臓の断層画像を形成する。また、最適断面設定部42は、三次元画像データ集合に基づいて心臓の立体画像を形成し、この立体画像に対して、四腔断面、二腔断面および短軸断面の位置を示す面画像を合成した三次元画像を形成する。最適断面設定部42において形成された三次元画像および各断面における断層画像は表示部44に表示される。

#### 【0041】

図6は、表示部44に表示される画像を示す図であり、心臓の四腔を含む三次元画像80、四腔断面による四腔断層画像82、二腔断面による二腔断層画像84および短軸断面による短軸断層画像86を示している。三次元画像80内には、四腔断面カーソル82'、二腔断面カーソル84'および短軸断面カーソル86'が合成されている。各カーソルは対応する断面の位置に表示されるため、ユーザは、三次元画像80の各カーソルの位置に基づいて、各断層画像の形成位置を知ることができる。ユーザは、図6に示される表示画像を見ながら、必要に応じて、各断面の位置を変更してもよい。

40

#### 【0042】

このように、図1に示す超音波診断装置により、心臓に関する四腔断面、二腔断面および短軸断面が設定される。但し、本発明に係る超音波診断装置により設定できる断面はこれらに限らない。例えば、腔断面積演算部36において、左室腔のみの断面積を対象として、左室腔の断面積が最大となる切断面を規定し、最適断面設定部42においてその切断面

50



に直行する二つの切断面を設定することで、左室に関する直交三断面を設定してもよい。また、対象組織も心臓に限定されるものではなく、他の組織に関する断面を設定してもよい。

【0043】

【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、容易に最適断面を設定することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】 ラベリング処理が施されたボリュームデータを説明するための図である。

10

【図3】 長軸傾き演算部において算出される傾きを説明するための図である。

【図4】 三次元データ回転部において座標変換処理が施されたボリュームデータを説明するための図である。

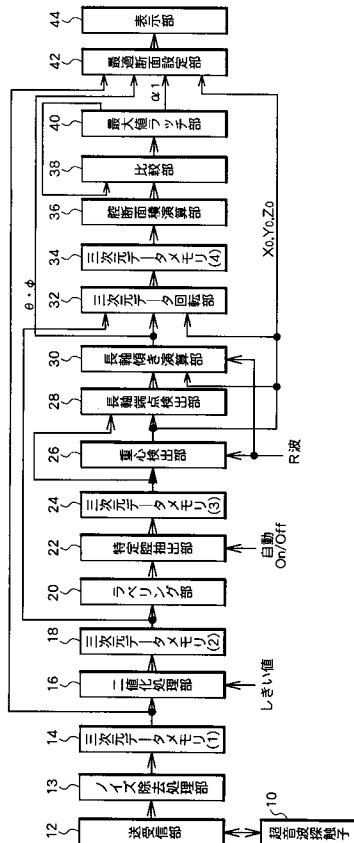
【図5】 腔断面積演算部における切断面の設定を説明するための図である。

【図6】 表示部に表示される画像を示す図である。

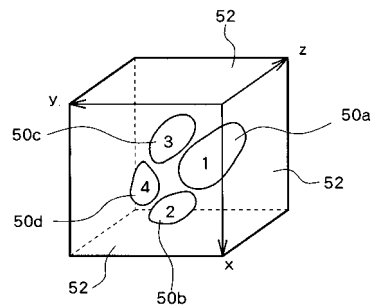
【符号の説明】

20 ラベリング部、22 特定腔抽出部、26 重心検出部、28 長軸端点検出部、36 腔断面積演算部、42 最適断面設定部。

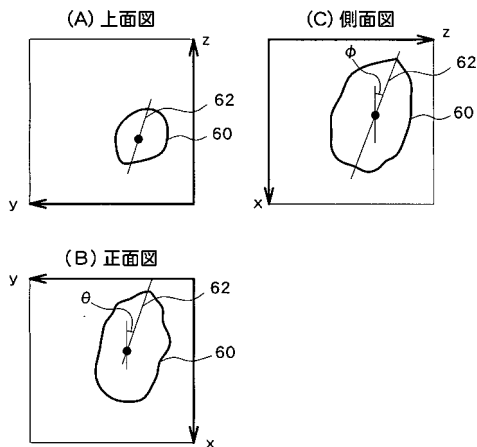
【図1】



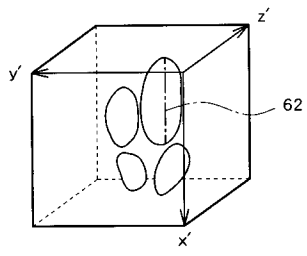
【図2】



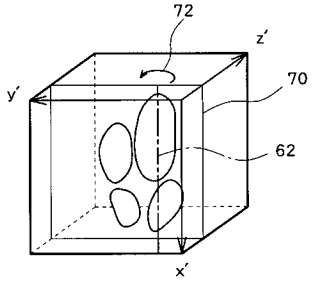
【図3】



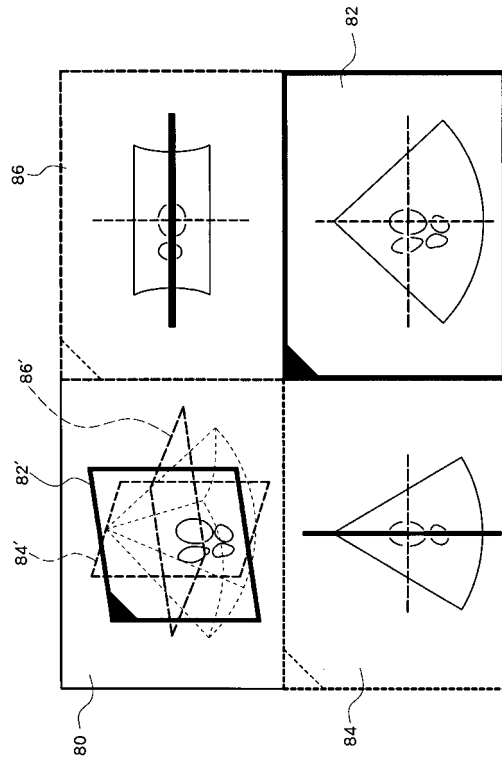
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平6 - 114033 ( J P , A )  
特開平8 - 131436 ( J P , A )  
特開平8 - 206117 ( J P , A )  
特開平9 - 131345 ( J P , A )  
特開2000 - 107183 ( J P , A )  
特開2001 - 128975 ( J P , A )  
特開2002 - 85404 ( J P , A )  
特開2002 - 306483 ( J P , A )  
特開2002 - 330968 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A61B 8/00