



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102247165 A

(43) 申请公布日 2011. 11. 23

(21) 申请号 201110126841. 3

(22) 申请日 2011. 05. 17

(30) 优先权数据

113523/2010 2010. 05. 17 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 桥本新一

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 胡建新

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

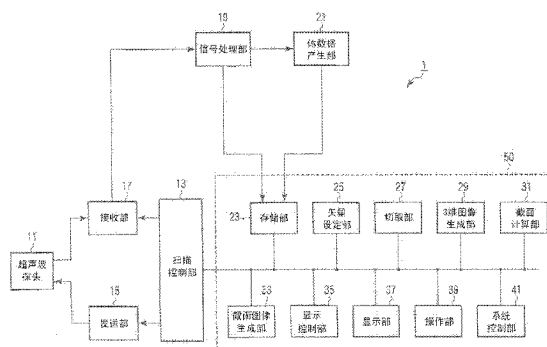
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 9 页

(54) 发明名称

超声波图像处理装置及方法、超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种实现利用超声波图像的图像观察中的操作性的提高的超声波图像处理装置。具备存储部、截面图像生成部、3 维图像生成部、显示部、设定部、更新部及变更部。存储部存储通过超声波扫描而产生的体数据。截面图像生成部基于体数据生成分别与既定的多个截面相对应的多个截面图像的数据。3 维图像生成部基于体数据生成与既定的视点方向有关的 3 维图像的数据。显示部显示多个截面图像和 3 维图像。设定部在显示的多个截面图像中的第一截面图像上，按照来自操作者的指示设定矢量。更新部按照设定的矢量更新显示的 3 维图像。变更部将显示的其余的截面图像的截面的位置变更为与设定的矢量交叉并且与第一截面图像的截面正交的位置。



1. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,具备:
存储部,存储通过超声波扫描而产生的体数据;
截面图像生成部,基于上述体数据生成分别与既定的多个截面相对应的多个截面图像的数据;
3 维图像生成部,基于上述体数据生成与既定的视点方向有关的 3 维图像的数据;
显示部,显示上述多个截面图像和 3 维图像;
设定部,按照来自操作者的指示,在显示的上述多个截面图像中的第一截面图像上设定矢量;
更新部,按照设定的上述矢量将显示的上述 3 维图像更新;以及
变更部,将显示的上述多个截面图像中的其余的截面图像的截面的位置变更为与设定的上述矢量交叉并且与上述第一截面图像的截面正交的位置。
2. 如权利要求 1 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,上述变更部将上述其余的截面图像中的一个截面图像的截面的位置变更为包含上述矢量并且与上述第一截面图像的截面正交的位置。
3. 如权利要求 1 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,上述变更部将上述其余的截面图像中的一个以上的截面图像的截面的位置变更为与上述矢量上的基准点交叉并且与以上述矢量为法线的位置的平面平行的面。
4. 如权利要求 3 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,上述基准点是上述矢量的起点、中点或终点。
5. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,具备:
存储部,存储通过超声波扫描而产生的体数据;
第一截面图像产生部,基于上述体数据产生与既定的第一截面有关的第一截面图像的数据;
设定部,按照来自操作者的指示,在上述第一截面图像上设定矢量;以及
切取部,从上述体数据中切取包含上述矢量的区域的数据;
3 维图像生成部,基于切取的上述区域的数据,生成以上述矢量为视点方向的 3 维图像的数据;
计算部,计算与上述矢量交叉并且与上述第一截面正交的、上述体数据内的第二截面;
第二截面图像产生部,根据上述体数据生成与上述第二截面有关第二截面图像的数据;以及
显示部,显示上述第二截面图像和上述 3 维图像。
6. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
超声波探头;
扫描部,经由上述超声波探头用超声波扫描被检体;
体数据产生部,基于来自上述超声波探头的回波信号,产生与上述被检体有关的体数据;
截面图像生成部,基于上述体数据生成分别与既定的多个截面相对应的多个截面图像的数据;

3 维图像生成部,基于上述体数据生成与既定的视点方向有关的 3 维图像的数据;
显示部,显示上述多个截面图像和 3 维图像;

设定部,按照来自操作者的指示,在显示的上述多个截面图像中的第一截面图像上设定矢量;

更新部,按照设定的上述矢量将显示的上述 3 维图像更新;以及

变更部,将显示的上述多个截面图像中的其余的截面图像的截面的位置变更为与设定的上述矢量交叉并且与上述第一截面图像的截面正交的位置。

7. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头;

扫描部,经由上述超声波探头用超声波扫描被检体;

体数据产生部,基于来自上述超声波探头的回波信号,产生与上述被检体有关的体数据;

第一截面图像产生部,基于上述体数据产生与既定的第一截面有关的第一截面图像的数据;

设定部,按照来自操作者的指示,在上述第一截面图像上设定矢量;

切取部,从上述体数据中切取包含上述矢量的区域;

3 维图像生成部,基于切取的上述区域,生成以上述矢量为视点方向的 3 维图像的数据;

计算部,计算与上述矢量交叉并且与上述第一截面正交的、上述体数据内的第二截面的位置;

第二截面图像产生部,根据上述体数据生成与上述第二截面有关的截面图像的数据;以及

显示部,显示上述第二截面图像和上述 3 维图像。

8. 一种超声波图像处理方法,其特征在于,包括:

基于通过超声波扫描而产生的体数据生成分别与既定的多个截面相对应的多个截面图像的数据;

基于上述体数据生成与既定的视点方向有关的 3 维图像的数据;

显示上述多个截面图像和 3 维图像;

按照来自操作者的指示,在显示的上述多个截面图像中的第一截面图像上设定矢量;

按照设定的上述矢量将显示的上述 3 维图像更新;

将显示的上述多个截面图像中的其余的截面图像的截面的位置变更为与设定的上述矢量交叉并且与上述第一截面图像的截面正交的位置。

9. 一种超声波图像处理方法,其特征在于,包括:

基于通过超声波扫描而产生的体数据,产生与既定的第一截面有关的第一截面图像的数据;

按照来自操作者的指示,在上述第一截面图像上设定矢量;

从上述体数据中切取包含上述矢量的区域的数据;

基于切取的上述区域的数据,生成以上述矢量为视点方向的 3 维图像的数据;

计算与上述矢量交叉并且与上述第一截面正交的、上述体数据内的第二截面;

根据上述体数据生成与上述第二截面有关的第二截面图像的数据；
显示上述第二截面图像和上述 3 维图像。

超声波图像处理装置及方法、超声波诊断装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2010 年 5 月 17 日提出的日本专利申请第 2010-113523 号并主张其优先权,这里引用其全部内容。

技术领域

[0003] 本实施方式涉及超声波图像处理装置、超声波诊断装置、以及超声波图像处理方法。

背景技术

[0004] 为了进行基于超声波图像的图像诊断,进行基于通过超声波扫描而产生的体数据的 3 维图像的生成、显示。作为容易地生成想要的 3 维图像的方法,出现了在 MPR 图像上同时设定视点方向和 3 维图像处理的对象区域(以下称作切取区域)的功能。

[0005] 在上述同时设定功能中,典型地是将 1 个 3 维图像和相互正交的 3 个 MPR 图像并列地显示。MPR 图像是为了进行视点方向的设定和切取区域的设定而显示的图像。MPR 图像的截面位置只要没有被操作者变更就是固定的。3 维图像是基于设定的视点方向和切取区域而产生的 2 维的显示图像。

[0006] 以下,表示利用同时设定功能的视点方向和切取区域的操作者的设定作业的流程。首先,操作者从显示的 3 个 MPR 图像之中选择容易进行切取区域的指定的图像。接着,操作者将鼠标光标移动到被选择的 MPR 图像上,通过在作为切取区域的一端的位置处点击,指定矢量(用于视点方向和切取区域的设定的矢量。以下表述为设定矢量)的起点,通过将鼠标光标移动到作为切取区域的另一端的位置上来指定设定矢量的终点。将从指定的起点连结到终点的矢量设定为设定矢量。如果在 1 个 MPR 图像上设定设定矢量,则在其他 MPR 图像上显示设定矢量的投影。操作者通过用鼠标光标调整投影在其他 MPR 图像上的设定矢量的朝向或长度,来调整设定矢量的 3 维的朝向或长度。

[0007] 但是,由于在显示过程中的 MPR 图像上设定设定矢量,所以设定矢量的 3 维的朝向被限制在显示过程中的 MPR 图像的截面内。因此,在想要使设定矢量朝向显示过程中的 MPR 图像的截面以外的情况下,必须调整 MPR 图像的截面,在调整后的 MPR 图像上再次调整设定矢量的朝向。这样,为了 3 维地适当设定设定矢量,必须反复进行 MPR 图像的截面的调整和 MPR 图像上的矢量的调整。

