

(19) 日本国特許庁(JP)

## 再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2010/038848

発行日 平成24年3月1日 (2012.3.1)

(43) 国際公開日 平成22年4月8日(2010.4.8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

(出願番号 特願2010-531916 (P2010-531916)  
 (21)国際出願番号 PCT/JP2009/067211  
 (22)国際出願日 平成21年10月2日 (2009.10.2)  
 (31)優先権主張番号 特願2008-258822 (P2008-258822)  
 (32)優先日 平成20年10月3日 (2008.10.3)  
 (33)優先権主張国 日本国 (JP)

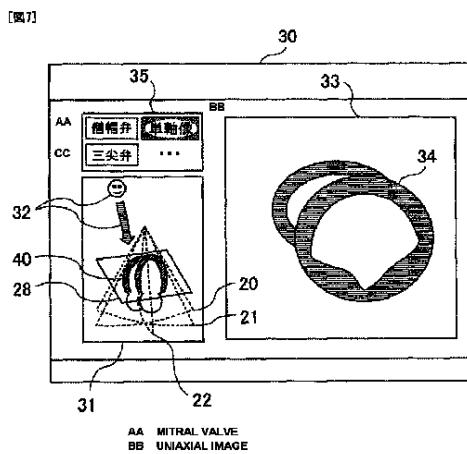
(71)出願人 000153498  
 株式会社日立メディコ  
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
 (72)発明者 長野 智章  
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
 株式会社日立メディコ内  
 F ターム (参考) 4C601 BB03 DD15 EE11 FF08 GB06  
 JC26 JC33 KK27

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波診断装置及び超音波診断用の画像処理装置

## (57) 【要約】

本発明の超音波診断装置は、被検体の臓器の3次元超音波信号を取得する手段と、臓器の2次元標準断面の方向を設定する手段と、検者が観察したい部位の画像の表示パラメータを調整する手段と、上記設定された臓器の2次元標準断面の方向に基づいて、上記3次元超音波信号から2次元標準断面画像を生成する手段と、上記調整された画像の表示パラメータに基づいて、上記3次元超音波信号から観察断面画像及びレンダリング画像を生成する手段と、上記2次元標準断面画像と観察断面画像とレンダリング画像を合成して表示する表示手段を備える。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体の臓器の3次元超音波信号を取得する手段と、  
臓器の2次元標準断面の方向を設定する手段と、  
検者が観察したい部位の画像の表示パラメータを調整する手段と、  
上記設定された臓器の2次元標準断面の方向に基づいて、上記3次元超音波信号から2次元標準断面画像を生成する手段と、  
上記調整された画像の表示パラメータに基づいて、上記3次元超音波信号から観察断面画像及びレンダリング画像を生成する手段と、  
上記2次元標準断面画像と観察断面画像とレンダリング画像を合成して表示する表示手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。 10

**【請求項 2】**

請求項1の超音波診断装置において、  
上記臓器の2次元標準断面の方向を設定する手段は、超音波3次元信号のパターン認識手段であ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の超音波診断装置において、  
上記3次元信号パターン認識手段は、2次元アレイプローブを体表面に垂直な方向を軸に電子的に回転して得られる複数の2次元断面の信号を認識する手段であることを特徴とする超音波診断装置。 20

**【請求項 4】**

請求項2の超音波診断装置において、  
上記3次元信号パターン認識手段は、臓器の2次元画像による検査で使用される標準断面の回転角度を決定することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 5】**

請求項1の超音波診断装置において、  
上記臓器の2次元標準断面の方向を設定する手段は、2次元アレイプローブ筐体に付されたその体表面に対する方向を示すマークを含むことを特徴とする超音波診断装置。 30

**【請求項 6】**

請求項5の超音波診断装置において、  
上記臓器の2次元標準断面の方向を設定する手段は、マークの方向を基準にした標準の回転角として決定されることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 7】**

請求項1の超音波診断装置において、  
上記画像表示パラメータの調整手段は、検者が観察したい部位の種類を指定するユーザインターフェイスを有し、指定された部位の種類に対する標準的な信号パターンとのマッチング演算による観察位置認識手段または記憶装置に記憶されている標準的な位置データを選択する手段を有し、記憶装置に記憶された前記部位の種類に関連づけられた画像表示パラメータを選択する手段を有することを特徴とする超音波診断装置。 40

**【請求項 8】**

請求項7の超音波診断装置において、  
上記検者が観察したい部位の種類を指定するユーザインターフェイスは、装置画面上のメニューからの選択またはプローブ筐体に設置されたスイッチ機構またはフットスイッチまたは音声認識または心電図信号同期の少なくとも一つによって切り替える手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 9】**

請求項8の超音波診断装置において、  
上記心電図信号同期によって断面種類を切り替える手段は、プリセットされた断面種類を、心電図の特定の時相に同期させて順に切り替えていくシーケンス機能を有していることを特徴とする超音波診断装置。 50

**【請求項 10】**

請求項7の超音波診断装置において、

上記指定された部位の種類に対する標準的な信号パターンとのマッチング演算による観察位置認識手段は、記憶装置に記憶しておいた信号パターンを前記取得した3次元信号から信号パターン認識演算によって認識した位置とすることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 11】**

請求項7の超音波診断装置において、

上記記憶装置に記憶されている標準的な位置データを選択する手段は、記憶装置に記憶された部位ごとに関連づけられた標準的な位置データ群から、指定された部位の種類に対応する位置データを選択することを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 12】**

請求項7の超音波診断装置において、

上記記憶装置に記憶された部位の種類に関連づけられた画像表示パラメータを選択する手段は、記憶装置に記憶されている部位の種類に関連付けられた標準的なゲイン、視点、レンダリング、スケールパラメータ群から、指定された部位の各パラメータを選択することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 13】**

請求項1の超音波診断装置において、

上記表示手段は、表示装置上に2次元アレイプローブの向きで取得した2次元標準断面画像と検者が観察したい画像を同時に表示し、前記2次元標準断面画像上に、観察している断面と視点及び視線方向とを表示することを特徴とする超音波診断装置。

