

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4413909号
(P4413909)

(45) 発行日 平成22年2月10日(2010.2.10)

(24) 登録日 平成21年11月27日(2009.11.27)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2006-274204 (P2006-274204)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成18年10月5日(2006.10.5)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願平10-311367の分割		東京都港区芝浦一丁目1番1号
原出願日	平成10年10月30日(1998.10.30)	(74) 代理人	100058479
(65) 公開番号	特開2007-38016 (P2007-38016A)		弁理士 鈴江 武彦
(43) 公開日	平成19年2月15日(2007.2.15)	(74) 代理人	100091351
審査請求日	平成18年10月5日(2006.10.5)		弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3次元超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の3次元領域を超音波で走査可能な3次元超音波診断装置において、

前記3次元領域内の断層面を超音波で走査して該断層面に対応する画像を生成して表示する第1の表示モードと、前記3次元領域内の任意の局所領域を超音波で3次元に走査して前記局所領域に対応する3次元的画像を生成して表示する第2の表示モードと、前記局所領域と前記断層面の位置に従って位置整合して、前記断層面に対応する画像と前記3次元的画像とを同時表示する第3の表示モードとを選択可能であり、

前記局所領域の大きさ及び位置の変更を支援するための支援情報を表示し、

前記支援情報には、前記3次元領域の中心軸に対して略直交する任意深度の断層面に関するCモード像が含まれることを特徴とする3次元超音波診断装置。

【請求項 2】

前記3次元的画像の表示上の見込み位置が変更可能であることを特徴とする請求項1記載の3次元超音波診断装置。

【請求項 3】

前記Cモード像の断層面を前記3次元領域の中心軸にそって自動的に上下移動することを特徴とする請求項1記載の3次元超音波診断装置。

【請求項 4】

前記2つの断層面の少なくとも一方を、任意の空間的及び時間的間隔で自動的に移動することを特徴とする請求項1記載の3次元超音波診断装置。

10

20

【請求項 5】

前記 3 次元走査可能領域の中心軸を回転中心として、前記 2 つの断層面の少なくとも一方を自動的に回転することを特徴とする請求項 4 記載の 3 次元超音波診断装置。

【請求項 6】

前記 2 つの断層面の少なくとも一方に略直交する方向に沿って前記 2 つの断層面の少なくとも一方を自動的に移動することを特徴とする請求項 4 記載の 3 次元超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内部を 3 次元的に映像化する 3 次元超音波診断装置に係り、特にリアルタイム性を向上する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

近年では、2 次元アレイ型の超音波探触子等を使って、被検体内部の 3 次元領域を超音波で走査（3 次元スキャンとか、ボリュームスキャンとか呼ばれている）して、3 次元画像を表示する試みが色々なされており、リアルタイムに 3 次元走査を行い、複数の断層像を同時にリアルタイムに表示するシステムも発表されている。

【0003】

従来の 2 次元の断層画像を表示する超音波診断装置では、断層面内で超音波を移動すればよいが、3 次元では超音波を 3 次元領域内で縦横に隈無く動かす必要がある。リアルタイム性を維持して内部組織の自然な動きを再現するためには、3 次元領域内を一通り走査するのに要する時間を短縮して、時間分解能（ボリュームレート）、つまり 1 秒間に 3 次元領域を走査する回数を、2 次元走査の場合と同様に毎秒 30 回程度まで向上する必要がある。

【0004】

周知の通り、超音波の人体内における伝播速度（音速）はほとんど一定で、超音波を走査して人体内の画像情報を得る超音波診断の基本的なシステムの基では、単位時間あたりに走査できる超音波走査線数は上記物理的限界に依存ところが大きい。つまり、超音波の 1 回の送受信に要する時間としては、視野深度と上記伝搬速度とによって絶対的に決まってしまうので、1 秒あたりの超音波走査線数は 2 次元、3 次元に関わらずほぼ固定的である。

【0005】

このためリアルタイムの 3 次元走査を実現するためには、空間分解能（超音波走査線の密度）を減らして、画質の劣化を我慢するしかなかった。このような 1 秒あたりの超音波走査線数を飛躍的に向上するために、ディジタルビームフォーマとして知られている多方向同時受信のような高速化手段の採用が検討されているが、それでも 1 回の送信で数本を受信するに止まっており、3 次元走査においては時間分解能と空間分解能とを両方共に実用域で満足させることはできないのが現状であった。

【0006】

上述したように、超音波の音速による物理的な制約から、超音波の走査を従来の 2 次元断層面から 3 次元ボリューム領域に拡大した場合、表示する断層面で比較すると超音波走査線の密度が低下し、画像劣化が生じるという根本的な問題が発生する。すなわち、超音波診断においては、従来高画質な画像が要求されており、3 次元的な表示を行うことで本来の画像情報が希薄になることは大きな問題となる。

【0007】

また、超音波診断画像は組織性状の差異を輝度で表現する表示法を主としており、この画像情報全てを 3 次元的に表示することは難しく、適切な 3 次元表示手法が確立されていないという問題もある。

【0008】

また、超音波診断装置の B モード画像と血流像を同時に収集し、それぞれ 3 次元画像と

10

20

30

40

50

して再構成し合成表示する要求は大きく、実際に表示法を提案した例もあるが、そのような場合でも超音波のＢモード画像と血流像の３次元的な表示によりそれぞれ相互の位置関係や個々の３次元的な形状を十分に観察するには３次元的な表示の表現手段に乏しく、十分といえるものではなかった。

【０００９】

さらに、超音波画像を３次元的に表示する場合、Ｘ線ＣＴやＭＲＩといった画像診断装置とは異なり収集画像の表示エリアが小さく、また表示形状も超音波探触子の走査法により多数あるため、収集画像を再構成して作る３次元画像もその方向や形状にバラエティーがあり、使用者は表示している３次元画像のオリエンテーションを見失ってしまいやすいという問題があった。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１０】

