



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910137898.6

[43] 公开日 2009 年 12 月 16 日

[11] 公开号 CN 101601590A

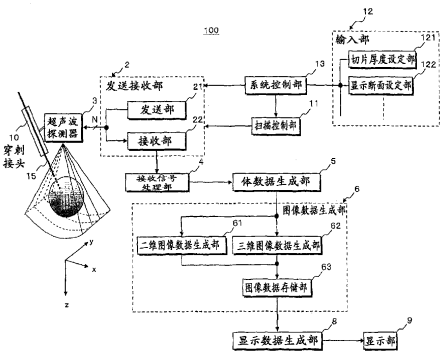
[22] 申请日 2009.5.6  
[21] 申请号 200910137898.6  
[30] 优先权  
[32] 2008. 6. 9 [33] JP [31] 2008 - 150569  
[71] 申请人 株式会社东芝  
地址 日本东京都  
共同申请人 东芝医疗系统株式会社  
[72] 发明人 山形仁

[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 曲 瑞

权利要求书 3 页 说明书 22 页 附图 14 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。对包含患者的治疗对象部位的三维区域，以包含穿刺针的刺入方向的断面(穿刺断面)为基准，设定具有切片厚度(d1)的穿刺针扫描区域(R1)。接下来，在与穿刺断面大致垂直的y方向上，设定与穿刺针扫描区域(R1)邻接的具有切片厚度(d2)的两个治疗对象扫描区域(R2)(R21 以及 R22)。然后，根据通过使用了超声波的第1三维扫描取得的穿刺针扫描区域(R1)中的体数据和通过以比第1三维扫描低的体速率进行的第2三维扫描取得的治疗对象扫描区域(R2)中的体数据，进行以穿刺支援为目的的图像数据的生成。



1. 一种超声波图像取得装置，该超声波图像取得装置根据通过针对使用了穿刺针的检查或治疗的对象部位的超声波的三维扫描得到的体数据，生成图像数据，其特征在于，具备：

扫描控制部，设定包含上述穿刺针对上述对象部位的刺入方向的第1三维扫描区域和与上述第1三维扫描区域邻接的一个或多个第2三维扫描区域，对针对上述第1三维扫描区域以及上述第2三维扫描区域的三维扫描进行控制；

体数据生成部，根据通过上述三维扫描从上述第1三维扫描区域以及上述第2三维扫描区域得到的接收信号，生成体数据；

图像数据生成部，通过对上述体数据进行处理而生成图像数据；以及

显示部，显示上述图像数据，

其中，上述扫描控制部进行用于以比上述第2三维扫描区域高的体速率对上述第1三维扫描区域进行三维扫描的控制。

2. 一种超声波图像取得装置，该超声波图像取得装置根据通过针对使用了穿刺针的检查或治疗的对象部位的超声波的三维扫描得到的体数据，生成图像数据，其特征在于，具备：

扫描控制部，设定包含上述穿刺针对上述对象部位的刺入方向的第1三维扫描区域和与上述第1三维扫描区域邻接的一个或多个第2三维扫描区域，对针对上述第1三维扫描区域以及上述第2三维扫描区域的三维扫描进行控制；

体数据生成部，根据通过上述三维扫描从上述第1三维扫描区域以及上述第2三维扫描区域得到的接收信号，生成体数据；

图像数据生成部，通过对上述体数据进行处理而生成图像数据；以及

显示部，显示上述图像数据，

其中，上述扫描控制部进行用于以比上述第2三维扫描区域高的

扫描线密度对上述第 1 三维扫描区域进行扫描的控制。

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, 上述扫描控制部以比上述第 2 三维扫描区域高的体速率, 进行用于对上述第 1 三维扫描区域进行三维扫描的控制, 并且以比上述第 2 三维扫描区域高的扫描线密度, 进行用于对上述第 1 三维扫描区域进行扫描的控制。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波图像取得装置, 其特征在于, 上述扫描控制部将以包含上述穿刺针的刺入方向的穿刺断面为基准的规定切片厚度的穿刺针扫描区域设定为上述第 1 三维扫描区域, 将在上述穿刺断面的法线方向上与上述穿刺针扫描区域邻接的规定切片厚度的治疗对象扫描区域设定为上述第 2 三维扫描区域。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波图像取得装置, 其特征在于, 上述图像数据生成部通过对在上述第 1 三维扫描区域中取得的体数据、或在上述第 1 三维扫描区域和上述第 2 三维扫描区域中取得的体数据进行处理, 生成 MPR 图像数据、薄层 MPR 图像数据、薄层 MIP 图像数据以及三维图像数据中的至少某一个。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波图像取得装置, 其特征在于, 上述图像数据生成部通过针对包含上述穿刺针的刺入方向的穿刺断面的法线方向计算在上述第 1 三维扫描区域中取得的上述体数据的平均体素值, 生成上述薄层 MPR 图像数据。

7. 根据权利要求 5 所述的超声波图像取得装置, 其特征在于, 上述图像数据生成部通过针对包含上述穿刺针的刺入方向的穿刺断面的法线方向抽取在上述第 1 三维扫描区域中取得的上述体数据的最大体素值, 生成上述薄层 MIP 图像数据。

8. 根据权利要求 5 所述的超声波图像取得装置, 其特征在于, 上述图像数据生成部合成在上述第 1 三维扫描区域中取得的体数据和在上述第 2 三维扫描区域中取得的体数据, 上述图像数据生成部通过对上述合成的体数据进行绘制处理而生成上述三维图像数据。

9. 根据权利要求 5 所述的超声波图像取得装置, 其特征在于,

上述图像数据生成部合成在上述第 1 三维扫描区域中取得的体数据和在上述第 2 三维扫描区域中取得的体数据，上述图像数据生成部通过抽取上述合成的体数据的规定断面中的体素值而生成上述 MPR 图像数据。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波图像取得装置，其特征在于，还具备使用上述薄层 MPR 图像数据或上述薄层 MIP 图像数据对上述合成的体数据设定显示断面的显示断面设定部，

上述图像数据生成部抽取上述合成的体数据的上述显示断面中的体素值而生成上述 MPR 图像数据。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波图像取得装置，其特征在于，上述显示断面设定部设定与包含上述穿刺针的刺入方向的薄层断面正交的一个或多个上述 MPR 断面。

## 超声波图像取得装置

### 技术领域

本发明涉及生成用于支援使用了穿刺针的治疗、检查的图像数据的超声波图像取得装置。

### 背景技术

作为三大疾病之一的癌疾病的死亡率逐年增加,从而强烈期望针对该癌疾病的早期诊断以及治疗。例如,肝癌的比例在癌疾病中占据大约 10%,并且其数量有增加的倾向。另一方面,超声波图像取得装置、MRI 装置以及 X 射线 CT 装置等医用图像诊断装置的技术进步显著,医用图像诊断装置在以上述肝癌为首的各种癌疾病的早期发现中变得不可或缺。

特别,利用组合了高速旋转螺旋扫描(helical scan)和 64 列等多列检测器的 X 射线 CT 装置的三维摄像法得到了实用化。另外,由于倾斜磁场系统、高频磁场系统以及 RF 线圈系统的性能提高,利用可以高速摄像的 MRI 装置的三维摄像法得到了实用化。通过观察根据这些三维摄像法得到的体绘制(volume rendering)图像数据等,其诊断能力比以往的二维摄像法显著提高。

另一方面,超声波图像取得装置可以通过仅使超声波探测器接触到体表面的简单的操作,来实现基于二维图像数据的实时观测。而且,开发出了通过使用一维地排列了振动元件的超声波探测器,并使振动元件机械地摇动,而实时地取得三维的 B 模式图像数据、彩色多普勒(color Doppler)图像数据的方法。另外,开发出了利用二维地排列了振动元件的所谓二维阵列探测器来实时地取得三维的 B 模式图像数据、彩色多普勒图像数据的方法。

另外,作为上述的肝癌的治疗法,一般进行(a)肝动脉内抗癌

剂注入疗法、(b)肝动脉塞栓术(transcatheter arterial embolization, TAE)、(c)低侵袭治疗法、(d)开腹手术等。近年来,过程简单而且对患者的负担少的低侵袭治疗法得到了特别关注。在该低侵袭治疗法中,有 PEIT(经皮乙醇注入技术, Percutaneous Ethanol Injection Technique)、微波烧灼法(microwave ablation)。在观察实时显示的图像的情况下,进行向患者插入这些治疗法中使用的穿刺针。

另外,近年来,作为烧灼治疗法之一, RFA(高频烧灼法: Radio Frequency Ablation(射频烧灼法))登上了历史舞台,并已经开始临床应用。在该 RFA 中作为单一针的 Cool Tip、多个展开针的 RITA 被用作穿刺针。通常,在观察图像的情况从体表面经皮肤向肿瘤插入穿刺针,但也可以在观察利用腹腔镜(laparoscope)的肝表面的情况下进行插入。另外,也可以在观察利用配置于肝表面的专用小型超声波探测器取得的超声波图像的情况下,插入穿刺针。

通过在利用超声波图像取得装置实时地取得的二维图像数据的观察下,进行上述的穿刺治疗,其治疗效率和相对治疗的安全性大幅提高。而且,近年来,提出了在三维图像的观察下进行的各种穿刺治疗法(例如日本特开 2007-125169 号公报、日本特开 2007-215672 号公报)。

根据在利用超声波图像取得装置实时地取得的三维图像数据的观察下进行穿刺治疗的以往技术的方法,可以三维地掌握穿刺针的刺入方向、前端部位置等。因此,与在二维图像数据的观察下进行的穿刺治疗的情况相比,可以进一步提高穿刺针相对治疗对象部位的插入精度。

但是,难以取得同时满足高的空间分辨率和高的时间分辨率(实时性)的表示宽范围的三维图像数据。因此,在上述以往技术的方法中,取得表示包含肝癌等的比较宽的治疗对象部位的图像数据和表示对该治疗对象部位刺入的穿刺针以及穿刺针的周边的图像数据的情况下,难以同时取得表示要求高的空间分辨率的治疗对象部位的图像数据、和表示为了追踪穿刺针前端部而要求高的时间分辨率和高的空

间分辨率的穿刺针以及穿刺针的周边的图像数据。

### 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,通过观察通过针对患者的超声波的三维扫描得到的图像数据而针对该患者刺入穿刺针的情况下,可以大致同时取得表示治疗对象脏器的图像数据和时间分辨率比该图像数据更高的表示穿刺针以及穿刺针的周边的图像数据。

本发明的第一方面提供一种超声波图像取得装置,该超声波图像取得装置根据通过针对使用了穿刺针的检查或治疗的对象部位的超声波的三维扫描得到的体数据,生成图像数据,其特征在于,具备:扫描控制部,设定包含上述穿刺针对上述对象部位的刺入方向的第1三维扫描区域和与上述第1三维扫描区域邻接的一个或多个第2三维扫描区域,对针对上述第1三维扫描区域以及上述第2三维扫描区域的三维扫描进行控制;体数据生成部,根据通过上述三维扫描从上述第1三维扫描区域以及上述第2三维扫描区域得到的接收信号,生成体数据;图像数据生成部,通过对上述体数据进行处理而生成图像数据;以及显示部,显示上述图像数据,其中,上述扫描控制部进行用于以比上述第2三维扫描区域高的体速率对上述第1三维扫描区域进行三维扫描的控制。

根据该第一方面的发明,在通过超声波的三维扫描得到的图像数据的观察下针对该患者刺入穿刺针时,可以大致同时取得表示治疗对象脏器的图像数据和时间分辨率比该图像数据良好的表示穿刺针以及穿刺针的周边的图像数据。因此,易于针对检查对象脏器或治疗对象脏器的期望位置正确地刺入穿刺针。由此,使用了穿刺针的检查或治疗中的安全性、效率提高,可以减轻针对操作者、患者的负担。

另外,本发明的第二方面提供一种超声波图像取得装置,该超声波图像取得装置根据通过针对使用了穿刺针的检查或治疗的对象部位的超声波的三维扫描得到的体数据,生成图像数据,其特征在于,

具备：扫描控制部，设定包含上述穿刺针对上述对象部位的刺入方向的第1三维扫描区域和与上述第1三维扫描区域邻接的一个或多个第2三维扫描区域，对针对上述第1三维扫描区域以及上述第2三维扫描区域的三维扫描进行控制；体数据生成部，根据通过上述三维扫描从上述第1三维扫描区域以及上述第2三维扫描区域得到的接收信号，生成体数据；图像数据生成部，通过对上述体数据进行处理而生成图像数据；以及显示部，显示上述图像数据，其中，上述扫描控制部进行用于以比上述第2三维扫描区域高的扫描线密度对上述第1三维扫描区域进行扫描的控制。

