



(43) 申请公布日 2011.12.28

权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 12 页

1. 一种超声波诊断装置,基于通过对被检测体的三维扫描收集到的体数据,生成管腔脏器的虚拟内窥镜图像数据,其特征在于,具备:

关心区域设定单元,对上述体数据设定三维关心区域;

中心线设定单元,基于上述体数据,设定该体数据中的上述管腔脏器的中心线;

基准点检测单元,检测上述三维关心区域的基准面与上述中心线相交而成的基准点;

视点和视线方向设定单元,基于上述基准点,设定视点和视线方向;

虚拟内窥镜图像数据生成单元,基于上述视点及上述视线方向,对上述体数据进行处理,生成上述虚拟内窥镜图像数据;以及

显示单元,显示所生成的上述虚拟内窥镜图像数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

通过对上述三维空间连续地进行扫描的上述三维扫描,实时地收集上述体数据。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

通过对上述被检测体一边使超声波探头移动一边进行扫描的上述三维扫描,收集上述体数据。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,具备:

基准面指定单元,指定上述三维关心区域的基准面;

上述基准面指定单元将上述体数据的与上述管腔脏器相交的上述三维关心区域的侧面指定为上述基准面。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,具备:

基准面指定单元,指定上述三维关心区域的基准面;

上述基准面指定单元将与用于上述三维扫描的超声波探头进行二维扫描时相同的面指定为上述基准面。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,具备:

轮廓提取单元,基于上述体数据的体素值,提取上述管腔脏器的轮廓;

上述中心线设定单元基于上述轮廓提取单元所提取的轮廓信息,设定上述管腔脏器的中心线。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述视点和视线方向设定单元基于上述基准点检测单元检测出的上述基准点和上述中心线位于该基准点处的切线方向,设定上述视点及上述视线方向。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述视点和视线方向设定单元,在上述切线方向上或从上述切线方向倾斜规定角度的方向上从上述基准点离开规定距离的位置,设定上述视点,并且从上述视点朝向上述基准点地设定上述视线方向。

9. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述视点和视线方向设定单元在上述基准点处设定上述视点,在上述中心线位于上述基准点处的切线方向上或者从上述切线方向倾斜规定角度的方向上设定上述视线方向。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,具备:

横截面设定单元,对上述体数据设定包含有上述基准点且与上述中心线垂直的横截面;以及

横截面图像数据生成单元,提取上述横截面上的上述体数据的体素,生成横截面图像数据;

上述显示单元对上述横截面图像数据和上述虚拟内窥镜图像数据进行合成显示。

11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,具备:

三维图像数据生成单元,对上述体数据进行绘图处理,生成三维图像数据;

上述显示单元并列地显示上述虚拟内窥镜图像数据和上述三维图像数据。

12. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置,其特征在于,具备:

三维图像数据生成单元,对上述体数据进行绘图处理,生成三维图像数据;

上述显示单元并列地显示重叠有上述横截面图像数据的上述虚拟内窥镜图像数据和上述三维图像数据。

13. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元具备显示上述虚拟内窥镜图像数据的监视器,

以使上述虚拟内窥镜图像数据中的上述基准点始终配置在上述监视器的规定位置的方式,显示上述虚拟内窥镜图像数据。

14. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述虚拟内窥镜图像数据生成单元基于上述视点及上述视线方向对上述体数据进行绘图处理,由此生成上述虚拟内窥镜图像数据。

15. 一种图像数据显示用控制程序,其特征在于,

使基于通过对被检测体的三维扫描收集到的体数据来生成管腔脏器的虚拟内窥镜图像数据的超声波诊断装置,执行如下功能:

关心区域设定功能,对上述体数据设定三维关心区域;

中心线设定功能,基于上述体数据,设定该体数据中的上述管腔脏器的中心线;

基准点检测功能,检测上述三维关心区域的基准面与上述中心线相交而成的基准点;

视点和视线方向设定功能,基于上述基准点,设定视点和视线方向;

虚拟内窥镜图像数据生成功能,基于上述视点及上述视线方向,对上述体数据进行处理,生成上述虚拟内窥镜图像数据;以及

显示功能,显示所生成的上述虚拟内窥镜图像数据。

## 超声波诊断装置以及图像数据显示用控制程序

### 技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置以及图像数据显示用控制程序。

### 背景技术

[0002] 超声波诊断装置向被检测体内放射从设置在超声波探头上的振动元件产生的超声波脉冲,通过上述振动元件接受因被检测体组织的声阻抗的差异而产生的超声波反射波,由此来收集生物体信息,超声波诊断装置由于通过使超声波探头与体表接触这样的简单的操作就能够进行图像数据的实时显示,所以被广泛用于各种脏器的形态诊断和功能诊断。

[0003] 尤其近年来,通过机械地移动多个振动元件一维排列而成的超声波探头的方法或使用了多个振动元件二维排列而成的超声波探头的方法,对被检测体的诊断对象部位进行三维扫描,利用该三维扫描所收集的三维数据(体数据(volume data)),生成三维图像数据、MPR(Multi-Planar Reconstruction:多平面重建)图像数据等,由此,能够进行更高级的诊断和治疗。

[0004] 另一方面,提出了如下的方法,即,在通过对被检测体的三维扫描得到的体数据的管腔脏器内,虚拟地设定观察者的视点和视线方向,将从该视点观察的管腔脏器的内表面作为虚拟内窥镜(漫游(fly through))图像数据来进行观察(例如参照专利文献1)。

[0005] 根据基于从该被检测体的体外收集到的体数据来生成内窥镜式的图像数据的上述方法,能够大幅度地降低检查时对被检测体的微创度,而且,对于难于插入内窥镜的窥镜的细小的消化管和血管等管腔脏器,也能够任意设定视点和视线方向,因此,能够安全且高效地对以往不能够进行内窥镜检查的部位进行高精度的检查。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本特开2005-110973号公报。

### 发明内容

[0009] 发明所要解决的技术问题

[0010] 通过对超声波诊断装置所收集的体数据应用上述专利文献1记载的方法,能够对虚拟内窥镜图像数据进行实时观察。以往,在对体数据设定生成虚拟内窥镜图像数据所需要的视点和视线方向时,通常进行在对该体数据任意设定的切片截面上收集MPR图像数据、基于表示管腔脏器的纵截面的MPR图像数据来设定上述的视点和视线方向的方法。但是,在一边使超声波探头在被检测体的身体表面上移动一边连续地进行虚拟内窥镜图像数据的观察的情况下,需要伴随超声波探头的移动,反复更新通过上述复杂的方法设定的视点和视线方向,因此,具有很难对虚拟内窥镜图像数据进行实时观察的问题点。

[0011] 本发明鉴于上述的问题点而做出,其目的在于提供一种超声波诊断装置以及图像数据显示用控制程序,在基于从被检测体收集的体数据来生成虚拟内窥镜图像数据时,即

使超声波探头的位置发生移动,也能够始终从合适的方向观察虚拟内窥镜图像数据。

[0012] 用于解决技术问题的技术手段

[0013] 实施方式的超声波诊断装置,基于通过对被检测体的三维扫描收集到的体数据,生成管腔脏器的虚拟内窥镜图像数据,其特征在于,具备:关心区域设定单元,对上述体数据设定三维关心区域;中心线设定单元,基于上述体数据,设定该体数据中的上述管腔脏器的中心线;基准点检测单元,检测上述三维关心区域的基准面与上述中心线相交而成的基准点;视点和视线方向设定单元,基于上述基准点,设定视点和视线方向;虚拟内窥镜图像数据生成单元,基于上述视点及上述视线方向,对上述体数据进行处理,生成上述虚拟内窥镜图像数据;以及显示单元,显示所生成的上述虚拟内窥镜图像数据。

[0014] 此外,实施方式的图像数据显示用控制程序,其特征不在于,使基于通过对被检测体的三维扫描收集到的体数据来生成管腔脏器的虚拟内窥镜图像数据的超声波诊断装置,执行如下功能:关心区域设定功能,对上述体数据设定三维关心区域;中心线设定功能,基于上述体数据,设定该体数据中的上述管腔脏器的中心线;基准点检测功能,检测上述三维关心区域的基准面与上述中心线相交而成的基准点;视点和视线方向设定功能,基于上述基准点,设定视点和视线方向;虚拟内窥镜图像数据生成功能,基于上述视点及上述视线方向,对上述体数据进行处理,生成上述虚拟内窥镜图像数据;以及显示功能,显示所生成的上述虚拟内窥镜图像数据。

## 附图说明

[0015] 图 1 是表示本发明的实施例的超声波诊断装置的整体结构的框图。

[0016] 图 2 是表示该实施例的超声波诊断装置所具备的发送接收部以及接收信号处理部的具体结构的框图。

[0017] 图 3 是用于说明该实施例的超声波探头所具备的振动元件的排列方向和超声波发送接收方向的图。

[0018] 图 4 是表示该实施例的超声波诊断装置所具备的体数据生成部的具体结构的框图。

[0019] 图 5 是表示该实施例的体数据生成部所生成的体数据和关心区域设定部对该体数据设定的三维关心区域的图。

[0020] 图 6 是表示该实施例的基准点检测部在三维关心区域的基准面上检测的基准点和视点和视线方向设定部基于该基准点设定的视点和视线方向的具体例子的图。

[0021] 图 7 是用于说明该实施例的对体数据设定的虚拟内窥镜图像数据的生成区域的图。

[0022] 图 8 是表示该实施例的通过横截面设定部对体数据设定的横截面的图。

[0023] 图 9 是表示该实施例的显示部通过将虚拟内窥镜图像数据和横截面图像数据进行合成而生成的显示数据的具体例子的图。

[0024] 图 10 是表示该实施例的虚拟内窥镜图像数据的生成 / 显示步骤的流程图。

[0025] 图 11 是表示该实施例的视点和视线方向设定部对体数据设定的视点和视线方向的变形例的图。

[0026] 图 12 是表示该实施例的显示部生成的第二显示数据的变形例的图。

## 具体实施方式

[0027] 以下,参照附图说明本发明的实施例。

### [0028] 实施例

[0029] 本实施例的超声波诊断装置,首先,提取通过对被检测体的三维扫描收集到的体数据中的管腔脏器的轮廓,基于该轮廓信息设定管腔脏器的中心线。此外,对上述体数据设定规定尺寸的三维关心区域,检测该三维关心区域中的基准面与上述中心线相交而成的基准点。接着,在中心线位于上述基准点处的切线方向上设定视点,而且,从该视点朝向上述基准点设定视线方向。并且,基于上述的视点和视线方向,对上述体数据进行绘图(rendering)处理,生成虚拟内窥镜图像数据,并显示在显示部的监视器上。

[0030] 此外,在以下的实施例中,描述的是基于由多个振动元件二维排列而成的所谓二维阵列超声波探头收集到的三维的B模式数据来生成体数据的情况,但是不限于此,例如,也可以是机械地移动振动元件一维排列而成的超声波探头而收集到的体数据。此外,也可以是代替基于B模式数据而基于彩色多普勒数据等其他超声波数据得到的体数据。

[0031] 此外,以下说明的三维扫描包括实时地对三维空间进行扫描的所谓4D扫描。此外,一边使超声波探头在患者的身体表面移动一边进行该4D扫描,由此能够得到空间上以及时间上实时地变化的三维图像。