本発明の目的は、被検体内部を３次元的に表示する超音波診断装置において、空間分解能と時間分解能とを共に向上することにある。

【課題を解決するための手段】

【００１１】

本発明のある局面は、被検体内の３次元領域を超音波で走査可能な３次元超音波診断装置において、前記３次元領域内の断層面を超音波で走査して該断層面に対応する画像を生成して表示する第１の表示モードと、前記３次元領域内の任意の局所領域を超音波で３次元に走査して前記局所領域に対応する３次元的な画像を生成して表示する第２の表示モードと、前記局所領域と前記断層像の位置に従って位置整合して、前記断層面に対応する画像と前記３次元的な画像とを同時表示する第３の表示モードとを選択可能であり、前記局所領域の大きさ及び位置の変更を支援するための支援情報を表示し、前記支援情報には、前記３次元領域の中心軸に対して略直交する任意深度の断層面に関するＣモード像が含まれることを特徴とする。

20

【発明の効果】

【００１２】

本発明によれば、被検体内部を３次元的に表示する超音波診断装置において、空間分解能と時間分解能とを共に向上することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【００１３】

以下に、図面を参考にして、本発明を好ましい実施形態により説明する。図１に本実施形態の超音波診断装置の構成を概略的に示している。本装置は、超音波探触子１と、装置本体１２と、ディスプレイ７と、走査パネル１１とから構成される。超音波探触子１は、被検体の内部の３次元領域を超音波により電子的に高速で走査することができるように、電気信号と音響信号とを相互変換するための複数の振動素子がマトリクス状に配列されてなる２次元アレイ型が採用されている。

【００１４】

装置本体１２は、送受信ユニット２と、デジタルビームフォーマスイッチユニット３と、画像処理ユニット１３と、ホストＣＰＵ７(HostCPU) １０と、ディスプレイユニット(Display Unit) ９とから構成されている。送受信ユニット２は、送受信切替用スイッチ(T/R SW) ２３と、送信器(Transmitter) ２１と、プリアンプ(Pre AMP) ２２とから構成される。スイッチ２３は、超音波の送信時には、超音波探触子１に送信器２１を接続し、またエコーの受信時には、超音波探触子１にプリアンプ２２を接続する。

40

【００１５】

送信器２１は、図示しないが、クロック発生器、分周器、送信遅延回路、パルサから構成され、クロック発生器で発生されたクロックパルスに分周器で例えば６ＫＨｚ程度のレートパルスに落とし、このレートパルスを送信遅延回路を通してパルサに与えて高周波の電圧パルスを発生し、振動素子を駆動する、つまり機械的に振動させるようになっている

50

。こうして発生された超音波は、被検体内の音響インピーダンスの境界で反射して、超音波探触子 1 に戻ってきて、振動素子を機械的に振動する。これにより各振動素子に電気信号が個別に発生する。この電気信号は、プリアンプ 2 2 で増幅された後、ディジタルビームフォーマユニット 3 に送られ、整相加算される。これにより、指向性を有する信号（受信信号）が生成される。

【 0 0 1 6 】

なお、被検体内部の 3 次元領域を一通り超音波で走査する時間、つまり 3 次元走査（ポリウムスキャンともいう）に要する時間を短縮して、時間分解能、つまり 1 秒あたりの 3 次元領域の走査回数（ポリウムレート）を向上し、リアルタイム性を促進するために、各振動素子に与えられる電圧パルスの遅延制御によって超音波ビームが意図的に太くされている。また、この太い超音波ビームを 1 回送信する毎に、指向性の異なる複数（ここでは n 個）の受信信号を生成すること、つまりいわゆる多方向同時受信を実現するために、ディジタルビームフォーマユニット 3 には、複数（ここでは n 個）のディジタルビームフォーマ 3 1 1 ~ 3 1 n が装備されていて、それぞれ異なる位相ずれパターンで整相加算を行うようになっている。

10

【 0 0 1 7 】

画像処理ユニット 1 3 には、バスに接続された 4 つのプロセッサ 4 , 5 , 6 , 8 が装備されている。アプリケーションプロセッサ 6 は、主に表示モードや計測に必要な処理機能を有している。また、エコープロセッサ 4 は、ディジタルビームフォーマユニット 3 からの受信信号に基づいて、組織の形態的な情報を提供する B モード画像データを生成する。また、エコープロセッサ 4 は、受信信号に含まれる高調波成分（基本周波数の整数倍の周波数成分）を抽出し、この高調波成分に基づいて、組織の形態的な情報をより鮮明に提供することのできるティッシュハーモニック画像データを生成する。

20

【 0 0 1 8 】

ドブラプロセッサ 5 は、いわゆるカラーフローマッピング（CFM）を実現するユニットであり、まず、ディジタルビームフォーマユニット 3 からの受信信号を直交位相で検波して周波数偏移を受けたドブラ信号を取り出し、この取り出したドブラ信号から MTI フィルタで特定の周波数成分だけを通し、その通過した信号の周波数を自己相関器により求め、この周波数から演算部で平均速度、分散、パワーを演算するように構成されている。なお、MTI フィルタの通過帯域を調整することにより、主に組織及び血流の速度を映像化した一般的な CFM 画像データと、主に心筋等の組織形状を映像化するティッシュドブラ画像データとを選択的に生成できるようになっている。また、ドブラプロセッサ 5 は、パワーから組織及び血流の形状を映像化したパワードブラ画像データを生成できるようになっている。

30

【 0 0 1 9 】

3 次元プロセッサ（3 次元 プロセッサ）8 は、上述した B モード画像データ、ティッシュハーモニック画像データ、CFM 画像データ、ティッシュドブラ画像データ、パワードブラ画像データの中の任意の画像データから、後述するような 3 次元的な画像データを生成することができるようになっている。

【 0 0 2 0 】

また、3 次元プロセッサ 8 は、B モード画像データ、ティッシュハーモニック画像データ、パワードブラ画像データの中の任意の画像データに基づいて、後述するような 3 次元画像データを生成することができるようになっている。

40

【 0 0 2 1 】

さらに、3 次元プロセッサ 8 は、3 次元走査可能な被検体内部の 3 次元領域の形状を模式的に表す図形、例えばワイヤフレームモデルを構築することができるようになっている。3 次元プロセッサ 8 は、このワイヤフレームモデルに、上述の B モード画像データを必要に応じてオブリーク処理をかけて位置整合して合成する等の後述するような様々な表示を実現するのに必要な処理を実行可能になっている。この 3 次元プロセッサ 8 で生成された画像データは、ディスプレイユニット 9 を介してディスプレイ 7 に表示される。

