

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/13 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910145314.X

[43] 公开日 2009 年 12 月 16 日

[11] 公开号 CN 101601593A

[22] 申请日 2009.6.1

[21] 申请号 200910145314.X

[30] 优先权

[32] 2008.6.10 [33] JP [31] 2008-151812

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 吉田哲也 川岸哲也 神山直久

冈村阳子 阿部康彦

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

代理人 金春实

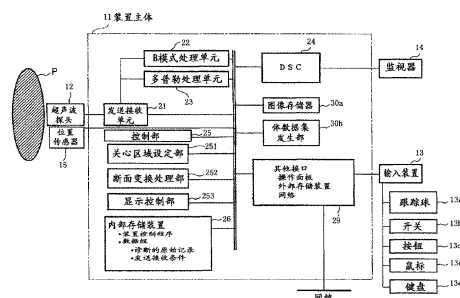
权利要求书 4 页 说明书 11 页 附图 9 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明的超声波诊断装置具备：超声波探头(12)，发生超声波束；体数据集收集部(30b)，经由超声波探头收集与多个三维扫描范围相对应的多个体数据集，其中，多个三维扫描范围部分地重叠；关心区域设定部(251)，在由多个体数据集中的特定体数据集所发生的第一断层图像上，根据用户指令设定关心区域；断层图像发生部(252)，由特定体数据集发生第一断层图像，并且，由与包括关心区域在内的三维扫描范围相对应的其他的体数据集发生与包括关心区域在内的断面相关的第二断层图像；以及显示部(253)，显示第一断层图像和第二断层图像。



1. 一种超声波诊断装置，其特征在于，包括：

超声波探头，发生超声波束；

体数据集收集部，经由上述超声波探头收集与多个三维扫描范围相对应的多个体数据集，其中，上述多个三维扫描范围部分地重叠；

关心区域设定部，在由上述多个体数据集中的特定体数据集所发生的第一断层图像上，根据用户指令设定关心区域；

断层图像发生部，由上述特定体数据集发生上述第一断层图像，并且，由与包括上述关心区域在内的上述三维扫描范围相对应的其他的体数据集发生与包括上述关心区域在内的断面相关的第二断层图像；以及

显示部，显示上述第一断层图像和上述第二断层图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述第二断层图像的断面与上述第一断层图像的断面部分地重叠。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述第一断层图像的断面和上述第二断层图像的断面为由上述超声波束形成的二维扫描面。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述第二断层图像的断面与上述第一断层图像的断面相交叉。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

在上述显示部的第一显示区域上显示上述第一断层图像，在上述显示部的第二显示区域上显示上述第二断层图像，在上述第二显示区域内的关心区域的显示位置与在上述第一显示区域内的关心区域的

显示位置相同。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还包括：

操作部，为了在上述第一断层图像上指定与上述关心区域相对应的点，由用户操作该操作部。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：
同时或切换显示上述第一断层图像和上述第二断层图像。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：
对于上述第一断层图像和上述第二断层图像，对齐上述关心区域并重叠显示。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还包括：

合成处理部，由上述第一断层图像和上述第二断层图像产生由平均亮度或最大亮度构成的一张合成图像。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还包括：

确定部，确定与包括上述关心区域在内的上述三维扫描范围相对应的上述其他的体数据集。

11. 一种超声波诊断装置，其特征在于，包括：

超声波探头，发生超声波束；

体数据集收集部，经由上述超声波探头反复扫描单一的三维扫描范围，从而收集多个体数据集；

关心区域设定部，在由上述多个体数据集中的特定体数据集发生

的第一断层图像上，根据用户指令设定关心区域；

断层图像发生部，由上述特定体数据集发生上述第一断层图像，并且，由其他的体数据集发生与包括上述关心区域在内的断面相关的第二断层图像；

显示部，显示上述第一断层图像和上述第二断层图像。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其特征在于：
上述第二断层图像的断面与上述第一断层图像的断面相同。

13. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其特征在于：
上述第二断层图像的断面为由上述超声波束形成的二维扫描面。

14. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其特征在于：
上述第二断层图像的断面与上述第一断层图像的断面相交叉。

15. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

在上述显示部的第一显示区域上显示上述第一断层图像，在上述显示部的第二显示区域上显示上述第二断层图像，在上述第二显示区域内的关心区域的显示位置与在上述第一显示区域内的关心区域的显示位置相同。

16. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还包括：

操作部，为了在上述第一断层图像上指定与上述关心区域相对应的点，由用户操作该操作部。

17. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其特征在于：
同时或切换显示上述第一断层图像和上述第二断层图像。

18. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

对于上述第一断层图像和上述第二断层图像，对齐上述关心区域并重叠显示。

19. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还包括：

合成处理部，由上述第一断层图像和上述第二断层图像产生由平均亮度或最大亮度构成的一张合成图像。

超声波诊断装置

(相关申请的交叉引用)

本申请基于 2008 年 6 月 10 日提交的在先的日本专利申请 No.2008-151812 并要求其为优先权, 在此引入其全部内容作为参考。

技术领域

本发明涉及可以进行三维(3D)扫描的超声波诊断装置。

背景技术

超声波诊断装置的优点是例如只需要将超声波探头与体表接触的简单操作, 即可实时收集心脏跳动和胎儿动态的情况。而且, 超声波诊断装置没有像 X 射线等照射的影响, 安全性高, 因此可以反复进行检查, 可以在妇产科或上门医疗服务等领域中使用。另外, 超声波诊断装置的系统规模比 X 射线、CT 或 MRI 装置等其他诊断装置小, 而且可以容易移动到病床旁边进行检查等, 使用容易而方便。

采用到目前为止已有的超声波诊断装置进行的诊断, 是由用超声波探头进行扫描的技师对其所关心的区域等, 改变探头的接触方式, 寻找较为清晰的图像, 保存其结果, 医师则根据这种结果进行诊断。

在这种情况下, 为了能够扩大医师诊断时的视野, 如日本特开昭 55-103839 号公报所公开的, 有的采用具有多个超声波震荡单元的超声波诊断装置, 将这些超声波震荡单元所拍摄的二维图像加以合成而予以显示。

