



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103068316 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 25

(21) 申请号 201280001326. 5

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2012. 08. 07

代理人 徐冰冰 黄剑锋

(30) 优先权数据

2011-179613 2011. 08. 19 JP

2012-172250 2012. 08. 02 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 11. 12

(56) 对比文件

CN 101779969 A, 2010. 07. 21,

JP 特开 2011-156086 A, 2011. 08. 18,

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/070088 2012. 08. 07

审查员 刘珊珊

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/027571 JA 2013. 02. 28

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 田中豪 贞光和俊 栗田康一郎

后藤英二 久我衣津纪 车俊昊

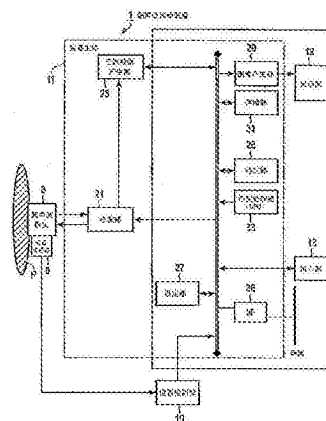
权利要求书3页 说明书12页 附图11页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用
图像处理方法

(57) 摘要

本实施方式涉及的超声波诊断装置,具备:超
声波探头(8),具有多个超声波振子;位置检测部
(10),以规定的基准位置为基准来检测超声波探
头(8)的位置信息;收发部(21),向各个超声波振
子供给驱动信号,并基于由各超声波振子产生的
各接收回波信号来产生接收信号;三维数据产生
部(23),基于接收信号来产生第一三维数据;特
定部(25),在三维数据中特定与生物体组织对
应的区域;设定部(27),基于位置信息和特定的区
域来设定第一视点;以及图像产生部(29),使用
所设定的第一视点和第一三维数据来执行绘制处
理,并产生绘制图像。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

超声波探头,与被检体体表面抵接,具有多个超声波振子;

位置检测部,以规定的基准位置为基准来检测所述超声波探头的位置信息;

收发部,向各个所述超声波振子供给驱动信号,并基于由各所述超声波振子产生的各接收回波信号来产生接收信号;

三维数据产生部,基于所述接收信号来产生第一三维数据;

特定部,在所述第一三维数据中,特定生物体组织内部的区域;

设定部,基于所述位置信息将第一视点设定在所述特定的区域中;以及

图像产生部,使用所述设定的第一视点和所述第一三维数据来执行绘制处理,并产生绘制图像,

所述位置检测部对应于与所述被检体体表面抵接的所述超声波探头的移动来更新所述位置信息,

所述三维数据产生部基于在所述移动后的超声波探头的位置取得的接收信号,来产生第二三维数据,

所述特定部在所述第二三维数据中特定所述生物体组织内部的区域,

所述设定部基于所述移动后的超声波探头的位置信息而设定成将第二视点维持于在所述第二三维数据中特定的所述生物体组织内部的区域中,

所述图像产生部使用所述设定的第二视点和所述第二三维数据来执行绘制处理,并产生绘制图像。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述设定部,在以所述基准位置为原点的坐标系上设定所述第一、第二三维数据,在所述设定的第一、第二三维数据的各个中特定的所述生物体组织内部的区域,分别设定所述第一、第二视点的位置。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述设定部使基于所述更新的位置信息的第二视点与所述第一视点一致地进行设定。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述三维数据产生部产生将所述第一三维数据和所述第二三维数据结合了的结合三维数据。

5. 如权利要求4所述的超声波诊断装置,其中,

所述设定部在所述结合三维数据中,使所述第二视点与所述第一视点一致地进行设定,

所述图像产生部使用所述第二视点和所述结合三维数据来执行绘制处理,并产生绘制图像。

6. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述特定部特定与具有管腔的所述生物体组织对应的管腔区域,

所述设定部基于所述位置信息和所述基准位置,将所述第一视点设定在所述特定的管腔区域内部。

7. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,其中,

所述设定部,将与视点的设定有关的视点设定区域设定在所述第一三维数据内,将第

一视点设定在所述管腔区域和所述视点设定区域的交叉区域中。

8. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,其中,

所述位置检测部以所述基准位置为基准来检测移动后的超声波探头的位置和所述超声波探头的移动方向,

所述特定部特定在所述第一三维数据中特定的所述管腔区域中的管腔方向,

所述设定部在所述管腔分支了的情况下,基于所述移动后的超声波探头的位置、所述超声波探头的移动方向、所述管腔方向和所述基准位置,将所述第一视点设定在所述第一三维数据中特定的所述管腔区域内部。

9. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,其中,

还具备显示所述绘制图像的显示部,

所述设定部在所述特定的管腔区域的周围,设定具有规定厚度的管腔周边区域,

所述位置检测部以所述基准位置为基准来检测所述超声波探头的移动方向,

所述特定部,特定所述第一三维数据中的所述管腔区域中的管腔方向,判断所述第一三维数据中的与所述移动方向垂直的面是否包含所述管腔周边区域,

在所述管腔周边区域离开所述垂直的面的情况下,所述显示部显示所述第一视点上的芯线的切线方向。

10. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述设定部,以与所述超声波探头的移动速度对应的速度使所述第一视点跨所述区域内移动。

11. 如权利要求10所述的超声波诊断装置,其中,

还具备控制部,该控制部控制向各个所述超声波振子供给驱动信号的定时,

所述控制部以所述第一视点包含在所述第一三维数据的端部附近的规定区域中为契机,为了向各个所述超声波振子供给驱动信号而控制所述收发部。

12. 如权利要求11所述的超声波诊断装置,其中,

所述控制部基于所述规定区域中的所述第一视点的位置来变更超声波发送条件。

13. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述图像产生部执行平行投影处理和透视投影处理中的至少一方来作为所述绘制处理。

14. 一种超声波诊断装置,具备:

超声波探头,与被检体体表面抵接,具有多个超声波振子;

位置检测部,以规定的基准位置为基准来检测所述超声波探头的位置信息;

收发部,向各个所述超声波振子供给驱动信号,并基于由各所述超声波振子产生的各接收回波信号来产生接收信号;

三维数据产生部,基于所述接收信号来产生三维数据;

特定部,在所述三维数据中,特定生物体组织内部的区域;

设定部,基于所述超声波探头的位置信息和所述基准位置,将第一视点设定在所述特定的区域中;以及

图像产生部,使用所述第一视点和所述三维数据来执行绘制处理,并产生绘制图像,

所述位置检测部对应于与所述被检体体表面抵接的所述超声波探头的移动来更新所

述位置信息，

所述设定部基于所述更新的位置信息而设定成将第二视点维持于在所述三维数据中特定的所述生物体组织内部的区域中，

所述图像产生部使用所述设定的第二视点和所述三维数据来执行绘制处理，并产生绘制图像。

15. 一种医用图像处理装置，具备：

存储部，存储与以规定的基准位置为基准的与被检体体表面抵接的超声波探头的位置有关的第一三维数据；

特定部，在所述第一三维数据中特定生物体组织内部的区域；

设定部，基于所述超声波探头的位置将视点设定在所述特定的区域中；以及

图像产生部，使用所述设定的视点和所述第一三维数据来执行绘制处理，并产生绘制图像，

所述存储部存储与所述被检体体表面抵接的超声波探头移动后的超声波探头的位置信息有关的第二三维数据，

所述特定部在所述第二三维数据中特定所述生物体组织内部的区域，

所述设定部基于所述移动后的超声波探头的位置信息而设定成将第二视点维持于在所述第二三维数据中特定的所述生物体组织内部的区域中，

所述图像产生部使用所述设定的第二视点和所述第二三维数据来执行绘制处理，并产生绘制图像。

16. 一种医用图像处理方法，其中，

存储与以规定的基准位置为基准的与被检体体表面抵接的超声波探头的位置有关的三维数据，

在所述三维数据中特定生物体组织内部的区域，

基于所述超声波探头的位置将视点设定在所述特定的区域中，

使用所述设定的视点和所述三维数据来执行绘制处理，并产生绘制图像，

存储与所述被检体体表面抵接的超声波探头移动后的超声波探头的位置信息有关的第二三维数据，

在所述第二三维数据中特定所述生物体组织内部的区域，

基于所述移动后的超声波探头的位置信息而设定成将第二视点维持于在所述第二三维数据中特定的所述生物体组织内部的区域中，

使用所述设定的第二视点和所述第二三维数据来执行绘制处理，并产生绘制图像。

超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及产生绘制图像的超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用图像处理方法。