#### 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2是示出本实施方式的超声波图像取得装置具备的发送接收部的框图。

图3是示出本实施方式的超声波探测器中的坐标与发送接收方向的关系的图。

图4是示出本实施方式的治疗对象扫描区域以及穿刺针扫描区域的图。

图5是示出本实施方式的超声波图像取得装置具备的接收信号处理部的框图。

图6是示出本实施方式的超声波图像取得装置具备的体数据生成部以及图像数据生成部的框图。

图7A是示出生成了图像数据的断面的图。

图7B是示出由本实施方式的显示数据生成部生成的显示用数据的具体例子的图。

图8是示出本实施方式的针对穿刺针扫描区域以及治疗对象扫描区域的三维扫描的顺序、和体数据的更新定时的时序图。

图9是示出在本实施方式的超声波图像取得装置中以穿刺支援为目的的图像数据的生成以及图像的显示的步骤的流程图。



图 10A 是示出在本实施方式中设定的治疗对象扫描区域以及穿刺针扫描区域的变型例的图。

图 10B 是示出由本实施方式的显示数据生成部生成的显示用数据的具体例子的图。

图 11A 是示出本实施方式的针对穿刺针扫描区域以及治疗对象扫描区域的三维扫描的顺序的变型例的图。

图 11B 是示出本实施方式的针对穿刺针扫描区域以及治疗对象扫描区域的三维扫描的顺序的变型例的图。

图 12 是示出本实施方式的超声波图像取得装置具备的与扇区扫描 (sector scan) 对应的超声波探测器中的振动元件的排列的图。

图 13 是示出穿刺针扫描区域和治疗对象扫描区域中的超声波的扫描线密度的图。

图 14 是示出本实施方式的超声波图像取得装置具备的与凸型扫描 (convex scan) 对应或与线形对应的超声波探测器中的振动元件的排列的图。

### 具体实施方式

以下,参照附图,对本发明的实施方式的超声波图像取得装置进行说明。

在以下叙述的本发明的实施方式中,对包含患者的治疗对象部位的三维区域,首先,以包含沿着超声波探测器中安装的穿刺接头 (adapter) 的针导向器 (needle guide) 刺入的穿刺针的刺入方向的断面 (以下有时称为“穿刺断面”) 为基础,设定具有规定切片厚度的穿刺针扫描区域。接下来,在与穿刺断面大致垂直的 y 方向 (法线方向) 上,设定与穿刺针扫描区域邻接的规定切片厚度的治疗对象扫描区域。然后,根据通过使用了超声波的第 1 三维扫描取得的穿刺针扫描区域中的体数据、和表示通过以比第 1 三维扫描低的体速率 (volume rate) 进行的第 2 三维扫描取得的治疗对象扫描区域的体数据,生成以穿刺支援为目的的图像数据。

另外，在以下，对支援使用了穿刺针的治疗（穿刺治疗）的超声波图像取得装置进行叙述，但也可以是支援使用了穿刺针的检查和超声波图像取得装置。

#### （装置的结构）

使用图 1 至图 8 对本实施方式的超声波图像取得装置进行说明。其中，图 1 是示出超声波图像取得装置的整体结构的框图。另外，图 2、图 5 以及图 6 是示出本超声波图像取得装置具备的发送接收部、接收信号处理部以及体数据生成部/图像数据生成部的具体结构的框图。

图 1 所示的本实施方式的超声波图像取得装置 100 具备超声波探测器 3、发送接收部 2、接收信号处理部 4 和体数据生成部 5。超声波探测器 3 具备多个振动元件。多个振动元件对包含患者的治疗对象部位的三维区域发送超声波脉冲（发送超声波），将从治疗对象部位得到的超声波反射波（接收超声波）变换为电信号（接收信号）。发送接收部 2 向超声波探测器 3 的振动元件供给用于对三维区域的规定方向发送超声波脉冲的驱动信号，对从这些振动元件得到的多个通道的接收信号进行整相相加（phasing addition）。接收信号处理部 4 通过对整相相加后的接收信号进行处理，生成 B 模式数据或彩色多普勒数据。体数据生成部 5 通过与超声波的发送接收方向对应地排列通过针对治疗对象部位的三维扫描得到的 B 模式数据或彩色多普勒数据，而生成三维数据（体数据）。

另外，超声波诊断装置 100 具备图像数据生成部 6、显示数据生成部 8、显示部 9、穿刺接头 10、扫描控制部 11、输入部 12 和系统控制部 13。

图像数据生成部 6 根据上述体数据生成 MPR（Multi - Planar - Reconstruction，多平面重构）图像数据、MIP（Maximum Intensity Projection，最大强度投影）图像数据等二维图像数据、体绘制图像数据等三维图像数据。

显示数据生成部 8 使用上述各种图像数据生成显示用数据。

显示部 9 显示由显示数据生成部 8 生成的显示用数据。

穿刺接头 10 为了引导穿刺针 15 的刺入方向而安装于超声波探测器 3 中。

扫描控制部 11 对该治疗对象部位设定包含穿刺针 15 的刺入方向的穿刺针扫描区域和与该穿刺针扫描区域邻接的两个治疗对象扫描区域，对针对这些扫描区域的超声波的三维扫描进行控制。

输入部 12 进行患者信息的输入、体数据生成条件的设定、图像数据生成条件的设定、图像数据显示条件的设定、针对穿刺针扫描区域以及治疗对象扫描区域的切片厚度的设定、针对体数据的显示断面的设定、后述的薄层 (slab) MPR 图像数据或薄层 MIP 图像数据的薄层厚度的设定和各种指令信号的输入等。

系统控制部 13 对超声波图像取得装置 100 具备的上述各单元总体地进行控制。

以下，对本实施方式的超声波图像取得装置 100 具备的各单元的具体例子进行说明。

图 1 的超声波探测器 3 在其前端部具有二维地排列的未图示的 N 个振动元件，这些振动元件分别经由 N 通道的多芯电缆与发送接收部 2 的输入输出端子连接。振动元件是电声变换元件，具有在超声波的发送时将电脉冲（驱动信号）变换为超声波脉冲（发送超声波），在超声波的接收时将超声波反射波（接收超声波）变换为电的接收信号的功能。另外，穿刺接头 10 例如安装于超声波探测器 3 的侧面。穿刺接头 10 具备对穿刺针 15 针对治疗对象部位的刺入方向进行引导的未图示的针导向器。即，通过沿着适合于穿刺治疗的穿刺接头 10 的针导向器刺入穿刺针 15，可以容易地设定包含该穿刺针 15 的刺入方向的穿刺针扫描区域。

另外，对于超声波探测器 3，有与扇区扫描对应的超声波探测器、与线性扫描对应的超声波探测器以及与凸型扫描对应的超声波探测器等。操作者可以根据诊断部位选择任意的超声波探测器。在本实施方式中，对使用了二维地配列有 N 个振动元件的扇区扫描用的超声波

探测器 3 的情况进行叙述。

接下来, 图 2 所示的发送接收部 2 具备发送部 21 和接收部 22。发送部 21 向设置于超声波探测器 3 中的  $N$  个振动元件供给用于对患者发射发送超声波的驱动信号。接收部 22 对从振动元件得到的  $N$  通道的接收信号进行整相相加(与相位对应地相加)。

发送部 21 具备速率脉冲(rate pulse)发生器 211、发送延迟电路 212 和驱动电路 213。速率脉冲发生器 211 通过对从系统控制部 13 供给的基准信号进行分频, 而生成用于决定发送超声波的反复周期的速率脉冲。发送延迟电路 212 具备  $N$  通道的独立的延迟电路。发送延迟电路 212 为了在发送中得到细的波束宽度, 而向上述速率脉冲提供用于将发送超声波会聚到规定的深度的延迟时间(会聚用延迟时间)和用于向规定的发送接收方向( $\theta_p$ 、 $\phi_q$ )发射发送超声波的延迟时间(偏转用延迟时间)。然后,  $N$  通道的独立的驱动电路 213 根据上述速率脉冲, 生成用于驱动内置于超声波探测器 3 中的  $N$  个振动元件的驱动脉冲。

另一方面, 接收器 22 具备具有  $N$  通道的前置放大器 221、A/D 变换器 222 以及接收延迟电路 223 和加法器 224。前置放大器 221 通过对利用上述振动元件变换为电信号的微小的接收信号进行放大而确保充分的 S/N。在该前置放大器 221 中放大的  $N$  通道的接收信号通过 A/D 变换器 222 变换为数字信号。

接收延迟电路 223 对从 A/D 变换器 222 输出的  $N$  通道的接收信号分别提供用于会聚来自规定深度的超声波反射波的会聚用延迟时间和用于对规定的发送接收方向( $\theta_p$ 、 $\phi_q$ )设定强的接收指向性的偏转用延迟时间。加法器 224 对从这些接收延迟电路 223 供给的接收信号进行加法计算而进行合成。即, 通过接收延迟电路 223 和加法器 224, 从规定方向得到的接收信号被整相相加。

图 3 示出针对将超声波探测器 3 的中心轴设为  $z$  轴的正交坐标系( $x-y-z$ )的超声波的发送接收方向( $\theta_p$ 、 $\phi_q$ )的关系。例如, 在  $x$  轴方向以及  $y$  轴方向上二维地排列了  $N$  个振动元件的情况下, 角度

$\theta_p$  表示向  $x-z$  平面投影的发送接收方向, 角度  $\phi_q$  表示向  $y-z$  平面投影的发送接收方向。于是, 利用从扫描控制部 11 供给的扫描控制信号, 对发送部 21 的发送延迟电路 212 和接收部 22 的接收延迟电路 223 中的延迟时间进行控制, 以不同的频率反复进行针对各穿刺针扫描区域以及治疗对象扫描区域的三维扫描。

接下来, 使用图 4 说明对该患者的三维区域设定的穿刺针扫描区域以及治疗对象扫描区域。

在该情况下, 对包含治疗对象部位 150 的三维区域, 首先, 将包含沿着未图示的针导向器刺入的穿刺针 15 的刺入方向的切片厚度  $d_1$  的区域设定为穿刺针扫描区域  $R_1$ 。接下来, 在与穿刺针扫描区域  $R_1$  的中心断面 (薄层 (slab) 断面) 大致垂直的  $y$  方向上, 设定与穿刺针扫描区域  $R_1$  邻接的具有切片厚度  $d_2$  的两个治疗对象扫描区域  $R_2$  (治疗对象扫描区域  $R_{21}$  以及  $R_{22}$ )。

具体而言, 在通过针对穿刺针扫描区域  $R_1$  的三维扫描而取得的图像数据 (例如后述的二维图像数据、三维图像数据) 的观察下, 在患者的体表面上调整超声波探测器 3 的位置、方向, 以使治疗对象部位 150 的穿刺位置与穿刺针 15 的插入方向一致。通过这些调整, 设定针对治疗对象部位 150 的穿刺针扫描区域  $R_1$ 。

然后, 在上述针对穿刺针扫描区域  $R_1$  和治疗对象扫描区域  $R_2$  的三维扫描时, 在对治疗对象部位 150 插入了穿刺针 15 的穿刺针扫描区域  $R_1$  中, 以比治疗对象扫描区域  $R_2$  高的体速率 (时间分辨率) 进行三维扫描。

接下来, 图 5 所示的接收信号处理部 4 具备 B 模式数据生成部 41、多普勒信号检测部 42 和彩色多普勒数据生成部 43。B 模式数据生成部 41 通过对从接收部 22 的加法器 224 输出的接收信号进行信号处理, 生成 B 模式数据。多普勒信号检测部 42 通过对上述接收信号进行正交检波 (quadrature detection) 而检测多普勒信号。彩色多普勒数据生成部 43 根据所检测出的多普勒信号, 生成反映了血管内的血流信息的彩色多普勒数据。

B 模式数据生成部 41 具备包络线检波器 411 和对数变换器 412。包络线检波器 411 对从接收部 22 的加法器 224 供给的整相相加后的接收信号的包络线进行检波。对数变换器 412 通过对检波出包络线后的接收信号进行对数变换,生成 B 模式数据。但是,也可以切换顺序而构成包络线检波器 411 和对数变换器 412。

多普勒信号检测部 42 具备  $\pi/2$  移相器 421、混频器 422-1 以及 422-2、LPF (低通滤波器, Low Pass Filter) 423-1 以及 423-2。多普勒信号检测部 42 通过对从接收部 22 的加法器 224 供给的接收信号进行正交检波,从而检测多普勒信号。

彩色多普勒数据生成部 43 具备多普勒信号存储电路 431、MTI 滤波器 432 和自相关运算器 433。多普勒信号存储电路 431 临时保存由多普勒信号检测部 42 检测出的多普勒信号。MTI 滤波器 432 排除该多普勒信号中包含的由生物体组织等的移动引起的多普勒信号分量(杂波分量),而抽取血流引起的多普勒信号分量。自相关运算器 433 对所抽取的多普勒信号分量进行自相关运算,使用根据该运算结果得到的特性值(例如血流的平均速度值、分散值、能量(power)值),生成彩色多普勒数据。

接下来,使用图 6 对图 1 所示的体数据生成部 5 以及图像数据生成部 6 的具体结构进行说明。体数据生成部 5 如图 6 所示具备 B 模式数据存储部 51、彩色多普勒数据存储部 52、内插处理部 53 以及体数据存储部 54。