50

【 0 0 2 2 】

(基本となる走査及び3次元的な表示画面構成) 本実施形態では、Bモード画像データ等の断層像データを3次元的に表示する方法の基本にあるのは、3次元走査可能領域を、超音波探触子1の図2(a)に示すように超音波放射面を基点としたワイヤフレームモデルにより模式的に表示する。そして、図2(b)に示すように、3次元走査可能領域の中で、超音波探触子1の中心から3次元領域の中心軸で交差する任意の2つの断層面(A面、B面)だけを交互に2次元走査して得られる2枚の断層像データを、適当にオブリーク処理して、図3に示すように、ワイヤフレームモデルに位置整合して合成し、表示する。この位置整合は、ワイヤフレームモデル中で2次元走査して得られた断層像の対応する位置に断層像を合成、表示する。また、表示画面の右下欄には、ワイヤフレームモデルに合成表示する2枚の断層像を、それぞれ別々に全面で2次元画像として表示する。

10

【 0 0 2 3 】

また、2次元走査する2つの断層面の位置関係を分かり易くするため、また2次元走査する2つの断層面を簡単に設定することができるように、画面右上欄には、3次元走査可能領域を探触子側から鳥観した様なガイド図形が表示される。そして、このガイド図形を、走査パネル11のポインティングデバイスで操作することにより、2つの断層面を任意に変更(移動)することができるようになっている。断層面の変更を行った場合には、送受信ユニット2による探触子1の駆動条件が変更し、これにより超音波による2次元の走査断層面も自動的に変更されるようになっている。

【 0 0 2 4 】

20

以上のように本実施形態によれば、3次元走査可能領域内の任意の2つの断層面のみを超音波で走査するので、3次元領域を隈無く走査するよりも、同じ時間分解能で考えると、超音波走査線密度を格段に向上して、高い空間分解能、つまり高画質を獲得することができる。また、交差する2つの断層面に対応する2枚の断層像を、実際の位置に反映した形で合成し、しかも3次元走査可能領域を模式的に表すワイヤフレームモデルに位置整合してはめ込むので、2つの断層像を単純に並べて表示する場合に比較して、直感的に生体内部の形態等の3次元情報を認識することができる。また、2つの断層面を手動で動かすことで、組織の形態や血流の流れを3次元的により理解することができる。

【 0 0 2 5 】

(断層面の自動的な移動) この2つの断層面の少なくとも一方を自動的に動かすことで、組織の形態や血流の流れの3次元的な理解を、さらに促進することができる。図4、図5には、この表示例を示している。画面の右下欄には自動移動条件を設定するためのメニューが表示される。この設定メニュー上で、自動的に移動する断層面(Scan Plane)をA面とB面の何れか一方又は両方に指定し、走査方式(Scan type)を方式aと方式bとから選択的に指定し、断層面の移動範囲(scan Aria)を角度指定し、断層面の移動間隔(Scan pitch)を任意指定し、さらに断層面の移動速度(Scan speed)を任意指定することができるようになっている。送受信ユニット2は設定された移動条件に従って2次元走査する断層面を自動的に移動させ、それに合わせてディスプレイユニット10でワイヤフレームモデルに対して断層像を移動させるように処理する。

30

【 0 0 2 6 】

40

なお、図4には、走査方式aによる断層面の移動の様子を示していて、この方式aでは、3次元走査可能領域の中心軸を回転中心として断層面が自動的に回転するようになっている。また、図5には、走査方式bによる断層面の移動の様子を示していて、この方式bでは、移動対象の断層面に略直交する方向に沿って、断層面が自動的に移動するようになっている。

【 0 0 2 7 】

このように断層面を自動的に動かすようにすれば、超音波探触子1を被検体体表にあてた後に、リアルタイムに中心軸を通る2断層面を表示し、自動移動ボタンを押すと、超音波2次元走査断層面が3次元走査可能領域を移動し、3次元走査可能領域を示すワイヤフレームモデル内で断層像が連続して移動する表示となる。なお、移動方式としては一方向

50

のみに移動する場合と往復運動する場合を選択可能とする。

【 0 0 2 8 】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の具体的な動作について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は、3種類の走査モードで選択的に動作することが可能となっている。この3種類の走査モードのいずれでも上述した図3、図4又は図5の表示が基本となる。以下に、この3種類の走査モードについて順番に説明する。

【 0 0 2 9 】

(第1の走査モード) 図6に第1の走査モードでの表示画面例を示している。第1の走査モードは、2次元アレイ型探触子1の直交する振動素子配列に対応した直交する2断層面のBモード画像又はCFM画像を提供するのが好適といえる。従来からあるバイプレーン探触子を用いて直交2断層面を走査する場合と良く似た走査であり、2次元アレイ型探触子1に応用した走査モードに相当する。

【 0 0 3 0 】

この第1の走査モードでは被検体内の3次元走査可能領域から、2つの断層面のみを2次元走査するので、本来的な意味での3次元画像を直接得るための手段ではない。しかし、3次元的な走査をする場合($N \times M$ 本の走査線)より走査する範囲は小さい($N \times 2$ 本の走査線)ので、2つという限定された断層面ではあるものの、リアルタイム性をあまり損なうことない程度の高い時間分解能にして、高画質(高い空間分解能)を提供することが可能となる。

【 0 0 3 1 】

従ってこの第1の走査モードは、3次元的な画像を得るための前手段として、操作者が被検体に対する探触子の位置決めを行うためのガイドとして用いるのが好適できる。本モードの動作の実行手順概要を以下に説明する。

【 0 0 3 2 】

操作者は操作パネル11から所定の選択により、本第1の走査モードを選択する。操作パネル11からの選択信号は、バスを介してホストCPU10へ入力される。ホストCPU10は、バスを介して、送受信ユニット2およびビームフォーマユニット3に当該第1の走査モードに対応する制御信号を出力する。これにより、第1の走査モードに対応する走査が行われる。また、ホストCPU10は、バスを介して、エコープロセッサ4、ドブラプロセッサ5、3次元プロセッサ8及びディスプレイユニット9に、第1の走査モードに対応する信号処理を実現させるための制御信号を出力する。