但是, 采用这样的方法时存在如下问题, 即医师只能对进行扫描的技师持有怀疑而扫描的部位的二维图像范围内进行图像解读, 因此当技师使用超声波探头进行扫描时漏掉了肿瘤等的情况下, 医师就无法发现这种病灶。

最近,在美国,出现了采用如下方法的趋势,即技师仅将在预先决定的区域进行超声波探头扫描得到的图像加以保存,医师则对其数据进行图像解读并加以诊断。这就是说,技师仅负责扫描,医师则对其数据进行图像解读并进行诊断。扫描是技师的工作,而图像解读则是医师的工作,两者明确分工,各负其责。

另一方面,近年来开发了实时进行使超声波束朝向对象部位进行三维扫描的所谓 3D 扫描,可以将对象部位作为体 (volume) 进行经时观察的装置,目前已经有产品上市。

这种通过 3D 扫描而可以收集体数据集的装置,其优点是可以进行客观的诊断。具体说,如上所述,过去医师只能根据技师持有怀疑而扫描的部位的图像进行诊断,因此对于技师漏看的部位,医师则无法重新发现其问题部位,而采用利用 3D 扫描的体数据集,医师则可以根据技师取得的体数据集,再次构建任意的断面图像进行观察,因而使诊断更加客观了。

由此可容易想到,在如上所述使进行扫描的技师和进行诊断的医师明确分工的情况下,可代替过去在二维图像上进行的图像解读方式而采用。

但是,另一方面,在这种 3D 扫描中,实时收集体数据集,由此处理数据量非常庞大,根据所取得的这些体数据集,再次构建任意的断面图像而发现有问题的部位,需要花费莫大的劳力和时间。另外,如上所述,当技师单纯仅扫描预先决定的区域时,即使医师通过图像解读发现了怀疑是病变的部位,能够取得的图像只是限于与技师事先的探头接触方式相应的内容,无法取得改变探头接触方式而得到的清楚显示了部位特征的图像,因此,很难做到高质量而准确的超声波诊断。

发明内容

本发明的目的在于:在使用超声波诊断装置时,尽可能避免因为包含关心部位在内的图像不清晰等原因而再次进行检查。

根据本发明的技术方案，提供一种超声波诊断装置，包括：

超声波探头 12，发生超声波束；体数据集收集部 30b，经由超声波探头收集与多个三维扫描范围相对应的多个体数据集，其中，多个三维扫描范围部分地重叠；关心区域设定部 251，在由多个体数据集中的特定体数据集所发生的第一断层图像上，根据用户指令设定关心区域；断层图像发生部 252，由特定体数据集发生第一断层图像，并且，由与包括关心区域在内的三维扫描范围相对应的其他的体数据集发生与包括关心区域在内的断面相关的第二断层图像；以及显示部 253，显示第一断层图像和第二断层图像。

在下面的描述中将提出本发明的其它目的和优点，部分内容可以从说明书的描述中变得明显，或者通过实施本发明可以明确上述内容。通过下文中详细指出的手段和组合可以实现和得到本发明的目的和优点。

附图说明

引入说明书并构成说明书的一部分的附图描述本发明当前优选的实施方式，并且与上述的大体说明以及下面的对于优选实施方式的详细描述一同用来说明本发明的原理。

图 1 为表示与本发明实施方式相关的超声波诊断装置的概略结构的图。

图 2 为表示本实施方式中对超声波探头进行移动操作而取得的数据例的图。

图 3 为表示本实施方式中的在时间序列上的体数据集生成例的图。

图 4 为说明本实施方式中的在时间序列上的生成体数据集的体素（voxel）变换的图。

图 5A 为表示本实施方式中监视器显示例的图。

图 5B 为表示本实施方式中监视器显示例的图。

图 5C 为表示本实施方式中监视器显示例的图。

图 6 为说明本实施方式动作的流程图。

图 7 为表示本实施方式中通过反复三维扫描所形成的多个三维扫描范围的图。

图 8 为表示本实施方式中,相对于在特定的体上所指定的关心区域和断面,在其他体上所决定的断面的图。

图 9 为表示本实施方式中,相对于特定的体上所指定的关心区域,在其他体上所决定的断面的图。

图 10 为表示与图 8 相对应的图像显示例的图。

图 11 为表示与图 9 相对应的图像显示例的图。

图 12 为表示本实施方式中,与变形例相对应的图像显示例的图。

具体实施方式

以下,依据附图对本发明的实施方式进行说明。

图 1 表示了与本实施方式有关的超声波诊断装置的结构。装置主体 11 与超声波探头 12、输入装置 13、监视器 14 相连接。超声波探头 12 具有多个压电振子。多个压电振子为了与电子三维扫描(3D 扫描)相对应,按二维形状排列。多个压电振子为了与机械 3D 扫描相对应,也可以按一维形状排列。3D 扫描是用来通常地收集 3D 扫描范围内的多个回波信号的单一动作,在 3D 扫描范围内按一定的周期连续反复进行 3D 扫描。3D 扫描由多个 2D 扫描所构成。2D 扫描是用来利用超声波束通常地收集二维扫描面内的多个回波信号的单一动作,按一定的周期连续反复进行 2D 扫描。通过一边改变二维扫描面的角度,一边反复进行 2D 扫描,从而结束 3D 扫描。另外,将利用 2D 扫描所收集的回波信号所发生的图像数据称为 2D 数据集(SD),将利用 3D 扫描所收集的回波信号所发生的图像数据称为体数据集(VD),以便加以区别。同时,设置了位置传感器 15,以便从超声波探头 12 的位置测定 3D 扫描的位置。

超声波探头 12 由超声波发送接收单元 21 供给驱动信号,超声波探头 12 利用该驱动信号发生超声波束。在被检体内的声阻抗的不连

续面上接连不断反射超声波。超声波探头 12 将来自被检体 P 的反射波变换为电信号，并作为回波信号加以输出。回波信号的振幅反映为声阻抗的差。回波信号的频率，根据血流或心脏壁等移动体的超声波束的速度分量，自发送频率起发生频移。

