

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910003611.0

[43] 公开日 2009 年 7 月 29 日

[11] 公开号 CN 101491445A

[22] 申请日 2009.1.14

[21] 申请号 200910003611.0

[30] 优先权

[32] 2008.1.23 [33] JP [31] 2008-012177

[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 山形仁

[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

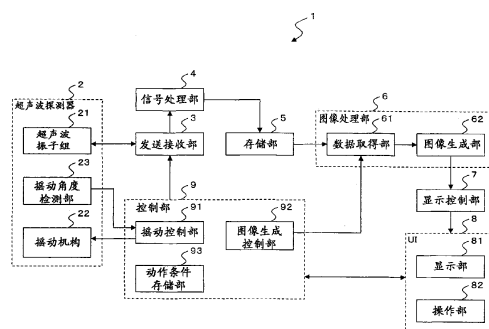
权利要求书 3 页 说明书 31 页 附图 10 页

[54] 发明名称

超声波图像取得装置

[57] 摘要

本发明提供一种超声波图像取得装置。扫描部通过扫描三维扫描区域，取得扫描区域中的体数据。控制部通过使扫描部扫描三维的第一扫描区域，而取得第一扫描区域中的体数据，通过使扫描部连续扫描多次比上述第一扫描区域小而且包含于第一扫描区域中的第二扫描区域，而连续取得第二扫描区域中的体数据。图像生成部根据第一扫描区域中的体数据，生成包括第二扫描区域的第一扫描区域中的超声波图像数据。另外，图像生成部每当取得第二扫描区域中的体数据，更新第二扫描区域中的体数据而生成新的超声波图像数据。每当生成了新的超声波图像数据，显示控制部更新超声波图像而显示在显示部上。



1. 一种超声波图像取得装置，其特征在于，具备：

扫描部，通过扫描三维的扫描区域，取得上述扫描区域中的体数据；

控制部，通过使上述扫描部扫描三维的第一扫描区域，取得上述第一扫描区域中的体数据，通过使上述扫描部连续多次扫描比上述第一扫描区域小而且包含于上述第一扫描区域中的第二扫描区域，连续取得上述第二扫描区域中的体数据；

图像生成部，根据上述第一扫描区域中的体数据，生成包括上述第二扫描区域的上述第一扫描区域中的超声波图像数据，每当通过上述多次连续扫描取得上述第二扫描区域中的体数据，更新上述第二扫描区域中的体数据而生成新的超声波图像数据；以及

显示控制部，使基于上述生成的超声波图像数据的超声波图像显示在显示部上，每当生成上述新的超声波图像数据，更新显示在上述显示部上的超声波图像而显示在上述显示部上。

2. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

每当扫描一次上述第一扫描区域，上述控制部使上述扫描部对上述第二扫描区域连续扫描上述多次。

3. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置，其特征在于，上述扫描部具有：

超声波振子组，多个超声波振子沿着规定方向配置成一行；

摇动机构，使上述超声波振子组沿着与上述规定方向正交的摇动方向摇动；以及

发送接收部，通过使上述超声波振子组发送接收超声波，利用超声波扫描沿着上述规定方向的扫描面，

上述发送接收部利用超声波扫描上述扫描面，同时上述摇动机构使上述超声波振子组沿着上述摇动方向摇动，从而取得上述扫描区域中的体数据，

上述控制部通过控制利用上述摇动机构的摇动，在与上述第一扫描区域对应的第一摇动角度的范围内使上述超声波振子组摇动，而使上述扫描部取得上述第一扫描区域中的体数据，通过在与上述第二扫描区域对应且比上述第一摇动角度窄的第二摇动角度的范围内使上述超声波振子组连续摇动多次，而使上述扫描部连续取得上述第二扫描区域中的体数据。

4. 根据权利要求3所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

上述控制部使上述第一扫描区域中的上述超声波振子组沿着上述摇动方向的摇动速度与上述第二扫描区域中的上述超声波振子组沿着上述摇动方向的摇动速度相等而使上述超声波振子组摇动。

5. 根据权利要求3所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

上述控制部使上述第一扫描区域中的上述超声波振子组沿着上述摇动方向的摇动速度比上述第二扫描区域中的上述超声波振子组沿着上述摇动方向的摇动速度快而使上述超声波振子组摇动。

6. 根据权利要求3所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

上述控制部在上述第一摇动角度的范围内将上述摇动方向上的大致中央处的范围设为上述第二摇动角度的范围，在上述第一摇动角度的范围内使上述超声波振子组摇动，

上述图像生成部每当利用上述扫描部取得了在上述第二扫描区域中的体数据、或在上述第一扫描区域中且在上述第二扫描区域以外的区域中的体数据，更新各个区域中的体数据而生成上述新的超声波图像数据。

7. 根据权利要求3所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

上述图像生成部在上述第二扫描区域中，生成沿着上述扫描面的断面中的图像数据。

8. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

上述图像生成部根据上述第二扫描区域中的体数据，生成比上述第二扫描区域窄而且包含于上述第二扫描区域的第二图像生成区域中的超声波图像数据，根据上述第一扫描区域中的体数据，生成比上述

第一扫描区域窄而且包含于上述第一扫描区域的第一图像生成区域中的超声波图像数据。

9. 根据权利要求3所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

上述图像生成部将在上述第一扫描区域以及上述第二扫描区域中去除上述超声波振子组的摇动动作的折回位置附近的区域而得到的区域设为图像生成区域，生成上述图像生成区域中的超声波图像数据。

超声波图像取得装置

技术领域

本发明涉及利用超声波扫描三维区域的超声波图像取得装置。

背景技术

肝癌的比率在癌疾病中大约占 10%，且处于该数量逐渐增加的趋势。在肝癌的诊断中，使用超声波图像取得装置、MRI 装置或 X 射线 CT 装置等医用图像取得装置。特别，在 X 射线 CT 装置、MRI 装置中，由于确立了三维摄像法，所以与利用二维图像的诊断相比，诊断能力提高。

另外，作为肝癌的治疗，进行肝动脉内抗癌剂注入疗法、肝动脉栓塞术（transcatheter arterial embolization, TAE）、在抗癌剂注入后进行栓塞术的冠动脉栓塞抗癌剂注入疗法（transcatheter arterial chemo-embolization, TACE）、低侵袭治疗法、或剖腹手术的治疗法。

在上述治疗法中实施得特别多的是低侵袭治疗法。其原因为，该治疗与其他方法相比手法简单，且对患者的负担也少。作为低侵袭治疗法，实施经皮性乙醇注入法（Percutaneous Ethanol Injection Technique）（PEIT）、微波烧灼法（microwave ablation）。这些手法是利用穿刺实施的，在烧灼治疗法中，利用超声波图像取得装置实时地摄影穿刺针，追踪穿刺针的位置，确认穿刺针的位置，同时进行治疗。在烧灼治疗法中，最近实施得特别多的是射频波烧灼法（Radio Frequency Ablation）（RFA），进行使用了单一的针或展开成多个的针等的治疗法。

为了追踪穿刺针的位置，使用可以摄影三维区域的超声波图像取得装置。在使用沿着规定方向（扫描方向）将多个超声波振子配置成

一列的一维阵列探测器利用超声波扫描三维区域的情况下，使用具备摇动机构的一维阵列探测器（例如，日本特开 2007-21018 号公报）。具备摇动机构的一维阵列探测器通过使沿着扫描方向配置成一列的超声波振子沿着与扫描方向正交的方向（摇动方向）机械性地摇动，可以利用超声波扫描三维区域，而取得体数据（volume data）。在这样的一维阵列探测器中，设置有助于使多个超声波振子摇动的电动机。通过利用该电动机使超声波振子沿着摇动方向机械性地摇动，扫描三维区域而取得体数据。

通过对利用超声波进行扫描而取得的体数据实施体绘制（volume rendering），可以生成立体地表示被检体内的组织的三维图像数据，并显示基于该三维图像数据的三维图像。另外，通过对体数据实施 MPR（Multi Planar Reconstruction，多平面重构）处理，还可以生成任意断面中的图像数据（MPR 图像数据），并显示基于该 MPR 图像数据的 MPR 图像。

在以往，通过使成为利用穿刺针的烧灼治疗的对象的穿刺对象（患部）和穿刺针包含在成为利用超声波的扫描的对象的三维扫描区域，取得立体地表示穿刺对象和穿刺针的三维图像数据。操作者通过参照该三维图像，确认穿刺针相对穿刺对象的位置，观察利用穿刺针的穿刺过程。

而且，设定使超声波振子摇动的最大的摇动角度，以使穿刺对象和穿刺针这两方包含于三维扫描区域，利用超声波扫描由该最大的摇动角度规定的三维扫描区域。即，利用超声波扫描整个扫描区域，以使穿刺对象和穿刺针这两方包含于三维扫描区域。

在具有上述的摇动机构的一维阵列探测器中，体速率（volume rate）依赖于每单位时间的超声波振子的摇动次数。即，如果每单位时间的摇动次数变多，则体速率变快，如果次数变少，则体速率变慢。

在烧灼治疗中，为了观察针对穿刺对象的利用穿刺针的穿刺过程，需要取得并显示表示穿刺对象（患部）的图像，并且实时地追踪穿刺针的位置。因此，需要取得并显示表示穿刺对象的三维图像、MPR 图

像，并且实时地取得并显示表示穿刺针的三维图像、MPR 图像。

在以往，由于扫描整个扫描区域，所以可以取得并显示表示穿刺对象和穿刺针的图像。但是，每单位时间的超声波振子的摇动次数变少，其结果，存在体速率变慢的问题。由此，难以实时地取得并显示表示穿刺针的三维图像、MPR 图像，因此难以实时地追踪穿刺针的位置。

发明内容

本发明的目的在于提供一种超声波图像取得装置，可以取得表示穿刺对象的图像，并且可以提高表示穿刺针的图像的实时性。

本发明的第一方面的超声波图像取得装置的特征在于，具备：扫描部，通过扫描三维的扫描区域，取得上述扫描区域中的体数据；控制部，通过使上述扫描部扫描三维的第一扫描区域，取得上述第一扫描区域中的体数据，通过使上述扫描部连续多次扫描比上述第一扫描区域小而且包含于上述第一扫描区域中的第二扫描区域，连续取得上述第二扫描区域中的体数据；图像生成部，根据上述第一扫描区域中的体数据，生成包括上述第二扫描区域的上述第一扫描区域中的超声波图像数据，每当通过上述多次连续扫描取得上述第二扫描区域中的体数据，更新上述第二扫描区域中的体数据而生成新的超声波图像数据；以及显示控制部，使基于上述生成的超声波图像数据的超声波图像显示在显示部上，每当生成上述新的超声波图像数据，更新显示在上述显示部上的超声波图像而显示在上述显示部上。

根据该第一方面，通过连续扫描多次第二扫描区域，更新第二扫描区域中的体数据的速率（rate）变快。因此，可以提高第二扫描区域中的超声波图像的实时性。进而通过扫描比第二扫描区域大的第一扫描区域，可以取得摄影对象的整体像。通过使穿刺针包含于第二扫描区域，可以取得并显示表示包含于第一扫描区域中的穿刺对象的超声波图像，并且可以提高表示穿刺针的超声波图像的实时性。

附图说明

图 1 是示出本发明的实施方式的超声波图像取得装置的框图。

图 2A 是示出本发明的实施方式的超声波图像取得装置中设置的超声波探测器的机构的示意图。

图 2B 是示出本发明的实施方式的超声波图像取得装置中设置的超声波探测器的机构的示意图。

图 3 是示出利用本发明的实施方式的超声波图像取得装置扫描的三维扫描区域的概念图。

图 4 是示出利用本发明的实施方式的超声波图像取得装置扫描的三维操作区域和用于扫描该扫描区域的时序的概念图。

图 5 是用于说明本发明的实施方式的超声波图像取得装置的第一动作例的概念图。

图 6 是用于说明本发明的实施方式的超声波图像取得装置的第二动作例的概念图。

图 7 是用于说明本发明的实施方式的超声波图像取得装置的第二动作例的概念图。

图 8 是示出利用本发明的实施方式的超声波图像取得装置取得的图像的显示例的画面的图。

图 9 是示出扫描区域和图像生成区域的概念图。

图 10 是用于说明以往技术的摇动的动作的概念图。

具体实施方式

参照图 1，对本发明的实施方式的超声波图像取得装置进行说明。

图 1 是示出本发明的实施方式的超声波图像取得装置的框图。

本发明的实施方式的超声波图像取得装置 1 具备超声波探测器 2、发送接收部 3、信号处理部 4、存储部 5、图像处理部 6、显示控制部 7、用户接口 (UI) 8、以及控制部 9。

在超声波探测器 2 中，使用作为将多个超声波振子沿着扫描方向配置成一系列的一维阵列探测器的、可以通过使多个超声波振子沿着与

扫描方向正交的方向（摇动方向）机械性地摇动而扫描三维区域的机械式一维阵列探测器。另外，在超声波探测器 2 中，也可以使用二维地配置有多个超声波振子的二维阵列探测器。在本实施方式中，作为一个例子，对将机械式一维阵列探测器用作超声波探测器 2 的情况进行说明。

此处，参照图 2A 和图 2B 对作为机械式一维阵列探测器的超声波探测器 2 进行说明。图 2A 以及图 2B 是示出本发明的实施方式的超声波图像取得装置中设置的超声波探测器的机构的示意图。图 2A 是从摇动方向（Y 方向）观察超声波探测器的图。图 2B 是从扫描方向（X 方向）观察超声波探测器的图。