背景技术

[0002] 近年来,通过三维地扫描被检体来收集来自被检体的回波信号的超声波诊断装置已实用化。根据该超声波诊断装置,能够通过基于回波信号生成三维数据,来生成并显示三维图像(例如绘制图像等)。为了产生三维图像,而对三维数据执行例如绘制处理(例如体绘制、面绘制等)。绘制处理所使用的视点、视线、视角、投影区域等被设定为三维数据。在上述设定后,通过执行平行投影或透视投影,而产生绘制图像(例如平行投影图像、透视投影图像等)。

[0003] 作为绘制图像的显示方法的一个应用例,存在使设定在脏器内部的视点连续地移动、并连续地显示与移动了的视点对应的绘制图像的显示方法。该显示方法为,例如在与管腔状的脏器(以下称为管腔脏器)有关的三维数据中,将视点设定在管腔脏器的管腔内。以所设定的视点作为起点,将视线设定在管腔延伸的方向上。此外,设定以所设定的视点为中心的规定的视角。使用所设定的视点、视线和视角来执行透视投影。接着,通过操作者的操作或以规定的速度,使视点沿着管腔移动。能够通过该视点的移动,来显示管腔内的图像。通过该显示方法,操作者能够没有阴影地观察管腔的内壁。

[0004] 但是,例如,如图13所示,在使超声波探头移动后产生了三维B模式数据的情况下,与超声波探头的位置无关地,该显示方法中的视点被配置在与三维数据有关的坐标系上的固定的位置上。因此,在视点伴随着超声波探头的移动而移动的情况下,会有移动了的视点的位置从管腔内脱离的问题。由此,会有不显示观察对象的管腔内的透视投影图像的问题。此外,例如,在使用使一维阵列在与多个振子的排列方向正交的方向上摆动而执行三维扫描的机械式四维探头来产生三维数据、并执行了该显示方法的情况下,在绘制图像的连续的实时显示中,存在帧频不充分的问题。

发明内容

[0005] 发明所要解决的课题

[0006] 目的在于提供一种即使使超声波探头移动、也能够将视点维持在生物体组织的超声波诊断装置。

[0007] 用于解决课题的方案

[0008] 本实施方式涉及的超声波诊断装置,具备:超声波探头,具有多个超声波振子;位置检测部,以规定的基准位置为基准来检测所述超声波探头的位置信息;收发部,向各个所述超声波振子供给驱动信号,并基于由各所述超声波振子产生的各接收回波信号来产生接收信号;三维数据产生部,基于所述接收信号来产生第一三维数据;特定部,在所述第一三维数据中,特定与生物体组织对应的区域;设定部,基于所述位置信息和所述特定的区域来

设定第一视点;以及图像产生部,使用所述设定的第一视点和所述第一三维数据来执行绘制处理,并产生绘制图像。

附图说明

[0009] 图1是表示本实施方式涉及的超声波诊断装置的构成的构成图。

[0010] 图2是表示本实施方式涉及的、在管腔区域中设定视点和视线、并产生透视投影像的处理的流程的流程图。

[0011] 图3是表示本实施方式涉及的、在超声波探头的移动后将视点及视线设定在接下来得到的三维数据中的管腔内的一例的图。

[0012] 图4是表示本实施方式涉及的、在超声波探头的移动后将视点设定在超声波探头的正下方的管腔内的一例的图。

[0013] 图5是表示本实施方式涉及的、能够由显示部切换显示的第一组合图像和第二组合图像的一例的图。

[0014] 图6是表示本实施方式的第一变形例涉及的、在超声波探头的移动后将视点及视线维持在超声波探头的移动前得到的三维数据中的管腔内的一例的图。

[0015] 图7是表示本实施方式的第二变形例涉及的、当视点到达三维数据中的端部区域时执行超声波扫描的一例的图。

[0016] 图8是表示本实施方式的第二变形例涉及的、根据视点到达了三维数据的端部区域的时刻的视点位置来变更被扫描区域的视野深度的一例的图。

[0017] 图9是表示本实施方式的第三变形例涉及的、在管腔的分支点处根据超声波探头的角度和超声波探头的移动方向来选择靠近超声波探头正下方的管腔并移动视点的一例的图。

[0018] 图10是本实施方式的第四变形例涉及的、将从超声波探头的背面方向平行投影了被扫描区域、管腔周边区域、管腔、芯线的平行投影图与超声波探头的移动轨迹一起进行了表示的图。

[0019] 图11是本实施方式的第四变形例涉及的、将图10中的(1)-(1)'剖面、(2)-(2)'剖面、(3)-(3)'剖面各自中的芯线、管腔、管腔周边区域与被扫描区域一起进行表示的图。

[0020] 图12是本实施方式的第四变形例涉及的、在三维体部标记上表示了超声波探头和管腔的方向的图。

[0021] 图13是表示以往涉及的、使按每个三维B模式数据预先设定的视点位置离开在探头的移动后得到的三维B模式数据中的管腔内的图。

具体实施方式

[0022] 以下,参照附图说明本实施方式涉及的超声波诊断装置。另外,在以下的说明中,对于具有大致相同的构成的构成要素,赋予相同标记,且仅在必要的情况下进行重复说明。

[0023] 图1表示了本实施方式涉及的超声波诊断装置1的结构框图。如该图所示,超声波诊断装置1具有:超声波探头8、位置传感器9、位置检测部10、装置主体11、显示部12、以及与装置主体11连接并用于将来自操作者的各种指示、命令、信息取入装置主体12中的输入部13。并且,在本超声波诊断装置1上,也可以经由接口(InterFace:以下称为I/F)35来连接心

电图仪、心音图仪、脉搏计、呼吸传感器所代表的未图示的生物体信号计测部及网络。

[0024] 超声波探头8具有作为压电陶瓷等声电可逆转换元件的压电振子。多个压电振子并列且被装备在超声波探头8的前端。另外,对一个压电振子构成一个通道的情况进行说明。压电振子响应由后述的收发部21供给的驱动信号而产生超声波。压电振子响应由被检体的生物体组织反射的超声波(以下称为回波信号)的接收而产生接收回波信号。以下,设为使一维阵列在与多个振子的排列方向正交的方向上摆动而执行三维扫描的机械式四维探头,来对超声波探头8进行说明。另外,超声波探头8并不限定于机械式四维探头,也可以是二维阵列探头。

[0025] 另外,超声波探头8也可以是具有一维地排列了多个振子的一维阵列探头。此时,三维扫描通过由操作者在与振子的排列方向正交的方向上摆动或平行移动一维阵列探头来实现。例如在使一维阵列探头摆动的情况下,一维阵列探头的摆动方向由后述的位置检测部10来检测。由此,使用与一维阵列探头的多个摆动角度分别对应的多个剖面各自中的B模式数据、和由后述的位置检测部10检测到的摆动角度及探头位置,而由后述的三维数据产生部23产生后述的三维数据。根据以上内容,使用一维阵列探头也能够产生后述的三维数据。在使一维阵列探头平行移动的情况下,也能够根据探头位置来合成B模式数据,并同样地进行产生三维数据的动作。

[0026] 位置传感器9取得以规定的基准位置为基准的超声波探头8的位置信息(以下称为探头位置信息)。探头位置信息是相对于规定的基准位置的超声波探头8的位置和超声波探头8的角度。超声波探头8的角度是指,例如相对于规定的基准方向的超声波探头8的倾角。规定的基准位置是指,例如超声波诊断装置1的装置主体11的位置。规定的基准方向是指,例如预先设定的正交3轴。位置传感器9例如设置在超声波探头8上。位置传感器9将取得的探头位置信息输出到后述的位置检测部10。

[0027] 位置传感器9例如是磁传感器、红外线传感器、角度传感器或角速度传感器(例如陀螺仪传感器)等。例如,磁传感器使用由后述的位置检测部10中的未图示的磁力发送器发送的磁力,来取得以规定的基准位置为基准的探头位置信息。此外,红外线传感器使用由后述的位置检测部10中的未图示的红外线发送器发送的红外线,来取得以规定的基准位置为基准的探头位置信息。另外,也可以取代红外线而使用更一般的电磁波。另外,在位置传感器9是磁传感器的情况下,基准位置也可以是磁力发送器的位置。此外,在位置传感器9是红外线传感器的情况下,基准位置也可以是红外线发送器的位置。此外,基准位置能够根据经由后述的输入部13的操作者的指示来适宜地调整。另外,规定的基准位置也可以是最先与被检体的体表面抵接的位置。

