



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101843502 A

(43) 申请公布日 2010.09.29

(21) 申请号 201010150728.4

(22) 申请日 2010.03.23

(30) 优先权数据

2009-070793 2009.03.23 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 市冈健一 鷺见笃司 掛江明弘

(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 11038

代理人 吕林红

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 17/34 (2006.01)

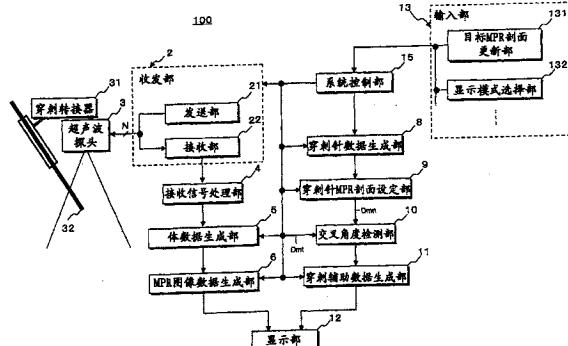
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 13 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及其穿刺辅助用控制方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置及其穿刺辅助用控制方法，即使在刺入患者体内的穿刺针进入预设方向以外的方向而与对象部位产生位置偏离的情况下，也能够正确且容易地把握穿刺针与对象部位的相对位置偏离。MPR 图像数据生成部对在包含对象部位的三维区域中收集的穿刺针刺入时的体数据设定规定的目标 MPR 剖面，生成目标图像数据。穿刺针 MPR 剖面设定部根据体数据生成表示穿刺针的位置和方向的穿刺针数据。交叉角度检测部检测上述目标 MPR 剖面与包含上述穿刺针数据的穿刺针 MPR 剖面的交叉角度。穿刺辅助数据生成部通过根据上述交叉角度对重叠了穿刺针数据的穿刺针图像数据和目标图像数据进行合成，生成穿刺辅助数据。



1. 一种超声波诊断装置,根据从包含对象部位的穿刺针刺入时的三维区域得到的体数据,生成穿刺辅助数据,其特征在于,具备:

穿刺针数据生成单元,对上述体数据进行处理,生成表示被刺入上述三维区域的穿刺针的位置和方向的穿刺针数据;

穿刺针 MPR 剖面设定单元,对上述体数据设定包含上述穿刺针数据的穿刺针 MPR 剖面;

交叉角度检测单元,检测对上述体数据设定的、包含上述对象部位的目标 MPR 剖面与上述穿刺针 MPR 剖面的交叉角度;

MPR 图像数据生成单元,生成上述体数据的上述目标 MPR 剖面上的目标图像数据以及上述穿刺针 MPR 剖面上的穿刺针图像数据;

穿刺辅助数据生成单元,通过根据上述交叉角度对上述目标图像数据和上述穿刺针图像数据进行合成,生成上述穿刺辅助数据;和

显示单元,显示上述穿刺辅助数据。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述穿刺辅助数据生成单元通过根据上述交叉角度对重叠了上述穿刺针数据的上述穿刺针图像数据和上述目标图像数据进行合成,生成上述穿刺辅助数据。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元根据上述交叉角度的大小,设定构成上述穿刺辅助数据的上述穿刺针图像数据或上述目标图像数据中的任意一个的透明度。

4. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元根据构成上述穿刺辅助数据的上述穿刺针图像数据相对于上述目标图像数据的位置关系,设定其色调。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述穿刺针 MPR 剖面设定单元设定与对上述体数据设定的包含上述对象部位的多个目标 MPR 剖面中的每一个相对应的多个穿刺针 MPR 剖面。

6. 一种超声波诊断装置,根据从包含对象部位的穿刺针刺入时的三维区域得到的体数据,生成穿刺辅助数据,其特征在于,具备:

MPR 图像数据生成单元,生成对上述体数据设定的、包含上述对象部位的目标 MPR 剖面的目标图像数据;

穿刺针数据生成单元,对上述体数据进行处理,生成表示被刺入上述三维区域的穿刺针的位置和方向的穿刺针数据;

投影数据生成单元,通过将上述穿刺针数据投影到上述目标 MPR 剖面,生成穿刺针投影数据;

穿刺辅助数据生成单元,通过在上述目标图像数据上重叠上述穿刺针投影数据,生成上述穿刺辅助数据;和

显示单元,显示上述穿刺辅助数据。

7. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元根据上述穿刺针数据相对于上述目标 MPR 剖面的位置关系,设定构成上述穿刺辅助数据的上述穿刺针投影数据的色调和透明度中的至少一个。

8. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述投影数据生成单元通过将上述穿刺针数据投影到对上述体数据设定的、包含上述对象部位的多个目标 MPR 剖面,生成多个穿刺针投影数据。

9. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述穿刺针数据生成单元根据通过对上述体数据的体素值与规定的阈值进行比较而提取的上述体数据的体素,生成上述穿刺针数据。

10. 一种超声波诊断装置的穿刺辅助用控制方法,其特征在于,

对从包含对象部位的穿刺针刺入时的三维区域得到的体数据进行处理,生成表示被刺入上述三维区域的穿刺针的位置和方向的穿刺针数据;

对上述体数据设定包含上述穿刺针数据的穿刺针 MPR 剖面;

检测对上述体数据设定的、包含上述对象部位的目标 MPR 剖面与上述穿刺针 MPR 剖面的交叉角度;

生成上述体数据的上述目标 MPR 剖面上的目标图像数据以及上述穿刺针 MPR 剖面上的穿刺针图像数据;

通过根据上述交叉角度对上述目标图像数据和上述穿刺针图像数据进行合成,生成上述穿刺辅助数据;

显示上述穿刺辅助数据。

11. 一种超声波诊断装置的穿刺辅助用控制方法,其特征在于,

生成对从包含对象部位的穿刺针刺入时的三维区域得到的体数据设定的、包含上述对象部位的目标 MPR 剖面的目标图像数据;

对上述体数据进行处理,生成表示被刺入上述三维区域的穿刺针的位置和方向的穿刺针数据;

通过将上述穿刺针数据投影到上述目标 MPR 剖面,生成穿刺针投影数据;

通过在上述目标图像数据上重叠上述穿刺针投影数据,生成上述穿刺辅助数据;

显示上述穿刺辅助数据。

## 超声波诊断装置及其穿刺辅助用控制方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置及其穿刺辅助用控制方法,特别是涉及能够在超声波图像数据的观察下自动地跟踪穿刺针,并使人能够在视觉上识别穿刺针对患者对象部位的进入状态的超声波诊断装置及其穿刺辅助用控制方法。

### 背景技术

[0002] 超声波诊断装置向患者体内放射从设置在超声波探头前端部的振动元件产生的超声波脉冲,通过利用上述振动元件接收由于患者组织的声阻抗的差异而生成的超声波反射波,来收集生物信息。由于仅通过使超声波探头与体表接触这样的简单操作,就可以实时地观测体内的二维超声波图像数据或三维超声波图像数据,因此超声波诊断装置被广泛用于各种器官的形态诊断和功能诊断。

[0003] 还有人开发出了使用超声波诊断装置在实时显示的超声波图像数据(以下简称为“图像数据”)的观测下进行利用穿刺针(以下简称为“针”)的侵入性检查或治疗的穿刺辅助方法。通过在超声波诊断装置的二维图像数据或三维图像数据的观测下,对检查/治疗对象部位(以下简称为“对象部位”)进行用于注入药物或摘取细胞/组织的穿刺,飞跃性地提高了检查和治疗中的安全性和效率。

[0004] 以前提出过如下的穿刺辅助方法:在超声波图像数据的观测下对对象部位进行穿刺时,通过将穿刺针安装到设置在超声波探头上的穿刺转接器上,生成同时示出刺入体内的穿刺针和对象部位的二维图像数据,一边在该二维图像数据的观察下确认穿刺针的位置和刺入方向,一边对对象部位进行刺入(例如参照日本特开平6-205776号公报)。

[0005] 另外还有人提出了如下的穿刺辅助方法:对包含对象部位的第1图像数据和包含穿刺针的预定刺入路径的第2图像数据进行合成来显示,其中,该第1图像数据是根据从包含上述对象部位的相应患者的三维区域收集的体数据生成的,该第2图像数据是利用穿刺转接器的位置传感器检测出的(例如参照日本特开2005-323669号公报)。

[0006] 根据以前提出的穿刺辅助方法,在穿刺针沿着预先设定的路径(预定刺入路径)在体内行进的情况下,可以使穿刺针的前端部确实地到达对象部位。但是,在位于预定刺入路径上的生物组织的硬度显著不均匀的情况下,穿刺针会朝向预设方向以外的方向刺入。在这样地穿刺针偏离预定刺入路径的情况下,利用以前的基于二维的位置检测方法,穿刺针将会从图像数据上消失。即使利用以前的基于三维图像数据的位置检测方法,穿刺针也会向着与位置传感器所检测的图像数据所示的预定刺入路径不同的方向刺入,因此存在不能正确地把握刺入体内的穿刺针的位置和方向的问题。

### 发明内容

[0007] 本发明提供一种超声波诊断装置以及穿刺辅助用控制方法,能够解决以前的基于超声波图像数据的穿刺辅助方法的问题,即使在刺入患者体内的穿刺针由于组织硬度的不均匀性或超声波探头的变动而进入预设方向以外的方向、产生与对象部位的位置偏离的情

况下,也能够正确且容易地把握穿刺针相对于对象部位的相对位置偏离。

[0008] 本发明的超声波诊断装置的一个方面是根据从包含对象部位的穿刺针刺入时的三维区域得到的体数据,生成穿刺辅助数据的超声波诊断装置,其特征在于,具备:

[0009] 穿刺针数据生成单元,对上述体数据进行处理,生成表示被刺入上述三维区域的穿刺针的位置和方向的穿刺针数据;

[0010] 穿刺针 MPR(multi-planar reconstruction,多平面重建)剖面设定单元,对上述体数据设定包含上述穿刺针数据的穿刺针 MPR 剖面;

[0011] 交叉角度检测单元,检测对上述体数据设定的、包含上述对象部位的目标 MPR 剖面与上述穿刺针 MPR 剖面的交叉角度;

[0012] MPR 图像数据生成单元,生成上述体数据的上述目标 MPR 剖面上的目标图像数据以及上述穿刺针 MPR 剖面上的穿刺针图像数据;

[0013] 穿刺辅助数据生成单元,通过根据上述交叉角度对上述目标图像数据和上述穿刺针图像数据进行合成,生成上述穿刺辅助数据;和

[0014] 显示单元,显示上述穿刺辅助数据。

[0015] 本发明的超声波诊断装置的另一个方面是根据从包含对象部位的穿刺针刺入时的三维区域得到的体数据,生成穿刺辅助数据的超声波诊断装置,其特征在于,具备:

[0016] MPR 图像数据生成单元,生成对上述体数据设定的、包含上述对象部位的目标 MPR 剖面的目标图像数据;

[0017] 穿刺针数据生成单元,对上述体数据进行处理,生成表示被刺入上述三维区域的穿刺针的位置和方向的穿刺针数据;

[0018] 投影数据生成单元,通过将上述穿刺针数据投影到上述目标 MPR 剖面,生成穿刺针投影数据;

[0019] 穿刺辅助数据生成单元,通过在上述目标图像数据上重叠上述穿刺针投影数据,生成上述穿刺辅助数据;和

[0020] 显示单元,显示上述穿刺辅助数据。

[0021] 本发明的穿刺辅助用控制方法的一个方面是一种超声波诊断装置的穿刺辅助用控制方法,其特征在于,

[0022] 对从包含对象部位的穿刺针刺入时的三维区域得到的体数据进行处理,生成表示被刺入上述三维区域的穿刺针的位置和方向的穿刺针数据;

[0023] 对上述体数据设定包含上述穿刺针数据的穿刺针 MPR 剖面;

[0024] 检测对上述体数据设定的、包含上述对象部位的目标 MPR 剖面与上述穿刺针 MPR 剖面的交叉角度;

[0025] 生成上述体数据的上述目标 MPR 剖面上的目标图像数据以及上述穿刺针 MPR 剖面上的穿刺针图像数据;