### [0032] (装置的结构)

[0033] 利用图1至图9说明本实施例的超声波诊断装置的结构。另外,图1是表示超声波诊断装置的整体结构的框图,图2以及图4是表示该超声波诊断装置所具备的发送接收部/接收信号处理部以及体数据生成部的具体结构的框图。

[0034] 图1所示的本实施例的超声波诊断装置100具备:超声波探头3,具备多个振动元件,该多个振动元件对包括被检测体的管腔脏器的三维区域发送超声波脉冲(发送超声波),将从上述被检测体得到的超声波反射波(接收超声波)转换为电信号(接收信号);发送接收部2,向上述振动元件供给用于对被检测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信道(channel)的接收信号进行调相相加(调相相加即相位调整后相加);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,生成作为超声波数据的B模式数据;以及体数据生成部5,使通过对被检测体的三维扫描得到的B模式数据与超声波发送接收方向相对应地进行排列,由此生成三维数据(体数据)。

[0035] 此外,超声波诊断装置100具备:轮廓提取部6,基于上述体数据的体素值,提取该体数据中的管腔脏器的轮廓;中心线设定部7,基于得到的管腔脏器的轮廓信息,设定管腔脏器的中心轴(以下,称为中心线);关心区域设定部8,对上述体数据设定规定尺寸的三维关心区域;基准点检测部9,检测该三维关心区域的基准面与上述中心线的交点(以下,称为基准点);视点和视线方向设定部10,基于该基准点,设定生成虚拟内窥镜图像数据所需要的视点和视线方向;以及虚拟内窥镜图像数据生成部11,对体数据进行以上述视点和视线方向为基准的绘图处理,生成虚拟内窥镜图像数据。

[0036] 而且,超声波诊断装置100具备:横截面设定部12,对上述体数据设定包含有上述基准点并与上述中心线垂直的截面;横截面图像数据生成部13,提取该横截面上的上述体数据的体素,生成表示管腔脏器的横截面的横截面图像数据;三维图像数据生成部14,对

上述体数据进行绘图处理,生成三维图像数据;显示部 15,显示上述的虚拟内窥镜图像数据、横截面图像数据以及三维图像数据等;输入部 16,用于进行被检测体信息的输入、体数据生成条件的设定、各种指令信号的输入等;扫描控制部 17,控制该三维扫描中的超声波发送接收方向;以及系统控制部 18,统一控制上述各单元。

[0037] 以下,更详细地说明本实施例的超声波诊断装置 100 所具备的上述的各单元的结构和功能。

[0038] 超声波探头 3 在其前端部具备二维排列的  $M$  个未图示的振动元件,使上述前端部与被检测体的体表接触来进行超声波的发送接收。振动元件为声电转换元件,具备在发送时将电脉冲(驱动信号)转换为超声波脉冲(发送超声波),在接收时将超声波反射波(接收超声波)转换为电接收信号的功能。而且,这些振动元件中的每个振动元件,经由未图示的  $M$  信道的多芯电缆与发送接收部 2 连接。另外,在本实施例中,描述了利用将  $M$  个振动元件二维排列而成的扇形扫描用的超声波探头 3 来收集体数据的情况,但是也可以使用对应于直线扫描或凸面扫描等的超声波探头。

[0039] 接着,图 2 所示的发送接收部 2 具备:发送部 21,对超声波探头 3 的振动元件供给驱动信号;以及接收部 22,对从振动元件得到的接收信号进行调相相加。

[0040] 发送部 21 具备速率脉冲产生器 211、发送迟延电路 212 以及驱动电路 213,速率脉冲产生器 211 产生用于决定发送超声波的反复周期的速率脉冲,并且将该速率脉冲供给至发送迟延电路 212。发送迟延电路 212 由数量与用于发送超声波的  $M_t$  个振动元件相同的独立的迟延电路构成,对速率脉冲赋予用于将发送超声波在规定的深度进行集束的集束用迟延时间和用于将发送超声波沿规定的方向( $\theta_{xp}$ ,  $\theta_{yq}$ )进行发送的偏向用迟延时间后,向驱动电路 213 供给。驱动电路 213 具有数量与发送迟延电路 212 相同的独立的驱动电路,在超声波探头 3 中,用基于上述速率脉冲生成的驱动信号来驱动从二维排列的  $M$  个振动元件中作为发送用选择出来的  $M_t$  个振动元件,向被检测体内放射发送超声波。

[0041] 另一方面,接收部 22 具有与从内置在超声波探头 3 中的  $M$  个振动元件中作为接收用选择出来的  $M_r$  个振动元件对应的  $M_r$  信道的 A/D 转换器 221、接收迟延电路 222 和加法器 223,从接收用振动元件供给的  $M_r$  信道的接收信号被 A/D 转换器 221 转换为数字信号后发送至接收迟延电路 222。

[0042] 接收迟延电路 222 对从 A/D 转换器 221 输出的  $M_r$  信道的各个接收信号赋予用于对来自规定的深度的接收超声波进行集束的集束用迟延时间和用于对方向( $\theta_{xp}$ ,  $\theta_{yq}$ )设定接收指向性的偏向用迟延时间,加法器 223 对来自接收迟延电路 222 的接收信号进行相加合成。即,通过接收迟延电路 222 和加法器 223,对从方向( $\theta_{xp}$ ,  $\theta_{yq}$ )得到的接收信号进行调相相加。此外,接收部 22 的接收迟延电路 222 以及加法器 223 通过该迟延时间的控制,使得同时形成针对多个方向的接收指向性即所谓的并列同时接收成为可能,通过应用并列同时接收法,能够大幅度地缩短三维扫描所需要的时间。另外,上述发送接收部 2 所具有的发送部 21 以及接收部 22 的一部分可以设置在超声波探头 3 的内部。

[0043] 图 3(a) 以及图 3(b) 表示将超声波探头 3 的中心轴作为  $z$  轴的直角坐标系  $[x, y, z]$  中的超声波发送接收方向( $\theta_{xp}$ ,  $\theta_{yq}$ )。如图 3(c) 所示,振动元件 31 在  $x$  轴方向及  $y$  轴方向上二维排列, $\theta_{xp}$  以及  $\theta_{yq}$  表示投影在  $x-z$  平面以及  $y-z$  平面上的、超声波发送接收方向相对于  $z$  轴的角度。并且,按照从扫描控制部 17 供给的扫描控制信号,控制发送部

21 的发送迟延电路 212 以及接收部 22 的接收迟延电路 222 中的迟延时间,对包括被检测体诊断对象部位(管腔脏器)的三维区域的方向( $\theta_{xp}$ ,  $\theta_{yq}$ )( $\theta_{xp} = \theta_{x1} + (p-1) \Delta \theta_x$  ( $p = 1 \sim P$ ),  $\theta_{yq} = \theta_{y1} + (q-1) \Delta \theta_y$  ( $q = 1 \sim Q$ )) 依次进行超声波发送接收。

[0044] 返回图 2,接收信号处理部 4 具有对从接收部 22 的加法器 223 输出的调相加后的接收信号进行信号处理来生成作为超声波数据的 B 模式数据的功能,具备:包络线检波器 41,对上述接收信号进行包络线检波;以及对数转换器 42,对包络线检波后的接收信号进行对数转换。其中,包络线检波器 41 和对数转换器 42 的顺序可以调换。

[0045] 接着,使用图 4 说明图 1 所示的体数据生成部 5 的具体结构。该体数据生成部 5 具备超声波数据存储部 51、插补处理部 52 以及体数据存储部 53。

[0046] 在超声波数据存储部 51 中,将从系统控制部 18 供给的超声波发送接收方向( $\theta_{xp}$ ,  $\theta_{yq}$ )的信息作为附加信息地依次保存多个超声波数据(B 模式数据),上述多个超声波数据是接收信号处理部 4 基于通过对该被检测体的三维扫描得到的接收信号来生成的。另一方面,插补处理部 52 通过使从超声波数据存储部 51 读取的多个超声波数据与超声波发送接收方向( $\theta_{xp}$ ,  $\theta_{yq}$ )相对应地进行排列来形成三维超声波数据,进而对构成该三维超声波数据的非等间隔的体素进行插补处理,来生成由各向同性体素构成的体数据。而且,得到的体数据被保存在体数据存储部 53 中。

[0047] 另一方面,图 1 的轮廓提取部 6 基于上述体数据的体素值的空间上的变化量,提取体数据的管腔脏器的内壁或外壁的轮廓。例如,对上述体数据进行空间上的微分处理和积分处理,通过被微分处理后的体数据与被积分处理后的体数据之间的减法处理或者微分处理前的体数据与微分处理后的体数据之间的减法处理等,能够提取管腔脏器的轮廓,但是不限于这些方法。

[0048] 另一方面,中心线设定部 7 具有基于轮廓提取部 6 提取出的管腔脏器的轮廓数据来设定该管腔脏器的中心线的功能,例如,以基于显示在显示部 15 上的后述的三维图像数据而设定的、在体数据的管腔脏器内的起点为基准,在三维的全角度方向上产生多个单位矢量,从这些单位矢量之中选出与管腔脏器的轮廓之间的距离最大的方向上的单位矢量,作为探索矢量。

[0049] 接着,计算与该探索矢量正交的管腔脏器截面的重心位置,将以使上述探索矢量与上述管腔脏器截面的相交位置同上述重心位置相一致的方式修正了方向的探索矢量,重新设定在上述重心位置上。而且,利用修正后的探索矢量反复进行上述的步骤,此时,对在管腔脏器的延伸方向上形成的多个重心位置进行连结,由此设定管腔脏器的中心线。但是,对管腔脏器设定中心线的方法,不限于上述方法,例如也可以应用日本特开 2004-283373 号公报等记载的方法。

[0050] 接着,关心区域设定部 8 具有对通过对被检测体的三维扫描收集到的体数据自动地设定三维关心区域的功能。图 5(a)~图 5(c) 表示从该被检测体收集到的体数据 Vd 和对该体数据设定的三维关心区域 Ri,如上所述,体数据 Vd 是在 x 方向的扫描区域  $\theta_{xa}$  ( $\theta_{xa} = (P-1) \Delta \theta_x$ ) 以及 y 方向的扫描区域  $\theta_{ya}$  ( $\theta_{ya} = (Q-1) \Delta \theta_y$ ) 中收集到的。

[0051] 针对这样的体数据 Vd,关心区域设定部 8 基于从输入部 16 经由系统控制部 18 供给的体数据的生成条件,在 x 方向的区域  $\theta_{xb}$  以及 y 方向的区域  $\theta_{yb}$  (其中,  $\theta_{xb} \leq \theta_{xa}$ ,  $\theta_{yb} \leq \theta_{ya}$ ) 设定三维关心区域 Ri。另外,上述的区域  $\theta_{xb}$  及区域  $\theta_{yb}$  例如可以按照使



$\theta_{xb}/\theta_{xa}$  和  $\theta_{yb}/\theta_{ya}$  成为规定值的方式来基于体数据的尺寸进行设定,并且也可以与体数据的尺寸无关地设定为规定尺寸。