作为机械式一维阵列探测器的超声波探测器 2 通过并用机械性的摇动和电子扫描，利用超声波扫描三维的扫描区域。超声波探测器 2 具备超声波振子组 21、摇动机构 22、摇动角度检测部 23。超声波振子组 21 具备沿着扫描方向配置成一系列的未图示的多个超声波振子。如图 2A 所示，沿着超声波振子的排列方向（扫描方向）的二维的扫描面 S 是利用超声波进行电子扫描的。此处，将超声波振子组 21 的排列方向（扫描方向）设为 X 方向，将形成超声波波束的深度方向设为 Z 方向。摇动机构 22 具备电动机机构。而且，如图 2B 所示，摇动机构 22 通过利用该电动机机构使超声波振子组 21 沿着与 X 方向和 Z 方向正交的 Y 方向（摇动方向）摇动，进行机械性的扫描。在图 2B 中，用虚线表示角度被改变的状态的超声波振子组 21。例如，一边如图 2A 所示，利用超声波对扫描面 S 进行电子扫描，一边如图 2B 所示，使超声波振子组 21 沿着摇动方向（Y 方向）摇动，从而对沿着摇动方向排列的多个扫描面 S 进行电子扫描。由此，利用超声波扫描三维的扫描区域 V。例如，将摇动的中心位置设为摇动角度的 0 度。通过夹着该中心位置，使超声波振子组 21 在摇动方向的 + 方向与 - 方向之间往返运动，利用超声波扫描三维的扫描区域 V。

摇动角度检测部 23 具备对摇动机构 22 的电动机的旋转量进行检测的编码器，检测由摇动机构 22 产生的摇动的角度。摇动角度检测部

23 向摇动控制部 91 输出表示所检测出的摇动角度的摇动角度信息。摇动控制部 91 利用该摇动角度信息对摇动机构 22 的电动机的动作进行控制。

摇动控制部 91 按照存储在动作条件存储部 93 中的摇动条件，驱动设置于超声波探测器 2 的摇动机构 22。由此，设置于超声波探测器 2 的超声波振子组 21 被摇动，可以进行机械性的扫描。此时，摇动控制部 91 按照包括表示摇动角度的摇动角度信息和表示摇动速度的摇动速度信息的摇动条件，在规定的摇动角度的范围内以规定的摇动速度使超声波振子组 21 摇动。摇动速度为使超声波振子组 21 沿着摇动方向（Y 方向）摇动的速度。

另外，操作者可以使用操作部 82 输入摇动角度信息和摇动速度信息。从操作部 82 输入的摇动角度信息和摇动速度信息从用户接口（UI）8 输出到控制部 9，存储到控制部 9 的动作条件存储部 93 而作为摇动条件。

发送接收部 3 具备发送部和接收部。发送接收部 3 在控制部 9 的控制下，向超声波探测器 2 供给电信号而发生超声波，并且接收超声波探测器 2 所接收到的回波信号。发送接收部 3 利用超声波探测器 2 扫描（电子扫描）由图 2A 所示的扫描方向（X 方向）的角度规定的扫描面 S。此时，控制部 9 通过按照包括表示扫描方向（X 方向）上的角度的信息、扫描线密度等的电子扫描条件，控制利用发送接收部 3 的电子扫描，对扫描面 S 进行电子扫描。

另外，操作者可以使用操作部 82，输入扫描线密度等电子扫描条件。从操作部 82 输入的电子扫描条件从用户接口（UI）8 输出到控制部 9，存储到控制部 9 的动作条件存储部 93。

另外，发送接收部 3 的发送部具备未图示的时钟发生电路、发送延迟电路、以及脉冲星（pulsar）电路。时钟发生电路发生决定超声波信号的发送定时、发送频率的时钟信号。发送延迟电路在发送超声波时施加延迟来实施发送聚焦。脉冲星电路具有与各超声波振子对应的独立通道的数量相应的脉冲星。脉冲星电路在被施加延迟的发送

定时发生驱动脉冲,向超声波探测器 2 的各超声波振子供给振动能量。

另外,发送接收部 3 的接收部具备未图示的前置放大器电路、A/D 变换电路、接收延迟电路、以及加法电路。前置放大器电路针对每个接收通道对从超声波探测器 2 的各超声波振子输出的回波信号进行放大。A/D 变换电路对所放大的回波信号进行 A/D 变换。接收延迟电路对 A/D 变换后的回波信号提供为了决定接收指向性而所需的延迟时间。加法电路对提供了延迟时间的回波信号进行加法运算。利用该加法运算,来自与接收指向性相应的方向的反射分量被强调。另外,有时将利用该发送接收部 3 加法处理后的信号称为“RF 信号”。从发送接收部 3 输出的 RF 信号被输出到信号处理部 4。

信号处理部 4 具备 B 模式处理部。B 模式处理部通过进行回波的振幅信息的影像化,根据回波信号生成 B 模式超声波栅格数据(raster data)。具体而言,B 模式处理部对从发送接收部 3 发送的信号进行带通滤波处理,之后,对输出信号的包络线进行检波。然后,B 模式处理部通过对所检波的数据利用对数变换进行压缩处理,进行回波的振幅信息的影像化。

另外,信号处理部 4 也可以具备多普勒处理部。多普勒处理部例如通过对从发送接收部 3 发送的接收信号进行正交检波,取出多普勒偏移频率分量,并通过实施 FFT 处理,生成表示血流速度的多普勒频率分布。

从发送接收部 3 输出的信号通过某处理部被实施规定的处理。信号处理部 4 向存储部 5 输出超声波栅格数据。

存储部 5 由存储器、硬盘驱动器等存储装置构成。存储部 5 存储利用信号处理部 4 生成的超声波栅格数据。在本实施方式中,通过进行机械性的扫描和电子扫描而扫描三维的扫描区域,其结果,取得由多个扫描面构成的体数据并存储到存储部 5。

在本实施方式中,使超声波振子组 21 摇动,以使成为利用穿刺针的烧灼治疗的对象的穿刺对象(患部)和穿刺针包含在成为利用超声波的扫描对象的三维的扫描区域中。参照图 3 和图 4 对成为利用超声

波的扫描对象的三维的扫描区域和用于扫描该扫描区域的时序进行说明。图3是示出利用本发明的实施方式的超声波图像取得装置扫描的三维的扫描区域的概念图。图4是示出利用本发明的实施方式的超声波图像取得装置扫描的三维的扫描区域和用于扫描该扫描区域的时序的概念图。

如图3所示,通过一边使超声波探测器2的超声波振子组21沿着摇动方向(Y方向)摇动一边沿着X方向进行电子扫描,扫描三维的扫描区域V。在本实施方式中,利用超声波扫描具有规定大小的三维的第一扫描区域V1,进而,利用超声波扫描比该第一扫描区域V1小而且包含于第一扫描区域V1中的三维的第二扫描区域V2。在摄影穿刺对象(患部)和穿刺针的情况下,使穿刺对象100包含于第一扫描区域V1中,使穿刺针24包含于第二扫描区域V2中。换言之,设定第一扫描区域V1以包括穿刺对象100,设定第二扫描区域V2以包括穿刺针24。

第一扫描区域V1和第二扫描区域V2是分别利用摇动角度规定的。例如如图4所示,将摇动的中心位置设为摇动角度的0度。将摇动角度从 $+\alpha$ 度到 $-\alpha$ 度为止的范围设为第二扫描区域V2。将摇动角度从 $+\beta$ 度到 $-\beta$ 度为止的范围设为第一扫描区域V1。 $+\beta$ 度与 $-\beta$ 度的绝对值比 $+\alpha$ 度与 $-\alpha$ 度的绝对值大,所以第二扫描区域V2包含在第一扫描区域V1。即, $+\alpha$ 度到 $-\alpha$ 度包含在 $+\beta$ 度到 $-\beta$ 度之间,所以第二扫描区域V2包含在第一扫描区域V1。在本实施方式中,在第一扫描区域V1内将摇动方向(Y方向)上的大致中央的范围设定成第二扫描区域V2的范围。另外,对于第二扫描区域V2以外的区域,也利用摇动角度来规定。例如,将摇动角度从 $+\alpha$ 度到 $+\beta$ 度为止的范围设为第三扫描区域V3,将摇动角度从 $-\alpha$ 度到 $-\beta$ 度为止的范围设为第四扫描区域V4。另外,摇动角度从 $+\alpha$ 度到 $-\alpha$ 度为止的范围相当于本发明的“第二摇动角度的范围”的一个例子,摇动角度从 $+\beta$ 度到 $-\beta$ 度为止的范围相当于本发明的“第一摇动角度的范围”的一个例子。

操作者可以使用操作部 82, 输入用于规定第一扫描区域 V1 的摇动角度信息 ($+\beta$ 度和 $-\beta$ 度), 并输入用于规定第二扫描区域 V2 的摇动角度信息 ($+\alpha$ 度和 $-\alpha$ 度)。例如, 操作者使用操作部 82, 输入 ± 30 度而作为用于规定第一扫描区域 V1 的摇动角度信息 ($\pm\beta$ 度), 输入 ± 10 度而作为用于规定第二扫描区域 V2 的摇动角度信息 ($\pm\alpha$ 度)。从操作部 82 输入的摇动角度信息 ($\pm\alpha$ 度和 $\pm\beta$ 度) 从用户接口 (UI) 8 输出到控制部 9, 存储到控制部 9 的动作条件存储部 93 而作为摇动条件。另外, 操作者使用操作部 82, 输入表示第一扫描区域 V1 中的摇动速度的摇动速度信息和表示第二扫描区域 V2 中的摇动速度的摇动速度信息。另外, 第一扫描区域 V1 中的摇动速度与第二扫描区域 V2 中的摇动速度既可以是相同的速度, 也可以是不同的速度。

发送接收部 3 通过使超声波振子组 21 发送超声波波束, 并沿着扫描方向 (X 方向) 电子地扫描超声波波束, 对扫描面 S 进行扫描。通过一边进行该电子扫描, 一边摇动机构 22 在摇动控制部 91 的控制下, 使超声波振子组 21 沿着摇动方向 (Y 方向) 从 $-\alpha$ 度到 $+\alpha$ 度为止机械性地摇动, 利用超声波波束扫描三维的第二扫描区域 V2。其结果, 取得第二扫描区域 V2 中的体数据。进而, 通过摇动机构 22 在摇动控制部 91 的控制下, 使超声波振子组 21 沿着摇动方向 (Y 方向) 从 $+\alpha$ 度到 $-\alpha$ 度为止机械性地摇动, 利用超声波波束扫描第二扫描区域 V2。其结果, 取得第二扫描区域 V2 中的体数据。即, 通过在第二扫描区域 V2 中使超声波振子组 21 往返摇动一次, 取得第二扫描区域 V2 中的二个体数据。

同样地, 通过发送接收部 3 沿着扫描方向 (X 方向) 电子地扫描超声波波束, 对扫描面 S 进行扫描。通过一边进行该电子扫描, 一边摇动机构 22 在摇动控制部 91 的控制下, 使超声波振子组 21 沿着摇动方向 (Y 方向) 从 $-\beta$ 度到 $+\beta$ 度为止机械性地摇动, 利用超声波波束扫描三维的第一扫描区域 V1。其结果, 取得第一扫描区域 V1 中的体数据。在第一扫描区域 V1 中, 包括第二扫描区域 V2、第三扫描区域 V3 和第四扫描区域。因此, 在第一扫描区域 V1 中的体数据中, 包括

第二扫描区域 V2 中的体数据、第三扫描区域 V3 中的体数据、和第四扫描区域 V4 中的体数据。即，通过使超声波振子组 21 沿着摇动方向（Y 方向）从 $-\beta$ 度到 $+\beta$ 度为止摇动，利用超声波波束依次扫描第四扫描区域 V4、第二扫描区域 V2 和第三扫描区域 V3。由此，依次取得第四扫描区域 V4 中的体数据、第二扫描区域 V2 中的体数据、和第三扫描区域 V3 中的体数据。进而，通过摇动机构 22 在摇动控制部 91 的控制下，使超声波振子组 21 沿着摇动方向（Y 方向）从 $+\beta$ 度到 $-\beta$ 度为止机械性地摇动，利用超声波波束扫描第一扫描区域 V1。其结果，取得第一扫描区域 V1 中的体数据。即，通过在第一扫描区域 V1 中使超声波振子组 21 往返摇动一次，取得第一扫描区域 V1 中的二个体数据。

进而，通过发送接收部 3 沿着扫描方向（X 方向）电子地扫描超声波波束，对扫描面 S 进行扫描。通过一边进行该电子扫描，一边摇动机构 22 在摇动控制部 91 的控制下，使超声波振子组 21 沿着摇动方向（Y 方向）从 $+\alpha$ 度到 $-\beta$ 度为止机械性地摇动，利用超声波波束依次扫描第二扫描区域 V2 和第四扫描区域 V4。其结果，依次取得第二扫描区域 V2 中的体数据、和第四扫描区域 V4 中的体数据。进而，通过摇动机构 22 在摇动控制部 91 的控制下，使超声波振子组 21 沿着摇动方向（Y 方向）从 $+\beta$ 度到 $-\alpha$ 度为止机械性地摇动，利用超声波波束依次扫描第三扫描区域 V3 和第二扫描区域 V2。其结果，依次取得第三扫描区域 V3 中的体数据和第二扫描区域 V2 中的体数据。

在本实施方式中，摇动控制部 91 通过在将穿刺针设为对象的第二扫描区域 V2 中，使超声波振子组 21 连续摇动多次，发送接收部 3 连续扫描多次第二扫描区域 V2。由此，发送接收部 3 连续多次取得第二扫描区域 V2 中的体数据。

在本实施方式中，在超声波振子组 21 的摇动中，将该摇动的从折回到下一次的折回为止的扫描计数成一次扫描。例如，将从 $-\alpha$ 度到 $+\alpha$ 度为止的范围的扫描计数成一次扫描。同样地，将从 $+\alpha$ 度到 $-\alpha$ 度为止的范围的扫描计数成一次扫描。摇动控制部 91 对摇动的折回的