[0028] 角度传感器检测超声波探头8相对于被检体体表面的角度。角速度传感器检测与超声波探头8的移动对应的角速度。以下,将来自位置传感器9中的角度传感器或加速度传感器的输出称为角度信息。另外,角度信息也可以根据由超声波探头8的侧面上设置的两个磁传感器、两个红外线传感器或磁传感器和红外线传感器的组合等而输出的2点的位置来决定。

[0029] 位置检测部10使用由位置传感器9输出的探头位置信息,来检测以规定的基准位置为基准的超声波探头8的位置及倾角。具体地,位置检测部10在以规定的基准位置为基准的绝对坐标系上决定超声波探头8的位置。以下,将绝对坐标系上的超声波探头8的位置称

为探头坐标。位置检测部10将探头坐标输出到后述的三维数据产生部23、特定部25及设定部27等。

[0030] 位置检测部10根据超声波探头8的移动来更新位置信息。或者,以规定的时间间隔(例如每秒60次)来更新位置信息。

[0031] 装置主体12具有收发部21、三维数据产生部23、特定部25、设定部27、图像产生部29、存储部31、控制处理器(中央运算处理装置:Central Processing Unit,以下称为CPU)33以及I/F 35。

[0032] 收发部21具有未图示的触发产生电路、发送延迟电路、脉冲发生器电路、前置放大器电路、模数(AnaLog to DigitaI,以下称为A/D)转换器、接收延迟电路以及加法器等。触发产生电路以规定的定值频率反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。触发产生电路例如以5kHz的定值频率反复产生速率脉冲。该速率脉冲按通道数分配并被送到发送延迟电路。发送延迟电路将按每个通道将超声波会聚为束状并且决定发送指向性所需的延迟时间给予各速率脉冲。脉冲发生器电路以基于该速率脉冲的定时,对超声波探头11的每个振子施加电压脉冲(驱动信号)。由此将超声波束发送到被检体。

[0033] 由被检体的生物体组织反射的回波信号经由超声波探头8而作为接收回波信号被取入每个通道。前置放大器电路对每个通道放大经由超声波探头8取入的来自被检体的接收回波信号。A/D转换器将放大的接收回波信号转换为数字信号。接收延迟电路对转换为数字信号的接收回波信号,给予为了决定接收指向性而需要的延迟时间。加法器对给予了延迟时间的多个接收回波信号进行加法运算。通过该加法运算,收发部21产生强调了来自与接收指向性对应的方向的反射成分的接收信号。通过该发送指向性和接收指向性来决定超声波收发的综合指向性(通过该指向性来决定所谓“超声波扫描线”)。收发部21将被扫描区域内的各扫描线上的每个深度的接收信号输出到后述的三维数据产生部23。另外,收发部21也可以具有同时接收通过一次超声波发送而在多个扫描线上产生的回波信号的并列接收功能。

[0034] 三维数据产生部23具有未图示的B模式数据产生单元。另外,三维数据产生部23也可以具有产生与彩色或多普勒数据有关的三维数据的彩色或多普勒单元(未图示)。以下,为了使说明简单,将三维数据作为与B模式有关的数据进行说明。B模式数据产生单元具有未图示的包络线检波器和对数转换器等。包络线检波器对由收发部21输出的接收信号执行包络线检波。包络线检波器将包络线检波了的信号输出到后述的对数转换器。对数转换器对包络线检波了的信号进行对数转换而相对地强调较弱的信号。B模式数据产生单元根据由对数转换器强调了的信号,来产生各扫描线上的每个深度的信号值(B模式数据)。

[0035] B模式数据产生单元产生与被扫描区域中的方位角(Azimuth)方向(排列了振子的方向)、仰角(Elevation)方向(扫描面的摆动方向)和深度方向(以下称为距离(Range)方向)建立对应而排列了多个信号值的B模式数据、即原始数据(RAW Data)。B模式数据产生单元也可以为了使数据排列在为了后述的绘制处理而预先设定的视线上,而执行数据的插补。此时,B模式数据产生单元通过数据的插补产生在后述的视线上配置了数据的视线数据。另外,B模式数据产生单元也可以通过数据插补原始数据来进行原始体素(RAW Voxel)转换从而产生体数据(通常在以单位长度分割了体、即长方体的格子上配置体素),还可以根据原始数据或体数据产生视线数据。另外,在本实施方式中,将原始数据、体数据、视线数

据等总称为三维数据。以下,为了使说明简单,不失去一般性而将三维数据这一术语作为它们的总称,或考虑原始数据来进行处理。另外,原始数据也可以是,使多个像素值或多个亮度值等沿着扫描线与方位角方向、仰角方向、距离方向分别建立对应地排列了的数据。B模式数据产生单元使用由位置检测部10检测到的探头坐标,将三维数据与绝对坐标系建立对应。另外,B模式数据产生单元也可以根据探头坐标而将绝对坐标系中的坐标赋予三维数据。另外,三维数据也可以是由未图示的彩色或多普勒单元产生的三维的多普勒数据。

[0036] 在使一维阵列探头沿摆动方向摆动了的情况下,三维数据产生部23使用与多个摆动角度分别对应的多个剖面各自中的B模式数据和由位置检测部10检测到的摆动角度及探头位置,来产生三维数据。

[0037] 三维数据产生部23也可以产生将超声波探头8的每次移动所产生的三维数据对位并结合了的结合三维数据。结合三维数据被存储到后述的存储部31。对位及结合通过使用超声波探头8的每次移动所更新的探头位置来执行。

[0038] 特定部25通过阈值处理来特定与三维数据中的被检体的生物体组织对应的区域。被检体的生物体组织是指,例如与经由后述的输入部13而输入了的脏器名对应的组织。另外,生物体组织也可以是预先设定的组织或特定脏器。另外,生物体组织也可以根据在超声波扫描前输入的扫描条件来决定。特定部25从后述的存储部31读出与所设定的生物体组织的B模式数据或所决定的生物体组织的B模式数据对应的阈值。特定部25使用按三维数据中的每条扫描线或每条视线而读出的阈值来执行阈值处理。特定部25通过上述阈值处理来特定三维数据中的生物体组织的区域。以下,为了使说明简单,使生物体组织为管腔脏器。管腔脏器是指,例如消化管、血管、气管等。此时,特定部25特定管腔脏器的管腔作为特定脏器的区域。另外,特定部25也可以特定管腔的芯线来取代替管腔。以下,为了便于说明,使特定部25特定管腔脏器的管腔的芯线。特定部25使用由位置检测部10决定的探头坐标,来使所特定的芯线与绝对坐标系建立对应。另外,特定部25也可以根据探头坐标将绝对坐标系中的坐标赋予芯线。

[0039] 另外,特定脏器也可以是例如子宫等脏器,还可以将特定脏器另称为在组织内产生的肿瘤、结石等。此外,生物体组织也可以是被检体内的胎儿等。

[0040] 设定部27根据探头坐标将后述的绘制处理所使用的视点设定在芯线上。设定部27将以所设定的视点为起点的视线设定在绝对坐标系上。视线方向例如是视点的沿着芯线的方向(以下称为芯线方向)。另外,芯线方向也可以是芯线的切线方向。设定部27以所设定的视点为起点,将例如以视线为中心的规定的视角设定在绝对坐标系上。另外,视点、视线、视角能够经由后述的输入部13而由操作者适宜地调整。另外,设定部27也可以设定绘制区域来取代替视角。

[0041] 具体地,设定部27,在绝对坐标系中三维数据所占的区域内,设定视点设定区域。视点设定区域是指,例如在三维数据中,包含探头坐标的三维数据的剖面。设定部27将视点设定区域和芯线的交点决定为视点。另外,设定部27也可以将从探头坐标沿扫描线方向延伸的直线和芯线的交点决定为视点。此外,设定部27也可以将视点设定在探头坐标的正下方的芯线的位置上。另外,设定部27也可以将视点设定在视点设定区域和管腔的交叉区域中。