20

**【請求項 14】**

被検体の臓器の3次元超音波信号の処理に用いる画像処理装置であって、

臓器の2次元標準断面の方向を設定する手段と、

検者が観察したい部位の画像の表示パラメータを調整する手段と、

上記設定された臓器の2次元標準断面の方向に基づいて、上記臓器の3次元超音波信号から2次元標準断面画像を生成する手段と、

上記調整された画像の表示パラメータに基づいて、上記臓器の3次元超音波信号から観察断面画像及びレンダリング画像を生成する手段と、

上記2次元標準断面画像と観察断面画像とレンダリング画像を合成して表示する表示手段を備えたことを特徴とする超音波診断用の画像処理装置。

30

**【請求項 15】**

請求項14の画像処理装置において、

上記臓器の2次元標準断面の方向を設定する手段は、超音波3次元信号のパターン認識手段であることを特徴とする超音波診断用の画像処理装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、心臓を含む被検体の臓器の超音波3次元画像診断において、検者が観察したい部位の断面の位置を超音波3次元信号から設定して、その部位の画像を表示するようにした超音波診断装置及び超音波診断用の画像処理装置に関する。

40

**【背景技術】****【0002】**

心臓の超音波3次元画像診断では、表示や計測が3次元表示となるため、検者にとって手間がかからず、かつ、理解しやすい表示や操作方法による検査効率の向上が望まれている。検者が観察したい情報は、大量の情報を含む3次元データの一部であり、これを効率良く扱う技術が必要であるが、現状では、3次元画像をレンダリング表示し、トラックボール等の入力機器を用いて3次元画像を回転、拡大・縮小させたり、レンダリングしきい値の調整を行ったりして探索しながら所望の画像を得る操作を必要としている。

**【0003】**

50

3次元計測における計測設定の効率向上技術としては、特許文献1において、計測対象領域を設定するために、装置が3次元データから抽出した2次元画像を表示し、検者がこれを観察しながらジョイスティック等の入力機器を手動操作して、計測対象領域の位置を調整するシステムが提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2001-128975号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

3次元画像を表示するには、検者が観察したい断面の位置や方向、レンダリング等のパラメータを決定する必要がある。上述の特許文献1の方法では、装置が3次元データから2次元画像を抽出して表示し、検者がこれを観察しながら計測対象領域の位置を調整する操作を必要としており、さらなる操作効率の向上が必要である。

【0006】

そこで、本発明では、プローブと臓器の位置関係を決定するとともに、検者が観察したい断面の各種表示パラメータを決定して、臓器の3次元超音波画像の表示処理を行う超音波診断装置及び超音波診断用の画像処理装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するためになされた請求項1記載の本発明の超音波診断装置は、被検体の臓器の3次元超音波信号を取得する手段と、臓器の2次元標準断面の方向を設定する手段と、検者が観察したい部位の画像の表示パラメータを調整する手段と、上記設定された臓器の2次元標準断面の方向に基づいて、上記3次元超音波信号から2次元標準断面画像を生成する手段と、上記調整された画像の表示パラメータに基づいて、上記3次元超音波信号から観察断面画像及びレンダリング画像を生成する手段と、上記2次元標準断面画像と観察断面画像とレンダリング画像を合成して表示する表示手段を備えたことを特徴としている。

【0008】

このような特徴を有する本発明によれば、取得した被検体の臓器の3次元超音波信号内での臓器の2次元標準断面の方向を設定することで、プローブと臓器の位置関係が認識される。そして、検者が観察したい部位に応じた画像表示パラメータが調整されて、その3次元画像を表示することが可能な装置になる。

【0009】

また、本発明の超音波診断用の画像処理装置は、被検体の臓器の3次元超音波信号の処理に用いる画像処理装置であって、臓器の2次元標準断面の方向を設定する手段と、検者が観察したい部位の画像の表示パラメータを調整する手段と、上記設定された臓器の2次元標準断面の方向に基づいて、上記臓器の3次元超音波信号から2次元標準断面画像を生成する手段と、上記調整された画像の表示パラメータに基づいて、上記臓器の3次元超音波信号から観察断面画像及びレンダリング画像を生成する手段と、上記2次元標準断面画像と観察断面画像とレンダリング画像を合成して表示する表示手段を備えたことを特徴とする。

【0010】

このような特徴を有する本発明によれば、取得した被検体の臓器の3次元超音波信号内での臓器の2次元標準断面の方向を設定することで、プローブと臓器の位置関係が認識される。そして、検者が観察したい部位に応じた画像表示パラメータが調整されて、その3次元画像を表示することが可能な装置になる。

【発明の効果】

【0011】

10

20

30

40

50

本発明によれば、従来の入力機器を用いた手動による複雑な画像表示調整に比べて、自動又は半自動処理で補助しながら画像表示調整することにより操作の簡便性を向上させて、超音波検査の操作における検者の負担を軽減することを可能にする。

**【図面の簡単な説明】**

**【0012】**

**【図1】本発明の概略構成を示すブロック図**

**【図2】2次元アレイプローブの開口方向を軸にした2次元標準断面の取得を示す図**

**【図3】心尖部アプローチと傍胸骨アプローチにおける2次元標準断面の回転角を示す図**

**【図4】2次元標準断面を示す図**

**【図5】プローブと観察断面の位置関係を示す図**

**【図6】観察断面選択画面を示す図**

**【図7】観察断面画像と3次元画像の表示例を示す図**

**【図8】観察断面プリセット例を示す図**

**【図9】3次元信号から2次元標準断面を得るための処理フローを示す図**

**【図10】3次元信号から観察断面を得るための処理フローを示す図**

**【図11】本発明が適用される超音波診断装置のブロック図**

**【図12】心電図信号に同期させた観察断面の切り替えタイミングを示す図**

**【発明を実施するための形態】**

**【0013】**

図11は、本発明が適用される超音波診断装置のブロック図である。超音波診断装置100は、被検体200内に超音波を送受信し得られた反射エコー信号を用いて超音波画像を形成して表示するもので、被検体200に超音波を照射し受信する振動子素子を備えた超音波探触子300と、超音波信号を送受信する超音波送受信部400と、受信信号に基づいて超音波画像を構成する超音波画像構成部500と、構成された超音波画像を表示する表示部600と、各構成を制御する制御部700と、制御部に指示を与えるコントロールパネル800と、必要に応じて設けられる心電計900とを有している。