次数进行计数，在第二扫描区域 V2 中，使超声波振子组 21 连续摇动多次。

例如，摇动控制部 91 在第二扫描区域 V2 中使超声波振子组 21 连续摇动多次，之后，在第一扫描区域 V1 中使超声波振子组 21 摇动一次。换言之，摇动控制部 91 每当在第一扫描区域 V1 中使超声波振子组 21 摇动一次，在第二扫描区域 V2 中使超声波振子组 21 连续摇动多次。具体而言，摇动控制部 91 一边对摇动的折回的次数进行计数，一边在第二扫描区域 V2 中使超声波振子组 21 连续摇动多次，之后，在第一扫描区域 V1 中使超声波振子组 21 摇动一次，之后，在第二扫描区域 V2 中使超声波振子组 21 连续摇动多次。以后，摇动控制部 91 一边切换针对第一扫描区域 V1 的扫描与针对第二扫描区域 V2 的扫描一边反复执行。由此，发送接收部 3 连续多次取得第二扫描区域 V2 中的体数据，进而，取得第一扫描区域 V1 中的体数据。即，发送接收部 3 在多次连续的扫描期间，取得第四扫描区域 V4 中的体数据、第二扫描区域 V2 中的体数据、以及第三扫描区域 V3 中的体数据。

操作者可以使用操作部 82，输入连续扫描第二扫描区域 V2 的次数。从操作部 82 输入的表示次数的次数信息从用户接口 (UI) 8 输出到控制部 9，存储到控制部 9 的动作条件存储部 93 而作为摇动条件。摇动控制部 91 通过按照包含在摇动条件中的次数信息控制利用摇动机构 22 的摇动动作，在第二扫描区域 V2 中，使超声波振子组 21 连续摇动多次。

如上所述，在本实施方式的摇动条件中，包括摇动角度信息、摇动速度信息和次数信息，并存储到动作条件存储部 93。

图像处理部 6 具备数据取得部 61 和图像生成部 62。数据取得部 61 在图像生成控制部 92 的控制下，从存储部 5 取得各扫描区域中的体数据并输出到图像生成部 62。图像生成控制部 92 向数据取得部 61 输出包含在摇动条件的表示摇动角度的摇动角度信息、和表示扫描了由摇动角度规定的各扫描区域的时间的长度的时间信息。扫描了各扫描区域的时间的长度是以扫描开始时为基准并利用摇动角度和摇动速

度求出的。例如，控制部 9 根据摇动角度和摇动速度，求出扫描了各扫描区域的时间的长度。数据取得部 61 按照从图像生成控制部 92 输出的摇动角度信息和时间信息，从存储部 5 取得由摇动角度规定的各扫描区域中的、在最近的时间取得的体数据并输出到图像生成部 62。

例如，在取得了第二扫描区域 V2 中的体数据的情况下，数据取得部 61 按照从图像生成控制部 92 输出的表示第二扫描区域 V2 的范围的摇动角度信息和时间信息，从存储部 5 取得在最近的时间取得的第二扫描区域 V2 中的体数据并输出到图像生成部 62。另外，在取得了第三扫描区域 V3 中的体数据的情况下，数据取得部 61 按照表示第三扫描区域 V3 的范围的摇动角度信息和时间信息，从存储部 5 取得在最近的时间取得的第三扫描区域 V3 中的体数据并输出到图像生成部 62。另外，在取得了第四扫描区域 V4 中的体数据的情况下，数据取得部 61 按照表示第四扫描区域 V4 的范围的摇动角度信息和时间信息，从存储部 5 取得在最近的时间取得的第四扫描区域 V4 中的体数据并输出到图像生成部 62。

图像生成部 62 通过对由多个扫描面中的数据构成的体数据实施体绘制，生成立体地表示被检体的组织形态的三维图像数据。另外，图像生成部 62 也可以通过对体数据实施 MPR 处理，生成任意断面中的图像数据（MPR 图像数据）。另外，图像生成部 62 也可以通过对体数据实施 MIP（Maximum Intensity Projection，最大密度投影）处理，生成最大值投影图像数据（MIP 图像数据）。图像生成部 62 向显示控制部 7 输出三维图像数据、MPR 图像数据等超声波图像数据。显示控制部 7 使显示部 81 显示基于三维图像数据的三维图像、基于 MPR 图像数据的 MPR 图像。

另外，图像生成部 62 也可以通过对各扫描面中的超声波栅格数据实施数字扫描变换处理，而变换成体素（voxel）单位的亮度值，从而生成各向同性体素数据、或非各向同性体素数据。然后，图像生成部 62 也可以通过对体素数据实施体绘制或 MPR 处理，生成三维图像数据、MPR 图像数据。

在本实施方式中，图像生成部 62 结合利用数据取得部 61 取得的各扫描区域中的体数据。图像生成部 62 通过对该结合的一个体数据实施体绘制、MPR 处理，生成三维图像数据、MPR 图像数据。显示控制部 7 使显示部 81 显示基于所结合的体数据的三维图像、MPR 图像。

例如，利用发送接收部 3 取得第二扫描区域 V2 中的体数据，如果从数据取得部 61 向图像生成部 62 输出了该体数据，则图像生成部 62 根据该体数据生成三维图像数据、MPR 图像数据。显示控制部 7 使显示部 81 显示第二扫描区域 V2 中的三维图像、MPR 图像。由此，在三维图像中，立体地表示包含在第二扫描区域 V2 中的组织、穿刺针。另外，在 MPR 图像中，表示包含在第二扫描区域 V2 中的组织、穿刺针的断面中的形态。

另外，利用发送接收部 3 取得第三扫描区域 V3 中的体数据，如果从数据取得部 61 向图像生成部 62 输出了第二扫描区域 V2 中的体数据和第三扫描区域 V3 中的体数据，则图像生成部 62 结合这二个体数据。图像生成部 62 根据该结合的体数据生成三维图像数据、MPR 图像数据。显示控制部 7 使显示部 81 显示第二扫描区域 V2 和第三扫描区域 V3 中的三维图像、MPR 图像。由此，在三维图像中，立体地表示包含在第二扫描区域 V2 和第三扫描区域 V3 中的组织、穿刺针。另外，在 MPR 图像中，表示包含在第二扫描区域 V2 和第三扫描区域 V3 中的组织、穿刺针的断面中的形态。

然后，如果利用发送接收部 3 依次取得了各扫描区域中的体数据，则数据取得部 61 从存储部 5 取得各扫描区域中的在最近的时间取得的体数据并输出到图像生成部 62。图像生成部 62 通过将各扫描区域中的体数据更新成在最近的时间取得的体数据，生成最近的时间下的三维图像数据、MPR 图像数据。显示控制部 7 使显示部 81 显示更新后的三维图像、MPR 图像。由此，各扫描区域中的三维图像、MPR 图像被更新而显示在显示部 81 上。

在本实施方式中，在将穿刺针设为对象的第二扫描区域 V2 中，通过使超声波振子组 21 连续摇动多次，发送接收部 3 连续扫描多次第

二扫描区域 V2。由此，利用发送接收部 3 连续取得第二扫描区域 V2 中的体数据。图像生成部 62 连续生成多次第二扫描区域 V2 中的三维图像数据、MPR 图像数据。然后，显示控制部 7 使显示部 81 显示第二扫描区域 V2 中的图像被更新的三维图像、MPR 图像。

如上所述，通过每当扫描一次第一扫描区域 V1，连续扫描多次第二扫描区域 V2，更新第二扫描区域 V2 中的体数据的定时变快，所以表示穿刺针的三维图像、MPR 图像的实时性提高。另外，通过扫描第一扫描区域 V1，可以取得并显示表示穿刺对象（患部）的整体像的三维图像、MPR 图像。这样，根据本实施方式的超声波图像取得装置 1，可以取得并显示表示穿刺对象（患部）的整体像的三维图像、MPR 图像，并且可以提高表示穿刺针的三维图像、MPR 图像的实时性。由此，可以一边确认穿刺对象（患部）的整体像，一边实时地追踪穿刺针的位置而观察针对穿刺对象的穿刺过程。

另外，在不使超声波振子组 21 摇动而利用超声波对扫描面进行扫描的情况下，图像生成部 62 也可以生成该扫描面中的超声波图像数据。例如，图像生成部 62 也可以具备 DSC（Digital Scan Converter，数字扫描变换器），为了得到用直角坐标系表示的图像，将利用信号处理部 4 处理后的数据变换成用直角坐标系表示的图像数据（扫描变换处理）。作为一个例子，图像生成部 62 根据 B 模式超声波栅格数据生成作为二维信息的断层像数据，显示控制部 7 使显示部 81 显示基于该断层像数据的断层像。

控制部 9 具备摇动控制部 91、图像生成控制部 92 和动作条件存储部 93。如上所述，摇动控制部 91 控制利用超声波探测器 2 的摇动机构 22 的摇动动作。另外，图像生成控制部 92 控制利用图像处理部 6 的数据取得部 61 的数据取得。另外，在动作条件存储部 93 中，存储有包括摇动角度、摇动速度和次数信息的摇动条件、超声波波束的扫描线密度等条件。另外，控制部 9 控制发送接收部 3 进行的超声波的发送接收。

用户接口（UI）8 具备显示部 81 和操作部 82。显示部 81 由 CRT、

液晶显示器等监视器构成，显示三维图像、MPR 图像。操作部 82 接收摇动角度、摇动速度、或扫描线密度等条件的输入。该操作部 82 由操纵杆、跟踪球等定点设备、开关、各种按钮、键盘、鼠标、或 TCS (Touch Command Screen) 等构成。

另外，图像处理部 6、显示控制部 7、以及控制部 9 由 CPU (Central Processing Unit, 中央处理单元)、和 ROM (Read Only Memory, 只读存储器)、RAM (Random Access Memory, 随机访问存储器) 等存储装置构成。在存储装置中，存储有用于执行图像处理部 6 的功能的图像处理程序、用于执行显示控制部 7 的功能的显示控制程序、用于执行控制部 9 的功能的控制程序。在图像处理程序中，包括用于执行数据取得部 61 的功能的数据取得程序、用于执行图像生成部 62 的功能的图像生成程序。另外，在控制程序中，包括用于执行摇动控制部 91 的功能的摇动控制程序、用于执行图像生成控制部 92 的功能的图像生成控制程序。于是，通过 CPU 执行数据取得程序，从存储部 5 取得各扫描区域中的体数据，进而，通过 CPU 执行图像生成程序，对该体数据实施体绘制等图像处理。另外，通过 CPU 执行显示控制程序，使显示部 81 显示三维图像等图像。另外，通过 CPU 执行摇动控制程序，对超声波探测器 2 的摇动机构 22 的动作进行控制。另外，通过 CPU 执行图像生成控制程序，控制利用数据取得部 61 进行的数据读入。

接下来，对超声波振子组 21 的摇动动作的一个例子进行说明。

(第一动作例)

首先，参照图 5 对第一动作例进行说明。图 5 是用于说明本发明的实施方式的超声波图像取得装置的第一动作例的概念图。在图 5 所示的曲线图中，横轴表示时间 t ，纵轴表示摇动角度。在图 5 中，示出各扫描区域中的数据取得的定时、成为图像生成的对象的数据、以及显示的更新的定时。

在第一动作例中，将使超声波振子组 21 摇动的摇动速度设为恒定，将第二扫描区域 V2 中的摇动角度的范围的宽度 (从 $-\alpha$ 度到 $+\alpha$

度为止的范围)、第三扫描区域 V3 中的摇动角度的范围的宽度(从 $+\alpha$ 度到 $+\beta$ 度为止的范围)、第四扫描区域 V4 中的摇动角度的范围的宽度(从 $-\alpha$ 度到 $-\beta$ 度为止的范围)设为相等而进行扫描。即,使各扫描区域的摇动方向(Y方向)上的宽度在第二扫描区域 V2、第三扫描区域 V3 和第四扫描区域 V4 中相等而进行扫描。

另外,在本实施方式中,作为一个例子,对每当扫描一次第一扫描区域 V1,连续扫描四次第二扫描区域 V2 的情况进行说明。由此,摇动控制部 91 一边对摇动的折回进行计数,一边在第二扫描区域 V2 中使超声波振子组 21 连续摇动四次。

首先,通过发送接收部 3 在控制部 9 的控制下,使超声波振子组 21 发生超声波波束,沿着扫描方向(X方向)电子地扫描超声波波束,而对扫描面 S 进行扫描。一边进行该电子扫描,一边摇动机构 22 在摇动控制部 91 的控制下,使超声波振子组 21 沿着摇动方向(Y方向)从 $-\alpha$ 度到 $+\alpha$ 度为止机械性地摇动。由此,发送接收部 3 取得第二扫描区域 V2 中的体数据 A1,该体数据 A1 存储到存储部 5。

数据取得部 61 在图像生成控制部 92 的控制下,从存储部 5 取得第二扫描区域 V2 中的在最近的时间取得的体数据 A1 并输出到图像生成部 62。图像生成部 62 根据体数据 A1 生成三维图像数据、MPR 图像数据,显示控制部 7 使显示部 81 显示三维图像、MPR 图像。由此,显示出包含在第二扫描区域 V2 中的组织、穿刺针的立体形状、断面中的形状。

另一方面,摇动角度检测部 23 检测摇动角度。摇动控制部 91 如果所检测出的摇动角度成为 $+\alpha$ 度,则对摇动机构 22 提供折回的指示。摇动机构 22 接收来自摇动控制部 91 的指示,使超声波振子组 21 从 $+\alpha$ 度到 $-\alpha$ 度为止机械性地摇动。由此,发送接收部 3 取得第二扫描区域 V2 中的体数据 A2,该体数据 A2 存储到存储部 5。然后,数据取得部 61 在图像生成控制部 92 的控制下,从存储部 5 取得第二扫描区域 V2 中的在最近的时间取得的体数据 A2 并输出到图像生成部 62。图像生成部 62 根据体数据 A2 生成三维图像数据、MPR 图像数据。