【 0 0 3 3 】

ここで、エコープロセッサ4は、受信信号から組織由来の超音波画像信号(Bモード画像の基信号)を生成し、ドブラプロセッサ5は同一位置上の時系列的に得た受信信号から血流由来の超音波画像信号(CFM画像の基信号)を生成する。3次元プロセッサ8は、以下の各々の表示要素に対して、探触子1の位置を基準とした3次元座標データを2次元画像上に投影する演算を行い、画像表示するための変換を行う。

【 0 0 3 4 】

表示要素; 3次元走査可能領域の外形を表すワイヤフレームモデル、断層面Aの断層像(Bモード画像等)、断層面Bの断層像(Bモード画像等)、探触子図形(走査マークを含む)

探触子図形と3次元走査可能領域のワイヤフレームモデルとについては、所定の見込み位置を探触子1に対して設定しておくことで投影像への変換がなされる。Bモード画像の基信号ないしCFM画像の基信号から得られる断層面Aの断層像、断層面Bの断層像についても、同様の見込み位置を用いて、投影像への変換がなされる。断層面A、Bの位置設定については、ホストCPU10の有する初期状態の値に基づいて行われる。

【 0 0 3 5 】

操作者が断層面を移動させたい場合は、操作パネル11から所定の選択により、初期状態の値を所定の値に更新することで実現される。ディスプレイユニット9は、これら複数の表示要素を重ね合わせて画像データを生成し、モニタ7によって超音波画像が表示され

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 3 6 】

図 6 は、心臓の左室を心尖部から得た場合における、代表的な本走査モードの表示例である。操作者は、図 6 のような表示をリアルタイムで観察しながら、3 次元的に見たい領域を探して探触子 1 を移動したり、あおったりしながら位置の調整を行うと共に、断層面 A、B を移動させたりして確実に見たい領域がカバーされていることの確認が出来る。

【 0 0 3 7 】

(第 2 の走査モード) 第 2 の走査モードは、3 次元走査可能領域内の一部分をなす局所領域 (3 D - R O I)、より具体的には第 1 の走査モードで設定された 2 次元アレイ型探触子 1 の直交する素子配列に対応した直交 2 断面の B モード画像ないし C F M 画像に囲まれた 3 次元的な局所領域に対応する 3 次元の超音波画像を提供するのが好適な走査モードである。

10

【 0 0 3 8 】

この第 3 の走査モードでは、3 次元的な走査 ($N \times M$ 本の走査線) をするので、被検体内の 3 次元空間から、2 断層面のみを抽出する第 1 の走査モード ($N \times 2$ 本の走査線) よりも、リアルタイム性が低下する傾向がある。しかし、3 次元走査を行う領域を、適切なサイズの局所領域に限定 ($N < N$ 、 $2 < M < M$) することでリアルタイム性の低下を極力抑えることは可能であるし、何よりも第 1 の走査モードでは得られない 3 次元的情報を提供することが可能となる。

【 0 0 3 9 】

20

従って本第 3 の走査モードは、位置決めのガイド的な第 1 の走査モードによる表示の後に、操作者が 3 次元的な画像を得るために走査モード設定を切り換えて用いるのが好適である。

【 0 0 4 0 】

本第 3 の走査モードの動作の実行手順概要を以下に説明する。操作者は、操作パネル 1 から所定の選択により、本モードへの遷移を行う。以下の動作手順は第 1 の走査モードと基本的に同じである。ここで、本走査モードでの 3 次元プロセッサ 8 は、以下の各々の表示要素に対して、探触子位置を基準とした 3 次元座標データを 2 次元画像上に投影する演算を行い、画像表示するための座標やサイズの変換を行う基本的な処理と共に、特に 3 次元画像については、(1) 遠近感を表現するための透明度の設定、(2) M I P と呼ばれる最大値投影のための処理、(3) 輪郭抽出の前処理とボリュームレンダリングの後処理といった一般的に知られている 3 次元画像再構成の処理を行う。

30

【 0 0 4 1 】

表示要素の例；局所領域の外形を表すワイヤフレームモデル等の図形 (3 D - R O I)、3 次元超音波画像、探触子図形 (走査マークを含む)、探触子図形と 3 次元走査可能領域のワイヤフレームモデルについては、表示してもしなくてもよいが、表示する場合の動作は、第 1 の走査モードの場合と同様である。3 次元走査を行う局所領域の図形については、所定の見込み位置を探触子に対して設定しておくことで投影像への変換がなされる。

【 0 0 4 2 】

3 次元走査を行う局所領域内部に相当する B モード画像の基信号ないし C F M 画像の基信号から得られる 3 次元超音波画像についても、同様の見込み位置を用いて投影像への変換がなされる。これらの見込み位置の設定については、ホスト C P U 1 0 の有する初期状態の値に基づいて行われる。操作者が見込み位置を移動させたい場合は、操作パネル 1 から所定の制御により、初期状態の値を所定の値に更新することで実現される。操作者が関心領域の位置を移動させたい場合も、見込み位置とは異なる所定のスイッチ制御を介して、同様の動作によって実現される。

40

【 0 0 4 3 】

図 7 に、心臓の左室を心尖部から得た場合での僧帽弁観察のための代表的な本第 3 の走査モードの表示例を示している。3 次元画像 (図 7 (b)) は、3 D - R O I の内部に表示しても良いが、図 7 のように 3 D - R O I の外部に別々に表示しても良い。外部に表示

50

する場合、3D-ROI等の図形自体はオリエンテーション把握のためのガイドとしての役割を果たすことになり、切り出される3次元画像の位置把握が容易となる。また、切り出された3次元画像に関して、デフォルトの見込み位置では隠れて見えにくい部分があっても、3次元プロセッサ8の動作によって見込み位置の回転や画像自体の拡大が任意に行えるので、見やすさが向上する。