**【0014】**

本発明は、図11の超音波診断装置における、特に「超音波画像構成部500」に特徴を有するものであり、以下、この発明の実施の形態を、図1を用いて説明する。図1は、本実施の形態における超音波診断装置の概略を示すブロック図である。

**【0015】**

図1に示す超音波診断装置は、公知の超音波探触子や超音波送受信部等により構成される3次元超音波信号生成部1と、3次元信号から2次元標準断面を認識する2次元標準断面認識部2と、3次元信号から2次元標準断面画像を生成する2次元標準断面画像生成部3と、検者が観察部位を指定する観察部位指定部4と、前記指定された部位を含む断面を3次元信号から認識する観察断面認識部5と、3次元信号から観察断面画像を生成する観察断面画像生成部6と、3次元信号からレンダリングした画像を生成するレンダリング画像生成部7と、前記2次元標準断面画像と観察断面画像とレンダリング画像を合成して表示する画像合成表示部8を備えている。

**【0016】**

また、2次元標準断面認識部2は、2次元標準断面信号の典型的パターンを記憶している標準断面信号パターン記憶部9と、2次元アレイプローブの開口方向を軸にした回転角度として与えられる標準的な2次元標準断面の角度を記憶する標準断面角度記憶部10と、前記記憶部のデータから標準断面角度を認識する標準断面角度演算部11を備えている。また、観察断面認識部5は、2次元観察断面信号の典型的パターンを記憶している観察断面信号パターン記憶部12と、前記断面の標準的な位置を記憶している観察断面位置記憶部13と、前記断面を表示するための標準的なパラメータを記憶している表示パラメータ記憶部14と、前記記憶部のデータから観察断面の位置や表示パラメータを認識する観察断面表示パラメータ演算部15を備えている。

**【0017】**

10

20

30

40

50

以下、各構成要素を説明する。

3次元超音波信号生成部1は、公知の超音波探触子や超音波送受信部等から構成されるものであり、接続された2次元アレイ超音波プローブで生体組織からの後方散乱波を受信して3次元の超音波信号データを生成する。

#### 【0018】

2次元標準断面認識部2は、3次元超音波信号生成部1の3次元超音波信号から、2次元アレイプローブの開口方向(図2破線)を軸に回転する断面群19に含まれる2次元標準断面20、21、22の回転角度を演算する。回転角度は、2次元標準断面画像生成部3において、3次元超音波信号のデータから2次元標準断面画像の位置(角度)を指定して2次元標準断面画像を生成するために用いられる。

10

#### 【0019】

2次元標準断面画像生成部3は、3次元超音波信号生成部1で得られた3次元超音波信号から、2次元標準断面認識部2で計算された回転角度の2次元断面の画像を生成する。

図2の2次元断面群19の中から、前記回転角度の画像20、21、22を抽出する処理である。

#### 【0020】

観察部位指定部4は、検者が観察したい部位を指定する入力機器で、タッチパネル、スイッチ、キーボード、トラックボール等である。また、図6のプリセットされた観察断面リスト35から観察したい断面を選択する処理も含まれる。

20

#### 【0021】

観察断面認識部5は、前記観察部位指定部4で指定された部位を含む断面を、前記3次元超音波信号から認識し、その断面の画像表示パラメータを設定する。画像表示パラメータは、観察断面画像生成部6において、3次元超音波信号のデータから観察したい断面画像を生成するための位置やゲイン等の画像処理パラメータとして用いられる。また、前記画像表示パラメータは、レンダリング画像生成部7において3次元超音波信号のデータからレンダリング画像を生成するためのしきい値設定や視点等の画像処理パラメータとしても用いられる。

#### 【0022】

観察断面画像生成部6は、3次元超音波信号生成部1で得られた3次元超音波信号から、観察断面認識部5で計算された表示パラメータに基づいて2次元断面画像を生成する。図7の観察断面画像34を生成する。

30

#### 【0023】

レンダリング画像生成部7は、3次元超音波信号生成部1で得られた3次元超音波信号から、観察断面認識部5で計算された表示パラメータに基づいてレンダリング画像を生成する。図7の2次元断面画像表示用サブインドウ31内に表示される心臓の3次元レンダリング像や、図7の観察断面画像34のレンダリング画像を生成する。

#### 【0024】

画像合成表示部8は、前記2次元標準断面画像生成部3と観察断面画像生成部6とレンダリング画像生成部7から出力される画像を合成して、超音波診断装置の画面30に表示する。

#### 【0025】

標準断面信号パターン記憶部9は、2次元標準断面認識部2において、3次元信号の中から標準断面信号のある断面の位置を得るために、マッチングをとるための基準となる標準断面(図4の心尖部2腔像21、心尖部4腔像22、心尖部長軸像20、傍胸骨長軸像24、傍胸骨短軸像25)の信号パターンが記憶されている。

40

#### 【0026】

標準断面角度記憶部10は、3次元信号における標準断面の標準的な位置(角度)を記憶しており、図3の角度23、26に相当する。前記マッチング処理を行わず、半自動的に角度を検出する際(図9(b))に用いられる。

#### 【0027】

標準断面角度演算部11は、標準断面信号パターン記憶部9に記憶されている信号パターンと3次元信号中の2次元信号パターンのマッチングを行って標準断面の角度を決定する。

50

すなわち、図2の0～180度で回転させて得られた断面群19と標準断面信号パターン記憶部9の標準断面信号パターンとのマッチング演算を行って、最もマッチした断面の角度を得る。

#### 【0028】

または、標準断面角度記憶部10に記憶されている標準の角度と、2次元アレイプローブの体表へ接する角度とを併せて標準断面角度を決定する。すなわち、プローブの体表への角度により、おおまかに心臓の方向がわかるので、これに、標準的断面角度を加えることにより、標準断面の角度を計算する。