[0008] 在先专利文献:日本特表 2007-503857 号公报

发明内容

[0009] 本发明的目的是提供一种实现利用超声波图像的图像观察中的操作性的提高的超声波图像处理装置及超声波诊断装置。

[0010] 有关本实施方式的超声波图像处理装置具备:存储部,存储通过超声波扫描而产生的体数据;截面图像生成部,基于上述体数据生成分别与既定的多个截面相对应的多个

截面图像的数据 ;3 维图像生成部,基于上述体数据生成与既定的视点方向有关的 3 维图像的数据 ;显示部,显示上述多个截面图像和 3 维图像 ;设定部,按照来自操作者的指示,在显示的上述多个截面图像中的第一截面图像上设定矢量 ;更新部,按照设定的上述矢量将显示的上述 3 维图像更新 ;以及变更部,将显示的上述多个截面图像中的其余的截面图像的截面的位置变更为与设定的上述矢量交叉并且与上述第一截面图像的截面正交的位置。

[0011] 有关本实施方式的超声波诊断装置具备 :超声波探头 ;扫描部,经由上述超声波探头用超声波扫描被检体 ;体数据产生部,基于来自上述超声波探头的回波信号,产生与上述被检体有关的体数据 ;截面图像生成部,基于上述体数据生成分别与既定的多个截面相对应的多个截面图像的数据 ;3 维图像生成部,基于上述体数据生成与既定的视点方向有关的 3 维图像的数据 ;显示部,显示上述多个截面图像和 3 维图像 ;设定部,按照来自操作者的指示,在显示的上述多个截面图像中的第一截面图像上设定矢量 ;更新部,按照设定的上述矢量将显示的上述 3 维图像更新 ;以及变更部,将显示的上述多个截面图像中的其余的截面图像的截面的位置变更为与设定的上述矢量交叉并且与上述第一截面图像的截面正交的位置。

[0012] 有关本实施方式的超声波图像处理的方法包括 :基于通过超声波扫描而产生的体数据生成分别与既定的多个截面相对应的多个截面图像的数据 ;基于上述体数据生成与既定的视点方向有关的 3 维图像的数据 ;显示上述多个截面图像和 3 维图像 ;按照来自操作者的指示,在显示的上述多个截面图像中的第一截面图像上设定矢量 ;按照设定的上述矢量将显示的上述 3 维图像更新 ;将显示的上述多个截面图像中的其余的截面图像的截面的位置变更为与设定的上述矢量交叉并且与上述第一截面图像的截面正交的位置。

[0013] 发明效果 :

[0014] 实现了利用超声波图像的图像观察中的操作性的提高。

附图说明

[0015] 图 1 是表示有关本实施方式的超声波图像处理装置和超声波诊断装置的结构图。

[0016] 图 2 是表示显示在图 1 的显示部上的 4 图像显示的布局的一例的图。

[0017] 图 3 是表示显示在图 1 的显示部上的初始画面中的 MPR 图像的 A 面、B 面及 C 面的初始的位置关系的一例的图。

[0018] 图 4 是表示在图 1 的系统控制部的控制之下进行的截面自动变更处理的典型的流程的图。

[0019] 图 5 是表示在图 4 的步骤 S1 中显示在显示部上的初始画面的一例的图。

[0020] 图 6 是用来说明在图 4 的步骤 S2 中进行的设定矢量的位置指定的图。

[0021] 图 7 是用来说明在图 4 的步骤 S4 中进行的切取区域的设定处理的图。

[0022] 图 8 是用来说明在图 4 的步骤 S7 中进行的第一截面计算处理的图。

[0023] 图 9 是用来说明在图 4 的步骤 S8 中进行的第二截面计算处理的图。

[0024] 图 10 是表示在图 4 的步骤 S10 中通过显示部显示的画面的一例的图。

[0025] 图 11 是用来说明图 4 的第二次的步骤 S2 中的设定矢量的调节处理的图 (C 面与设定矢量的起点交叉的情况)。

[0026] 图 12 是表示由图 1 的显示部显示的、关于与设定矢量的终点交叉的 C 面的 C 面图像的一例的图。

[0027] 图 13 是表示由图 1 的显示部显示的、关于与设定矢量的中点交叉的 C 面的 C 面图像的一例的图。

[0028] 图 14 是表示由图 1 的显示部显示的、与设定矢量的起点交叉的 C 面、与终点交叉的 C 面、以及与中点交叉的 C 面被一次设定的情况下的画面的一例的图。

[0029] 标号说明

[0030] 1…超声波诊断装置, 11…超声波探头, 13…扫描控制部, 15…发送部, 17…接收部, 19…信号处理部, 21…体数据产生部, 23…存储部, 25…矢量设定部, 27…切取部, 29…3 维图像生成部, 31…截面计算部, 33…截面图像生成部, 35…显示控制部, 37…显示部, 39…操作部, 41…系统控制部, 50…超声波图像处理装置

具体实施方式

[0031] 有关本实施方式的超声波图像处理装置具备存储部、截面图像生成部、3 维图像生成部、显示部、设定部、更新部及变更部。存储部存储通过超声波扫描而产生的体数据。截面图像生成部基于上述体数据生成分别与既定的多个截面相对应的多个截面图像的数据。3 维图像生成部基于上述体数据生成与既定的视点方向有关的 3 维图像的数据。显示部显示上述多个截面图像和 3 维图像。设定部按照来自操作者的指示, 在显示的上述多个截面图像中的第一截面图像上设定矢量。更新部按照设定的上述矢量将显示的上述 3 维图像更新。变更部将显示的上述多个截面图像中的其余的截面图像的截面的位置变更为与设定的上述矢量交叉并且与上述第一截面图像的截面正交的位置。

[0032] 以下, 参照附图说明有关本实施方式的超声波图像处理装置、超声波诊断装置和超声波图像处理方法。

[0033] 图 1 是表示有关本实施方式的超声波诊断装置 1 和超声波图像处理装置 50 的结构图。如图 1 所示, 超声波诊断装置 1 具有超声波探头 11、扫描控制部 13、发送部 15、接收部 17、信号处理部 19、体数据产生部 21、存储部 23、矢量设定部 25、切取部 27、3 维图像生成部 29、截面计算部 31、截面图像生成部 33、显示控制部 35、显示部 37、操作部 39、以及系统控制部 41。

[0034] 超声波探头 11 是电子扫描型。超声波探头 11 接受来自发送部 15 的驱动脉冲而产生超声波。超声波由被检体的体内组织的声阻抗的不连续点(回波源)依次反射。反射的超声波被超声波探头 11 接收。超声波探头 11 如果接收超声波, 则变换为来源于接收的超声波的回波信号(电信号), 将该回波信号输出。

[0035] 扫描控制部 13 为了经由超声波探头 11 用超声波扫描被检体而控制发送部 15 和接收部 17。扫描控制部 13、发送部 15 和接收部 17 构成经由超声波探头 11 用超声波扫描被检体的扫描部。

[0036] 发送部 15 按照扫描控制部 13 的控制对超声波探头 11 反复发送驱动脉冲。更详细地讲, 发送部 15 按照每个信道反复产生额定脉冲(rate pulse)。发送部 15 对所产生的各额定脉冲赋予为了形成与既定的发送方向和发送焦点有关的超声波发送波束而需要的延迟时间。该延迟时间例如根据发送方向和发送焦点位置按照每个振子决定。并且, 发送

部 15 以基于各延迟后的额定脉冲的定时产生发送驱动脉冲,对各振子供给所产生的驱动脉冲。接受到驱动脉冲的供给的各振子产生超声波。由此,超声波探头 11 照射与既定的发送方向和发送焦点位置有关的超声波发送波束。

[0037] 接收部 17 按照扫描控制部 13 的控制,经由超声波探头 11 反复接收来源于由被检体反射的超声波的回波信号。如果接收到回波信号,则接收部 17 生成关于超声波束的接收信号。更详细地讲,接收部 17 从超声波探头 11 接收回波信号,将接收到的回波信号放大,将放大后的回波信号从模拟变换为数字。接着,接收部 17 将变换为数字的回波信号存储到数字存储器中。数字存储器按照每个振子设置。回波信号被存储在对应于接收的振子的数字存储器上的、与该回波信号的接收时刻相对应的地址中。接收部 17 从与既定的接收焦点位置相对应的地址读取回波信号并相加。通过一边沿着超声波发送波束上变更接收焦点位置,一边重复该相加处理,由此接收部 17 生成与沿着既定的接收方向的超声波接收束相对应的回波信号(以下,称作接收信号)。将所生成的接收信号供给到信号处理部 19 中。

[0038] 信号处理部 19 对接收信号实施 B 模式处理。具体而言,B 模式处理部 19 对接收信号实施对数压缩或包络线检波处理。将实施了对数压缩或包络线检波处理的接收信号称作 B 模式信号。将 B 模式信号供给到体数据产生部 21 中。