在 B 模式数据存储部 51 中,将超声波的发送接收方向作为附加信息而保存接收信号处理部 4 的 B 模式数据生成部 41 根据通过针对该患者的穿刺针扫描区域 R1 和治疗对象扫描区域 R2 的三维扫描而得到的接收信号生成的 B 模式数据。同样地,在彩色多普勒数据存储部 52 中,将上述发送接收方向作为附加信息而保存接收信号处理部 4 的彩色多普勒数据生成部 43 根据上述接收信号生成的彩色多普勒数据。

另一方面,内插处理部 53 通过与发送接收方向对应地排列从 B

模式数据存储部 51 中读出的多个 B 模式数据, 形成穿刺针扫描区域 R1 和治疗对象扫描区域 R2 中的三维 B 模式数据。而且, 内插处理部 53 通过对构成这些三维 B 模式数据的不等间隔的体素 (voxel) 进行内插处理, 生成具有各向同性的体素的 B 模式体数据。

同样地, 内插处理部 53 通过与发送接收方向对应地排列从彩色多普勒数据存储部 52 中读出的多个彩色多普勒数据, 形成穿刺针扫描区域 R1 和治疗对象扫描区域 R2 中的三维彩色多普勒数据。而且, 内插处理部 53 通过对该三维彩色多普勒数据进行内插处理, 生成多普勒模式体数据。然后, 在穿刺针扫描区域 R1 以及治疗对象扫描区域 R2 中分别得到的这些体数据被临时保存到体数据存储部 54 中。

另外, 在本实施方式中, 以不同的频率分别反复进行针对穿刺针扫描区域 R1 以及治疗对象扫描区域 R2 的三维扫描。利用此时取得的最新的体数据, 更新已经取得的同一扫描区域中的旧的体数据。在后面对该更新进行详细叙述。

图像数据生成部 6 具备二维图像数据生成部 61 和三维图像数据生成部 62。另外, 二维图像数据生成部 61 具备 MPR 图像数据生成部 611 和 MIP 图像数据生成部 612。

而且, MPR 图像数据生成部 611 根据从体数据生成部 5 的体数据存储部 54 供给的穿刺针扫描区域 R1 以及治疗对象扫描区域 R2 中的体数据、和利用输入部 12 设定的显示断面信息, 进行两种显示图像即 MPR 图像数据或薄层 MPR 图像数据的生成。

在该情况下, MPR 图像数据是通过对所设定的显示断面上的体素值或附近的体素值进行内插而生成的图像数据, 且是将其厚度视为零的图像数据。另外, 薄层 MPR 图像数据是对上述 MPR 图像数据设定了规定的厚度 (薄层厚度), 且将在穿刺针扫描区域 R1 和治疗对象扫描区域 R2 中的体数据中设定的显示断面作为中心, 并根据该显示断面的法线方向上所处的上述薄层厚度内的多个体素值的平均值生成的图像数据。

另一方面, MIP 图像数据生成部 612 根据穿刺针扫描区域 R1 以

及治疗对象扫描区域 R2、和输入部 12 设定的显示断面信息，生成薄层 MIP 图像数据。在该情况下，薄层 MIP 图像数据是将在穿刺针扫描区域 R1 和治疗对象扫描区域 R2 中的体数据中设定的显示断面作为中心，并根据该显示断面的法线方向上所处的上述薄层厚度内的多个体素值的最大值生成的图像数据。

三维图像数据生成部 62 具备不透明度/色调设定部 621 和绘制处理部 622。不透明度/色调设定部 621 根据从体数据生成部 5 的体数据存储部 54 供给的穿刺针扫描区域 R1 和治疗对象扫描区域 R2 中的体数据的体素值，设定不透明度和色调等。

另一方面，绘制处理部 622 通过根据不透明度/色调设定部 621 设定的不透明度和色调等的信息，对上述体数据进行绘制处理，从而生成体绘制图像数据、表面绘制图像数据等三维图像数据。然后，在二维图像数据生成部 61 中生成的 MPR 图像数据、薄层 MPR 图像数据以及薄层 MIP 图像数据等二维图像数据、在三维图像数据生成部 62 中生成的三维图像数据被保存到图像数据存储部 63 中。

返回到图 1，对显示数据生成部 8 进行说明。显示数据生成部 8 通过对由图像数据生成部 6 的二维图像数据生成部 61 生成的薄层 MPR 图像数据（或者薄层 MIP 图像数据）以及 MPR 图像数据、和由三维图像数据生成部 62 生成的三维图像数据，进行基于规定显示格式的坐标变换和合成，而且重叠患者信息等附加信息，而生成显示用数据。另一方面，显示部 9 具备未图示的变换电路和监视器。变换电路对由显示数据生成部 8 生成的上述显示用数据进行 D/A 变换和电视格式变换后显示在上述监视器上。

图 7A 以及图 7B 是用于说明由显示数据生成部 8 生成并在显示部 9 中显示的显示用数据的具体例子的图。其中，此处将作为具体例子而显示的二维图像数据设为 MPR 图像数据。图 7A 例如示出生成了与 y 方向大致垂直的 MPR 图像数据的穿刺针扫描区域 R1 的显示断面 m1、生成了与 z 方向大致垂直的 MPR 图像数据的穿刺针扫描区域 R1 以及治疗对象扫描区域 R2 的显示断面 2、生成了与 x 方向大致



垂直的 MPR 图像数据的穿刺针扫描区域 R1 以及治疗对象扫描区域 R2 的显示断面 m3。

另一方面，在图 7B 所示的区域 (b-1) 中，示出图像数据生成部 6 的二维图像数据生成部 61 针对图 7A 所示的显示断面 m1 生成的薄层 MPR 图像数据 D1。另外，在区域 (b-2) 中，示出二维图像数据生成部 61 针对显示断面 m2 生成的 MPR 图像数据 D2。另外，在区域 (b-3) 中，示出二维图像数据生成部 61 针对显示断面 m3 生成的 MPR 图像数据 D3。另外，在区域 (b-4) 中，示出三维图像数据生成部 62 根据穿刺针扫描区域 R1 和治疗对象扫描区域 R2 中的体数据生成的三维图像数据 D4。在区域 (b-1) 中示出的 MPR 图像数据 D1 中，重叠了表示利用输入部 12 设定的 MPR 图像数据 D2 的断面位置的光标 Ka、和表示 MPR 图像数据 D3 的断面位置的光标 Kb。然后，显示数据生成部 8 通过根据规定显示格式合成 MPR 图像数据 D1、MPR 图像数据 D2、MPR 图像数据 D3 以及三维图像数据 D4，而生成显示用数据。

即，观察显示在显示部 9 上的显示用数据中的 MPR 图像数据 D1 的操作者通过对输入部 12 具备的后述的显示断面设定部 122 进行操作，使重叠在 MPR 图像数据 D1 上的光标 Ka 和光标 Kb 移动到期望的位置，从而设定 MPR 图像数据的位置 (MPR 断面)。然后，利用光标 Ka 设定的显示断面 m2 中的 MPR 图像数据 D2 和利用光标 Kb 设定的显示断面 m3 中的 MPR 图像数据 D3 分别显示在图 7B 所示的区域 (b-2) 以及区域 (b-3) 中。

另外，在图 7A 以及图 7B 中，对使用了根据穿刺针扫描区域 R1 中的体数据生成的与 y 方向大致垂直的 MPR 图像数据的显示断面的设定方法进行了叙述，但也可以代替 MPR 图像数据而使用薄层 MPR 图像数据或薄层 MIP 图像数据来进行 MPR 断面的设定。

另一方面，图 1 所示的扫描控制部 11 根据在输入部 12 中设定的穿刺针扫描区域 R1 的切片厚度 d1 和治疗对象扫描区域 R2 的切片厚度 d2，对该治疗对象部位 150 设定穿刺针扫描区域 R1 和治疗对象扫

描区域 R2 (参照图 4), 进行用于按照规定的顺序反复针对这些扫描区域的三维扫描的控制。

接下来, 使用图 8 对在扫描控制部 11 的控制下进行的针对穿刺针扫描区域 R1 以及治疗对象扫描区域 R2 的三维扫描的具体例子进行说明。

图 8 是示出针对穿刺针扫描区域 R1 和两个治疗对象扫描区域 R2 (即治疗对象扫描区域 R21 以及 R22) 的三维扫描的顺序、和与这些三维扫描相伴的体数据的更新定时的时序图。图中的记号  $\nabla$  表示治疗对象扫描区域 R2 中的体数据的更新定时。记号  $\blacktriangledown$  表示穿刺针扫描区域 R1 中的体数据的更新定时。

例如, 在期间 ( $t_{10} - t_{11}$ ) 中, 依次进行针对治疗对象扫描区域 R21、穿刺针扫描区域 R1 以及治疗对象扫描区域 R22 的三维扫描。然后, 根据此时得到的接收信号, 进行各个扫描区域中的体数据的生成 (更新), 而且使用该体数据进行二维图像数据以及三维图像数据的生成和显示 (参照图 7)。

接下来, 在期间 ( $t_{11} - t_{12}$ ) 中进行针对穿刺针扫描区域 R1 的三维扫描, 使用此时得到的体数据, 更新在期间 ( $t_{10} - t_{11}$ ) 中取得的穿刺针扫描区域 R1 中的体数据。然后, 通过同样的步骤进行使用了在期间 ( $t_{10} - t_{11}$ ) 中取得的治疗对象扫描区域 R21 以及 R22 中的体数据和在期间 ( $t_{11} - t_{12}$ ) 中更新的穿刺针扫描区域 R1 中的体数据的二维图像数据以及三维图像数据的生成和显示。

同样地, 通过期间 ( $t_{12} - t_{13}$ )、期间 ( $t_{13} - t_{14}$ ) 以及期间 ( $t_{14} - t_{20}$ ) 中的针对穿刺针扫描区域 R1 的三维扫描, 依次更新该穿刺针扫描区域 R1 中的体数据。然后, 反复进行使用了在期间 ( $t_{10} - t_{11}$ ) 中取得的治疗对象扫描区域 R21 以及 R22 中的体数据和在上述各期间更新的穿刺针扫描区域 R1 中的体数据的二维图像数据以及三维图像数据的生成和显示。

然后, 在期间 ( $t_{20} - t_{30}$ )、期间 ( $t_{30} - t_{40}$ ) ... 中也按照同样的步骤反复期间 ( $t_{10} - t_{20}$ ) 中的上述三维扫描和图像数据的生成以

及显示。通过进行这样的扫描方法，以比治疗对象扫描区域 R2 高的频率（帧速率（frame rate））更新穿刺针扫描区域 R1 中的体数据。因此，可以以良好的时间分辨率观察向治疗对象部位 150 刺入的穿刺针 15 的状态。

接下来，图 1 所示的输入部 12 是具备显示面板、键盘、各种开关、选择按钮、鼠标等输入设备的交互性的接口。输入部 12 具备切片厚度设定部 121 和显示断面设定部 122。切片厚度设定部 121 设定穿刺针扫描区域 R1 的切片厚度 d1 和治疗对象扫描区域 R2 的切片厚度 d2。显示断面设定部 122 对 MPR 图像数据、薄层 MPR 图像数据、或薄层 MIP 图像数据设定显示断面。而且，使用上述显示面板、输入设备，进行患者信息的输入、体数据生成条件的设定、图像数据生成条件的设定、图像数据显示条件的设定以及各种指令信号的输入等。

系统控制部 13 具备未图示的 CPU（Central Processing Unit，中央处理单元）和存储电路。在存储电路中，保存有利用输入部 12 的各单元输入/设定的上述各种信息。于是，上述 CPU 根据上述输入信息以及设定信息，对超声波图像取得装置 100 的各单元进行控制，而进行图像数据的生成和显示。

（图像数据的生成/显示步骤）

接下来，参照图 9 所示的流程图和已经示出的图 8 的时序图，对本实施方式中的以穿刺支援为目的的图像数据的生成/显示步骤进行说明。另外，在此也对作为穿刺针扫描区域 R1 的显示断面 m1 中的二维图像数据生成 MPR 图像数据的情况进行叙述，但也可以生成薄层 MPR 图像数据、通常的薄层 MIP 图像数据。

在以穿刺支援为目的的图像数据的生成之前，超声波图像取得装置 100 的操作者在输入部 12 中进行了患者信息的输入、体数据生成条件的设定、图像数据生成条件的设定、图像数据显示条件的设定、穿刺针扫描区域 R1 的切片厚度 d1 的设定、以及治疗对象扫描区域 R2 的切片厚度 d2 的设定等之后，将超声波探测器 3 配置到患者的体

表面上，并输入以扫描区域以及显示断面的设定为目的的第一图像数据生成开始指令（图9的步骤S1）。

经由系统控制部13接收到第一图像数据生成开始指令的扫描控制部11设定包含穿刺针15的刺入方向的具有切片厚度d1的穿刺针扫描区域R1和与该穿刺针扫描区域R1邻接的具有切片厚度d2的两个治疗对象扫描区域R2（治疗对象扫描区域R21以及R22）（参照图4）。而且，扫描控制部11对发送接收部2的发送延迟电路212和接收延迟电路223中的延迟时间进行控制，而开始针对穿刺针扫描区域R1的三维扫描。