#### 【0029】

観察断面信号パターン記憶部12は、心臓超音波検査で最適に観察される代表的な断面(例えば、僧帽弁を観察しやすい断面や、乳頭筋を観察しやすい断面など)の信号パターンが記憶されており、観察部位指定部4で指定されたパターンが呼び出される。これらは、観察断面位置記憶部13に記憶されている位置データおよび表示パラメータ記憶部14に記憶されている表示パラメータと対になって記憶されている。

10

#### 【0030】

観察断面位置記憶部13は、前記代表的な断面の3次元信号中での位置が記憶されており、例えば、プローブから断面への距離や、断面の法線ベクトルなど位置を指定するものである。

#### 【0031】

表示パラメータ記憶部14は、観察断面を表示する際のパラメータが記憶されており、例えば、3次元画像のレンダリングの際のしきい値や、ゲイン、視点、スケール設定などである。

20

#### 【0032】

観察断面表示パラメータ演算部15は、観察部位指定部4で指定された部位の観察断面位置記憶部13の観察断面標準位置を呼び出して、おおまかに観察断面を決定した後、観察断面信号パターンを観察断面信号パターン記憶部12から読み出し、この信号パターンと前記標準位置近傍の2次元信号パターンとのマッチング演算を行って観察断面信号の位置を詳細に決定する。または、半自動的な処理(図10(b))の場合には、観察断面位置記憶部13に記憶されている標準的な断面位置として観察断面位置を決定する。そして、表示パラメータ記憶部14に記憶されている表示パラメータ群から観察部位指定部4で指定された部位のパラメータを読み出す。このパラメータは、観察断面画像生成部6とレンダリング画像生成部7において画像を生成するための画像処理パラメータとして用いられる。

30

#### 【0033】

なお、2次元標準断面画像生成部3、観察断面画像生成部6、レンダリング画像生成部7、標準断面角度演算部11及び観察断面表示パラメータ演算部15は、通常CPUにより構成され、プログラムによって動作するものである。

#### 【0034】

##### (全体の動作)

検者が2次元アレイプローブを体表面に接触させると、最初に2次元標準断面認識部2によって、2次元アレイプローブの開口方向を軸に回転する断面で得られる2次元標準断面の回転角度を演算する。そして、2次元標準断面画像生成部3によって前記回転角度位置の2次元標準断面画像を得る。次に、観察断面認識部5によって、検者が観察したい部位の3次元信号中での位置を計算する。そして、観察断面画像生成部6によって前記位置の断面画像を得る。また、表示パラメータ記憶部14から観察部位の標準的な表示パラメータを用いて、レンダリング画像生成部7によってレンダリング画像を生成する。最後に、2次元標準断面画像と観察断面画像とレンダリング画像を合成する画像合成表示部8によって画面表示する。

40

#### 【0035】

なお、画像合成表示部8が、2次元標準断面画像と観察断面画像とレンダリング画像を合成して画面表示する際に、全ての画像を合成表示する必要はなく、適宜選択して表示して

50

も良い。

#### 【0036】

また、本発明において、画像処理は、超音波診断装置におけるオンライン処理とともにできるが、画像処理装置におけるオンライン処理あるいはオフライン処理ともできる。

#### 【0037】

GUI上での動作を説明する。3次元データが取得されると、最初に図6の画面が表示される。前記のとおり2次元標準断面画像は3次元信号から自動的に認識されて、図6の2次元断面画像表示用サブインドウ31内において、3次元画像に重畠して表示20、21、22される。また、プリセットされている観察したい断面のリスト35が表示されている。

10

#### 【0038】

次に、リスト35から観察したい断面を選択する。これは、検者が入力機器を用いて手動で選択するか、心電図信号の特定の時相で自動的に選択される。図6では、短軸像を選択したところで、わかりやすいように反転や点滅表示する。

#### 【0039】

前記のように観察断面が選択されると、3次元データから観察した断面を認識して、その結果を図7のように表示する。図7の観察断面表示用サブインドウ33には、観察したい断面(例では短軸像)34が表示される。これと同時に、2次元断面画像表示用サブインドウ31では、3次元データにおける断面の位置28を表示する。その断面28は3次元画像に重畠して表示され、その視線方向32が表示される。

20

#### 【0040】

以下、2次元標準断面認識部2と観察断面認識部5と画像合成表示部8の動作について詳細に説明する。

#### 【0041】

##### (2次元標準断面認識部2の動作)

2次元標準断面認識部2は、3次元信号中における心臓の2次元標準断面の方向を決定することを目的として、プローブの開口方向を軸にして回転させた複数の断面19の中で、2次元標準断面(図4の心尖部2腔像21、心尖部4腔像22、心尖部長軸像20、傍胸骨長軸像24、傍胸骨短軸像25)を認識するものである。図2、3、4およびフローチャート図9を用いて説明する。

30

#### 【実施例1】

#### 【0042】

信号のパターンマッチングを利用し全自动で動作するものである。図9(a)のフローチャートに沿って説明する。最初に検者は2次元アレイプローブを体表面に接触させる(S111)。装置は、図2のように2次元アレイプローブ16の開口方向を軸にして回転させて得られる0~180度にわたる2次元断面信号19を得る(S112)。標準断面信号パターン記憶部9に記憶しておいた標準断面信号パターンと前記断面信号のパターンのマッチング演算を行い、最もマッチしたパターンの角度を2次元標準断面の角度23として設定する(S113)。マッチングの演算は、相関演算などの公知の方法による。

#### 【0043】

例えば、図3(a)のように心尖部アプローチの場合には、心尖部長軸像20、心尖部2腔像21、心尖部4腔像22がどの角度の画像かが認識されることにより、それらの角度関係23が得られ、これらを標準断面として、2次元標準断面画像生成部3によって画像化し、画像合成表示部8によって標準断面画像表示用のサブインドウ31に表示する(S114)。図3(b)のように傍胸骨アプローチの場合には、同様に傍胸骨長軸像24と傍胸骨短軸像25との角度関係26を得て画像表示する。

