

(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2006-314520
(P2006-314520A)

(43) 公開日 平成18年11月24日(2006.11.24)

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

F I
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 請求項の数 3 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2005-139738 (P2005-139738)	(71) 出願人	000153498
(22) 出願日	平成17年5月12日 (2005. 5. 12)		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
		(74) 代理人	100075959
			弁理士 小林 保
		(74) 代理人	100074181
			弁理士 大塚 明博
		(74) 代理人	100115462
			弁理士 小島 猛
		(72) 発明者	▲高▼向 博幸
			東京都千代田区内神田一丁目1番14号
			株式会社日立メディコ内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 BB16 BB27 EE09 GA18
			HH16 JB38 JB46 JB51 JC22
			JC25 JC32 LL03 LL05

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】精度よい3次元画像情報を得て、これに基づく正確な画像を得ることのできる超音波診断装置を提供する。

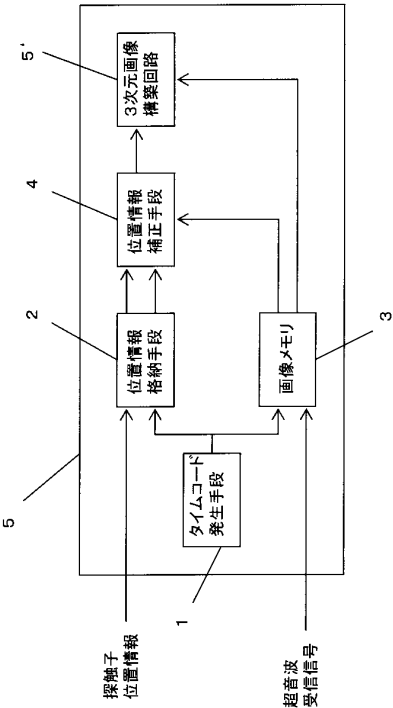
【解決手段】超音波探触子から2次元画像の超音波断層像情報を該超音波探触子の位置に応じて順次取り込む画像メモリと、

該超音波断層像情報ごとの前記超音波探触子の位置情報を検出し、この位置情報を格納する格納手段と、

検出された前記の各位置情報との関係で各超音波断層像情報に対応すべく位置情報を算出する補正手段と、

それぞれの超音波断層像情報に該補正手段によって得られた位置情報に対応させて3次元画像を構築する3次元画像構築手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子から 2 次元画像の超音波断層像情報を該超音波探触子の位置に応じて順次取り込む画像メモリと、

該超音波断層像情報ごとの前記超音波探触子の位置情報を検出し、この位置情報を格納する格納手段と、

検出された前記の各位置情報との関係で各超音波断層像情報に対応すべく位置情報を算出する補正手段と、

それぞれの超音波断層像情報に該補正手段によって得られた位置情報を対応させて 3 次元画像を構築する 3 次元画像構築手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

超音波探触子から 2 次元画像の超音波断層像情報を該超音波探触子の位置に応じて順次取り込む画像メモリと、

超音波断層像情報ごとの前記超音波探触子の位置情報を検出し、この位置情報を格納する格納手段と、

ある超音波断層像情報のタイムコードを T_d とし、この T_d を間にして存在する各位置情報をそれぞれ P_a 、 P_b とし、位置情報 P_a のタイムコードを T_{pa} 、位置情報 P_b のタイムコードを T_{pb} とした場合、下記 (1) 式を満たす位置情報 P' を演算する補正手段と、

$$P' = (T_{pb} - T_d) / (T_{pb} - T_{pa}) * P_a + (T_d - T_{pa}) / (T_{pb} - T_{pa}) * P_b \quad \dots \dots (1)$$