另一方面，操作者在通过针对穿刺针扫描区域R1的三维扫描而生成的MPR图像数据的观察下，在患者的体表面上调整超声波探测器3的位置、方向。通过在上述MPR图像数据上重叠显示的表示穿刺针15的刺入方向的穿刺标记与治疗对象部位150的刺入位置一致的状态下，固定超声波探测器3的位置、方向，而对该治疗对象部位150设定上述穿刺针扫描区域R1和治疗对象扫描区域R2（图9的步骤S2）。

而且，操作者通过使用输入部12的显示断面设定部122，使重叠显示在上述MPR图像数据上的光标Ka和光标Kb移动到期望位置（参照图7），而对治疗对象部位150设定显示断面m2和显示断面m3（图9的步骤S3）。

如果针对治疗对象部位150的穿刺针扫描区域R1以及治疗对象扫描区域R2的设定和显示断面m2以及m3的设定结束，则操作者在输入部12中输入以治疗支援为目的的第二图像数据生成开始指令。经由系统控制部13接收到第二图像数据生成开始指令的扫描控制部11对发送接收部2的发送延迟电路212和接收延迟电路223中的延迟时间进行控制。例如，扫描控制部11在图8的期间（t10 - t11）中依次进行针对治疗对象扫描区域R21、穿刺针扫描区域R1以及治疗对象扫描区域R22的三维扫描（图9的步骤S4）。

另一方面，体数据生成部5根据通过上述三维扫描得到的接收信

号,生成穿刺针扫描区域 R1 和治疗对象扫描区域 R2 中的体数据(图 9 的步骤 S5)。

图像数据生成部 6 通过对这些体数据进行处理,生成穿刺针扫描区域 R1 的显示断面 m1 中的 MPR 图像数据 D1、穿刺针扫描区域 R1 以及治疗对象扫描区域 R2 中设定的显示断面 m2 中的 MPR 图像数据 D2、穿刺针扫描区域 R1 以及治疗对象扫描区域 R2 中设定的显示断面 m3 中的 MPR 图像数据 D3、穿刺针扫描区域 R1 以及治疗对象扫描区域 R2 中的三维图像数据 D4(图 9 的步骤 S6)。

接下来,显示数据生成部 8 使用这些图像数据生成显示用数据,并显示在显示部 9 的监视器上(图 9 的步骤 S7)。

接下来,扫描控制部 11 在期间( $t_{11} - t_{12}$ )中,对发送延迟电路 212 和接收延迟电路 223 中的延迟时间进行控制,而进行针对穿刺针扫描区域 R1 的三维扫描(图 9 的步骤 S8),使用此时新得到的体数据,更新在期间( $t_{10} - t_{11}$ )中取得的穿刺针扫描区域 R1 中的体数据(图 9 的步骤 S5)。

然后,通过同样的步骤进行使用了在期间( $t_{10} - t_{11}$ )中取得的治疗对象扫描区域 R2 中的体数据和在期间( $t_{11} - t_{12}$ )中更新的穿刺针扫描区域 R1 中的体数据的二维图像数据以及三维图像数据的生成和显示(图 9 的步骤 S6 以及步骤 S7)。

同样地,通过期间( $t_{12} - t_{13}$ )、期间( $t_{13} - t_{14}$ )、期间( $t_{14} - t_{20}$ )中的穿刺针扫描区域 R1 的三维扫描,依次更新该穿刺针扫描区域 R1 中的体数据。然后,进行使用了在期间( $t_{10} - t_{11}$ )中取得的治疗对象扫描区域 R2 中的体数据和在上述各期间中更新的穿刺针扫描区域 R1 中的体数据的二维图像数据以及三维图像数据的生成和显示(图 9 的步骤 S5 至步骤 S8)。

而且,在期间( $t_{20} - t_{30}$ )、期间( $t_{30} - t_{40}$ )...中也反复进行与期间( $t_{10} - t_{20}$ )同样的三维扫描和图像数据的生成以及显示(图 9 的步骤 S4 至步骤 S8)。

根据以上叙述的本发明的实施方式,可以在通过超声波的三维扫

描得到的图像数据的观察下,针对该患者刺入穿刺针时,大致同时观察治疗对象扫描区域中的图像数据和时间分辨率比该图像数据高的穿刺针扫描区域中的图像数据。因此,针对治疗对象部位的穿刺针的正确刺入变得容易,穿刺治疗中的安全性、效率提高,针对操作者、患者的负担减轻。

特别,大致同时显示根据通过三维扫描取得的体数据生成的期望断面中的MPR图像数据、薄层MPR图像数据、或薄层MIP图像数据、三维图像数据,而且以高的体速率更新这些图像数据中的穿刺针扫描区域的信息,所以可以更正确地捕捉向治疗对象部位刺入的穿刺针的状态。

以上,对本发明的实施方式进行了叙述,但本发明不限于上述实施方式,而可以进行变形而实施。例如,在上述实施方式中,叙述了如图4所示,将包含穿刺针15的刺入方向的断面作为穿刺断面Sb,以该穿刺断面Sb为基准而设定具有规定的切片厚度的穿刺针扫描区域R1以及治疗对象扫描区域R2的情况。除此以外,也可以如图10A所示,以与穿刺针15的刺入方向大致垂直的断面为基准而设定穿刺针扫描区域R1,并设定在刺入方向上与穿刺针扫描区域R1邻接的两个治疗对象扫描区域R2。在该情况下,在图10B的区域(b-1)中示出的薄层MPR图像数据或薄层MIP图像数据中,向治疗对象部位150刺入的穿刺针15的位置被显示为点。因此,可以更正确地掌握针对治疗对象部位150的刺入位置。

另外,针对穿刺针扫描区域R1以及治疗对象扫描区域R2的三维扫描并不限于图8所示的方法,例如也可以是图11A以及图11B所示那样的方法。例如如图11A所示,对治疗对象扫描区域R2(治疗对象扫描区域R21以及R22)进行了一次扫描之后,对穿刺针扫描区域R1进行多次扫描,接下来对治疗对象扫描区域R2和穿刺针扫描区域R1进行扫描。这样,通过使针对穿刺针扫描区域R1的扫描的频率大于针对治疗对象扫描区域R2的扫描的频率,可以以更高的体速率对穿刺针扫描区域R1进行扫描。由此,可以生成时间分辨率

良好的穿刺针扫描区域 R1 中的图像数据。

另外，如图 11B 所示，按照治疗对象扫描区域 R21、穿刺针扫描区域 R1、治疗对象扫描区域 R22、穿刺针扫描区域 R1、...的顺序，对治疗对象扫描区域 R21（或治疗对象扫描区域 R22）和穿刺针扫描区域 R1 交替进行扫描。特别，根据图 11B 所示的方法，虽然无法大幅提高体速率，但以相等的时间间隔进行穿刺针扫描区域 R1 中的三维扫描。因此，可以利用通过该三维扫描取得的二维图像数据、三维图像数据来观察表示平滑的运动的穿刺针 15。

另外，在上述实施方式中，未特别提到穿刺针扫描区域 R1 和治疗对象扫描区域 R2 中的扫描线密度，但如已经叙述的那样，本发明的目的在于正确地捕捉向治疗对象部位 150 刺入的穿刺针 15 的状态。即，对显示出穿刺针 15 的穿刺针扫描区域 R1，要求时间分辨率和空间分辨率良好的二维图像数据、三维图像数据。因此，在扫描控制部 11 中，要求用于以比治疗对象扫描区域 R2 高的扫描线密度和体速率对穿刺针扫描区域 R1 进行三维扫描的控制。另外，上述的扫描线密度与体速率（即时间分辨率）一般处于矛盾关系，但通过将穿刺针扫描区域 R1 设定得较窄，可以容易地实现针对同时满足了这些要求的治疗对象部位 150 的三维扫描。

作为一个例子，参照图 12 和图 13 对将与扇区扫描对应的超声波探测器用作超声波探测器 3 时的空间分辨率的设定例子进行说明。在图 12 的俯视图中，示出了与扇区扫描对应的超声波探测器 3 中的振动元件 31 的排列。例如，在与扇区扫描对应的超声波探测器 3 中，具有同一形状以及同一大小的多个振动元件 31 在 x-y 平面中，以一定的间隔二维地排列。

在使用该与扇区扫描对应的超声波探测器 3 的情况下，扫描控制部 11 通过控制发送接收部 2，以比治疗对象扫描区域 R2 高的扫描线密度对穿刺针扫描区域 R1 进行三维扫描。例如如图 13 所示，扫描控制部 11 使穿刺针扫描区域 R1 中的扫描线 S 的密度（针对每单位体积的扫描线 S 的数量）高于治疗对象扫描区域 R2（治疗对象扫描区域

R21 以及 R22) 中的扫描线 S 的密度, 而对穿刺针扫描区域 R1 和治疗对象扫描区域 R2 进行三维扫描。通过这样提高穿刺针扫描区域 R1 中的扫描线 S 的密度来进行三维扫描, 可以生成空间分辨率良好的二维图像数据和三维图像数据等。

另外, 如上所述, 以按照图 8、图 11A 或图 11B 所示的时序图的定时, 执行针对穿刺针扫描区域 R1 以及治疗对象扫描区域 R2 的三维扫描和体数据的更新。这样, 通过按照图 8 等所示的时序图执行三维扫描和体数据的更新, 并且使穿刺针扫描区域 R1 中的扫描线密度高于治疗对象扫描区域 R2 而进行三维扫描, 可以生成时间分辨率和空间分辨率良好的穿刺针扫描区域 R1 中的二维图像数据、三维图像数据。

另外, 在将与凸型扫描对应或与线性扫描对应的超声波探测器用作超声波探测器 3 的情况下, 通过振动元件的排列, 提高穿刺针扫描区域 R1 中的空间分辨率。图 14 示出该振动元件的排列的一个例子。在图 14 的俯视图中, 示出与凸型扫描或与线性扫描对应的超声波探测器 3 中的振动元件 31 的排列。例如, 使与穿刺针扫描区域 R1 对应的位置处的振动元件 31 的密度 (针对每单位面积的振动元件 31 的数量) 高于与治疗对象扫描区域 R2 (治疗对象扫描区域 R21 以及 R22) 对应的位置处的振动元件 31 的密度 (针对每单位面积的振动元件 31 的数量), 而在二维  $x-y$  平面中二维地排列振动元件 31。作为一个例子, 在  $x-y$  平面中排列的多个振动元件 31 中, 使与穿刺针扫描区域 R1 对应的中央位置处的振动元件 31 的密度高于与和穿刺针扫描区域 R1 邻接的两个治疗对象扫描区域 R21 以及 R22 对应的位置处的振动元件 31 的密度, 而排列多个振动元件 31。另外, 在图 14 所示的例子中, 使与穿刺针扫描区域 R1 对应的位置处的振动元件 31 的大小小于与治疗对象扫描区域 R2 对应的位置处的振动元件 31 的大小, 而排列多个振动元件 31。

通过使用图 14 所示的与凸型扫描对应或与线性扫描对应的超声波探测器 3, 在振动元件 31 排列的密度高的穿刺针扫描区域 R1 中,



可以生成空间分辨率比治疗对象扫描区域 R2 还高的二维图像数据、三维图像数据。

另外,在使用了与凸型扫描对应或与线性扫描对应的超声波探测器 3 的情况下,也如上所述以按照图 8、图 11A 或图 11B 所示的时序图的定时,进行三维扫描和体数据的更新。这样,通过按照图 8 等所示的时序图执行三维扫描和体数据的更新,并且提高与穿刺针扫描区域 R1 对应的位置处的振动元件 31 的密度而进行三维扫描,可以生成时间分辨率和空间分辨率良好的穿刺针扫描区域 R1 中的二维图像数据、三维图像数据。

另外,在图 14 所示的例子中,提高了二维地排列的多个振动元件 31 中的中央区域中的振动元件 31 的密度(针对每单位面积的振动元件 31 的数量),但也可以与穿刺针扫描区域 R1 的位置对应地改变振动元件 31 的密度高的区域。例如,也可以提高二维地排列的多个振动元件 31 中的端部附近的区域中的振动元件 31 的密度。另外,在如图 14 所示提高了中央区域中的振动元件 31 的密度的情况下,也可以使超声波束偏转而进行发送接收,从而可以针对相对超声波探测器 3 具有角度的区域,生成空间分辨率良好的图像数据。

另外,在上述实施方式中,叙述了设定穿刺针扫描区域 R1、和与该穿刺针扫描区域 R1 邻接的两个治疗对象扫描区域 R21 以及 R22 的情况。除此以外,治疗对象扫描区域也可以是其中的某一个,并且治疗对象扫描区域 R21 以及 R22 也可以具有不同的切片厚度。而且,叙述了在输入部 12 的切片厚度设定部 121 中设定穿刺针扫描区域 R1 的切片厚度和治疗对象扫描区域 R21 以及 R22 的切片厚度的情况,但也可以使用在系统控制部 13 的存储电路等中预先保管的切片厚度的数据。