输入装置 13 具有例如跟踪球 13a、各种开关 13b、按钮 13c、鼠标 13d、键盘 13e 等输入手段。经由输入装置 13，将体数据集的选择、对从所选择的体数据集发生的断层图像上的任意位置设定关心区域等用户指令输入到装置主体 11 中。显示控制部 253 生成包括图像等的显示画面数据。生成的显示画面数据经由数字扫描转换器 24 而在监视器 14 上予以显示。

超声波发送接收单元 21 具有图中没有表示出的速率 (rate) 脉冲发生电路、延迟电路和脉冲源电路等。速率脉冲发生电路以规定的速率频率 $fr\text{Hz}$ (周期: $1/fr$ 秒) 发生用于形成发送超声波的速率脉冲。延迟电路将超声波聚集为波束状，且将决定发送指向性所需的延迟时间，给予每一信道的速率脉冲。通过改变该延迟信息，可以任意调节来自探头振子面的发送方向。脉冲源电路与速率脉冲同步发生各信道的驱动脉冲。超声波发送接收单元 21 具有可以根据控制处理器 25 的指示瞬时改变延迟信息、发送频率和发送驱动电压等的功能。特别是关于发送驱动电压的变更，利用可瞬间切换其值的线性放大器型的发送电路或对多个电源单元进行电气切换的机构予以实现。另外，超声波发送接收单元 21 还具有图中没有表示出的放大器电路、A/D 变换器、加法器等。放大器电路将经由超声波探头 12 取入的回波信号按每一信道加以放大。A/D 变换器给出对放大的回波信号决定接收指向性所需要的延迟时间。加法器则将延迟的回波信号相加。通过该相加，来自与回波信号的接收指向性相对应的方向的反射分量被强调，根据接收指向性和发送指向性而形成超声波发送接收的综合波束。

B 模式处理单元 22 对来自超声波发送接收单元 21 的回波信号进行对数放大处理、包络线检波处理等，生成以亮度的明亮度来表现信号强度的 B 模式图像数据。B 模式图像数据发送到图像生成电路 24，

作为以亮度表示反射波强度的B模式图像，在监视器14上予以显示。

多普勒处理单元23根据从超声波发送接收单元21所接收的回波信号对速度信息进行频率解析，抽出多普勒效应所形成的血流或心脏等移动体的多普勒分量，对多点求出其平均速度、分散、功率等移动信息。所得到的血流信息被送到图像生成电路24，在监视器14上彩色显示出平均速度图像、分散图像、功率图像以及它们的组合图像。

数字扫描转换器24将超声波扫描的扫描线信号列变换为以电视机等为代表的一般性视频格式的扫描线信号列，生成作为显示图像的超声波诊断图像。

内部存储装置26收存了进行后述的扫描序列、图像生成、显示处理所需的控制程序、诊断信息（患者ID、医师的观察结果等）、诊断的原始记录、发送接收条件、其他数据组。特别是内部存储装置26保存了用于执行进行超声波发送接收所需扫描序列的控制程序。另外，根据需要，也用来保存后述图像存储器30a中的图像等。内部存储装置26的数据也可以经由接口电路29传送到外部周边装置。

接口部29是与输入装置13、网络、新的外部存储装置（图中没有表示出）有关的接口。利用该装置所得到的超声波图像等数据、解析结果等，通过接口部29，经网络可以传送到其他装置。

图像存储器30a用来存储B模式处理单元22或多普勒处理单元23所生成的2D数据集以及体数据集发生部30b采用坐标变换和内插处理由多个2D数据集所产生的体数据集。另外，作为2D数据集和体数据集，虽然典型的是表示被检体形态结构的B模式图像，但并不限于此，也可以是表示血流或心脏等移动体的移动速度空间分布的多普勒图像。

控制部25具有信息处理装置（计算机）的功能，根据控制程序进行装置主体11的总体控制。

关心区域设定部251在断层图像（第一断层图像）上根据用户指令设定关心区域，而该断层图像（第一断层图像）是根据基于用户指令从多个体数据集中所选择的特定体数据集，利用断面变换处理部

252 所发生的。断面变换处理部 252 根据特定的体数据集产生第一断层图像，并且还确定与包括关心区域在内的三维扫描范围相对应的至少一个其他的体数据集，并根据其他的体数据集产生关于包括关心区域在内的断面的断层图像（第二断层图像）。

显示控制部 253 用来构建包括由断面变换处理部 252 所发生的断层图像在内的显示画面。

下面，根据图 6 所示的流程图说明按上述构成之实施方式的动作。

发送接收单元 21 经由超声波探头 12 反复进行 3D 扫描（步骤 601）。如图 2、图 3、图 7 所示，在反复进行 3D 扫描的期间内，操作者则在被检体的体表面上一点点移动超声波探头 12。设移动方向为 Z 轴。通过移动，收集到超声波探头 12 处于 A、B、C、D 不同位置时的多个回波数据集（步骤 602），如图 4 所示，由体数据集发生部 30b 发生体数据集（步骤 603）。

利用测定超声波探头 12 的位置的位置传感器 15 测定 3D 扫描的位置。除采用位置传感器 15 以外，也可以考虑采用其他方法，例如表示体数据集之间相关关系的（自）相关函数或由体数据集的位置信息求出数据间距离的偏移量等利用相互信息量的方法。

与多个体数据集分别对应的多个三维扫描范围 VS1、VS2、VS3、VS4 部分地相互重叠。这里看到的是三维扫描范围 VS1、VS2 在重叠区域 E1 相互重叠，三维扫描范围 VS2、VS3 在重叠区域 E2 相互重叠，三维扫描范围 VS3、VS4 在重叠区域 E3 相互重叠。并且，三维扫描范围 VS1 在与三维扫描范围 VS2 重叠的同时，也与三维扫描范围 VS3、VS4 重叠。三维扫描范围 VS2 在与三维扫描范围 VS1、VS3 重叠的同时，也与三维扫描范围 VS4 重叠。