[0052] 返回图 1,基准点检测部 9 检测由输入部 16 指定的三维关心区域的基准面与由中心线设定部 7 设定的管腔脏器的中心线相交而成的基准点。另一方面,视点和视线方向设定部 10 基于基准点检测部 9 检测出的在基准面上的基准点和中心线位于该基准点处的切线,来设定虚拟内窥镜图像数据的生成所需要的视点和视线方向。具体地说,检测由中心线设定部 7 设定的中心线位于基准点处的切线方向,在该切线方向上从基准点离开规定距离的位置设定视点,而且设定从该视点朝向基准点的视线方向。

[0053] 接着,利用图 6(a) 及图 6(b) 更详细地说明由基准点检测部 9 检测出的基准点和由视点和视线方向设定部 10 设定的视点和视线方向的具体例子。如图 5(a) ~ 图 5(c) 所描述的那样,关心区域设定部 8 对通过该被检测体的三维扫描收集到的体数据 Vd 设定规定尺寸(即,区域  $\theta_{xb}$  及区域  $\theta_{yb}$ )的三维关心区域 Ri,中心线设定部 7 基于上述体数据 Vd 中的管腔脏器的轮廓信息 Ct 来设定中心线 Lc。接着,上述基准点检测部 9 检测三维关心区域 Ri 的基准面 S 与中心线 Lc 相交而成的基准点 Po。然后,视点和视线方向设定部 10 检测中心线 Lc 位于该基准点 Po 处的切线方向,在该切线方向上,在从基准点 Po 离开距离 R 的位置设定视点 Pv,而且设定从该视点 Pv 朝向基准点 Po 的视线方向 Dv。

[0054] 再次返回图 1,虚拟内窥镜图像数据生成部 11 具备未图示的运算电路和存储电路,在上述存储电路中预先保管有用于利用体数据生成虚拟内窥镜图像数据的运算处理程序。而且,上述运算电路读取在体数据生成部 5 的体数据存储部 53 中保存的该被检测体的体数据和在上述存储电路中保管的运算处理程序,基于从关心区域设定部 8 供给的三维关心区域信息和从视点和视线方向设定部 10 供给的视点和视线方向的信息,对上述体数据进行绘图处理,生成虚拟内窥镜图像数据。

[0055] 图 7 表示对体数据 Vd 设定的虚拟内窥镜图像数据的图像数据生成区域 Rf,如上所述,在中心线 Lc 位于基准面 S 的基准点 Po 处的切线上设定视点 Pv 和视线方向 Dv,而且,以视线方向 Dv 为中心,设定  $x'$  方向的视野范围  $\phi_{x'}$  m 以及  $y'$  方向的视野范围  $\phi_{y'}$  m。然后,虚拟内窥镜图像数据生成部 11 的运算电路提取对体数据 Vd 设定的视野范围  $\phi_{x'}$  m 和视野范围  $\phi_{y'}$  m 中包含的图像数据生成区域 Rf 的体数据,基于视点 Pv 及视线方向 Dv 对得到的体数据进行绘图处理,生成虚拟内窥镜图像数据。此时,以基准面 S 上的管腔脏器的轮廓 Ct 被包含在图像数据生成区域 Rf 中的方式,在输入部 16 中设定  $x'$  方向的视野范围  $\phi_{x'}$  m 以及  $y'$  方向的视野范围  $\phi_{y'}$  m。

[0056] 在该情况下,在较长地设定从视点 Pv 至基准点 Po 的距离的情况下,生成平行投影的虚拟内窥镜图像数据,在较短地设定上述距离的情况下,生成具有远近感的透视投影的虚拟内窥镜图像数据。

[0057] 另一方面,图 1 的横截面设定部 12 读取在体数据生成部 5 的体数据存储部 53 中保存的体数据,对上述体数据设定横截面,上述横截面包含有在三维关心区域的基准平面与中心线相交的位置上设定的基准点,并且与中心线垂直(即,与上述切线方向垂直)。图 8(a) 以及图 8(b) 表示此时对体数据设定的横截面 Pm。如上所述那样对体数据设定横截面 Pm,上述横截面 Pm 包含由基准点检测部 9 检测出的、三维关心区域 Ri 的基准面 S 与中心线 Lc 相交而成的基准点 Po,并且与中心线 Lc 垂直。如图 8(a) 可知,此时设定的横截面 Pm 与

三维关心区域  $R_i$  的基准面  $S$  不一定一致。

[0058] 接着,图 1 的横截面图像数据生成部 13 提取由横截面设定部 12 设定的横截面  $P_m$  上的或其附近的体数据的体素,对这些体素进行滤波处理或插补处理等数据处理,生成表示管腔脏器的横截面的横截面图像数据。

[0059] 另一方面,三维图像数据生成部 14,例如,具有未图示的不透明度和色调设定部、以及绘图处理部,上述不透明度和色调设定部基于从体数据生成部 5 的体数据存储部 53 读取的体数据的体素值,设定不透明度、色调。另一方面,上述绘图处理部基于由上述不透明度和色调设定部设定的不透明度、色调,对上述体数据进行绘图处理,生成体绘图图像数据或面绘图图像数据等三维图像数据。此外,例如,三维图像数据生成部 14 除了未图示的不透明度和色调设定部、以及绘图处理部之外,还具备未图示的数据反转部。该数据反转部将从体数据生成部 5 的体数据存储部 53 读取的体数据的体素值反转。例如,在体素值的范围在  $0 \sim 255$  时,将体素值 0 设定为 255,将体素值 1 设定为 254,将体素值 2 设定为 253,……,将体素值 255 设定为 0,这样设定来使体素值反转。基于该反转后的体素值,与上述同样地,通过不透明度和色调设定部设定不透明度、色调,通过绘图处理部进行绘图处理,生成三维图像数据。该情况下的三维图像数据是管腔成为高亮度的管腔的三维数据。这些三维图像数据是对包括管腔脏器的三维关心区域  $R_i$  及其周边组织的三维图像进行绘图处理而得到的数据,与上述的虚拟内窥镜图像数据以及横截面图像数据分别独立地生成。

[0060] 显示部 15 具备显示数据生成部 151、数据转换部 152 以及监视器 153,显示数据生成部 151 在三维图像数据生成部 14 所生成的三维图像数据上重叠由关心区域设定部 8 设定的三维关心区域的信息,来生成以基准面的指定为目的的第一显示数据。而且,显示数据生成部 151 将虚拟内窥镜图像数据生成部 11 所生成的虚拟内窥镜图像数据与横截面图像数据生成部 13 所生成的横截面图像数据合成,并附加被检测体信息等附加信息,来生成以该被检测体的诊断为目的的第二显示数据。而且,数据转换部 152 对显示数据生成部 151 所生成的第一显示数据以及第二显示数据进行显示规格转换或 D/A 转换等转换处理后,显示在监视器 153 上。

[0061] 图 9 表示显示数据生成部 151 中生成的第二显示数据的具体例子,以使虚拟内窥镜图像数据  $I_e$  中的基准点  $P_o$  (即视线方向  $D_v$ ) 与横截面图像数据  $I_m$  中的基准点  $P_o$  相一致的方式合成各个图像数据,并在合成后的图像的周围附加未图示的被检测体信息或图像数据生成条件等附加信息。即,第二显示数据通过在横截面图像数据  $I_m$  上重叠虚拟内窥镜图像数据  $I_e$  来生成,其中,上述横截面图像数据  $I_m$  是在包含有基准点  $P_o$  且与中心线垂直的横截面上收集的,用于表示管腔脏器及其周边脏器的横截面,上述虚拟内窥镜图像数据  $I_e$  是在以视点  $P_v$  及视线方向  $D_v$  为基准的  $x'$  方向的视野范围  $\phi x' m$  以及  $y'$  方向の视野范围  $\phi y' m$  中收集的,用于表示该管腔脏器的内壁面。在该情况下,不管超声波探头 3 是否移动,都以基准点  $P_o$  始终显示在监视器 153 中央部的方式生成显示数据。

[0062] 图 1 的输入部 16 在操作面板上具有显示面板、键盘、追踪球、鼠标、选择按钮、输入按钮等输入设备,并具备指定三维关心区域的基准面的基准面指定功能 161、以及设定以在体数据的管腔脏器内设定中心线为目的的起点的起点设定功能 162。而且,被检测体信息的输入、体数据生成条件的设定、三维图像数据生成条件的设定、虚拟内窥镜图像数据生成条件的设定、横截面图像数据生成条件的设定、基准点与视点之间的距离  $R$  的设定、视野范

围  $\phi x' m$  及视野范围  $\phi y' m$  的设定、各种指令信号的输入等,也利用上述的显示面板或输入设备来进行。

[0063] 扫描控制部 17 对发送部 21 的发送迟延电路 212 以及接收部 22 的接收迟延电路 222 进行用于对该被检测体的三维区域依次发送接收超声波的迟延时间控制。另一方面,系统控制部 18 具备未图示的 CPU 和存储电路,在上述存储电路中保存有在输入部 16 被输入 / 设定 / 指定的上述各种信息。并且,上述 CPU 基于上述各种信息统一控制超声波图像诊断装置 100 的各单元,进行虚拟内窥镜图像数据、三维图像数据以及横截面图像数据的生成和显示。

[0064] (虚拟内窥镜图像数据的生成 / 显示步骤)

[0065] 接着,按照图 10 的流程图来说明本实施例的虚拟内窥镜图像数据的生成 / 显示步骤。

[0066] 在对该被检测体进行超声波检查之前,超声波诊断装置 100 的操作者在输入部 16 进行被检测体信息的输入、体数据生成条件的设定、三维图像数据生成条件的设定、虚拟内窥镜图像数据生成条件的设定、横截面图像数据生成条件的设定、视野范围  $\phi x' m$  以及视野范围  $\phi y' m$  的设定、基准点与视点之间的距离 R 的设定等,并将超声波探头 3 配置在被检测体身体表面的适当位置(图 10 的步骤 S1)。

[0067] 若上述的初始设定结束,则操作者通过输入部 16 输入超声波检查的开始指令(图 10 的步骤 S2),该指令信号被供给至系统控制部 18,由此开始对被检测体的诊断对象部位(管腔脏器)收集体数据。

[0068] 即,图 2 所示的发送部 21 的速率脉冲产生器 211 对从系统控制部 18 供给的基准信号进行分频而生成速率脉冲,并将该速率脉冲供给至发送迟延电路 212。发送迟延电路 212 对上述速率脉冲赋予用于将超声波在规定深度进行集束的集束用迟延时间和用于将超声波向最初的发送接收方向( $\theta x1, \theta y1$ )发送的偏向用迟延时间后,将该速率脉冲供给至 Mt 信道的驱动电路 213。接着,驱动电路 213 基于从发送迟延电路 212 被供给的速率脉冲生成驱动信号,将该驱动信号供给至超声波探头 3 中的 Mt 个发送用振动元件,从而向被检测体内放射发送超声波。

[0069] 被放射的发送超声波的一部分,被声阻抗不同的被检测体的脏器界面或组织反射后,被设置在超声波探头 3 上的 Mr 个接收用振动元件接收,并被转换为 Mr 信道的电接收信号。接着,该接收信号在接收部 22 的 A/D 转换器 221 中被转换为数字信号,进而在 Mr 信道的接收迟延电路 222 中被赋予了用于使来自规定深度的接收超声波收敛的集束用迟延时间和用于对来自发送接收方向( $\theta x1, \theta y1$ )的接收超声波设定强的接收指向性的偏向用迟延时间之后,通过加法器 223 被进行调相相加。