[0042] 在使超声波探头8以与被检体体表面抵接的状态移动了的情况下,设定部27以与

超声波探头8的移动速度(以下称为探头速度)和移动方向分别对应的速度和方向,使视点沿着芯线移动。具体地,设定部27以与探头速度大致相同的速度,以规定的时间间隔、规定的位置间隔、或连续地设定视点。另外,设定部27也可以以后述的存储部31所存储的规定的一定速度、或由后述的输入部13设定的一定速度,使视点沿着芯线移动。此时,设定部27也可以在所产生的三维数据中的规定的区域中,在视点移动了时,将视点的移动速度变更为超声波探头8的移动速度。

[0043] 另外,设定部27也可以在结合三维数据中特定的芯线上,将上述视点的移动方向、视点的移动的起点及终点、视线颠倒而设定。通过该颠倒了的设定,使由后述的图像产生部29产生的透视投影像(或平行投影像)的显示顺序相反。即,后述的显示部12对与伴随着超声波探头8的移动而显示的透视投影像颠倒了视线方向的透视投影像,将视点移动的起点及终点颠倒而显示。

[0044] 图像产生部29使用由设定部27设定的视点和三维数据,来执行绘制处理。绘制处理是指,例如面绘制、体绘制等。具体地,图像产生部29使用视点、视线和视角,作为绘制处理而执行三维数据的透视投影。以下,为了使说明简单,设由透视投影执行的绘制处理为面绘制。另外,图像产生部29也可以使用视点、视线和绘制区域,作为绘制处理而执行三维数据的平行投影。以下,为了使说明简单,设由平行投影执行的绘制处理为体绘制。另外,体绘制例如也可以是最大值投影法(Maximum Intensity Projection,以下称为MIP)等。图像产生部29使用以规定的间隔或连续地设定的视点及视线,以规定的时间间隔、规定的位置间隔、或连续地执行透视投影或平行投影。

[0045] 图像产生部29通过透视投影而产生超声波图像(以下称为透视投影像)。图像产生部29通过平行投影而产生超声波图像(以下称为平行投影像)。图像产生部29伴随着视点的移动而依次产生透视投影像。另外,图像产生部29也可以使用三维数据而产生多剖面重构(MultiPlanar Reconstruction,以下称为MPR)图像。此外,图像产生部29也可以产生使MPR图像和透视投影像并列而组合了的第一组合图像。此外,图像产生部29也可以产生使MPR图像和并行投影像并列而组合了的第二组合图像。图像产生部29将所产生的超声波图像中的信号列转换为电视等所代表的一般的视频格式的信号列,产生作为显示图像的超声波图像。另外,图像产生部29也可以根据由未图示的彩色或多普勒单元输出的彩色或多普勒数据,来产生彩色或多普勒图像。此外,图像产生部29也可以产生与被扫描区域的剖面有关的通常的B模式图像。

[0046] 另外,图像产生部29也可以在结合三维数据中特定的芯线上,使用颠倒了的起点、终点、视线和结合三维数据,沿着颠倒了的视点的移动方向,来产生透视投影像。

[0047] 存储部31存储焦点深度不同的多个接收延迟图案、本超声波诊断装置1的控制程序、诊断协议、收发条件等各种数据组、三维数据、结合三维数据、多普勒数据、由图像产生部29产生的透视投影像、平行投影像、MPR图像、及与决定用于特定生物体组织的阈值、基准位置、视点的算法有关的程序等。存储部31存储经由后述的输入部13而操作的冻结操作紧前的超声波图像及视线数据等。存储部31存储用于特定由特定部25使用的管腔脏器的阈值。另外,存储部31也可以存储与由设定部27使用的视点的移动有关的规定的一定速度。

[0048] CPU33根据由操作者经由输入部13输入了的模式选择、接收延迟图案列表的选择、发送开始、结束,来读出存储部31中存储的收发条件和装置控制程序,并按照它们来控制装

置主体11。例如,CPU33按照从存储部31读出的控制程序,来控制特定部25、设定部27及图像产生部29。

[0049] I/F35是与输入部13、网络、未图示的外部存储装置及生物体信号计测部有关的接口。由装置主体11得到的超声波图像等数据及解析结果等,能够经由I/F35和网络而传送到其它装置。

[0050] 显示部12具有未图示的监视器。显示部12将由图像产生部29产生的各种图像显示在监视器上。具体地,例如,显示部12将伴随着视点的移动而产生的透视投影像连续地显示在监视器上。另外,显示部12也可以显示与透视投影像对应的MPR图像及平行投影像。此外,显示部12也可以对由图像产生部29产生的超声波图像及MPR图像,执行亮度、对比度、动态范围、 γ 校正等调整、及彩色图的分配。另外,显示部12也可以能够切换地显示由图像产生部29产生的第一组合图像和第二组合图像。

[0051] 另外,显示部12还能够显示将视点的移动方向颠倒而由图像产生部29产生的透视投影像。

[0052] 输入部13与I/F35连接并将来自操作者的各种指示、命令、信息、选择、设定取入装置主体11。输入部13具有未图示的跟踪球、开关按钮、鼠标、键盘等输入设备。输入设备检测显示画面上显示的光标的坐标,并将检测到的坐标输出到CPU33。另外,输入设备也可以是设置为覆盖显示画面的触摸面板。在该情况下,输入部13根据电磁感应式、电磁致伸缩式、压敏式等坐标读取原理来检测接触指示了的坐标,并将检测到的坐标输出到CPU33。此外,当操作者操作输入部13的结束按钮或冻结按钮时,超声波的收发结束,装置主体11成为临时停止状态。

[0053] 另外,输入部13也可以按照操作者的指示来输入与由特定部25特定的生物体组织对应的区域或管腔脏器的管腔的芯线。此外,输入部13也可以按照操作者的指示来输入由设定部27设定的视点、视线、视角等。另外,输入部13也可以输入由特定部25使用的阈值。输入部13输入第一组合图像和第二组合图像的显示切换指示。另外,输入部13也可以按照操作者的指示来输入视点的一定速度。

[0054] 此外,输入部13也可以具有输入视点的移动方向的颠倒的按钮等。当操作该按钮时,使用沿着由结合三维数据特定的芯线而颠倒了的起点、终点、视线和结合三维数据,沿着颠倒了的视点的移动方向来产生、显示透视投影像。

[0055] (透视投影像产生功能)

[0056] 透视投影像产生功能是指,根据由位置检测部10决定的探头坐标来决定视点及视线、并根据所决定的视点及视线来产生透视投影像的功能。以下,说明与透视投影像产生功能有关的处理(以下称为透视投影像产生处理)。

[0057] 图2是表示产生透视投影像的处理的流程的流程图。

[0058] 在对被检体的超声波收发之前,通过经由了输入部13的操作者的指示,来执行患者信息的输入、收发条件、各种超声波数据收集条件、ROI的设定及更新等。这些设定及更新被存储到存储部31。如果这些输入/选择/设定/决定已经结束,则超声波探头8与被检体体表面的规定的位置抵接(步骤Sa1)。

[0059] 以规定的基准位置为基准来检测探头坐标(步骤Sa2)。接着,收发部21向被检体发送超声波。根据与所发送的超声波对应的回波信号的接收(即超声波扫描),来产生接收信

号(步骤Sa3)。根据接收信号,来产生三维数据(步骤Sa4)。此时,根据探头坐标对所产生的三维数据赋予绝对坐标系中的坐标(以下称为绝对坐标)。所产生的三维数据中的管腔的芯线通过阈值处理而被特定(步骤Sa5)。对所特定的芯线分配绝对坐标。根据探头坐标和规定的基准位置,在绝对坐标系中的芯线上设定视点。并且,视线和视角,以所设定的视点为起点而设定(步骤Sa6)。此时,视点的位置及视线的方向、视角被设定在绝对坐标系上。根据三维数据,使用所设定的视点和视线,来产生透视投影像(步骤Sa7)。以上的处理对应于超声波探头8的移动来执行(步骤Sa8)。此时,位置检测部10更新探头位置信息。

[0060] 图3是表示在超声波探头8的移动后、将视点及视线设定在接下来得到的三维数据中的管腔内的一例的图。图3中,为了使说明简单,将位置传感器9的坐标系(绝对坐标系)表示为二维坐标系。与移动前的超声波探头8有关的探头坐标为(a1,a2)。超声波探头8的移动后的探头坐标为(b1,b2)。使用各个探头坐标中所设定的视点及视线,来产生透视投影像。