20

それぞれの超音波断層像情報に該補正手段によって得られた位置情報 P' を対応させて 3 次元画像を構築する 3 次元画像構築手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記タイムコードは、タイムコード発生手段からのパルスのカウント値からなることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に係り、得られた複数の 2 次元画像情報から 3 次元画像情報を作成し、その 3 次元画像情報を表示装置に表示するに好適な超音波診断装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置において、複数の 2 次元画像からなる超音波画像情報から 3 次元画像情報を作成し、これにより、ある方向から見た斜視図として、あるいは一部を切り取った断層像としてモニタに表示するようにしている。これにより、たとえば、被検体にできている腫瘍等の大きさを極めて容易に把握できる等の効果を有するからである。この場合において、3 次元画像情報は、一の超音波断層像 (2 次元画像情報) とこの一の超音波断層像と隣接配置される関係にある他の超音波断層像 (2 次元画像情報) との間の情報を補間により作成することによって得られるが、この際の演算において、前記一の超音波断層像の位置データおよび向きデータ (以下、説明の便宜上、これらを総称して位置情報と称する) および他の超音波断層像の位置情報が要求されるようになる。

40

【0003】

そして、この位置情報の取得は、たとえば被検体を寝載するテーブルの任意の位置に固定され 3 軸直交系の磁場を発生する磁場発生コイル (発信器) が備えられ、超音波探触子に設けられ該 3 軸直交系の磁場を検出する検出コイル (受信器) からの出力情報を得ることによってなされるようになっている。

【0004】

このようにして、3 次元画像情報の作成に関する先行技術としてはたとえば下記特許文献 1 に開示されている。

50

【特許文献１】特開２００１－２０２４９８号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

しかし、上述した３次元画像情報の作成にあって、一の超音波断層像に対するその位置情報と、他の超音波断層像に対するその位置情報とが、それぞれ時間的に精度よく対応したものであれば精度よい３次元画像情報が得られるようになるが、実際には一の超音波断層像に対する位置情報がタイミングよく、また、他の超音波断層像に対する位置情報がタイミングよく得られることに困難性を有していた。超音波断層像を得る媒体が音波であるのに対し位置情報を得る媒体が磁気であり、該磁気は音波よりもレスポンスが遅いことに
10

【０００６】

本発明は、このような事情に基づいてなされたものであり、その目的は、精度よい３次元画像情報を得て、これに基づく正確な画像を得ることのできる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【０００７】

本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、以下のとおりである。
20

【０００８】

(１) 本発明による超音波診断装置は、たとえば、超音波探触子から２次元画像の超音波断層像情報を該超音波探触子の位置に応じて順次取り込む画像メモリと、

該超音波断層像情報ごとの前記超音波探触子の位置情報を検出し、この位置情報を格納する格納手段と、

各超音波断層像情報に対応すべく位置情報を、該位置情報を間にして存在するものであって検出された前記の各位置情報との関係で算出する補正手段と、

それぞれの超音波断層像情報に該補正手段によって得られた位置情報を対応させて３次元画像を構築する３次元画像構築手段とを備えることを特徴とする。

【０００９】

(２) 本発明による超音波診断装置は、たとえば、超音波探触子から２次元画像の超音波断層像情報を該超音波探触子の位置に応じて順次取り込む画像メモリと、

超音波断層像情報ごとの前記超音波探触子の位置情報を検出し、この位置情報を格納する格納手段と、

ある超音波断層像情報のタイムコードをＴｄとし、このＴｄを間にして存在する各位置情報をそれぞれＰａ、Ｐｂとし、位置情報ＰａのタイムコードをＴｐａ、位置情報ＰｂのタイムコードをＴｐｂとした場合、下記(１)式を満たす位置情報Ｐ'を演算する補正手段と、

$$P' = (Tpb - Td) / (Tpb - Tpa) * Pa + (Td - Tpa) / (Tpb - Tpa) * Pb \quad \dots \dots (1)$$

それぞれの超音波断層像情報に該補正手段によって得られた位置情報Ｐ'を対応させて３次元画像を構築する３次元画像構築手段とを備えることを特徴とする。

【００１０】

(３) 本発明による超音波診断装置は、たとえば、(２)の構成を前提とし、前記タイムコードは、タイムコード発生手段からのパルスのカウント値からなることを特徴とする。

【００１１】

なお、本発明は以上の構成に限定されず、本発明の技術思想を逸脱しない範囲で種々の変更が可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１２】