40

#### 【0044】

これにより、検者に設定操作をさせることなく、自動的に標準断面を表示することが可能である。また、信号のパターンマッチング演算を用いることによって、より正確に標準断面位置を求めることが可能である。

50

## 【実施例2】

## 【0045】

2次元アレイプローブの筐体に設けたマーク18を利用して半自動的に動作する方法である。図9(b)のフローチャートに沿って説明する。最初に検者は2次元アレイプローブを体表面に接触させる(S121)。このとき、プローブに付されたマーク18を例えば体表方向や頭部方向のように特定の方向に向けて接触させる。このとき、プローブと心臓の位置関係は物理的に決まるので心臓の描画方向のおおまかな角度が求められる。標準断面角度記憶部10に記憶しておいた標準断面角度を読み出して、前記心臓の描画方向に標準断面の角度を加えることによって標準断面角度を設定する(S122)。

## 【0046】

実施例1と同様に、これらを標準断面として、2次元標準断面画像生成部3によって画像化し、画像合成表示部8によって標準断面画像表示用サブインドウ31に表示する(S123)。

## 【0047】

これにより、検者は、2次元アレイプローブの向きを特定方向に合わせて体表面に接触させる簡単な操作により、標準断面を表示することが可能である。画像のパターンマッチングを用いなくても、プローブに付されたマークを利用することによって、簡便に標準断面位置を求めることが可能である。

## 【0048】

## (観察断面認識部5の動作)

観察断面認識部5は、3次元信号中における、検者が観察したい部位の断面の位置を決定するものである。図5とフローチャート図10を用いて説明する。

## 【実施例3】

## 【0049】

画像のパターンマッチングを利用して自動的に設定する方法である。図10(a)のフローチャートに沿って説明する。最初に、検者は観察したい部位を観察断面リスト35上で入力機器を用いて指定する(S211)。超音波診断装置本体上のトラックボール等か図5に示す2次元アレイプローブの筐体に設けてある部位選択スイッチ17を用いて指定する。

## 【0050】

または、フットスイッチや音声認識の少なくとも一つによって指定しても良い。心電計からの心電図信号が入力されている場合には、心電図信号の特定の時相に同期して、先にプリセットしておいた観察断面を特定時相になる度(1心拍ないし数心拍毎)に切り替えても良い。

## 【0051】

例えば、図12のように心電図のR波の時相を切り替えタイミング(太線矢印)、4心拍(点線矢印)毎に切り替えても良い。プリセットされた断面は観察断面リスト35のように画面上にリスト表示しておき、断面が切り替わる毎に、現在選択されている断面を反転表示させるなどの強調表示を行う。

## 【0052】

プリセットは、例えば、図8に示すように、弁を観察するために弁のみのリスト36、標準断面を観察するためのリスト37、短軸像を観察するためのリスト38などを用意しておいても良い。また、特定の患者、疾患、検査に必要な断面を含んだ任意のリストを作成することも可能であり、あらかじめ検査手順に沿って観察したい部位をリスト化39しておくことも可能である。前記指定した部位について、観察断面位置記憶部13に記憶されている位置情報を読みだして、その位置の信号を取得する(S212)。観察断面の位置情報は、プローブからの距離27、断面の法線ベクトル29で表現することができるが、任意の基準位置からの角度などの数値で表現してもよい。2次元標準断面認識部2によって3次元信号中の心臓の方向(回転角)が計算されているので、例えば、法線ベクトルをこの回転角だけ回転させれば観察断面の位置が求められる。

## 【0053】

これだけでは、位置の精度に不十分な場合があるので、観察断面信号パターン記憶部12

10

20

30

40

50

に記憶されている観察断面信号パターンを用いた信号パターンマッチングによる微調整を行う。S212で取得された断面の位置の近傍において、この断面を3次元超音波信号内で微小距離移動または微小角度傾けながら、前記観察断面信号パターンに最もよく一致した断面を探索し、その位置を観察断面の位置として認識する(S213)。

#### 【0054】

マッチングの演算は、相関演算などの公知の方法による。そして、観察部位指定部4によって指定された部位の表示パラメータを表示パラメータ記憶部14から取り出して、観察断面画像生成部6とレンダリング画像生成部7において、この表示パラメータを用いた画像を生成し、画像合成表示部8で画像を表示する(S214)。

#### 【0055】

この実施例によれば、検者が指定する部位の断面を自動的に表示することが可能である。

#### 【0056】

また、画像のパターンマッチングを用いることによって、より正確に標準断面位置が求められ、さらに、表示パラメータを自動設定するので簡便に見やすい画像を得ることが可能である。プローブ筐体に設けた部位選択スイッチ17により片手での容易な操作も可能である。

#### 【実施例4】

#### 【0057】

実施例3をベースにして半自動的に設定する方法である。図10(b)のフローチャートに沿って説明する。最初に、検者は観察したい部位を実施例3と同様に入力機器を用いて指定する(S221)。観察断面位置記憶部13から前記指定した部位の位置情報を読み出して、その位置に観察断面を設定する(S222)。そして、指定された部位の表示パラメータを表示パラメータ記憶部14から取り出して設定して画像表示する(S223)。ここで、トラックボール等の入力機器を用いて、その位置を微調整する(S224)。入力機器の操作と連動して、図7の断面28の位置も変化する。また、操作と同時に表示パラメータの微調整を行って(S225)、観察断面画像34を表示する(S226)。

#### 【0058】

この実施例によれば、検者が観察したい位置にいったん調整した後に微調整を手動で行うことができるので、従来のように3次元信号全体から観察したい部位を探索する手間が無くなり、局所的な微調整のみの簡便な操作で画像表示することが可能である。