[0061] 图4是表示在超声波探头8的移动后、将视点设定在超声波探头8的正下方的管腔内的一例的图。与图3的区别在于,分别将视点设定在超声波探头8的正下方。

[0062] 图5是表示能够由显示部12切换显示的第一组合图像和第二组合图像的一例的图。第一组合图像具有透视投影像、和表示了视点、视线、视角的MPR图像。第二组合图像具有平行投影像和表示了视点、视线、视角的MPR图像。第一、第二组合图像按照经由输入部13而输入的操作者的指示来适宜地切换。

[0063] (第一变形例)

[0064] 与上述实施方式的区别在于,在将超声波探头8移动后,将绝对坐标系中的视点的坐标维持为根据与移动前的超声波探头8有关的探头坐标所设定的视点的坐标。并且,第一变形例也能够使超声波探头8的移动后所产生的三维数据(以下称为移动后三维数据)与超声波探头8的移动前所产生的三维数据(以下称为移动前三维数据)结合。

[0065] 设定部27将超声波探头8的移动后的视点维持为根据与移动前的超声波探头8有关的探头坐标来设定的视点的坐标。

[0066] 三维数据产生部23根据绝对坐标系的坐标,将移动后三维数据结合到移动前三维数据。三维数据产生部23产生以绝对坐标系结合了这些三维数据的结合三维数据。另外,三维数据产生部23,即使在移动前三维数据和移动后三维数据离开了不能在绝对坐标系中结合的距离的情况下,也可以将移动前后的三维数据定义在绝对坐标系上。

[0067] 图像产生部29也可以使用所维持的视点和在超声波探头8的移动后产生的三维数据来执行绘制处理,并产生绘制图像。例如在使超声波探头8以远离维持了视点的地点的方式移动了的情况下,就能在远离视点的位置上显示绘制图像。此外,图像产生部29也可以使用所维持的视点和结合三维数据来执行绘制处理,并产生绘制图像。生物体组织并不限定于管腔脏器,例如也可以是子宫、被检体内的胎儿等。在生物体组织是子宫、被检体内的胎儿的情况下,被维持的视点,例如是子宫内或羊水内。

[0068] 图6是表示在超声波探头的移动后、将视点及视线维持在移动前三维数据中的管腔内的一例的图。在图6中,也可以将移动后三维数据结合到移动前三维数据。此时,显示部12显示与移动前的超声波探头8有关的探头坐标处的透视投影像。作为此后的处理,例如,按照经由了输入部13的透视投影像的连续显示的执行指示,设定部27将视点等设定在芯线上。图像产生部29使用所设定的视点和移动前三维数据等,来执行绘制处理。显示部12将绘

制处理了的透视投影像等显示在监视器上。

[0069] (第二变形例)

[0070] 与第一变形例的区别在于,以将视点移动到三维数据的端部附近的规定区域(以下称为端部区域)为契机,来控制超声波的发送。

[0071] 设定部27将端部区域设定在三维B模式数据的端部附近。具体地,设定部27例如将具有将超声波扫描所需的时间和产生透视投影像的时间的和乘上了视点的移动速度的距离的宽度的区域,作为端部区域而设定在三维数据的端部。另外,端部区域能够通过经由了输入部13的操作者的指示而适宜地调整。此外,端部区域也可以预先存储在存储部31中。

[0072] CPU33以视点到达了端部区域为契机,为了向各个超声波振子供给驱动信号而控制收发部21。另外,CPU33也可以为了在到达了端部区域的视点的位置上的芯线的切线方向与扫描线方向平行的情况下不向超声波振子的每个供给驱动信号而控制收发部21。此外,此时,CPU33也可以为了显示错误显示而控制显示部12。

[0073] 另外,CPU33也可以根据端部区域中的视点的位置来变更视野深度、扫描线条数、发送中心频率、焦点深度等超声波发送条件。例如,CPU33根据端部区域中的视点的深度相对于被扫描区域的视野深度的比例,来变更超声波发送条件。CPU33在例如上述比例为80%以上的情况下,控制收发部21以使视野深度为1.5倍。另外,CPU33也能够根据视野深度的深度来变更发送中心频率。此外,CPU33也可以根据端部区域中的视点的深度和端部区域中的视点处的视线方向来适宜地变更焦点深度。

[0074] 图7是表示当视点到达端部区域时执行超声波扫描的一例的图。在图7中,视点被设定在超声波探头8的正下方的芯线上。视点伴随着超声波探头8的移动而移动。当移动了的视点到达预先设定的端部区域时,执行超声波扫描。

[0075] 图8是表示根据视点到达了三维数据的端部区域的时刻的视点的位置、来变更被扫描区域的视野深度的一例的图。根据端部区域中的视点的深度相对于与超声波探头8的移动前的超声波扫描有关的被扫描区域处的视野深度的比例,来决定与超声波探头8的移动后的超声波扫描有关的被扫描区域处的视野深度。以所决定的视野深度来执行超声波探头8的移动后的超声波扫描。作为超声波扫描后的处理,将视线设定在芯线上,并将透视投影像等显示在监视器上。

[0076] (第三变形例)

[0077] 与第一、第二变形例的区别在于,在管腔分支了的情况下,通过超声波探头8的移动来显示一个管腔。

[0078] 位置传感器9取得以规定的基准位置为基准的探头位置信息。探头位置信息是相对于规定的基准位置的超声波探头8的位置和超声波探头8的角度。超声波探头8的角度是指,例如相对于规定的基准方向的超声波探头8的倾角。规定的基准位置是指,例如超声波诊断装置1的装置主体11的位置。规定的基准方向是指,例如预先设定的正交3轴。位置传感器9例如设置在超声波探头8上。位置传感器9将所取得的探头位置信息输出到后述的位置检测部10。

[0079] 位置传感器9例如是磁传感器、红外线传感器、角度传感器或角速度传感器(例如陀螺仪传感器)等。例如,磁传感器使用由后述的位置检测部10中的未图示的磁力发送器发送的磁力,来取得以规定的基准位置为基准的探头位置信息。此外,红外线传感器使用由后

述的位置检测部10中的未图示的红外线发送器发送的红外线,取得以规定的基准位置为基准的探头位置信息。另外,也可以取代红外线而使用更一般的电磁波。另外,在位置传感器9为磁传感器的情况下,基准位置也可以是磁力发送器的位置。此外,在位置传感器9为红外线传感器的情况下,基准位置也可以是红外线发送器的位置。此外,基准位置能够通过经由了后述的输入部13的操作者的指示来适宜地调整。另外,规定的基准位置也可以是最先与被检体的体表面抵接的位置。

[0080] 角度传感器检测超声波探头8相对于被检体体表面的角度。角速度传感器检测对应于超声波探头8的移动的角速度。以下,将来自位置传感器9中的角度传感器或加速度传感器的输出称为角度信息。另外,角度信息也可以根据由超声波探头8的侧面上设置的两个磁传感器、两个红外线传感器、或磁传感器和红外线传感器的组合等而输出的数据来决定。

[0081] 位置检测部10根据探头位置信息来决定超声波探头8的移动方向。移动方向是指,例如绝对坐标系中的单位矢量(以下称为探头方向矢量)。位置检测部10伴随着超声波探头8的移动而以规定的间隔来决定探头方向矢量。

[0082] 特定部25对视点的位置的每个来决定绝对坐标系中的芯线的单位矢量(以下称为芯线方向矢量)。以下,为了使说明简单,设管腔在分支部处向两个方向分支。在管腔的分支部中,芯线分支为第一芯线和第二芯线。特定部25决定分支部中与第一芯线有关的第一芯线方向矢量和与第二芯线有关的第二芯线方向矢量。

[0083] 设定部27根据探头方向矢量和芯线方向矢量,以规定的基准位置为基准将视点设定在分支了的管腔的任一个中的芯线上。具体地,设定部27计算探头方向矢量和位于探头方向矢量的正下方的第一芯线方向矢量的内积(以下称为第一内积)。第一内积对应于探头方向矢量和第一芯线方向矢量之间的角度的余弦。设定部27计算探头方向矢量和位于探头方向矢量的正下方的第二芯线方向矢量的内积(以下称为第二内积)。第二内积对应于探头方向矢量和第二芯线方向矢量之间的角度的余弦。另外,第一芯线方向矢量和第二芯线方向矢量位于同一平面上(例如扫描面)。该平面中,方位角方向和仰角方向中的至少一个不同。