[0026] 通过根据上述交叉角度对上述目标图像数据和上述穿刺针图像数据进行合成,生成上述穿刺辅助数据;

[0027] 显示上述穿刺辅助数据。

[0028] 本发明的穿刺辅助用控制方法的另一个方面是一种超声波诊断装置的穿刺辅助用控制方法,其特征在于,

- [0029] 生成对从包含对象部位的穿刺针刺入时的三维区域得到的体数据设定的、包含上述对象部位的目标 MPR 剖面的目标图像数据；
- [0030] 对上述体数据进行处理，生成表示被刺入上述三维区域的穿刺针的位置和方向的穿刺针数据；
- [0031] 通过将上述穿刺针数据投影到上述目标 MPR 剖面，生成穿刺针投影数据；
- [0032] 通过在上述目标图像数据上重叠上述穿刺针投影数据，生成上述穿刺辅助数据；
- [0033] 显示上述穿刺辅助数据。
- [0034] 根据本发明，可以在包含操作者设定的目标和穿刺针的预定进入路径的剖面上重叠显示自动检测出穿刺针并进行跟踪的剖面、或者对穿刺针进行投影而得到的图像。由此，即使在刺入患者体内的穿刺针向预设方向以外的方向偏离而进入的情况下，也能够在视觉上正确且容易地把握穿刺针与对象部位的相对位置偏离关系，因此可以高效率地进行安全性高的检查和治疗。

#### 附图说明

- [0035] 结合在本说明书中并构成说明书的一部分的附图示出本发明的各种实施例和 / 或特征，与说明书一起用于说明本发明的实施例。在可能的情况下，在所有的图中使用相同的附图标记来说明相同或类似的部件。
- [0036] 图 1 是示出本发明的实施例的超声波诊断装置的整体结构的框图。
- [0037] 图 2 是示出图 1 所示的超声波诊断装置的收发部以及接收信号处理部的结构的框图。
- [0038] 图 3A 说明在超声波探头上二维排列的振动元件进行的三维扫描中的超声波的收发方向。
- [0039] 图 3B 示出在图 3A 的 x-z 平面上投影的收发方向。
- [0040] 图 3C 示出在图 3A 的 y-z 平面上投影的收发方向。
- [0041] 图 4 是示出图 1 所示的超声波诊断装置所具有的体数据生成部的结构的框图。
- [0042] 图 5A 是对体数据设定的目标 MPR 剖面。
- [0043] 图 5B 是在图 5A 的目标 MPR 剖面上生成的目标图像数据。
- [0044] 图 6A 示出对穿刺针刺入时的对象部位设定的目标 MPR 剖面和穿刺针 MPR 剖面。
- [0045] 图 6B 示出在监视器上显示的穿刺辅助数据的显示例。
- [0046] 图 7A 示出与图 6A 的目标 MPR 剖面正交的目标 MPR 剖面和与图 6A 的穿刺针 MPR 剖面正交的穿刺针 MPR 剖面。
- [0047] 图 7B 示出在穿刺针 MPR 剖面上生成并合成的穿刺辅助数据。
- [0048] 图 7C 示出其它在穿刺针 MPR 剖面上生成并合成的穿刺辅助数据。
- [0049] 图 8 是示出穿刺辅助数据的显示过程的流程图。
- [0050] 图 9 示出本发明的超声波诊断装置的另一个实施例的整体结构。
- [0051] 图 10 是示出穿刺针投影数据的生成方法的图。
- [0052] 图 11A-11C 是用于说明穿刺辅助数据的生成的图。
- [0053] 图 12 是示出穿刺辅助数据的显示过程的流程图。

## 具体实施方式

[0054] 本发明的超声波诊断装置首先对通过针对包含对象部位的三维区域的三维扫描得到的体数据,设定包含上述对象部位的第一 MPR 剖面(目标 MPR 剖面)。接着,在通过穿刺针刺入时的三维扫描得到的体数据的上述目标 MPR 剖面上,生成第一 MPR 图像数据(目标图像数据),根据上述体数据生成表示穿刺针的位置、方向的穿刺针数据。进而,检测出包含穿刺针数据的第二 MPR 剖面(穿刺针 MPR 剖面)与上述目标 MPR 剖面的交叉角度,并且对穿刺针刺入时的体数据设定该穿刺针 MPR 剖面,生成第二 MPR 图像数据(穿刺针图像数据)。根据上述交叉角度将该目标图像数据与重叠了上述穿刺针数据的穿刺针图像数据合成,生成穿刺辅助数据。

[0055] 在以下的实施例中,说明使用通过二维(2D)阵列超声波探针收集的体数据来生成目标图像数据和穿刺针图像数据的情况。当然,也可以根据通过机械地移动或旋转 1D 超声波探头而得到的体数据,来生成 MPR 图像数据。

[0056] 在图 1 中,超声波诊断装置 100 具有收发部 2、超声波探头 3、接收信号处理部 4、体数据生成部 5 和 MPR 图像数据生成部 6。

[0057] 收发部 2 向超声波探头 3 的振动元件供给用于向被检体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调相相加。超声波探头 3 具有两个振动元件,在对被检体的对象部位进行穿刺针的刺入前以及刺入时,该两个振动元件对包含上述对象部位的三维区域发送超声波脉冲(发送超声波),并将从上述被检体得到的超声波反射波(接收超声波)转换成电信号。接收信号处理部 4 对调相相加后的接收信号进行信号处理,生成超声波数据(B 模式数据)。体数据生成部 5 与超声波的收发方向相对应地排列通过对被检体进行的三维扫描得到的超声波数据,生成体数据。MPR 图像数据生成部 6 提取与在输入部 13 或穿刺针 MPR 剖面设定部 9 中设定的 MPR 剖面对应的体数据的体素(voxel),生成目标图像数据以及穿刺针图像数据。

[0058] 超声波诊断装置 100 还具有穿刺针数据生成部 8、穿刺针 MPR 剖面设定部 9、交叉角度检测部 10、穿刺辅助数据生成部 11、显示部 12、输入部 13 以及系统控制部 15。穿刺针数据生成部 8 对在穿刺针刺入时收集的体数据进行处理,生成表示穿刺针的位置和方向的穿刺针数据。穿刺针 MPR 剖面设定部 9 设定包含了该穿刺针数据的穿刺针 MPR 剖面。交叉角度检测部 10 检测包含由输入部 13 对其位置进行了设定或更新后的对象部位的目标 MPR 剖面与上述穿刺针 MPR 剖面的交叉角度。穿刺辅助数据生成部 11 根据交叉角度的检测结果,将目标图像数据与穿刺针图像数据进行组合,生成穿刺辅助数据。显示部 12 显示在穿刺针刺入前由 MPR 图像数据生成部 6 生成的目标图像数据以及在穿刺针刺入时由穿刺辅助数据生成部 11 生成的穿刺辅助数据。输入部 13 进行患者信息的输入、体数据收集条件的设定、目标 MPR 剖面的更新、显示模式的选择、各种指令信号的输入。系统控制部 15 总体地控制上述各单元。

[0059] 超声波探头 3 在前端部具有二维排列的多个(N个)振动元件(未图示),使该前端部与患者的体表接触,进行超声波的收发。各振动元件经由多条(N条)多芯线缆(未图示)与收发部 2 连接。振动元件在发送时将电脉冲(驱动信号)转换成超声波脉冲(发送超声波),在接收时将超声波反射波(接收超声波)转换成电接收信号。在超声波探头 3 的侧面上安装有穿刺转接器 31,该穿刺转接器 31 具有用于将另外配备的穿刺针 32 向该患者

的体内刺入的针导棒 (needle guide) (未图示)。利用该穿刺转接器 31, 唯一地决定穿刺针 32 对上述体数据的预定刺入路径。

[0060] 在本实施例中, 说明超声波探头 3 使用二维排列了 N 个振动元件的扇形扫描用的超声波探头的情况。当然, 操作者可以根据诊断部位任意选择对应于线性扫描或者对应于凸型扫描的超声波探头。

[0061] 如图 2 所示, 收发部 2 具有: 对超声波探头 3 的振动元件供给驱动信号的发送部 21、以及对从振动元件得到的接收信号进行调相相加的接收部 22。

[0062] 发送部 21 具有额定脉冲发生器 211、发送延迟电路 212、驱动电路 213。额定脉冲发生器 211 通过对从系统控制部 15 供给的基准信号进行分频, 生成决定发送超声波的重复周期的额定脉冲。发送延迟电路 212 由 N 个通道的独立延迟电路构成, 在发送时向上述额定脉冲提供用于将发送超声波会聚到规定深度以得到细的波束宽度的延迟时间 (会聚用延迟时间)、以及用于向规定的收发方向 ( $\theta_p, \phi_q$ ) 放射发送超声波的延迟时间 (偏向用延迟时间)。N 个通道的独立驱动电路 213 根据上述额定脉冲生成用于驱动超声波探头 3 中内置的 N 个驱动元件的驱动脉冲。

[0063] 接收部 22 具有由 N 个通道构成的 A/D 转换器 221 和接收延迟电路 222 以及加法器 223。从振动元件供给的 N 个通道的接收信号由 A/D 转换器 221 转换成数字信号。接收延迟电路 222 对从 A/D 转换器 221 输出的 N 个通道的接收信号中的每一个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、以及用于对规定的收发方向 ( $\theta_p, \phi_q$ ) 设定强的接收指向性的偏向用延迟时间。加法器 223 对从这些接收延迟电路 222 提供的接收信号进行相加合成。即, 通过接收延迟电路 222 和加法器 223, 从规定方向得到的接收信号被调相相加。

[0064] 图 3A-3C 示出以超声波探头 3 的中心轴为 z 轴的正交坐标系 [x, y, z] 中的超声波收发方向 ( $\theta_p, \phi_q$ )。振动元件 31 如图 3A 所示, 在 x 轴方向和 y 轴方向上二维排列。图 3B、3C 的角度  $\theta_p, \phi_q$  分别表示在 x-z 平面和 y-z 平面上投影的超声波收发方向相对于 z 轴的角度。按照从图 1 所示的扫描控制部 13 供给的扫描控制信号, 控制发送部 21 的发送延迟电路 212 中的延迟时间、以及接收部 22 的接收延迟电路 222 中的延迟时间, 对包含被检体的诊断对象部位的三维区域依次进行超声波收发。

[0065] 如图 2 所示, 接收信号处理部 4 具有包络线检波器 41 和对数变换器 42。包络线检波器 41 对从接收部 22 的加法器 223 供给的调相相加后的接收信号进行包络检波, 在对数变换器 42 中对经过包络线检波的接收信号的振幅进行对数变换, 生成 B 模式数据。包络线检波器 41 和对数变换器 42 也可以更换顺序而构成。

[0066] 如图 4 所示, 图 1 的体数据生成部 5 具有超声波数据存储部 51、插值处理部 52 和体数据存储部 53。超声波数据存储部 51 将超声波的收发方向作为附带信息, 依次保存接收信号处理部 4 根据通过对相应患者的三维扫描得到的接收信号而生成的 B 模式数据。

[0067] 插值处理部 52 通过与收发方向相对应地排列从超声波数据存储部 51 读出的多个 B 模式数据, 形成三维 B 模式数据, 对构成该三维 B 模式数据的不等间隔的体素进行插值处理, 生成由各向同性的体素构成的体数据。另外, 也可以省略插值处理部 52, 而从接收信号处理部 4 直接生成体数据。得到的体数据被保存在体数据存储部 53 中。

[0068] 在图 1 中, MPR 图像数据生成部 6 读出在体数据生成部 5 的体数据存储部 53 中保

存的穿刺针刺入前的体数据。然后,提取与预先设定的目标 MPR 剖面或者在输入部 13 中更新后的目标 MPR 剖面对应的上述体数据的体素,生成目标图像数据。同样,MPR 图像数据生成部 6 读出在体数据存储部 53 中保存的穿刺针刺入时的体数据,提取与上述目标 MPR 剖面以及在穿刺针 MPR 剖面设定部 9 中设定的穿刺针 MPR 剖面对应的上述体数据的体素,生成目标图像数据以及穿刺针图像数据。