显示控制部 7 更新显示在显示部 81 上的图像,使显示部 81 显示新的三维图像、MPR 图像。由此,包含穿刺针的第二扫描区域 V2 中的三维图像、MPR 图像被更新而显示在显示部 81 上。

接下来,摇动机构 22 接收来自摇动控制部 91 的指示,使超声波振子组 21 从 $-\alpha$ 度到 $+\alpha$ 度为止机械性地摇动,进而,使超声波振子组 21 从 $+\alpha$ 度到 $-\alpha$ 度为止机械性地摇动。由此,发送接收部 3 依次取得第二扫描区域 V2 中的体数据 A3、A4。数据取得部 61 从存储部 5 依次取得体数据 A3、A4 并输出到图像生成部 62。图像生成部 62 依次生成分别基于体数据 A3、A4 的三维图像数据、MPR 图像数据。显示控制部 7 更新显示在显示部 81 上的图像,使显示部 81 显示新的三维图像、MPR 图像。由此,包含穿刺针的第二扫描区域 V2 中的三维图像、MPR 图像被依次更新而显示在显示部 81 上。

然后,在图 5 所示的例子中,摇动控制部 91 在第二扫描区域 V2 中使超声波振子组 21 连续摇动四次之后,使超声波振子组 21 从 $-\alpha$ 度到 $-\beta$ 度为止摇动。即,摇动控制部 91 对第二扫描区域 V2 中的摇动的折回的次数进行计数,如果该数量成为四次,则使超声波振子组 21 从 $-\alpha$ 度到 $-\beta$ 度为止摇动。由此,发送接收部 3 取得第四扫描区域 V4 中的体数据 B1。数据取得部 61 从图像生成控制部 92 接收摇动角度信息和时间信息,从存储部 5 取得各扫描区域中的在最近的时间取得的体数据并输出到图像处理部 6。

例如,数据取得部 61 对于第二扫描区域 V2 从存储部 5 取得体数据 A4 并输出到图像生成部 62,对于第四扫描区域 V4 从存储部 5 取得体数据 B1 并输出到图像生成部 62。然后,图像生成部 62 结合体数据 A4 与体数据 B1,根据所结合的体数据生成三维图像数据、MPR 图像数据。显示控制部 7 更新显示在显示部 81 上的图像,使显示部 81 显示表示第二扫描区域 V2 和第四扫描区域 V4 的三维图像、MPR 图像。

然后,摇动控制部 91 使超声波振子组 21 从 $-\beta$ 度到 $+\beta$ 度为止摇动。由此,发送接收部 3 依次扫描第四扫描区域 V4、第二扫描区域

V2、第三扫描区域 V3。其结果，发送接收部 3 依次取得第四扫描区域 V4 中的体数据 B2、第二扫描区域 V2 中的体数据 A5、第三扫描区域 V3 中的体数据 C1。

数据取得部 61 在图像生成控制部 92 的控制下，对于第二扫描区域 V2 从存储部 5 取得体数据 A4 并输出到图像生成部 62，对于第四扫描区域 V4 从存储部 5 取得体数据 B2 并输出到图像生成部 62。图像生成部 62 结合体数据 A4 与体数据 B2，根据所结合的体数据生成三维图像数据、MPR 图像数据。即，图像生成部 62 对于第四扫描区域 V4，代替体数据 B1，而使用在最近的时间取得的体数据 B2，结合体数据 B2 与体数据 A4。显示控制部 7 更新显示在显示部 81 上的图像，使显示部 81 显示新的三维图像、MPR 图像。由此，第四扫描区域 V4 中的三维图像、MPR 图像被更新而显示在显示部 81 上。

之后，数据取得部 61 对于第二扫描区域 V2，从存储部 5 取得在最近的时间取得的体数据 A5，对于第四扫描区域 V4 从存储部 5 取得体数据 B2 并输出到图像生成部 62。图像生成部 62 结合体数据 A5 与体数据 B2，根据所结合的体数据生成三维图像数据、MPR 图像数据。即，图像生成部 62 对于第二扫描区域 V2，代替体数据 A4，而使用在最近的时间取得的体数据 A5，结合体数据 A5 与体数据 B2。显示控制部 7 更新显示在显示部 81 上的图像，使显示部 81 显示新的三维图像、MPR 图像。由此，包含穿刺针的第二扫描区域 V2 中的三维图像、MPR 图像被更新而显示在显示部 81 上。

之后，数据取得部 61 对于第二扫描区域 V2，从存储部 5 取得体数据 A5，对于第四扫描区域 V4 从存储部 5 取得体数据 B2，对于第三扫描区域 V3，从存储部 5 取得在最近的时间取得的体数据 C1 并输出到图像生成部 62。图像生成部 62 结合体数据 A5、体数据 B2、体数据 C1，根据所结合的体数据生成三维图像数据、MPR 图像数据。显示控制部 7 更新显示在显示部 81 上的图像，使显示部 81 显示表示第二扫描区域 V2、第三扫描区域 V3 和第四扫描区域 V4 的三维图像、MPR 图像。由此，在显示部 81 上显示表示整个扫描区域 V1 的三维

图像、MPR 图像。即，在显示部 81 上显示表示穿刺对象（患部）的整体像的三维图像、MPR 图像。

然后，摇动控制部 91 使超声波振子组 21 从 $+\beta$ 度到 $-\alpha$ 度为止摇动。由此，发送接收部 3 依次扫描第三扫描区域 V3 和第二扫描区域 V2。其结果，发送接收部 3 依次取得第三扫描区域 V3 中的体数据 C2 和第二扫描区域 V2 中的体数据 A6。

数据取得部 61 在图像生成控制部 92 的控制下，对于第二扫描区域 V2 从存储部 5 取得体数据 A5 并输出到图像生成部 62，对于第四扫描区域 V4 从存储部 5 取得体数据 B2 并输出到图像生成部 62，对于第三扫描区域 V3，从存储部 5 取得在最近的时间取得的体数据 C2 并输出到图像生成部 62。图像生成部 62 结合体数据 A5、体数据 B2、体数据 C2，根据所结合的体数据生成三维图像数据、MPR 图像数据。即，图像生成部 62 对于第三扫描区域 V3，代替体数据 C1，而使用在最近的时间取得的体数据 C2，结合体数据 C2、体数据 B2、体数据 A5。显示控制部 7 更新显示在显示部 81 上的图像，使显示部 81 显示新的三维图像、MPR 图像。由此，第三扫描区域 V3 中的三维图像、MPR 图像被更新而显示在显示部 81 上。

之后，数据取得部 61 对于第二扫描区域 V2，从存储部 5 取得在最近的时间取得的体数据 A6，对于第四扫描区域 V4 从存储部 5 取得体数据 B2，对于第三扫描区域 V3 从存储部 5 取得体数据 C2 并输出到图像生成部 62。图像生成部 62 结合体数据 A6、体数据 B2、体数据 C2，根据所结合的体数据生成三维图像数据、MPR 图像数据。即，图像生成部 62 对于第二扫描区域 V2，代替体数据 A5，而使用在最近的时间取得的体数据 A6，结合体数据 A6、体数据 B2、体数据 C2。显示控制部 7 更新显示在显示部 81 上的图像，使显示部 81 显示新的三维图像、MPR 图像。由此，包含穿刺针的第二扫描区域 V2 中的三维图像、MPR 图像被更新而显示在显示部 81 上。

以后，摇动控制部 91 通过反复执行上述摇动的时序，摇动机构 22 在第二扫描区域 V2 中使超声波振子组 21 连续摇动多次。

在图 5 所示的例子中，对包含穿刺针的第二扫描区域 V2 在一秒钟内扫描六次，而对第一扫描区域 V1 扫描 1.5 次。具体而言，在一秒钟内，取得第二扫描区域 V2 中的体数据 A1 ~ A6，取得第四扫描区域 V4 中的体数据 B1、B2，取得第三扫描区域 V3 中的体数据 C1、C2。

另外，在图 5 所示的例子中，在一次的扫描中，花费 100“ms”的时间而扫描各个扫描区域。具体而言，花费 100“ms”的时间而扫描第二扫描区域 V2。对于第三扫描区域 V3 与第四扫描区域 V4，也同样地，分别花费 100“ms”的时间而进行扫描。另外，在将扫描一个扫描面 S 的时间设为 25“ms”的情况下，通过扫描四个扫描面 S，扫描一个扫描区域。

在第二扫描区域 V2、第三扫描区域 V3、以及第四扫描区域 V4 中，分别花费相同的时间（100“ms”）进行扫描，但也可以改变扫描各个扫描区域的时间的长度。例如，在将摇动速度设为恒定的情况下，也可以通过改变各扫描区域的范围的大小，改变扫描各个扫描区域的时间的长度。另外，也可以通过在各个扫描区域中，改变扫描一个扫描面 S 的时间的长度，改变扫描各个扫描区域的时间的长度。另外，也可以改变各个扫描区域中的扫描面 S 的数量。

（与以往技术的比较）

此处，参照图 5 和图 10 对本实施方式的超声波图像取得装置 1 的摇动的动作与以往技术的摇动的动作进行比较。图 10 是用于说明以往技术的摇动的动作的概念图。在图 10 所示的曲线图中，横轴表示时间 t，纵轴表示摇动角度。

如图 10 所示，在以往技术中，使超声波振子组沿着摇动方向（Y 方向）从 $-\beta$ 度到 $+\beta$ 度为止机械性地摇动，之后，从 $+\beta$ 度到 $-\beta$ 度为止摇动，反复进行该摇动。在使以往技术的摇动速度与本实施方式的摇动速度相等的情况下，在以往技术的摇动的动作中，第二扫描区域 V2 在一秒钟内被扫描三次，取得三个体数据。另一方面，根据本实施方式的超声波图像取得装置 1，如上所述，可以在一秒钟内扫描六次第二扫描区域 V2，其结果，可以取得六个体数据。

如上所述,根据本实施方式,与以往技术相比,能够以大约二倍的次数扫描第二扫描区域 V2。相应地,第二扫描区域 V2 中的体速率提高,第二扫描区域 V2 中的三维图像、MPR 图像的实时性提高。因此,通过使穿刺针包含于第二扫描区域 V2,表示穿刺针的三维图像、MPR 图像的实时性提高,可以实时地确认穿刺针的位置。进而,根据本实施方式,通过扫描第一扫描区域 V1,可以取得并显示表示穿刺对象(患部)的整体像的三维图像、MPR 图像,并且可以提高表示穿刺针的三维图像、MPR 图像的实时性。

(第二动作例)

接下来,参照图 6 和图 7 对第二动作例进行说明。图 6 以及图 7 是用于说明本发明的实施方式的超声波图像取得装置的第二动作例的概念图。在图 6 和图 7 所示的曲线图中,横轴表示时间 t ,纵轴表示摇动角度。另外,图 7 所示的曲线图是将图 6 中的从时间 t_1 至时间 t_2 之间放大的曲线图。在图 7 中,示出各扫描区域中的数据取得的定时、以及成为图像生成的对象的数据、显示的更新的定时。

在第二动作例中,在超声波振子组 21 的摇动中,将摇动的从折回到下一次的折回为止所需的时间设为恒定而扫描各扫描区域。具体而言,与包含穿刺针的第二扫描区域 V2 中的摇动速度相比,使包括第三扫描区域 V3 和第四扫描区域 V4 的扫描区域中的摇动速度更快而扫描各扫描区域。

操作者使用操作部 82 例如输入用于规定各扫描区域的摇动角度($+\alpha$ 度、 $-\alpha$ 度、 $+\beta$ 度、 $-\beta$ 度)、第二扫描区域 V2 中的第一摇动速度、连续扫描第二扫描区域 V2 的次数。从操作部 82 输入的摇动角度信息、摇动速度信息和次数信息从用户接口(UI)8 被输出到控制部 9,存储到动作条件存储部 93。控制部 9 根据第二扫描区域 V2 中的第一摇动速度和第二扫描区域 V2 的范围(从 $-\alpha$ 度到 $+\alpha$ 度),求出为了扫描一次第二扫描区域 V2 而所需的时间。即,求出为了在第二扫描区域 V2 中,使超声波振子组 21 从 $-\alpha$ 度到 $+\alpha$ 度为止摇动所需的时间。该时间成为从折回到下一次的折回为止所需的时间,在

第二动作例中，将该时间设为恒定而扫描各扫描区域。

另外，操作者也可以使用操作部 82，输入摇动的从折回到下一次的折回为止所需的时间。在该情况下，控制部 9 根据第二扫描区域 V2 的范围和其时间，求出第二扫描区域 V2 中的第一摇动速度。

然后，控制部 9 根据摇动的从折回到下一次的折回为止所需的时间、包括第二扫描区域 V2 以及第四扫描区域 V4 的范围（从 $+\alpha$ 度到 $-\beta$ 度），求出连续扫描第二扫描区域 V2 和第四扫描区域 V4 时的第二摇动速度。同样地，控制部 9 根据摇动的从折回到下一次的折回为止所需的时间和第一扫描区域的范围（从 $-\beta$ 度到 $+\beta$ 度），求出连续扫描第一扫描区域 V1 的整体时的第三摇动速度。

在超声波振子组 21 的摇动动作中，在将摇动的从折回到下一次的折回为止的时间设为恒定的情况下，连续扫描更宽的扫描区域时的摇动速度最快。另外，扫描更窄的扫描区域时的摇动速度最慢。在上述例子中，连续扫描第一扫描区域 V1 时的第三摇动速度最快。另外，连续扫描第二扫描区域 V2 与第四扫描区域（或第三扫描区域 V3）时的第二摇动速度第二快。另外，扫描第二扫描区域 V2 时的第一摇动速度最慢。第一摇动速度、第二摇动速度、以及第三摇动速度存储到动作条件存储部 93 而作为摇动条件。摇动控制部 91 按照各摇动速度使超声波振子组 21 摇动。