[0084] 设定部27特定与所计算的第一、第二内积中较大的值有关的芯线方向矢量。将视点设定在与所特定的芯线方向矢量有关的芯线上。另外,设定部27也可以特定与第一内积的绝对值和第二内积的绝对值的值中较大的值有关的芯线方向矢量。此时,也能够使视线(视点的移动方向)颠倒。视点的移动方向的颠倒与内积为负相对应。另外,在管腔上下分支了时,也可以通过经由输入部13输入的焦点位置来设定视点。

[0085] 图像产生部29使用所设定的视点和三维数据来执行绘制处理。显示部12显示绘制处理了的透视投影像等。

[0086] 图9是表示在管腔的分支部处、根据超声波探头的角度和超声波探头的移动方向来选择靠近超声波探头正下方的管腔并移动视点的一例的图。在MPR1图像中,表示了由虚线表示的管腔已从MPR1的剖面脱离(分支)的情况。在MPR2图像(MPR1的正交剖面)中,表示了根据探头的移动和摇动(角度信息)来特定管腔的路径的情况。

[0087] (第四变形例)

[0088] 与第一至第三变形例的区别在于,在管腔弯曲的情况下,为了对作为显示对象的管腔执行超声波扫描,而显示引导超声波探头8的方向。

[0089] 设定部27在由特定部25特定的管腔的周围,设定具有规定厚度的管腔周边区域。另外,管腔周边区域能够通过经由了输入部13的操作者的指示来适宜地调整。

[0090] 位置检测部伴随着超声波探头8的移动而决定超声波探头的移动方向。

[0091] 特定部25特定视点上的芯线的切线方向。特定部25在三维数据中特定与超声波探头8的移动方向垂直的面(以下称为垂直面)。垂直的面是指,例如超声波扫描面。特定部25判定垂直面是否包含管腔周边区域。特定部25在管腔周边区域伴随着超声波探头8的移动而离开了垂直面的情况下,将此时的切线方向输出到显示部12。

[0092] 显示部12将超声波探头8的位置显示在体部标记上。显示部12在显示了超声波探头8的位置的体部标记上重叠显示由特定部25输出的切线方向。

[0093] 图10是将从超声波探头的背面方向平行投影了被扫描区域、管腔周边区域、管腔、芯线的平行投影图与超声波探头8的移动轨迹一起进行了表示的图。如图10所示,特定部25判断管腔周边区域已从垂直面(2)-(2)'离开的情况。此时,特定部25将垂直面(2)-(2)'上的管腔的方向输出到显示部12。

[0094] 图11是将图10中的(1)-(1)'剖面、(2)-(2)'剖面、(3)-(3)'剖面各自中的芯线、管腔、管腔周边区域与被扫描区域中的垂直面一起进行表示的图。图11表示了管腔周边区域已从垂直面(2)-(2)'离开的情况的一例。

[0095] 图12是在体部标记上表示了超声波探头8和管腔的方向的图。从特定部25输出的管腔的方向被重叠显示在体部标记上。

[0096] 通过如上所述的构成,能够得到以下的效果。

[0097] 通过本超声波诊断装置1,能够根据以规定的基准位置为基准而检测到的超声波探头8的位置,来将视点设定在三维B数据中特定的生物体组织的区域中。由此,即使在使超声波探头8移动了的情况下,也能够将视点维持在生物体组织内部,并且能够由生物体组织内部的视点产生绘制图像。例如,即使在再次执行了超声波扫描的情况下,也能够将设定在超声波探头8的正下方的视点维持在管腔内。另外,也能够使与绘制图像有关的视点的移动速度与超声波探头8的移动速度不同。在该情况下,在视点到达了三维B模式数据中的规定的区域时,能够将视点的移动速度变更为探头8的移动速度。

[0098] 并且,通过本超声波诊断装置1,能够通过使用由位置传感器9定义的绝对坐标系,根据实时产生的三维数据来执行绘制处理。由此,在超声波探头8的移动后,能够对与超声波探头8的移动前产生的三维数据中的生物体组织相同的生物体组织(管腔等),显示以一定速度在管腔内移动的视点上的透视投影像。由此,能够实时且连续地显示伴随着视点的移动而产生的绘制图像。

[0099] 此外,通过本超声波诊断装置1,即使在超声波探头8移动后,也能够将绘制处理中的视点维持为超声波探头8移动前所设定的视点。此时也能够将移动前三维数据和移动后三维数据结合。

[0100] 并且,能够以在绝对坐标系中设定在超声波探头8的正下方的视点到达三维数据的端部区域为契机,再次执行超声波扫描。由此,能够对应于现行的帧频,来显示伴随着视点的移动而产生的绘制图像。并且,也能够根据端部区域中的视点的位置,为了连续显示管腔而变更为最佳的超声波收发条件。

[0101] 此外,在管腔分支了的情况下,也能够根据超声波探头8的位置和角度,来决定视

点移动方向。并且,在芯线的方向和超声波探头8的移动方向不同的情况下,也能够将使超声波探头8移动的方向显示在体部标记上。

[0102] 根据以上内容,能够使生物体组织内的绘制像不从生物体组织内部脱离而进行显示。例如,能够使观察对象的管腔内的透视投影像不从管腔脱离而进行显示。

[0103] 此外,作为上述实施方式的变形例,在用医用图像处理装置来实现本超声波诊断装置1的技术思想的情况下,成为例如具有图1的构成图中的实线内的构成要素的装置。此时,与透视投影像产生功能有关的处理对应于从步骤Sa5到步骤Sa7的处理。关于这些处理,与实施方式同样。另外,步骤Sa5中的三维数据与对应的探头位置信息(坐标、角度)一起预先存储到存储部31。并且,存储部31将与超声波探头8的移动轨迹对应的探头位置信息与三维数据建立关联地存储。由此,医用图像处理装置能够使用过去取得的三维数据和探头的移动轨迹,使生物体组织内的绘制像不从生物体组织内部脱离而进行显示。

[0104] 此外,在医用图像处理装置中,也能够读入从超声波诊断装置输出的DICOM文件(例如三维数据等)来执行上述处理。并且,实施方式涉及的各项功能也能够通过将执行该处理的程序安装到工作站等的计算机、并将它们展开到存储器上来实现。此时,能够使计算机执行该方法的程序,也能够储存到磁盘(软(注册商标)磁盘、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD等)、半导体存储器等存储介质上来发布。

[0105] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但是,这些实施方式是作为例子而提出的,而并非意图限定发明的范围。这些新的实施方式能够以其它各种方式来实施,且能够在不脱离发明主旨的范围内进行各种省略、置换和变更。这些实施方式和其变形包含在发明的范围或主旨内,并且包含在权利要求书所记载的发明和与其等同的范围内。

[0106] 标记说明

[0107] 1…超声波诊断装置,8…超声波探头,9…位置传感器,10…位置检测部,11…装置主体,12…显示部,13…输入部,21…收发部,23…三维数据产生部,25…特定部,27…设定部,29…图像产生部,31…存储部,33…控制处理器(CPU),35…接口(I/F)。