[0039] 体数据产生部 21 基于 B 模式信号产生关于被检体的体数据。具体而言,体数据产生部 21 将 B 模式信号按照其位置信息配置到扫描转换存储器上,将数据缺失部分的数据内插。通过该配置处理和内插处理产生体数据。构成体数据的各像素具有与来源的回波信号的强度相对应的亮度值。将体数据供给到存储部 23 中。

[0040] 存储部 23 存储关于被检体的体数据。进而,存储部 23 存储用于后述的截面自动变更处理(超声波图像处理)的专用程序。

[0041] 矢量设定部 25 按照操作者的经由操作部 39 的指示,在体数据内设定设定矢量。设定矢量被用于 3 维图像的视点方向和作为 3 维图像的对象区域的切取区域的设定。此外,矢量设定部 25 也可以按照操作者的经由操作部 39 的指示调整设定矢量的起点或终点的位置、即设定矢量的长度或方向。

[0042] 切取部 27 对体数据设定具有对应于设定矢量的范围的切取区域,将设定的切取区域的数据从体数据切取出来。3 维图像生成部 29 基于切取区域的数据生成以设定矢量为视点方向的 3 维图像的数据。另外,3 维图像生成部 29 也可以根据体数据生成与预先设定的视点方向或切取区域有关的 3 维图像的数据。此外,3 维图像生成部 29 也可以根据体数据整体生成 3 维图像的数据。

[0043] 截面计算部 31 按照设定矢量计算 MPR 截面。截面图像生成部 33 基于体数据生成与计算出的截面有关的截面图像的数据。截面图像生成部 33 对体数据实施 MPR(multi-planar reconstruction:多平面重建)处理而生成截面图像的数据。以下,将通过 MPR 处理生成的截面图像称作 MPR 图像。另外,截面图像生成部 33 也可以生成与预先设定的截面有关的 MPR 图像的数据。

[0044] 显示控制部 35 将 MPR 图像和 3 维图像以既定的布局显示在显示部 37 上。显示控制部 35 按照由操作者经由操作部 39 设定的设定矢量,更新所显示的 3 维图像。此外,显示控制部 35 将显示的 MPR 图像的截面变更为随着设定矢量的设定而计算出的截面。显示部 37 按照显示控制部 35 的控制将 MPR 图像和 3 维图像以既定的布局显示。显示部 37 例如由

CRT 显示器、或液晶显示器、有机 EL 显示器、等离子显示器等显示设备构成。

[0045] 操作部 39 经由输入设备输入来自操作者的各种指示或信息。输入设备具有键盘或鼠标、各种开关等。例如,操作部 39 被用于为了设定矢量的设定而进行的设定矢量的起点或终点的指定。

[0046] 系统控制部 41 作为超声波诊断装置 1 的中枢发挥功能。具体而言,系统控制部 41 从存储部 23 读取专用程序,执行所读取的专用程序。通过专用程序的执行,系统控制部 41 按照专用程序表示的顺序控制各部,以执行截面自动变更处理。

[0047] 另外,存储部 23、矢量设定部 25、切取部 27、3 维图像生成部 29、截面计算部 31、截面图像生成部 33、显示控制部 35、显示部 37、操作部 39 及系统控制部 41 构成超声波图像处理装置 50。

[0048] 接着,对于在系统控制部 41 的控制下进行的超声波诊断装置 1、超声波图像处理装置 50、以及超声波图像处理的动作例,在临床应用例中以心脏为例进行说明。进而,假设以接近心尖法观察心脏。另外,本实施方式的应用部位并不限定于心脏,能够应用于被检体的所有部位。

[0049] 在本实施方式中,假设将心脏以 4 图像显示的布局观察。图 2 是表示 4 图像显示的布局的一例的图。如图 2 所示,对显示画面分配了 4 个图像显示区域。在 3 个图像显示区域 R1、R2、R3 中分别显示相互正交的 3 个 MPR 图像 IA、IB、IC。3 个 MPR 图像 IA、IB、IC 关于相互正交的 3 个截面。这里,将 3 个截面按照习惯称作 A 面、B 面、C 面。在第一图像显示区域 R1 中显示关于 A 面的 MPR 图像 IA(以下称作 A 面图像),在第二图像显示区域 R2 中显示关于 B 面的 MPR 图像 IB(以下称作 B 面图像),在第三图像显示区域 R3 中显示关于 C 面的 MPR 图像 IC(以下称作 C 面图像)。此外,在第四图像显示区域 R4 中显示 3 维图像 I3。

[0050] 图 3 是表示 A 面、B 面及 C 面的初始的位置关系的图。如图所示,A 面表示与超声波探头的电子扫描面平行的截面。B 面表示正交于 A 面并且沿着电子扫描面的排列方向的截面。C 面表示与 A 面和 B 面两者正交的截面。另外,图中所示的 A 面、B 面、C 面的位置是初始的位置,能够任意地变更。但是,即使变更了截面位置,也保持 A 面、B 面及 C 面之间的正交关系。

[0051] 在超声波扫描时,超声波探头 11 的操作者调整超声波探头 11 的位置,以使电子扫描面(A 面)成为心脏的 4 腔截面(所谓的 4ch 视角、描绘心脏的 4 个腔的截面)。在此情况下,将 B 面调整为 2 腔截面(所谓的 2ch 视角、描绘心脏的 4 个腔中的两个腔的截面)。此外,将 C 面调整为心脏的短轴面(正交于左室中心轴的截面)。但是,在执行心脏的超声波扫描的情况下,超声波探头的位置 11 被肋间的超声波窗限制,在许多情况下,不能将超声波探头 11 配置在接近心尖发中最佳的位置。因此,初始的 A 面及 B 面很多情况下不是适合于心脏观察的截面。

[0052] 接着,对在系统控制部 41 的控制下进行的截面自动变更处理进行说明。图 4 是表示截面自动变更处理的典型的流程的图。

[0053] 以由操作者经由操作部 39 进行了图像观察的开始指示为契机,系统控制部 41 开始截面自动变更处理。首先,系统控制部 41 使显示控制部 35 进行初始画面的显示处理(步骤 S1)。

[0054] 在步骤 S1 中,显示控制部 35 将设定为既定布局的初始画面显示在显示部 37 上。图 5 是表示初始画面的一例的图。在初始画面中,在第一图像显示区域 R1 中显示初始的 A 面图像 IA,在第二图像显示区域 R2 中显示初始的 B 面图像 IB,在第三图像显示区域 R3 中显示初始的 C 面图像 IC,在第四图像显示区域 R4 中显示初始的 3 维图像 I3。初始的 3 维图像 I3 是由体数据整体产生的、与初始的视点方向有关的描绘图像。初始的视点方向可以设定为任意的方向,例如设定为通过 A 面与 B 面的交线且正交于 A 面的方向。这些初始的 A 面图像 IA 的数据、B 面图像 IB 的数据、C 面图像 IC 的数据由截面图像生成部 33 预先生成。此外,初始的 3 维图像的数据由 3 维图像生成部 29 预先生成。另外,在初始时,也可以在第四图像显示区域 R4 中不显示 3 维图像,例如也可以显示由截面图像生成部 33 生成的 A 面图像等的 MPR 图像,或者也可以不显示超声波图像。

[0055] 在 A 面图像 IA 上重叠表示 A 面上的 B 面的位置的 B 面指示线 LB1 和表示 A 面上的 C 面的位置的 C 面指示线 LC1。在 B 面图像 IB 上重叠表示 B 面上的 A 面的位置的 A 面指示线 LA1 和表示 B 面上的 C 面的位置的 C 面指示线 LC2。在 C 面图像上重叠表示 C 面上的 A 面的位置的 A 面指示线 LA2 和表示 C 面上的 B 面的位置的 B 面指示线 LB2。这些指示线 LA1、LA2、LB1、LB2、LC1、LC2 随着截面位置的变更而由显示控制部 35 变更。反之,随着由操作者经由操作部 39 变更指示线 LA1、LA2、LB1、LB2、LC1、LC2 的位置,通过显示控制部 35 变更对应的截面。

[0056] 如果显示初始画面,则系统控制部 41 等待 3 个 MPR 图像中的 1 个 MPR 图像上设定矢量的位置被指定的情况(步骤 S2)。

[0057] 如果显示初始画面,则操作者为了使第四图像显示区域中显示适合于观察的 3 维图像,而经由操作部 39 指定设定矢量的位置。设定矢量在 A 面、B 面及 C 面中的 1 个 MPR 截面上被设定。典型地,在 A 面上设定设定矢量。这是因为,超声波探头 11 的操作者在超声波扫描时配置超声波探头 11,以使电子扫描面(即 A 面)包括观察对象。

[0058] 图 6 是用来说明设定矢量的位置指定的图。具体而言,首先操作者经由操作部 39 使鼠标光标 MC 移动到 A 面图像 IA 上的一点上并点击。将被点击的点被设定为设定矢量的起点 P1。接着,操作者经由操作部 39 拖动鼠标光标 MC,使其移动到 A 面图像 IA 上的另一点。将该另一点设定为设定矢量的终点 P2。在被拖拽的期间,在鼠标光标 MC 指示的位置实时地自动地指定设定矢量的终点 P2。在步骤 S3 将从起点 P1 向终点 P2 延伸的矢量设定为设定矢量 V_e 。