以下、本発明による超音波診断装置の実施例を図面を用いて説明をする。

【0013】

まず、図2は、本発明による超音波診断装置の構成の一実施例を示す簡易ブロック図である。

【0014】

図2において、被検体に接触あるいは挿入して用いられる超音波探触子6があり、この超音波探触子6は、超音波送受信回路7によって超音波が発せられるとともに、そのエコー信号は該超音波送受信回路7を介して画像処理回路8に入力されるようになっている。前記超音波探触子6によって、まず一の超音波断層像情報を得る場合、定位置に定められた超音波探触子6から得られるエコー信号を画像処理回路8によって画像処理することより該超音波断層像情報を得、この情報は画像メモリ3に格納される。この場合、たとえば前記超音波探触子6に取り付けられた検出回路6aが探触子位置情報検出回路9として該超音波探触子6の位置、すなわち前記一の超音波断層情報に対する位置情報を検出するようになる。なお、図示されていないが、たとえば被検体を寝載するテーブルの任意の位置には3軸直交系の磁場を発生する磁場発生コイルが備えられ、前記検出回路6aは該3軸直交系の磁場を検出することにより、前記位置情報を得ようになっている。

【0015】

上述した動作は、一の超音波断層像情報の取得の後、その後の他の超音波断層像情報を続けて複数取得する場合においても、それぞれ同様になされる。すなわち、それぞれ得られる超音波断層像情報にそれぞれ対応して該超音波断層像情報の位置情報が得れるようになっている。

【0016】

3次元画像構築回路5には、前記画像メモリ3から各超音波断層像情報が順次入力され、それに伴い、対応する位置情報が探触子位置情報検出回路9から順次入力されるようになっている。該3次元画像構築回路5内で3次元画像情報が作成されるようになる。ここで、画像メモリ3から入力される超音波断層像情報と、探触子位置情報検出回路9から入力され該超音波断層像情報に対応する位置情報は、それらの媒体のレスポンスの相違から、それらの入力に際して時間的なずれが生じることは上述したとおりである。

【0017】

図3(a)は、この状態を示したタイミング図を示したもので、その上側の図は前記位置情報が得られる時間的タイミングを、下側の図は前記超音波受信信号(超音波断層像情報と等価)が得られる時間的タイミングを示している。すなわち、各位置情報は、時間の経過とともに位置情報P0、位置情報P1、位置情報P2、...として3次元画像構築回路5に入力され、各超音波断層像情報は、超音波受信信号Fn、超音波受信信号Fn+1、超音波受信信号Fn+2、超音波受信信号Fn+3、...として3次元画像構築回路5に入力されるようになっている。

【0018】

位置情報の入力超音波受信信号の入力に対して遅れが生じるため、各超音波受信信号に相応してそれらの位置情報が得られず、図3(a)に示されるように、(超音波受信信号Fn、位置情報P0)、(超音波受信信号Fn+1、位置情報P1)、(超音波受信信号Fn+2、位置情報P1)、(超音波受信信号Fn+3、位置情報P2)、...というような対関係で3次元画像構築がなされることになる。

【0019】

位置情報の入力超音波受信信号の入力は、理想的には図3(b)に示されるように、一方の入力に対する他方の入力に遅れがなく、(超音波受信信号Fn、位置情報P0)、(超音波受信信号Fn+1、位置情報P1)、(超音波受信信号Fn+2、位置情報P2)、(超音波受信信号Fn+3、位置情報P3)、...というような対関係で3次元画像構築がなされることにある。

【0020】

それ故、本実施例では、後述の補正手段(回路)をたとえば3次元画像構築回路5内に

設けるようにし、この補正手段によって、一の超音波受信信号（超音波断層像情報）に対応すべく位置情報を、該位置情報を間にして存在するものであって検出された各位置情報との関係で算出するように構成したものとなっている。すなわち、図3（b）に示したようにたとえば超音波受信信号 F_n に対応すべく位置情報 P_0 （演算で算出する値であることから、以降この位置情報を P_0' とする）を、図3（a）に示した位置情報であって、前記位置情報 P_0' を間にして存在する各位置情報 P_0 、 P_1 との関係で算出するように構成されている。図3（c）は、この模様を示した図で、実際に検出された位置情報、たとえば位置情報 P_0 と位置情報 P_1 との間において補正した位置情報を算出することが可能であり、これらのうちから、位置情報 P_0' を算出するようになっている。この位置情報 P_0' は図3（b）に示す位置情報 P_0 に相当するものである。また、位置情報 P_1 と位置情報 P_2 との間、位置情報 P_2 と位置情報 P_3 との間においても同様の演算がなされるようになっている。

