



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103635143 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 12

(21) 申请号 201380000907. 1

(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

(22) 申请日 2013. 06. 26

代理人 许海兰

(30) 优先权数据

2012-148016 2012. 06. 29 JP

(51) Int. Cl.

2013-131455 2013. 06. 24 JP

A61B 8/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 09. 18

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/067562 2013. 06. 26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/003070 JA 2014. 01. 03

(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 佐佐木琢也

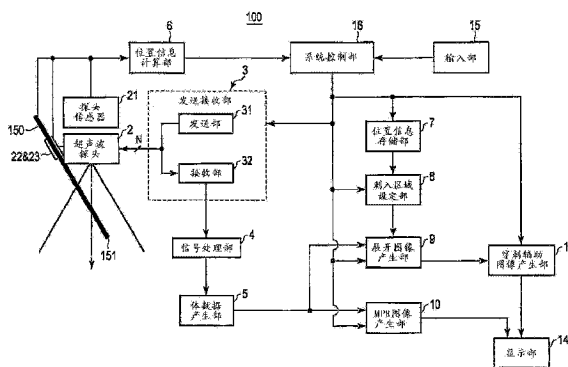
权利要求书2页 说明书16页 附图15页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波图像处理方法

(57) 摘要

提高超声波扫描下的穿刺术效率。超声波探头(2)包含多个振子。发送部(31)经由多个振子向被检体的扫描对象区域发送超声波。接收部(32)经由多个振子接收来自该扫描对象区域的超声波。体数据产生部(5)根据来自接收部(32)的接收信号产生与该扫描对象区域相关的体数据。刺入区域设定部(8)对体数据中的以穿刺针的刺入预定路径为中心轴的规定的范围设定刺入区域。展开图像产生部(9)产生由通过绕该中心轴的旋转角度和距离该中心轴的基准点的距离而规定的二维的极坐标来表现体数据中的刺入区域的侧面的亮度值分布的展开图像。显示部(14)显示展开图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:  
超声波探头,包含多个振子;  
发送部,经由上述多个振子向被检体的扫描对象区域发送超声波;  
接收部,经由上述多个振子接收来自上述扫描对象区域的超声波;  
体数据产生部,根据来自上述接收部的接收信号产生与上述扫描对象区域相关的体数据;  
关心区域设定部,对上述体数据中的以穿刺针的刺入预定路径为中心轴的规定的范围设定关心区域;  
展开图像产生部,产生由通过绕上述中心轴的旋转角度和距离上述中心轴的基准点的距离而规定的二维的极坐标来表现上述体数据中的上述关心区域的侧面的亮度值分布的展开图像;以及  
显示部,显示上述展开图像。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
上述基准点是穿刺目标区域中所包含的点,  
上述关心区域设定部根据上述穿刺目标区域的位置信息和上述穿刺针的前端部的初始位置来设定上述关心区域的上述中心轴。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
上述关心区域设定部将以上述关心区域的上述中心轴为基准具有规定半径的圆柱状的图像区域设定为上述关心区域。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
上述超声波诊断装置还具备穿刺辅助图像产生部,上述穿刺辅助图像产生部产生:在上述展开图像中,将用于辅助上述穿刺针的位置的把握的指针在上述展开图像上进行位置匹配并重叠的穿刺辅助图像,  
上述显示部显示上述穿刺辅助图像。
5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
上述穿刺辅助图像产生部产生将表示距离上述基准点的距离的距离标记在上述展开图像上进行位置匹配并重叠的上述穿刺辅助图像。
6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
上述距离标记在上述展开图像中从上述基准点开始每间隔一定间隔被重叠。
7. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
上述超声波诊断装置还具备检测部,上述检测部检测上述穿刺针的前端的位置信息;  
上述显示部将上述距离标记中的与上述穿刺针的前端部通过了的区间对应的距离标记和与未通过的区间对应的距离标记在视觉上能够区别地显示。
8. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
上述超声波诊断装置还具备位置检测部,上述位置检测部检测上述穿刺针的前端的位置信息,  
上述穿刺辅助图像产生部根据上述穿刺针的前端的位置信息和上述关心区域的侧面的位置信息,计算上述穿刺针与上述关心区域的侧面的交叉位置,产生将表示上述交叉位置的交叉位置标记在上述展开图像上进行位置匹配并重叠的上述穿刺辅助图像。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备提取部,上述提取部将与由操作者指定的解剖学区域相关的像素数据从上述体数据中提取出,

上述展开图像产生部对上述像素数据施加与将上述关心区域的侧面中的亮度值分布作为对象的坐标转换相同的坐标转换,将实施了上述坐标转换的像素数据重叠于上述展开图像。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述解剖学区域是管腔区域。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述展开图像产生部以上述穿刺针的前端部的位置为上述基准点,产生将上述展开图像的径方向的范围限定于距离上述基准点一定范围的其他的展开图像,

上述显示部显示上述其他的展开图像。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备穿刺辅助图像产生部,上述穿刺辅助图像产生部产生在上述其他的展开图像中将用于辅助上述穿刺针的位置的把握的指针在上述其他的展开图像中进行位置匹配并重叠的穿刺辅助图像,

上述显示部显示上述穿刺辅助图像。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示部显示用于表示实际空间中的上述展开图像的方位的方位标记。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备存储部,上述存储部存储表现上述被检体内部的硬度指标值的空间分布的硬度体数据,

上述展开图像产生部对上述硬度体数据中的上述关心区域的侧面中的硬度指标值分布实施与将上述体数据中的上述关心区域的侧面中的亮度值分布作为对象的坐标转换相同的坐标转换,产生其他的展开图像,

上述显示部对上述展开图像重叠上述其他的展开图像来显示。

15. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

穿刺目标区域设定部,按照来自用户的指示,设定作为穿刺对象的穿刺目标区域;和  
穿刺辅助图像产生部,产生在与上述穿刺目标区域对应的位置重叠有表示上述穿刺目标区域的标记的上述展开图像。

16. 一种超声波图像处理方法,其特征在于,具备:

对由超声波诊断装置产生的超声波体数据中的以穿刺针的刺入预定路径为中心轴的规定的范围设定关心区域;

产生由通过绕上述中心轴的旋转角度和距离上述中心轴的基准点的距离而规定的二维的极坐标来表现上述超声波体数据中的上述关心区域的侧面的亮度值分布的展开图像;  
以及

显示上述展开图像。

## 超声波诊断装置以及超声波图像处理方法

### 技术领域

[0001] 本实施方式涉及超声波诊断装置以及超声波图像处理方法。

### 背景技术

[0002] 超声波诊断装置从内置于超声波探头的振子向患者的体内放射超声波脉冲。超声波诊断装置由振子来接收由于生物体组织的声阻抗的差异而生成的超声波反射波。超声波诊断装置根据由超声波反射波的接收而产生的接收信号收集各种生物体信息。近年来的超声波诊断装置能够通过控制向多个振子供给的驱动信号、从上述振子得到的接收信号的延迟时间,从而电子地控制超声波的发送接收方向、会聚点。通过使用这样的超声波诊断装置,从而操作者能够仅仅通过使超声波探头的前端部与体表面接触的简单的操作,来实时地容易地观察图像。超声波诊断装置在生物体脏器的形态诊断、功能诊断中广泛使用。

[0003] 近年来,开发了一种在观察使用这样的超声波诊断装置得到的图像下,通过对患者的病灶部(检查/治疗对象部位)刺入穿刺针来进行规定的检查或者治疗的方法。例如,在包含穿刺针的剖面中显示收集到的二维图像。在该二维图像中描绘出病灶部和穿刺针。操作者一边观察病灶部和穿刺针把握它们的位置关系一边对病灶部刺入穿刺针。

[0004] 以辅助穿刺针的准确的刺入为目的,在二维图像上重叠有穿刺导线。穿刺导线是表示穿刺针的刺入预定路径的直线状的标记。穿刺导线根据安装于超声波探头的穿刺用适配器的信息等制成。

[0005] 穿刺针以在患者的体内直线地刺入为前提。然而,通常的穿刺针不具有足够的硬度。因此,当刺入路径中的生物体组织的弹性(硬度)特性不均匀时,有时穿刺针向与穿刺导线所表示的刺入预定路径不同的方向刺入。当穿刺针偏离二维图像的剖面时,在该二维图像中不能把握穿刺针的前端部。

[0006] 为了解决这样的问题点而提出了以下这样的超声波诊断装置。该超声波诊断装置使用二维状地排列多个振子的二维阵列超声波探头收集包含病灶部的患者体内的三维区域中的体数据,同时,检测刺入该三维区域的穿刺针的前端位置信息。该超声波诊断装置根据体数据生成以穿刺针前端部为基准相互正交的多个剖面图像,并显示这些多个剖面图像。操作者通过观察这些多个剖面图像,从而在穿刺针弯曲而刺入的情况下,也能够准确地把握穿刺针的前端部。

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献:日本特开 2000-185041 号公报

### 发明内容

[0009] 根据使用体数据的上述的方法,即使在由于生物体组织中的弹性特性的不均匀性而造成穿刺针的实际的刺入路径从刺入预定路径偏离的情况下,也能够准确地捕捉穿刺针前端部的位置信息。

[0010] 然而,通过上述显示方法观察的区域被限定于以穿刺针前端部为基准设定的相互

正交的MPR剖面。通过该显示方法难以更有效地观察以刺入前或者刺入中的穿刺针前端部为基准的大范围的形态信息。

[0011] 实施方式的目的提供一种能够提供提高超声波扫描下的穿刺术的效率的超声波诊断装置以及超声波图像处理方法。

[0012] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置具备：超声波探头，包含多个振子；发送部，经由上述多个振子对被检体的扫描对象区域发送超声波；接收部，经由上述多个振子接收来自上述扫描对象区域的超声波；体数据产生部，根据来自上述接收部的接收信号产生与上述扫描对象区域相关的体数据；图像区域设定部，对上述体数据中的以穿刺针的刺入预定路径为中心轴的规定的范围设定关心区域；展开图像产生部，产生由通过绕上述中心轴的旋转角度和距离上述中心轴的基准点的距离而规定的二维的极坐标来表现上述体数据中的上述关心区域的侧面的亮度值分布的展开图像；显示部，显示上述展开图像。

[0013] 实现提高超声波扫描下的穿刺术的效率。

### 附图说明

[0014] 图1是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构图。

[0015] 图2是表示图1的发送接收部以及信号处理部的结构图。

[0016] 图3A是用于说明图1的超声波探头与超声波发送接收方向的关系的图，是表示超声波探头2与pqr正交坐标系的位置关系的图。

[0017] 图3B是用于说明图1的超声波探头与超声波发送接收方向的关系的图，是将超声波的发送接收方向 $\theta_p$ 向图3A的pqr坐标系的pr平面投影的图。

[0018] 图3C是用于说明图1的超声波探头与超声波发送接收方向的关系的图，是将超声波的发送接收方向 $\phi_q$ 向图3A的pqr坐标系的qr平面投影的图。

[0019] 图4是表示本实施方式的超声波诊断装置所具备的体数据产生部的结构图。

[0020] 图5是表示图1的位置信息计算部的结构图。

[0021] 图6是表示由图1的刺入区域设定部设定的刺入区域的图。

[0022] 图7是表示图1的展开图像产生部的结构图。

[0023] 图8是表示由图1的展开图像产生部产生的展开图像的图。

[0024] 图9是表示由图1的展开图像产生部产生的、重叠有管腔区域的展开图像的图。

[0025] 图10是表示由图1的穿刺辅助图像产生部产生的、包含距离标记的穿刺辅助图像的一个例子的图。

[0026] 图11是表示由图1的穿刺辅助图像产生部产生的、包含与穿刺针已经通过的区间对应的距离标记和与未通过的区间对应的距离标记的穿刺辅助图像的一个例子的图。

[0027] 图12是表示由图1的穿刺辅助图像产生部产生的、包含交叉位置标记的穿刺辅助图像的一个例子的图。

[0028] 图13是表示在图1的系统控制部的控制下进行的穿刺辅助图像的产生/显示处理的典型的例子的图。

[0029] 图14A是表示应用例1所涉及的穿刺辅助图像的图，是用于说明与区间[q2-q5]相关的穿刺辅助图像的图。

[0030] 图14B是表示应用例1所涉及的穿刺辅助图像的图，是用于说明与区间[q0-q3]

相关的穿刺辅助图像的图。

[0031] 图 15 是表示应用例 1 的变形例所涉及的穿刺辅助图像的图,是表示包含重叠有穿刺目标区域的展开图像的穿刺辅助图像的图。

[0032] 图 16A 是从正面来观察安装了本实施方式所涉及的探头标记的超声波探头的图。

[0033] 图 16B 是从上方来观察安装了本实施方式所涉及的探头标记的超声波探头的图。

[0034] 图 17 是表示由图 1 的穿刺辅助图像产生部产生的、包含方位标记的穿刺辅助图像的图。

[0035] 符号说明

[0036] 2...超声波探头、21...探头传感器、22...穿刺用适配器、23...适配器传感器、3...发送接收部、31...发送部、32...接收部、4...接收信号处理部、5...体数据生成部、6...位置信息计算部、7...位置信息存储部、8...刺入区域设定部、9...展开图像产生部、10...MPR 图像产生部、11...穿刺辅助图像产生部、14...显示部、15...输入部、16...系统控制部、150...穿刺针、151...穿刺针传感器、100...超声波诊断装置

## 具体实施方式

[0037] 以下,参照附图说明本发明的实施方式。

[0038] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置在穿刺术中使用。本实施方式所涉及的穿刺针可以是以病灶部的组织采取为目的的生检用(生物体组织检查用)的穿刺针,也可以是能够进行病灶部的灼烧治疗的 RFA 穿刺针等灼烧治疗用穿刺针。以下,为了具体地进行本实施方式的说明,假设本实施方式所涉及的穿刺针是生物体组织检查用的穿刺针。

[0039] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置如果能够产生体数据,则对超声波探头的类型不设置限制。即,本实施方式所涉及的超声波探头可以是具有二维状地排列的多个振子的二维阵列类型,也可以是具有一维状地排列的多个振子的一维阵列类型。当是二维阵列类型时,超声波诊断装置通过经由二维状地排列的多个振子对三维区域进行超声波扫描来收集体数据。当是一维阵列类型时,超声波诊断装置通过一边使一维的振子列机械地移动一边经由该振子列反复对扫描面进行超声波扫描来收集体数据。

[0040] 图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 的整体结构的框图。如图 1 所示,超声波诊断装置 100 具有超声波探头 2、发送接收部 3、信号处理部 4、体数据产生部 5、位置信息计算部 6、以及位置信息存储部 7。