接着，图像解读人员通过利用输入装置 13 的输入操作选择体数据集 VD1~VD4 之中的某一个特定体数据集，例如体数据集 VD2。使用断面变换处理部 252，从所选择的体数据集 VD2 生成关于预先决定的初始断面的断层图像（第一断层图像），并在监视器 14 上予以

显示（步骤 604）。例如初始断面是位于三维扫描范围 VS2 的中心的二维扫描面。图像解读人员根据需要 will 将初始断面沿任意方向移动任意距离，相对于任意的轴（XYZ）以任意的角度进行旋转，从而最终决定适合于诊断的断面。所决定的断面，在图 3 中表示为 Y，在图 8 中表示为 MPR2。关于所决定断面的断层图像（第一断层图像），利用断面变换处理部 252 由体数据集 VD2 生成，并在监视器 14 上予以显示。

关于关心区域设定部 251，根据图像解读人员基于用户指令而对输入装置 13 的操作，在第一断层图像上的指定位置，例如图 5B 所示在肿瘤 X 上设定关心区域（步骤 605）。

断面变换处理部 252 判定第一断层图像上所设定的关心区域是否为其体数据集 VD1、VD3、VD4 的三维扫描范围 VS1、VS3、VS4 所包括（步骤 606）。断面变换处理部 252 从与包括关心区域在内的三维扫描范围，这里为与三维扫描范围 VS1、VS3 相对应的体数据集 VD1、VD3 分别生成断层图像（第二断层图像）。如图 8 所示，第二断层图像的断面 MPR1、MPR3 设定为与所决定的断面 MPR2 平行，且为部分重叠的断面。关于所设定断面 MPR1、MPR3 的断层图像（第二断层图像），利用断面变换处理部 252，分别由体数据集 VD1、VD3 生成，并在监视器 14 上予以显示（步骤 607、608）。

在来自某个三维扫描的断层图像（第一断层图像）上观察关心区域的同时，也可以在来自其他三维扫描的断层图像（第二断层图像）上观察同一关心区域。即使第一断层图像的画质较差而不适合于图像解读时，也可以在第二断层图像上对其进行补偿。因此，可以期待提高图像解读的精度。同时，也可以减少再次扫描的机会。

另外，在 3D 扫描中，由于收集体数据集，因此处理的数据量极为庞大，但可以仅通过对体数据集设定关心区域来简单获取从多方面观察关心部位的断层图像，所以能够在短时间内高效进行超声波诊断。

上面已说明了第二断层图像的断面 MPR1、MPR3 设定为与初始

断面 MPR2 平行，且部分重叠的断面。但是，并不限于于此。二维扫描面的断层图像（原始断层图像）与利用断面变换处理而从体数据集生成的断层图像相比，空间分辨率高，画质良好。在选择特定的模式时，可以将第一断层图像和第二断层图像限定为二维扫描面的断层图像。

如图 9 所示，在三维扫描范围 VS2 内的二维扫描面 SP2 的断层图像（第一断层图像）上可以指定关心区域 X。断面变换处理部 252 判定第一断层图像上所设定的关心区域 X 是否为其他体数据集 VD1、VD3、VD4 的三维扫描范围 VS1、VS3、VS4 所包括。断面变换处理部 252 设定包括在三维扫描范围 VS1、VS3 中，且通过关心区域 X 的二维扫描面 SP1、SP3。利用设定的二维扫描面 SP1、SP3 所收集的断层图像（第二断层图像）I（SP1）、I（SP3），可以分别从图像存储器 30a 中读出。

下面说明断层图像的显示情况。分别与体数据集 VD1、VD2、VD3 相对应的断层图像 I（MPR1）、I（MPR2）、I（MPR3）显示在监视器 14 上（图 5A、图 5B、图 5C）。断层图像 I（MPR1）是利用超声波探头 12 从 A 点的位置进行扫描而取得的，位于重叠区域 E1 内的肿瘤 X 显示在断层图像 I（MPR1）的右端。另外，断层图像 I（MPR3）是利用超声波探头 12 从 C 点的位置进行扫描而取得的，位于重叠区域 E2 内的肿瘤 X 显示在断层图像 I（MPR3）的左端。

由此可知，图像解读人员可以利用多个三维扫描，在监视器 14 上同时观察包括同一关心区域在内的多个断层图像 I（MPR1）、I（MPR2）、I（MPR3）。

如图 10 所示，显示控制部 253 针对包括同一关心区域在内的多个断层图像 I（MPR1）、I（MPR2）、I（MPR3），移动断层图像 I（MPR1）、I（MPR2）、I（MPR3）的显示位置，以便使关心区域 X 的图像位于监视器 14 上的各自图像显示区域的中心。如图 11 所示，在显示利用二维扫描面 SP1、SP2、SP3 所收集的断层图像

I (SP1)、I (SP2)、I (SP3)时也同样,移动断层图像 I (SP1)、I (SP2)、I (SP3)的显示位置,使关心区域 X 的图像位于监视器 14 上的各自图像显示区域的中心。

由于关心区域 X 总是位于各显示区域的中心,所以图像解读人员不需要搜索关心区域 X,从而可以大大提高图像解读操作的效率。

另外,上面说明了采用在 A~D 各点分别取得的全部体数据集断层图像的例,但也可以对这些体数据集进行间隔剔除并加以采用。例如,也可以采用在每一规定移动距离所取得的体数据集,将这些体数据集断层图像的肿瘤的各自位置相对应起来并予以显示。

(变形例)

在上述的实施方式中,对体数据集的二维断层图像设定直线 Y 作为关心区域,在监视器 14 上显示出了沿着该直线 Y 进行切片的断层图像,但也可以例如对体数据集的三维(3D)图像,设定立体形的关心区域,例如包括关心部位在内的球状的关心区域,根据相关的关心区域而由各体数据集生成对应的 3D 图像,在监视器 14 上予以显示。

本实施方式的思路产生了下列的应用方式。在同一位置反复进行三维扫描时,产生与同一三维扫描范围相关的多个体数据集。由特定体数据集生成并显示与包括关心区域在内的任意断面相关的断层图像。生成与同一断面相关的扫描时刻的不同的多个断层图像。如图 12 所示,移动这些断层图像 I (SP1-1)、I (SP1-2)、I (SP1-3),以使各自关心区域的图像位于监视器 14 上的各自图像显示区域的中心。