#### 【0059】

##### (画像合成表示部8の動作)

画像合成表示部8は、2次元標準断面画像と観察断面画像とレンダリング画像を合成して、超音波診断装置の画面に表示する。図7は超音波診断装置の表示装置の画面30である。サブウインドウ31には、2次元標準断面画像生成部3から出力される標準断面画像と心臓のレンダリング画像40が表示され、そのウィンドウの中に法線ベクトル方向に視線方向と視点32が表示される。サブウインドウ33には、検者が指定した部位の観察断面画像34が表示される。また、断面28は、3次元空間上で、観察断面がどの位置にあるかを示している。図7では、観察断面画像34は、断面28の位置の画像であることを示しており、3次元信号と観察部位の関係を理解しやすく表示する。この例では、左心室短軸像乳頭筋レベルの画像を検者が指定したところであり、心尖部アプローチ像を横方向に断面をとって短軸像を表示しているところである。リスト35は、観察したい断面を入力機器によって指定する機能を有しており、プリセットされている断面種類が表示される。また、現在表示中の断面は反転表示されるなど強調表示される。

#### 【0060】

これにより、2次元アレイプローブが向いている方向の画像と観察したい部位の画像を同時表示し、かつ、視点を表示することによって、その位置関係が理解しやすい表示方法になる。

#### 【0061】

10

20

30

40

50

以上の実施形態では、被検体の臓器の例を心臓で説明したが、他の臓器、器官にも適用可能である。例えば、肝臓など心臓の拍動や体動に影響される臓器であっても、本発明の実施形態を簡単に拡張できる。

#### 【0062】

以上、本発明者によってなされた発明を実施形態に基づき具体的に説明したが、本発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で種々変更可能であることは言うまでもない。

#### 【符号の説明】

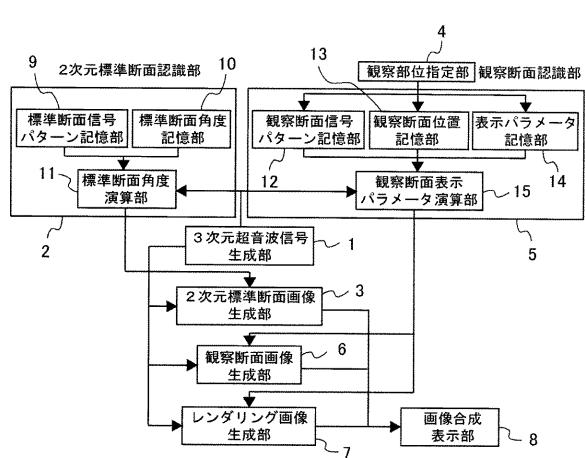
#### 【0063】

1 3次元超音波信号生成部、 2 2次元標準断面認識部、 3 2次元標準断面画像生成部、 4 観察部位指定部、 5 観察断面認識部、 6 観察断面画像生成部、 7 レンダリング画像生成部、 8 画像合成表示部、 9 標準断面信号パターン記憶部、 10 標準断面角度記憶部、 11 標準断面角度演算部、 12 観察断面信号パターン記憶部、 13 観察断面位置記憶部、 14 表示パラメータ記憶部、 15 観察断面表示パラメータ演算部、 16 2次元アレイプローブ、 17 観察部位選択スイッチ、 18 2次元アレイプローブ方向指示マーク、 19 2次元アレイプローブの開口方向を軸にした2次元断面画像、 20 心尖部長軸像、 21 心尖部2腔像、 22 心尖部4腔像、 23 心尖部アプローチにおける2次元標準断面の回転角度、 24 傍胸骨長軸像、 25 傍胸骨短軸像、 26 傍胸骨アプローチにおける2次元標準断面の回転角度、 27 プローブから観察断面への距離、 28 2次元断面像上における観察断面、 29 観察断面の法線ベクトル、 30 超音波診断装置の表示画面、 31 2次元断面画像表示用サブインドウ、 32 視点と視線方向、 33 観察断面表示用サブインドウ、 34 観察断面画像、 35 観察断面リスト、 36 弁観察用プリセット、 37 標準断面観察用プリセット、 38 短軸像観察用プリセット、 39 任意断面観察用プリセット、 40 心臓の3次元レンダリング像、 100 超音波診断装置、 200 被検体、 300 超音波探触子、 400 超音波送受信部、 500 超音波画像構成部、 600 表示部、 700 制御部、 800 コントロールパネル、 900 心電計