[0041] 超声波探头 2 具有多个振子。多个振子对于穿刺针 150 刺入前或者刺入中的患者体内的三维的扫描区域放射超声波(超声波脉冲)。多个振子将来自扫描区域的超声波(超声波反射波)转换成电气的接收信号。在超声波探头 2 的内部或者周边部,设置有用把握实际空间中的超声波探头 2 的位置、方向的探头传感器 21。探头传感器 21 是设置于超声波探头 2 的位置传感器。探头传感器 21 检测超声波探头 2 的位置。在超声波探头 2 的壁面,设置有穿刺用适配器 22 和适配器传感器 23。穿刺用适配器 22 规定病灶部的检查或者治疗所使用的穿刺针 150 的刺入初始位置,同时,对于刺入方向自由滑动地保持穿刺针 150。适配器传感器 23 是设置于穿刺用适配器 22 的位置传感器。适配器传感器 23 检测穿刺用适配器 22 的前端位置。穿刺用适配器 22 的前端位置与穿刺针 150 的刺入的初始位置对应。在穿刺针 150 的前端设置有穿刺针传感器 151。穿刺针传感器 151 检测穿刺针 150 的前端

位置。

[0042] 发送接收部 3 向多个振子供给用于对于扫描区域放射超声波的驱动信号。发送接收部 3 对从这些多个振子得到的多个通道的接收信号进行整相相加。信号处理部 4 对整相相加后的接收信号进行信号处理产生 B 模式数据。体数据产生部 5 根据以超声波的发送接收方向为单位得到的上述的 B 模式数据产生体数据。

[0043] 位置信息计算部 6 根据来自穿刺针传感器 151、探头传感器 21、以及适配器传感器 23 的位置信号对穿刺针 150 的前端的位置信息进行计算。以下,将穿刺针 150 的前端的位置信息称为针尖位置信息。针尖位置信息是相对于超声波探头 2 的穿刺针 150 的前端的相对的位置信息。另外,位置信息计算部 6 根据来自穿刺针传感器 151、探头传感器 21、以及适配器传感器 23 的位置信号计算穿刺针 150 的前端的初始位置信息。以下,将穿刺针 150 的前端的初始位置信息称为针尖初始位置信息。针尖初始位置信息是相对于超声波探头 2 的、即将刺入之前的穿刺针 150 的前端的相对的位置信息。穿刺针 150 初始位于穿刺用适配器 22 的前端。即,针尖初始位置信息是相对于超声波探头 2 的穿刺用适配器 22 的前端的相对的位置信息。另外,位置信息存储部 7 存储由位置信息计算部 6 计算出的针尖位置信息和针尖初始位置信息。

[0044] 如图 1 所示,超声波诊断装置 100 还具有刺入区域设定部 8、展开图像产生部 9、以及 MPR 图像产生部 10。

[0045] 刺入区域设定部 8 对体数据中的以穿刺针 150 的刺入预定路径为中心轴的规定的范围设定图像区域。以下,将该图像区域称为刺入区域。具体而言,刺入区域设定部 8 根据针尖初始位置信息和穿刺目标区域对体数据设定穿刺针 150 的刺入预定路径。例如,穿刺目标区域是按照由操作者进行的经由输入部 15 的对于 MPR 图像的指示来设定的。并且,刺入区域设定部 8 将以刺入预定路径为中心轴的具有规定的大小的规定形状的图像区域设定为刺入区域。刺入区域的形状可以是圆筒形,也可以是多角柱形。以下,假设刺入区域的形状是圆筒形。刺入区域的半径能够由操作者经由输入部 15 任意地设定。

[0046] 展开图像产生部 9 产生由通过绕该刺入区域的中心轴的旋转角度和距离该中心轴的基准点的距离而规定的二维极坐标来表现体数据中的刺入区域的侧面的亮度值分布的图像。以下,将该图像称为展开图像。

[0047] MPR 图像产生部 10 根据体数据产生所希望剖面的 MPR (multi planar reconstruction, 多平面重建) 图像数据。

[0048] 另外,超声波诊断装置 100 具有穿刺辅助图像产生部 11。穿刺辅助图像产生部 11 产生将用于辅助穿刺针 150 的位置的把握的穿刺指针进行位置匹配并重叠的展开图像。以下,将重叠了穿刺指针的展开图像称为穿刺辅助图像。

[0049] 如图 1 所示,超声波诊断装置 100 还具有显示部 14、输入部 15、以及系统控制部 16。

[0050] 显示部 14 显示各种信息。例如,显示部 14 显示 MPR 图像、展开图像、穿刺辅助图像。具体而言,显示部 14 具备有未图示的显示数据产生部、数据转换部、以及显示器。显示数据产生部将上述的 MPR 图像、穿刺辅助图像转换成规定的显示格式产生显示数据。数据转换部对于上述的显示数据进行 D/A 转换、视频格式转换等转换处理。显示器显示转换处理后的显示数据。

[0051] 输入部 15 经由输入设备接收由操作者进行的各种指示。作为输入设备,例如,在操作面板上能够列举出显示面板、键盘、轨迹球、鼠标、选择按钮、输入按钮等。

[0052] 系统控制部 16 综合地控制上述的各部分。系统控制部 16 具备有未图示的 CPU 和输入信息存储部。在输入部 15 中输入或者设定的上述的各种信息保存于输入信息存储部。CPU 使用上述的各种信息综合地控制超声波诊断装置 100 所具备的各部分。通过各部分的综合控制,执行对于该患者的三维区域的超声波扫描。另外,通过各部分的综合控制,根据通过超声波扫描收集到的体数据,执行对使用穿刺针 150 的检查或者治疗有效的穿刺辅助图像的产生和显示。

[0053] 接着,说明通过超声波扫描产生体数据的处理。

[0054] 图 2 是表示发送接收部 3 与信号处理部 4 的详细的结构的图。超声波探头 2 在其前端部具有二维排列的  $N$  个 ( $N=N_1 \times N_2$ ) 未图示的振子。操作者在超声波扫描时,使超声波探头 2 的前端部与患者的体表接触。振子分别经由未图示的  $N$  个通道的多芯电缆与发送接收部 3 连接。这些振子是电气声音转换元件,在发送时将驱动信号(电气脉冲)转换成发送超声波(超声波脉冲),在接收时将接收超声波(超声波反射波)转换成电气的接收信号。

[0055] 另外,在超声波探头 2 中,存在扇形扫描对应、线性扫描对应、凸型扫描对应等各种类型。操作者能够根据检查/治疗部位任意地选择合适的超声波探头 2。在本实施方式中,以在其前端部具有二维排列的  $N$  个振子的扇形扫描用的超声波探头 2 为前提进行说明。

[0056] 如图 2 所示,发送接收部 3 具有发送部 31 和接收部 32。发送部 31 向超声波探头 2 中所包含的多个振子供给用于对患者体内的规定方向放射的超声波的驱动信号。接收部 32 对从多个振子供给的多个通道的接收信号进行整相相加。

[0057] 发送部 31 具备有速率脉冲产生器 311、发送延迟电路 312、以及驱动电路 313。

[0058] 速率脉冲产生器 311 通过对从系统控制部 16 供给的基准信号进行分频来产生确定向体内放射的发送超声波的重复周期的速率脉冲。速率脉冲产生器 311 将所产生的速率脉冲向发送延迟电路 312 供给。发送延迟电路 312 例如由与从内置于超声波探头 2 的  $N$  个振子中选择的  $N_t$  个发送用振子相同的数量的独立的延迟电路构成。发送延迟电路 312 对于从速率脉冲产生器 311 供给的上述的速率脉冲赋予会聚用延迟时间和偏向用延迟时间。会聚用延迟时间是用于在规定的深度会聚发送超声波的延迟时间。偏向用延迟时间是用于在规定的方向放射发送超声波的延迟时间。驱动电路 313 根据从发送延迟电路 312 供给的速率脉冲产生赋予了上述的会聚用延迟时间和偏向用延迟时间的驱动用脉冲。将所产生的驱动用脉冲向内置于超声波探头 2 的  $N_t$  个发送用振子供给。

[0059] 接收部 32 具备有前置放大器 321、A/D 转换器 322、接收延迟电路 323、以及加法器 324。

[0060] 前置放大器 321 只设置有与从内置于超声波探头 2 的  $N$  个振子中选择的  $N_r$  个接收用振子对应的  $N_r$  通道。前置放大器 321 将来自接收用振子的接收信号放大。A/D 转换器 322 将从前置放大器 321 供给的  $N_r$  通道的接收信号从模拟信号转换成数字信号。接收延迟电路 323 分别对从 A/D 转换器 322 输出的  $N_r$  通道的接收信号赋予会聚用延迟时间和偏向用延迟时间。会聚用延迟时间是用于会聚来自规定的深度的接收超声波的延迟时间。偏向用延迟时间是用于对规定方向设定强的接收指向性的延迟时间。加法器 324 对从接收延迟电路 323 输出的  $N_r$  通道的接收信号进行加法合成。即,由接收延迟电路 323 和加法器

324 对接收信号进行整相相加。

[0061] 图 3 是表示以超声波探头 2 的中心轴为  $r$  轴的正交坐标系 ( $pqr$ ) 中的超声波的发送接收方向 ( $\theta_p$ 、 $\phi_q$ ) 的图。图 3A 是表示超声波探头 2 与  $pqr$  正交坐标系的位置关系的图。在图 3A 中, 作为一个例子, 将  $N$  个振子二维排列于  $p$  轴方向以及  $q$  轴方向。即, 由  $p$  轴和  $q$  轴规定的二维面与  $N$  个振子的排列面一致。 $r$  轴与振子的排列面正交。 $r$  轴被规定为通过振子的排列面的中心。图 3B 是表示将超声波的发送接收方向  $\theta_p$  投影到  $pr$  平面的图。图 3C 是表示将超声波的发送接收方向  $\phi_q$  投影到  $qr$  平面的图。

[0062] 如图 2 所示, 接收信号处理部 4 具备有包络线检波器 41 和对数转换器 42。包络线检波器 41 分别对从加法器 324 输出的接收信号进行包络线检波。对数转换器 42 对包络线检波后的接收信号实施对数转换处理, 通过对数转换, 相对地强调更小的信号振幅。对数转换处理后的接收信号被称为 B 模式数据。将 B 模式数据向体数据产生部 5 供给。

[0063] 图 4 是表示体数据产生部 5 的详细的结构的图。体数据产生部 5 具备有 B 模式数据存储部 51、插补处理部 52、以及体数据存储部 53。

[0064] B 模式数据存储部 51 将通过超声波扫描收集到的 B 模式数据与发送接收方向 ( $\theta_p$ 、 $\phi_q$ ) 的信息建立关联依次存储。将发送接收方向的信息从系统控制部 16 供给。

[0065] 插补处理部 52 将从 B 模式数据存储部 51 读出的 B 模式数据按照发送接收方向 ( $\theta_p$ 、 $\phi_q$ ) 排列在存储器内。并且, 插补处理部 52 对于所排列的 B 模式数据实施插补处理等产生体数据 (B 模式体数据)。所得到的体数据被存储于体数据存储部 53。

[0066] 接着, 针对位置信息计算部 6 的细节进行说明的。图 5 是表示位置信息计算部 6 的详细的结构的图。如图 5 所示, 位置信息计算部 6 具备有穿刺针位置信息计算部 61、适配器位置信息计算部 62、探头位置信息计算部 63、以及相对位置信息计算部 64。穿刺针位置信息计算部 61 根据从穿刺针传感器 151 供给的位置信号计算穿刺针 150 的前端的位置信息。适配器位置信息计算部 62 根据从适配器传感器 23 供给的位置信号计算穿刺用适配器 22 的前端的位置信息 (即, 刺入前的穿刺针前端部的位置信息)。探头位置信息计算部 63 根据从设置于超声波探头 2 的内部或者周边部的多个探头传感器 21 供给的位置信号计算超声波探头 2 的位置信息 (位置以及方向)。

[0067] 作为穿刺针 150、穿刺用适配器 22、以及超声波探头 2 的位置算法已经提出了各种方法。当考虑检测精度、成本以及大小时, 将超声波传感器或者磁性传感器作为位置传感器来使用的方法适合。使用磁性传感器的探头位置信息计算部 63 例如在日本特开 2000-5168 号公报等中进行了记载。即, 探头位置信息计算部 63 具备有发射器 (磁性产生部) 和计算部。发射器 (磁性产生部) 产生磁性。计算部对从检测了已产生的磁性的多个磁性传感器 (探头传感器 21) 供给的位置信号进行处理而计算超声波探头 2 的位置信息 (位置以及方向)。

[0068] 另外, 作为探头传感器 21 来使用的磁性传感器通常安装于超声波探头 2 的表面, 探头位置信息计算部 63 的发射器被配置于超声波探头 2 的附近。并且, 上述的计算部根据多个磁性传感器的排列间隔、利用磁性来测量的上述磁性传感器的各个与发射器的距离来计算超声波探头 2 的位置、方向。

[0069] 如图 5 所示, 相对位置信息计算部 64 具备有程序保管部 641 和运算部 642。程序保管部 641 保管相对位置信息计算用程序。运算部 642 使用相对位置信息计算用程序进行

规定的运算处理。

[0070] 更具体而言,运算部 642 根据从穿刺针位置信息计算部 61 供给的穿刺针前端部的位置信息和从探头位置信息计算部 63 供给的超声波探头 2 的位置信息,来计算被刺入患者体内的穿刺针 150 的针尖位置信息。

[0071] 同样,运算部 642 根据从适配器位置信息计算部 62 供给的穿刺用适配器 22 的位置信息和从探头位置信息计算部 63 供给的超声波探头 2 的位置信息来计算针尖初始位置信息

[0072] 根据针尖位置信息、针尖初始位置信息,能够将刺入前或者刺入患者体内的穿刺针 150 的前端部与体数据或者基于该体数据的 MPR 图像数据建立对应。

[0073] 针尖位置信息和针尖初始位置信息保存于图 1 的位置信息存储部 7。即,位置信息存储部 7 顺序存储随着刺入患者的体内的穿刺针 150 的前端的移动而从相对位置信息计算部 64 反复供给的针尖位置信息。同样,位置信息存储部 7 存储随着穿刺用适配器 22 的位置/方向的设定、更新而从相对位置信息计算部 64 供给的针尖初始位置信息。

[0074] 接着,参照图 6 针对刺入区域设定部 8 的细节进行说明。图 6 是表示刺入区域  $R_0$  的示意图。如图 6 所示,刺入区域  $R_0$  具有点划线所示的中心轴 152。中心轴 152 被设定为连结穿刺针 150 的前端的初始位置  $O_a$  和穿刺目标区域内的基准点  $O_b$  的线段。初始位置  $O_a$  根据穿刺用适配器 22 的位置信息(位置以及倾斜角度)唯一地被确定。基准点  $O_b$  能够设定为穿刺目标区域的中心点、重心点、端点等任意的点。中心轴 152 与刺入预定路径一致。刺入区域  $R_0$  是以预先设定的值  $g$  为半径的圆筒状的图像区域。在刺入区域  $R_0$  规定侧面  $Sc$ 。