10

【0021】

さらに詳述すると、まず、前記3次元画像構築回路5は、前記位置情報の入力の際に該位置情報のタイムコードと、超音波受信信号の入力の際に該超音波受信信号のタイムコードを入力するようになっている。ここで、タイムコードとは他の要素と関連づけられていない基準時間に相当するもので、位置情報のタイムコードは位置情報を検出した際のカウンタ値に相当し、超音波受信信号のタイムコードは超音波断層画像を作成した際のカウンタ値に相当するものとなっている。

【0022】

20

そして、ある超音波受信信号（超音波断層像情報）のタイムコードを T_d とし、この T_d を間にして存在する各位置情報をそれぞれ P_a 、 P_b とし、位置情報 P_a のタイムコードを T_{pa} 、位置情報 P_b のタイムコードを T_{pb} とした場合、下記（1）式を演算する。

【0023】

$$P' = (T_{pb} - T_d) / (T_{pb} - T_{pa}) * P_a + (T_d - T_{pa}) / (T_{pb} - T_{pa}) * P_b \quad \dots \dots (1)$$

この（1）式によって算出された P' の値は、図3（b）の P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3 、 $\dots$ に相当する値である。

【0024】

30

したがって、これら算出された P' の値は、各超音波受信信号（超音波断層像情報）にそれぞれ対応すべく遅れのない位置情報となることから、これら位置情報を用いて作成される3次元画像は極めて精度よいものとして得ることができる。

【0025】

図1は、上記補正手段を備えた3次元画像構築回路5の一実施例を示すブロック図である。従来の3次元画像構築回路に相当する回路は図中符号5'として示している。したがって、本発明は、従来の3次元画像構築回路の入力段の相当する箇所に前記補正手段（回路）を介在させたものとしても把握できることはいうまでもない。図1において、まず、位置情報は探触子位置情報格納手段2に格納されるようになっている。この場合、該探触子位置情報格納手段2にはタイムコード発生手段1からタイムコードが入力され、前記探触子位置情報格納手段2に位置情報が格納された際におけるカウンタ値がカウンタされるようになっている。前記数式（1）の T_{pa} 、 T_{pb} に相当する値である。なお、前記タイムコード発生手段1は隣接する各パルスの時間幅がたとえば $1\mu s$ のパルス発生器で形成されたものとなっている。

40

【0026】

探触子位置情報格納手段2に格納された前記位置情報とカウンタ値は、探触子位置情報補正手段4に入力されるようになっている。

【0027】

一方、超音波受信信号は画像メモリ3に格納されるようになっている。この場合、該画像メモリ3には前記タイムコード発生手段1からタイムコードが入力され、前記画像メモ

50

リ 3 にて超音波断層像が作成された際におけるカウント値がカウントされるようになって
いる。前記数式 (1) の T_d に相当する値である。画像メモリ 3 に格納された前記超音波
受信信号とカウント値は、前記探触子位置情報補正手段 4 に入力されるようになっている
。

【 0 0 2 8 】

該探触子位置情報補正手段 4 では、上述の数式 (1) に示す演算がなされることにより
、 P' の値を順次 P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3 、... として求める。

【 0 0 2 9 】

これら P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3 、... の値は、3次元画像構築回路 5' に入力され、ま
た、この3次元画像構築回路 5' には、前記画像メモリ 3 から前記 P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3 、... のそれぞれに対応する超音波受信信号も入力されるようになっている。そして、
この3次元画像構築回路 5' では、図 3 (b) に示すごとくタイミングで、すなわち、(10
超音波受信信号 F_n 、位置情報 P_0)、(超音波受信信号 F_{n+1} 、位置情報 P_1)、(超
音波受信信号 F_{n+2} 、位置情報 P_2)、(超音波受信信号 F_{n+3} 、位置情報 P_3)
、... という対関係で3次元画像構築がなされるようになっている。したがって、このよ
うにして作成された3次元画像は極めて精度のよいものとして得られることになる。