[0069] 目标 MPR 剖面在例如图 3B 所示的 Xo-Zo 平面上被初始设定。通过此时得到的目标图像数据的观测,上述目标 MPR 剖面的位置不适当的情况下,由输入部 13 所具有的目标 MPR 剖面更新部 131 来更新到适当的位置。

[0070] 图 5A 示意性地示出在包含对象部位 Cp 的三维区域中收集的体数据 Vo。在该三维区域的 Xo-Zo 平面(图 3B)中初始设定目标 MPR 剖面 Mt。图 5B 是在上述的目标 MPR 剖面 Mt 上生成并且显示在显示部 12 上的目标图像数据 Dmt 的例子。表示在目标 MPR 剖面 Mt 的面内自动设定的穿刺针 32 的预定刺入路径的刺入标记 Gn 重叠在目标图像数据 Dmt 上,并显示在显示部 12 的监视器上。操作者在按时间序列显示在显示部 12 上的目标图像数据 Dmt 的观测下,调整配置在患者的体表面上的超声波探头 3 的位置和方向,使得穿刺针 32 的刺入标记 Gn 与对象部位 Cp 交叉。

[0071] 在图 1 中,穿刺针数据生成部 8 具有比较电路(未图示),将从体数据生成部 5 供给的穿刺针刺入时的体数据的体素值与体素检测的规定阈值  $\alpha$  进行比较。根据该比较结果,通过提取从穿刺针 32 的表面得到的具有比较大的振幅的接收超声波,生成表示穿刺针 32 的位置和方向的线状的穿刺针数据。

[0072] 穿刺针 MPR 剖面设定部 9 检测穿刺针数据的位置信息,根据得到的位置信息,对上述体数据设定包含了上述穿刺针数据的穿刺针 MPR 剖面 Dmn。另外,在同一平面上不存在穿刺针数据的情况下,例如将与形成该穿刺针数据的各体素之间的距离的平方和最小的平面设定为穿刺针 MPR 剖面。

[0073] 交叉角度检测部 10 根据初始设定的目标 MPR 剖面 Dt 的位置信息或者通过输入部 13 的操作而更新的目标 MPR 剖面 Dt 的位置信息、以及由穿刺针 MPR 剖面设定部 9 设定的穿刺针 MPR 剖面的位置信息,检测目标 MPR 剖面 Dmt 与穿刺针 MPR 剖面 Mn 的交叉角度  $\beta$ 。

[0074] 穿刺辅助数据生成部 11 接收穿刺针刺入时从 MPR 图像数据生成部 6 供给的目标图像数据、从穿刺针数据生成部 8 供给的穿刺针图像数据、以及从交叉角度检测部 10 供给的目标 MPR 剖面与穿刺针 MPR 剖面的交叉角度信息。根据该交叉角度信息,将目标图像数据和穿刺针图像数据合成,生成穿刺辅助数据。另外,也可以根据上述交叉角度信息,对重叠了穿刺针数据生成部 8 生成的线状的穿刺针数据的穿刺针图像数据与上述目标图像数据进行合成。根据该方法,更容易把握穿刺针与对象部位的相对位置关系。

[0075] 在图 1 中,显示部 12 具有显示数据生成部、数据转换部以及监视器(都未图示)。显示部 12 将穿刺针刺入前由 MPR 图像数据生成部 6 生成的目标图像数据以及穿刺针刺入时由穿刺辅助数据生成部 11 生成的穿刺辅助数据转换成规定的显示格式并显示在监视器上。

[0076] 即,显示部 12 的显示数据生成部对从 MPR 图像数据生成部 6 供给的目标图像数据以及从穿刺辅助数据生成部 11 供给的穿刺辅助数据附加患者信息等附带信息,生成显示数据。显示部 12 的数据转换部对显示数据生成部生成的显示数据进行 D/A 转换、电视格式

转换等转换处理，并显示在监视器上。

[0077] 图 6A 示出对穿刺针刺入时的对象部位设定的目标 MPR 剖面 Mt 和穿刺针 MPR 剖面 Mn。如图 6A 所示，在与穿刺针刺入时收集的体数据的对象部位 Cp 相交的 Xo-Zo 平面上设定目标 MPR 剖面 Mt，根据通过对上述体数据进行处理而得到的穿刺针 32 的穿刺针数据，设定穿刺针 MPR 剖面 Mn。

[0078] 图 6B 示出此时在显示部 12 的监视器上显示的穿刺辅助数据的显示例子。如图 6B 所示，显示根据这些 MPR 剖面的交叉角度信息  $\beta$  对在目标 MPR 剖面 Mt 上生成的目标图像数据 Dmt 和在穿刺针 MPR 剖面 Mn 上生成的穿刺针图像数据 Dmn 进行合成而得到的穿刺辅助数据 Dx。

[0079] 在显示通过目标图像数据 Dmt 与穿刺针图像数据 Dmn 的合成而得到的穿刺辅助数据 Dx 的情况下，显示部 12 的显示数据生成部，例如对位于目标图像数据 Dmt 前方的穿刺针图像数据 Dmn 设定具有与交叉角度对应的透明度的暖色系色调，对位于目标图像数据 Dmt 后方的穿刺针图像数据 Dmn 设定具有与上述交叉角度对应的透明度的冷色系色调。

[0080] 一般希望目标 MPR 剖面 Mt 与穿刺针 MPR 剖面 Mn 的交叉角度越大，就设定越大的透明度。但是，不限于此。也可以对位于目标图像数据 Dmt 前方的穿刺针图像数据 Dmn 设定冷色系色调，对位于目标图像数据 Dmt 后方的穿刺针图像数据 Dmn 设定暖色系色调。

[0081] 图 7A-7C 示出在穿刺针刺入时显示在显示部 12 上的穿刺辅助数据的另一个显示例子。如图 7A 所示，除了图 6A 的目标 MPR 剖面 Mt 和穿刺针 MPR 剖面 Mn 之外，还对在穿刺针刺入时收集的体数据设定与目标 MPR 剖面 Mt 正交的目标 MPR 剖面 Mta 和与穿刺针 MPR 剖面 Mn 正交的穿刺针 MPR 剖面 Mna。

[0082] 如图 7B 所示，与图 6B 同样，在显示部 12 上显示通过对在目标 MPR 剖面 Mt 上生成的目标图像数据 Dmt 和在穿刺针 MPR 剖面 Mn 上生成的穿刺针图像数据 Dmn 进行合成而得到的穿刺辅助数据 Dx。如图 7C 所示，在显示部 12 上显示通过对在目标 MPR 剖面 Mta 上生成的目标图像数据 Dmta 和在穿刺针 MPR 剖面 Mna 上生成的穿刺针图像数据 Dmna 进行合成而得到的穿刺辅助数据 Dxa。这种情况下，与图 6B 同样，对穿刺针图像数据 Dmn 和穿刺针图像数据 Dmna 设定透明度和色调。

[0083] 图 6B 所示的显示通过合成一个目标图像数据和穿刺针图像数据而得到的穿刺辅助数据的显示模式、或者图 7B 和图 7C 所示的显示通过合成多个目标图像数据和穿刺针图像数据而得到的穿刺辅助数据的显示模式的选择由输入部 13 所具备的显示模式选择部 132 进行。

[0084] 图 1 所示的输入部 13 操作面板上具有显示面板和键盘、轨迹球、鼠标等输入设备。输入部 13 具有进行目标 MPR 剖面更新的目标 MPR 剖面更新部 131 和进行显示模式选择的显示模式选择部 132。使用上述显示面板或输入设备进行患者信息的输入、体数据收集条件的设定、穿刺针数据的生成所需的阈值  $\alpha$  的设定、各种指令信号的输入。

[0085] 系统控制部 15 具有 CPU 和存储电路（都未图示）。存储电路中保存由输入部 13 输入 / 设定 / 选择的各种信息。CPU 根据输入信息、设定信息和选择信息控制超声波诊断装置 100 的各单元，进行对于对象部位的穿刺辅助数据的生成和显示。

[0086] 图 8 说明本实施例中的穿刺辅助数据的显示过程。在对包含对象部位的三维区域收集体数据之前，超声波诊断装置 100 的操作者在输入部 13 中输入患者信息，进而进行体

数据收集条件的设定、目标 MPR 剖面的设定、显示模式的选择、穿刺针数据的生成中使用的阈值  $\alpha$  的设定等装置的初始设定（图 8 的步骤 S1）。在本实施例中，在输入部 13 中，将图 3 所示的 Xo-Zo 平面设定为最初的目标 MPR 剖面，作为显示模式，选择图 6B 所示的显示通过合成一个目标图像数据和穿刺针图像数据而得到的穿刺辅助数据的显示模式。输入部 13 的输入信息、选择信息和设定信息保存在系统控制部 15 的存储电路中。

[0087] 在初始设定之后，操作者在使超声波探头前端部与患者体表面接触的状态下，从输入部 13 输入体数据的收集开始指令。通过将收集开始指令提供给系统控制部 15，开始体数据的收集。

[0088] 在收集体数据时，发送部 21 的额定脉冲发生器 211（图 2）按照从系统控制部 15 提供的控制信号，生成额定脉冲并供给发送延迟电路 212。发送部 21 的发送延迟电路 212 在发送时向额定脉冲提供用于将超声波会聚到规定深度以得到细的波束宽度的延迟时间、以及用于沿着最初的收发方向（ $\theta_1$ 、 $\phi_1$ ）发送超声波的延迟时间，并将该额定脉冲供给 N 个通道的独立驱动电路 213。发送部 21 的驱动电路 213 根据从发送延迟电路 212 提供的额定脉冲，生成具有规定的延迟时间的驱动信号，并将该驱动信号提供给超声波探头 3 中的 N 个振动元件，向患者体内的收发方向（ $\theta_1$ 、 $\phi_1$ ）放射发送超声波。

[0089] 所放射的发送超声波的一部分在声阻抗不同的器官边界或组织上反射，由上述振动元件接收，转换成 N 个通道的电接收信号。该接收信号在接收部 22 的 A/D 转换器 221 中转换成数字信号后，在 N 个通道的接收延迟电路 222 中被提供了用于会聚来自规定深度的接收超声波的延迟时间、以及用于对来自收发方向（ $\theta_1$ 、 $\phi_1$ ）的接收超声波设定较强的接收指向性的延迟时间，并由加法器 223 进行相加合成。

[0090] 被供给了调相相加后的接收信号的接收信号处理部 4 的包络线检波器 41 和对数变换器 42 对该接收信号进行包络检波和对数变换，生成 B 模式数据。所生成的 B 模式数据被保存在体数据生成部 5 的超声波数据存储部 51 中。

[0091] 在针对收发方向（ $\theta_1$ 、 $\phi_1$ ）的 B 模式数据的生成和保存结束后，对于利用将超声波的收发方向在  $\phi$  方向上每  $\Delta\phi$  更新后的  $\phi_q = \phi_1 + (q-1)\Delta\phi$  ( $q = 2 \sim Q$ ) 设定的收发方向（ $\theta_1$ 、 $\phi_2 \sim \phi_Q$ ），按照同样的过程进行超声波的收发。此时，系统控制部 15 利用该控制信号，与超声波收发方向对应地更新发送延迟电路 212 和接收延迟电路 222 的延迟时间。

[0092] 针对收发方向（ $\theta_1$ 、 $\phi_2 \sim \phi_Q$ ）的超声波收发结束后，设定将超声波的收发方向在  $\theta$  方向上每  $\Delta\theta$  更新后的  $\theta_p = \theta_1 + (p-1)\Delta\theta$  ( $p = 2 \sim P$ )，针对收发方向  $\theta_2 \sim \theta_P$  中的每一个重复进行上述的  $\phi_1 \sim \phi_Q$  的超声波收发，由此进行三维扫描。通过针对各个收发方向的超声波收发而得到的 B 模式数据与收发方向相对应地保存在体数据生成部 5 的超声波数据存储部 51 中。体数据生成部 5 的插值处理部 52 根据保存在超声波数据存储部 51 中的超声波数据生成体数据，并保存在自己的体数据存储部 53 中（图 8 的步骤 S2）。