[0075] 在刺入区域的设定处理中,刺入区域设定部 8 从位置信息存储部 7 读出针尖初始位置信息。另外,刺入区域设定部 8 等待由操作者经由输入部 15 输入穿刺目标区域。刺入区域设定部 8 根据与初始位置  $O_a$  对应的针尖初始位置信息和穿刺目标区域的基准点  $O_b$  的位置信息对体数据设定刺入区域  $R_0$ 。具体而言,首先,刺入区域设定部 8 根据针尖初始位置信息和基准点  $O_b$  的位置信息对体数据设定刺入预定路径。另外,预先对超声波探头 2 以及穿刺用适配器 22 进行位置调整,以使得基于针尖初始位置信息的刺入开始位置与该患者的基准点  $O_b$  通过刺入预定路径。例如,当刺入预定路径的角度是由穿刺用适配器 22 的位置、倾斜角度唯一地被确定时,对超声波探头 2 以及穿刺用适配器 22 进行位置调整,以使得刺入预定路径和基准点  $O_b$  交叉。该位置调整一边观察示出刺入预定路径和穿刺目标区域的 MPR 图像一边进行即可。由此确定刺入预定路径。并且,刺入区域设定部 8 按照由操作者进行的经由输入部 15 的指示,将连结刺入开始位置(穿刺针前端初始位置)与穿刺目标区域的基准点  $O_b$  的直线状的线段、即,刺入预定路径设定为刺入区域  $R_0$  的中心轴 152。

[0076] 接着,针对展开图像产生部 9 的处理进行说明。图 7 是表示展开图像产生部 9 的详细的结构的图。如图 7 所示,展开图像产生部 9 具有侧面数据产生部 91、管腔数据产生部 93、以及坐标转换部 95。

[0077] 侧面数据产生部 91 从来自体数据产生部 5 的体数据中,提取出存在于刺入区域的侧面的多个像素。将存在于刺入区域的侧面的多个像素的集合称为侧面数据。

[0078] 管腔数据产生部 93 从体数据中提取与规定的解剖学区域相关的多个像素。作为提取对象的解剖学区域,例如,适用血管或消化管等管腔脏器。例如,管腔数据产生部 93 通过将存在于刺入区域的内部的体数据的像素值与规定的阈值进行比较,从而提取出与提取

对象的管腔脏器对应的像素。规定的阈值采用与提取对象的管腔脏器对应的像素所具有的亮度值的典型值。将存在于管腔脏器的多个像素的集合称为管腔数据。

[0079] 坐标转换部 95 根据侧面数据产生展开图像。更具体而言,坐标转换部 95 按照规定的转换规则对侧面数据实施坐标转换而产生展开图像。转换规则是用于将正交三维坐标系转换成规定展开图像的二维极坐标系的坐标转换式。坐标转换部 95 也可以按照与对于侧面数据的转换规则相同的转换规则对管腔数据实施坐标转换,将与坐标转换后的管腔数据对应的管腔区域重叠于展开图像。

[0080] 图 8 是用于说明展开图像 Im 的产生方法的图。图 8 (a)表示对体数据 Vo 设定的刺入区域 Ro,图 8 (b)是表示与刺入区域 Ro 的侧面 Sc 相关的展开图像 Im 的图。如图 8 所示,展开图像 Im 具有以穿刺目标区域的基准点 Ob 为原点,由绕中心轴 152 的旋转角度和距离中心轴 152 上的基准点 Ob 的距离规定的二维的极坐标系。处于距离基准点 Ob 的距离 dx 处的与中心轴 152 垂直的面与侧面 Sc 的交线 px 与以展开图像 Im 中的原点 Ob' 为中心、距离 rx 的同心圆 Ppx 对应。原点 Ob' 与基准点 Ob 对应。展开图像产生部 9 将交线 px 上的多个像素的亮度值分配给展开图像 Im 中的同心圆 Ppx 上的多个像素。通过一边变更距离 dx,rx 一边重复进行该分配处理从而产生展开图像 Im。另外,在上述的图 8 (b)中,为了简化说明,在展开图像 Im 中没有图示出亮度值的浓淡。实际上,在展开图像中显示与刺入区域 Ro 的侧面的亮度值分布对应的浓淡。

[0081] 将所产生的展开图像显示于显示部 14。如上所述,展开图像示出了绕穿刺针 150 的刺入预定路径(刺入区域的中心轴)的整个圆周方向的形态信息。从而,操作者能够在画面中观察刺入预定路径的周围的解剖学信息。另一方面,以往所涉及的超声波诊断装置通过显示描绘出刺入预定路径的 MPR 图像来辅助穿刺针的刺入。当穿刺针从刺入预定路径偏离时,在 MPR 图像中不会描绘出穿刺针区域。由于在 MPR 图像不描绘出穿刺针区域,因此,操作者会感到不安。实际上,穿刺针 150 不是必须一寸都不偏离刺入预定路径而到达穿刺目标区域。只要最终穿刺针 150 到达穿刺目标区域,穿刺针 150 也可以从刺入预定路径偏离。如上述说明的那样,展开图像不包含刺入预定路径,但包含有穿刺目标区域。因此,没有如以往的 MPR 图像那样不必要地描绘出穿刺针,因此,操作者不会感到由于实际的刺入路径暂时地从刺入预定路径偏离而造成的压力,能够专心于刺入穿刺针 150。

[0082] 如上所述,在展开图像上也可以重叠管腔区域。图 9 是表示重叠了管腔区域 RL 的展开图像 Im2 的一个例子的图。如图 9 所示,在展开图像 Im2 上,将管腔区域 RL 进行位置匹配并重叠。展开图像 Im2 中所包含的其他的图像区域 RB 由来自于侧面数据。显示部 14 将管腔区域 RL 和其他的图像区域 RB 在视觉上区别显示。例如,显示部 14 将管腔区域 RL 和其他的图像区域 RB 以不同的颜色来显示。由此,操作者能够明确地把握展开图像 Im2 中的管腔区域 RL 的存在范围。

[0083] 另外,在展开图像上是否重叠管腔区域能够由操作者经由输入部 15 任意地设定。

[0084] 接着,针对穿刺辅助图像产生部 11 的处理进行说明。穿刺辅助图像产生部 11 制成穿刺指针,将所制成的穿刺指针在展开图像上进行位置匹配并重叠。由此,产生穿刺辅助图像。

[0085] 作为穿刺指针,例如,能够列举距离标记。距离标记是将距离刺入预定路径上的基准点的距离在展开图像上以每间隔一定间隔进行标记的标记。基准点被设定为展开图像的

原点、即，穿刺目标区域的基准点。

[0086] 接着，针对包含距离标记的穿刺辅助图像的产生处理进行说明。穿刺辅助图像产生部 11 按照既定的标记间隔制成距离标记。

[0087] 图 10 是用于说明距离标记的图。图 10 (a) 是表示实际空间中的体数据  $V_0$  与穿刺针 150 和刺入区域  $R_0$  的示意图。图 10 (b) 是表示包含距离标记 MD 的穿刺辅助图像  $Im_3$  的图。例如，操作者经由输入部 15 输入标记间隔  $\Delta d$  的值。穿刺辅助图像产生部 11 按照所输入的标记间隔  $\Delta d$  制成距离标记 MD。距离标记 MD 由用于用标记间隔  $\Delta d$  示出到穿刺目标区域的基准点  $O_b$  的距离的多个刻度标记  $M_m$  构成。例如，设距离基准点  $O_b$  距离 0 的位置为  $q_0$ ，距离  $\Delta d$  的位置为  $q_1$ ，距离  $2\Delta d$  的位置为  $q_2$ ，距离  $3\Delta d$  的位置为  $q_3$ ，距离  $4\Delta d$  的位置为  $q_4$ ，距离  $5\Delta d$  的位置为  $q_5$ 。此时，穿刺辅助图像产生部 11 制成与距离  $q_0$  对应的刻度标记  $M_{m0}$ 、与距离  $q_1$  对应的刻度标记  $M_{m1}$ 、与距离  $q_2$  对应的刻度标记  $M_{m2}$ 、与距离  $q_3$  对应的刻度标记  $M_{m3}$ 、与距离  $q_4$  对应的刻度标记  $M_{m4}$ 、以及与距离  $q_5$  对应的刻度标记  $M_{m5}$ 。各刻度标记  $M_m$  由以原点  $O_b'$  为中枢的圆形的线（在图 10 中虚线）形成。各刻度标记  $M_{mn}$  ( $n$  是任意的整数) 的半径与从原点到  $q_n$  的距离对应。各刻度标记  $M_m$  的线的种类并不限定于虚线，从实线、点划线等所有的线的种类中任意地选择即可。穿刺辅助图像产生部 11 将这些刻度标记与展开图像的对应位置合成。由此，产生包含距离标记的穿刺辅助图像  $Im_3$ 。所产生的穿刺辅助图像  $Im_3$  由显示部 14 显示。

[0088] 此时，显示部 14 将穿刺针 150 的前端部的位置在展开图像上明示即可。例如，显示部 14 也可以根据穿刺针 150 的前端部的位置使距离标记的显示方式发生变化。

[0089] 图 11 是表示包含与穿刺针 150 的前端的位置对应的距离标记 MD 的穿刺辅助图像  $Im_3'$  的一个例子的图。图 11 (a) 是表示实际空间中的穿刺针 150 与刺入区域  $R_0$  的示意图。图 11 (b) 是表示包含距离标记 MD 的穿刺辅助图像的图。如图 11 (a) 所示，假设穿刺针 150 的前端位于沿着刺入预定路径（中心轴 152）距离  $q_3$  与距离  $q_4$  之间的区间。

[0090] 穿刺辅助图像产生部 11 根据标记间隔  $\Delta d$  和针尖位置信息确定穿刺针 150 的前端所位于的区间。区间通过将刺入区域  $R_0$  沿着中心轴 152 以每个标记间隔  $\Delta d$  进行划分来划定。例如，在图 11 (a) 中，刺入区域被划分为区间  $[q_0-q_1]$ 、区间  $[q_1-q_2]$ 、区间  $[q_2-q_3]$ 、区间  $[q_3-q_4]$ 、以及区间  $[q_4-q_5]$ 。接着，穿刺辅助图像产生部 11 根据穿刺针 150 的前端所位于的区间来推定穿刺针 150 的前端已经通过的区间  $q_A$  和未通过的区间  $q_B$ 。具体而言，穿刺辅助图像产生部 11 将穿刺针 150 的前端所位于的区间和与该区间相比较位于穿刺针 150 的初始位置侧的区间判定为是已经通过的区间  $q_A$ 。与该区间相比位于穿刺针 150 的初始位置侧的区间是根据针尖位置信息和针尖初始位置信息来推定的。或者，当保存有该检查中的穿刺针 150 的前端的位置的履历时，也可以使用该履历来确定已经通过的区间  $1A$ 。穿刺辅助图像产生部 11 对与已经通过的区间  $q_A$  对应的距离标记  $M_{mA}$  和与未通过的区间  $q_B$  对应的距离标记  $M_{mB}$  分配不同的视觉效果。由此，显示部 14 将与已经通过的区间  $q_A$  对应的距离标记  $M_{mA}$  和与未通过的区间  $q_B$  对应的距离标记  $M_{mB}$  能够在视觉上区别地显示。例如，对距离标记  $M_{mA}$  和距离标记  $M_{mB}$  分配不同的彩色值。由此，显示部 14 能够将距离标记  $M_{mA}$  和距离标记  $M_{mB}$  以不同的颜色来显示。另外，显示部 14 也可以将距离标记  $M_{mA}$  和距离标记  $M_{mB}$  以不同的图样来显示。由此，操作者能够在展开图像（或者穿刺辅助图像）上概略地把握穿刺针 150 的前端的当前位置。

[0091] 另外,穿刺辅助图像产生部 11 也可以对与穿刺针 150 的前端所位于的区间对应的距离标记和与其他的区间对应的距离标记分配不同的视觉效果。由此,显示部 14 能够在视觉上区别地显示与穿刺针 150 的前端所位于的区间对应的距离标记和与其他的区间对应的距离标记。由此,操作者能够在展开图像(或者穿刺辅助图像)上概略地把握穿刺针的前端的当前位置。

[0092] 由于各种情形,穿刺针 150 有时从刺入区域偏离。此时,由于穿刺针 150 不能到达穿刺目标部位的可能性高,因此,希望使操作者知道。穿刺辅助图像产生部 11 能够使表示该意思的指针重叠于展开图像。即,穿刺辅助图像产生部 11 制成表示刺入患者体内的穿刺针 150 的前端与刺入区域的侧面的交叉位置的标记。以下,将表示交叉位置的标记称为交叉位置标记。

[0093] 图 12 是表示包含交叉位置标记  $P_{xo}$  的穿刺辅助图像  $Im_4$  的一个例子的图。图 12 (a)是表示实际空间中的体数据  $V_o$  与穿刺针 150 和刺入区域  $R_o$  的示意图。图 12 (b)是表示包含交叉位置标记  $P_{xo}$  的穿刺辅助图像  $Im_4$  的图。如图 12 (a)所示,穿刺针 150 的前端在区间  $[q_3-q_4]$  中从刺入预定路径(中心轴 152)偏离,与刺入区域  $R_o$  的侧面  $Sc$  交叉。

[0094] 首先,穿刺辅助图像产生部 11 根据针尖位置信息和侧面  $Sc$  的位置信息,计算体数据  $V_o$  中的侧面  $Sc$  与穿刺针 150 的前端的交叉位置  $X_o$  的坐标。穿刺辅助图像产生部 11 计算由  $pqr$  正交坐标系规定的、交叉位置  $X_o$  的三维坐标。接着,穿刺辅助图像产生部 11 计算与所计算出的三维坐标对应的、展开图像  $Im_4$  的极坐标  $P_{xo}$ 。例如,穿刺辅助图像产生部对三维坐标实施上述的转换规则而计算极坐标  $P_{xo}$ 。并且,穿刺辅助图像产生部 11 对所计算出的极坐标  $P_{xo}$  的像素附加交叉位置标记  $P_{xo}$ 。由此,产生包含交叉位置标记  $P_{xo}$  的穿刺辅助图像  $Im_4$ 。穿刺辅助图像  $Im_4$  通过显示部 14 来显示。显示部 14 为了使操作者容易地把握穿刺针 150 的前端的位置,在穿刺辅助图像  $Im_4$  中强调交叉位置标记  $P_{xo}$  即可。

[0095] 这样,显示部 14 通过显示交叉位置标记,从而,能够使操作者知道穿刺针 150 与刺入区域  $R_o$  的侧面交叉的情况。由此,操作者能够识别穿刺针 150 的刺入路径远远地偏离刺入预定路径。

[0096] (穿刺辅助数据的产生 / 显示步骤)

[0097] 接着,针对本实施方式中的穿刺辅助数据的产生 / 显示步骤,按照图 13 的流程图进行说明。在收集对于患者的体数据之前,操作者在输入部 15 中输入患者信息。在输入了患者信息之后,操作者进行体数据产生条件 / MPR 图像数据产生条件 / CPR 图像数据产生条件 / 管腔数据产生条件 / 产生条件 / 穿刺辅助数据产生条件的设定、刺入区域半径、标记间隔、展开半径的设定等。并且,经由输入部 15 输入的上述的输入信息、设定信息保存于系统控制部 16 所具备的输入信息存储部(步骤 S1)。