【0044】

操作者は図7のような表示をリアルタイムで観察しながら、動画像をビデオなどの動画記録媒体に記録したり、見たい時相を選んでフリーズ操作で走査を停止させた後に静止画を写真などの記録媒体に記録することが出来る。リアルタイムに3次元画像の提供が出来るので、例えば虚血性心疾患の検査で有用なストレスエコーの診断時間と精度が改善される。従来のストレスエコーは、3次元的な心筋の挙動を断層像のみで評価するために、複数の断層像を次々と短時間で記録する必要があったが、本手法によれば、第1の走査モードで簡単に位置決めが出来ると共に、第2の走査モードで本来欲しかった3次元的な画像がリアルタイムで記録可能となるからである。

【0045】

(第3の走査モード) 第3の走査モードは、第1の走査モードで設定された、2次元アレイ型探触子1の直交する素子配列に対応した直交2断面のBモード画像ないしCFM画像を提供すると共に、直交2断面に囲まれた3次元的な空間に含まれる3次元の超音波画像を提供するのが好適な走査モードである。本走査モードは、第1の走査モードと第2の走査モードを組み合わせたモードであり、表示的には前述した第2の走査モードの表示に対して2断層像の表示情報を付加したものである。本走査モードを用いる場合、目的に応じておおまかに以下の2通りの使用形態が提供される。

【0046】

一方は、第1の走査モードの「高画質・高フレーム数」のメリットを生かす目的に主眼を置き、位置決めガイド的な第1の走査モードによる表示の後に、操作者が3次元的な画像を得るために走査モード設定を本走査モード切り換えて用いるのが好適である。例えば、操作者が位置決めに先験的な情報が無い初診時の用途に適している。

【0047】

他方は、走査モードの切換という段取りを経ず、最初から本走査モードを選択する使い方で、例えば、経過観察のように操作者が被検体に対して先験的な情報を有している場合の用途に適している。

【0048】

本第3の走査モードの動作の実行手順概要を以下に説明する。操作者は操作パネル11から所定の選択により、本第3の走査モードへの遷移を行う。以下の動作手順は第2の走査モードと基本的に同じであり、説明は割愛する。ここで、本走査モードでの3次元プロセッサ8は、以下の各々の表示要素に対して、所定の処理を行う。

【0049】

表示要素の例；局所領域の外形を表すワイヤフレームモデル等の図形(3D-ROI)、3次元超音波画像、探触子図形(走査マークを含む)、3次元走査可能領域のワイヤフレームモデル、断層面Aの断層像、断層面Bの断層像、心臓の左室を心尖部から得た場合での僧帽弁観察のための代表的な本走査モードの表示例を図8に示す。図8中、3次元画像表示は、3D-ROI内部に表示しても良いが、本図のように3D-ROI外部に表示しても良い。外部に表示する場合、3D-ROI自体はオリエンテーション把握のためのガイドとしての役割を果たすことになり、切り出される3次元画像の位置把握が容易となる。また、切り出された3次元画像に関して、デフォルトの見込み位置では隠れて見えにくい部分があっても、3次元プロセッサ8の動作によって見込み位置の回転や画像自体の拡大が任意に行えるので、見やすさが向上する。

【0050】

一方、3次元画像表示を3D-ROI内部に表示する場合には、バックにある2つの断層像A、Bと3次元画像とが重なって表示されるので、断層像と3次元画像の両者の透明

10

20

30

40

50

度を変えて表示するのが、両者を分離して観察できるという面で好ましい。一例としては、3次元プロセッサ8の動作によって、3次元画像と重なりのない部位の断層像には通常の表示を行い、3次元画像と重なりのある部位の断層像では重みづけの透明度を与え、3次元画像には重みづけ1 - の透明度を与えて表示するようにする。このようにすれば、両者が重なり合っている部分でも、バックの断層像が半透明な3次元画像に透けて表示されるようになり、断層像A、Bと3次元画像とのオリエンテーションの対比が分かりやすくなる。もちろん、透明度の設定だけでなく、断層像のカラーマップ設定と、3次元画像のカラーマップ設定とを異なるものにしておけば、両者を色合いで分離できる効果も加わるので、有効な実施形態となりうる。カラーマップの設定自体は、3次元プロセッサ8もしくはディスプレイユニット9のどちらかにその機能を持たせておけば実現可能である。

10

【0051】

本発明に関わる画像の表示例は、上述してきたような実施形態だけにとどまらず、その要旨を逸脱しない範囲において様々な変形例が得られることは言うまでもない。

【0052】

例えば、第3の表示モードにおいて、図8で示した表示例は断層像として組織由来のBモード画像を、3次元表示としては組織由来の信号に基づく(MIPもしくはボリュームレンダリング)画像を提示しているが、断層像は血流由来のCFM画像であっても、ティッシュドブラと呼ばれる組織の運動情報を含むCFM画像であっても、さらにはティッシュハーモニックと呼ばれる組織の伝搬の非線形性に依存した情報を含むBモード画像であ

20

【0053】

この際、被検体に超音波造影剤が投与されていて、受信信号に造影剤成分の情報が含まれていても、もちろん構わない。本発明のポイントは、あくまで新規な表示手順と表示方法、およびその表示に関わる超音波の走査方法にあるからである。本走査モードの別の表示例として、肝臓の腫瘍内血流診断のための代表的な表示例を図9に示す。

【0054】

但し、第3の走査モードにおいては、様々な制約条件や診断目的から、断層像と3次元画像との各々の画像モードの組み合わせに関して、より適した組み合わせとそうでない組み合わせがあることも考えられる。例えば図8のように心臓を診断するような場合では特にそうであるが、超音波診断装置ではリアルタイム性が重要となるケースが多いので、可能な限りフレーム数が大きくなる組み合わせが望ましい。血流由来の3次元画像を得たい場合、別紙1でも示したように、適度なフレーム数を提供するには、実際に3次元走査する局所領域サイズを小さく制限したり、もしくは走査線密度を粗くする必要がある。ここで断層像でも血流由来のCFM画像を得るのは、むやみにフレーム数を低下させることになり、好ましい組み合わせではない。