[0093] 然后，MPR 图像数据生成部 6 从保存在上述体数据存储部 53 中的体数据中，提取被初始设定为最初的目标 MPR 剖面的 Xo-Zo 平面的体素，生成目标图像数据。将表示穿刺针的预定刺入路径的刺入标记重叠在目标图像数据上，并显示在显示部 12 的监视器上（图 8 的步骤 S3）。

[0094] 操作者在显示部 12 上观测重叠了刺入标记的目标图像数据，判定目标 MPR 剖面相

对于对象部位的位置和预定刺入标记相对于对象部位的位置是否适当。不适当的情况下，利用输入部 13 的目标 MPR 剖面更新部 131 更新目标 MPR 剖面的位置，并且改变超声波探头 3 的位置和方向（图 8 的步骤 S4）。

[0095] 在进行了目标 MPR 剖面的位置更新和超声波探头 3 的位置和方向的改变后，返回图 8 的步骤 S2，体数据生成部 5 根据通过超声波探头 3 在该变更位置得到的接收信号，生成新的体数据。进而，在图 8 的步骤 S3 中，MPR 图像数据生成部 6 生成其位置已被更新的目标 MPR 剖面上的目标图像数据，并与刺入标记一起显示在显示部 12 上。重复步骤 S2～S4，直到在对象部位的适当位置上设定刺入标记。

[0096] 在对象部位的适当位置上设定了刺入标记后，操作者在安装于超声波探头 3 的侧面上的穿刺转接器 31 的针导棒上安装穿刺针 32，向患者对象部位刺入（图 8 的步骤 S5）。

[0097] 进而，在输入部 13 中再次输入体数据收集开始指令。体数据生成部 5 按照与步骤 S2 同样的过程，生成穿刺针刺入时的体数据（图 8 的步骤 S6）。所生成的体数据保存在体数据存储部 53 中。

[0098] MPR 图像数据生成部 6 从保存在体数据存储部 53 中的穿刺针刺入时的体数据中，提取目标 MPR 剖面上的体素，生成目标图像数据（图 8 的步骤 S7）。

[0099] 穿刺针数据生成部 8 通过将在穿刺针刺入时收集的体数据的体素值与体素检测的规定阈值  $a$  进行比较，提取与从穿刺针 32 的表面得到的超声波反射波相对应的体素，对这些体素进行处理，生成表示穿刺针 32 的位置和方向的线状的穿刺针数据（图 8 的步骤 S8）。

[0100] 穿刺针 MPR 剖面设定部 9 检测从穿刺针数据生成部 8 供给的穿刺针数据的位置信息，根据所得到的位置信息，将包含了穿刺针数据的平面设定为穿刺针 MPR 剖面（图 8 的步骤 S9）。

[0101] MPR 图像数据生成部 6 读出保存在体数据生成部 5 的体数据存储部 53 中的穿刺针刺入时的体数据，提取与由穿刺针 MPR 剖面设定部 9 设定的穿刺针 MPR 剖面相对应的体数据的体素，生成穿刺针图像数据（图 8 的步骤 S10）。

[0102] 交叉角度检测部 10 根据预先设定的目标 MPR 剖面或者通过输入部 13 更新的目标 MPR 剖面的位置信息、以及由穿刺针 MPR 剖面设定部 9 设定的穿刺针 MPR 剖面的位置信息，检测目标 MPR 剖面与穿刺针 MPR 剖面的交叉角度（图 8 的步骤 S11）。

[0103] 穿刺辅助数据生成部 11 接收从 MPR 图像数据生成部 6 供给的穿刺针刺入时的目标图像数据和穿刺针图像数据、从交叉角度检测部 10 供给的交叉角度信息、以及从穿刺针数据生成部 8 供给的穿刺针数据，根据上述交叉角度信息将重叠了穿刺针数据的穿刺针图像数据和目标图像数据进行合成，由此生成穿刺辅助数据。显示部 12 对所得到的穿刺辅助数据进行规定的转换处理，并显示在监视器上（图 8 的步骤 S12）。

[0104] 通过重复上述的步骤 S5～S12 或步骤 S2～S12，在按时间序列生成 / 显示的穿刺辅助数据的观察下，对对象部位刺入穿刺针。

[0105] 在本实施例中，描述了将重叠了穿刺针数据 Dnd 的穿刺针图像数据 Dmn 和目标图像数据 Dmt 进行合成，生成穿刺辅助数据 Dx 的情况。当然也可以合成未重叠穿刺针数据 Dnd 的穿刺针图像数据 Dmn 和目标图像数据 Dmt。

[0106] 在本实施例中，描述了对穿刺针图像数据 Dmn 进行色调的设定和透明度的设定的

情况。也可以仅设定色调或透明度中的某一方。并且，也可以对目标图像数据 Dmt 设定色调或透明度。

[0107] 根据上述实施例，即使在刺入患者体内的穿刺针进入预设方向以外的方向的情况下，也能够正确且容易地把握穿刺针与对象部位的相对位置关系。因此可以高效率地进行安全性高的检查和治疗。

[0108] 在本实施例中，分别独立地设定包含了对象部位的目标 MPR 剖面和包含了穿刺针的穿刺针 MPR 剖面，根据目标 MPR 剖面与穿刺针 MPR 剖面的交叉角度信息，对目标 MPR 剖面上的目标图像数据和穿刺针 MPR 剖面上的穿刺针图像数据进行合成，由此生成穿刺辅助数据。因此，可以容易地把握穿刺针相对于检查 / 治疗对象部位的位置偏离。并且，通过在与目标图像数据合成的上述穿刺针图像数据上重叠穿刺针数据，可以正确地观察穿刺针 MPR 剖面上的穿刺针的位置和方向。

[0109] 在本实施例中，利用色调来识别位于目标图像数据前方的穿刺针图像数据和位于后方的穿刺针图像数据，并且根据目标 MPR 剖面与穿刺针 MPR 剖面所构成的交叉角度的大小，来设定穿刺针图像数据的透明度，由此可以直观地把握穿刺针相对于对象部位的位置偏离方向和位置偏离大小。因此可以安全且正确地进行使用穿刺针的治疗和检查。

[0110] 参照图 9 说明本发明的超声波诊断装置的另一个实施例。为了避免冗长的说明，对具有与图 1 所示的超声波诊断装置 100 相同的结构和功能的单元附加同一符号并省略其详细说明。

[0111] 在超声波诊断装置的本实施例中，首先，在穿刺针刺入前，对通过针对包含对象部位的三维区域进行的三维扫描得到的体数据，设定包含对象部位的目标 MPR 剖面。接着，在通过穿刺针刺入时的三维扫描得到的体数据的上述目标 MPR 剖面上，生成目标图像数据。根据所生成的体数据生成表示穿刺针的位置和方向的穿刺针数据。然后，在目标 MPR 剖面上对穿刺针数据进行投影，生成穿刺针投影数据。在目标图像数据上重叠穿刺针投影数据，生成穿刺辅助数据。

[0112] 图 9 所示的超声波诊断装置 200 利用超声波探头 3，在对对象部位进行穿刺针的刺入前以及刺入时，对包含对象部位的三维区域发送超声波脉冲，并将通过该发送得到的超声波反射波转换成接收信号。接收信号处理部 4 对调相相加后的接收信号进行信号处理，生成 B 模式数据。体数据生成部 5 依次保存通过对三维区域的超声波收发而得到的 B 模式数据，生成体数据。MPR 图像数据生成部 6 提取与预先设定的目标 MPR 剖面或在输入部 13a 中更新后的目标 MPR 剖面相对应的上述体数据的体素，生成目标图像数据。

[0113] 穿刺针数据生成部 8 对在穿刺针刺入时收集的体数据进行处理，生成表示穿刺针的位置和方向的穿刺针数据。本实施例的超声波诊断装置 200 具有：投影数据生成部 14，通过在目标 MPR 剖面上对所生成的穿刺针数据进行投影，生成穿刺针投影数据；和穿刺辅助数据生成部 11a，在目标图像数据上重叠穿刺针投影数据，生成穿刺辅助数据。在显示部 12a 上显示由 MPR 图像数据生成部 6 生成的目标图像数据和由穿刺辅助数据生成部 11a 生成的穿刺辅助数据。

[0114] 输入部 13a 具有进行目标 MPR 剖面的更新的目标 MPR 剖面更新部 131、显示模式选择部 132 和设定穿刺针投影数据的生成所需的光源的位置和方向的光源设定功能部。

[0115] 如图 10 所示，投影数据生成部 14 以在输入部 13a 中设定的光源 Ls 为基准，将穿

刺针数据生成部 8 根据穿刺针刺入时的体数据生成的线状的穿刺针数据 Dnd 向着目标 MPR 剖面 Mt 投影,由此生成包含穿刺针数据 Dnd 的投影像 Tnd。

[0116] 穿刺辅助数据生成部 11a 根据穿刺针刺入时的体数据,在由 MPR 图像数据生成部 6 生成的目标 MPR 剖面的目标图像数据上,重叠由投影数据生成部 14 生成的穿刺针投影数据,生成穿刺辅助数据。

[0117] 显示部 12a 在监视器上显示由 MPR 图像数据生成部 6 根据穿刺针刺入前的体数据生成的目标图像数据和在穿刺针刺入时由穿刺辅助数据生成部 11a 生成的穿刺辅助数据。

[0118] 图 11A-11C 说明本实施例中的穿刺辅助数据 Dy 的生成。图 11A 示出对穿刺针刺入时的体数据设定的目标 MPR 剖面 Mt 的目标图像数据 Dmt。图 11B 是通过向图 10 所示的目标 MPR 剖面 Mt 投影而得到的穿刺针数据 Dnd 的穿刺针投影数据 Do。如图 11C 所示,通过在目标图像数据 Dmt(图 11A) 上重叠穿刺针投影数据 Do(图 11B),生成穿刺辅助数据 Dy。这种情况下,利用目标 MPR 剖面 Dmt 和穿刺针数据 Dnd 的位置关系设定穿刺针投影数据所具有的色度和透明度。

[0119] 参照图 12 说明本实施例中的穿刺辅助数据的显示过程。另外,与在图 8 中说明的穿刺辅助数据的显示过程相同的步骤附加同一符号并省略说明。即,图 12 的步骤 S1 ~ S8 通过与图 8 的步骤 S1 ~ S8 同样的过程,生成基于穿刺针刺入时的体数据的穿刺针数据。

[0120] 在生成了穿刺针数据后,投影数据生成部 14 以在输入部 13a 中设定的光源为基准,将穿刺针数据生成部 8 根据穿刺针刺入时的体数据生成的线状的穿刺针数据向着目标 MPR 剖面投影,由此生成穿刺针投影数据(图 12 的步骤 S19)。

[0121] 穿刺辅助数据生成部 11a 根据穿刺针刺入时的体数据,在由 MPR 图像数据生成部 6 生成的目标 MPR 剖面的目标图像数据上,重叠由投影数据生成部 14 生成的穿刺针投影数据,生成穿刺辅助数据,并显示在显示部 12a 的监视器上(图 12 的步骤 S20)。

[0122] 通过重复图 12 的步骤 S5 ~ S20 或步骤 S2 ~ S20,在按时间序列生成 / 显示的穿刺辅助数据的观察下,对对象部位刺入穿刺针。

[0123] 在本实施例中,描述了将包含通过对穿刺针数据 Dnd 进行投影而形成的线状的投影像 Tnd 的二维穿刺针投影数据 Do 重叠在目标图像数据 Dmt 上,生成穿刺辅助数据 Dy 的情况,但也可以将投影像 Tnd 原样作为穿刺针投影数据 Do 重叠在目标图像数据 Dmt 上。

[0124] 在本实施例中,描述了对穿刺针投影数据 Do 进行色调的设定和透明度的设定的情况,但也可以仅设定色调或透明度中的某一方。并且,也可以代替穿刺针投影数据 Do 而对目标图像数据 Dmt 来设定色调或透明度。