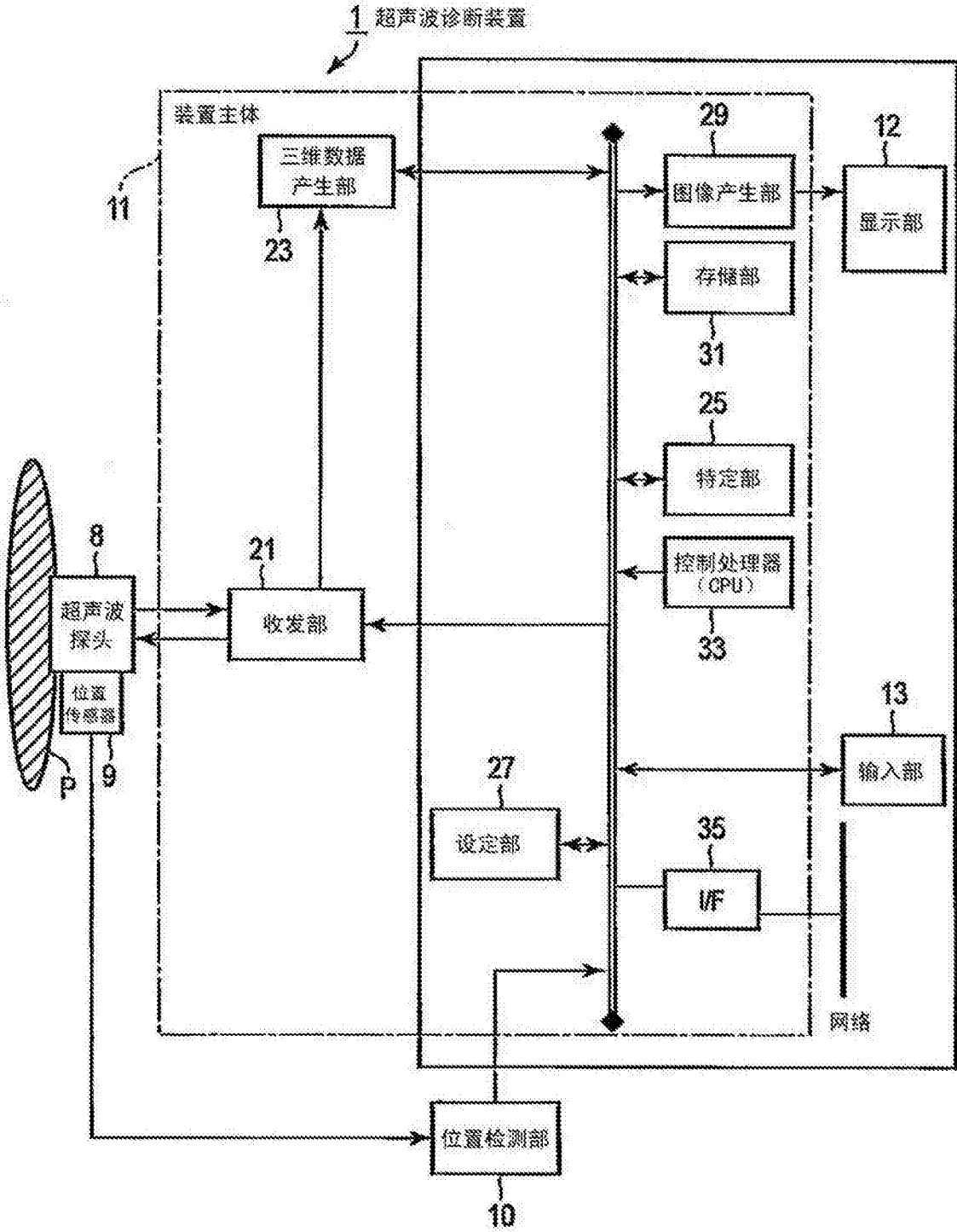


图1

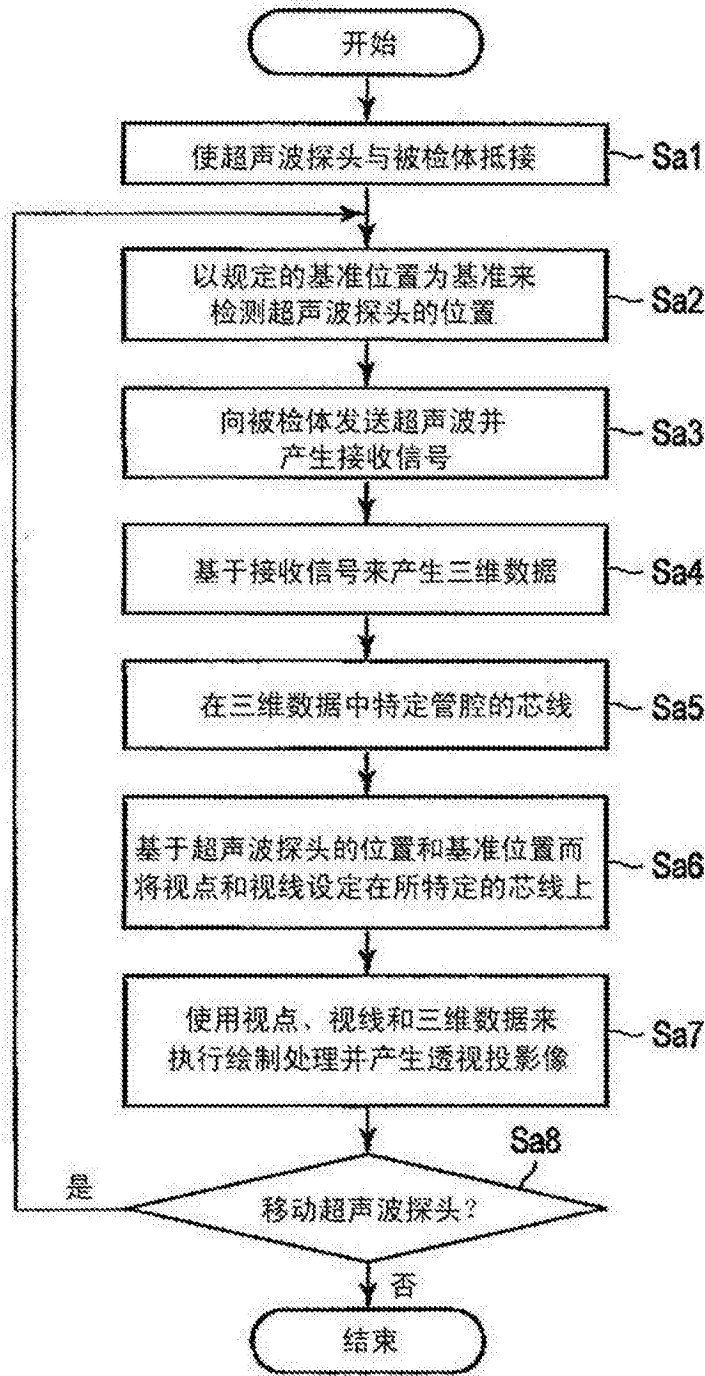


图2

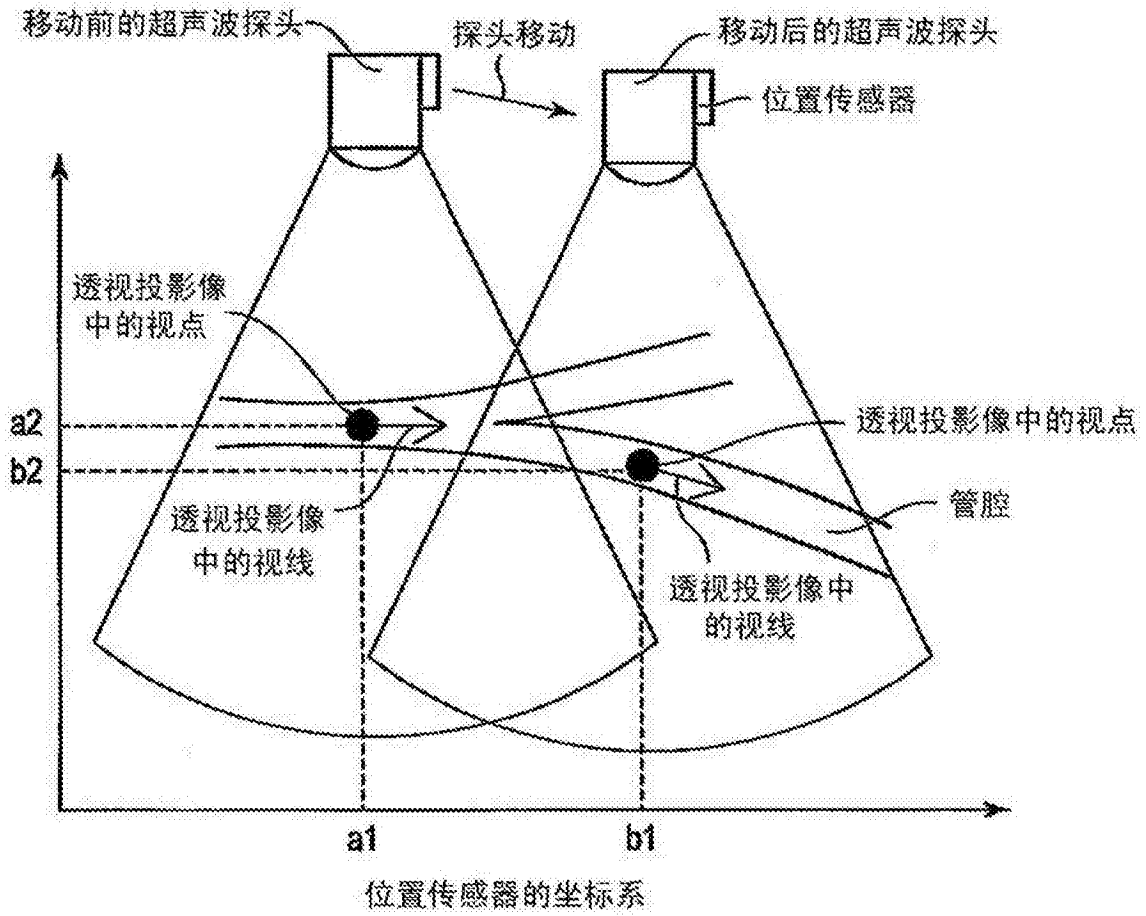