[0059] 例如,举观察僧帽瓣的情况为例,对设定矢量的位置的指定具体地说明。在观察僧帽瓣的情况下,一般从左房侧、或者左室侧观察僧帽瓣的中心。更详细地讲,最好从僧帽瓣轮的概略面(一般不是平面而是鞍型的形状,所以意味着平均性的平面)的垂直方向观察僧帽瓣。因而,所谓设定矢量的起点和终点,可以设定为,使其在 A 面上所需最低限度地包含僧帽瓣的运动的范围。

[0060] 如果指定两点(起点和终点),则系统控制部 41 使矢量设定部 25 进行设定矢量的设定处理(步骤 S3)。在步骤 S3 中,矢量设定部 25 将从指定的起点延伸到终点的矢量设定为设定矢量。将设定的设定矢量 3 维地设定在体数据上。由于设定矢量的起点和终点在 A 面图像上被指定,所以设定矢量包含在体数据内 A 面上。显示控制部 35 如图 6 所示,将设定矢量 V_e 实时地显示在 A 面图像上。

[0061] 如果进行了步骤 S3,则系统控制部 41 使切取部 27 进行切取区域的设定处理(步骤 S4)。在步骤 S4 中,切取部 27 将设定矢量指示的范围设定为切取区域。图 7 是用来说明切取区域的设定处理的图。如图 7 所示,切取区域 RC 被设定为包括起点的第一平面 P1 和包括终点的第二平面 P2 所夹的体数据 V0 内的区域中。第一平面 H1 设定在包括起点 P1、并且与设定矢量 V_e 正交的位置上。第二平面 H2 设定在包括终点 P2、并且与设定矢量 V_e 正交的位置上。

[0062] 如果进行了步骤 S4,则系统控制部 41 使切取部 27 进行切取区域的切取处理(步骤 S5)。在步骤 S5 中,切取部 27 从体数据中切取(裁剪)切取区域的数据。

[0063] 如果进行了步骤 S5,则系统控制部 41 使 3 维图像生成部 29 进行 3 维图像处理(步骤 S6)。在步骤 S6 中,3 维图像生成部 29 为了生成在视点方向上具有设定矢量的 3 维图像的数据,对切取区域的数据实施 3 维图像处理。作为 3 维图像处理,使用体绘制或表面绘制、MIP(最小值投影法)等。使用的 3 维图像的种类可以由操作者经由操作部 39 任意地设定。

[0064] 此外,如果进行了步骤 S3,则系统控制部 41 使截面计算部 31 进行第一截面计算处理(步骤 S7)。

[0065] 图 8 是用来说明第一截面计算处理的图。如图 8 所示,在步骤 S7 中,截面计算部 31 计算包含设定矢量 V_e 并且与点指定的 MPR 截面(在本实施方式的情况下是 A 面)正交的截面(计算截面)的位置。即,计算包括设定矢量 V_e 的起点 P1 和终点 P2 两者并且与点指定的 MPR 截面正交的计算截面的位置。具有计算出的位置的计算截面被设定为新的 B 面。

[0066] 如果进行了步骤 S7,则系统控制部 41 使截面计算部 31 进行第二截面计算处理(步骤 S8)。

[0067] 图 9 是用来说明第二截面计算处理的图。如图 9 所示,在步骤 S8 中,截面计算部 31 计算与设定矢量 V_e 的起点 P1 交叉且以设定矢量 V_e 为法线矢量的截面(计算截面)的位置。即,计算在设定矢量 V_e 的起点 P1 与设定矢量 V_e 正交的计算截面的位置。该步骤 S8 的计算截面与点指定的截面(在此情况下是 A 面)和步骤 S7 的计算截面(在此情况下是 B 面)两者正交。将具有计算出的位置的计算截面设定为新的 C 面。即,将新的 C 面设定为与切取区域的端面相同。

[0068] 这样,在步骤 S7 和步骤 S8 中,计算与设定矢量交叉并且与设定矢量的位置被点指定的截面(在此情况下是 A 面)正交的截面的位置。

[0069] 如果进行步骤 S8,则系统控制部 41 使截面计算部 31 进行 MPR 处理(步骤 S9)。在步骤 S9 中,截面图像生成部 33 为了生成与具有在步骤 S7 中计算出的位置的 B 面有关的 B 面图像的数据,对体数据实施 MPR 处理。此外,截面图像生成部 33 为了生成与具有在步骤 S8 中计算出的位置的 C 面的 C 面图像的数据,对体数据实施 MPR 处理。

[0070] 如果进行了步骤 S6 和步骤 S9,则系统控制部 41 使显示控制部 35 进行显示处理(步骤 S10)。在步骤 S10 中,显示控制部 35 显示在步骤 S2 中被点指定的 MPR 图像(在此情况下是 A 面图像)、在步骤 S6 中生成的两个 MPR 图像(在此情况下是 B 面图像和 C 面图像)、和在步骤 S9 中生成的 3 维图像。

[0071] 图 10 是表示在步骤 S10 中显示的画面的一例的图。如图 10 所示,在第一图像显示区域 R1 中显示初始画面同样的 A 面图像 IA。在第二图像显示区域 R2 中,显示与在步骤 S7

中计算的 B 面有关的 B 面图像 IB。在第三图像显示区域 R3 中,显示与在步骤 S8 中计算出的 C 面有关的 C 面图像 IC。即,显示控制部 35 将没有经由操作部 39 设定设定矢量的 MPR 图像(在此情况下,经由操作部 39 设定了设定矢量的 MPR 图像是 A 面图像,没有设定的 MPR 图像是 B 面图像和 C 面图像)的截面的位置变更为与设定矢量交叉、并且与经由操作部 39 设定了设定矢量的 MPR 图像的截面正交的位置。此外,显示控制部 35 按照设定矢量的设定将显示过程中的 3 维图像更新。

[0072] 此外,显示控制部 35 根据在步骤 S7 中计算出的 B 面的位置,变更 A 面图像 IA 上的 B 面指示线 LB1 和 C 面图像 IC 上的 B 面指示线 LB2。同样,显示控制部 35 根据在步骤 S8 中计算出的 C 面的位置,变更 A 面图像 IA 上的 C 面指示线 LC1 和 B 面图像 IB 上的 C 面指示线 LC2。此外,显示控制部 35 按照 B 面的位置和 C 面的位置的变更,变更 B 面图像 IB 上的 A 面指示线 LA1 和 C 面图像 IC 上的 A 面指示线 LA2。

[0073] 此外,显示控制部 35 为了表示设定矢量 V_e 的 B 面上的位置或长度,在 B 面图像 IB 上描绘设定矢量 V_e 在 B 面上的投影 P_{VeB} (以下称作投影矢量)。同样,显示控制部 35 为了显示设定矢量 V_e 的 C 面上的位置或长度,在 C 面图像 IC 上描绘设定矢量 V_e 在 C 面上的投影矢量 P_{VeC} 。投影矢量 P_{VeB} 、 P_{VeC} 的位置或长度能够经由操作部 39 任意地变更。由矢量设定部 25 按照投影矢量 P_{VeB} 、 P_{VeC} 的位置或长度的变更,再次设定设定矢量的位置或长度。

[0074] 此外,显示控制部 35 在各 MPR 图像 IA、IB 上显示用来表示切取区域的边界的边界线。具体而言,在 A 面图像 IA 上,显示表示切取区域的第一平面(包括起点 P1 的平面)的位置的边界线(与 B 面指示线 LC1 相同)、和表示切取区域的第二平面(包括终点 P2 的平面)的位置的边界线 LL1。此外,在 B 面图像 IA 上,显示表示切取区域的第一平面的位置的边界线(与 B 面指示线 LC2 相同)、和表示切取区域的第二平面的位置的边界线 LL2。边界线的位置能够经由操作部 39 任意地变更。按照边界线的位置的变更,再次设定切取区域的范围。

[0075] 此外,如上所述,新的 C 面图像是与切取区域的端面有关的 MPR 图像。因而,操作者通过观察该新的 C 面图像,容易掌握 3 维图像的形态。

[0076] 如果进行了步骤 S10,则系统控制部 41 等待由操作者经由操作部 39 等进行结束指示(步骤 S11)。在没有进行结束指示的情况下,系统控制部 41 再次前进到步骤 S2,等待设定矢量的位置被指定(第二次步骤 S2)。如果经由操作部 39 再次指定了设定矢量的位置,则系统控制部 41 再次进行步骤 S4~步骤 S11。这样,操作者一边变更被点指定的截面,一边调节设定矢量的位置,直到 3 维地设定了适当的设定矢量。