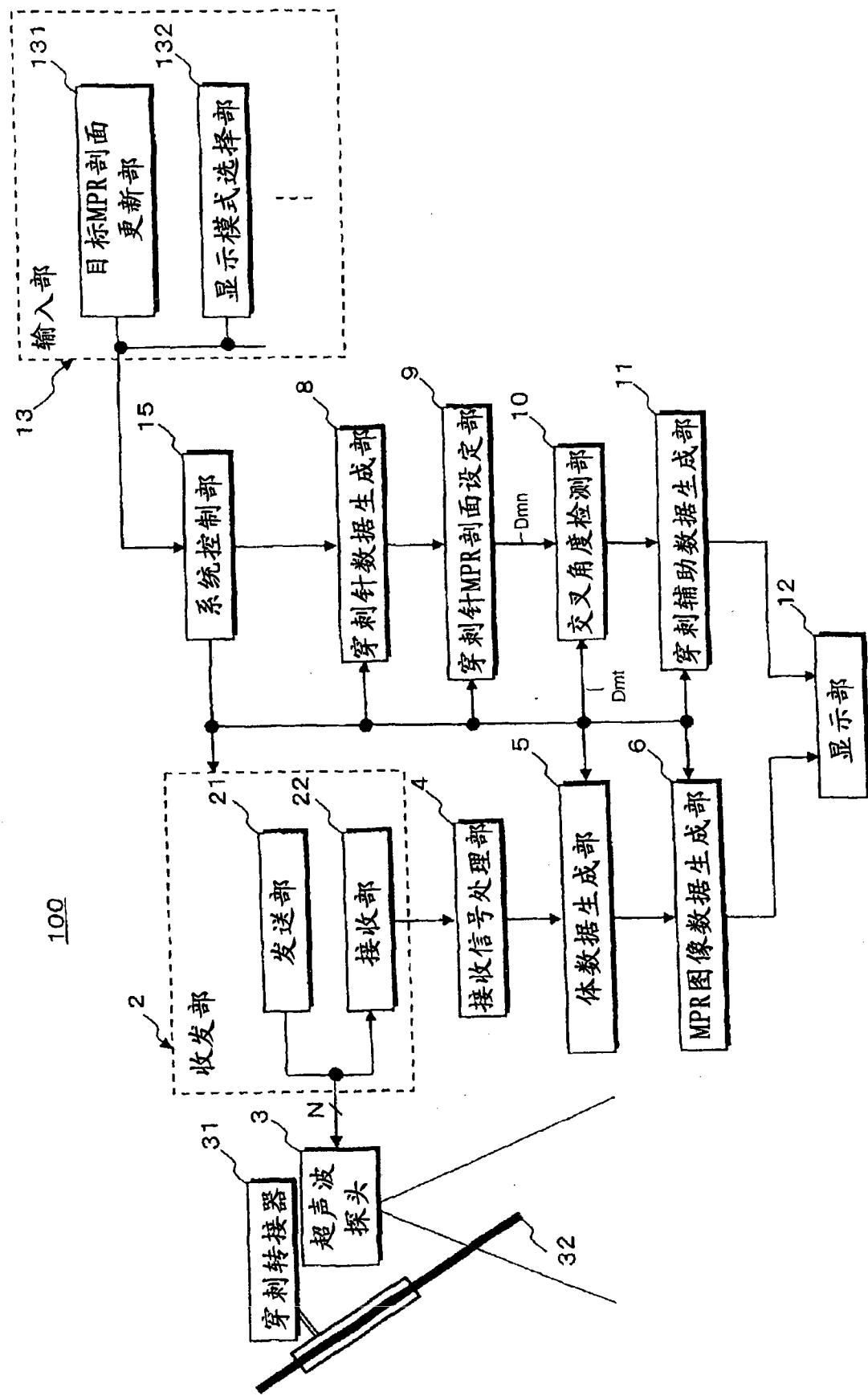
[0125] 本实施例与上述第 1 实施例同样,即使在刺入患者体内的穿刺针进入预设方向以外的方向的情况下,也能够正确且容易地把握穿刺针与对象部位的相对位置关系。

[0126] 特别是,在本实施例中,在生成穿刺辅助数据时,可以利用穿刺针投影数据的色调来识别位于目标 MPR 剖面前方的穿刺针和位于后方的穿刺针。并且,根据目标 MPR 剖面与穿刺针形成的交叉角度的大小,来设定穿刺针投影数据的透明度,由此可以直观地看到穿刺针相对于对象部位的位置偏离的方向和偏离的大小。因此可以高效率地进行使用穿刺针的检查和治疗。

[0127] 本发明不限于上述实施例,也可以变形来实施。例如,在上述实施例中,对重叠了表示预定刺入路径的刺入标记的目标图像数据和穿刺针图像数据进行合成,生成了穿刺辅

助数据,但是在用于生成穿刺辅助数据的目标图像数据中,不一定需要刺入标记。

[0128] 另外,在上述实施例中,描述了根据通过三维扫描收集的B模式数据来生成体数据的情况。但不限于此,也可以根据彩色多普勒数据等其它超声波数据来生成体数据。也可以通过凸型扫描、线性扫描、径向扫描来收集体数据。