30

【0055】

第3の走査モードにおいては、断層像は3次元画像のオリエンテーションを付けるためのガイドとしての役割と割り切り、通常のBモードを表示するのがリアルタイム性を重視する場合にはより好ましい。

40

【0056】

さらには、断層像と3次元画像との走査シーケンスに関して、第1の走査モードの2次元走査と第2の走査モードの3次元走査との走査比率を変更することができる。例えば、図10(a)に示すように時分割で断層像の2次元走査と3次元画像の3次元走査とを絶えず交互に繰り返すという一般的なシーケンスだけでなく、時間分解能を重視する方の走査により時間を割り当てるようにするのも好適である。例えば、図10(b)、(c)に示すように、大部分の時間は3次元走査で、たまに(ないしスイッチ制御があった時のみ)断層像走査をするようにすれば、可能な限り3次元画像のリアルタイム性の低減は抑えられる。もちろん断層像自体のリアルタイム性は低下するが、位置的なガイドとしては十分に機能しうる。逆に、3次元画像よりもむしろ断層像の方を重視するような場合には、

50

図10(d)、(e)に示すように、大部分の時間は断層像走査で、たまに(ないしスイッチ制御があった時のみ)3次元走査をするようにすれば良い。

【0057】

図11に、第2、第3の走査モードにおける3次元走査を行う局所領域(3D-ROI)の設定方法に関する説明図である。ここでは、弁疾患を例に説明する。3次元で弁の形態観察をするためには、3D-ROI内に対象とする弁が含まれることが必要である。そこで、3D-ROIをより容易に決定するために、前記3D-ROIガイドワイヤ内の、例えば深さ方向の半分の位置のCモード画像を別に表示する(Cモード面は目的に応じ3D-ROIガイドワイヤ内の任意の深さに設定可能)。なお、周知の通り、Cモード画像は、超音波ビームに略直交する面(Cモード面)に関する断層像である。

10

【0058】

対象となる弁をガイド用Cモード画像面内に捉えることができれば、すなわち3D-ROIガイドワイヤ内に弁を包含できる。このように、3D-ROIガイドワイヤ内にCモード面を設定し、別エリアに表示したCモード画像をガイドとして3D-ROIガイドワイヤをスキャン領域にリアルタイムで移動させれば、Cモード画像で捉えられた弁を含む3D-ROIを効率的にかつ確実に位置決めすることができる。これによりROI設定が容易になるので、診断を円滑に進めることが可能になる。

【0059】

また、逆に3D-ROIガイドワイヤをおおよそ弁の存在する領域に設置し、Cモード面位置を手動または自動にて上下方向に移動させてもよい。この場合、弁がCモード画像内にうまく捉えられたところで、スイッチ等により停止位置を指定すると同時に、3D-ROIガイドワイヤがCモード面に合わせて移動される。

20

【0060】

3D-ROIガイドワイヤが設定されたならば、新たにCモード面を上下方向に移動し、表示したい上限と下限をマークしておいて、その領域のみの3次元表示を行う。これは、3D-ROIガイドワイヤにより決定された領域内にある部分のみ、例えばここでは弁のみを抽出表示したい場合に有効である。単に3D-ROIガイドワイヤの高さを弁領域が上手く入るように3次元表示画像をもとに繰り返し調整しながら合わせるよりも効率がよい。

【0061】

あるいは、次のような手順で3D-ROIを決定してもよい。まず、スキャン領域全体に対するCモード画像を表示する。対象となる弁を捉え、SWキー等により停止位置をさせると、適切な大きさの3D-ROIガイドワイヤがCモード面に合わせて現れる。3D-ROIガイドワイヤは指定したCモード面内を平行移動して最適な位置を決定した後、横方向の広がりを決定する。上記手段により所望の画像が得られるように3D-ROIガイドワイヤの高さを決定し、3D-ROIを決定し3次元表示を得る。

30

【0062】

なお、Cモード画像は単なる3D-ROI設定のガイドとして働かせるだけでなく、3D-ROIの3次元透過表示(MIPでも積分値表示でもよい)と同時に表示し、3次元表示で全体の弁の動きを観察し、同時にCモード画像で特定の平面内の弁の動きを観察することにも利用できる。

40

【0063】

また、Cモード像はB/W表示だけでなく、カラーを表示しても良い。これによって決定されたCモードカラー像を用いて、そのまま血流量計測などの応用に移行させることも可能になる。

【0064】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実

50

施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 5 】

【図 1】本発明の好ましい実施形態による超音波診断装置の構成を示す図。

【図 2】 3 次元走査可能領域の一例を示す図。

【図 3】本実施形態の基本的な 3 次元表示例を示す図。

【図 4】断層面の自動的な回転を伴う本実施形態による 3 次元表示例を示す図。

【図 5】断層面の自動的な移動を伴う本実施形態による 3 次元表示例を示す図。

【図 6】本実施形態による第 1 の走査モードの表示例を示す図。

【図 7】本実施形態による第 2 の走査モードの表示例を示す図。

【図 8】本実施形態による第 3 の走査モードの表示例を示す図。

【図 9】本実施形態による第 3 の走査モードの他の表示例を示す図。

【図 10】本実施形態の第 3 のモードの時分割走査シーケンスの例を示す図。

【図 1 1】図 8 や図 9 における 3 次元走査の局所的な関心領域の設定法の説明図。

【符号の説明】

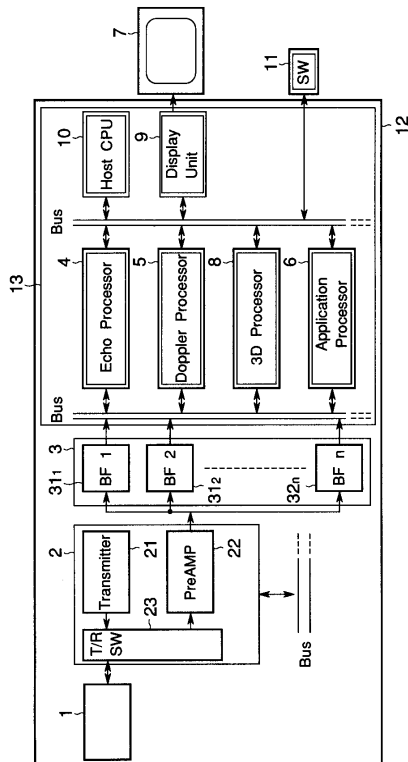
【 0 0 6 6 】

1 ... 2 次元アレイ型超音波探触子、2 ... 送受信ユニット、3 ... ビームフォーマユニット、4 ... エコープロセッサ、5 ... ドプラプロセッサ、6 ... アプリケーションプロセッサ、7 ... モニタ、8 ... 3 次元プロセッサ、9 ... ディスプレイユニット、10 ... ホストCPU、11 ... 操作パネル、12 ... 装置本体、13 ... 画像処理ユニット、21 ... 送信器、22 ... プリアンプ、23 ... 送受信切替スイッチ、31 ... ビームフォーマ。