[0098] 在结束了对于超声波诊断装置 100 的上述的初始设定之后,操作者在将超声波探头 2 配置于患者的体表面的状态下,经由输入部 15 输入辅助图像产生的开始指示信号。将所输入的开始指示信号向系统控制部 16 供给。接受指示信号的供给后系统控制部 16 开始将包含穿刺对象部位的患者体内的三维区域作为对象的体数据的收集。

[0099] 当收集体数据时,速率脉冲产生器 311 按照来自系统控制部 16 的控制信号产生速率脉冲。将所产生的速率脉冲向发送延迟电路 312 供给。发送延迟电路 312 为了在发送中得到细的波束宽度而对速率脉冲赋予用于在规定的深度会聚超声波的延迟时间和用于对

最初的发送接收方向( $\theta_1$ 、 $\phi_1$ )发送超声波的延迟时间。将被赋予了延迟时间的速率脉冲向 N 通道的驱动电路 313 供给。接着,驱动电路 313 根据从发送延迟电路 312 供给的速率脉冲产生具有规定的延迟时间和形状的驱动信号。将所产生的驱动信号向超声波探头 2 内的 N 个振子供给。接受了驱动信号的供给的振子向患者体内放射发送超声波。

[0100] 所放射的发送超声波的一部分被声阻抗不同的脏器界面、组织反射,由振子接收。振子将反射波转换成电气的接收信号。接收信号在接收部 32 的前置放大器 321 中进行增益校正,在 A/D 转换器 322 中转换成数字信号。转换成数字信号的接收信号通过 N 通道的接收延迟电路 323,被赋予用于会聚来自规定的深度的接收超声波的延迟时间和用于对来自发送接收方向( $\theta_1$ 、 $\phi_1$ )的接收超声波设定接收指向性的延迟时间。对这些被赋予了延迟时间的接收信号通过加法器 324 实施整相相加。

[0101] 将整相相加后的接收信号向包络线检波器 41 供给。包络线检波器 41 对该接收信号实施包络线检波。将被实施了包络线检波的接收信号向对数转换器 42 供给。对数转换器 42 对所供给的接收信号实施对数转换,产生 B 模式数据。将所得到的 B 模式数据与发送接收方向( $\theta_1$ 、 $\phi_1$ )信息建立关联,保存于体数据产生部 5 的 B 模式数据存储部 51。

[0102] 如果结束了对于发送接收方向( $\theta_1$ 、 $\phi_1$ )的 B 模式数据的产生和保存,则对于通过超声波的发送接收方向向  $\phi$  方向每更新一  $\Delta\phi$  后的  $\phi_q = \phi_1 + (q-1)\Delta\phi$  ( $q=2$  至  $Q$ ) 而设定的发送接收方向( $\theta_1$ 、 $\phi_2$  至  $\phi_Q$ )进行超声波发送接收,另外,分别对于通过发送接收方向向  $\theta$  方向每更新一  $\Delta\theta$  后的  $\theta_p = \theta_1 + (p-1)\Delta\theta$  ( $p=2$  至  $P$ ) 而设定的发送接收方向  $\theta_2$  至  $\theta_P$  重复上述的  $\phi_1$  至  $\phi_Q$  的超声波发送接收,从而进行三维扫描。并且,将通过这些超声波发送接收得到的 B 模式数据还与上述的发送接收方向信息建立对应,保存于 B 模式数据存储部 51。

[0103] 体数据产生部 5 的插补处理部 52 通过将从 B 模式数据存储部 51 读出的 B 模式数据按照发送接收方向( $\theta_p$ 、 $\phi_q$ )排列,从而产生三维 B 模式数据。并且,插补处理部 52 对所产生的三维 B 模式数据实施插补处理产生体数据(B 模式体数据)。所产生的体数据保存于体数据存储部 53 (步骤 S2)。

[0104] 接着,MPR 图像产生部 10 对于从体数据存储部 53 读出的体数据的病灶部(穿刺对象部位)设定 MPR 剖面。MPR 图像产生部 10 从体数据中提取所设定的 MPR 剖面中的像素,产生 MPR 图像(步骤 S3)。所产生的 MPR 图像显示于显示部 14 的显示器。

[0105] 操作者观察显示于显示部 14 的 MPR 图像,经由输入部 15 的输入设备,进行用于对病灶部设定穿刺目标区域的操作。按照该操作,刺入区域设定部 8 对体数据内的病灶部设定穿刺目标区域的基准点(步骤 S4)。

[0106] 另外,操作者以显示部 14 所显示的穿刺预定路径在上述的穿刺目标区域相交的方式,对超声波探头 2 和穿刺用适配器 22 进行定位(步骤 S5)。

[0107] 此时,探头位置信息计算部 63 根据从探头传感器 21 供给的位置信号计算配置于患者体表面的超声波探头 2 的位置信息(位置以及方向),适配器位置信息计算部 62 根据从适配器传感器 23 供给的位置信号计算配置于患者体表面的附近的穿刺用适配器 22 的前端的位置信息。

[0108] 相对位置信息计算部 64 根据从适配器位置信息计算部 62 供给的穿刺用适配器 22 的前端的位置信息和从探头位置信息计算部 63 供给的超声波探头 2 的位置信息计算针尖

初始位置信息(步骤 S6)。针尖初始位置信息保存于位置信息存储部 7。

[0109] 刺入区域设定部 8 根据从位置信息存储部 7 读出的针尖初始位置信息和穿刺目标区域的基准点的位置信息,对体数据设定刺入区域的中心轴(步骤 S7)。并且,刺入区域设定部 8 根据所设定的中心轴的位置信息和经由输入部 15 输入的半径信息设定刺入区域(步骤 S8)。

[0110] 以设定了刺入区域为契机,侧面数据产生部 91 提取存在于刺入区域的侧面的体数据的像素,产生侧面数据。

[0111] 另一方面,管腔数据产生部 93 例如通过对存在于刺入区域的内部的体数据的像素值和规定的阈值进行比较,提取与管腔脏器对应的像素,根据这些像素产生管腔数据。

[0112] 并且,坐标转换部 95 按照规定的转换规则,将侧面数据和管腔数据进行坐标转换,产生展开图像(步骤 S9)。

[0113] 穿刺辅助图像产生部 11 根据针尖初始位置信息、穿刺目标区域的位置信息、以及标记间隔而制成示出从穿刺目标区域到穿刺针前端初始位置的距离的距离标记(步骤 S10)。

[0114] 并且,穿刺辅助图像产生部 11 通过将距离标记重叠于展开图像来产生第 1 穿刺辅助图像。所产生的第 1 穿刺辅助图像通过显示部 14 显示(步骤 S11)。

[0115] 操作者在观察显示部 14 所显示的第 1 穿刺辅助图像下,将自由滑动地安装于穿刺用适配器 22 的穿刺针 150 的前端部刺入患者的体内(步骤 S12)。

[0116] 另一方面,穿刺针位置信息计算部 61 根据从穿刺针传感器 151 供给的位置信号,计算穿刺针 150 的前端的位置信息。相对位置信息计算部 64 根据从探头位置信息计算部 63 供给的超声波探头 2 的位置信息和从穿刺针位置信息计算部 61 供给的穿刺针 150 的前端的位置信息计算针尖位置信息(步骤 S13)

[0117] 接着,穿刺辅助图像产生部 11 通过将位置信息计算部 6 供给的针尖位置信息附加于在上述的步骤 S10 中制成的距离标记来进行距离标记的更新(步骤 S14)。另外,穿刺辅助图像产生部 11 根据上述的针尖位置信息和刺入区域的侧面的位置信息,判定刺入区域的侧面与穿刺针 150 是否交叉(步骤 S15)。当判定为交叉时,穿刺辅助图像产生部 11 计算交叉位置(步骤 S16)。

[0118] 并且,穿刺辅助图像产生部 11 通过对从展开图像产生部 9 供给的展开图像重叠更新后的距离标记和交叉位置标记,从而产生第 2 穿刺辅助图像。所产生的第 2 穿刺辅助图像通过显示部 14 显示(步骤 S17)。

[0119] 操作者观察显示于显示部 14 的第 2 穿刺辅助图像。观察的结果,操作者有时识别为穿刺针 150 的刺入方向不合适。此时,操作者反复对超声波探头 2 以及穿刺用适配器 22 进行定位,直到穿刺针 150 变得不与刺入区域的侧面交叉(步骤 S5)。如果再次进行定位,则在系统控制部 16 的控制下重复步骤 S6 以后的步骤。

[0120] 另一方面,当在上述的步骤 S15 中判定为穿刺针 150 不与刺入区域的侧面交叉时,穿刺辅助图像产生部 11 通过将更新后的距离标记重叠于展开图像来产生第 2 穿刺辅助图像。第 2 穿刺辅助图像通过显示部 14 来显示(步骤 S18)。

[0121] 并且,当通过观察显示部 14 所显示的第 2 穿刺辅助图像,判断为穿刺针 150 的刺入方向合适时,操作者继续朝向穿刺目标区域刺入穿刺针前端部(步骤 S12)。伴随着穿刺针

150 的刺入,在系统控制部 16 的控制下重复步骤 S13 以后的步骤。

[0122] 以上,结束本实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 的动作例的说明。

[0123] 根据本实施方式,当使穿刺针 150 刺入患者体内的穿刺目标区域时,能够准确地把握刺入前或者刺入中的穿刺针 150 的前端的前方信息、周围信息。因此,能够对于该患者有效地进行安全的穿刺术。

[0124] 特别地,超声波诊断装置 100 显示以穿刺针 150 的刺入预定路径为中心轴的刺入区域的侧面的亮度值分布在极坐标中展开而成的展开图像。操作者能够通过观察展开图像,从而准确地把握能够刺入穿刺针 150 的区域的状态。另外,超声波诊断装置 100 在展开图像中将另外产生的血管、消化管等的管腔区域重叠显示。通过把握该展开图像,从而操作者能够在事前推定到穿刺目标区域的刺入难易度。

[0125] 另外,超声波诊断装置 100 对上述的展开图像重叠距离标记来显示。操作者能够通过观察该展开图像,从而能够准确地测量从刺入前或者刺入中的穿刺针 150 的前端到穿刺目标区域的距离。另外,超声波诊断装置 100 能够将与穿刺针 150 的前端通过的区间对应的距离标记和与其他的区间对应的距离标记在视觉上区别地显示。通过观察该展开图像,从而操作者能够更准确地把握刺入区域内的穿刺针 150 的前端的位置(刺入深度)。

[0126] 另外,超声波诊断装置 100 检测穿刺针 150 和刺入区域的侧面有无交叉,当检测到交叉时,在展开图像内的交叉位置重叠标记。通过观察该展开图像,从而操作者能够容易地判定是否重新刺入穿刺针。

[0127] 另外,本实施方式并不限于上述的实施方式,还能够进行各种变形来实施。

[0128] 在上述的实施方式中,假设体数据根据 B 模式数据产生。然而,本实施方式并不限于此。超声波诊断装置 100 例如也可以根据彩色多普勒数据等其他的超声波数据产生上述的体数据。

[0129] 在上述的实施方式中,针对使用 MPR 图像设定穿刺目标区域的情况进行了说明。然而,本实施方式并不限于此。超声波诊断装置 100 例如也可以使用根据体数据产生的体绘制图像等三维图像来设定穿刺目标区域。

[0130] 在上述的实施方式中,针对使用超声波传感器或者磁性传感器检测穿刺针前端部的位置信息的情况进行了说明。然而,本实施方式并不限于此。超声波诊断装置 100 也可以通过图像处理等提取 MPR 图像、三维图像所显示出的穿刺针 150 的前端,从而检测该前端的位置信息。

[0131] 在上述的实施方式中,针对根据穿刺用适配器 22 的前端的位置信息计算针尖初始位置信息的情况进行了说明。然而,本实施方式并不限于此。例如,也可以根据针对穿刺针 150 的前端的刺入前的位置信息来计算针尖初始位置信息。

[0132] 在上述的实施方式中,针对根据穿刺用适配器 22 的位置信息确定穿刺针 150 的刺入预定路径,以该刺入预定路径与穿刺目标区域一致的方式对超声波探头 2、穿刺用适配器 22 的位置、方向进行调整的情况进行了说明。然而,本实施方式并不限于此。例如,也可以在穿刺针 150 的前端部等配置多个位置传感器,根据从这些多个位置传感器供给的位置信号确定刺入预定路径。

[0133] 以下,针对本实施方式的应用例进行说明。

[0134] (应用例 1)

[0135] 假设上述的实施方式中的展开图像产生部 9 产生与以沿着刺入预定路径从穿刺目标区域到针尖初始位置的线段为中心轴的刺入区域的侧面相关的展开图像。然而,本实施方式并不限于此。展开图像产生部 9 也可以产生与以沿着穿刺预定路径从穿刺针前端位置到特定位置的线段为中心轴的刺入区域的侧面相关的展开图像。换言之,展开图像产生部 9 也可以将展开图像的径方向限定于从穿刺针前端位置到特定位置的范围。穿刺辅助图像产生部 11 能够产生基于限定了这样的径方向的范围的展开图像的穿刺辅助图像。

[0136] 图 14A 和图 14B 是表示应用例 1 所涉及的穿刺辅助图像的图。图 14A 是用于说明与区间  $[q_2-q_5]$  相关的穿刺辅助图像  $Im5A$  的图。图 14A (a) 是表示穿刺针 150 的前端位于初始位置  $Oa$  时的穿刺针 150 与刺入区域  $Ro$  的位置关系的图。图 14A (b) 是表示与区间  $[q_2-q_5]$  相关的穿刺辅助图像  $Im5A$  的图。穿刺辅助图像(展开图像)  $Im5A$  是用上述的二维极坐标来表示以从穿刺针前端位置到规定距离  $do$  的线段为中心轴的刺入区域的侧面的亮度值分布的图像。如图 14A (b) 所示,在穿刺辅助图像(展开图像)  $Im5A$  上,重叠有与从穿刺针 150 的前端到规定距离  $do$  的区间相关的距离标记 MD。图 14B 是用于说明与区间  $[q_0-q_3]$  相关的穿刺辅助图像  $Im5B$  的图。图 14B (a) 是表示穿刺针 150 的前端从基准点  $Ob$  开始位于距离  $do$  处时的穿刺针 150 与刺入区域  $Ro$  的位置关系的图。图 14B (b) 是表示与区间  $[q_0-q_3]$  相关的穿刺辅助图像  $Im5B$  的图。穿刺辅助图像(展开图像)  $Im5B$  是用上述的二维极坐标来表示以从穿刺针 150 的前端到基准点  $Ob$  的线段为中心轴的刺入区域  $Ro$  的侧面的亮度值分布的图像。如图 14B (b) 所示,在穿刺辅助图像(展开图像)  $Im5B$  上,重叠有与从穿刺针 150 的前端到规定距离  $do$  的区间相关的距离标记 MD。规定距离  $do$  能够由操作者经由输入部 15 任意地设定。另外,假设图 14A (a) 与图 14B (a) 的标记间隔与图 10 的标记间隔  $dx$  相同。

[0137] 另外,穿刺辅助图像产生部 11 将径方向的显示范围狭窄的展开图像的显示倍率设定为比径方向的显示范围广的展开图像的显示倍率大即可。由此,操作者能够以更高的精度观察穿刺针前端部的附近区域。