参照图 6 和图 7 对使用了第一摇动速度、第二摇动速度、以及第三摇动速度的摇动的控制进行说明。如图 6 以及图 7 所示，通过发送接收部 3 在控制部 9 的控制下，使超声波振子组 21 发生超声波波束，沿着扫描方向（X 方向）电子地扫描超声波波束，而对扫描面 S 进行扫描。一边进行该电子扫描，一边摇动机构 22 在摇动控制部 91 的控制下，按照第一摇动速度，使超声波振子组 21 沿着摇动方向（Y 方向）从 $-\alpha$ 度到 $+\alpha$ 度为止机械性地摇动。由此，如图 7 所示，发送接收部 3 取得第二扫描区域 V2 中的体数据 A1，该体数据 A1 存储到存储部 5。

数据取得部 61 在图像生成控制部 92 的控制下，从存储部 5 取得

第二扫描区域 V2 中的在最近的时间取得的体数据 A1 并输出到图像生成部 62。图像生成部 62 根据体数据 A1 生成三维图像数据、MPR 图像数据。显示控制部 7 使显示部 81 显示三维图像、MPR 图像。

同样地, 摇动机构 22 在摇动控制部 91 的控制下, 按照第一摇动速度, 使超声波振子组 21 从 $+\alpha$ 度到 $-\alpha$ 度为止机械性地摇动, 进而, 使超声波振子组 21 从 $-\alpha$ 度到 $+\alpha$ 度为止机械性地摇动。由此, 发送接收部 3 依次取得第二扫描区域 V2 中的体数据 A2、A3。数据取得部 61 依次从存储部 5 取得体数据 A2、A3 并输出到图像生成部 62。图像生成部 62 依次生成分别基于体数据 A2、A3 的三维图像数据、MPR 图像数据。显示控制部 7 更新显示在显示部 81 上的图像, 使显示部 81 显示新的三维图像、MPR 图像。

然后, 在图 6 和图 7 所示的例子中, 摇动控制部 91 在第二扫描区域 V2 中使超声波振子组 21 以第一摇动速度连续摇动三次之后, 使摇动速度从第一摇动速度改变成第二摇动速度, 使超声波振子组 21 从 $+\alpha$ 度到 $-\beta$ 度为止摇动。即, 摇动控制部 91 对第二扫描区域 V2 中的摇动的次数进行计数, 在计数了比所设定的次数 (四次) 少一次的次数 (三次) 的情况下, 使摇动速度从第一摇动速度改变成第二摇动速度, 使超声波振子组 21 从 $+\alpha$ 度到 $-\beta$ 度为止摇动。由此, 发送接收部 3 依次取得第二扫描区域 V2 中的体数据 A4 和第四扫描区域 V4 中的体数据 B1。数据取得部 61 对于第二扫描区域 V2 从存储部 5 取得在最近的时间取得的体数据 A4, 对于第四扫描区域 V4 从存储部 5 取得体数据 B1 并输出到图像生成部 62。然后, 图像生成部 62 结合体数据 A4 与体数据 B1, 根据所结合的体数据生成三维图像数据、MPR 图像数据。显示控制部 7 更新显示在显示部 81 上的图像, 使显示部 81 显示表示第二扫描区域 V2 和第四扫描区域 V4 的三维图像、MPR 图像。

然后, 摇动控制部 91 使摇动速度从第二摇动速度改变成第三摇动速度, 使超声波振子组 21 从 $-\beta$ 度到 $+\beta$ 度为止摇动。由此, 发送接收部 3 依次扫描第四扫描区域 V4、第二扫描区域 V2、第三扫描区域

V3。其结果，发送接收部 3 依次取得第四扫描区域 V4 中的体数据 B2、第二扫描区域 V2 中的体数据 A5、第三扫描区域 V3 中的体数据 C1。

此时，数据取得部 61 在图像生成控制部 92 的控制下，对于第二扫描区域 V2 从存储部 5 取得体数据 A4 并输出到图像生成部 62，对于第四扫描区域 V4 从存储部 5 取得体数据 B2 并输出到图像生成部 62。图像生成部 62 结合体数据 A4 与体数据 B2，根据所结合的体数据生成三维图像数据、MPR 图像数据。显示控制部 7 更新显示在显示部 81 上的图像，使显示部 81 显示新的三维图像、MPR 图像。由此，第四扫描区域 V4 中的三维图像、MPR 图像被更新而显示在显示部 81 上。

之后，数据取得部 61 对于第二扫描区域 V2，从存储部 5 取得在最近的时间取得的体数据 A5，对于第四扫描区域 V4 从存储部 5 取得体数据 B2 并输出到图像生成部 62。图像生成部 62 结合体数据 A5 与体数据 B2，根据所结合的体数据生成三维图像数据、MPR 图像数据。显示控制部 7 更新显示在显示部 81 上的图像，使显示部 81 显示新的三维图像、MPR 图像。由此，包含穿刺针的第二扫描区域 V2 中的三维图像、MPR 图像被更新而显示在显示部 81 上。

之后，数据取得部 61 对于第二扫描区域 V2，从存储部 5 取得体数据 A5，对于第四扫描区域 V4 从存储部 5 取得体数据 B2，对于第三扫描区域 V3，从存储部 5 取得在最近的时间取得的体数据 C1 并输出到图像生成部 62。图像生成部 62 结合体数据 A5、体数据 B2、体数据 C1，根据所结合的体数据生成三维图像数据、MPR 图像数据。显示控制部 7 更新显示在显示部 81 上的图像，使显示部 81 显示表示第二扫描区域 V2、第三扫描区域 V3 和第四扫描区域 V4 的三维图像、MPR 图像。由此，在显示部 81 上显示表示整个扫描区域 V1 的三维图像、MPR 图像。即，在显示部 81 上显示表示穿刺对象（患部）的整体像的三维图像、MPR 图像。

然后，如图 6 所示，摇动机构 22 在摇动控制部 91 的控制下，使摇动速度从第三摇动速度改变成第二摇动速度，使超声波振子组 21

从 $+\beta$ 度到 $-\alpha$ 度为止摇动。由此，发送接收部3依次扫描第三扫描区域V3和第二扫描区域V2。其结果，发送接收部3依次取得第三扫描区域V3中的体数据C2和第二扫描区域V2中的体数据A6。

以后，摇动控制部91通过反复执行上述摇动的时序，摇动机构22在第二扫描区域V2中以第一摇动速度使超声波振子组21连续摇动多次。另外，在连续扫描第二扫描区域V2与第三扫描区域V3（或第四扫描区域V4）的情况下，摇动机构22以第二摇动速度使超声波振子组21摇动。另外，在连续扫描第一扫描区域V1的情况下，摇动机构22以第三摇动速度使超声波振子组21摇动。

另外，在图6和图7所示的例子中，在超声波振子组21的摇动中，将摇动的从折回到下一次的折回为止所需的时间设为100“ms”，进行扫描。

根据该第二动作，通过与第一动作同样地，每当扫描一次第一扫描区域V1，连续扫描多次第二扫描区域V2，可以取得并显示表示穿刺对象（患部）的整体像的三维图像、MPR图像，并且可以提高表示穿刺针的三维图像、MPR图像的实时性。

进而，根据第二动作，由于摇动的从折回到下一次的折回为止所需的时间恒定，所以取得第二扫描区域V2中的体数据的时间间隔的偏差变少，可以大致相同的时间间隔取得体数据。具体而言，在体数据A1、A2、A3之间，取得数据的时间间隔成为恒定。进而，在体数据A4、体数据A5、体数据A6之间，取得数据的时间间隔成为大致恒定。这样，以大致恒定的时间间隔取得第二扫描区域V2中的体数据，所以可以大致恒定的时间间隔更新并显示第二扫描区域V2中的三维图像、MPR图像。

（第三动作）

在上述第一动作中，使摇动速度成为恒定而进行摇动，在第二动作中，使摇动的从折回到下一次的折回为止所需的时间成为恒定而进行摇动。本实施方式的超声波图像取得装置1的摇动动作不限于此，也可以任意地改变摇动速度，也可以任意地改变直到下一次的折回为

止所需的时间。例如，在第二动作中，也可以使第一摇动速度与第二摇动速度成为相同速度，仅改变第三摇动速度而进行摇动。在该情况下，虽然未使直到下一次的折回为止所需的时间成为恒定，但通过连续扫描多次第二扫描区域 V2，可以提高表示穿刺针的三维图像、MPR 图像的实时性。另外，也可以改变各扫描区域的范围。具体而言，即使分别改变规定第二扫描区域 V2 的摇动角度的范围、规定第三扫描区域 V3 的摇动角度的范围、规定第四扫描区域 V4 的摇动角度的范围，也可以起到本实施方式的效果。

（所显示的图像）

接下来，参照图 8，对利用图像生成部 62 生成而显示在显示部 81 上的三维图像、MPR 图像的一个例子进行说明。图 8 是示出利用本发明的实施方式的超声波图像取得装置取得的图像的显示例的画面的图。

例如，图像生成部 62 根据结合了各扫描区域中的体数据的体数据，生成三维图像数据、从摇动方向（Y 方向）观察的图像数据、从扫描方向（X 方向）观察的图像数据、从深度方向（Z 方向）观察的图像数据。显示控制部 7 使显示部 81 显示这些图像。例如，显示控制部 7 使显示部 81 同时显示四个图像。

图 8 示出图像的显示例。例如如图 8 所示，显示控制部 7 使显示部 81 显示立体表示穿刺对象 241 和穿刺针 242 的三维图像 240。在该三维图像 240 中，用虚线表示的区域 243 对应于第二扫描区域 V2。另外，显示控制部 7 使显示部 81 同时显示图像 210、220、230。图像 210 为从摇动方向（Y 方向）观察的 MPR 图像，相当于在第二扫描区域 V2 中沿着扫描面 S 的断面中的图像。在该图像 210 中，表示出从摇动方向观察的穿刺对象 211 和穿刺针 212。另外，图像 220 为从扫描方向（X 方向）观察的 MPR 图像，表示出从扫描方向观察的穿刺对象 221 和穿刺针 222。在该图像 220 中，用虚线表示的区域 223 对应于第二扫描区域 V2。另外，图像 230 为从深度方向（Z 方向）观察的 MPR 图像，表示出从深度方向观察的穿刺对象 231 和穿刺针 232。在该图

像 230 中，用虚线表示的区域 233 对应于第二扫描区域 V2。

图像 210 为从摇动方向（Y 方向）观察的 MPR 图像，为在第二扫描区域 V2 中沿着扫描面 S 的断面的图像。因此，在图像 210 中，仅包括第二扫描区域 V2 中的图像。另一方面，图像 220 为从扫描方向（X 方向）观察的 MPR 图像，图像 230 为从深度方向（Z 方向）观察的 MPR 图像。因此，在图像 220 和图像 230 中，包括将穿刺针设为对象的第二扫描区域 V2 中的图像和除此以外的第三扫描区域 V3 以及第四扫描区域 V4 中的图像。另外，显示控制部 7 也可以接收表示图像 220 的断面的位置的坐标信息，使表示图像 220 的断面的位置的线 213 重叠于图像 210 而显示在显示部 81 上。同样地，显示控制部 7 也可以接收表示图像 230 的断面的位置的坐标信息，使表示图像 230 的断面的位置的线 214 重叠于图像 210 而显示在显示部 81 上。

另外，除了 MPR 图像以外，图像 210、220、230 也可以是 MIP 图像、带厚度的 MIP 图像或带厚度的 MPR 图像等。另外，图 8 所示的图像为一个例子，也可以不在显示部 81 上显示四个图像，而仅使从希望的方向观察的图像显示在显示部 81 上。

另外，操作者也可以观察显示在显示部 81 上的图像，使用操作部 82 指定第二扫描区域 V2 的范围，以使穿刺针包含在第二扫描区域 V2 中。具体而言，操作者利用操作部 82，输入规定第二扫描区域 V2 的摇动角度的范围。利用操作部 82 输入的摇动角度信息从用户接口（UI）8 输出到控制部 9，存储到动作条件存储部 93 而作为摇动条件。摇动控制部 91 按照新设定的摇动条件控制超声波振子组 21 的摇动。这样，通过在进行穿刺时任意地改变第二扫描区域 V2 的范围，即使在穿刺针的位置从第二扫描区域 V2 脱离的情况下，也可以使穿刺针包含于第二扫描区域 V2 的范围内而进行扫描。

另外，为了设定第二扫描区域 V2，以包括穿刺对象（患部）的方式利用超声波扫描三维扫描区域，在显示部 81 上显示表示整体像的三维图像。操作者观察显示在显示部 81 上的三维图像，使用操作部 82，指定第一扫描区域 V1 和第二扫描区域 V2。具体而言，操作者一边观

察该三维图像，一边使用操作部 82 输入第一扫描区域 V1 的摇动角度的范围和第二扫描区域 V2 的摇动角度的范围。另外，操作者也可以使用操作部 82，输入第二扫描区域 V2 的摇动角度的范围、第三扫描区域 V3 的摇动角度的范围、以及第四扫描区域 V4 的摇动角度的范围。

(变形例)

接下来，对超声波图像取得装置 1 的变形例进行说明。在上述实施方式中，在超声波探测器 2 中使用机械式一维阵列探测器，通过控制超声波振子组 21 的摇动来扫描三维的扫描区域。作为其变形例，也可以在超声波探测器 2 中使用二维阵列探测器，每当扫描一次第一扫描区域 V1，连续扫描多次第二扫描区域 V2。