[0077] 对该设定矢量的再次设定具体地说明。例如,在第一次的步骤 S2 中在 A 面上指定了设定矢量的位置的情况下,考虑体数据内的 A 面上的设定矢量的位置被设定为适当的位置。但是,仅通过在 A 面上指定设定矢量的位置,不能指定 B 面或 C 面上的设定矢量的位置。因而,在第二次的步骤 S2 中,需要指定 B 面或 C 面上的设定矢量的位置。

[0078] 操作者例如如图 11 所示,通过调整描绘在 B 面图像 IB 上的投影矢量 P_{VeB} 的位置,修正设定矢量在 B 面上的位置。按照投影矢量 P_{VeB} 的位置的变更,变更设定矢量的 3 维的位置。另外,显示控制部 35 将变更后的设定矢量在 A 面上的投影描绘在 A 面图像 IA 上,将在 C 面上的投影描绘在 C 面图像 IC 上。另外, C 面图像 IC 上的设定矢量的 C 面上的位置

的修正通过经由操作部 39 沿着 A 面与 B 面的交叉线将 C 面的位置平行移动来实现。

[0079] 在第二次的步骤 S2 的开始时刻,自动地将 B 面设定在包含设定矢量的位置上,将 C 面设定在与设定矢量的起点正交的位置上。因而,在第二次的步骤 S2 中,如果在 B 面或 C 面上设定设定矢量的位置,则实质上设定了设定矢量的希望的 3 维的位置。即,根据本实施方式,只要至少两次指定了设定矢量的位置,就能够设定设定矢量的希望的 3 维的位置。此外,在 B 面或 C 面上修正设定矢量时,能够不大幅地改变在 A 面上设定的设定矢量的位置而进行 B 面上的设定矢量的修正。

[0080] 这样重复步骤 S2 ~ S11,直到在适当的 3 维位置设定了设定矢量。并且,系统控制部 41 以在步骤 S11 中由操作者经由操作部 39 等进行了结束指示为契机(步骤 S11:是),结束截面自动变更处理。

[0081] 另外,在上述说明中,C 面设定在与设定矢量的起点交叉并且与设定矢量正交的位置上。但是,本实施方式并不限于此。例如,也可以如图 12 所示那样设定在与设定矢量 V_e 的终点 P2 交叉并且与设定矢量 V_e 正交的位置上,也可以如图 13 所示那样设定在与设定矢量 V_e 的中点 P3 交叉、并且与设定矢量 V_e 正交的位置上。进而,在利用与多个位置有关的多个 C 面的情况下,例如在利用三个 C 面的情况下,也可以如图 14 所示那样,设定与设定矢量 V_e 的起点 P1 交叉的第一 C 面、与中点 P3 交叉的第二 C 面、以及与终点 P2 交叉的第三 C 面。3 个 C 面在临床上,在观察左室的心尖、中央、瓣轮附近各自的短轴像的情况下是有效的。本实施方式还实现了这样的 3 个 C 面的设定作业的简单化。即,这是因为,仅通过在步骤 S2 中操作者通过鼠标光标指定两点,就能够自动地设定 3 个 C 面、还有 A 面(4ch 视角)、B 面(2ch 视角)。

[0082] 通过上述结构,有关本实施方式的超声波诊断装置 1 及超声波图像处理装置 50 在设定设定矢量时自动地变更点指定了设定矢量的位置的 MPR 截面以外的其余的 MPR 截面,以使其与设定矢量正交。由此,操作者能够不变更其余的 MPR 图像的截面位置而在其余的 MPR 图像上进行设定矢量的位置的调整。这样,超声波诊断装置 1 及超声波图像处理装置 50 实现了设定矢量的调整的简单化。

[0083] 这样,有关本实施方式的超声波诊断装置 1、超声波图像处理装置 50 及超声波图像处理装置 50 实现了利用超声波图像的图像观察中的操作性的提高。

[0084] 已经描述了一些实施方式,但这些实施方式只是例示,并不意味着限定本发明的范围。事实上,这里描述的方法和系统可以通过各种其他形态实施,进而,在不脱离本发明的主旨的范围内可以对这里描述的方法和系统进行各种省略、替代和变更。权利要求书和其等价物包含本发明的主旨范围内的这些形态或变更。