[0138] 每当操作者移动穿刺针 150 的前端时,通过展开图像产生部 9 对应用例 1 所涉及的展开图像进行更新。这样,根据应用例 1,能够即时地通过展开图像显示距离穿刺针 150 的前端一定距离的范围的亮度值分布。从而操作者能够观察有将视线置于穿刺针 150 的前端的临场之感的展开图像。

[0139] 针对应用例 1 所涉及的展开图像能够存在各种变形例。例如,由用户设定的穿刺目标区域重叠于应用例 1 所涉及的展开图像即可。

[0140] 图 15 是表示包含重叠有穿刺目标区域  $Rt$  的展开图像  $Im5$  的穿刺辅助图像  $Im6$  的图。图 15 (a) 是表示体数据内的刺入区域  $Ro$  和穿刺目标区域  $Rt$  的图。刺入区域  $Ro$  的中心轴 152 被设定为连结穿刺目标区域  $Rt$  的基准点  $Ob$  与穿刺针 150 的初始位置  $Oa$  的线段。在图 15 中,假设穿刺针 150 的前端到达从基准点  $Ob$  规定距离  $do$  处的位置  $q_3$ 。在展开图像  $Im5$  上,重叠有与区间  $[q_0-q_3]$  相关的距离标记 MD。另外,穿刺目标区域  $Rt$  重叠于展开图像  $Im5$  的对应位置。穿刺目标区域  $Rt$  由操作者经由输入部 15 来设定。穿刺目标区域  $Rt$  向展开图像  $Im5$  的重叠例如如以下那样通过穿刺辅助图像产生部 11 来执行。

[0141] 首先,穿刺辅助图像产生部 11 确定体数据内的穿刺目标区域  $Rt$  的三维坐标。所确定的三维坐标是  $pqr$  三维正交坐标系。接着,穿刺辅助图像产生部 11 根据穿刺目标区域

Rt 的三维坐标确定规定展开图像 Im5 的极坐标系中的穿刺目标区域 Rt 的存在范围。具体而言,穿刺辅助图像产生部 11 确定在刺入区域 Ro 的侧面上的穿刺目标区域 Rt 的存在范围。接着,穿刺辅助图像产生部 11 对所确定的存在范围,应用从规定刺入区域 Ro 的侧面的坐标系向展开图像 Im5 的极坐标系的转换式,计算展开图像 Im5 中的穿刺目标区域 Rt 的存在范围。穿刺辅助图像产生部 11 在展开图像 Im5 中的穿刺目标区域 Rt 的存在范围中,重叠表示穿刺目标区域 Rt 的标记 Mt,产生穿刺辅助图像 Im6。标记 Mt 例如具有能够在视觉上将穿刺目标区域的存在范围与展开图像 Im5 内的其他的区域区别的颜色。由此,在展开图像 Im5 中强调标记 Mt,操作者能够在展开图像 Im5 中容易地把握穿刺目标区域的存在范围。另外,每当移动穿刺针 150 的前端时,更新展开图像 Im5 和穿刺辅助图像 Im6 即可。通过更新显示,与穿刺针 150 的前端的移动联动,即时地变化展开图像 Im5 中的穿刺目标区域的存在范围。由此,操作者能够即时地把握穿刺针 150 的前方的解剖学信息。

[0142] 另外,针对穿刺辅助图像产生部 11 制成以基准点为基准的同心圆状的距离标记的情况进行了叙述。然而,本实施方式并不限于此。穿刺辅助图像产生部 11 也可以制成以刺入前或者刺入中的穿刺针前端部为基准的同心圆状的距离标记。

[0143] (应用例 2)

[0144] 操作者一边观察穿刺辅助图像中所包含的展开图像一边使穿刺针进入穿刺目标区域。如果不知道展开图像与实际空间的位置关系,则操作者难以确定刺入穿刺针的方向。应用例 2 所涉及的穿刺辅助图像产生部 11 产生包含表示实际空间中的展开图像的方位的方位标记的穿刺辅助图像。

[0145] 穿刺辅助图像产生部 11 利用安装于超声波探头 2 的探头标记制成方位标记。图 16A 是从正面来观察安装有探头标记 Mp 的超声波探头 2 的图。图 16B 是从上方来观察安装有探头标记 Mp 的超声波探头 2 的图。如图 16A 以及图 16B 所示,超声波探头 2 一边沿着既定的扫描方向依次发送接收超声波一边用超声波对扫描区域进行扫描。在超声波探头 2 的表面安装有探头标记 Mp。探头标记 Mp 本来为了操作者把握超声波探头 2 中的扫描方向的朝向而安装。具体而言,探头标记 Mp 被设置于超声波探头 2 的壳体表面中的扫描方向的基准点(例如,开始位置)侧。穿刺辅助图像产生部 11 也可以存储探头标记 Mp 的实际空间位置。例如,探头标记 Mp 的实际空间位置由绕超声波探头 2 的中心轴 Lc 的角度来表示。或者,探头标记 Mp 的实际空间位置也可以由以超声波探头 2 的中心轴 Lc 为基准的方位来表示。例如,图 16A 以及图 16B 的情况下,探头标记 Mp 的实际空间位置是 270°、右侧。另外,探头标记 Mp 的实际空间位置也可以由东西南北等记号来表现。操作者依赖探头标记 Mp 的位置对超声波探头 2 的朝向进行调整。

[0146] 图 17 是表示包含方位标记 Md 的穿刺辅助图像 Im7 的图。如图 17 所示,在展开图像 Im8 的周围的对应处重叠有方位标记 Md。方位标记 Md 的重叠处是根据探头标记 Mp 的实际空间位置由穿刺辅助图像产生部 11 来确定的。例如,如以下那样确定。穿刺辅助图像产生部 11 确定实际空间中的刺入区域的姿势。实际空间中的刺入区域的姿势是根据体数据中的刺入区域的姿势来确定的。将绕刺入区域的中心轴的角度与绕展开图像 Im8 的原点的角度建立对应。从而,穿刺辅助图像产生部 11 能够根据实际空间中的刺入区域确定实际空间中的展开图像 Im8 的方位。并且穿刺辅助图像产生部 11 根据实际空间中的展开图像 Im8 的方位和探头标记的实际空间位置,来确定展开图像 Im8 的坐标系中的探头标记的配

置位置。穿刺辅助图像产生部 11 在穿刺辅助图像 Im7 内的特定的配置位置重叠方位标记 Md。重叠有方位标记 Md 的穿刺辅助图像 Im7 通过显示部 14 来显示。由此,显示部 14 如图 17 所示,能够显示表示实际空间中的展开图像 Im8 的方位的方位标记。例如,如图 16A 以及图 16B 所示,当探头标记 Mp 的实际空间位置是 270° (右)时,在以穿刺辅助图像 Im7 中的展开图像 Im8 为基准的 270° 侧显示方位标记 Md。

[0147] 通过在展开图像上重叠方位标记,从而操作者能够容易地理解实际空间与展开图像的位置关系。从而操作者能够一边观察展开图像,一边使穿刺针切实地进入穿刺目标。

[0148] (应用例 3)

[0149] 患者的内部由于组织的种类、位置等各种容易而具有分布复杂的硬度分布。因此,操作者有时不能使穿刺针直线状地进入。应用例 3 所涉及的展开图像产生部产生与硬度指标值相关的展开图像(以下,称为硬度值展开图像)。另外,为了与硬度值展开图像进行区别,将基于上述的 B 模式的体数据的展开图像称为 B 模式展开图像。另外,将 B 模式的体数据称为 B 模式体数据。

[0150] 硬度指标值能够利用剪切波弹性成像(SWE:shear wave elastography)模式通过既知的方法来计算。发送接收部执行基于 SWE 模式的超声波扫描。体数据产生部根据来自接收部的接收信号,产生由彩色来表现组织的硬度的体数据(以下,称为 SWE 体数据。)。SWE 体数据被存储于体数据存储部 53。另外,SWE 体数据也可以如上述那样,由超声波诊断装置 100 产生,也可以从 PACS、其他的超声波诊断装置经由网络来发送。

[0151] 展开图像产生部 9 根据 SWE 体数据,产生由二维极坐标来表示刺入区域 Ro 的侧面的硬度指标值分布的硬度值展开图像。对 SWE 体数据设定的刺入区域和对 B 模式体数据设定的刺入区域相同。另外,硬度值展开图像和 B 模式展开图像的坐标系相同。硬度值展开图像通过显示部 14 来显示。另外,显示部 14 也可以将硬度值展开图像在 B 模式展开图像中进行位置匹配并重叠而显示。此时,显示部 14 以能够识别硬度值展开图像和 B 模式展开图像这双方的方式,对硬度值展开图像分配合适的透明度即可。通过观察硬度值展开图像,从而操作者能够把握患者内部的组织的硬度分布。从而能够考虑组织的硬度而刺入穿刺针 150。

[0152] 这样,根据本实施方式,能够实现超声波扫描下的穿刺术的效率的提高。

[0153] 另外,本实施方式的超声波诊断装置 100 中所包含的各部分也能够例如通过将由 CPU、RAM、磁性存储装置、输入装置、显示装置等构成的计算机作为硬件来使用而实现。例如,控制超声波诊断装置 100 的各单元的系统控制部 16 能够通过使搭载于上述的计算机的 CPU 等处理器执行规定的控制程序来实现各种功能。此时,可以将上述的控制程序预先安装于计算机,或者也可以保存于计算机可读的存储介质、或者将经由网络来发布的控制程序向计算机安装。

[0154] 以上,说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些新的实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式、其变形包含于发明的范围或要旨中,并且包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