[0070] 然后,调相相加后的接收信号被供给至接收信号处理部 4,该处理部 4 的包络线检波器 41 以及对数转换器 42 对该接收信号进行包络线检波和对数转换,生成作为超声波数据的 B 模式数据,并在体数据生成部 5 的超声波数据存储部 51 中保存发送接收方向( $\theta x1, \theta y1$ )来作为附加信息。

[0071] 若发送接收方向( $\theta x1, \theta y1$ )上的超声波数据的生成和保存结束,则扫描控制部 17 按照从系统控制部 18 供给的指示信号,控制发送部 21 的发送迟延电路 212 以及接收部 22 的接收迟延电路 222 中的迟延时间,对在  $\theta x$  方向上每次更新  $\Delta \theta x$ 、在  $\theta y$  方向上每次

更新  $\Delta \theta_y$  地依次更新后的各个发送接收方向  $(\theta_{xp}, \theta_{yq})$  ( $\theta_{xp} = \theta_{x1} + (p-1) \Delta \theta_x$  ( $p = 1 \sim P$ ),  $\theta_{yq} = \theta_{y1} + (q-1) \Delta \theta_y$  ( $q = 1 \sim Q$ )), 其中, 不包含发送接收方向  $(\theta_{x1}, \theta_{y1})$ , 按照同样的步骤发送接收超声波来进行三维扫描。然后, 在这些发送接收方向上得到的超声波数据也将上述发送接收方向作为附加信息保存在超声波数据存储部 51 中。

[0072] 另一方面, 体数据生成部 5 的插补处理部 52 使从超声波数据存储部 51 读取的多个超声波数据, 与发送接收方向  $(\theta_{xp}, \theta_{yq})$  ( $\theta_{xp} = \theta_{x1} + (p-1) \Delta \theta_x$  ( $p = 1 \sim P$ ),  $\theta_{yq} = \theta_{y1} + (q-1) \Delta \theta_y$  ( $q = 1 \sim Q$ ) 相对应地进行排列, 由此形成三维超声波数据, 进而对该三维超声波数据进行插补处理来生成体数据。然后, 将得到的体数据保存在体数据存储部 53 中 (图 10 的步骤 S3)。

[0073] 若对该被检测体的体数据收集结束, 则三维图像数据生成部 14 基于从体数据生成部 5 的体数据存储部 53 读取的体数据的体素值, 设定不透明度以及色调, 基于该不透明度和色调对上述的体数据进行绘图处理, 生成三维图像数据 (图 10 的步骤 S4)。

[0074] 另一方面, 关心区域设定部 8 接收从输入部 16 经由系统控制部 18 被供给的体数据的生成条件, 设定具有与该体数据的区域尺寸对应的区域尺寸  $[\theta_{xb}, \theta_{yb}]$  (参照图 5) 的三维关心区域 (图 10 的步骤 S5)。然后, 显示部 15 的显示数据生成部 151 在从三维图像数据生成部 14 被供给的三维图像数据上重叠从关心区域设定部 8 被供给的三维关心区域的信息, 生成第一显示数据, 并将其显示在监视器 153 上。

[0075] 接着, 在显示部 15 观察重叠有三维关心区域信息的三维图像数据 (即, 第一显示数据) 的操作者, 利用输入部 16 来指定与上述三维图像数据所表示的管腔脏器相交的三维关心区域的基准面, 进而在上述管腔脏器的内部设定以中心线的设定为目的的起点 (图 10 的步骤 S6)。

[0076] 另一方面, 轮廓提取部 6 基于从体数据生成部 5 的体数据存储部 53 读取的体数据的体素值的空间上的变化量, 提取管腔脏器的轮廓 (图 10 的步骤 S7), 中心线设定部 7 经由系统控制部 18 接收在输入部 16 设定的起点的位置信息, 基于以在体数据的管腔脏器内设定的上述起点为基准的检索矢量, 设定管腔脏器的中心线 (图 10 的步骤 S8)。

[0077] 接着, 基准点检测部 9 检测由输入部 16 指定的三维关心区域的基准面与由中心线设定部 7 设定的管腔脏器的中心线相交而成的基准点 (图 10 的步骤 S9), 视点和视线方向设定部 10 基于基准点检测部 9 检测出的在基准面上的基准点和中心线位于该基准点处的切线方向, 设定生成虚拟内窥镜图像数据所需要的视点和视线方向 (图 10 的步骤 S10)。

[0078] 然后, 虚拟内窥镜图像数据生成部 11 读取在体数据生成部 5 的体数据存储部 53 中保存的该被检测体的体数据和在自己的存储电路中保管的运算处理程序, 通过基于从关心区域设定部 8 被供给的三维关心区域的信息和从视点和视线方向设定部 10 被供给的视点和视线方向的信息对上述体数据进行的绘图处理, 生成虚拟内窥镜图像数据 (图 10 的步骤 S11)。

[0079] 另一方面, 若在上述步骤 S9 中检测出了三维关心区域的基准面与中心线相交而成的基准点, 则横截面设定部 12 读取在体数据生成部 5 的体数据存储部 53 中保存的体数据, 对体数据设定包含有上述基准点且与中心线垂直的横截面 (图 10 的步骤 S12)。然后, 横截面图像数据生成部 13 提取由横截面设定部 12 设定的横截面上的或其附近的体数据的体素, 对这些体素进行滤波处理或插补处理等数据处理, 生成表示管腔脏器横截面的横截

面图像数据（图 10 的步骤 S13）。

[0080] 接着，显示部 15 的显示数据生成部 151 将在虚拟内窥镜图像数据生成部 11 生成的虚拟内窥镜图像数据和在横截面图像数据生成部 13 生成的横截面图像数据合成，进而附加被检测体信息等附加信息，生成第二显示数据。然后，对得到的第二显示数据进行规定的转换处理后，显示在监视器 153 上（图 10 的步骤 S14）。

[0081] 若通过上述步骤结束了基于在将超声波探头 3 配置于最初位置的状态下收集到的体数据进行的虚拟内窥镜图像数据等的生成和显示，则一边在被检测体的身体表面上依次更新超声波探头 3 的位置（图 10 的步骤 S15）一边反复进行上述步骤 S3 至 S14（其中，除去步骤 S6），由此能够与超声波探头 3 移动对应地从所希望的方向即管腔脏器的中心线的切线方向实时地观察所生成的虚拟内窥镜图像数据。

[0082] 根据如上所述的本发明的实施例，在基于从被检测体收集到的体数据来生成虚拟内窥镜图像数据时，基于在伴随超声波探头移动被更新了位置的上述体数据中设定的三维关心区域的基准面、与上述体数据中的管腔脏器的中心线的交点，自动地设定视点和视线方向，由此，即使超声波探头的位置移动，也能够始终实时地观察来自适当方向的虚拟内窥镜图像数据。因此，大幅度地提高了诊断精度和诊断效率。

[0083] 尤其是在将上述视点设定在三维关心区域的外部的情况下，能够将包括基准面与中心线的交点且与中心线垂直的横截面的图像数据和上述虚拟内窥镜图像数据合成后进行显示，因此还能够同时掌握管腔脏器周边的信息，能够进一步改善诊断精度。例如，在诊断为管腔脏器出现肿瘤这种情况下，管腔脏器内部的肿瘤部位能够根据虚拟内窥镜图像数据进行观察，并且于此同时，管腔脏器的外侧周边部的浸润状况也能够根据横截面图像数据进行观察，从而提高了诊断精度。

[0084] 此外，即使在超声波探头位置发生了移动的情况下，也由于以使虚拟内窥镜图像数据中的基准点、视线方向始终配置在监视器的规定位置（例如，中央部）的方式来生成第二显示数据，所以能够几乎不受移动的超声波探头的影响而稳定地观察来自上述视线方向的虚拟内窥镜图像数据，因此，减轻了操作者实施超声波检查的负担。

[0085] 以上，描述了本发明的实施例，但是本发明不限于上述实施例，能够变形进行实施。例如，在上述实施例中，描述了检测由中心线设定部 7 设定的中心线位于基准点处的切线方向、在该切线方向上在从基准点离开规定距离的位置设定虚拟内窥镜图像数据的视点的情况，但是如图 11(a) 所示，也可以在相对于上述切线方向倾斜规定角度  $\eta$  的方向上的离开规定距离的位置设定视点  $P_v$ 。此外，如图 11(b) 所示，也可以在设定于基准点  $P_o$  处的横截面上以闭合曲线表示的管腔脏器轮廓  $C_t$  的内部，设定第二基准点  $P_{o1}$ ，以该第二基准点  $P_{o1}$  为基准，朝向任意方向并离开任意距离地设定视点  $P_v$ 。而且，第二基准点  $P_{o1}$  不限于位于横截面上，也可以以基准点  $P_o$  为基准朝向任意方向并远离任意距离地设定。

[0086] 此外，在上述实施例中，描述了在三维关心区域  $R_i$  的外部设定视线  $P_v$  的情况，但是，也可以在三维关心区域  $R_i$  的基准面  $S$ （即，基准点  $P_o$ ）或三维关心区域  $R_i$  的内部设定视点  $P_v$ 。尤其是在将视点  $P_v$  设定在三维关心区域  $R_i$  的内部的情况下，优选的是，在从基准点  $P_o$  沿着中心线  $L_c$  进入规定距离的位置设定视点  $P_v$ ，在中心线  $L_c$  位于该视点  $P_v$  处的切线方向上设定视线方向  $D_v$  的方法，但是不限于此。另外，该情况下的横截面图像数据的生成不是必要的。

[0087] 另一方面,关于上述实施例的三维关心区域,描述了基于体数据的生成条件自动设定的情况,但是,也可以是观察了在显示部 15 上显示的三维图像数据的操作者利用输入部 16 的输入设备任意地进行设定。此外,描述了在体数据的内部设定三维关心区域的情况,但是,三维关心区域也可以具有与体数据大致相等的尺寸。

[0088] 此外,也可以不将基准面 S 设定在三维关心区域 Ri 的特定外周面,而是设置在三维关心区域 Ri 的内部。例如,可以将基准面 S 设置为与通过超声波探头进行二维扫描时相同的面。在该情况下,即使在移动超声波探头时,基准面 S 也与以往看惯的二维截面相一致,因此,操作者易于凭直觉掌握视点的位置、视线方向。

[0089] 而且,关于三维关心区域的基准面,描述了由观察了重叠有三维关心区域的信息的三维图像数据的操作者进行设定的情况,但是可以作为体数据生成条件之一,在超声波检查之前进行设定。

[0090] 此外,描述了在视点被设定在三维关心区域的外部时显示将虚拟内窥镜图像数据和横截面图像数据合成而生成的第二显示数据的情况,但是,第二显示数据也可以与视点被设定在三维关心区域的内部时同样地不包括横截面图像数据。而且,关于第二显示数据,描述了其为虚拟内窥镜图像数据或由该虚拟内窥镜图像数据与横截面图像数据合成生成的数据,但是,也可以如图 12 所示那样追加三维图像数据地生成第二显示数据。在该情况下,显示部 15 的监视器 153 上并列显示三维图像数据(图 12(a))、以及虚拟内窥镜图像数据或重叠有横截面图像数据的虚拟内窥镜图像数据(图 12(b))。