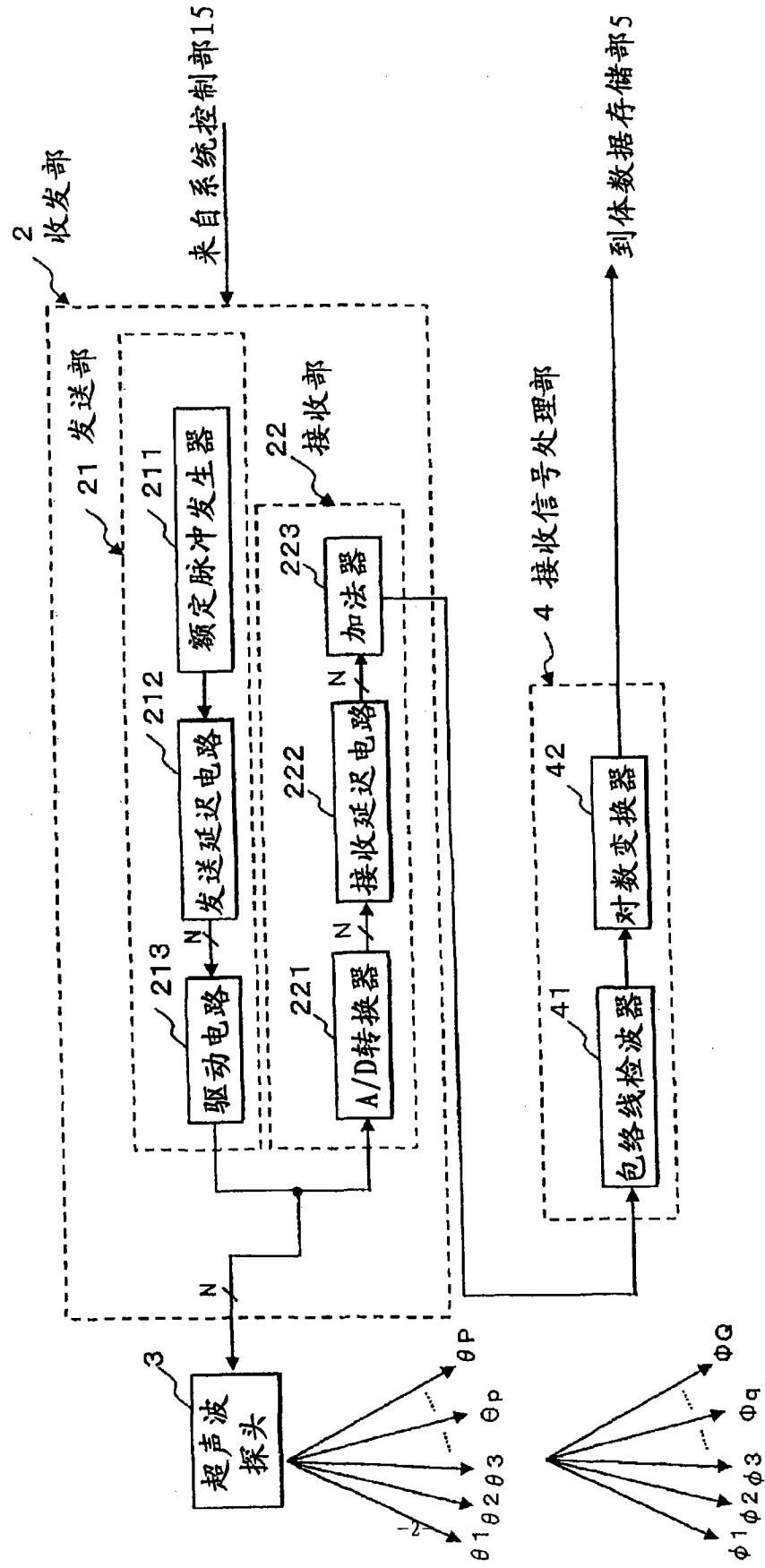


图 2

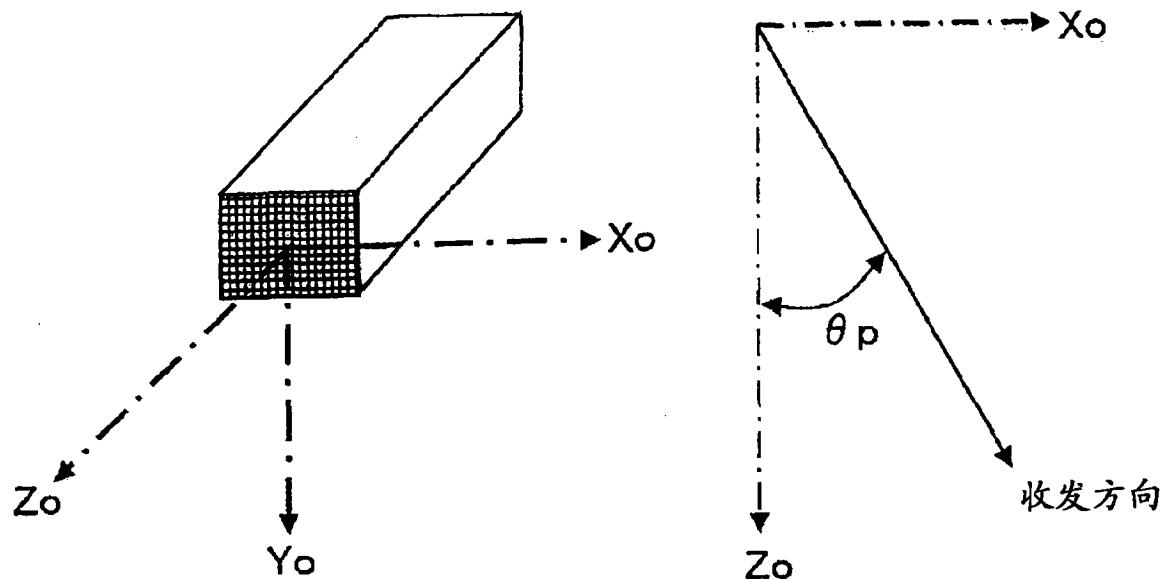


图 3A

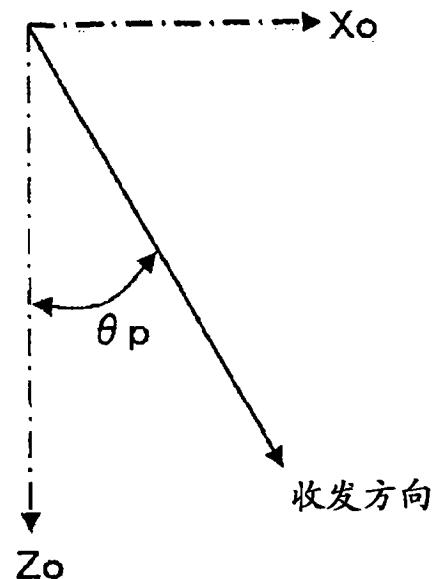


图 3B

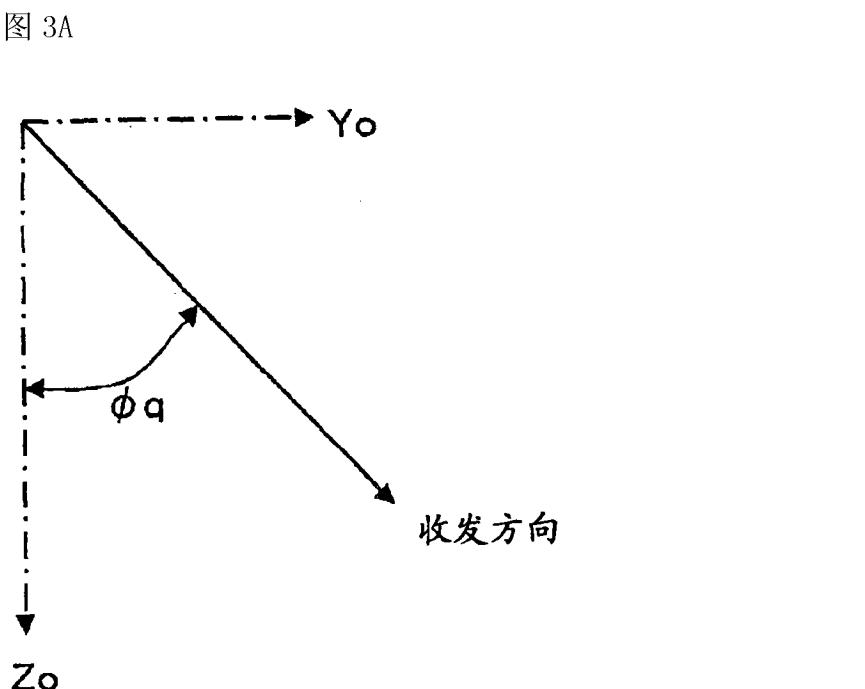


图 3C

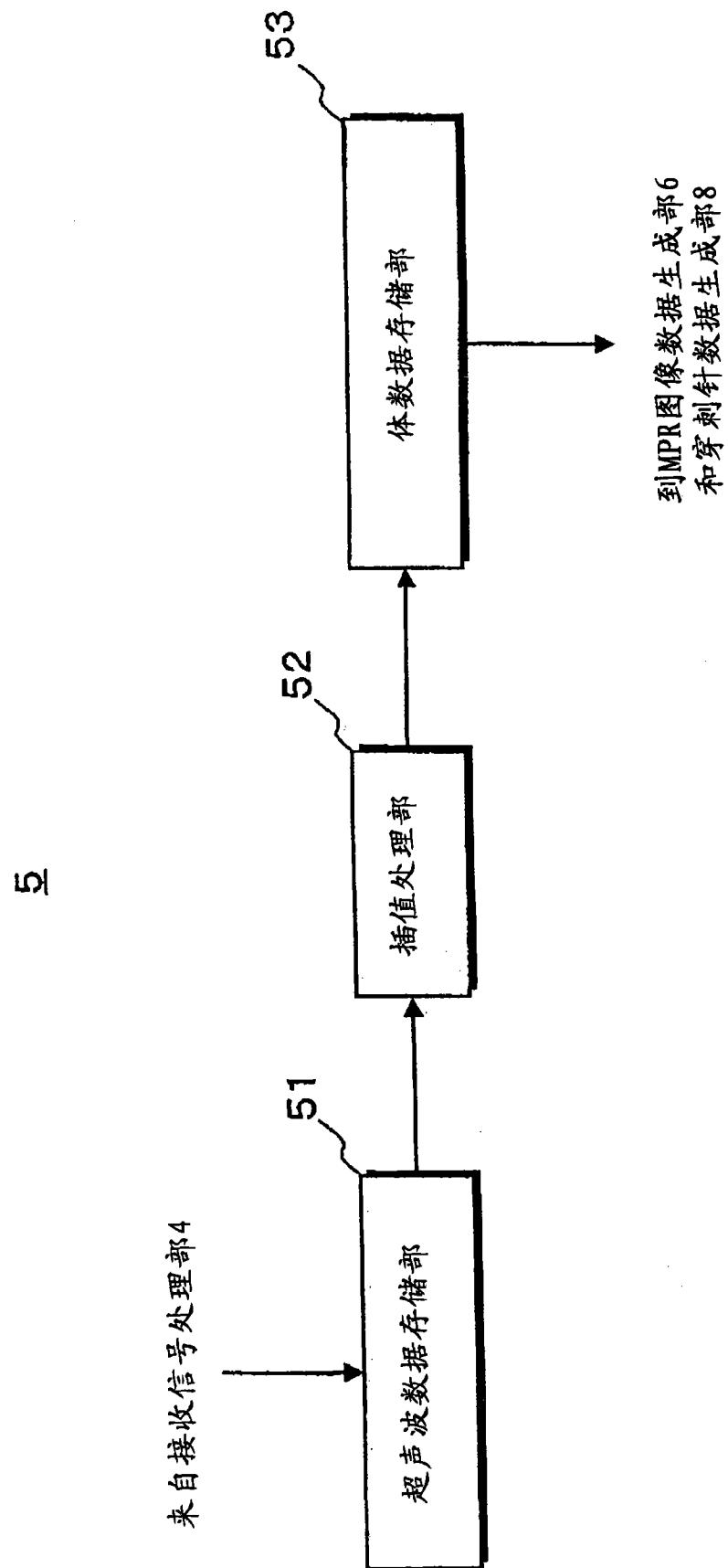


图 4

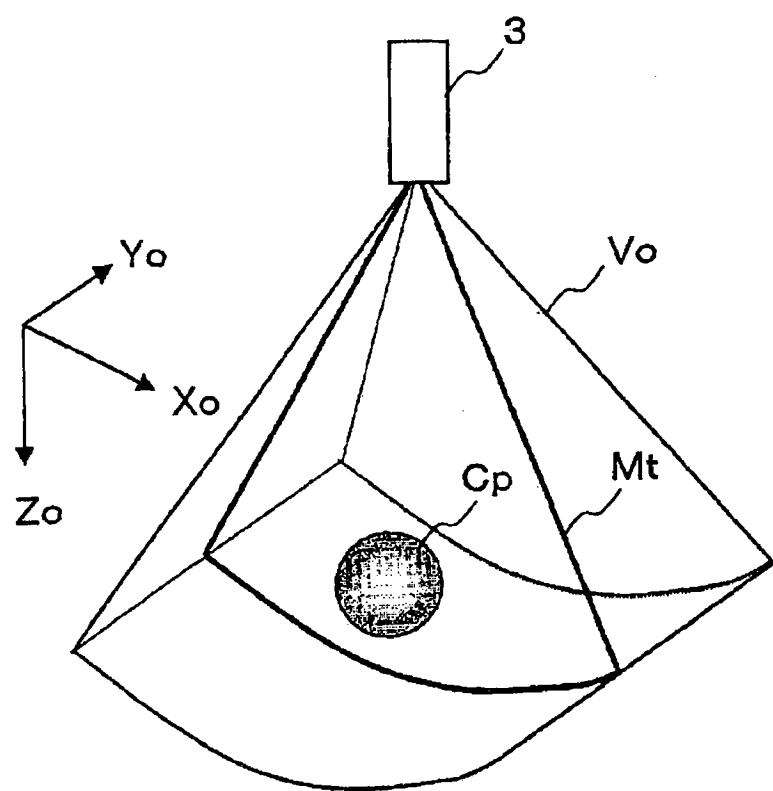


图 5A

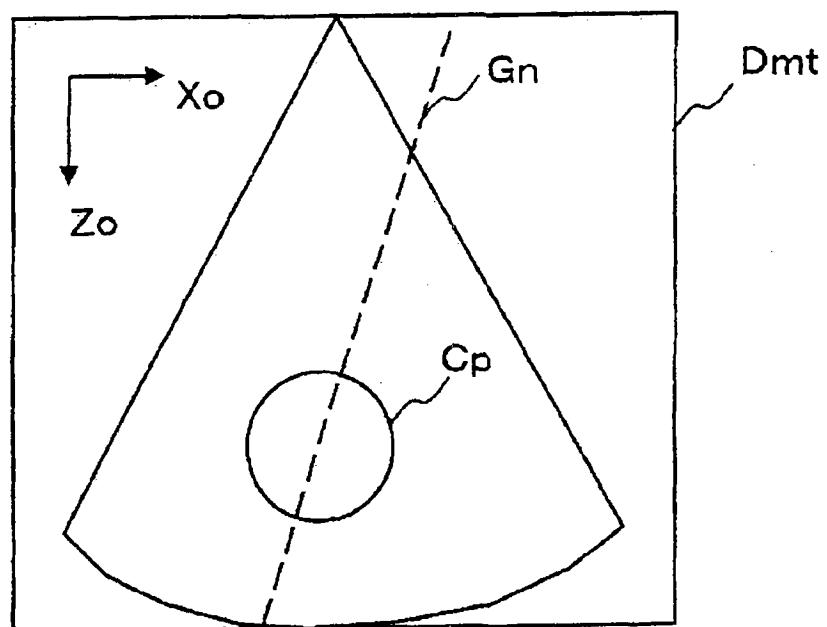


图 5B

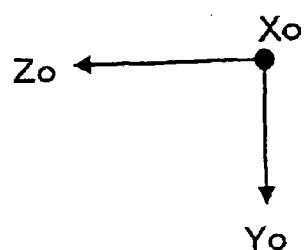
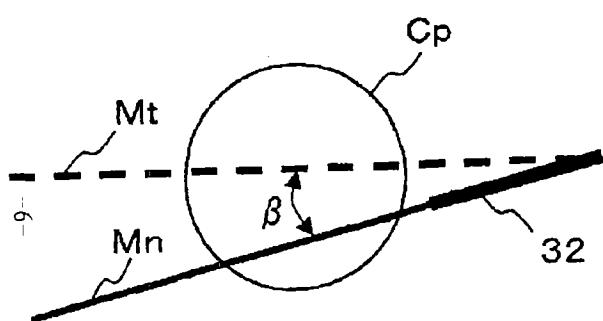