例如如图 5 所示，发送接收部 3 通过控制部 9 的控制下，连续扫描四次第二扫描区域 V2，连续四次取得第二扫描区域 V2 中的体数据。之后，发送接收部 3 通过扫描一次第一扫描区域 V1，取得第一扫描区域 V1 中的体数据。这样，即使在使用了二维阵列探测器的情况下，通过每当扫描一次第一扫描区域 V1，连续扫描多次第二扫描区域 V2，可以取得并显示表示穿刺对象（患部）的整体像的三维图像、MPR 图像，并且可以提高表示穿刺针的三维图像、MPR 图像的实时性。

另外，在本实施方式中，图像生成部 62 结合各扫描区域中的体数据，根据所结合的体数据生成三维图像数据、MPR 图像数据。该结合方法为一个例子，也可以不结合体数据，而结合三维图像数据、MPR 图像数据。例如，也可以通过图像生成部 62 对各扫描区域中的体数据实施体绘制，生成表示各扫描区域的三维图像数据。然后，图像生成部 62 通过结合各扫描区域中的三维图像数据来生成表示整体的三维图像数据。显示控制部 7 使显示部 81 显示基于表示整体的三维图像数据的三维图像。图像生成部 62 如果新取得各扫描区域中的体数据，则根据该扫描区域中的体数据，生成该扫描区域中的三维图像数据。然后，图像生成部 62 通过结合该扫描区域中的三维图像数据与其他扫描区域中的三维图像数据，生成表示整体的三维图像数据。这样，即使

在结合了绘制后的图像数据的情况下，也可以起到与上述实施方式相同的效果。另外，显示控制部 7 也可以接合各扫描区域中的三维图像而显示在显示部 81 上。

（第二变形例）

接下来，参照图 9 对超声波图像取得装置 1 的第二变形例进行说明。图 9 是示出扫描区域和图像生成区域的概念图。在第二变形例中，将比扫描区域窄而且包含于扫描区域中的区域设为图像生成区域，生成该图像生成区域中的三维图像数据、MPR 图像数据。即，将扫描区域的内侧的比扫描区域窄的区域设为图像生成区域。

在各扫描区域中使超声波振子组 21 摇动的情况下，需要在扫描区域的边界使超声波振子组 21 折回。因此，在扫描区域的边界附近（摇动动作的折回位置的附近），需要使超声波振子组 21 加速或减速。例如，在第二扫描区域 V2 中使超声波振子组 21 摇动的情况下，在第二扫描区域 V2 的边界附近（ $+\alpha$ 度附近、或 $-\alpha$ 度附近），需要使超声波振子组 21 加速或减速。这样，需要在摇动动作的折回位置附近，使超声波振子组 21 加速或减速。

在图 9 所示的例子中，第二扫描区域 V2 的边界的区域 V22、V23 相当于超声波振子组 21 的摇动动作的折回位置附近的区域。即，区域 V22、V23 相当于使超声波振子组 21 加速的区域、或使超声波振子组 21 减速的区域。同样地，第一扫描区域 V1 的边界的区域 V12、V13 相当于超声波振子组 21 的摇动动作的折回位置附近的区域。即，区域 V12、V13 相当于使超声波振子组 21 加速的区域、或使超声波振子组 21 减速的区域。

这样，在第一扫描区域 V1 的边界以及第二扫描区域 V2 的边界，进行超声波振子组 21 的摇动动作的折回。因此，在第一扫描区域 V1 的边界附近以及第二扫描区域 V2 的边界附近，超声波振子组 21 的摇动速度并非恒定。即，在第一扫描区域 V1 的边界附近以及第二扫描区域 V2 的边界附近，体速率时刻变化而体速率并非恒定。这样，在第一扫描区域 V1 的边界附近以及第二扫描区域 V2 的边界附近，体速

率并非恒定，所以在边界附近取得的图像的画质根据位置而不同。另外，在摇动动作的折回位置附近取得的图像与在摇动速度恒定的其他区域取得的图像中，画质不同。

因此，在第二变形例中，将比扫描区域窄而且包含于扫描区域中的区域设为图像生成区域，生成该图像生成区域中的图像数据。作为一个例子，将从扫描区域去除使超声波振子组 21 加速的区域或减速的区域而得到的区域设为图像生成区域。即，将从扫描区域去除超声波振子组 21 的摇动动作的折回位置附近的区域而得到的区域设为图像生成区域。

在图 9 所示的例子中，将从第一扫描区域 V1 去除区域 V12 和区域 V13 而得到的区域 V11 设为第一图像生成区域。另外，将从第二扫描区域 V2 去除区域 V22 和区域 V23 而得到的区域 V21 设为第二图像生成区域。由此，第一图像生成区域 V11 包含在第一扫描区域 V1，设定在第一扫描区域 V1 的内侧。另外，第二图像生成区域 V21 包含在第二扫描区域 V2，设定在第二扫描区域 V2 的内侧。

在动作条件存储部 93 中存储表示用于规定图像生成区域的角度范围的图像生成信息。具体而言，在动作条件存储部 93 中，存储表示用于规定第一图像生成区域 V11 的角度范围的图像生成信息和表示用于规定第二图像生成区域 V21 的角度范围的图像生成信息。

图像生成控制部 92 向数据取得部 61 输出摇动角度信息、时间信息和图像生成信息。另外，数据取得部 61 向图像生成部 62 输出图像生成信息。

例如，在取得了第二扫描区域 V2 中的体数据的情况下，数据取得部 61 按照从图像生成控制部 92 输出的表示第二扫描区域 V2 的范围的摇动角度信息和时间信息，从存储部 5 取得在最近的时间取得的第二扫描区域 V2 中的体数据并输出到图像生成部 62。

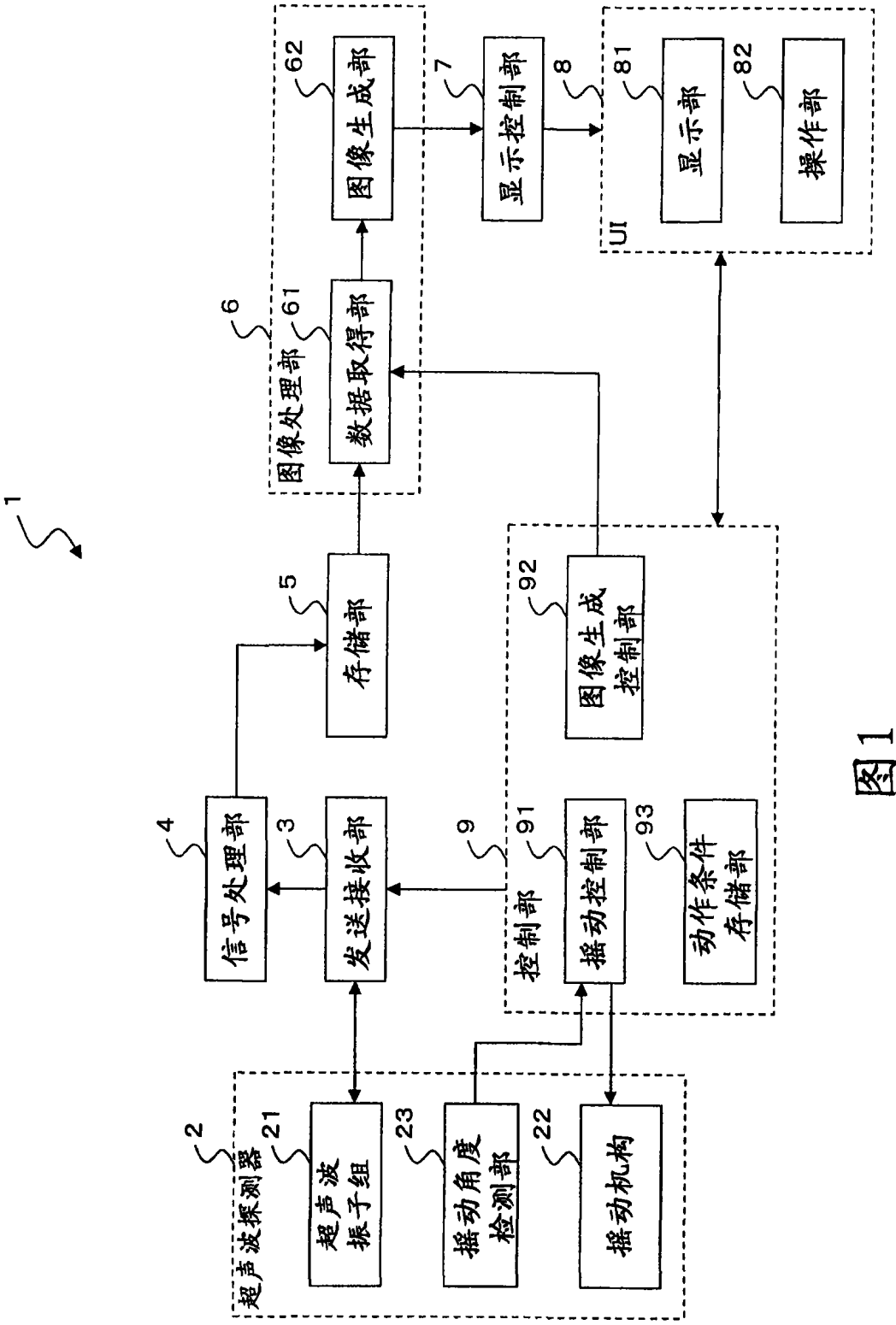
图像生成部 62 根据第二扫描区域 V2 中的体数据，生成图像生成信息所表示的第二图像生成区域 V21 中的三维图像数据、MPR 图像数据。由此，去除使超声波振子组 21 加速或减速的区域，生成第二图

像生成区域 V21 中的图像数据。即，去除超声波振子组 21 的摇动动作的折回位置附近的区域，生成第二图像生成区域 V21 中的图像数据。

另外，即使在结合各扫描区域中的体数据，来生成第一扫描区域 V1 中的图像数据的情况下，图像生成部 62 去除使超声波振子组 21 加速或减速的区域，生成第一图像生成区域 V11 中的图像数据。具体而言，图像生成部 62 根据第一扫描区域 V1 中的体数据，生成图像生成信息所表示的第一图像生成区域 V11 中的三维图像数据、MPR 图像数据。由此，去除超声波振子组 21 的摇动动作的折回位置附近的区域（加速区域或减速区域），生成第一图像生成区域 V11 中的图像数据。

如上所述，通过在扫描区域的内侧设定图像生成区域，可以避免使超声波振子组 21 加速或减速的区域（摇动动作的折回位置附近的区域）而设定图像生成区域。通过生成该图像生成区域中的图像数据，可以避免体速率时刻变化的区域，生成图像数据。

另外，操作者可以使用操作部 82，输入表示图像生成角度的范围的图像生成信息。从操作部 82 输入的图像生成信息从用户接口（UI）输出到控制部 9，存储到控制部 9 的动作条件存储部 93。