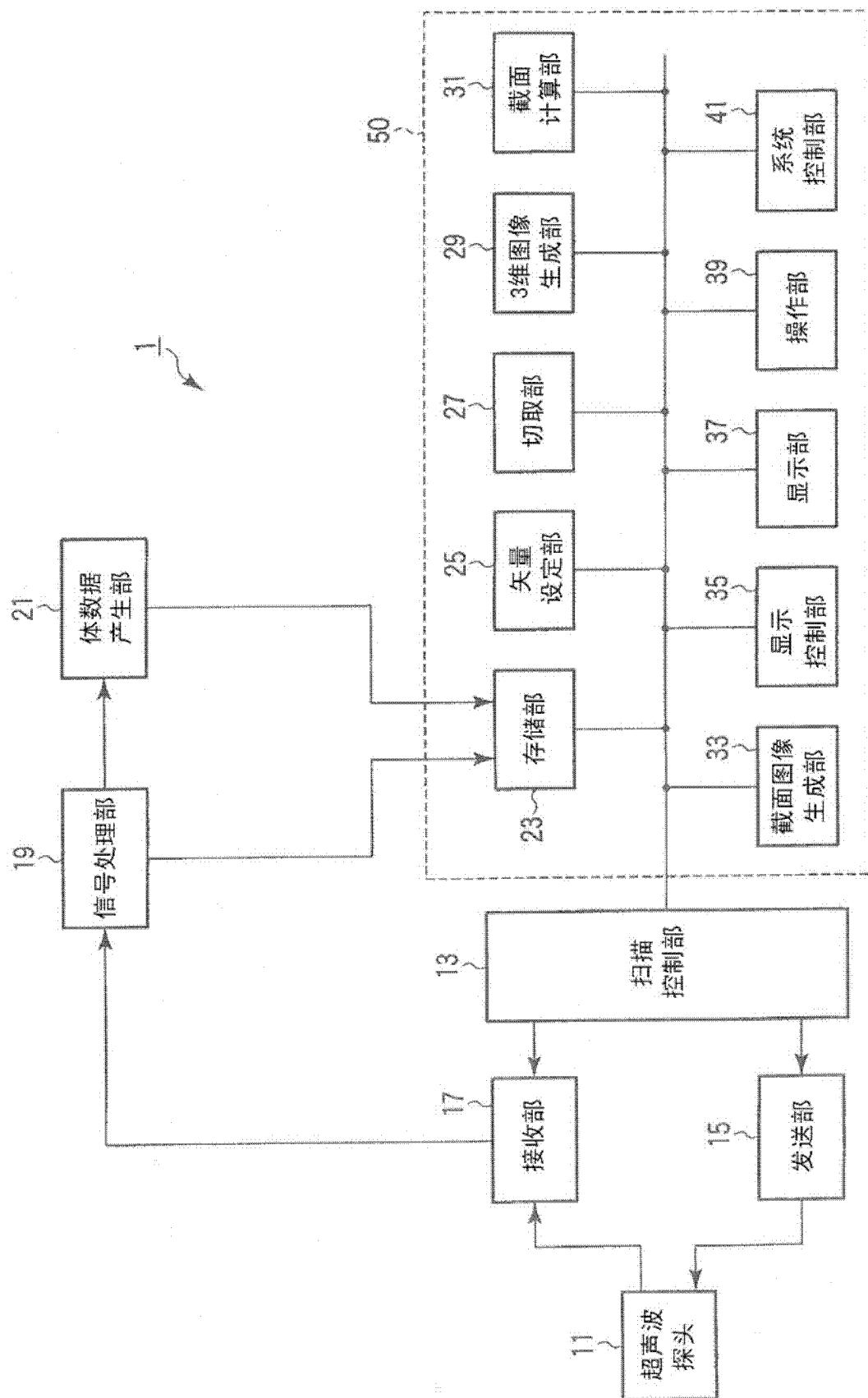


图 1

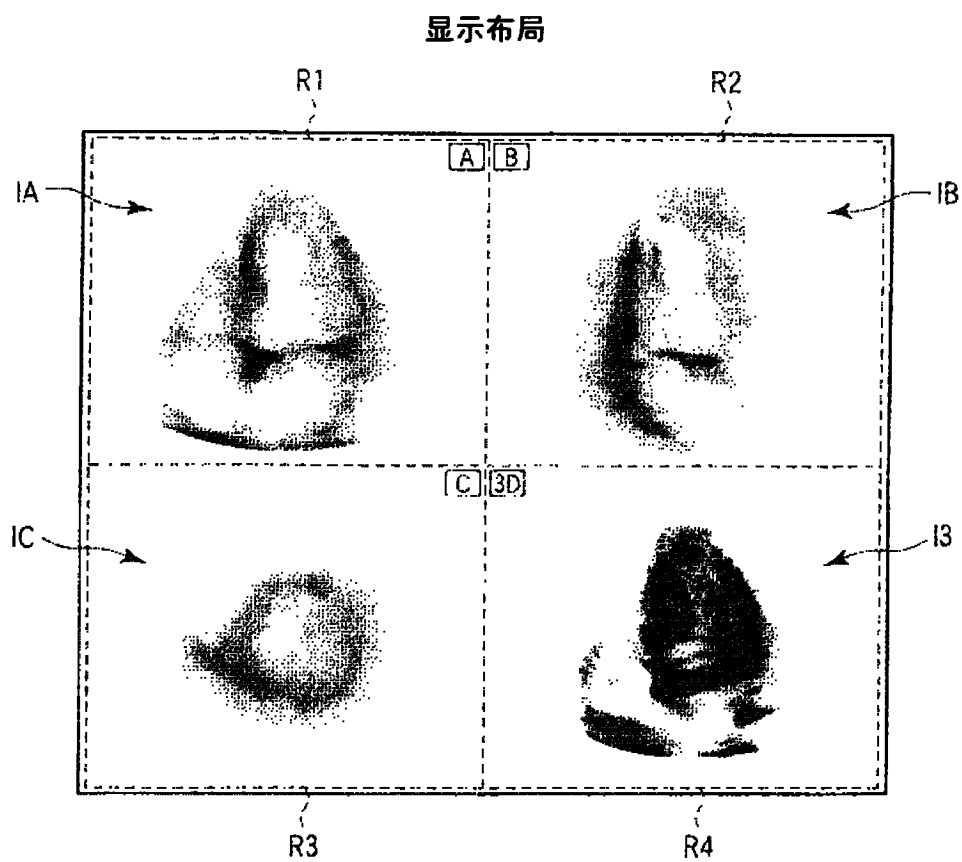


图 2

A面、B面、C面的初始的配置

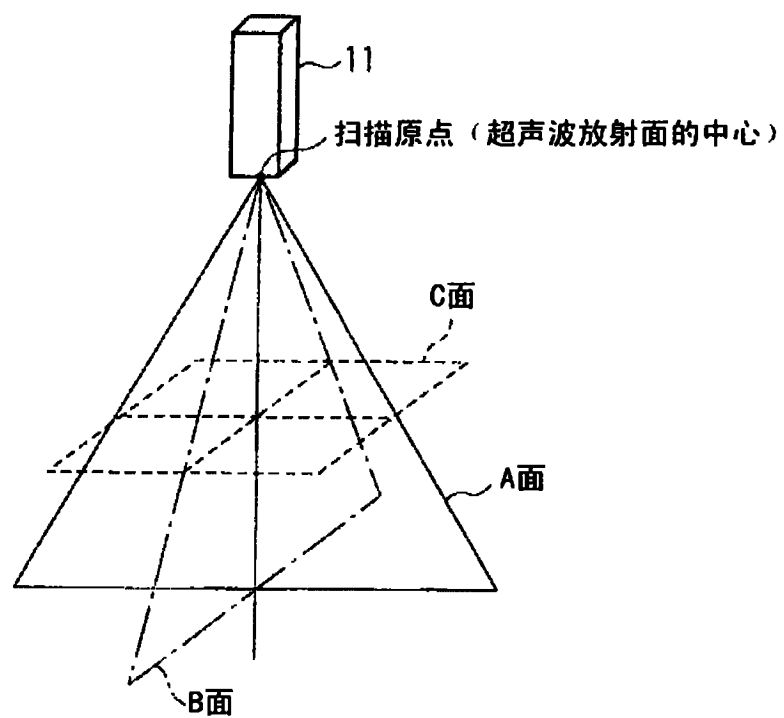


图 3

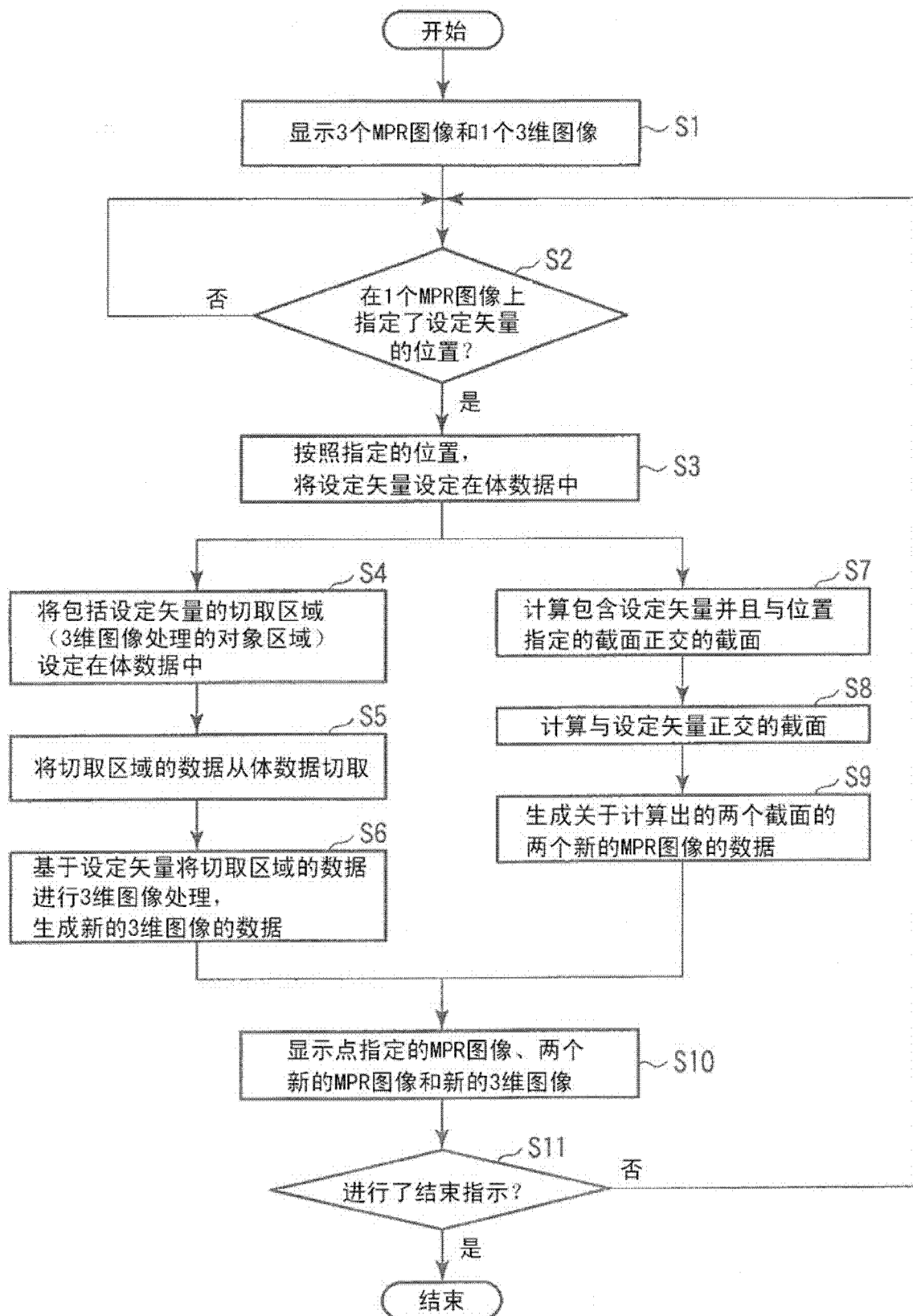


图 4

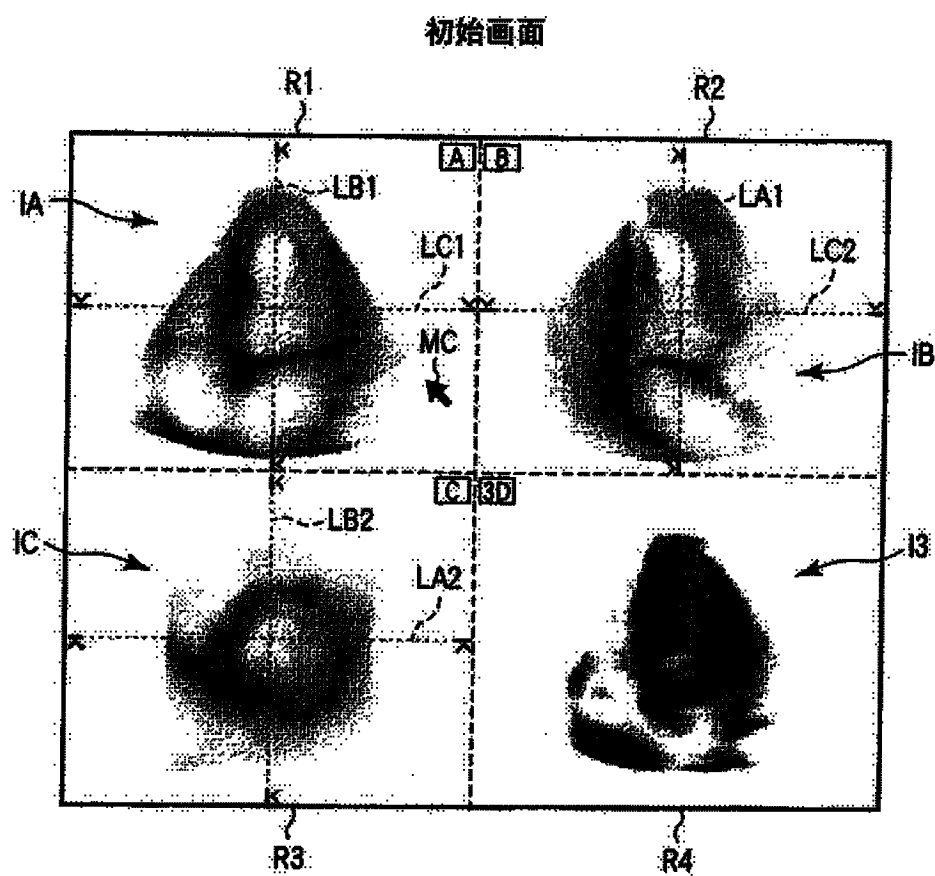


图 5

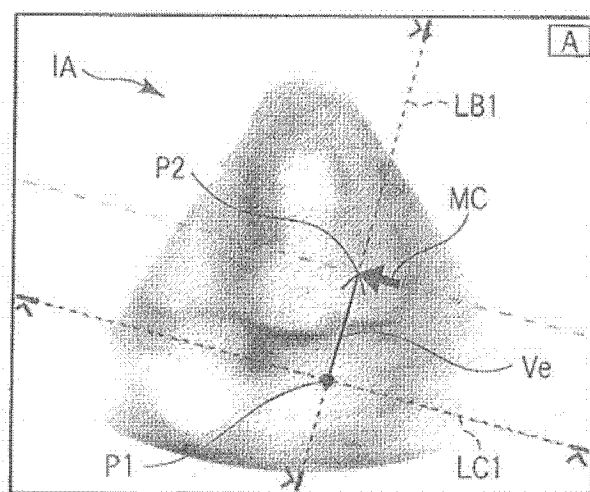


图 6

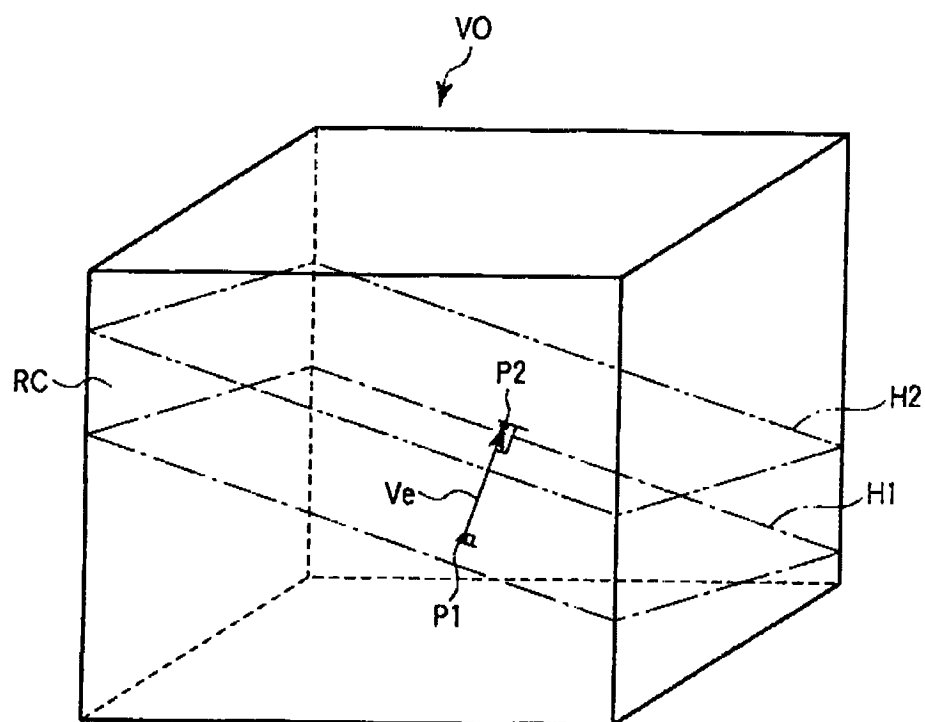


图 7

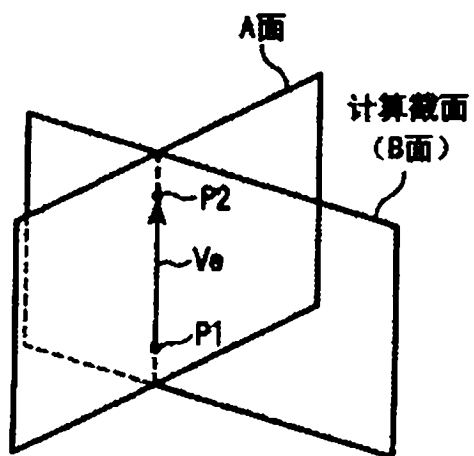


图 8

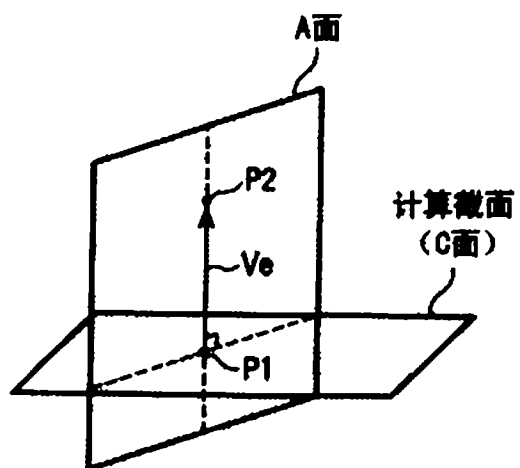


图 9

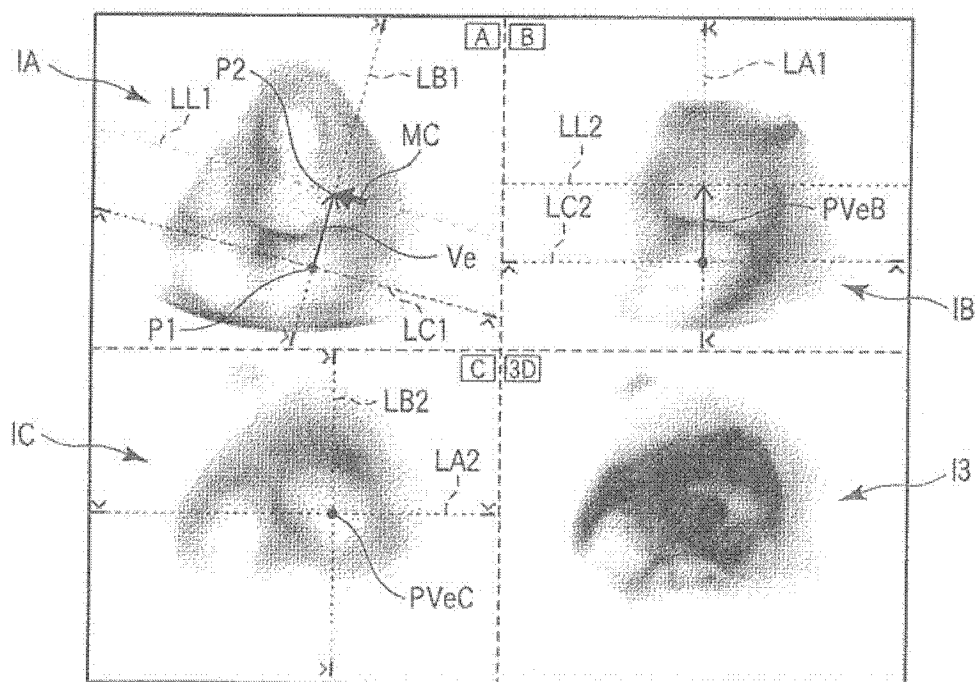


图 10

C面与设定矢量 V_e 的起点P1交叉的情况