[0091] 另外,在上述实施例中,描述了基于由多个振动元件二维排列而成的所谓二维阵列超声波探头收集到的三维的 B 模式数据生成体数据,利用该体数据生成虚拟内窥镜图像数据以及横截面图像数据的情况,但是不限于此,例如,也可以利用机械地移动振动元件一维排列而成的超声波探头而收集到的体数据来生成上述图像数据。此外,也可以代替使用基于 B 模式数据的体数据而使用基于彩色多普勒数据等其他超声波数据的体数据。

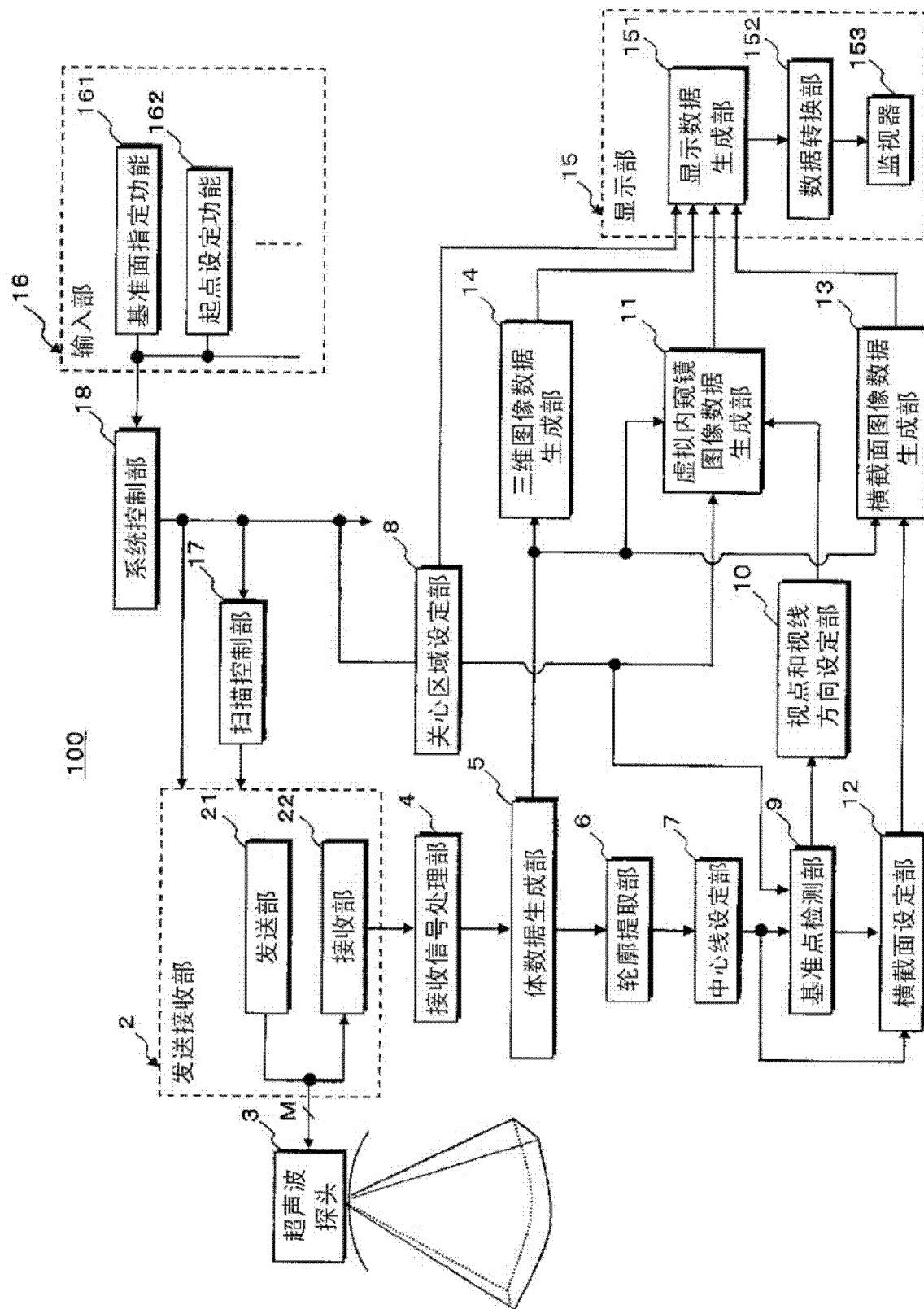


图 1

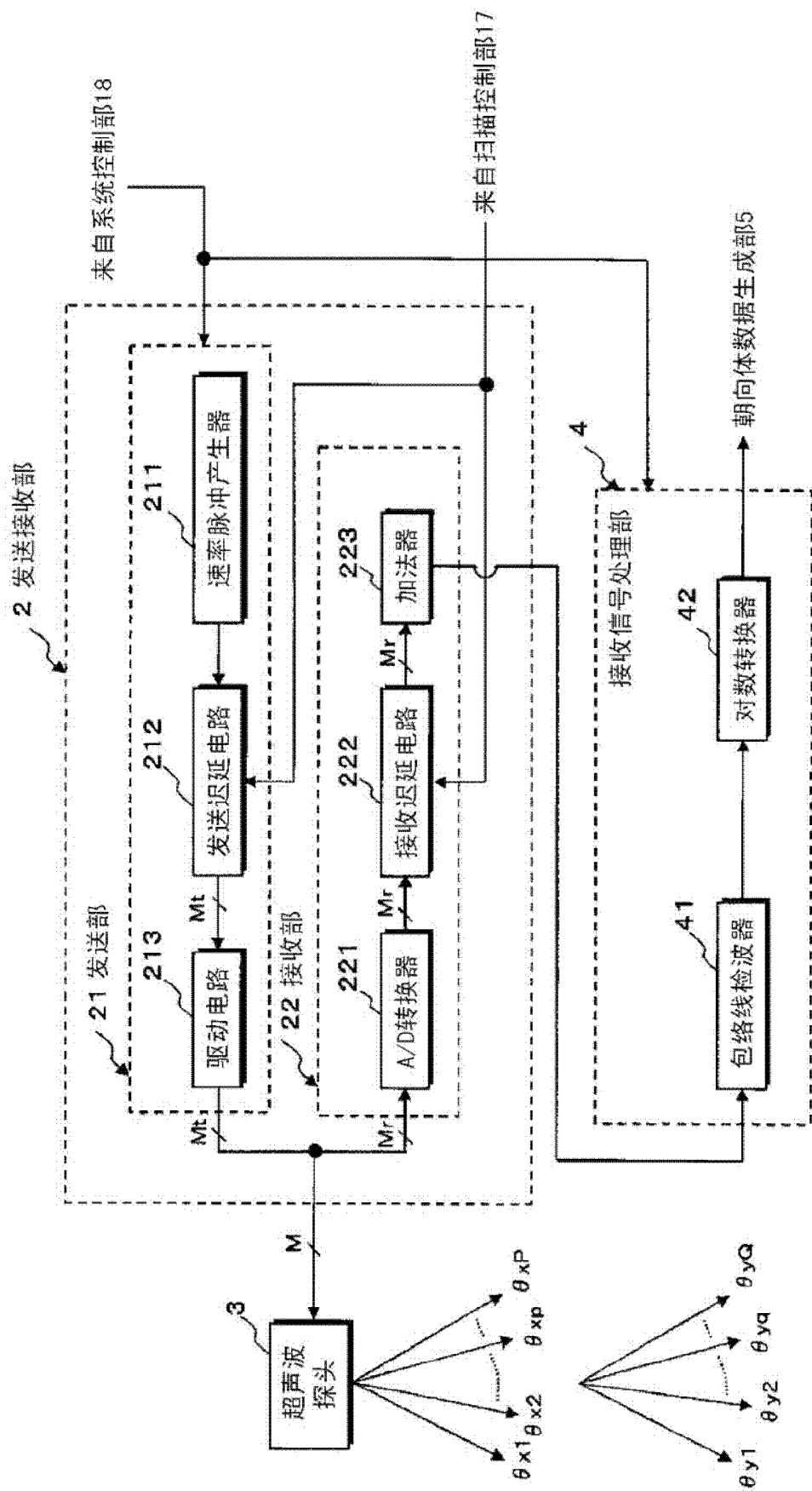


图 2



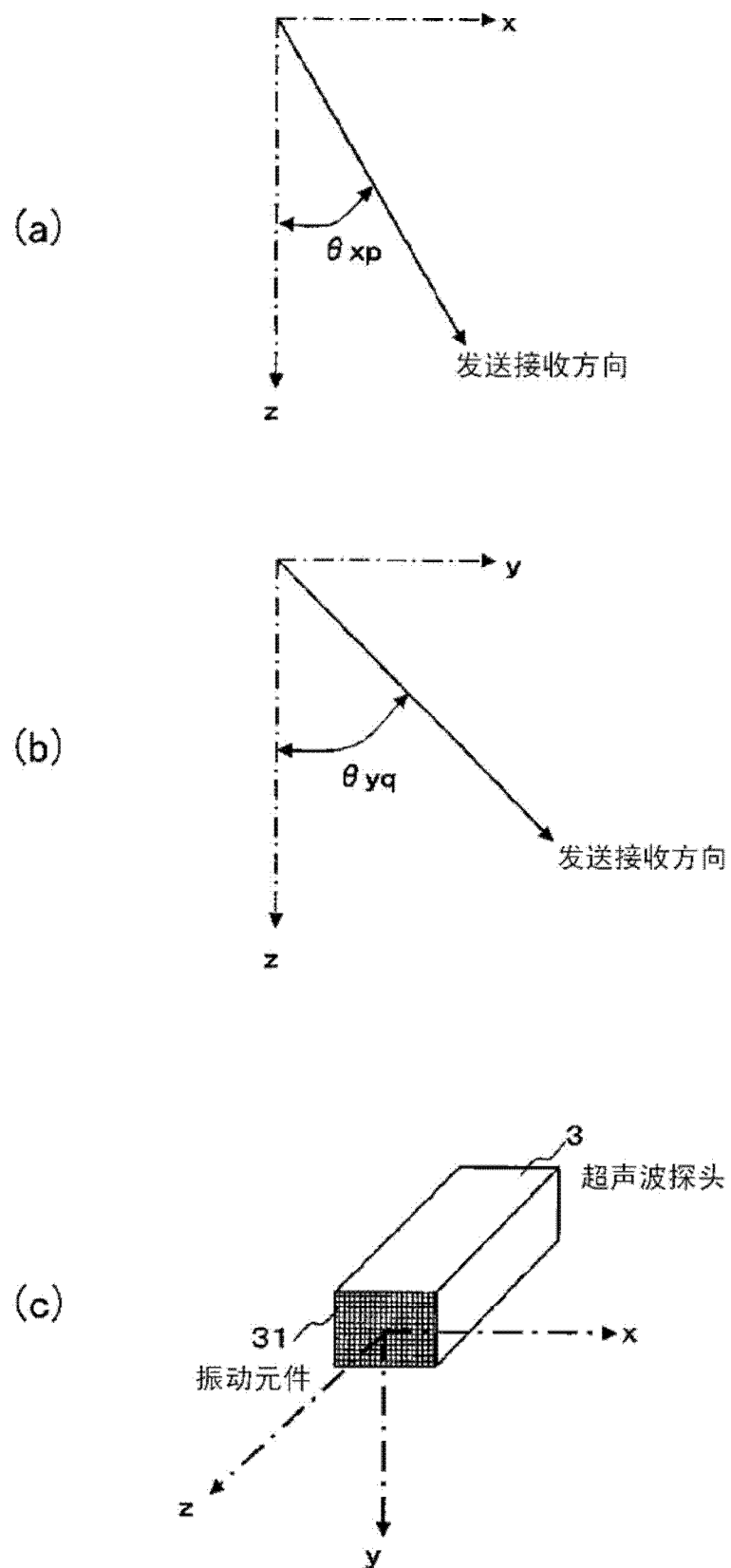


图 3

5

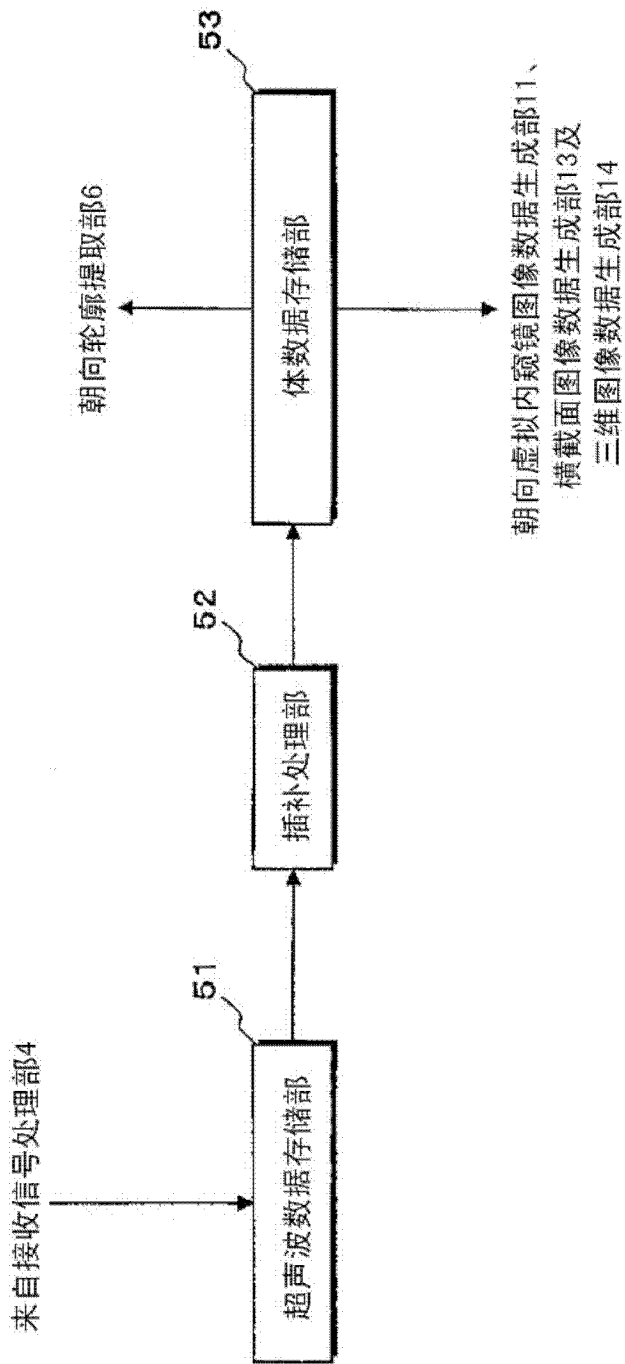