其他,本发明并不限定于上述的实施方式,在实施阶段,在不改变其主旨的范围内,可以进行各种各样的变形。例如,在上述实施方式中,在监视器 14 上显示出了多个断层图像 A2~D2,但也可以在监视器 14 上只显示其中一张断层图像,通过操作输入装置 13 的跟踪球 13a 等,按顺序切换显示别的断层图像。另外,在上述的实施方式中,通过设定关心区域,由体数据集生成并显示了包括关心区域在内的断层图像,但也可以由体素变换前的 A~D 点所取得的在时间序列上的

各体数据集选出包括关心区域在内的断层图像予以显示。这样一来，体素变换前的在时间序列上的体数据集与变换后的体数据集相比，数据量大，所以如果用这样的在时间序列上的体数据集生成图像，则可以生成分辨率优异的图像。

本领域技术人员容易想到其它优点和变更方式。因此，本发明就其更宽的方面而言不限于这里示出和说明的具体细节和代表性的实施方式。因此，在不背离由所附的权利要求书以及其等同物限定的一般发明概念的精神和范围的情况下，可以进行各种修改。

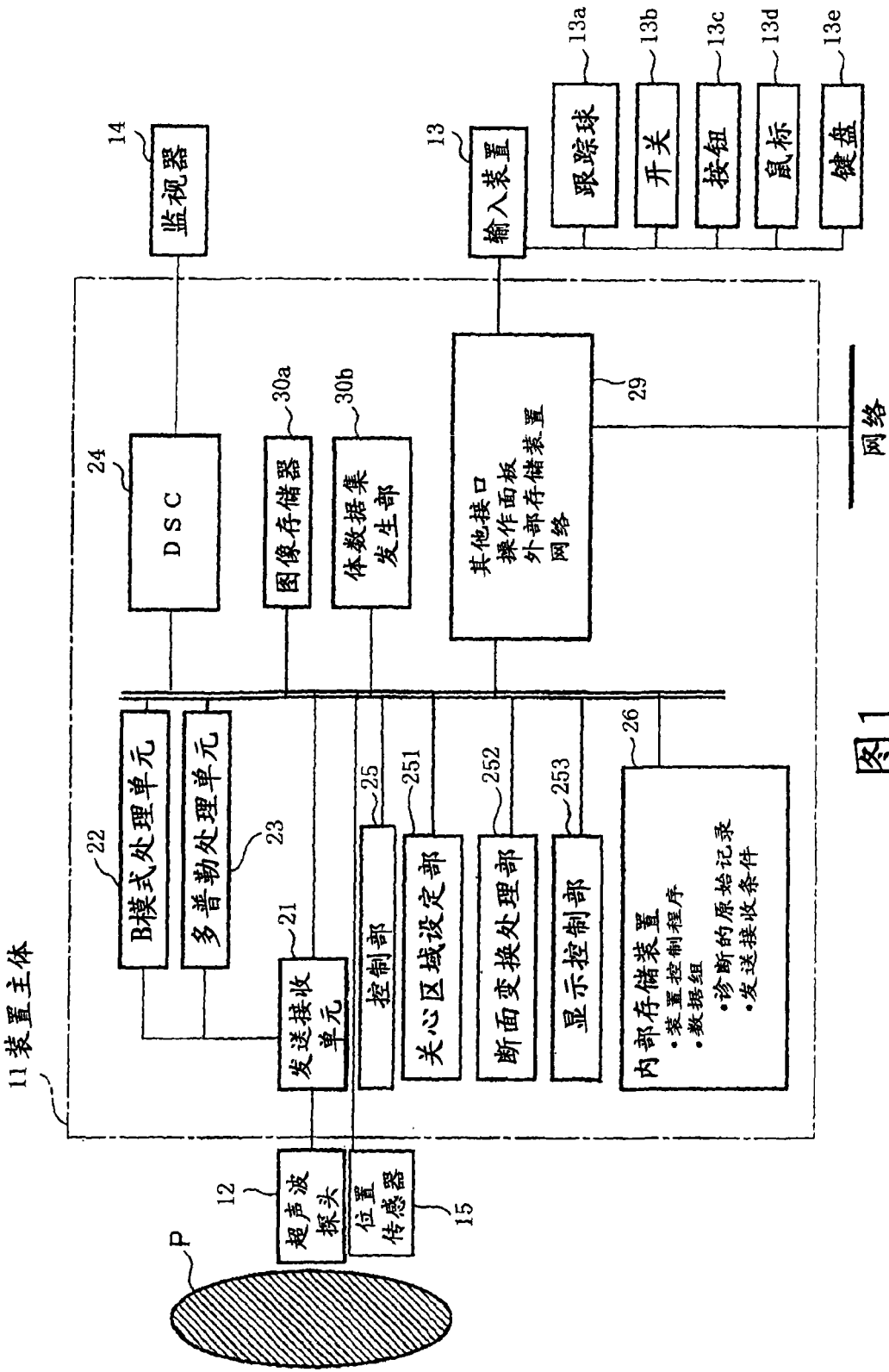


图1

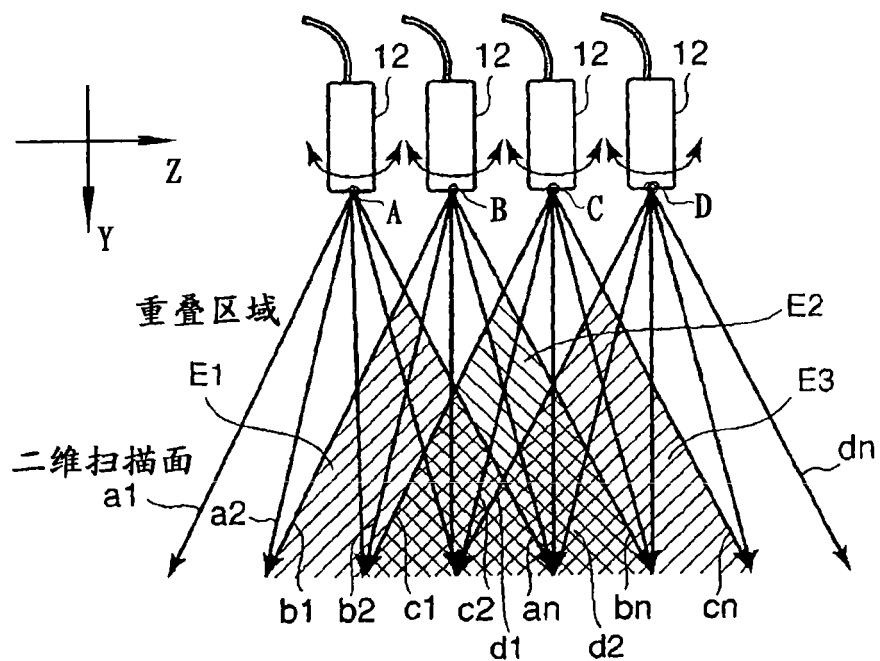


图2

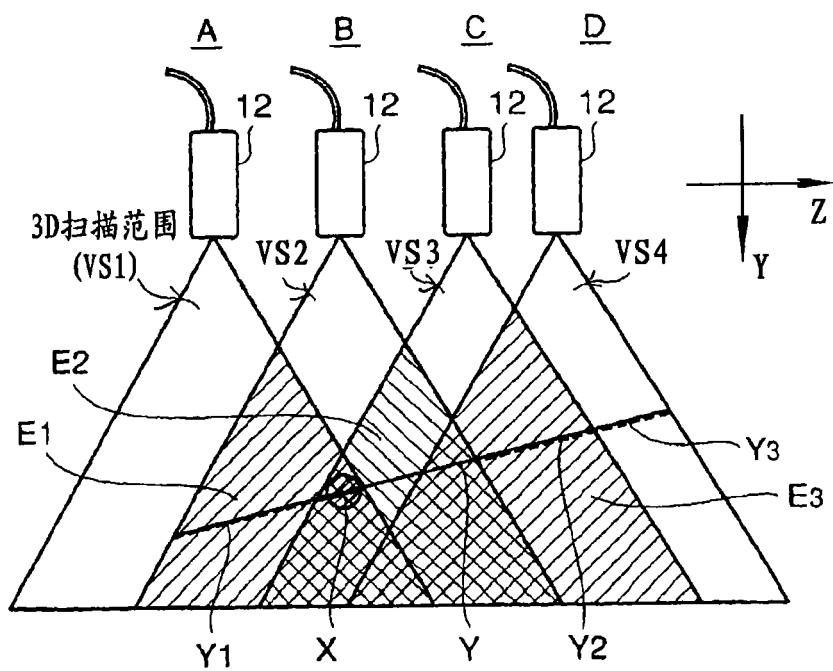


图3

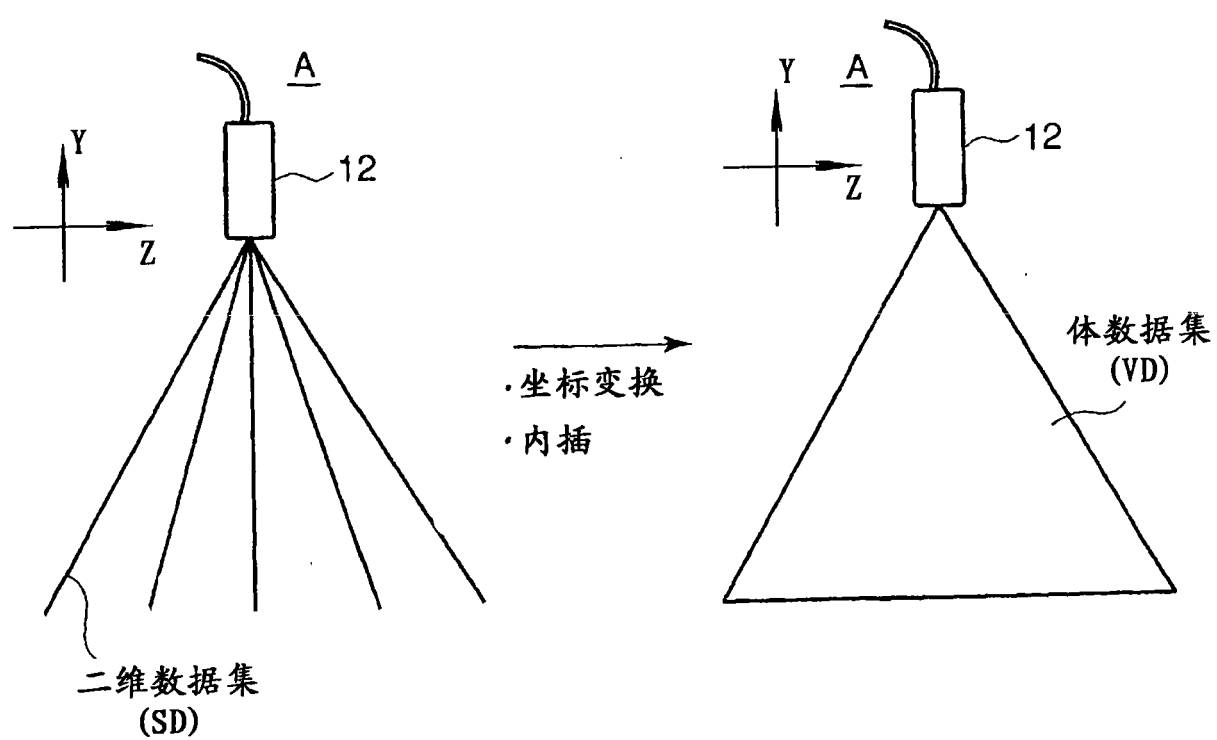
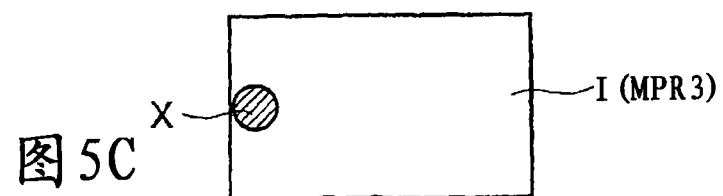
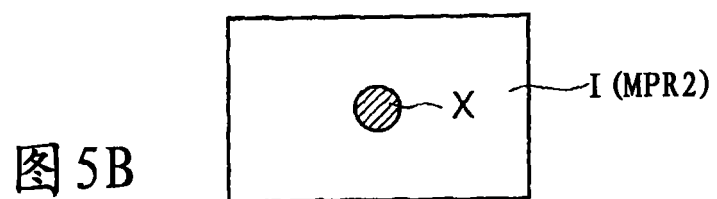
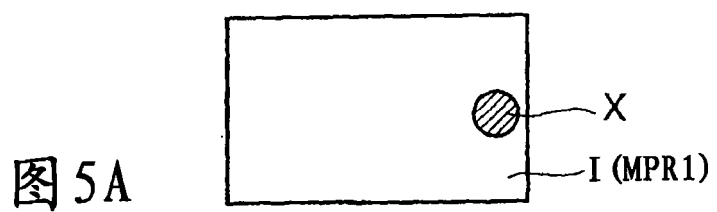