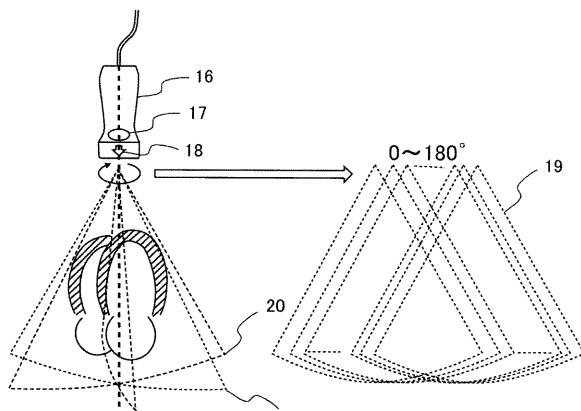
10

20

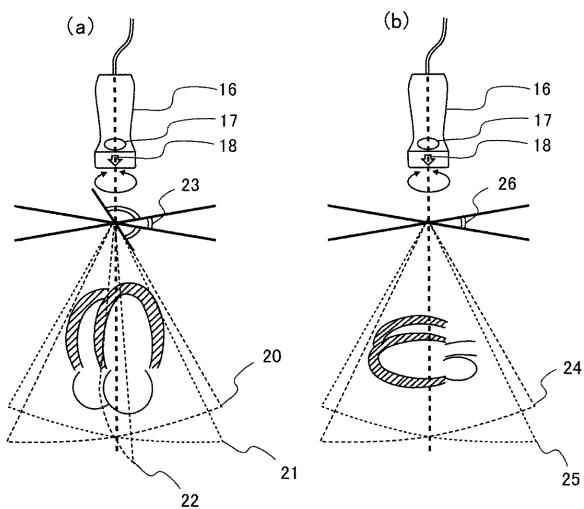
【図1】



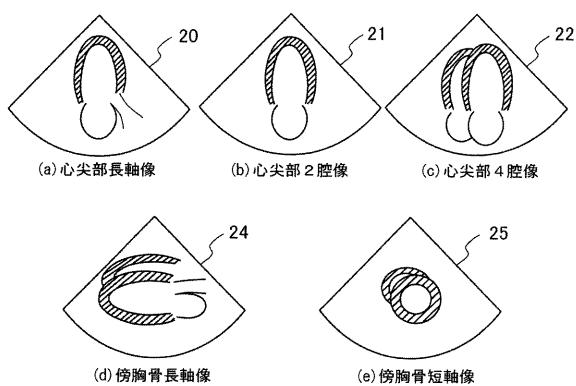
【 図 2 】



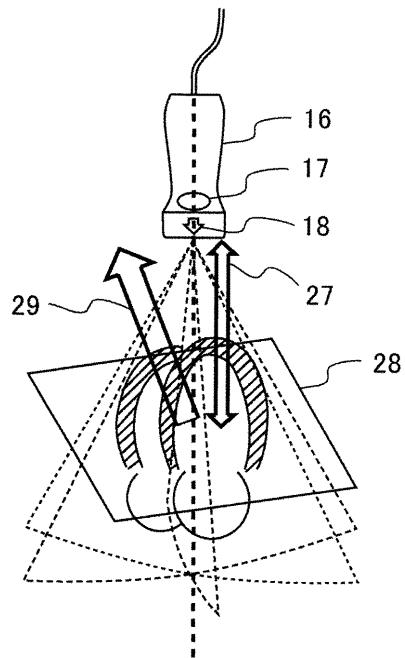
( 3 )



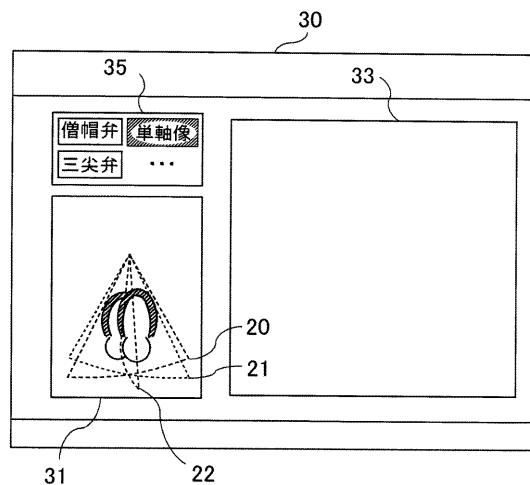
( 4 )