图 4

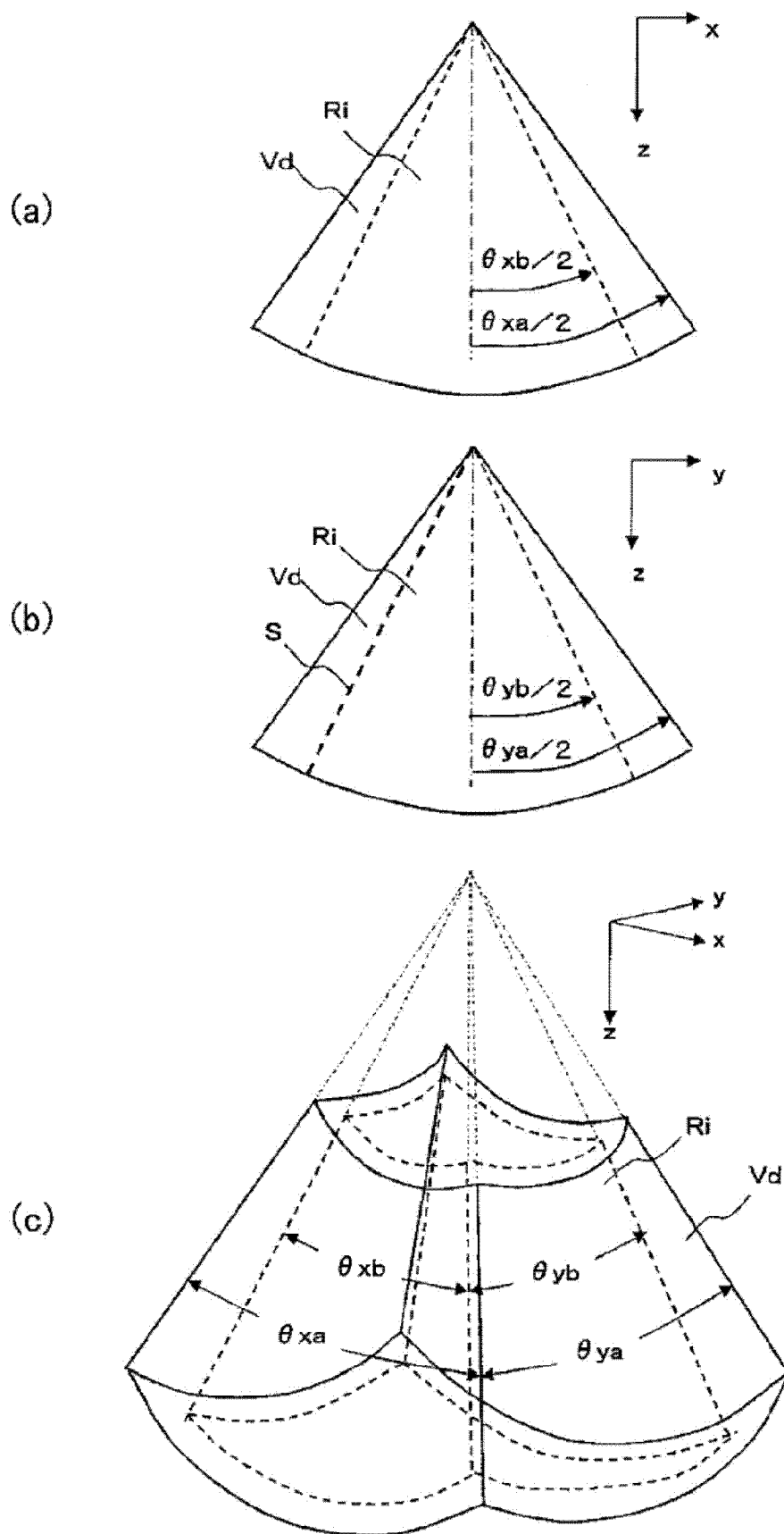


图 5

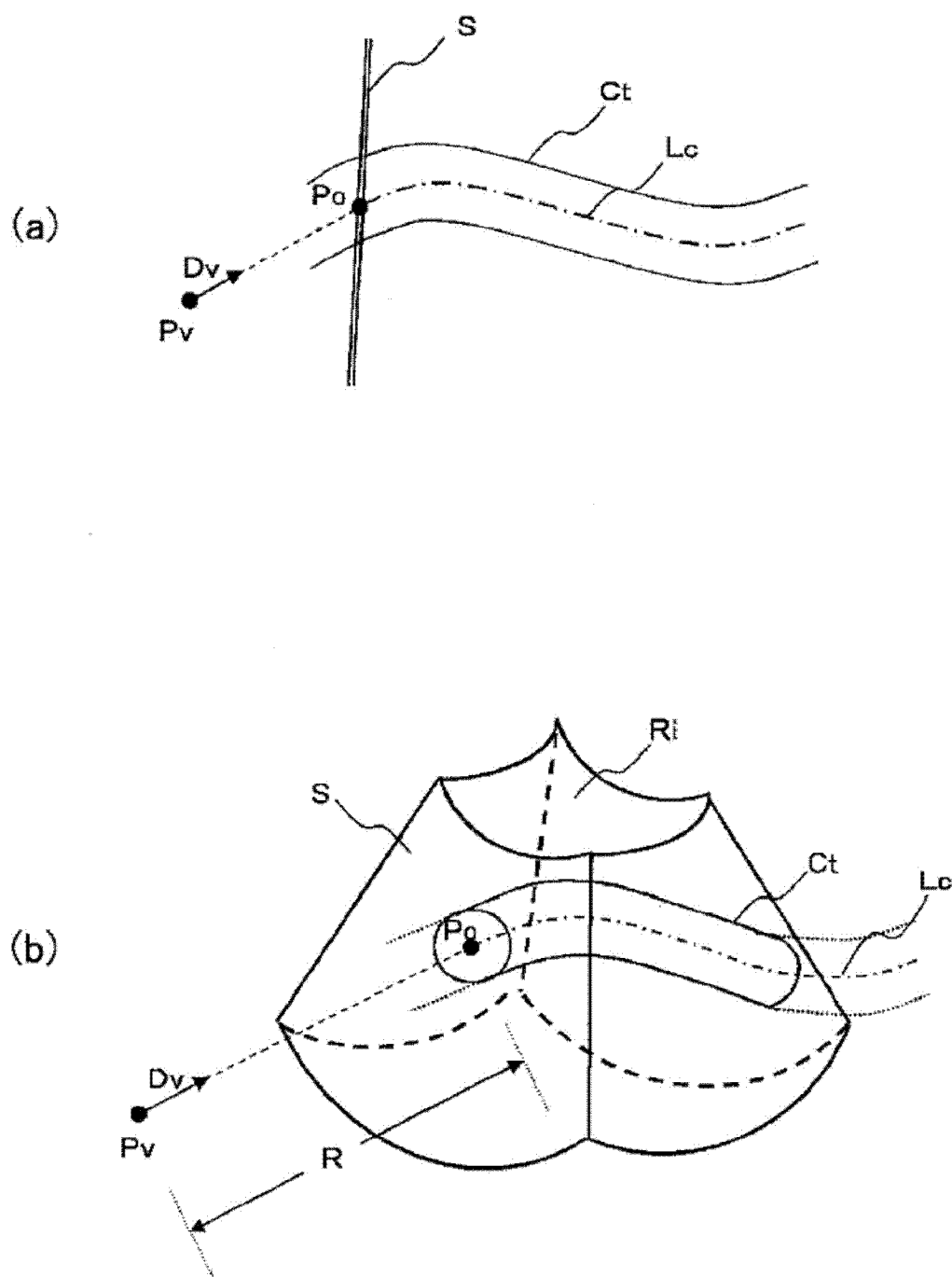


图 6

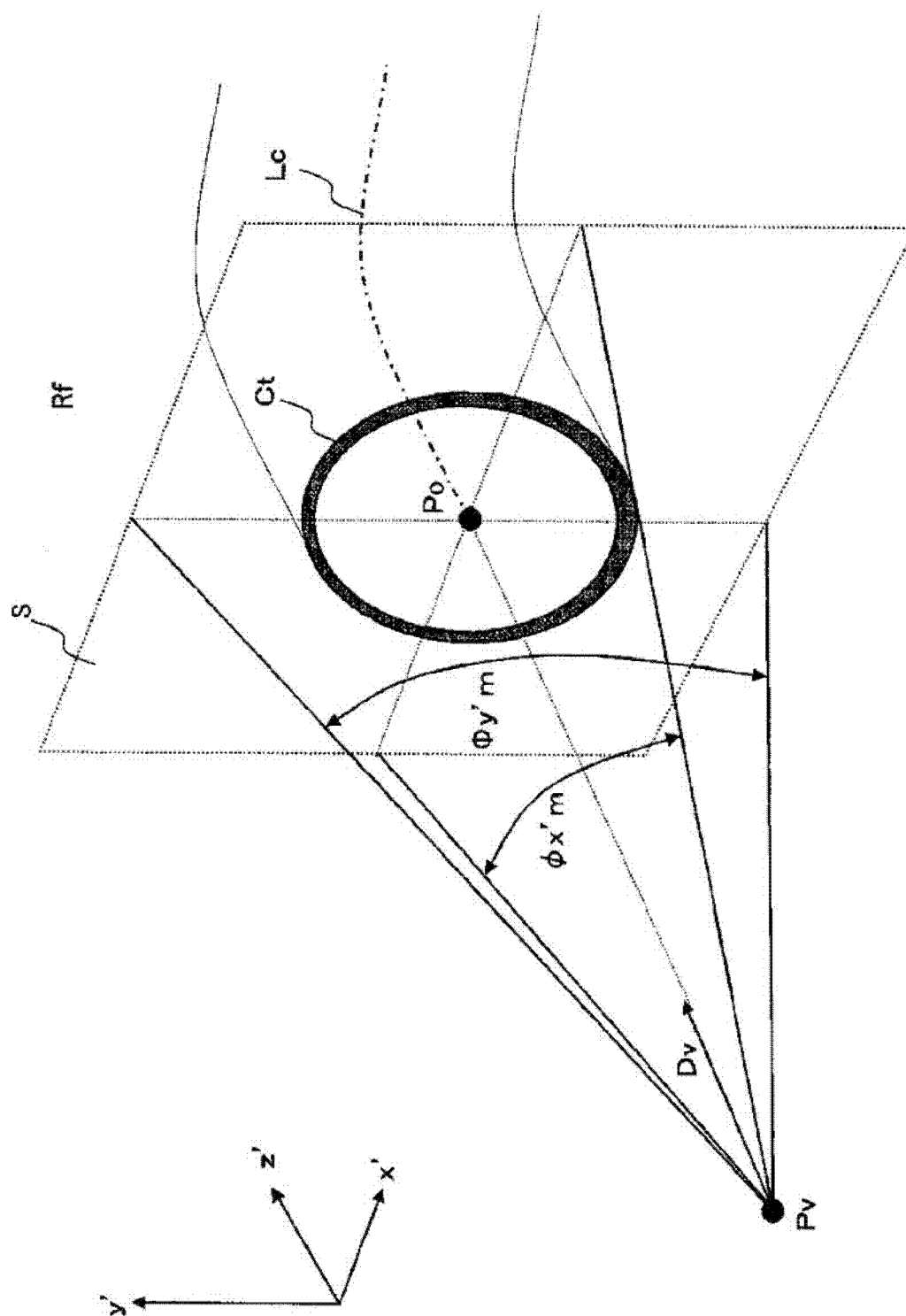


图 7

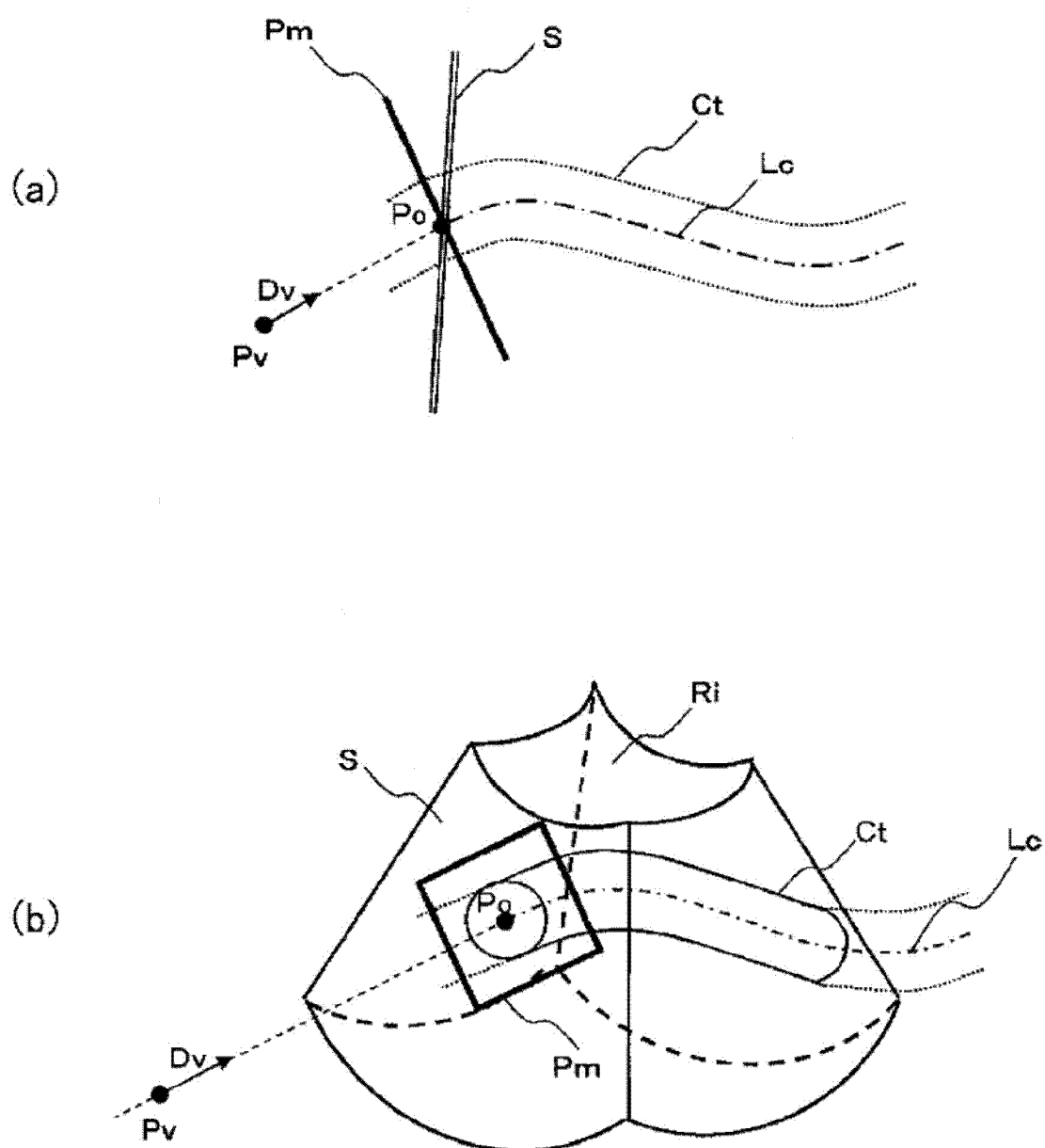


图 8