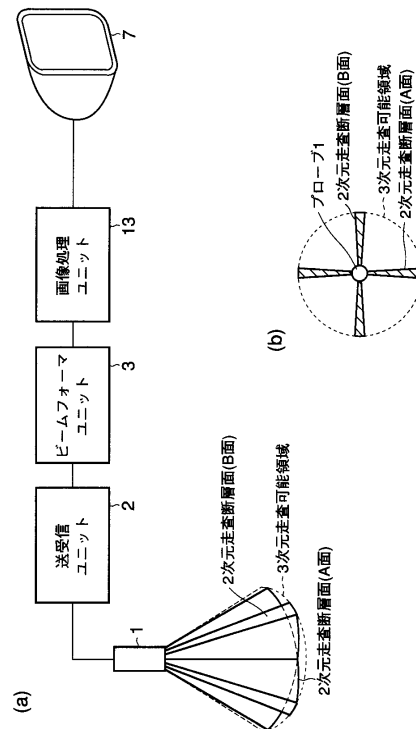
10

20

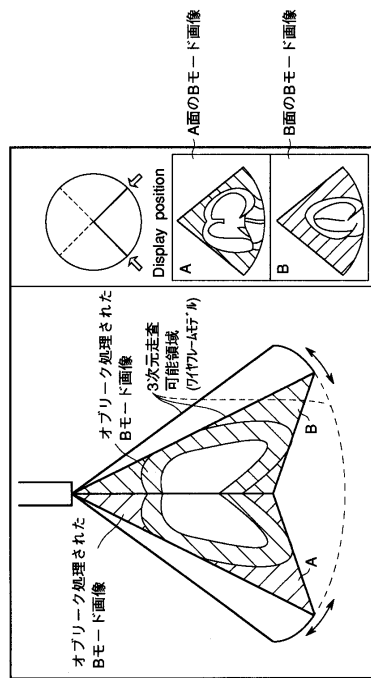
【圖 1】



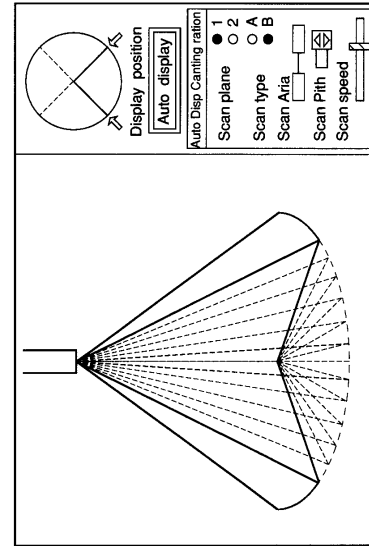
【圖 2】



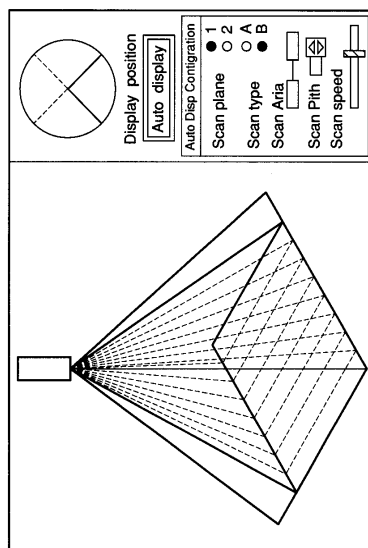
【図 3】



【図 4】

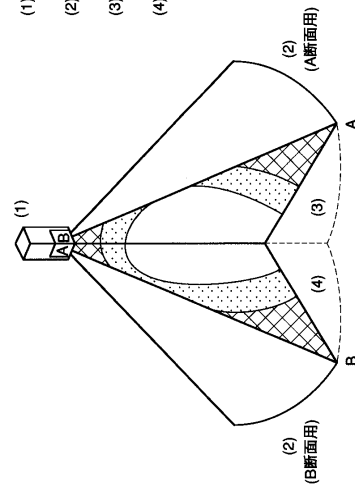


【図 5】

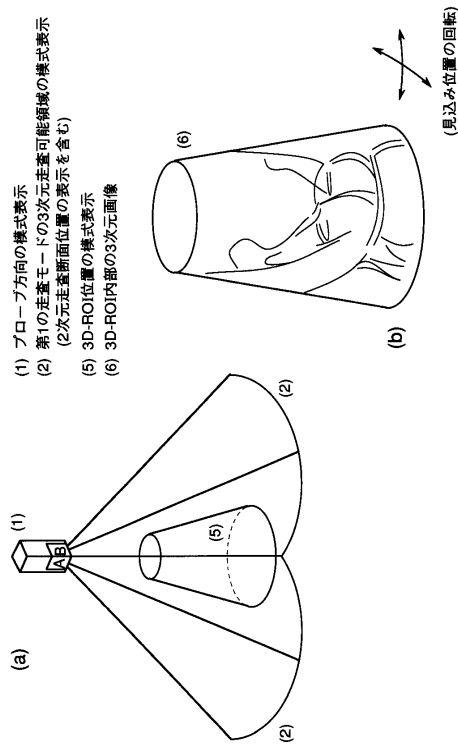


【図 6】

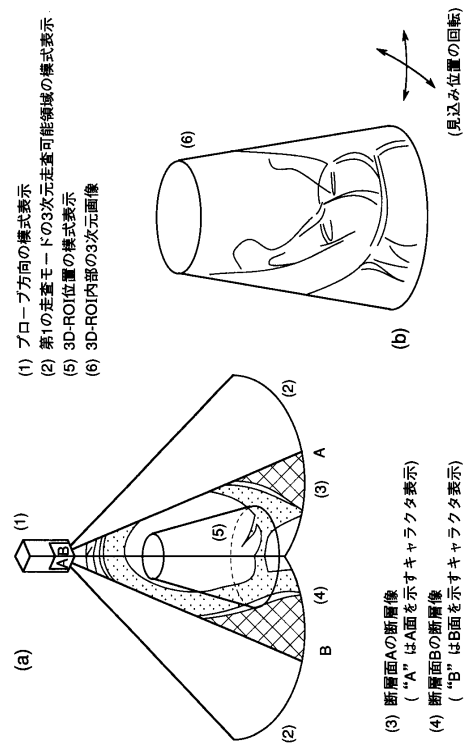
- (1) プローブ方向の模式的表示
(A,Bは走査マークの表示)
- (2) 3次元走査可能領域の模式的表示
(ワイヤフレームモデル)
- (3) 断面Aの断面像
(“A”はA面を示すキャラクター表示)
- (4) 断面Bの断面像
(“B”はB面を示すキャラクター表示)



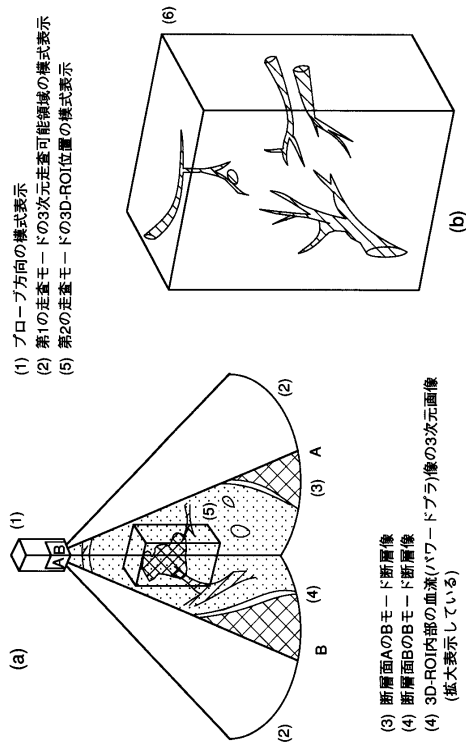
【図 7】



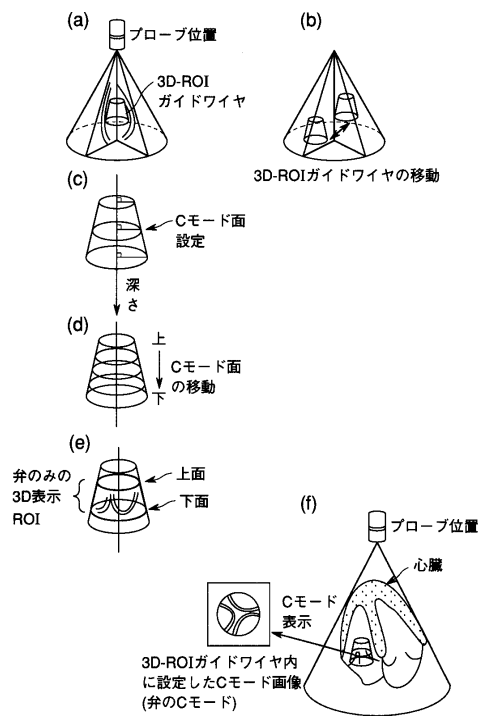
【図 8】

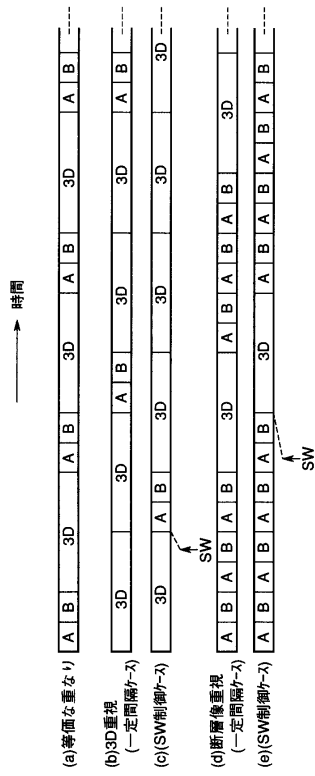


【図 9】



【図 10】





注) 断層像歪にかかる時間(A/B) < 3次元像歪にかかる時間(3D)
を想定している

フロントページの続き

- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (72)発明者 橋本 新一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 阿部 康彦
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 小笠原 洋一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開平1 - 124445 (J P , A)
特開平4 - 348744 (J P , A)
特開平6 - 7348 (J P , A)
特開平6 - 142099 (J P , A)
特開平6 - 269453 (J P , A)
特開平7 - 8496 (J P , A)
特開平7 - 213522 (J P , A)
特開平9 - 192131 (J P , A)
特開平9 - 262236 (J P , A)
特開平9 - 308630 (J P , A)
特開平9 - 308631 (J P , A)
特開平11 - 56851 (J P , A)

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

专利名称(译)	3次元超音波診断装置		
公开(公告)号	JP4413909B2	公开(公告)日	2010-02-10
申请号	JP2006274204	申请日	2006-10-05
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	橋本新一 阿部康彦 小笠原洋一		
发明人	橋本 新一 阿部 康彦 小笠原 洋一		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB23 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/EE08 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/JC20 4C601/JC30 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK19 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31		
代理人(译)	河野 哲 中村 誠		
其他公开文献	JP2007038016A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：改善超声诊断设备中的空间分辨率和时间分辨率，以三维显示对象的内部。一种三维超声诊断设备，能够利用超声波三维扫描对象中的三维区域，利用超声波二维扫描三维可扫描区域中的任意两个断层平面生成对应于两个截面的两个图像，根据两个截面的位置关系对齐两个图像，并合成并显示两个图像。点域1