图 6A

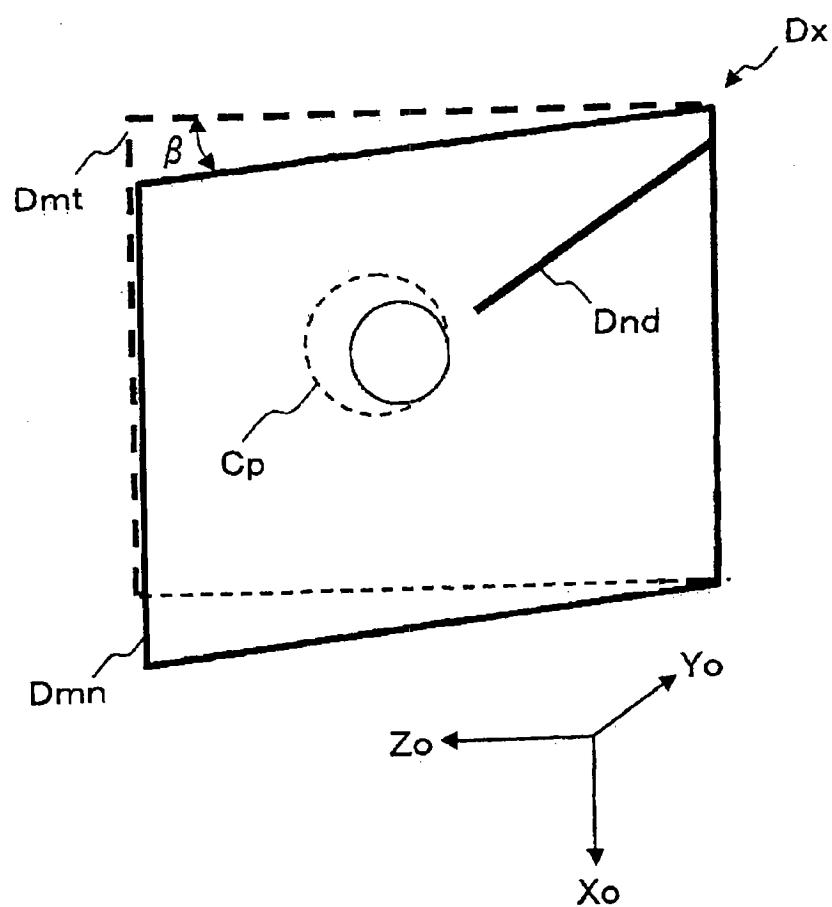


图 6B

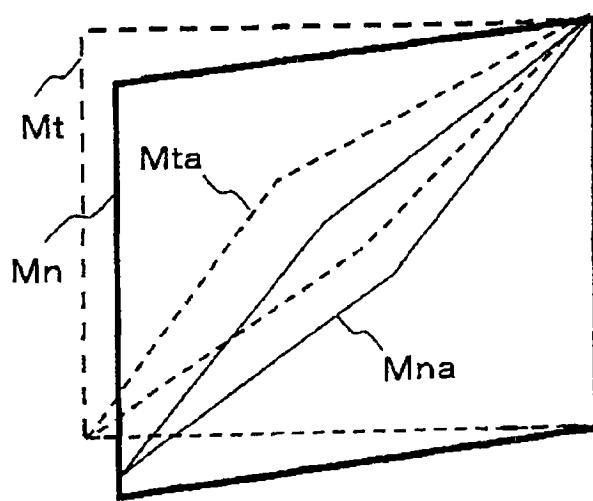


图 7A

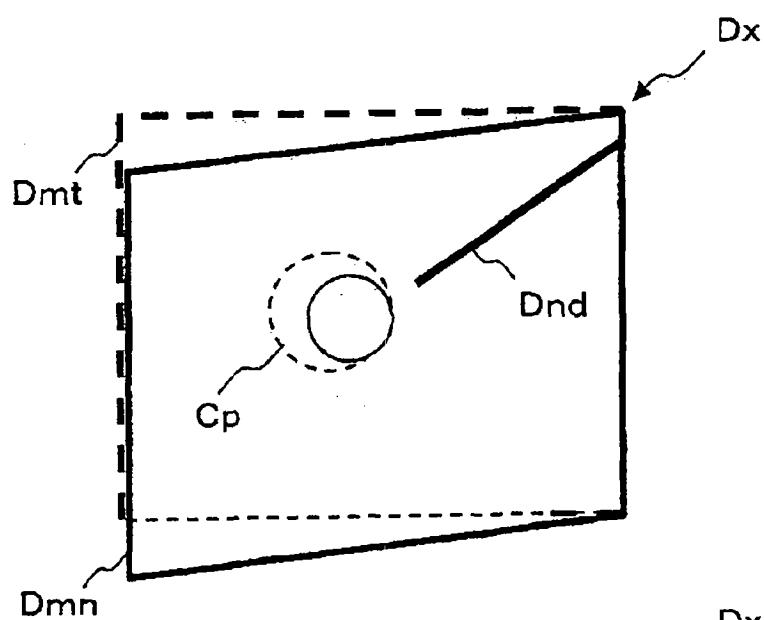


图 7B

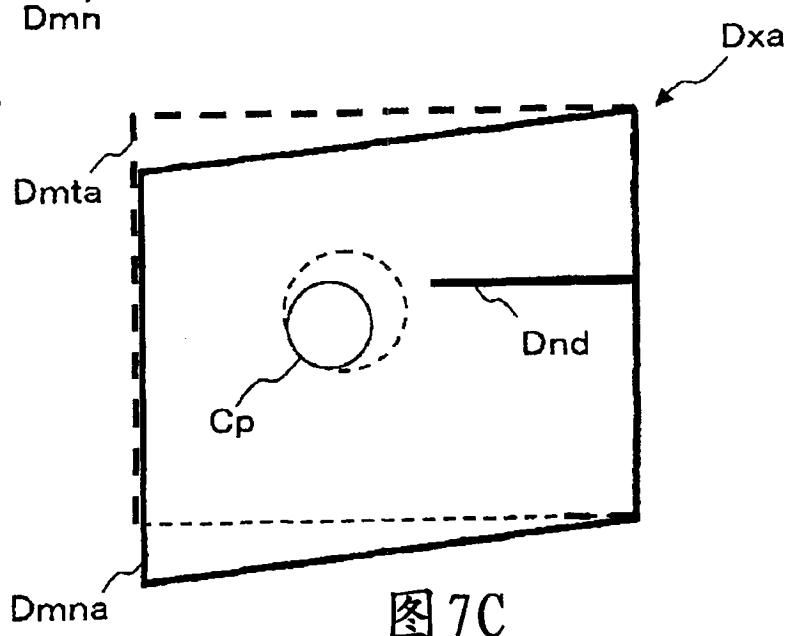
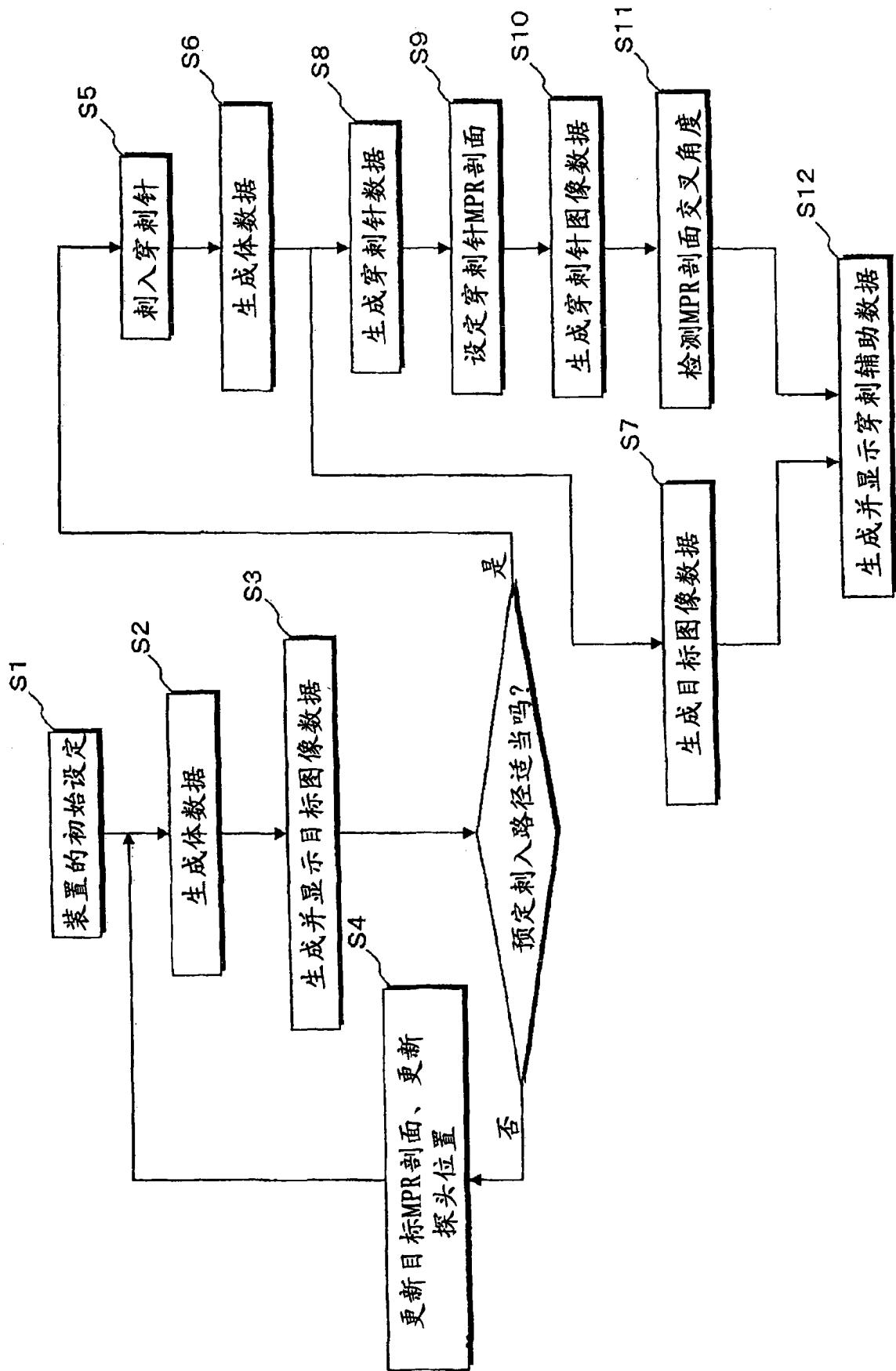