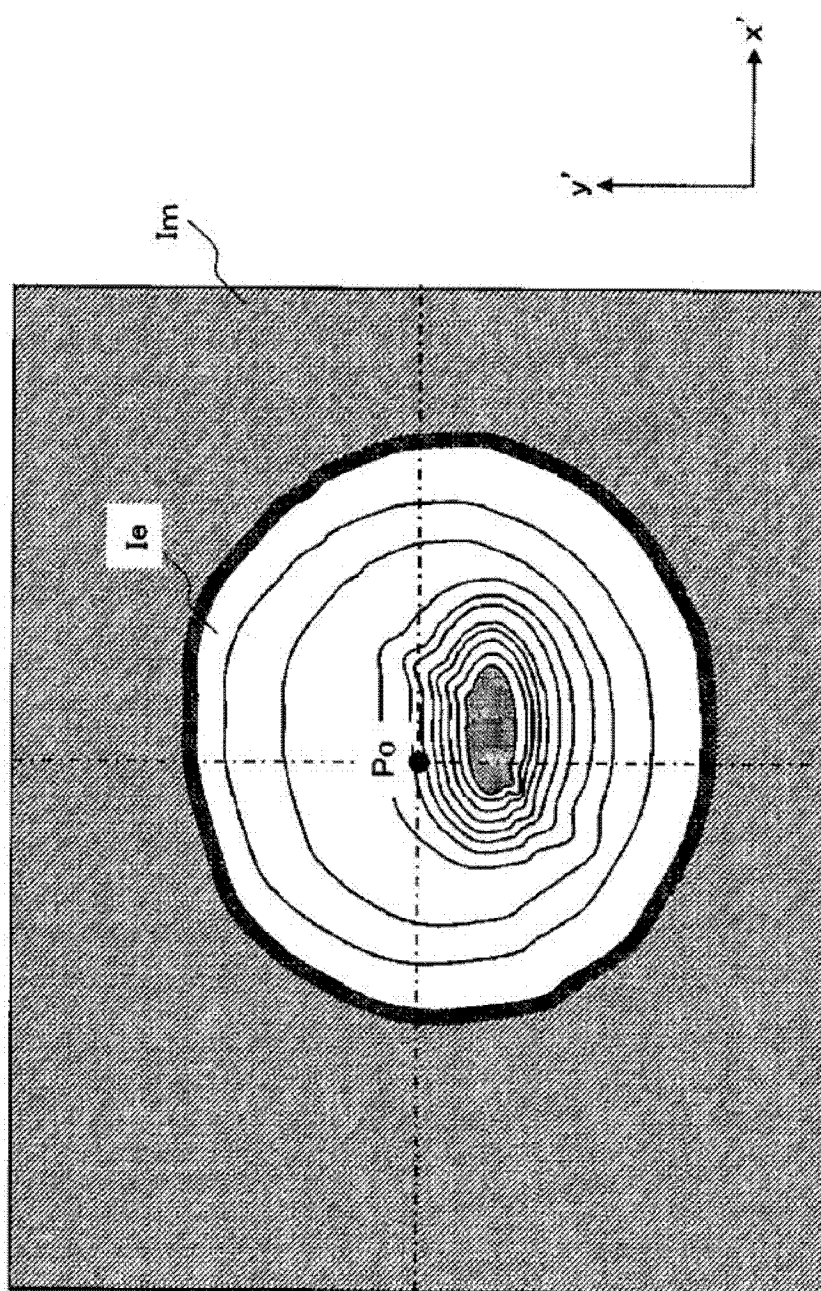


图 9

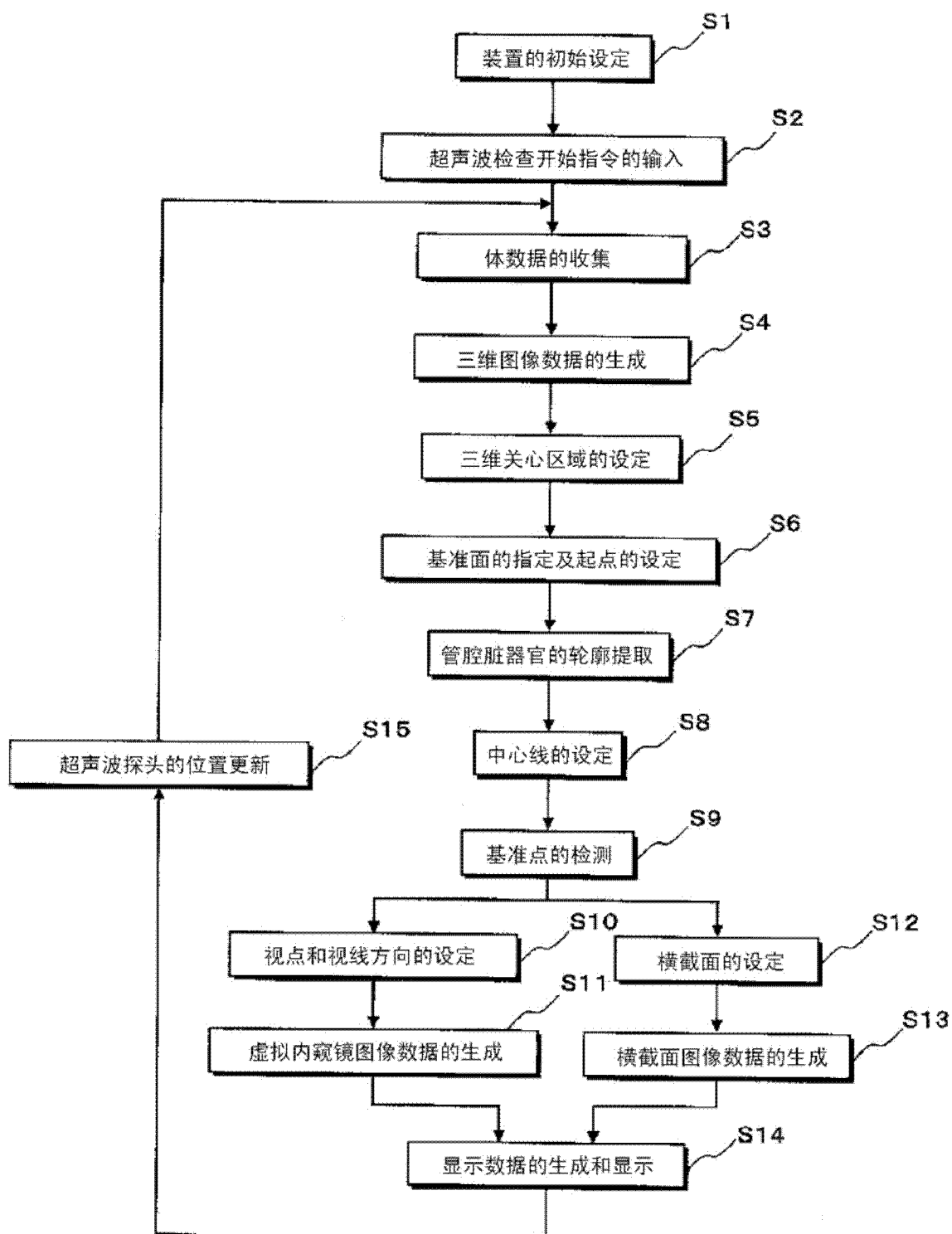


图 10



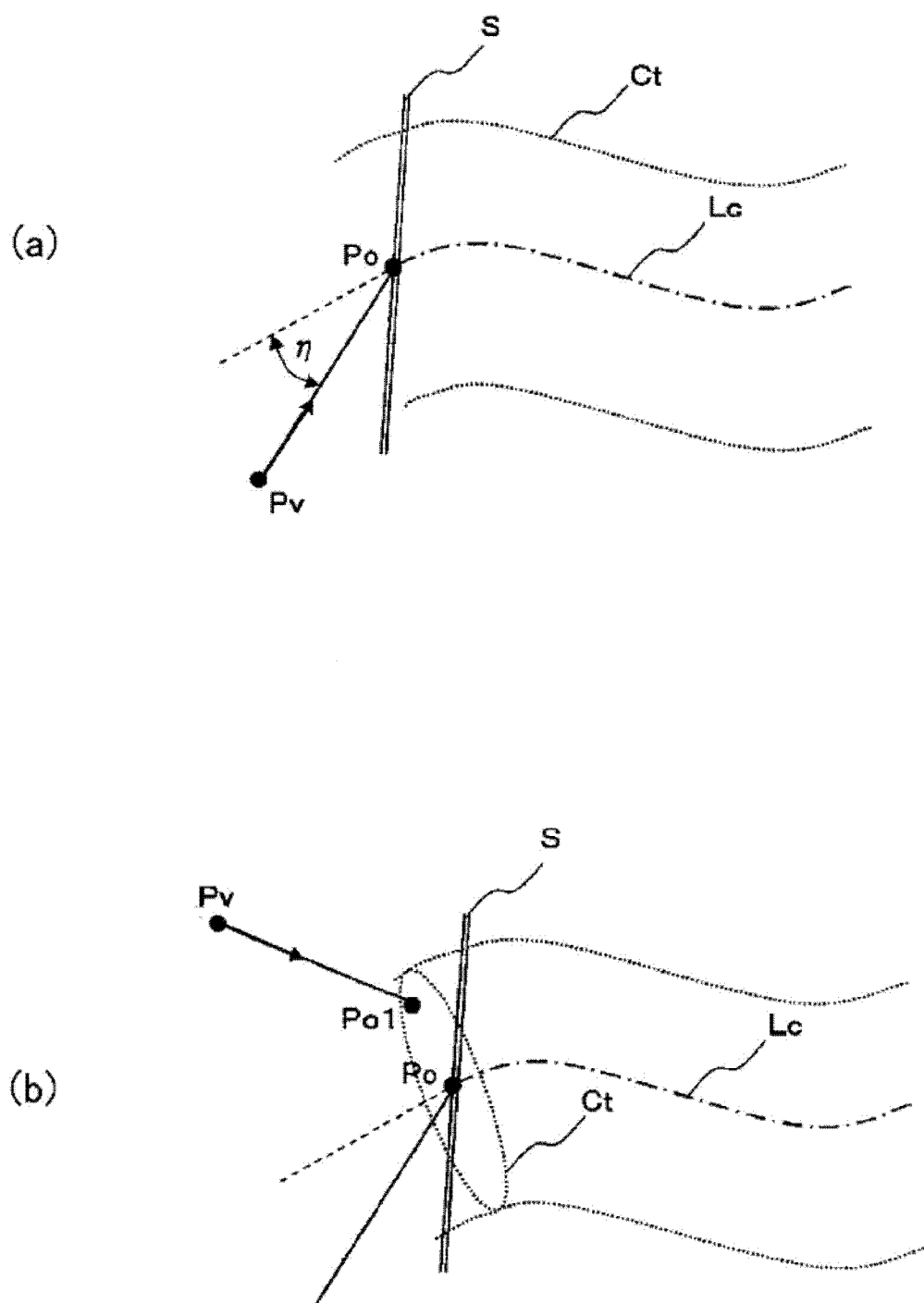


图 11

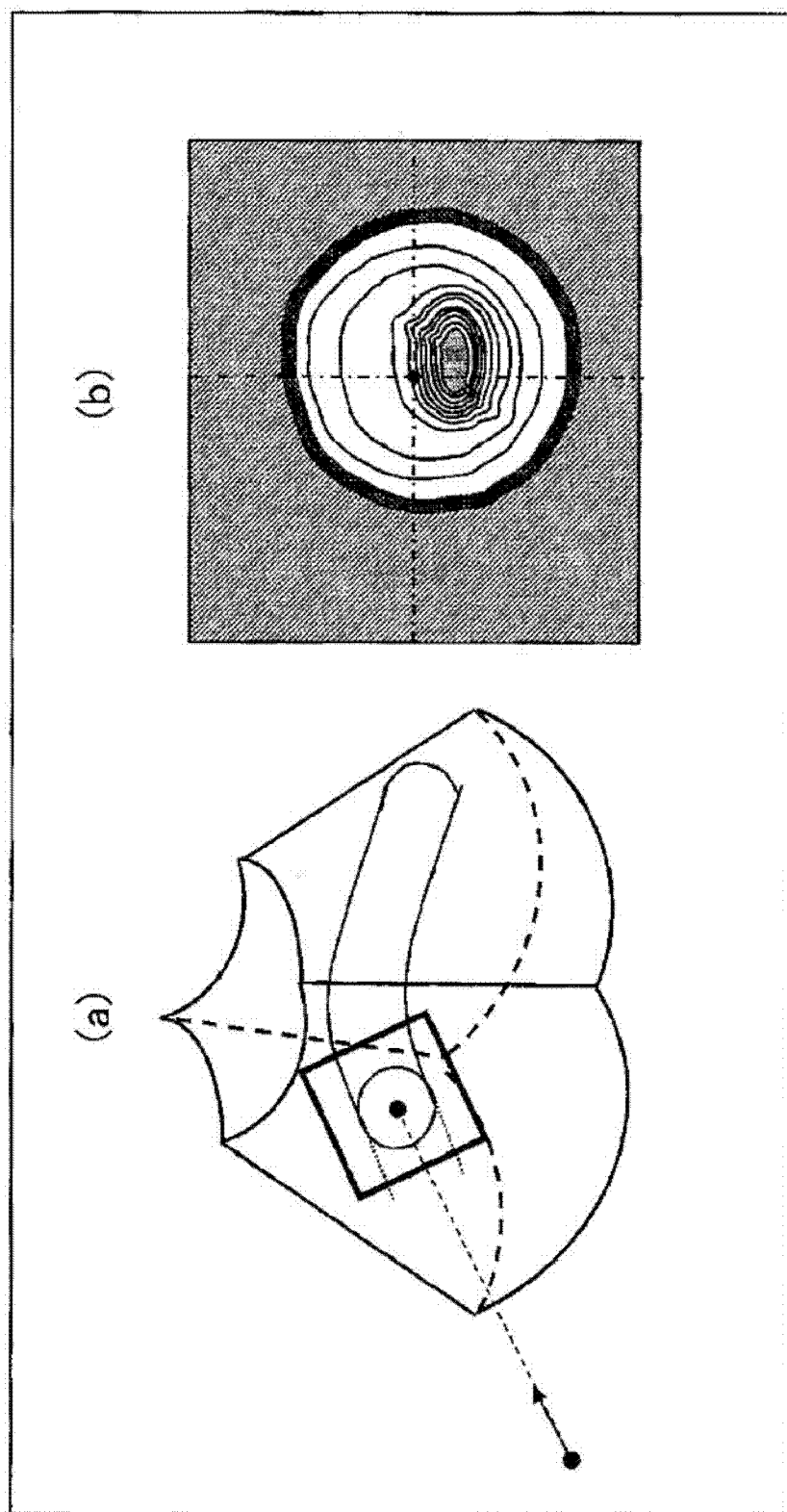


图 12