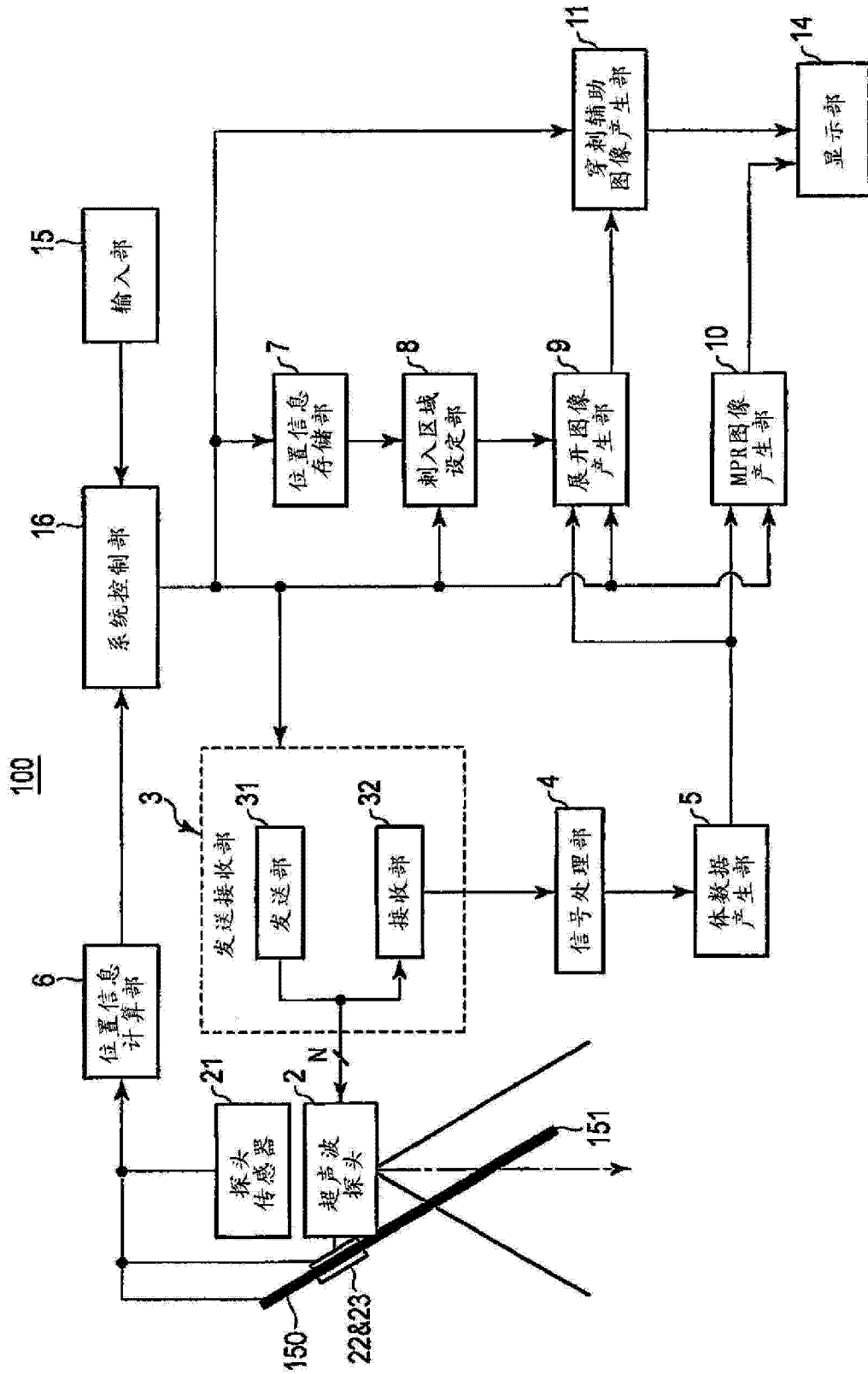


图 1

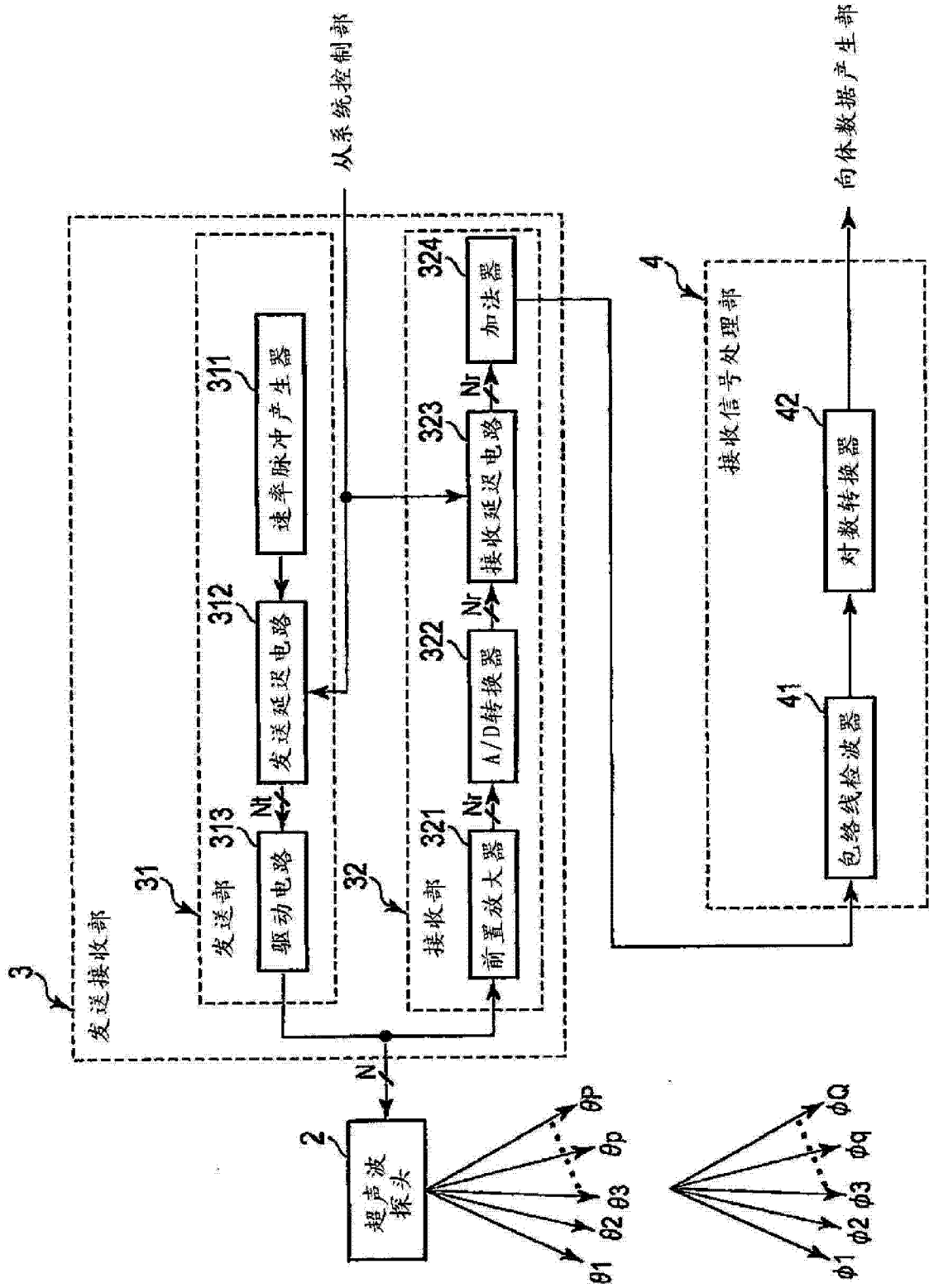


图 2

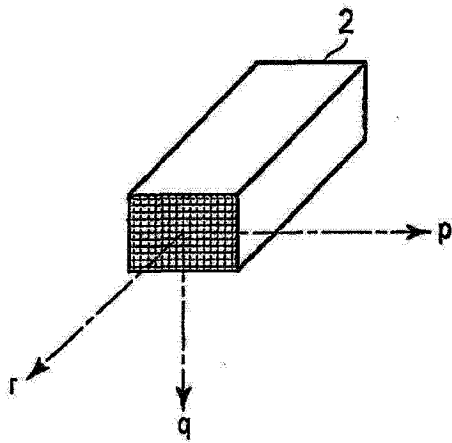


图 3A

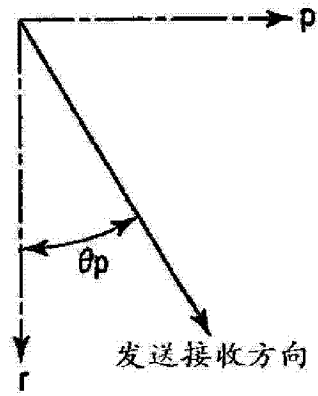


图 3B

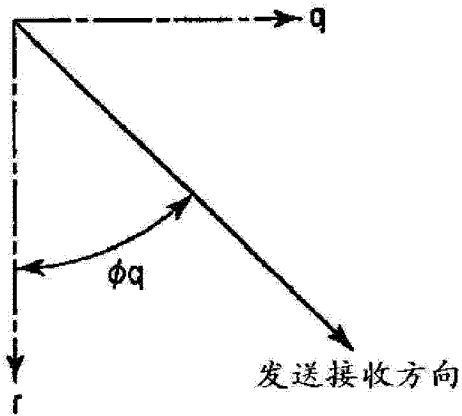


图 3C

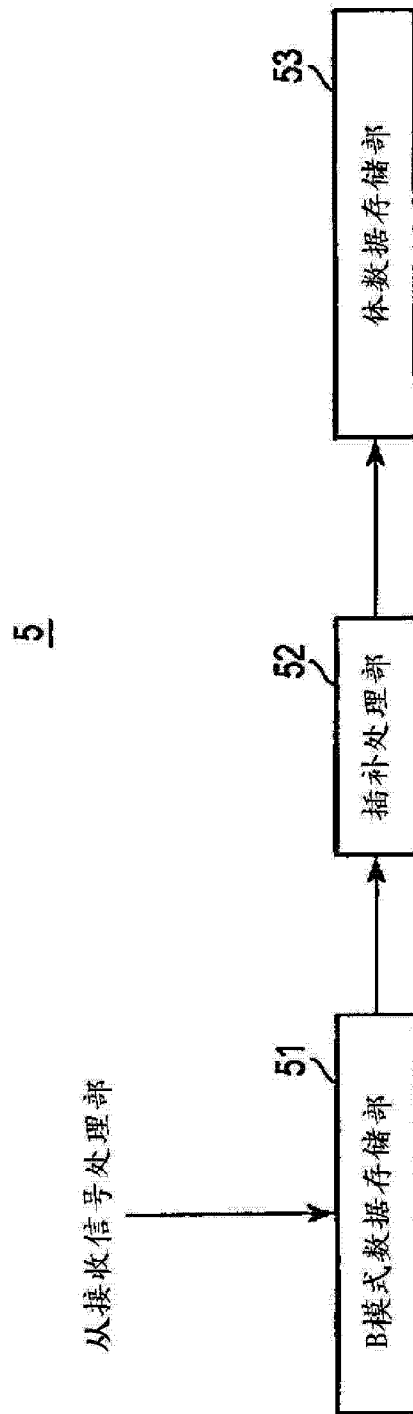


图 4

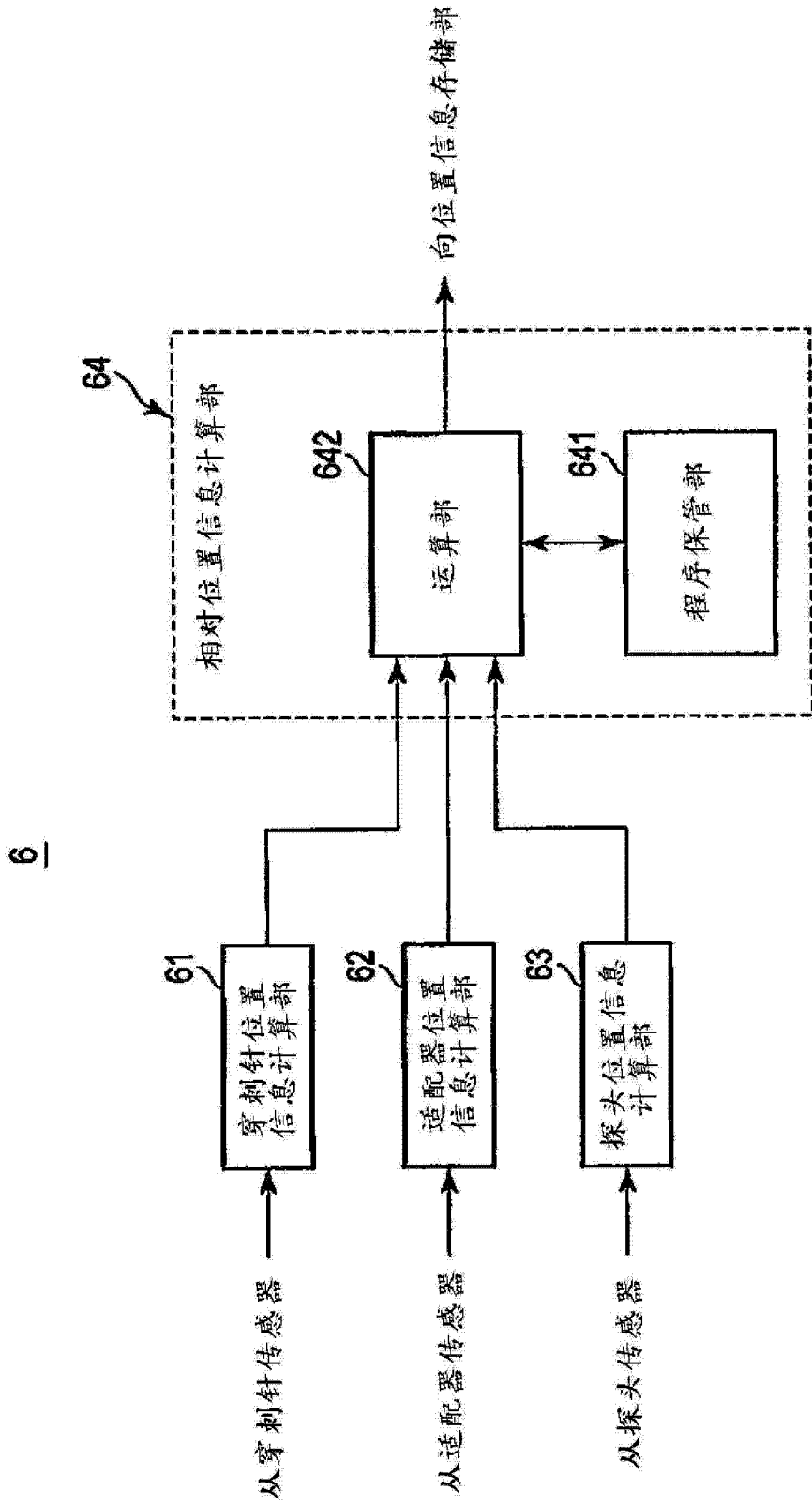


图 5

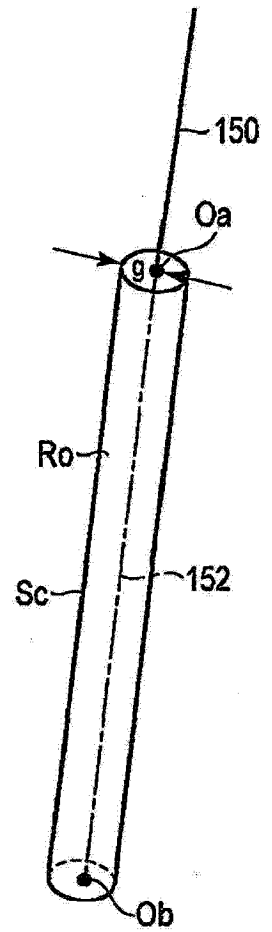


图 6

9

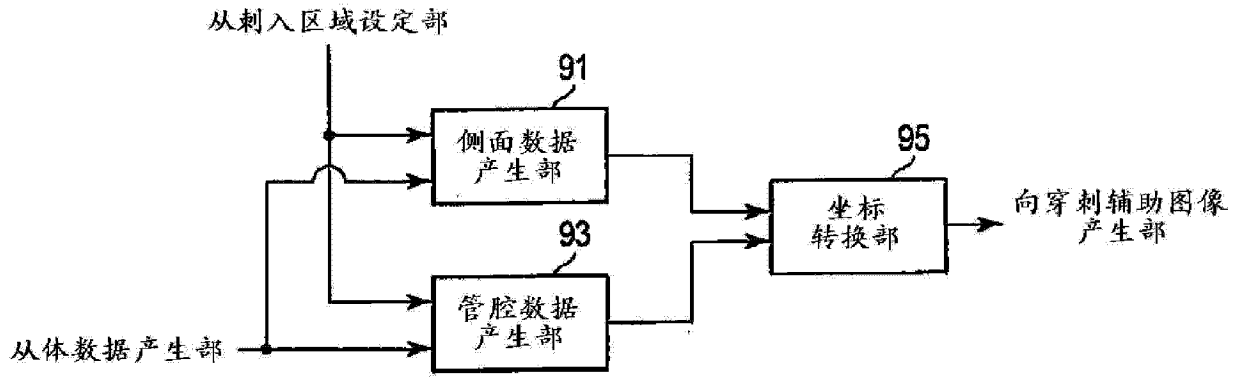


图 7

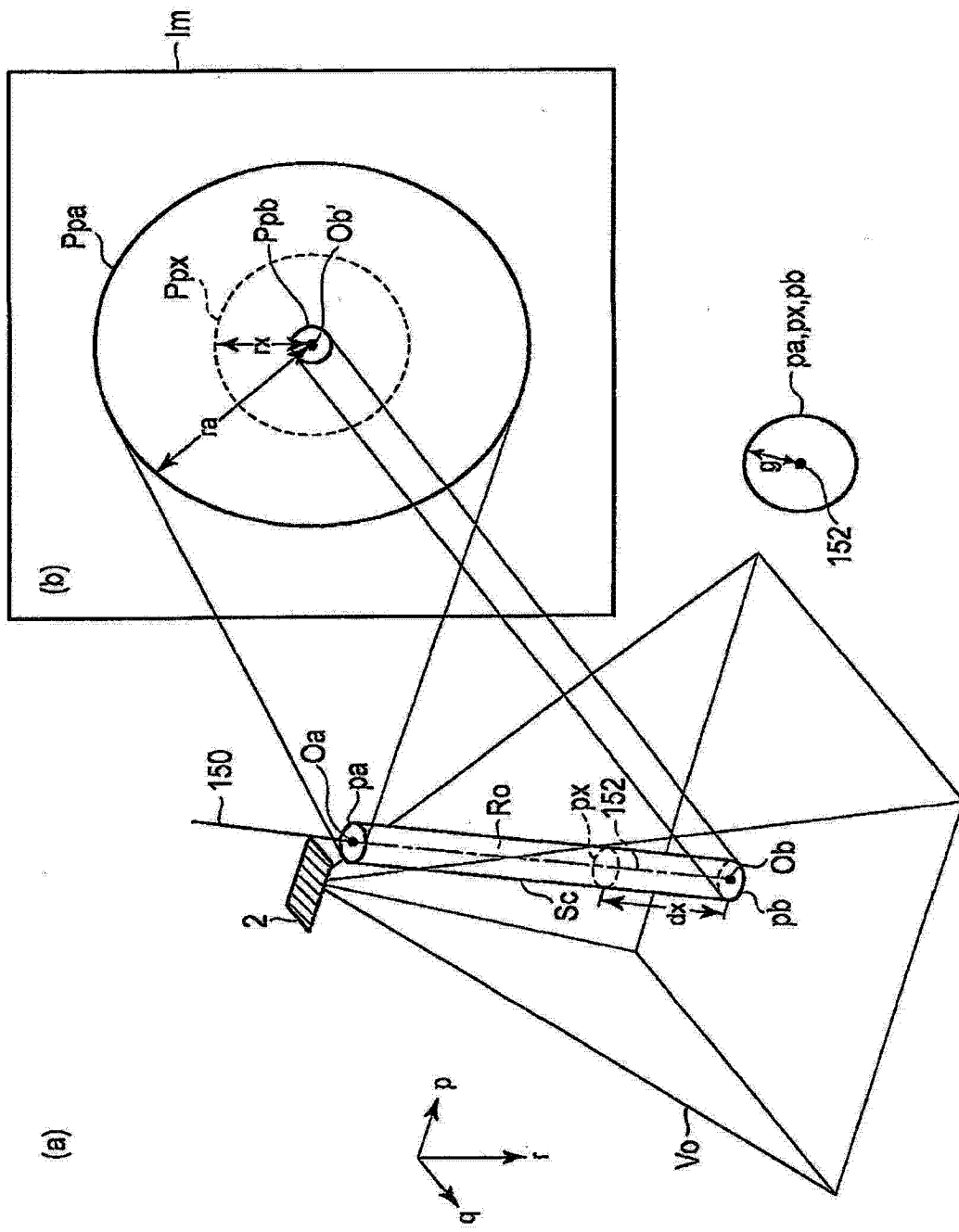


图 8

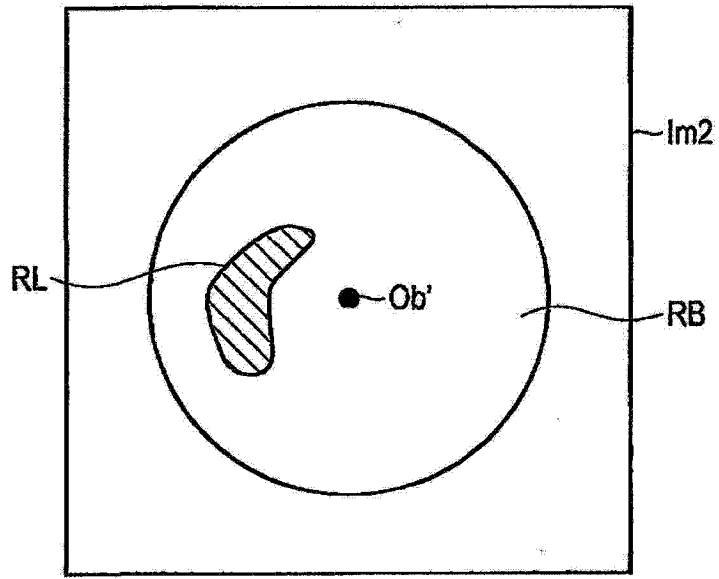


图 9

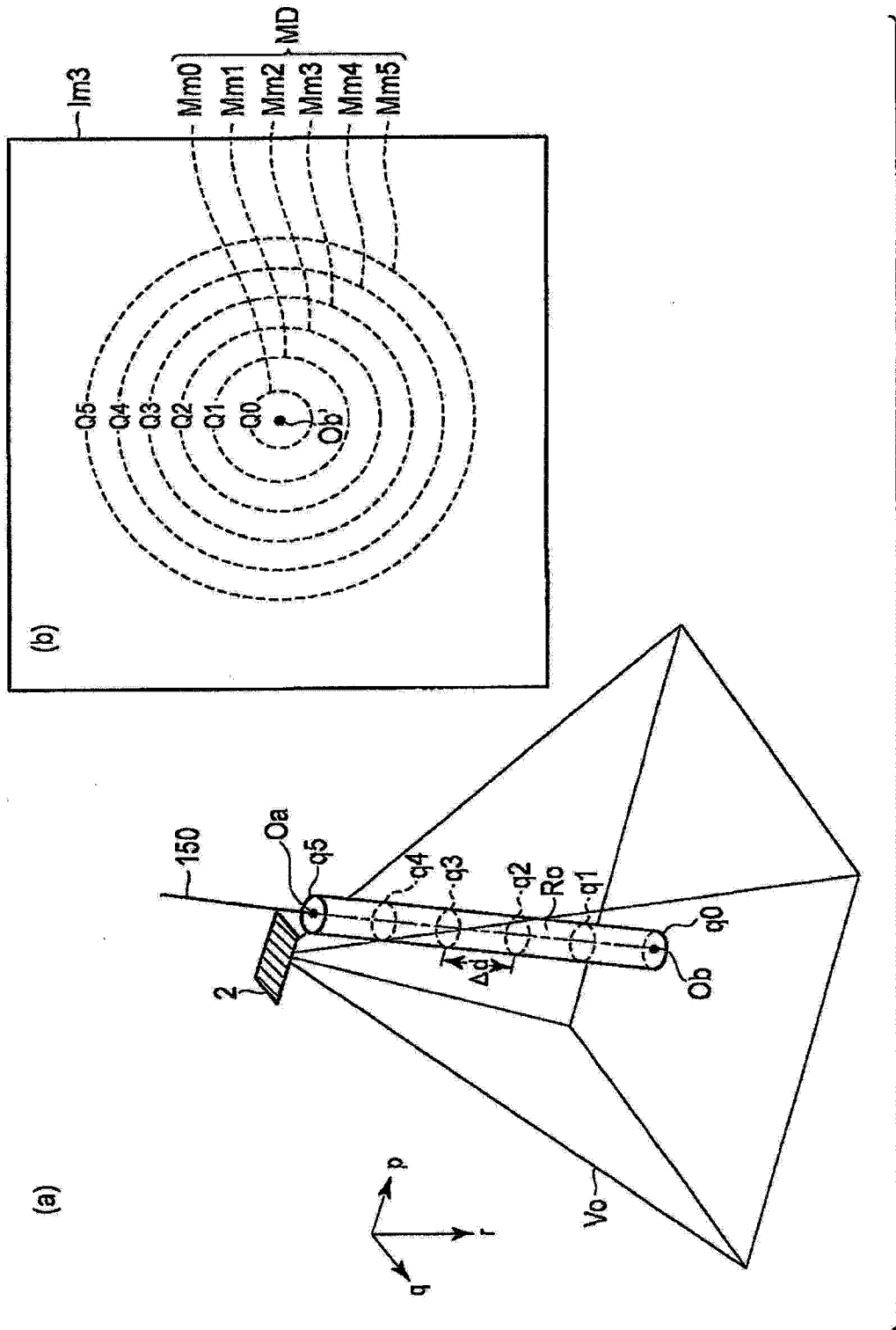


图 10