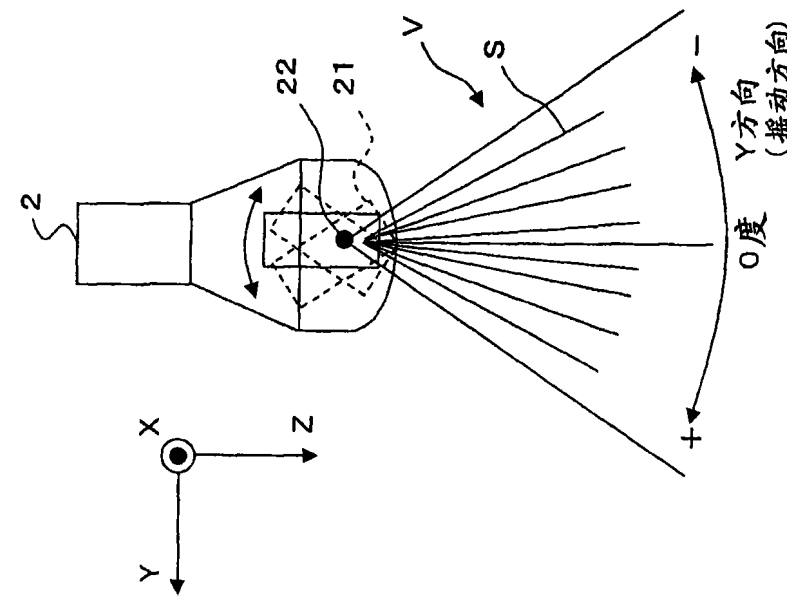


图2A

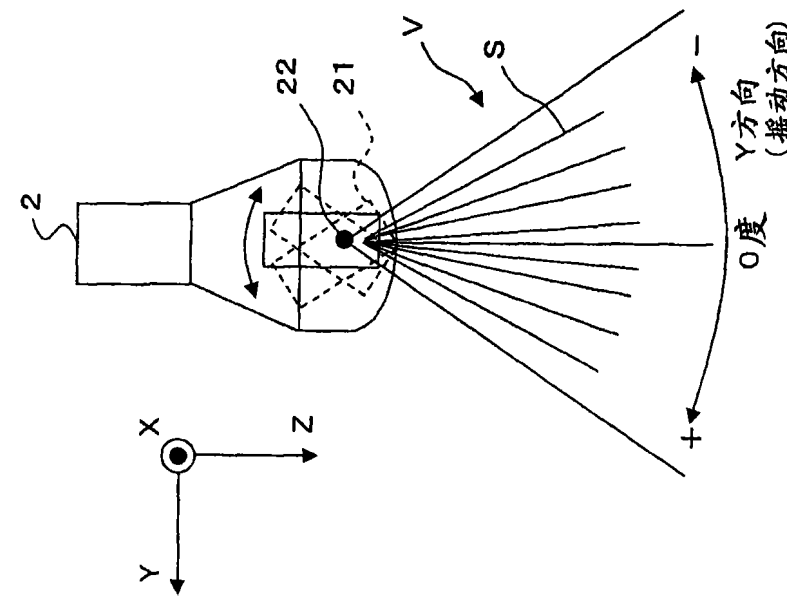


图2B

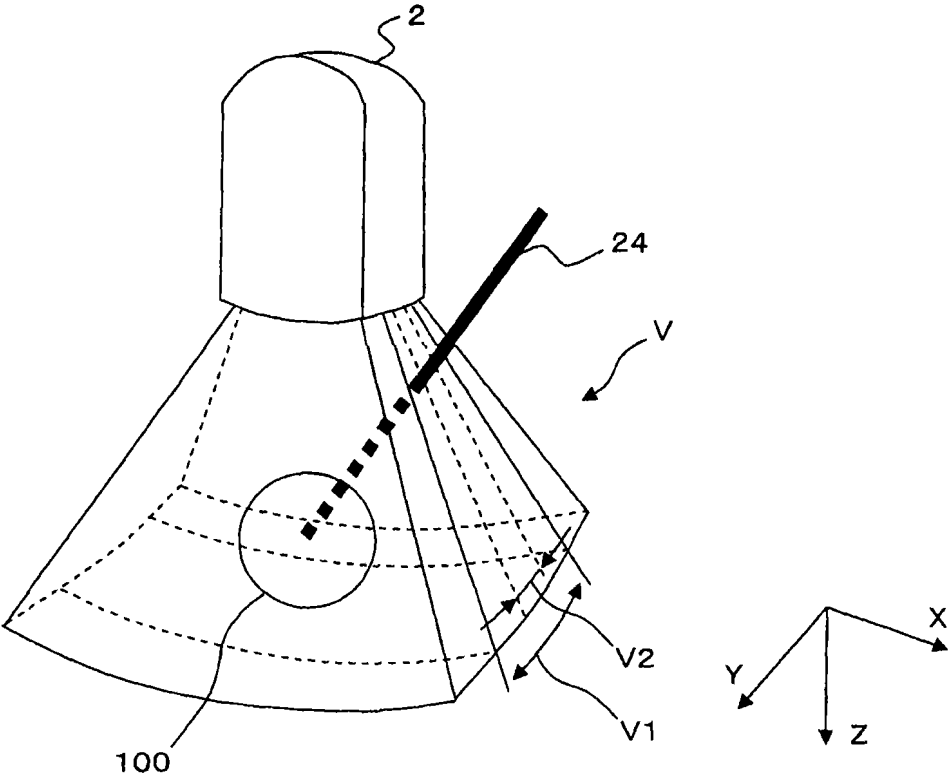


图3

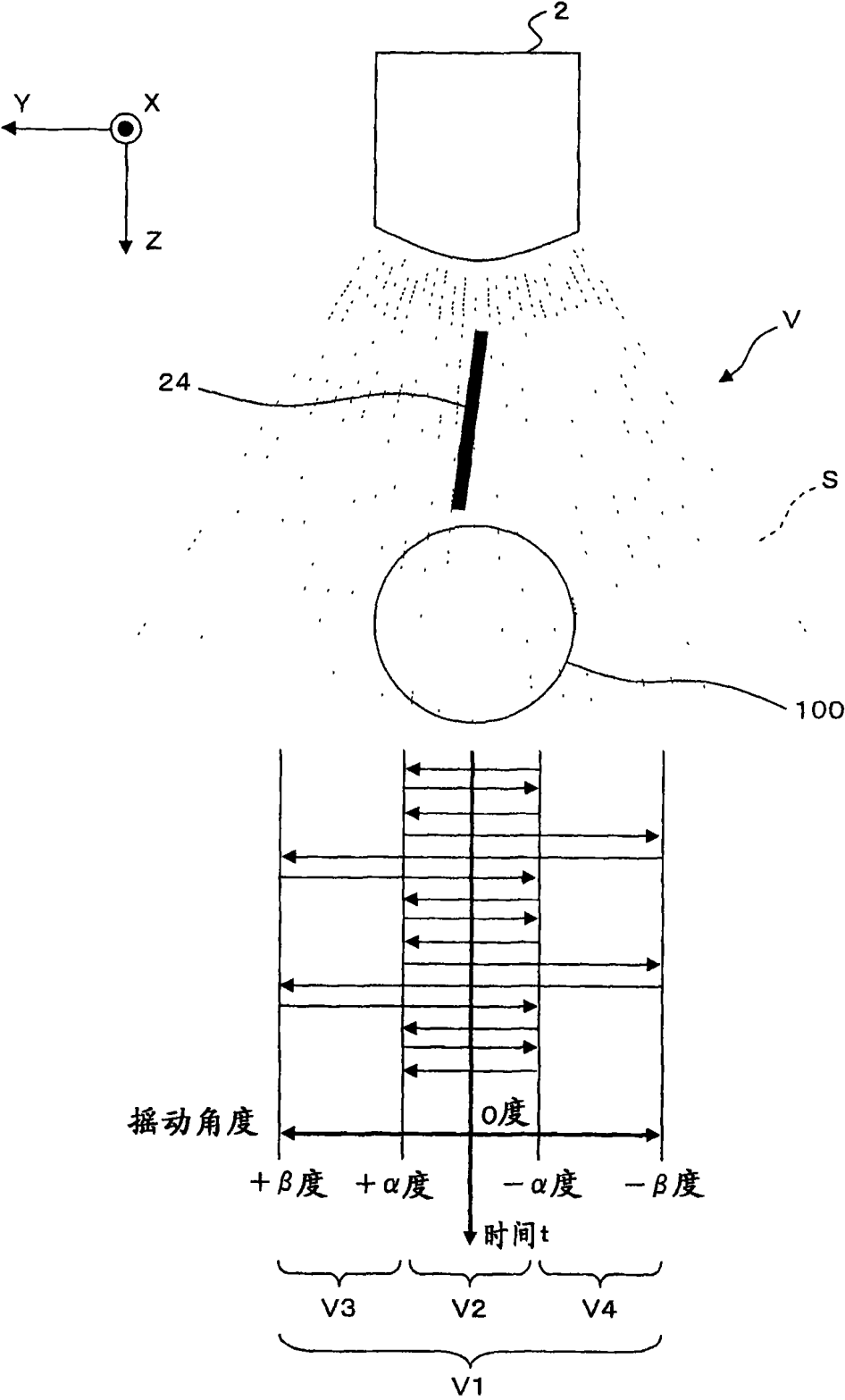


图 4

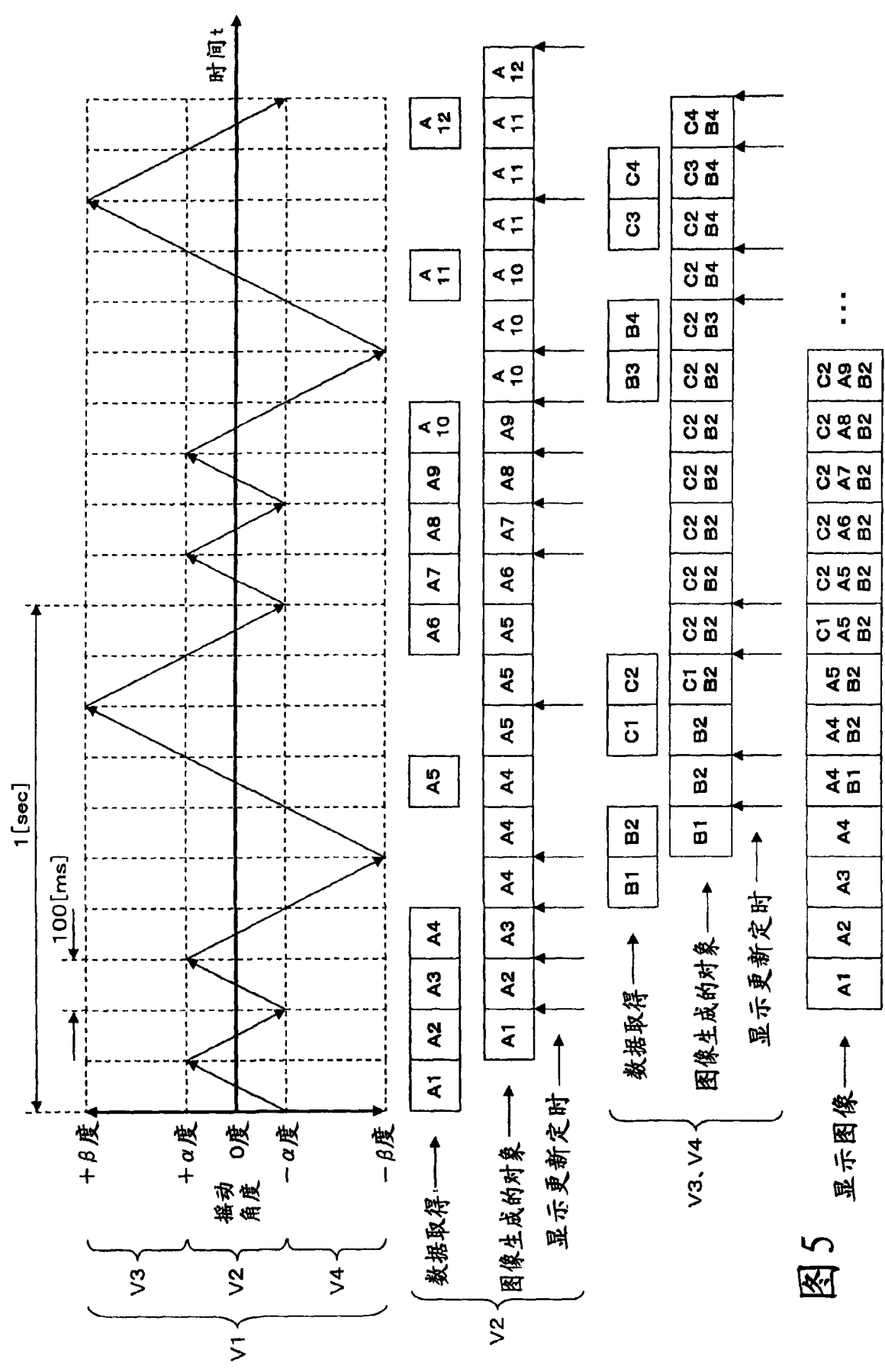


图5

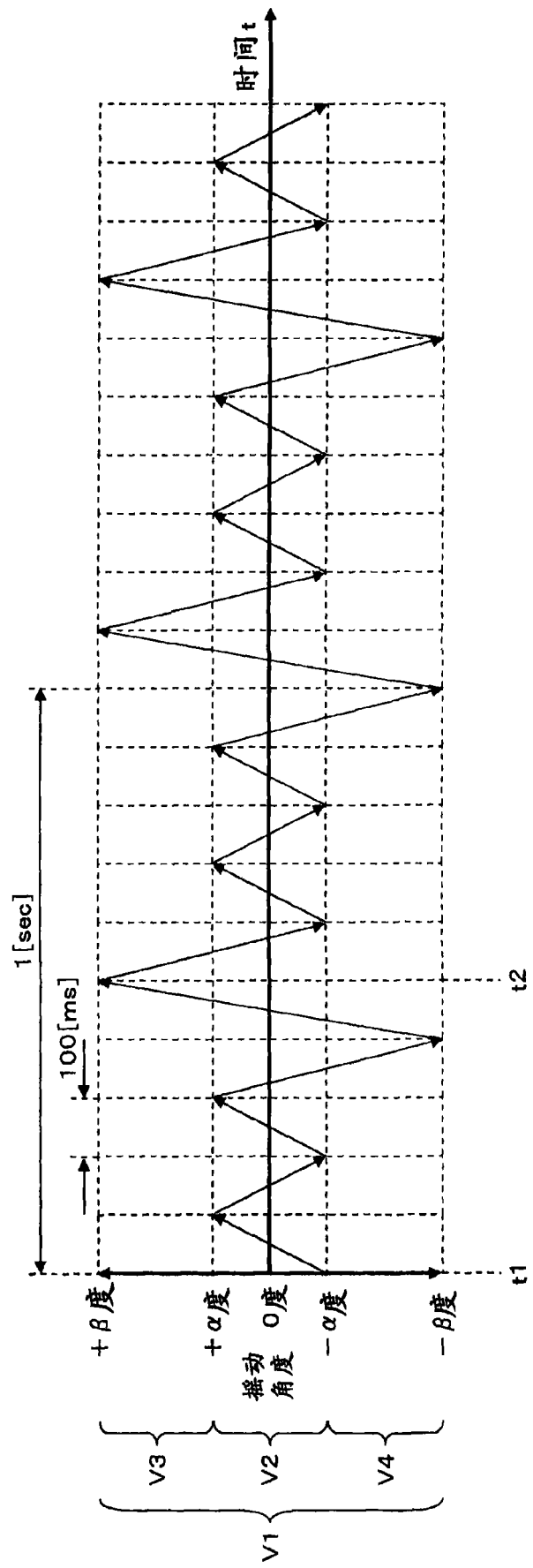
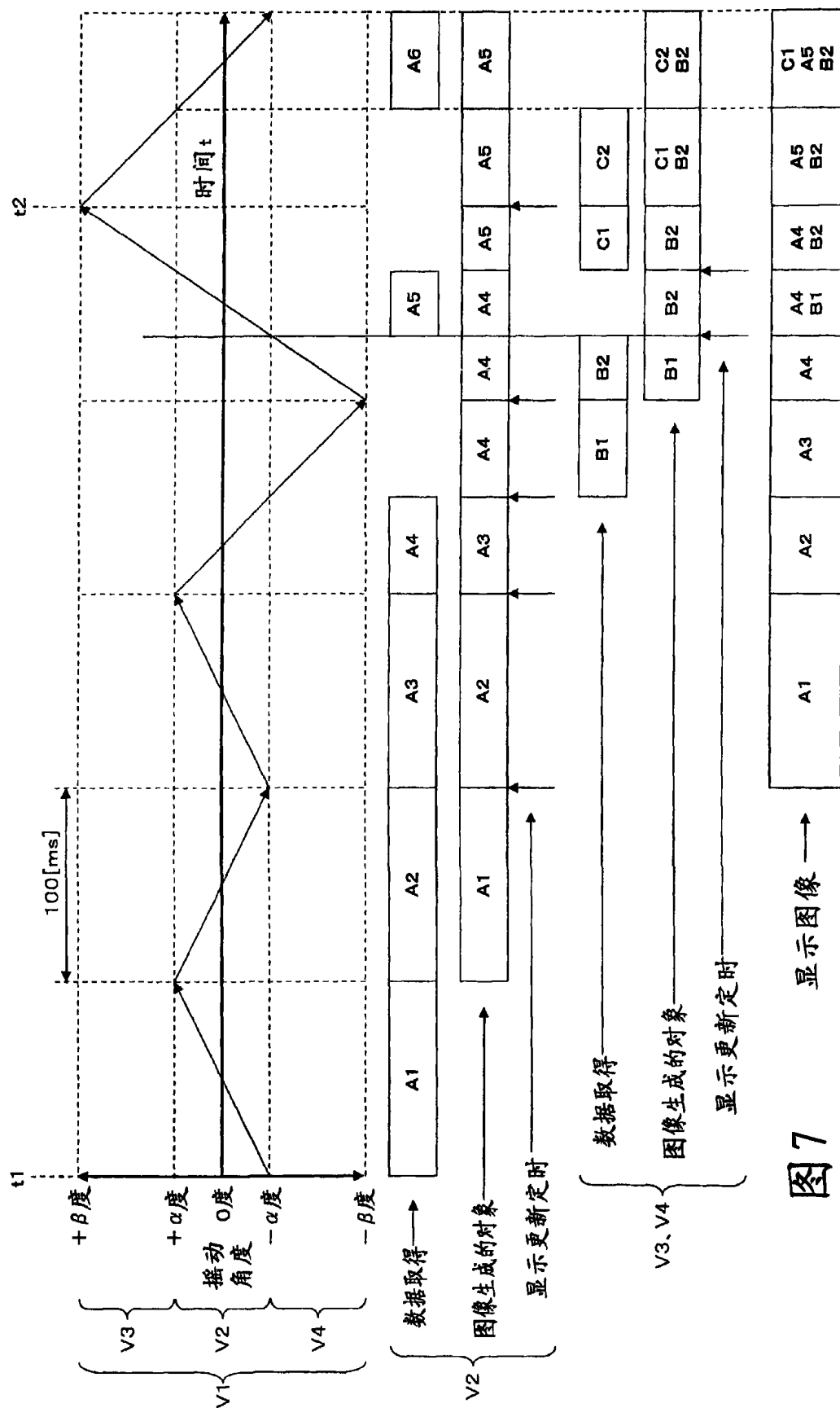