图 7C



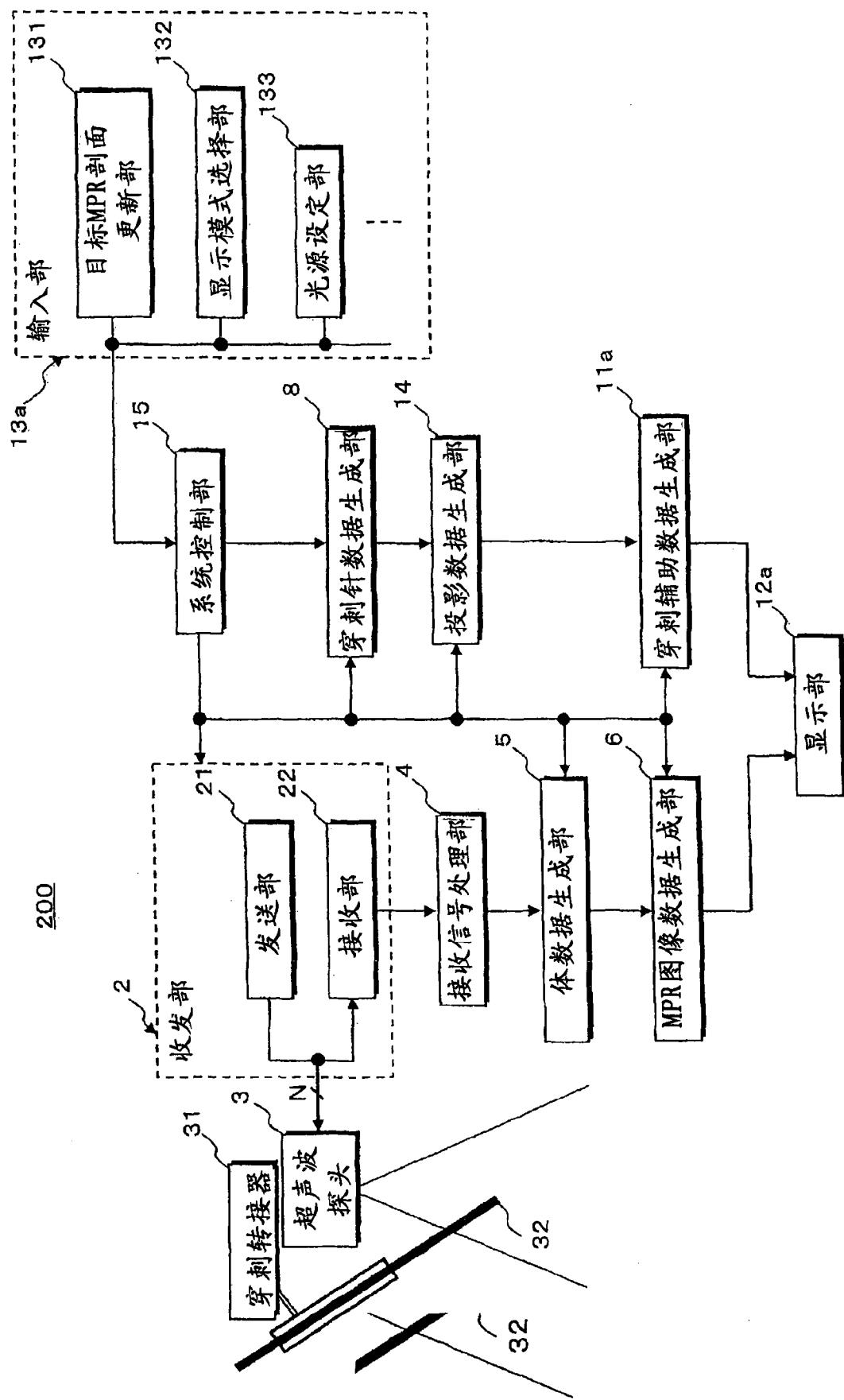


图 9

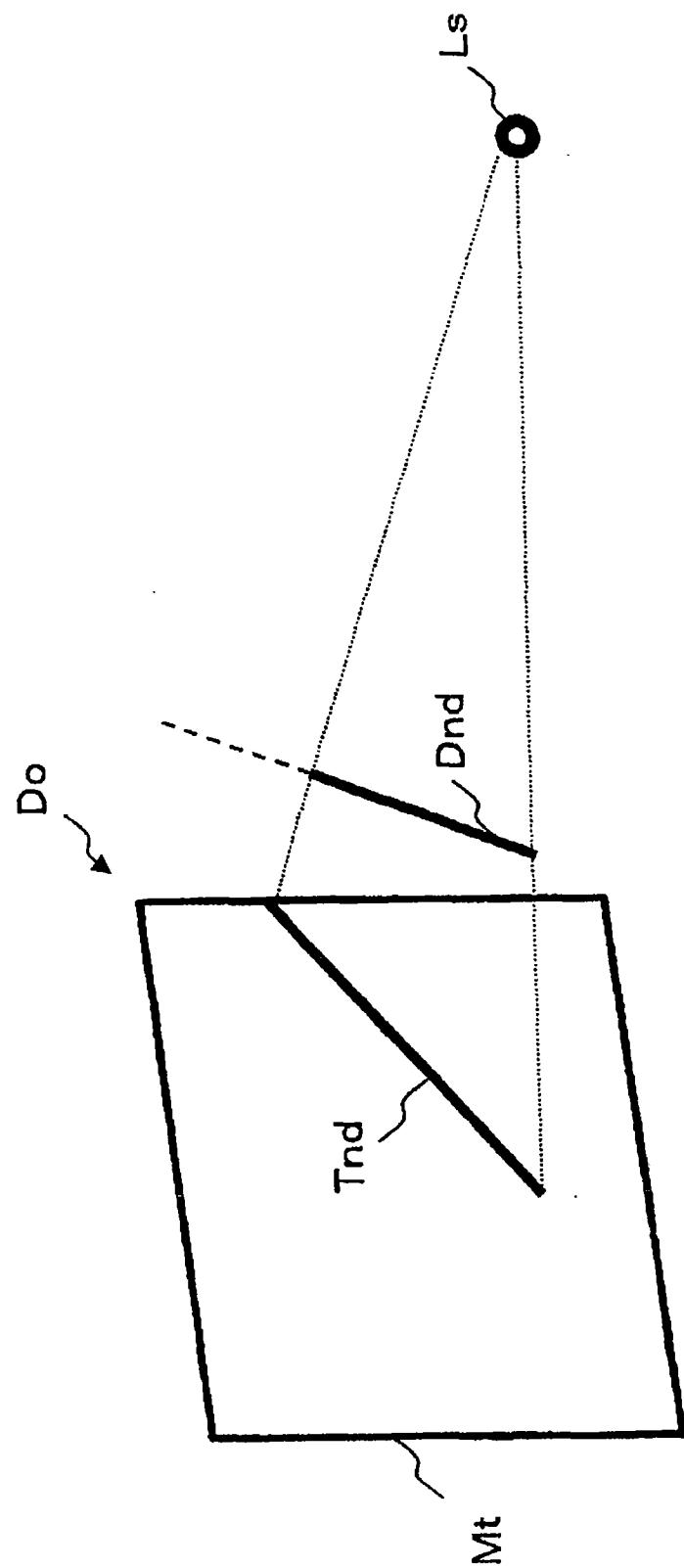


图 10

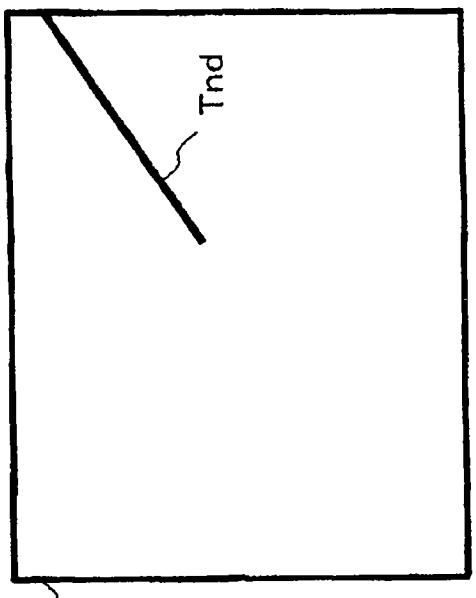


图 11B

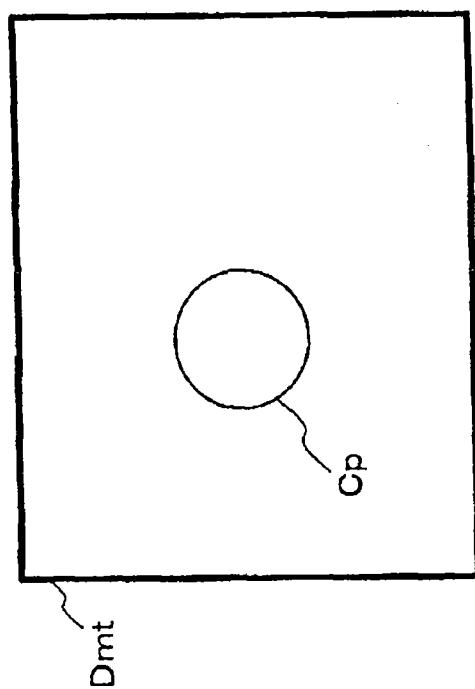


图 11A

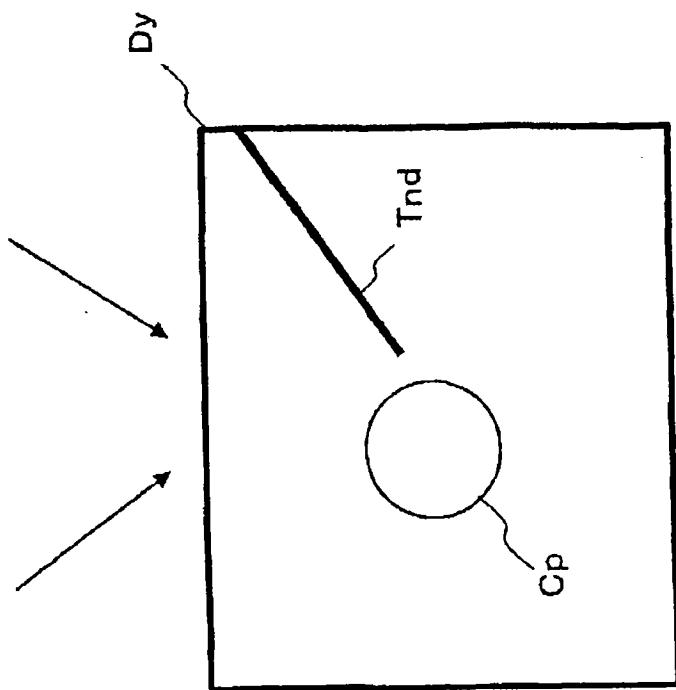


图 11C

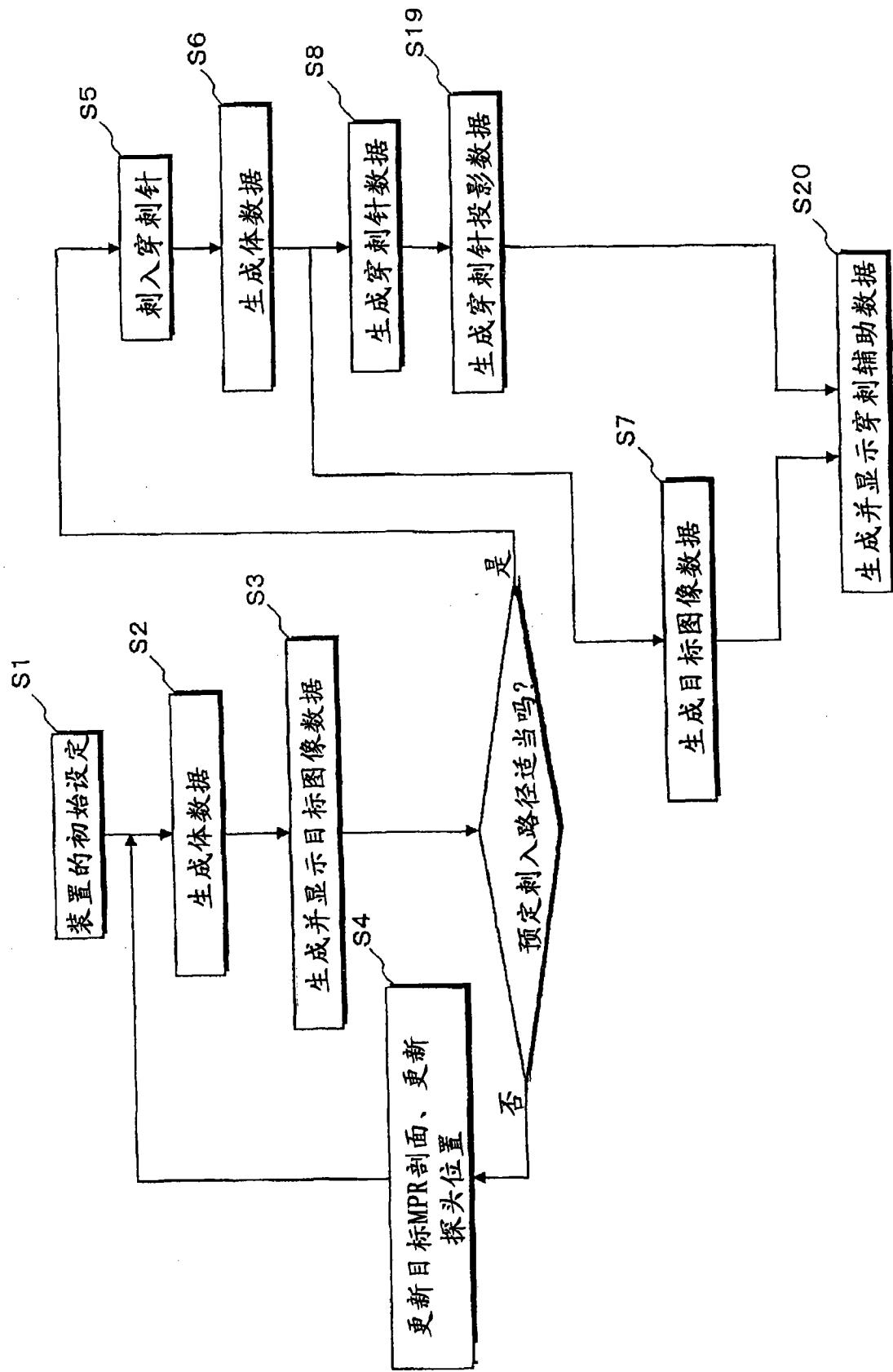


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置及其穿刺辅助用控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101843502A</a>	公开(公告)日	2010-09-29
申请号	CN201010150728.4	申请日	2010-03-23
[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	市冈健一 鹫见笃司 掛江明弘		
发明人	市冈健一 鹫见笃司 掛江明弘		
IPC分类号	A61B8/00 A61B17/34		
CPC分类号	A61B2019/507 A61B8/00 A61B2019/5289 A61B17/3403 A61B2019/5236 A61B2019/4836 A61B2017/3413 A61B8/483 A61B2034/107 A61B2090/0807 A61B2090/364 A61B2090/374		
优先权	2009070793 2009-03-23 JP		
其他公开文献	<a href="#">CN101843502B</a>		
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诊断装置及其穿刺辅助用控制方法，即使在刺入患者体内的穿刺针进入预设方向以外的方向而与对象部位产生位置偏离的情况下，也能够正确且容易地把握穿刺针与对象部位的相对位置偏离。MPR图像数据生成部对在包含对象部位的三维区域中收集的穿刺针刺入时的体数据设定规定的目标MPR剖面，生成目标图像数据。穿刺针MPR剖面设定部根据体数据生成表示穿刺针的位置和方向的穿刺针数据。交叉角度检测部检测上述目标MPR剖面与包含上述穿刺针数据的穿刺针MPR剖面的交叉角度。穿刺辅助数据生成部通过根据上述交叉角度对重叠了穿刺针数据的穿刺针图像数据和目标图像数据进行合成，生成穿刺辅助数据。