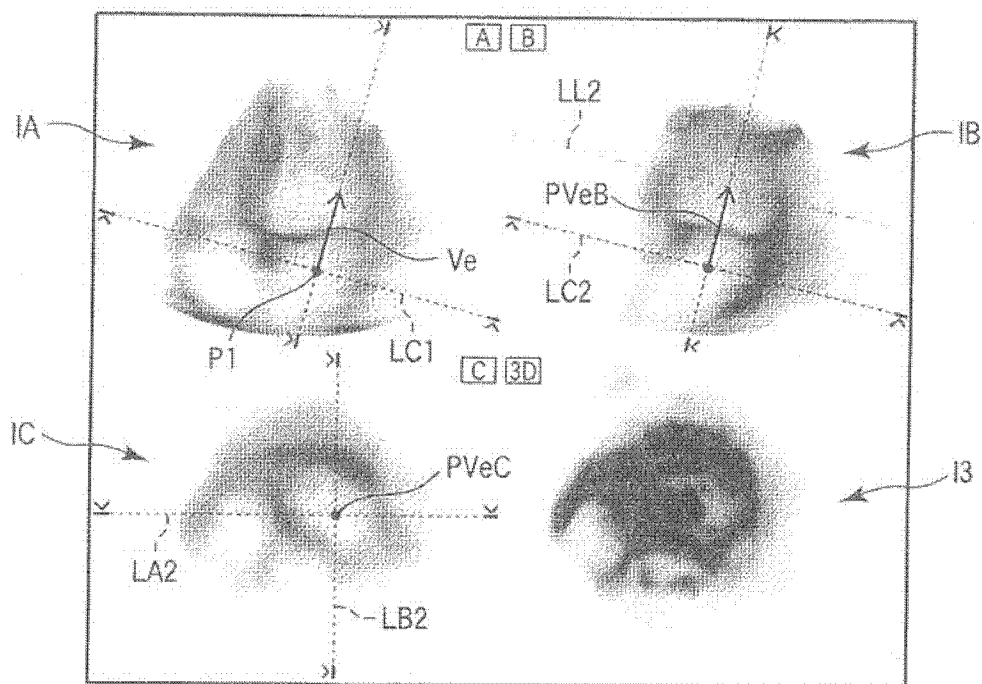


图 11

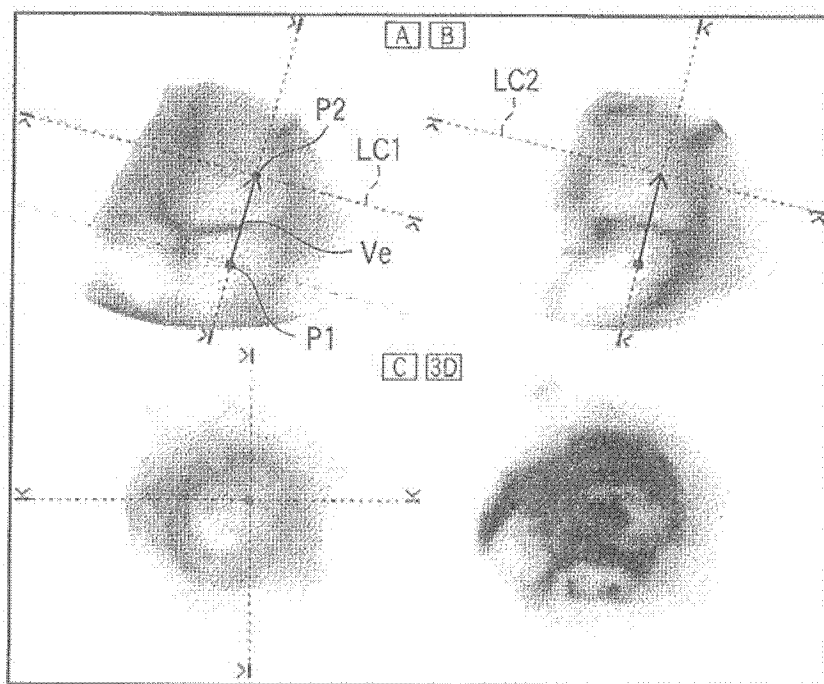
C面与设定矢量 V_e 的终点P2交叉的情况

图 12

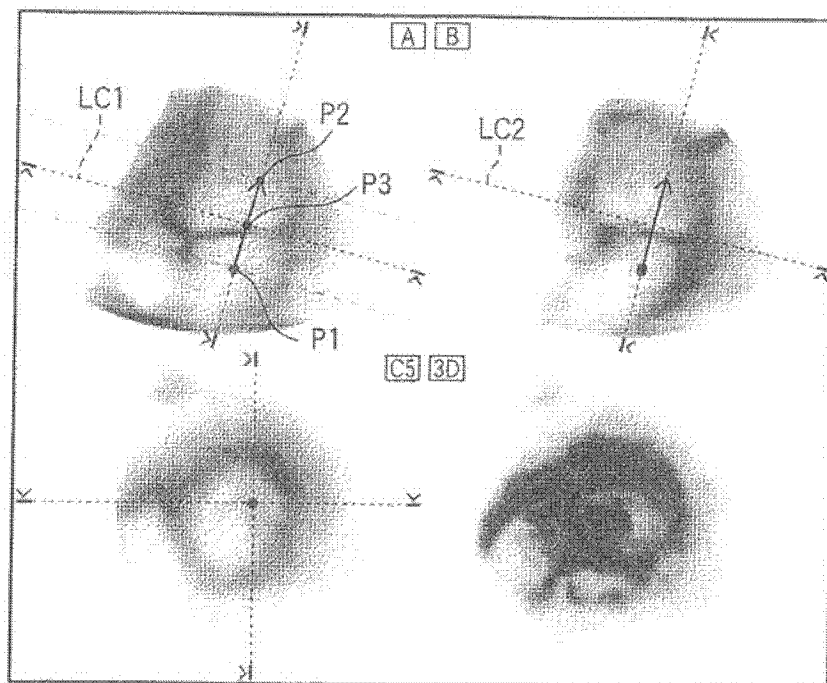
C面与设定矢量 V_e 的中点P3交叉的情况

图 13

一次设定与设定矢量 V_e 的起点 P_1 交叉的第一C面、
与终点 P_2 交叉的第二C面、
与中点 P_3 交叉的第三C面

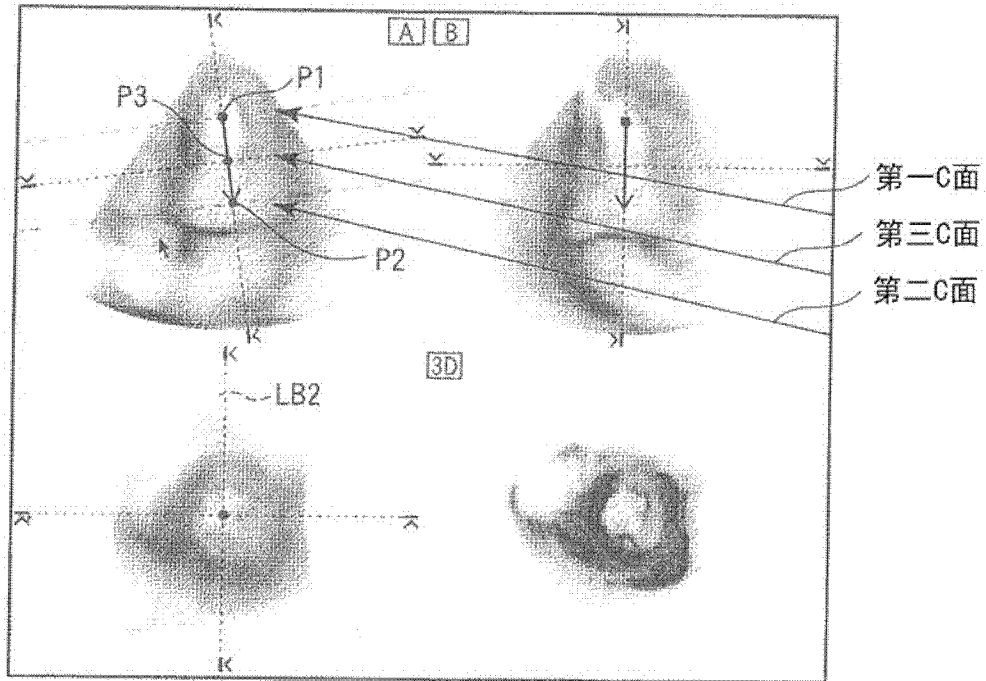


图 14

专利名称(译)	超声波图像处理装置及方法、超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN102247165A	公开(公告)日	2011-11-23
申请号	CN201110126841.3	申请日	2011-05-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	桥本新一		
发明人	桥本新一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/469 A61B8/466 A61B8/0883 A61B8/483 A61B8/463 A61B8/523		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2010113523 2010-05-17 JP		
其他公开文献	CN102247165B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种实现利用超声波图像的图像观察中的操作性的提高的超声波图像处理装置。具备存储部、截面图像生成部、3维图像生成部、显示部、设定部、更新部及变更部。存储部存储通过超声波扫描而产生的体数据。截面图像生成部基于体数据生成分别与既定的多个截面相对应的多个截面图像的数据。3维图像生成部基于体数据生成与既定的视点方向有关的3维图像的数据。显示部显示多个截面图像和3维图像。设定部在显示的多个截面图像中的第一截面图像上，按照来自操作者的指示设定矢量。更新部按照设定的矢量更新显示的3维图像。变更部将显示的其余的截面图像的截面的位置变更为与设定的矢量交叉并且与第一截面图像的截面正交的位置。