图6



7
图

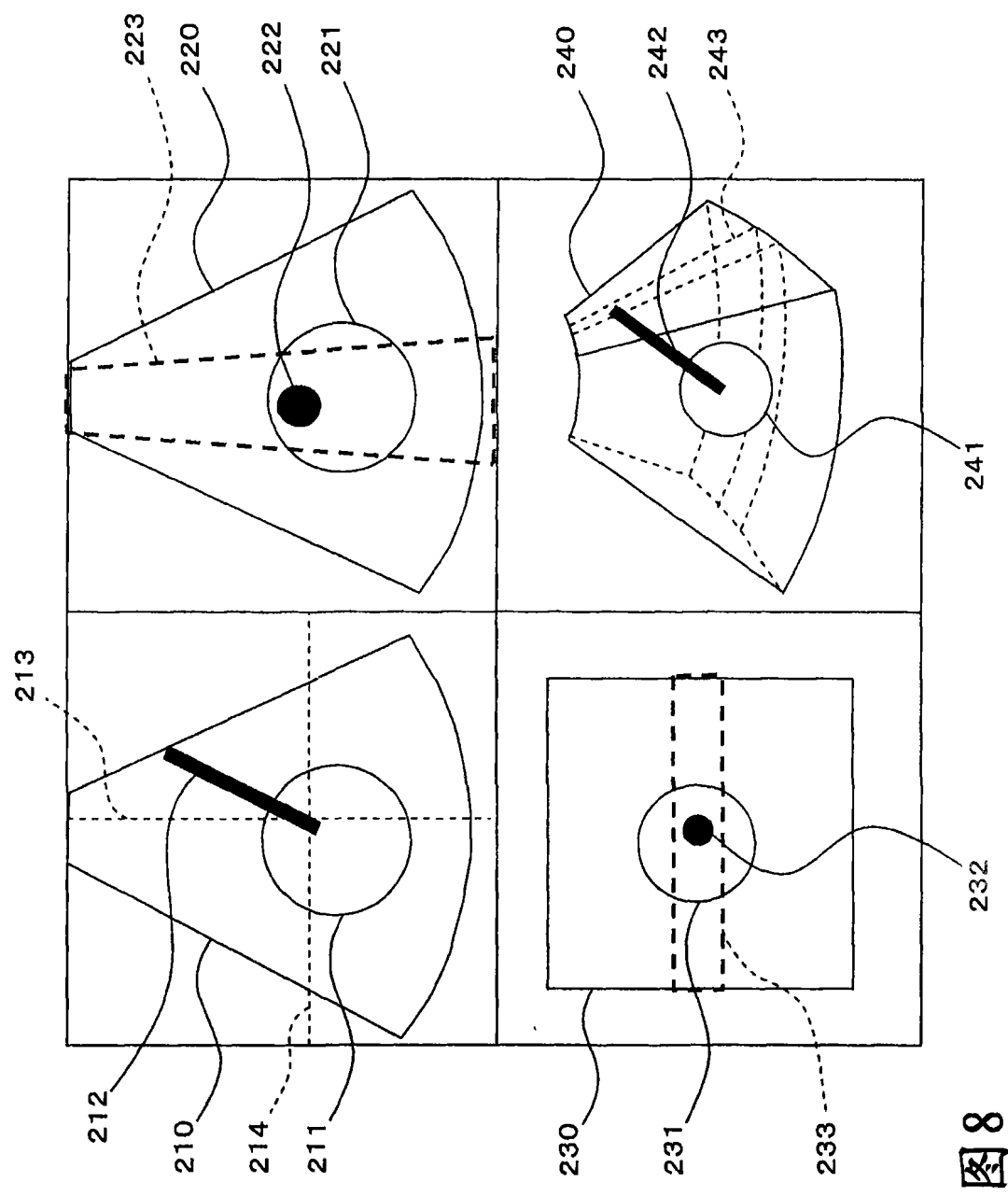


图 8

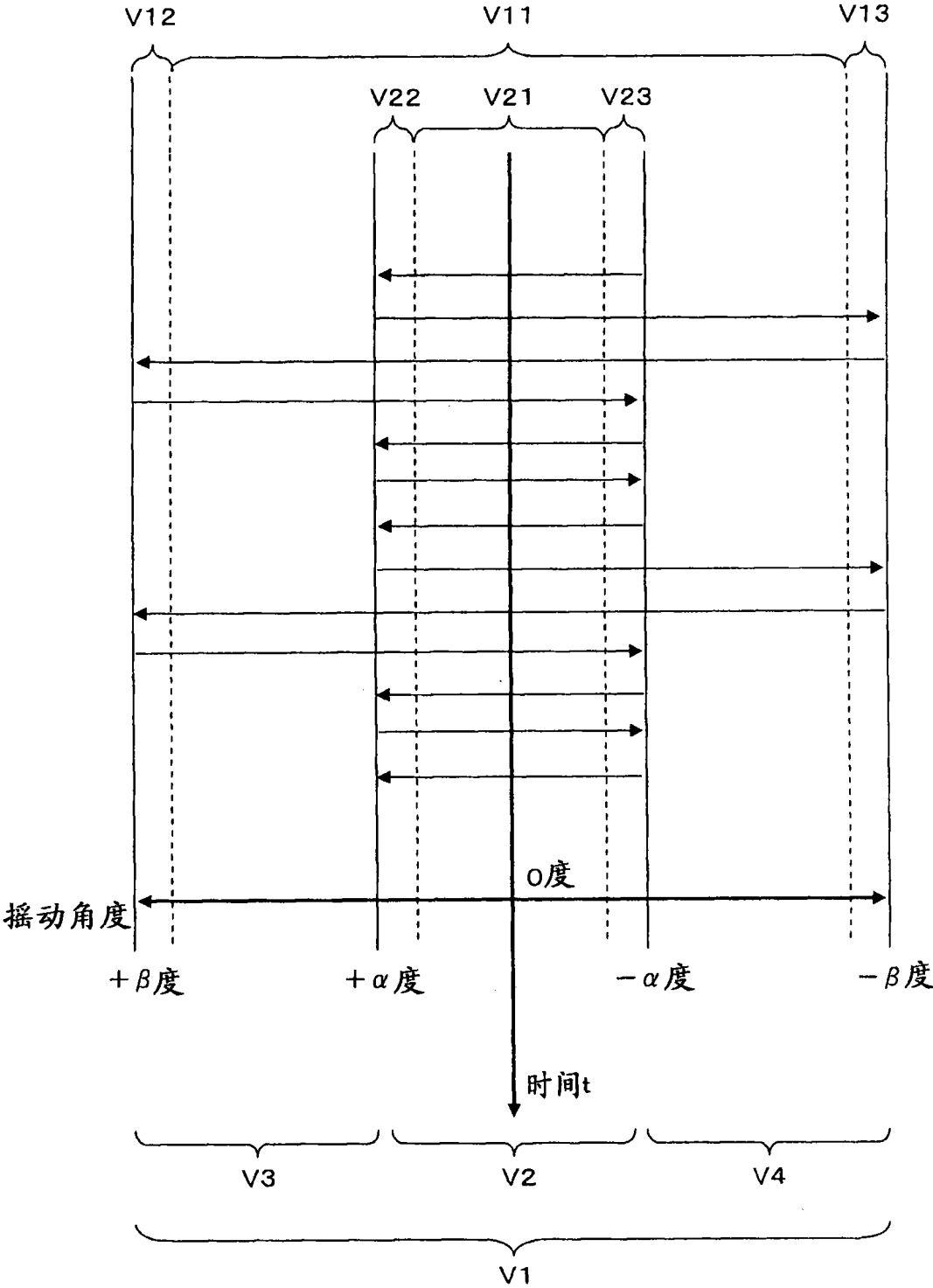


图9

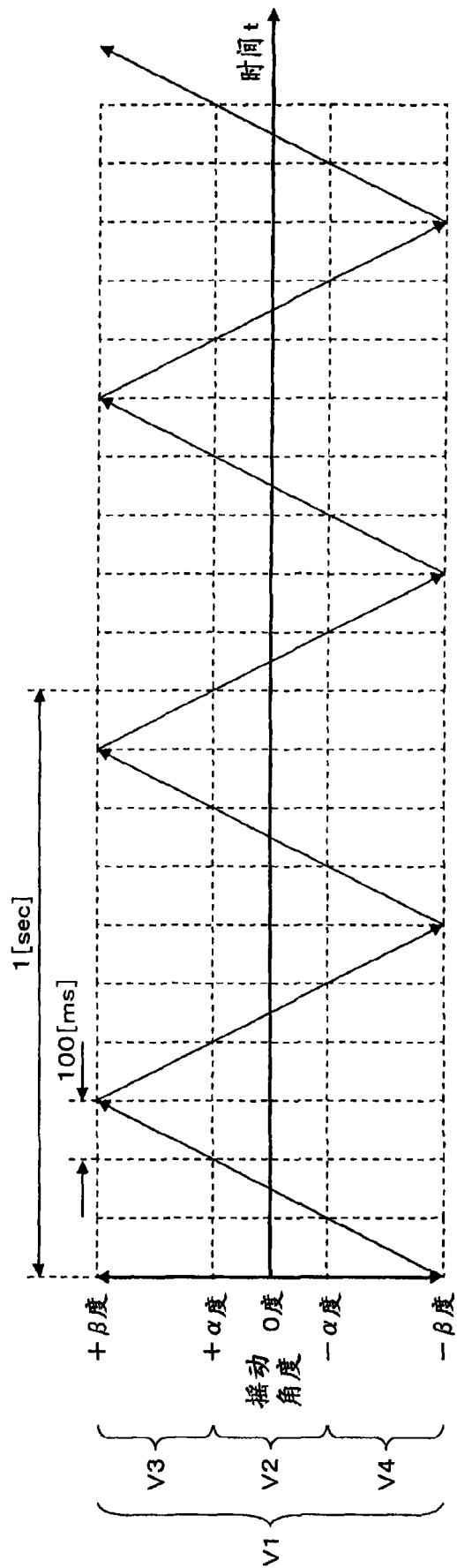


图10

专利名称(译)	超声波图像取得装置		
公开(公告)号	CN101491445A	公开(公告)日	2009-07-29
申请号	CN200910003611.0	申请日	2009-01-14
[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	山形仁		
发明人	山形仁		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52085 A61B8/0841 G01S15/892 G01S15/8993 G01S7/52074 G01S7/52073 A61B8/483 G01S15/894 A61B8/14 A61B8/0833		
优先权	2008012177 2008-01-23 JP		
其他公开文献	CN101491445B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波图像取得装置。扫描部通过扫描三维扫描区域，取得扫描区域中的体数据。控制部通过使扫描部扫描三维的第一扫描区域，而取得第一扫描区域中的体数据，通过使扫描部连续扫描多次比上述第一扫描区域小而且包含于第一扫描区域中的第二扫描区域，而连续取得第二扫描区域中的体数据。图像生成部根据第一扫描区域中的体数据，生成包括第二扫描区域的第一扫描区域中的超声波图像数据。另外，图像生成部每当取得第二扫描区域中的体数据，更新第二扫描区域中的体数据而生成新的超声波图像数据。每当生成了新的超声波图像数据，显示控制部更新超声波图像而显示在显示部上。