另外,叙述了使用 B 模式数据和彩色多普勒数据来生成体数据的情况,但也可以使用其中某一个或其他超声波数据来生成体数据。而且,叙述了支援穿刺治疗的超声波诊断,但也可以是支援使用了穿刺针 15 的检查和超声波图像取得装置。

另外，在图 7 中，叙述了使用 MPR 图像数据的显示断面的设定，但也可以代替 MPR 图像数据而使用薄层 MPR 图像数据、薄层 MIP 图像数据来进行显示断面的设定。

另外，在图 1 中，叙述了穿刺针被安装在穿刺接头中的情况，但即使在穿刺针未被安装于穿刺接头中的情况下，也可以在无针导向器的状态下一边观察穿刺针的图像一边运用本方案。另外，在图 6 所示的内插处理部 53 中，将不等间隔的体素内插于各向同性的体素中，但也可以在图像数据生成部 6 的二维图像数据生成部 61 或三维图像数据生成部 62 中进行该处理。

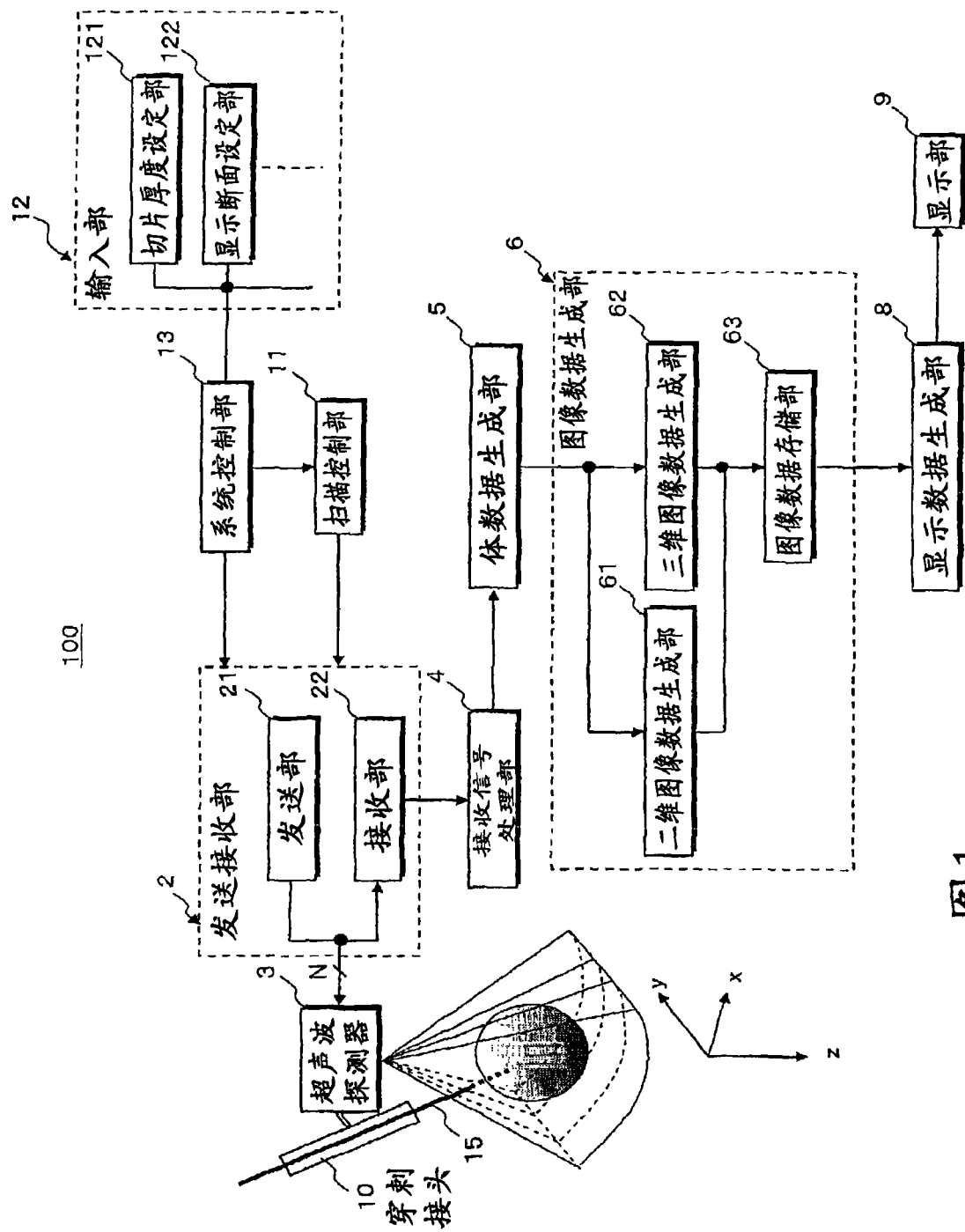


图1