图 4



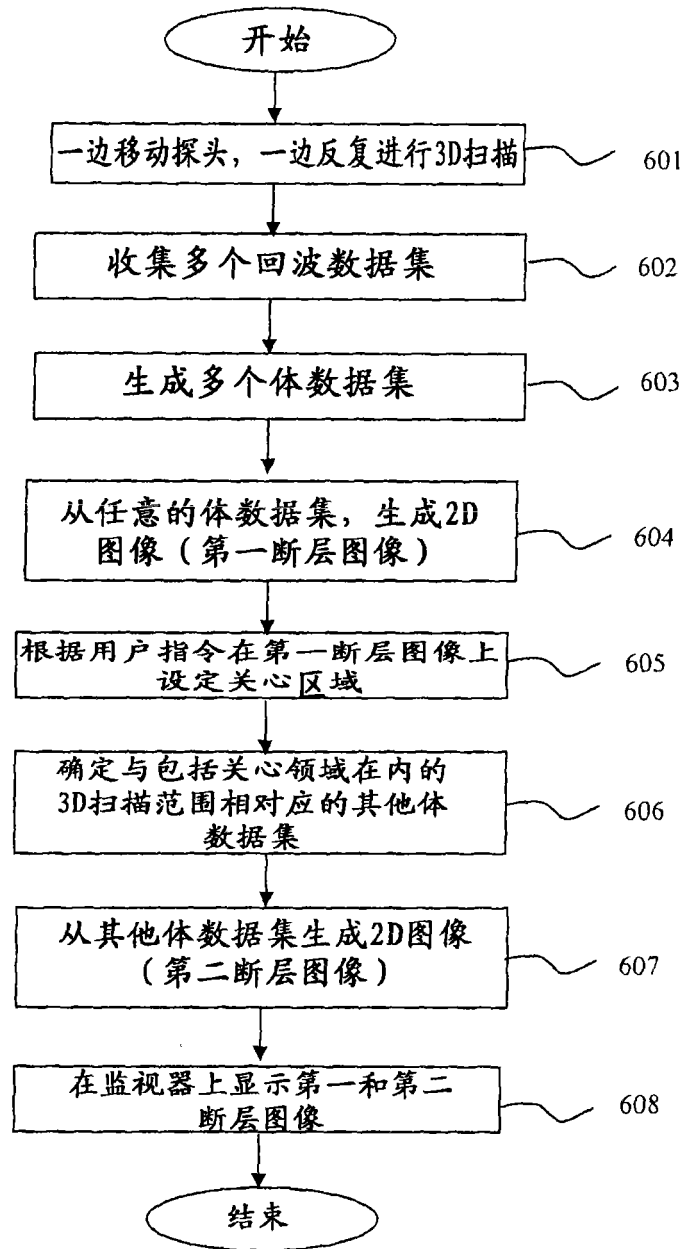


图6

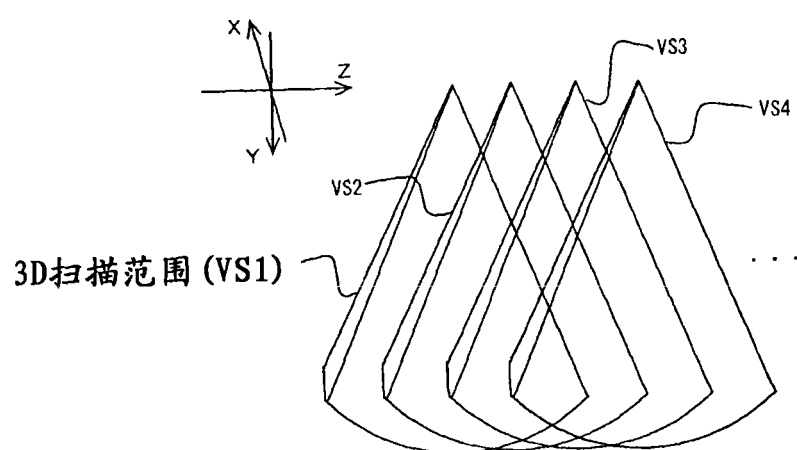


图7

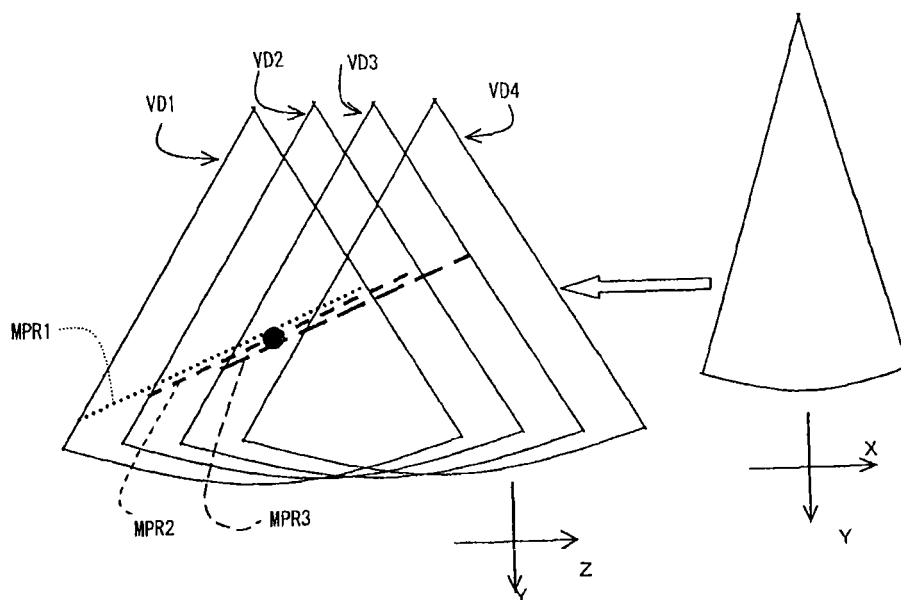


图 8

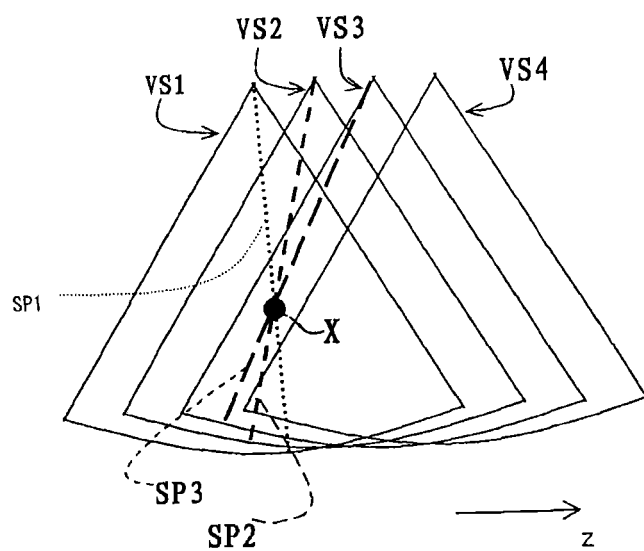


图 9

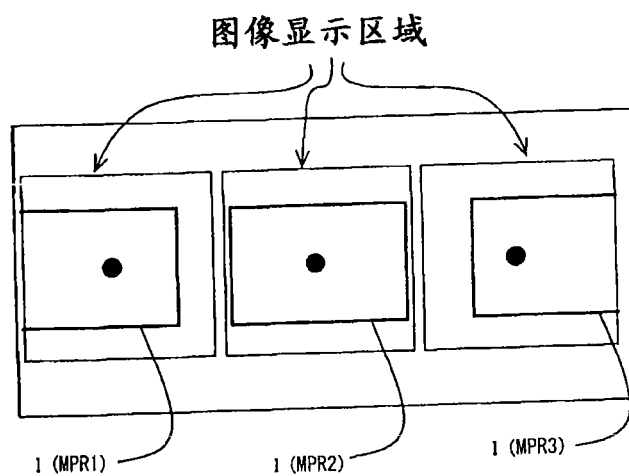


图10

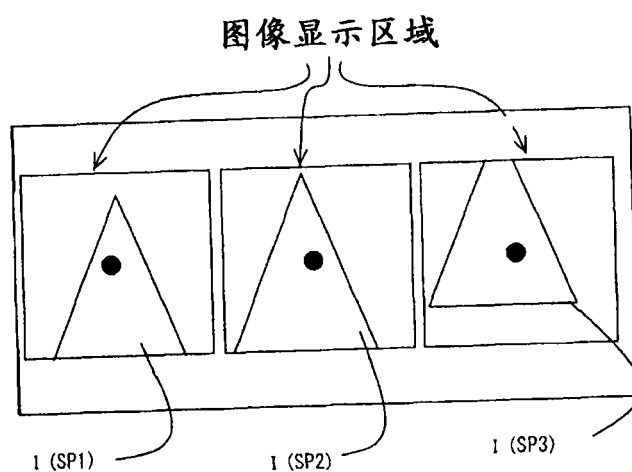


图11

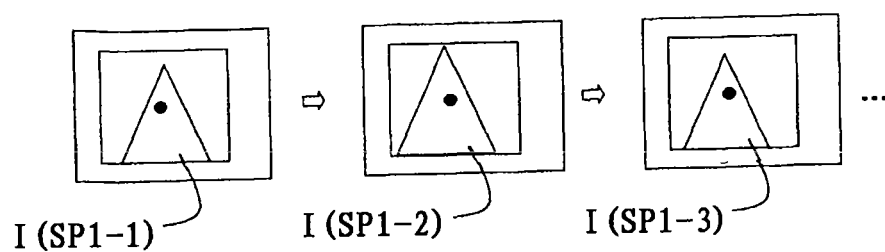


图12

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101601593A	公开(公告)日	2009-12-16
申请号	CN200910145314.X	申请日	2009-06-01
[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	吉田哲也 川岸哲也 神山直久 冈村阳子 阿部康彦		
发明人	吉田哲也 川岸哲也 神山直久 冈村阳子 阿部康彦		
IPC分类号	A61B8/13		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/08 A61B8/488 A61B8/469 A61B8/06 A61B8/14		
优先权	2008151812 2008-06-10 JP		
其他公开文献	CN101601593B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置具备：超声波探头(12)，发生超声波束；体数据集收集部(30b)，经由超声波探头收集与多个三维扫描范围相对应的多个体数据集，其中，多个三维扫描范围部分地重叠；关心区域设定部(251)，在由多个体数据集中的特定体数据集所发生的第一断层图像上，根据用户指令设定关心区域；断层图像发生部(252)，由特定体数据集发生第一断层图像，并且，由与包括关心区域在内的三维扫描范围相对应的其他的体数据集发生与包括关心区域在内的断面相关的第二断层图像；以及显示部(253)，显示第一断层图像和第二断层图像。