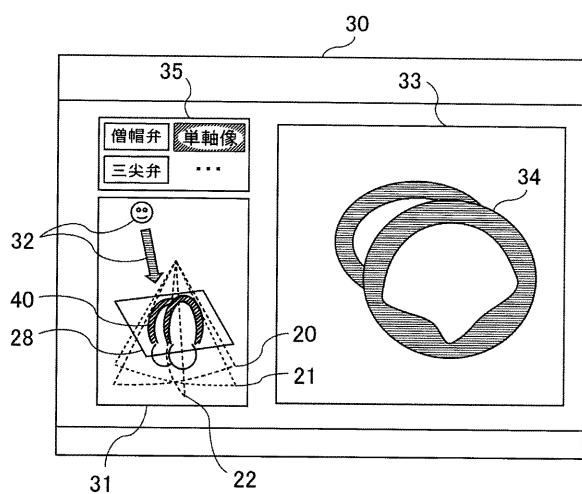
【図5】



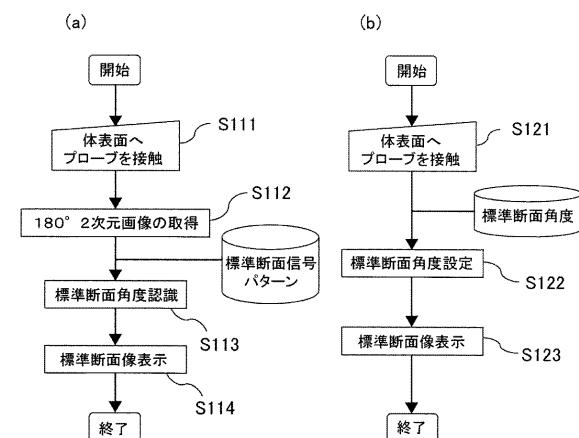
【図6】



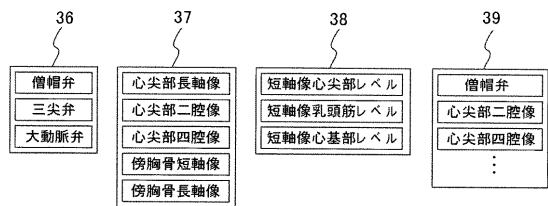
【図7】



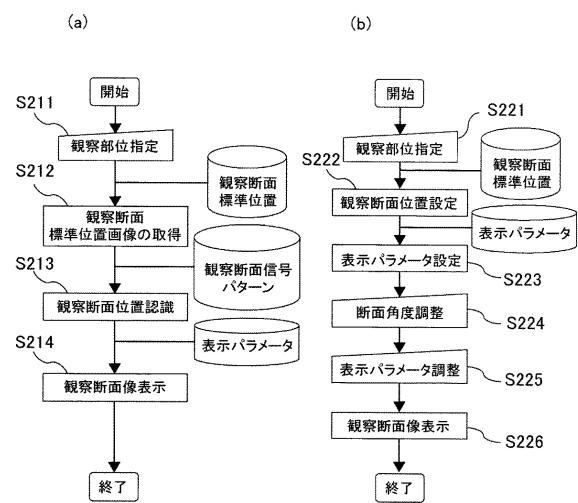
【図9】



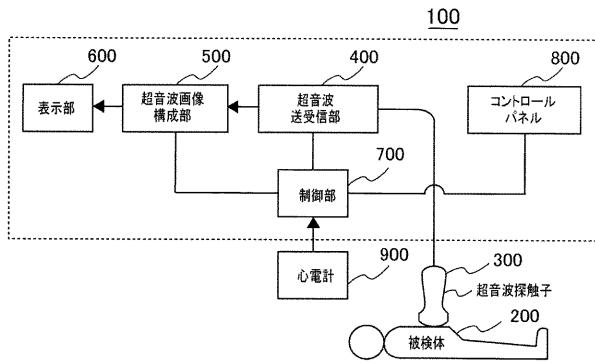
【図8】



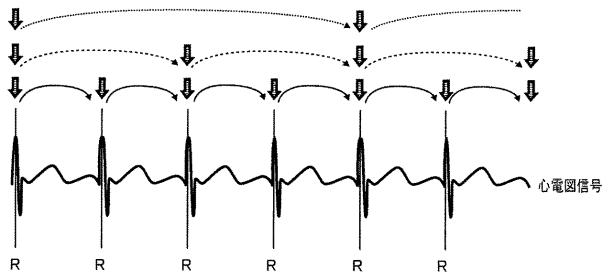
【図10】



【図11】



【図12】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2009/067211
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2009 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2009 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2009		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 8-131403 A (Toshiba Medikaru Enjiniaringu Kabushiki Kaisha), 28 May 1996 (28.05.1996), paragraphs [0001], [0045] to [0051]; fig. 19 (Family: none)	1-4, 7, 8, 10-15 9
X Y	JP 2008-534082 A (Eastern Virginia Medical School), 28 August 2008 (28.08.2008), paragraphs [0044], [0049] & US 2005/0251036 A1 & WO 2004/093687 A1 & CN 1784177 A	1, 14 5, 6
Y	JP 2004-141522 A (Aloka Co., Ltd.), 20 May 2004 (20.05.2004), abstract (Family: none)	5, 6
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:        "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance        "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date        "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)        "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means        "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed     </p>		<p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention        "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone        "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art        "&amp;" document member of the same patent family     </p>
Date of the actual completion of the international search 25 November, 2009 (25.11.09)		Date of mailing of the international search report 08 December, 2009 (08.12.09)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2009/067211

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2006-526451 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 24 November 2006 (24.11.2006), abstract & US 2007/0032724 A1 & WO 2004/106970 A1 & CN 1798988 A	9

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2009/067211																
<p>A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i</p>																		
<p>B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00</p>																		
<p>最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの</p> <table> <tr><td>日本国実用新案公報</td><td>1922-1996年</td></tr> <tr><td>日本国公開実用新案公報</td><td>1971-2009年</td></tr> <tr><td>日本国実用新案登録公報</td><td>1996-2009年</td></tr> <tr><td>日本国登録実用新案公報</td><td>1994-2009年</td></tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2009年	日本国実用新案登録公報	1996-2009年	日本国登録実用新案公報	1994-2009年							
日本国実用新案公報	1922-1996年																	
日本国公開実用新案公報	1971-2009年																	
日本国実用新案登録公報	1996-2009年																	
日本国登録実用新案公報	1994-2009年																	
<p>国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）</p>																		
<p>C. 関連すると認められる文献</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>引用文献の カテゴリー*</th> <th>引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示</th> <th>関連する 請求項の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>JP 8-131403 A (東芝メディカルエンジニアリング株式会社) 1996.05.28</td> <td>1-4, 7, 8, 10-15</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>段落 1, 45-51、図 19 (ファミリーなし)</td> <td>9</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>JP 2008-534082 A (イースタン ヴァージニア メディカル スクール)</td> <td>1, 14</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>2008.08.28 段落 44, 49 &amp; US 2005/0251036 A1 &amp; WO 2004/093687 A1 &amp; CN 1784177 A</td> <td>5, 6</td> </tr> </tbody> </table>				引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	X	JP 8-131403 A (東芝メディカルエンジニアリング株式会社) 1996.05.28	1-4, 7, 8, 10-15	Y	段落 1, 45-51、図 19 (ファミリーなし)	9	X	JP 2008-534082 A (イースタン ヴァージニア メディカル スクール)	1, 14	Y	2008.08.28 段落 44, 49 & US 2005/0251036 A1 & WO 2004/093687 A1 & CN 1784177 A	5, 6
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号																
X	JP 8-131403 A (東芝メディカルエンジニアリング株式会社) 1996.05.28	1-4, 7, 8, 10-15																
Y	段落 1, 45-51、図 19 (ファミリーなし)	9																
X	JP 2008-534082 A (イースタン ヴァージニア メディカル スクール)	1, 14																
Y	2008.08.28 段落 44, 49 & US 2005/0251036 A1 & WO 2004/093687 A1 & CN 1784177 A	5, 6																
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。																
<p>* 引用文献のカテゴリー</p> <p>「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの      「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの      「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）      「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献      「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</p> <p>の日の後に公表された文献      「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの      「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの      「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの      「&amp;」同一パテントファミリー文献</p>																		
国際調査を完了した日 25. 11. 2009	国際調査報告の発送日 08. 12. 2009																	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 右高 孝幸	2Q	9808															
	電話番号 03-3581-1101 内線 3292																	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2009/067211
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2004-141522 A (アロカ株式会社) 2004. 05. 20 要約 (ファミリーなし)	5, 6
Y	JP 2006-526451 A (コーニングレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴイ) 2006. 11. 24 要約 & US 2007/0032724 A1 & WO 2004/106970 A1 & CN 1798988 A	9

---

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,SE,SI,S,K,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PE,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(注)この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項（実用新案法第48条の13第2項）により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断用图像处理装置		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2010038848A1</a>	公开(公告)日	2012-03-01
申请号	JP2010531916	申请日	2009-10-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	長野智章		
发明人	長野 智章		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/523 G01S7/52063 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/GB06 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/KK27		
优先权	2008258822 2008-10-03 JP		
其他公开文献	JPWO2010038848A5 JP5491405B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

解决问题的手段本发明的超声波诊断装置包括用于获取对象器官的三维超声信号的装置，用于设定器官的二维标准截面的方向的装置，显示参数用于根据器官的二维标准横截面的设定方向从三维超声信号产生二维标准横截面图像的装置;用于基于调整的图像显示参数产生二维标准横截面图像的装置用于从三维超声信号产生观察截面图像和绘制图像的装置，以及用于合成和显示二维标准截面图像，观察截面图像和渲染图像的显示装置。