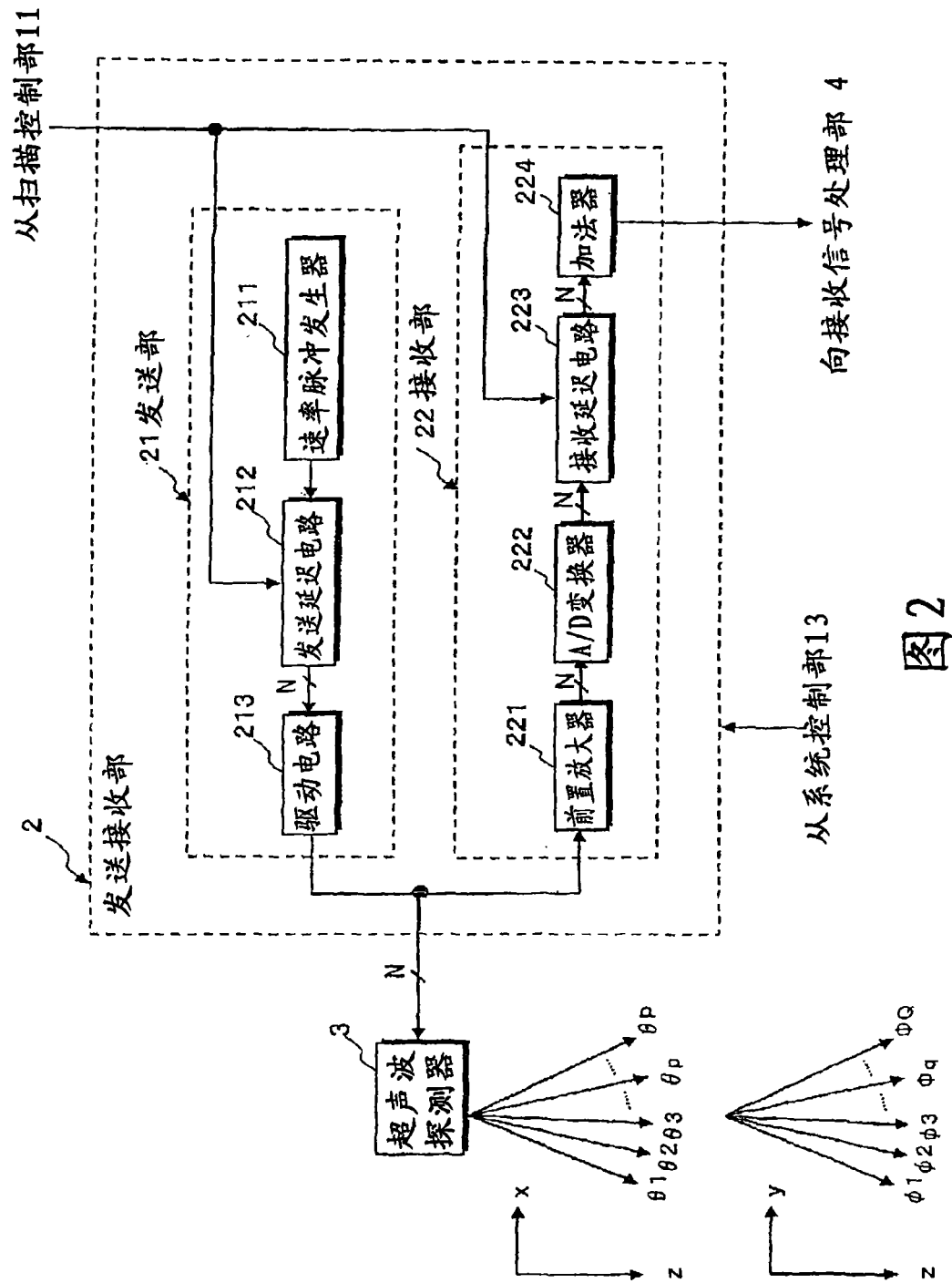


图2

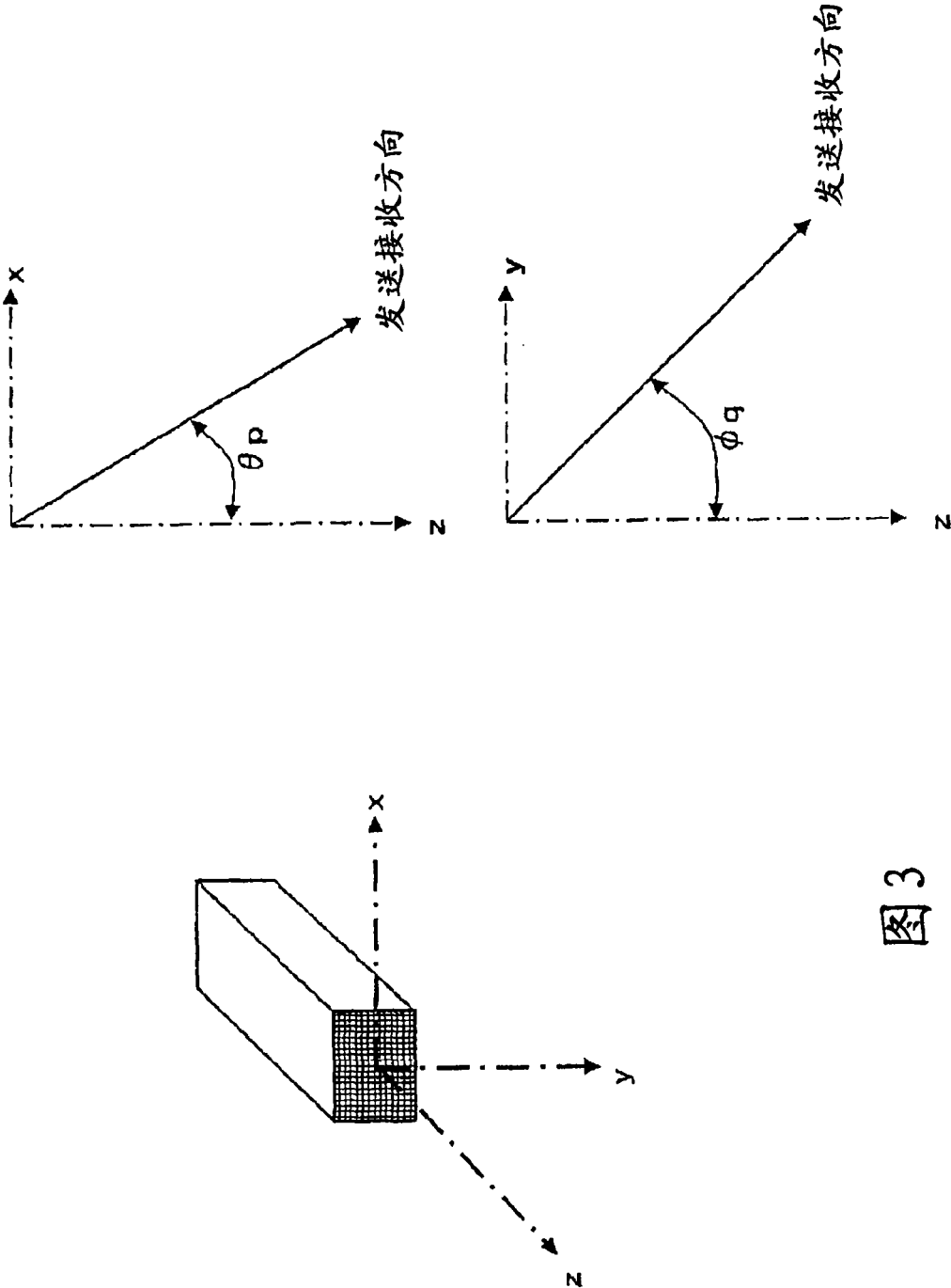


图3

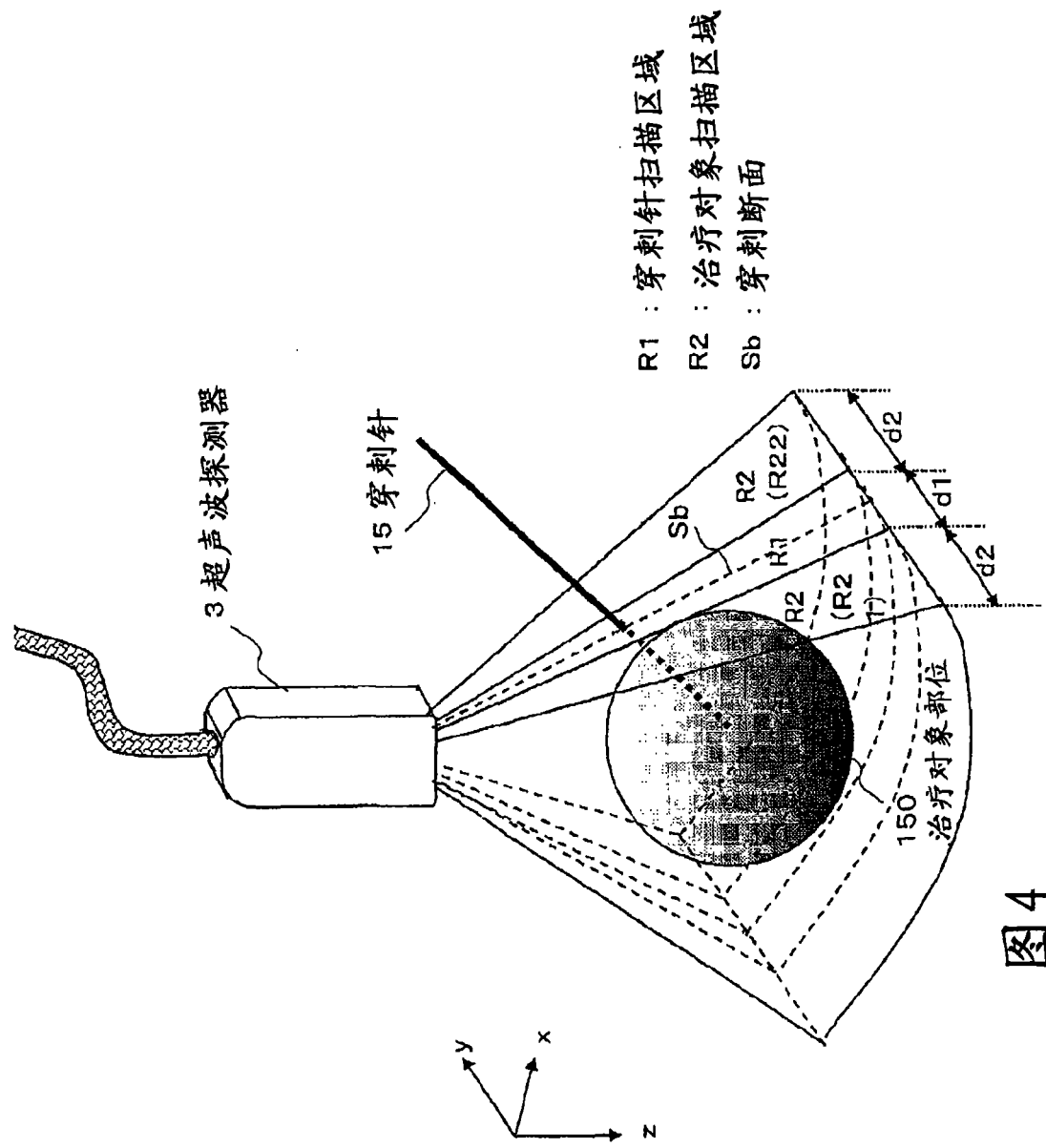


图4

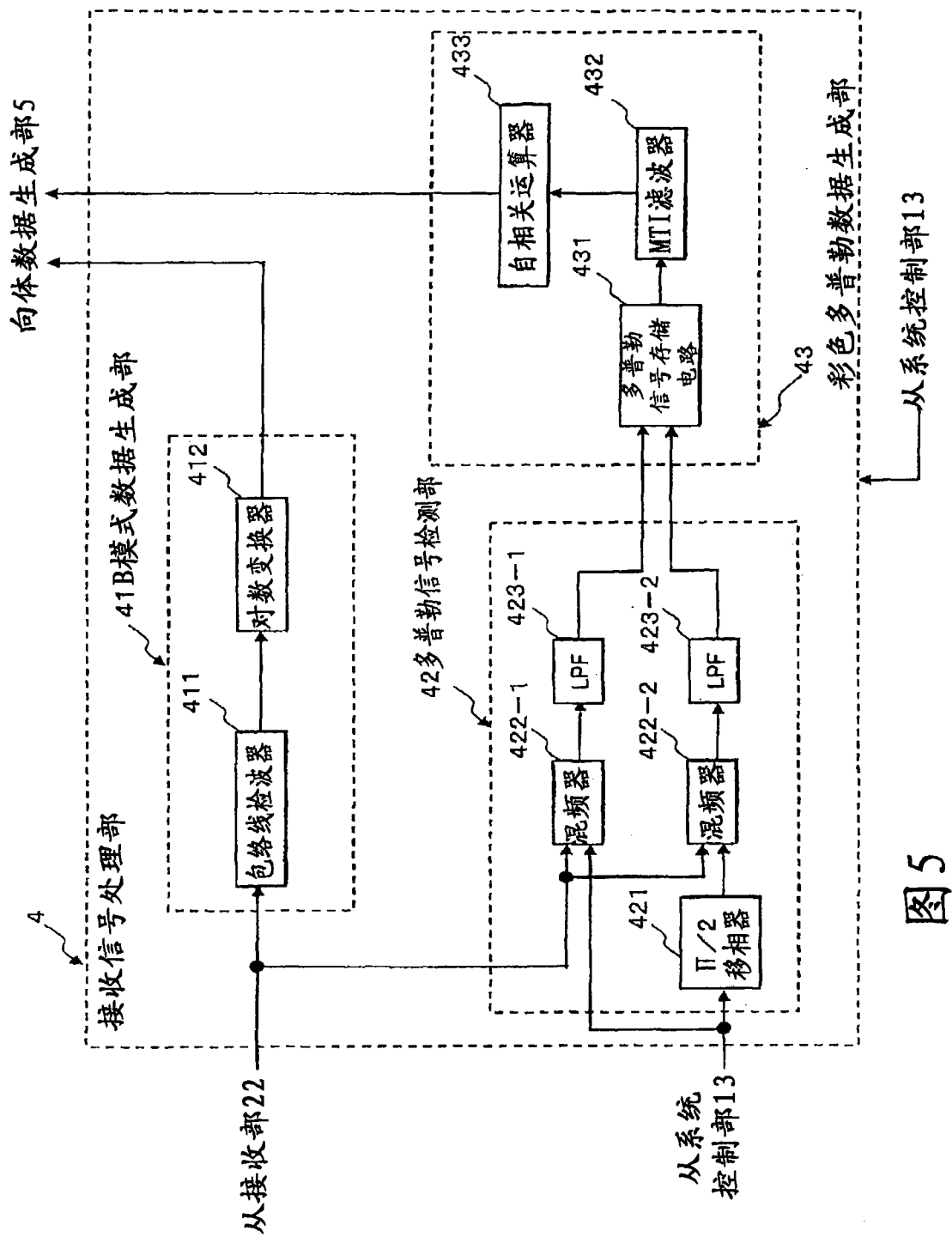


图5

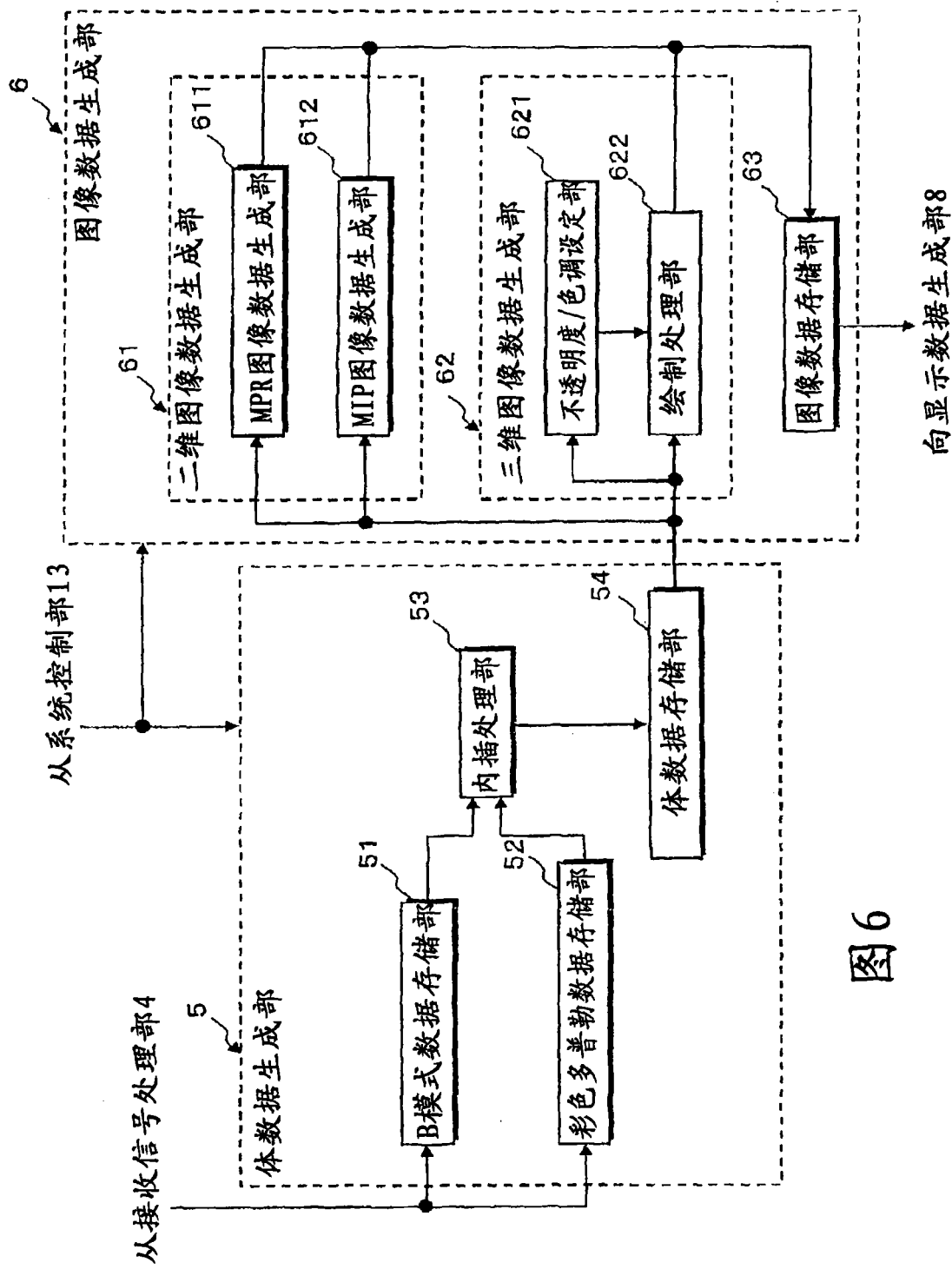


图6



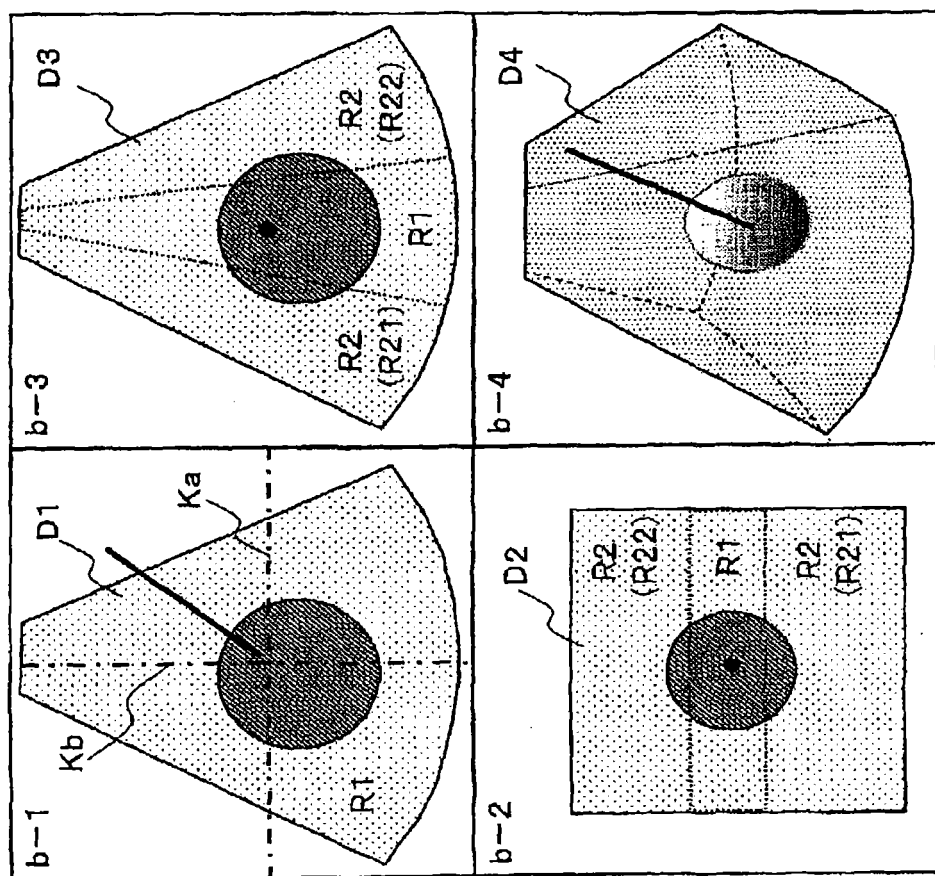


图7B

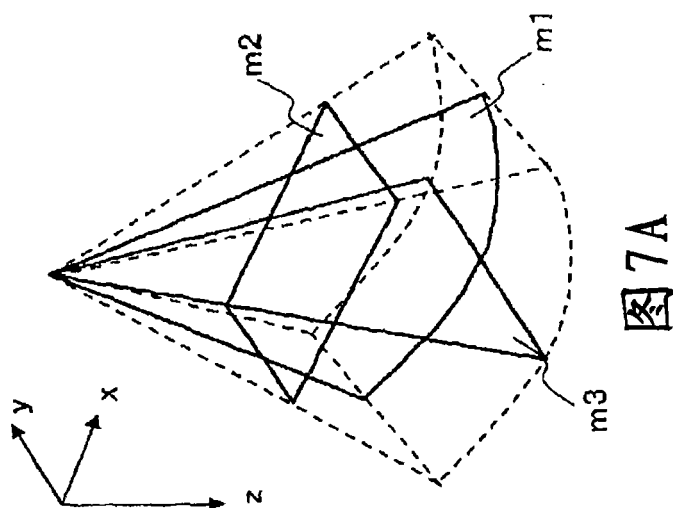
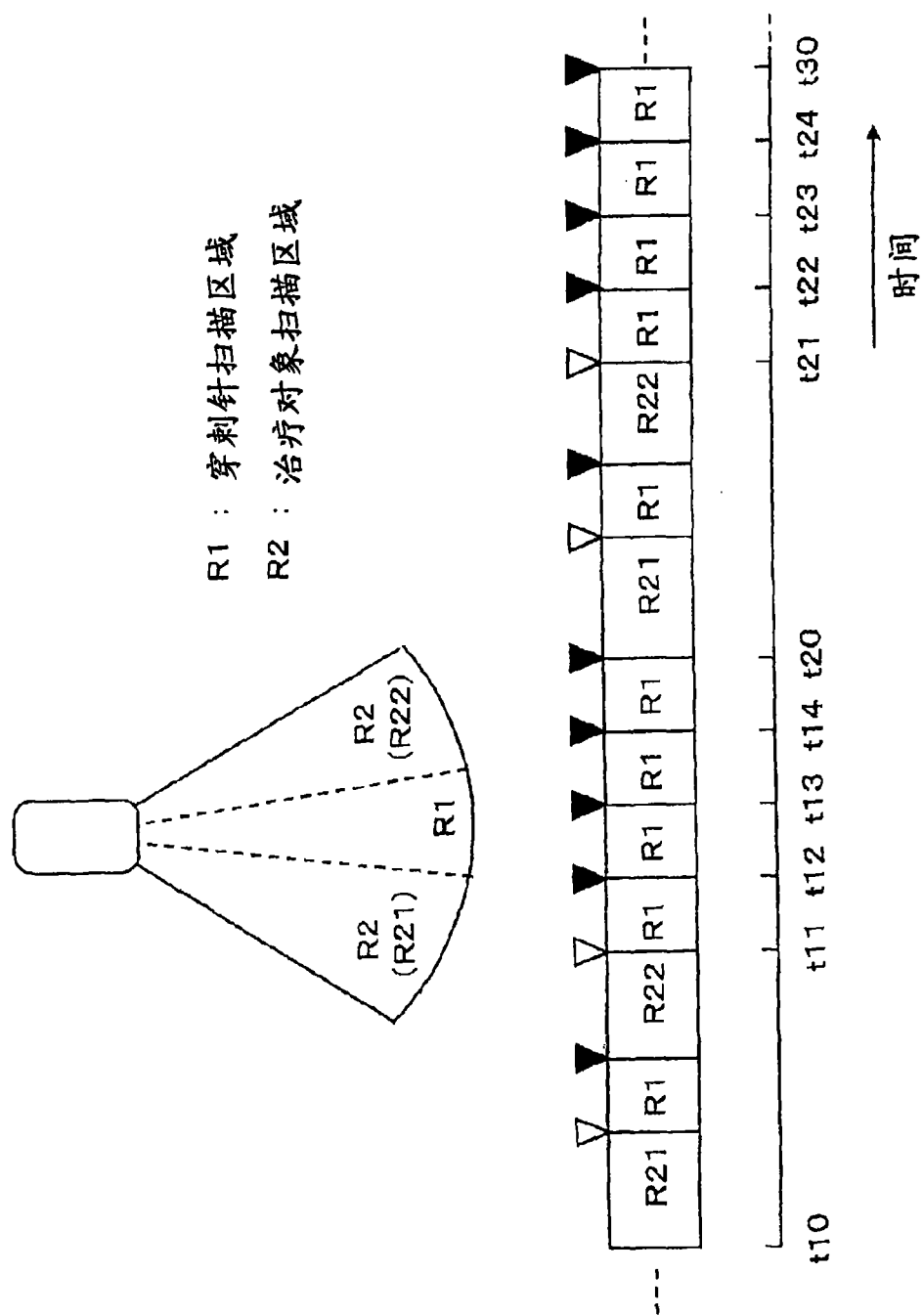


图7A



▼: 穿刺针扫描区域的体数据生成/更新定时

▽:治疗对象扫描区域的体数据生成/更新定时

8  
[X]