【 0 0 3 0 】

図 4 は、上述した超音波診断装置の動作を要部を抜き出して示したフロー図である。以
下、各ステップごとに説明をする。

【 0 0 3 1 】

ステップ S T 1 : 画像メモリより任意の超音波断層像を読み出す。当該超音波断層像に
対応する位置情報を演算によって求めようとするからである。

【 0 0 3 2 】

ステップ S T 2 : 当該超音波断層像のタイムコード T_d を取得する。

【 0 0 3 3 】

ステップ S T 3 : 探触子位置情報格納手段 (バッファメモリ) から N 個のデータを取得
する。Nにおける数は任意であってよい。

【 0 0 3 4 】

ステップ S T 4 : 前記探触子位置情報の各々のデータにおけるタイムコード T_u を取得
する。

【 0 0 3 5 】

ステップ S T 5 : 前記タイムコード T_d と N 個の各タイムコード T_u をそれぞれ比較し
、時間軸においてタイムコード T_d の前後における探触子位置情報をそれぞれ P_a 、 P_b
とし、それらのタイムコード T_{pa} 、 T_{pb} を設定する。

【 0 0 3 6 】

ステップ S T 6 : 前記数式 (1) に示す演算を行い、 P' を前記超音波断層像の位置情
報として用いる。

【 0 0 3 7 】

ステップ S T 7 : 上記ステップ S T 1 からステップ S T 6 までの操作は最新の超音波受
信信号の取得までなされ、これを続けることにより、各超音波断層像ごとにそれらに対応
する位置情報を取得する。それ以降は、3次元画像構築作業がなされるようになる。

【 0 0 3 8 】

上述した各実施例はそれぞれ単独に、あるいは組み合わせて用いても良い。それぞれの
実施例での効果を単独であるいは相乗して奏することができるからである。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 9 】

【 図 1 】 本発明による超音波診断装置を示す構成図であって、それに備えられる3次元画
像構築回路の一実施例を示すブロック図である。

【 図 2 】 本発明による超音波診断装置の一実施例を示すブロック図である。

【 図 3 】 本発明による超音波診断装置において探触子の位置情報を演算で求める方法を概 50

念的に示す説明図である。

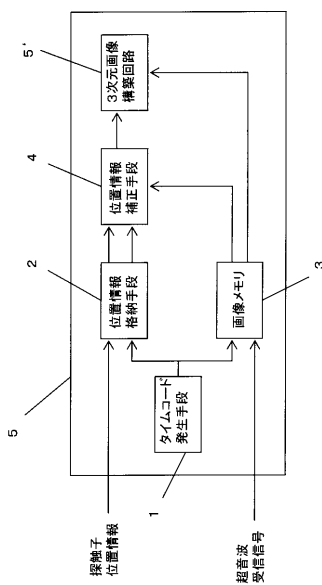
【図4】本発明による超音波診断装置の動作の要部を示したフロー図である。

【符号の説明】

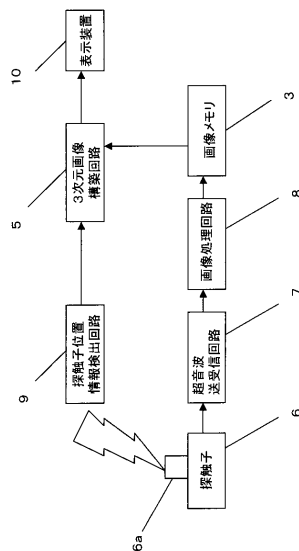
【0040】

1 ... タイムコード発生手段、2 ... 探触子位置情報格納手段、3 ... 画像メモリ、4 ... 探触子位置情報補正手段、5、5' ... 3次元画像構築回路、6 ... 探触子、7 ... 超音波送受信回路、8 ... 画像処理回路、9 ... 探触子位置情報検出回路、10 ... 表示装置。