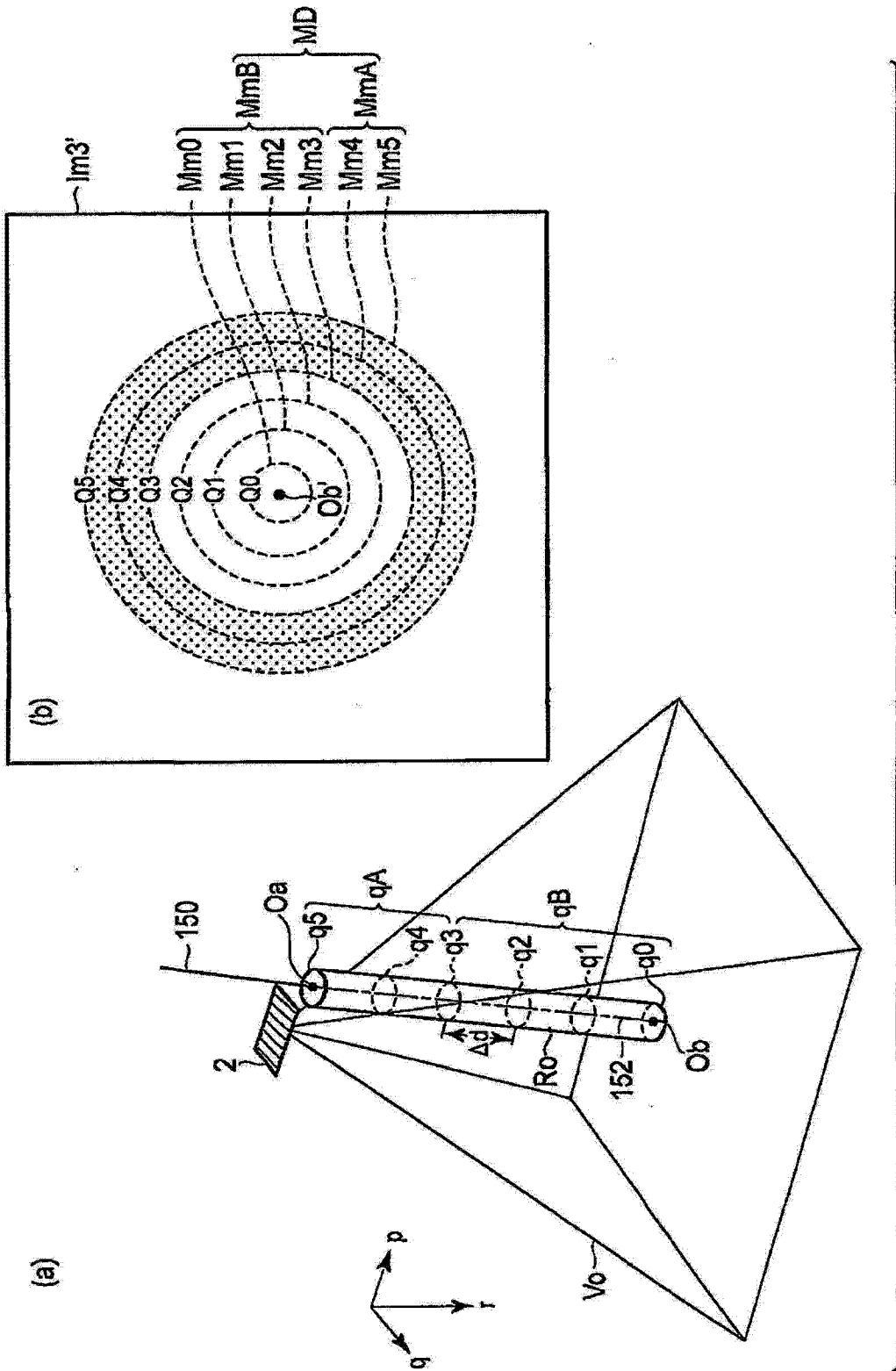


图 11

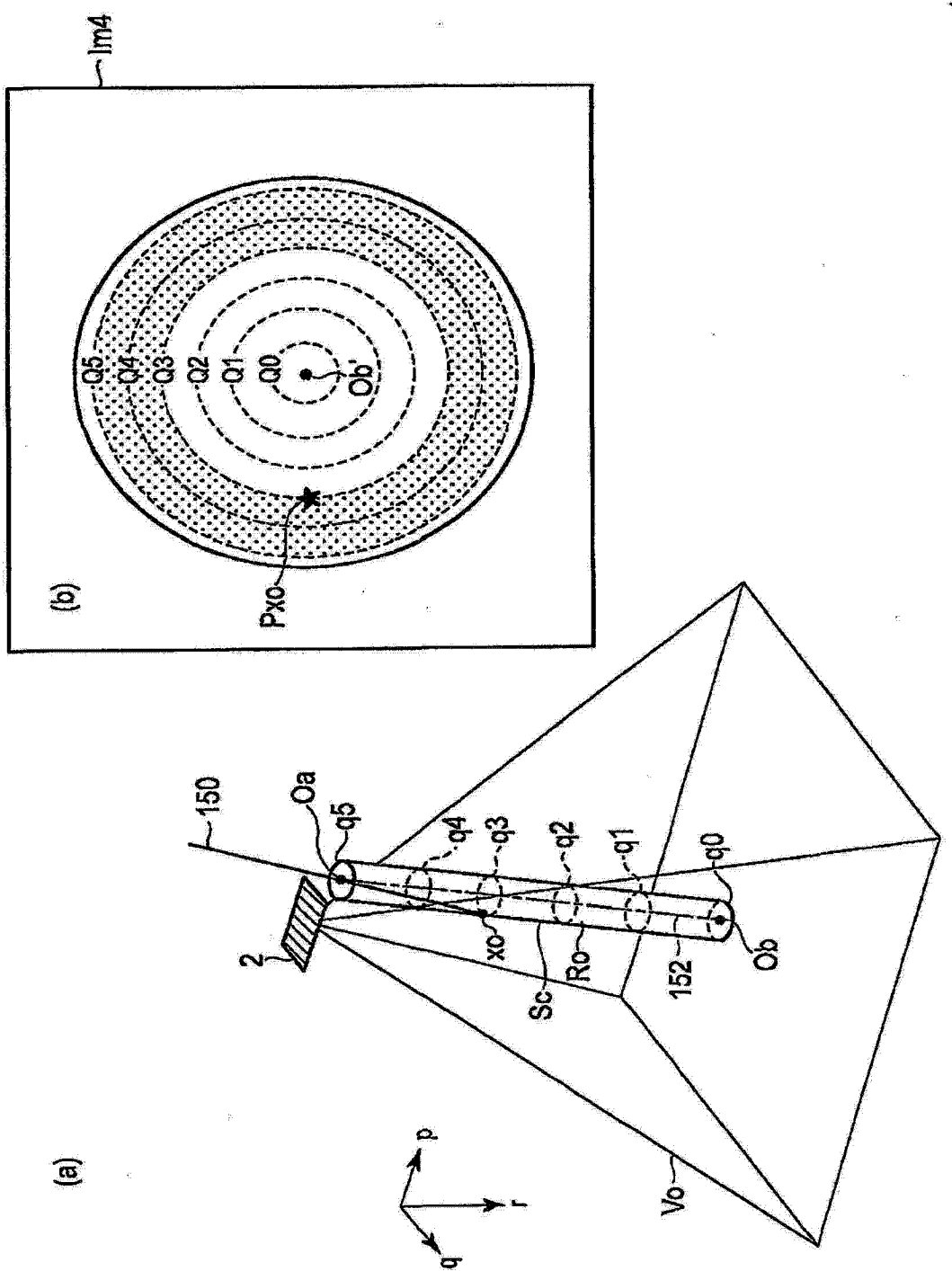


图 12

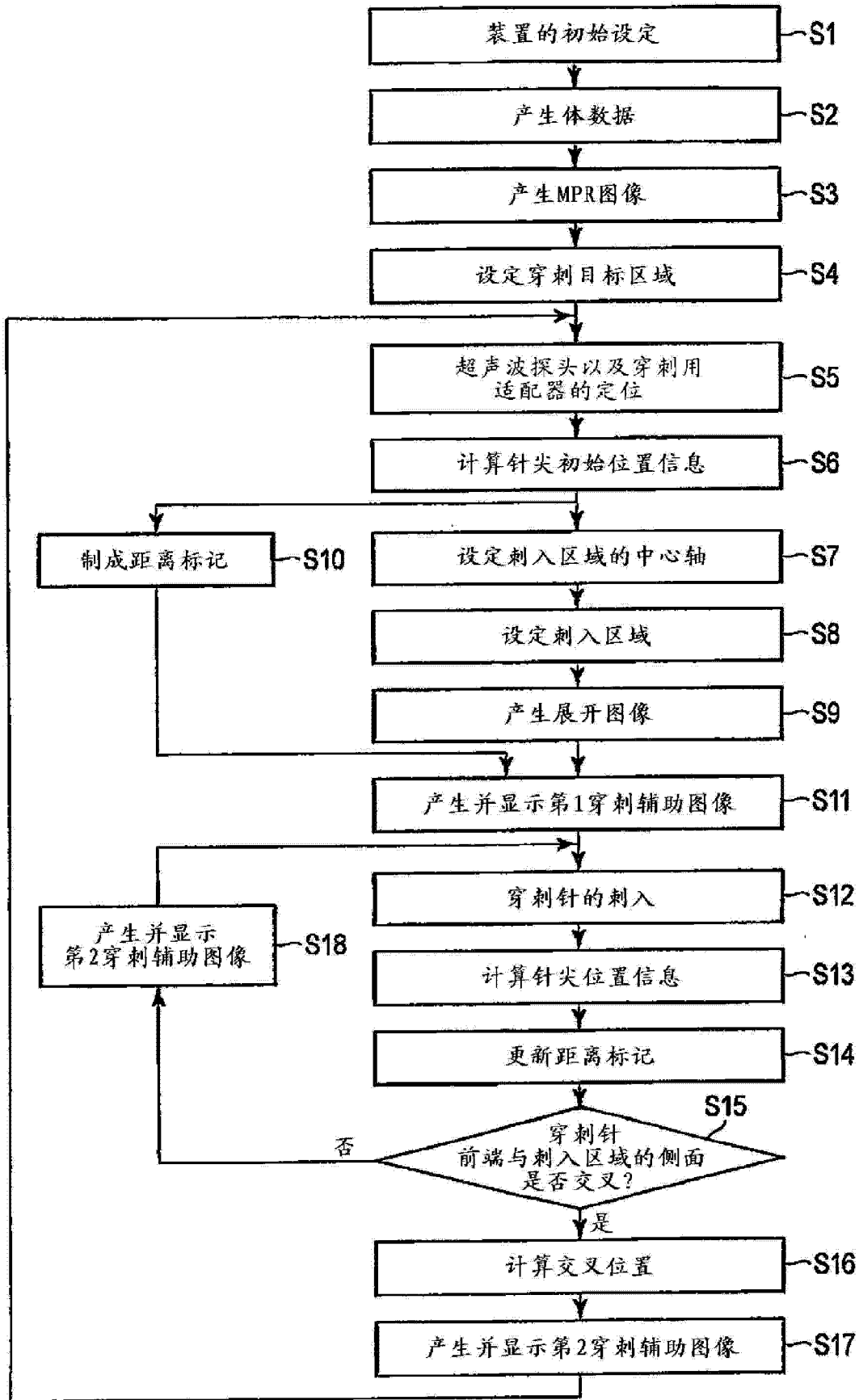


图 13

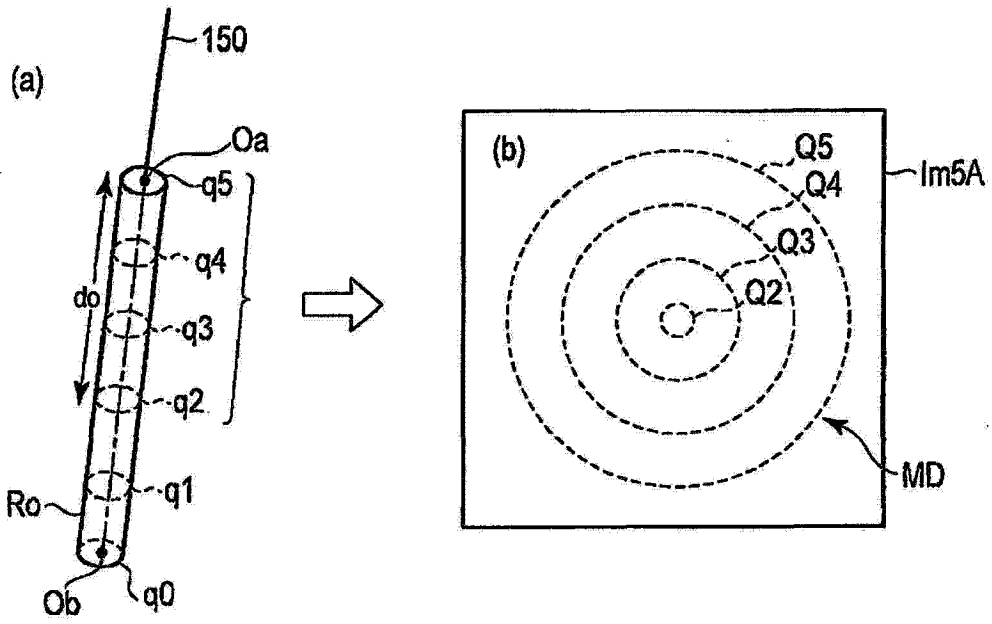


图 14A

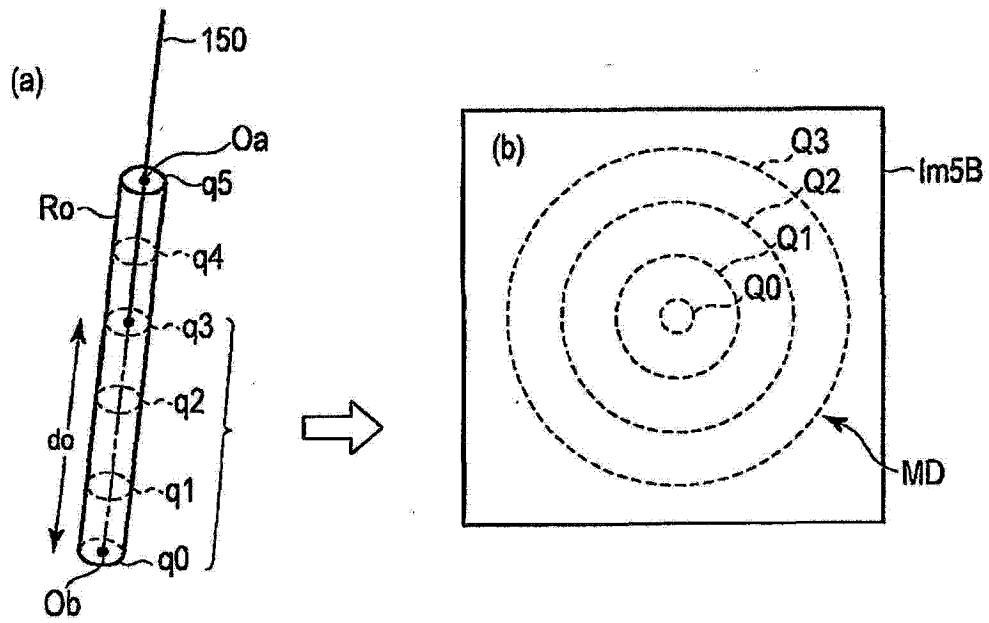


图 14B

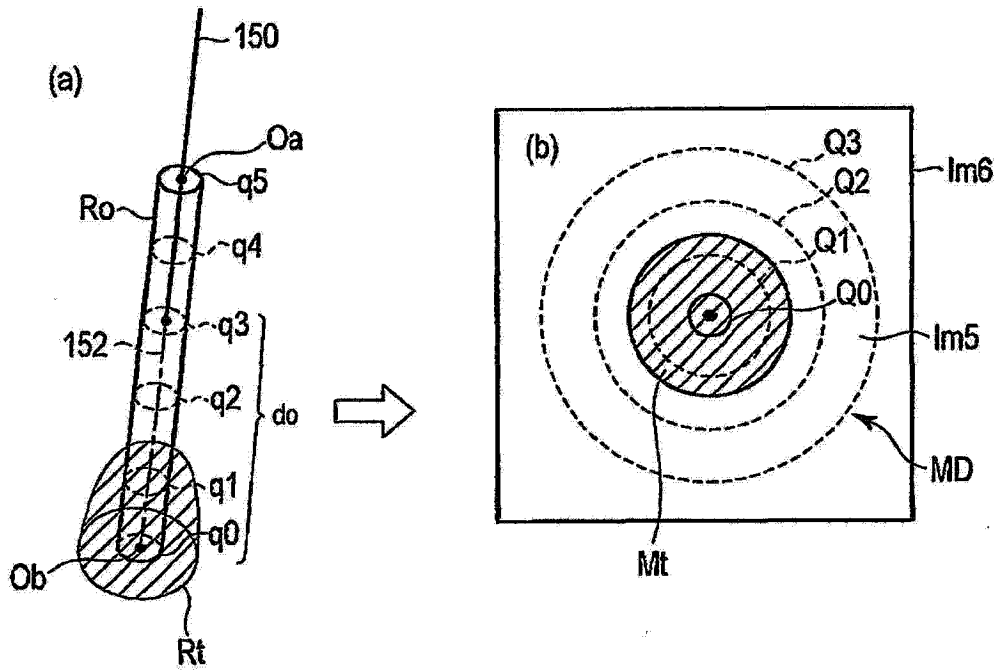


图 15

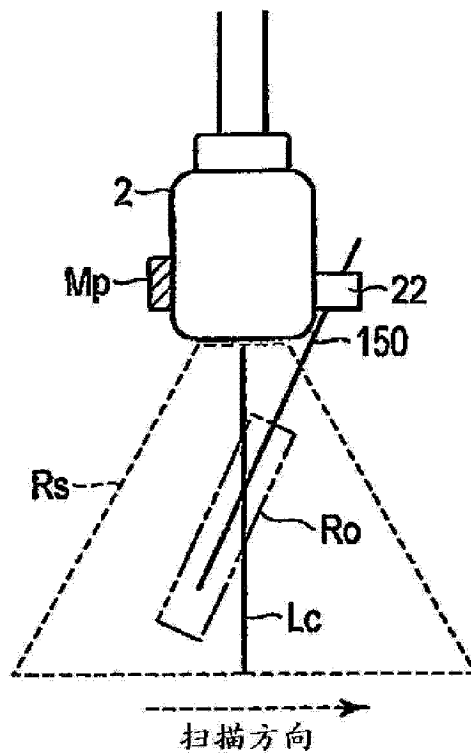


图 16A

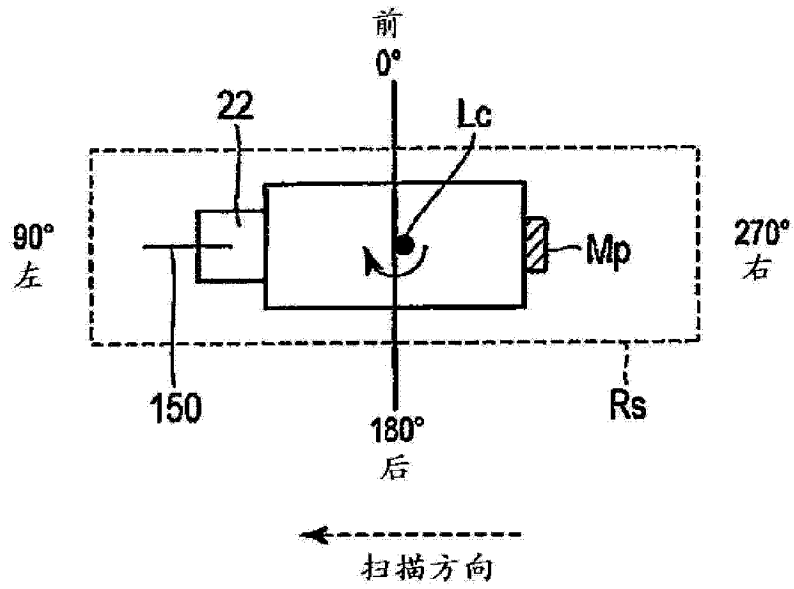


图 16B

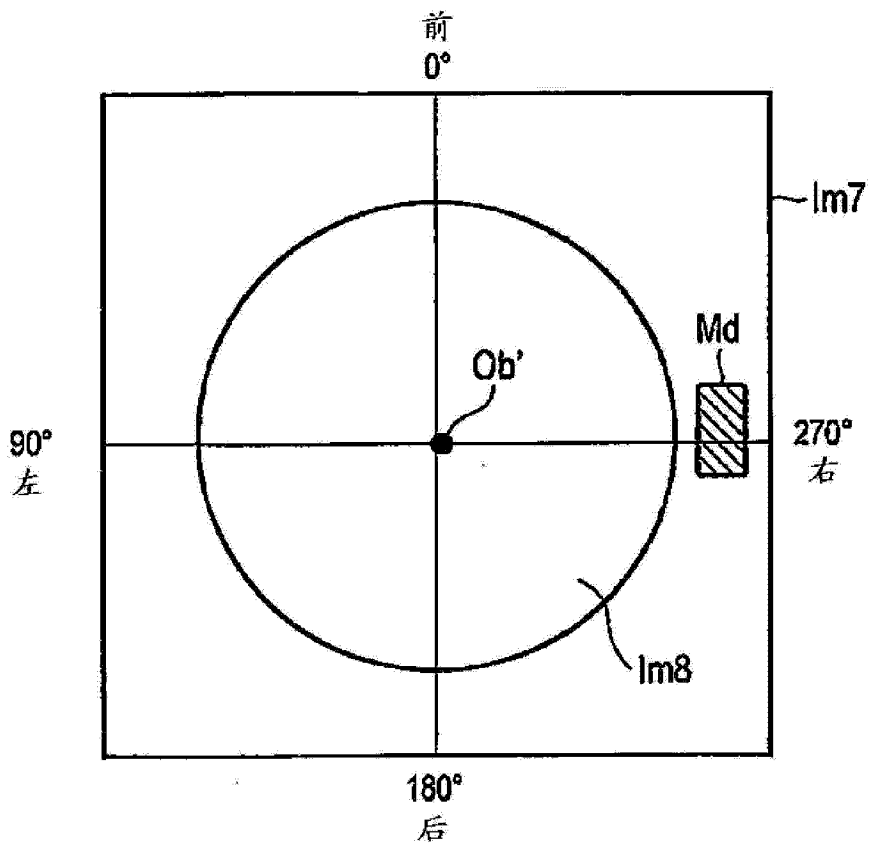


图 17

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN103635143A</a>	公开(公告)日	2014-03-12
申请号	CN201380000907.1	申请日	2013-06-26
[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 佐佐木琢也		
发明人	市冈健一 佐佐木琢也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/483 A61B8/4254 A61B2017/3413 A61B8/145 A61B8/0841 A61B17/3403 A61B8/488 A61B8/523 A61B8/13 A61B8/469 A61B8/00 A61B8/4494 A61B8/466 A61B8/485		
代理人(译)	许海兰		
优先权	2012148016 2012-06-29 JP 2013131455 2013-06-24 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提高超声波扫描下的穿刺术效率。超声波探头(2)包含多个振子。发送部(31)经由多个振子向被检体的扫描对象区域发送超声波。接收部(32)经由多个振子接收来自该扫描对象区域的超声波。体数据产生部(5)根据来自接收部(32)的接收信号产生与该扫描对象区域相关的体数据。刺入区域设定部(8)对体数据中的以穿刺针的刺入预定路径为中心轴的规定的范围设定刺入区域。展开图像产生部(9)产生由通过绕该中心轴的旋转角度和距离该中心轴的基准点的距离而规定的二维的极坐标来表现体数据中的刺入区域的侧面的亮度值分布的展开图像。显示部(14)显示展开图像。