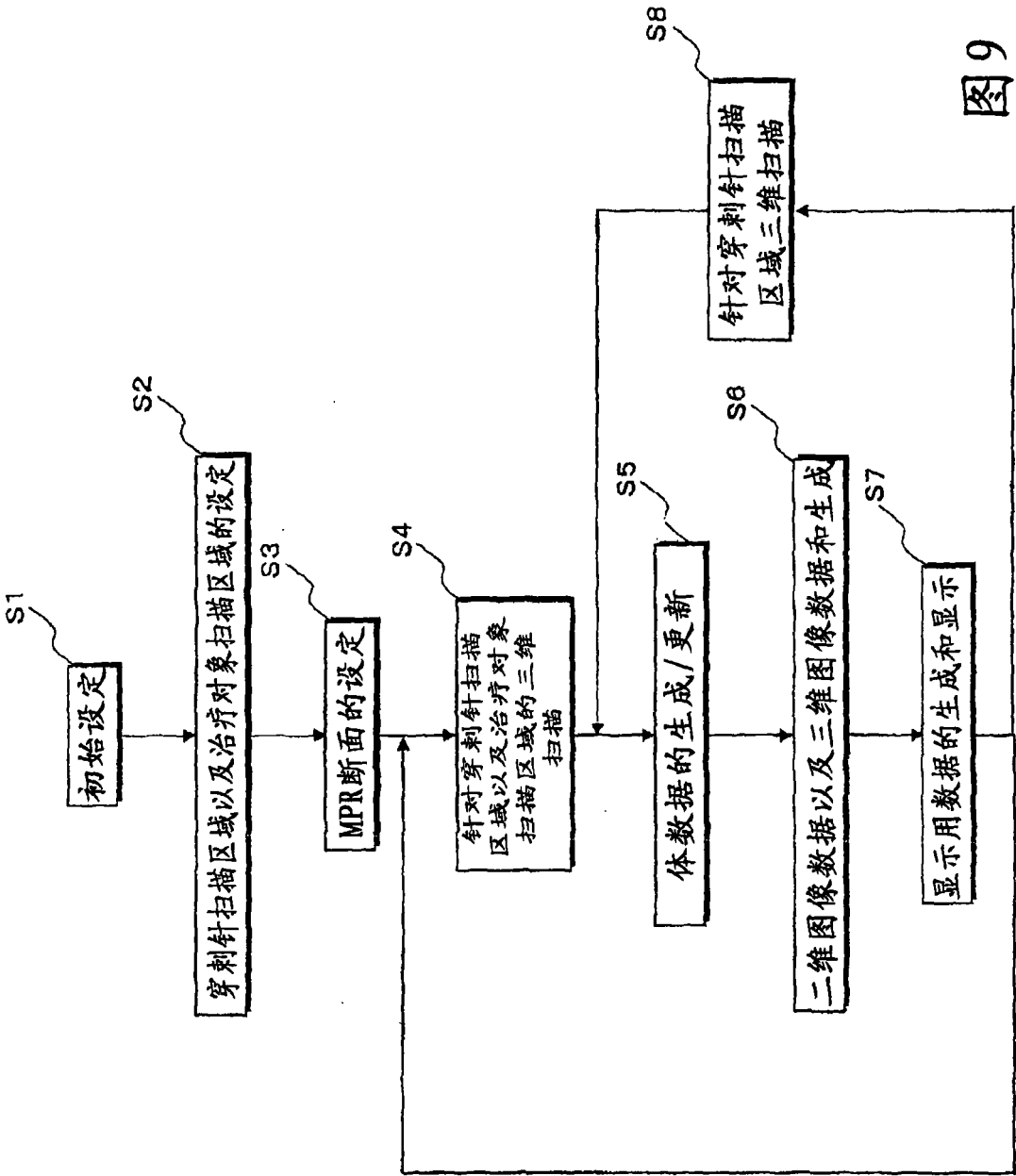


图9

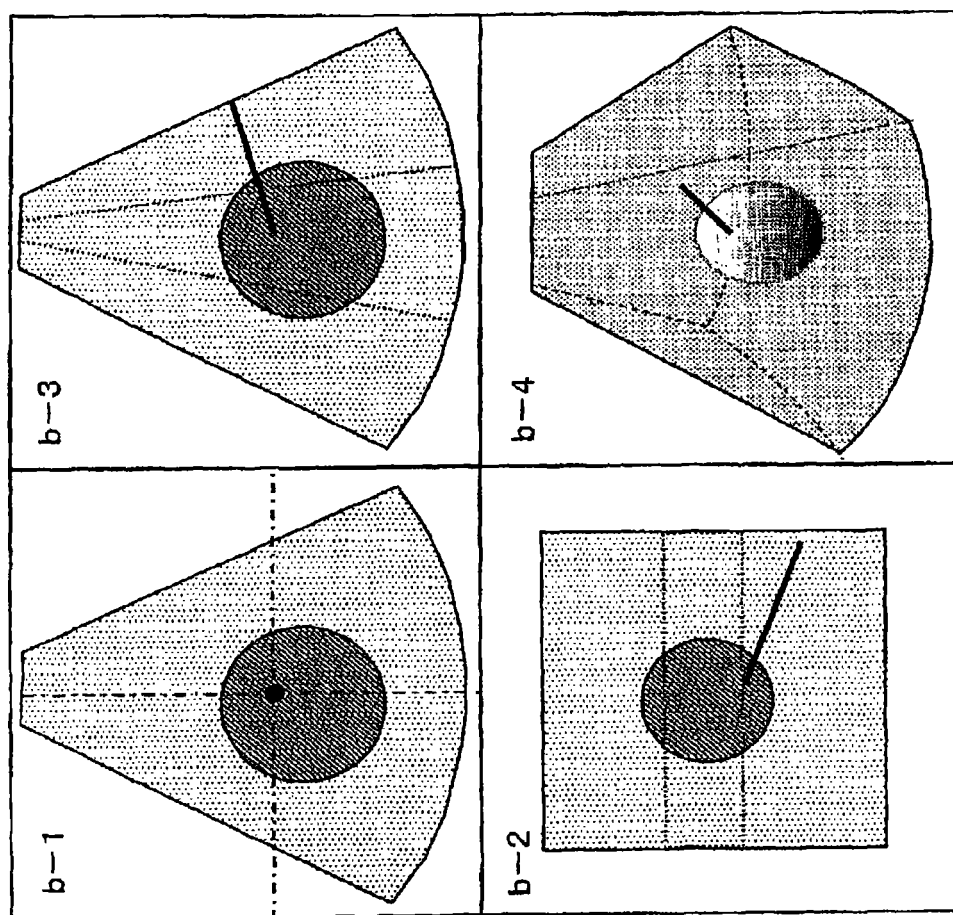


图10B

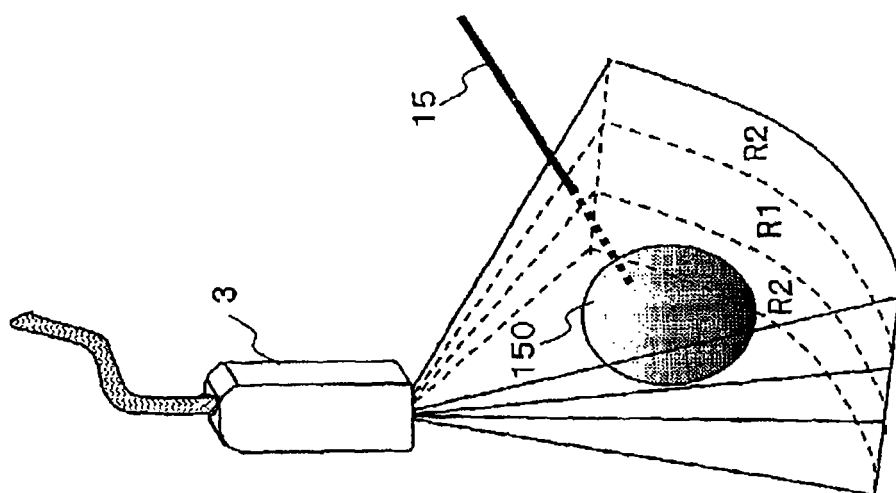


图10A

R1 : 穿刺针扫描区域  
R21、R22 : 治疗对象扫描区域

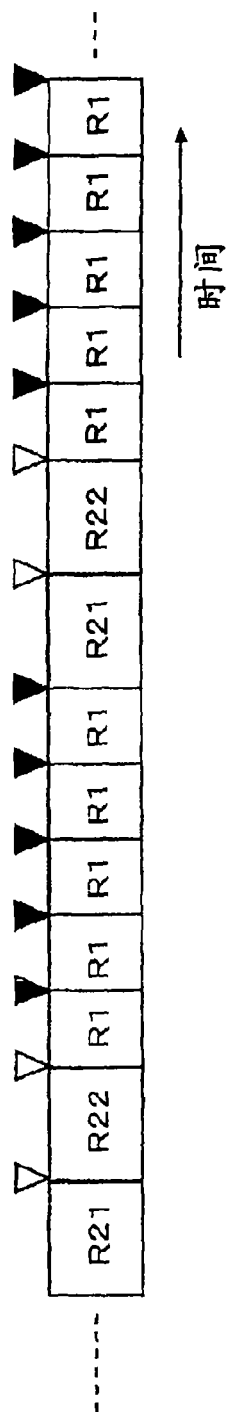
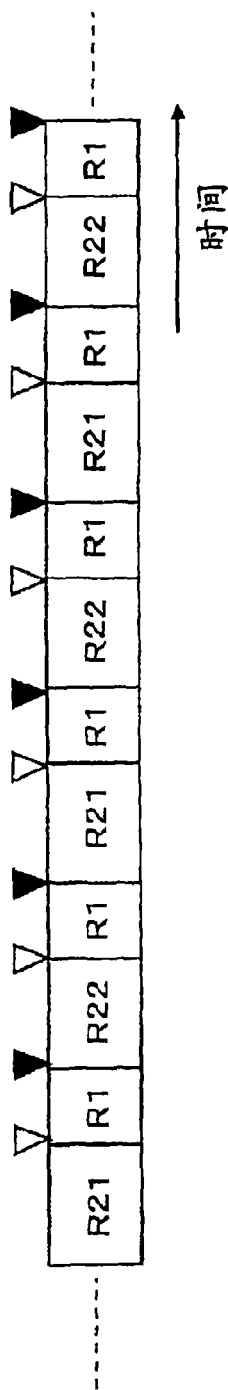


图 11A



▼:穿刺针扫描区域的体数据生成/更新定时  
▽:治疗对象扫描区域的体数据生成/更新定时

图 11B

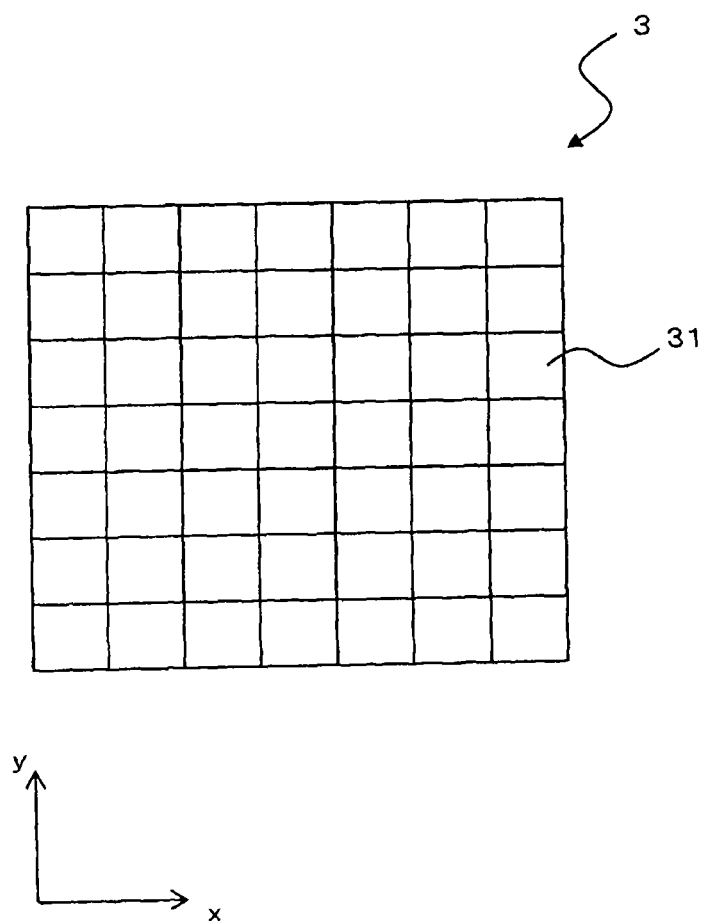


图12

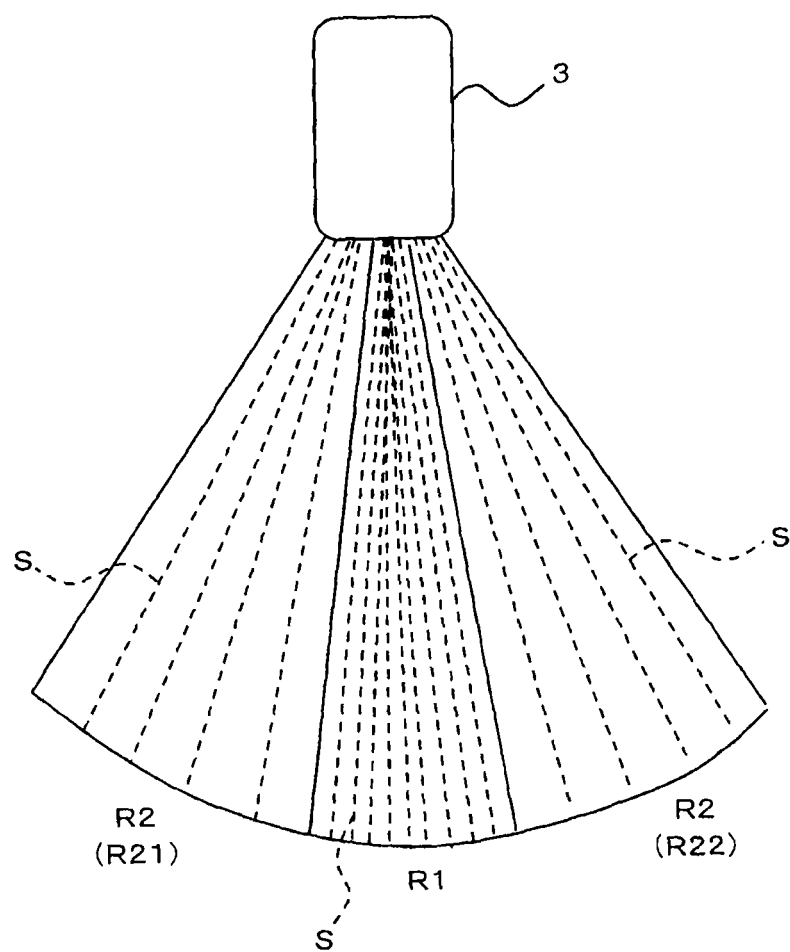


图13

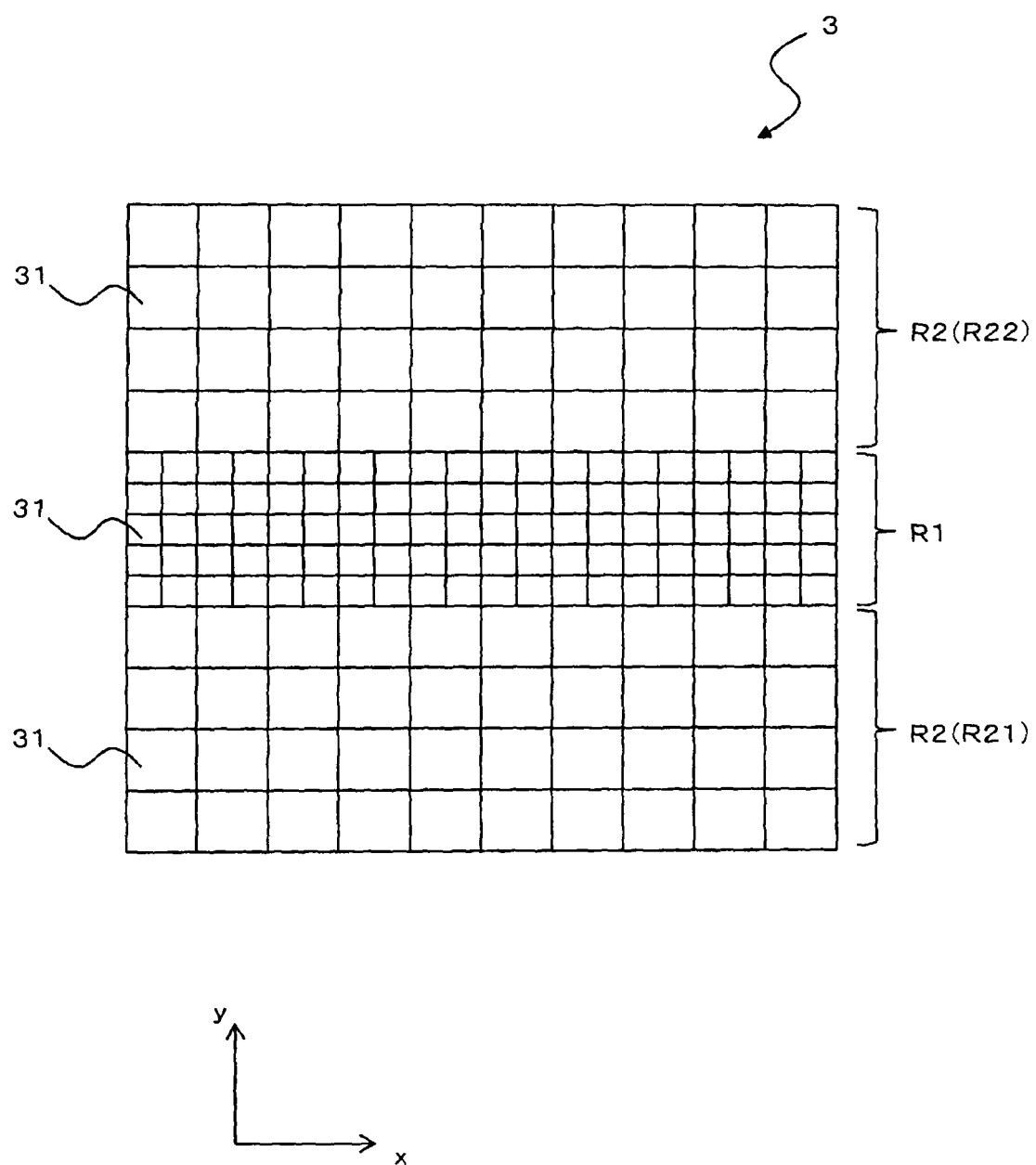


图14



专利名称(译)	超声波图像取得装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101601590A</a>	公开(公告)日	2009-12-16
申请号	CN200910137898.6	申请日	2009-05-06
[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	A61B8/14 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/483 G01S15/899 G01S7/52074 A61B8/523 A61B8/13 G01S7/52085 G01S7/52063 G01S15/8993 A61B8/06 G01S15/8925		
代理人(译)	曲瑞		
优先权	2008150569 2008-06-09 JP		
其他公开文献	CN101601590B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明提供一种超声波图像取得装置。对包含患者的治疗对象部位的三维区域，以包含穿刺针的刺入方向的断面(穿刺断面)为基准，设定具有切片厚度(d1)的穿刺针扫描区域(R1)。接下来，在与穿刺断面大致垂直的y方向上，设定与穿刺针扫描区域(R1)邻接的具有切片厚度(d2)的两个治疗对象扫描区域(R2)(R21以及R22)。然后，根据通过使用了超声波的第1三维扫描取得的穿刺针扫描区域(R1)中的体数据和通过以比第1三维扫描低的体速率进行的第2三维扫描取得的治疗对象扫描区域(R2)中的体数据，进行以穿刺支援为目的的图像数据的生成。