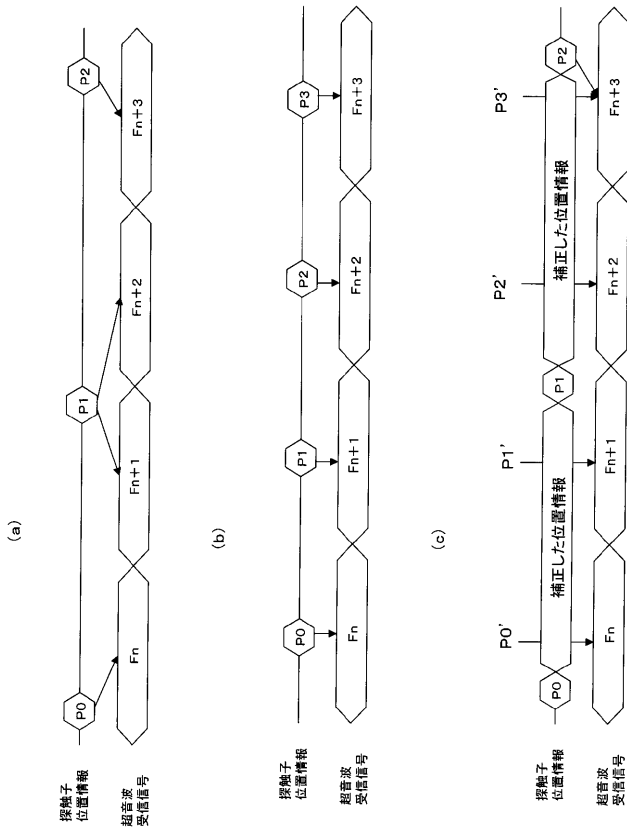
【図1】



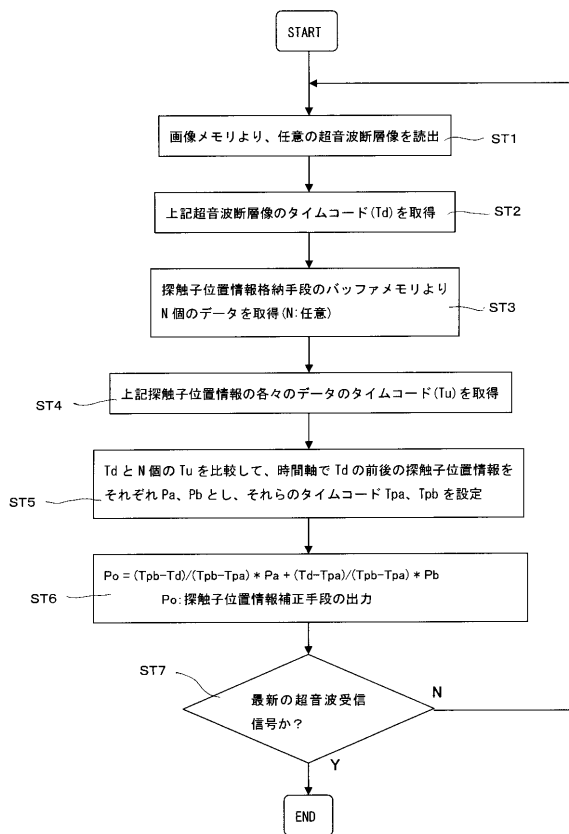
【図2】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006314520A	公开(公告)日	2006-11-24
申请号	JP2005139738	申请日	2005-05-12
[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	高向博幸		
发明人	▲高▼向 博幸		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/BB27 4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/HH16 4C601/JB38 4C601/JB46 4C601/JB51 4C601/JC22 4C601/JC25 4C601/JC32 4C601/LL03 4C601/LL05		
代理人(译)	小林 保 小岛 猛		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够获得准确的三维图像信息并基于此获得准确的图像。图像存储器，其根据超声探头的位置顺序地从超声探头捕获二维图像的超声断层图像信息，存储单元，其针对每个超声断层图像信息检测超声探头的位置信息并存储该位置信息。校正装置，用于相对于每个检测到的位置信息计算与每个超声波断层图像信息相对应的位置信息，一种超声波诊断设备，包括：三维图像构造装置，用于通过将每个超声波断层图像信息与由校正装置获得的位置信息相关联来构造三维图像。[选型图]图1