图3

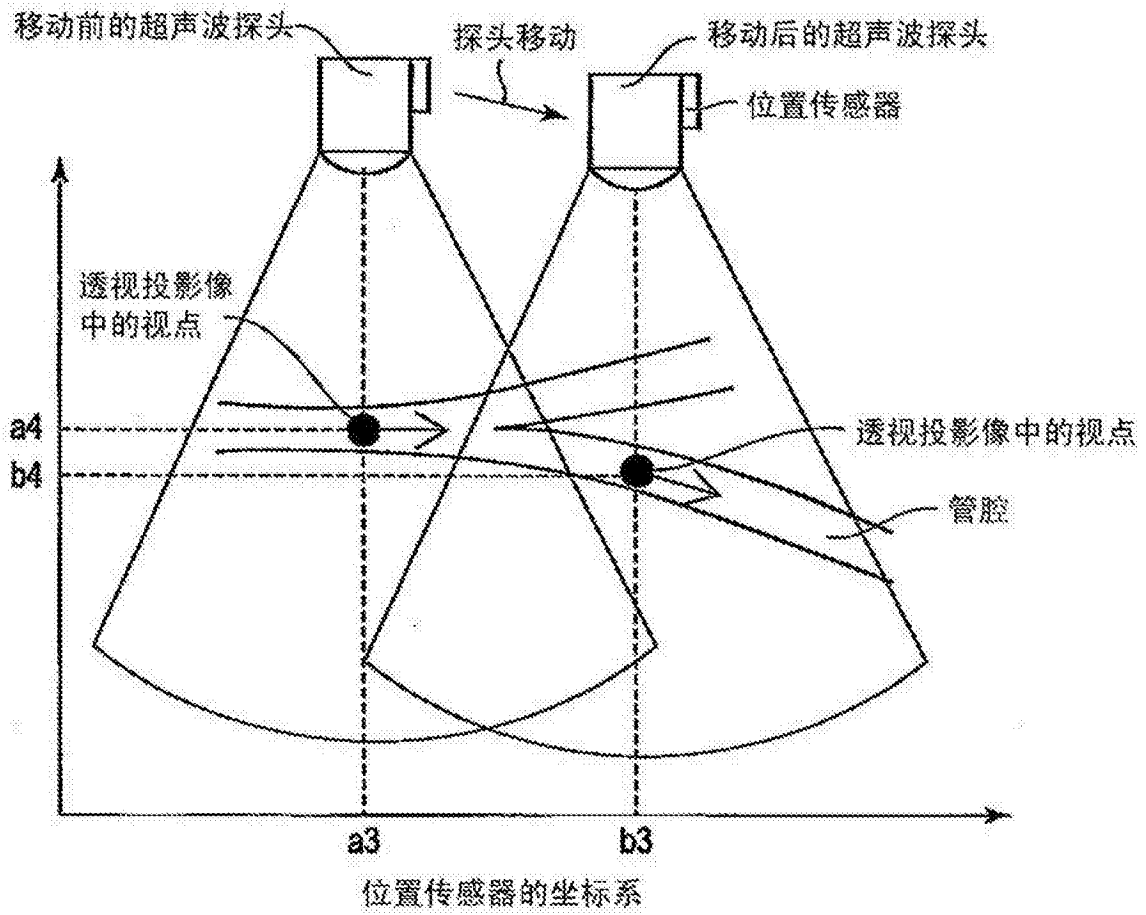


图4

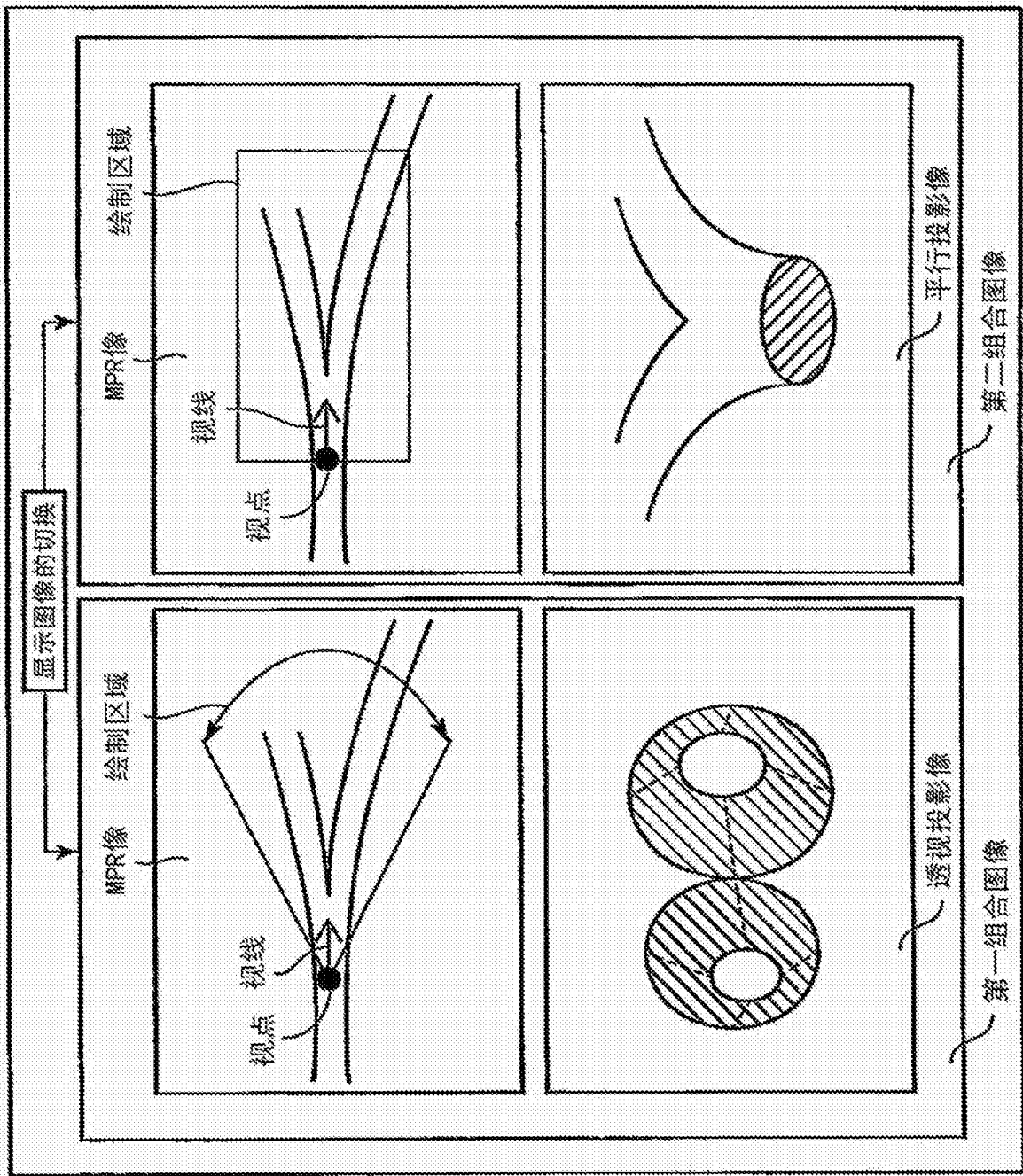


图5

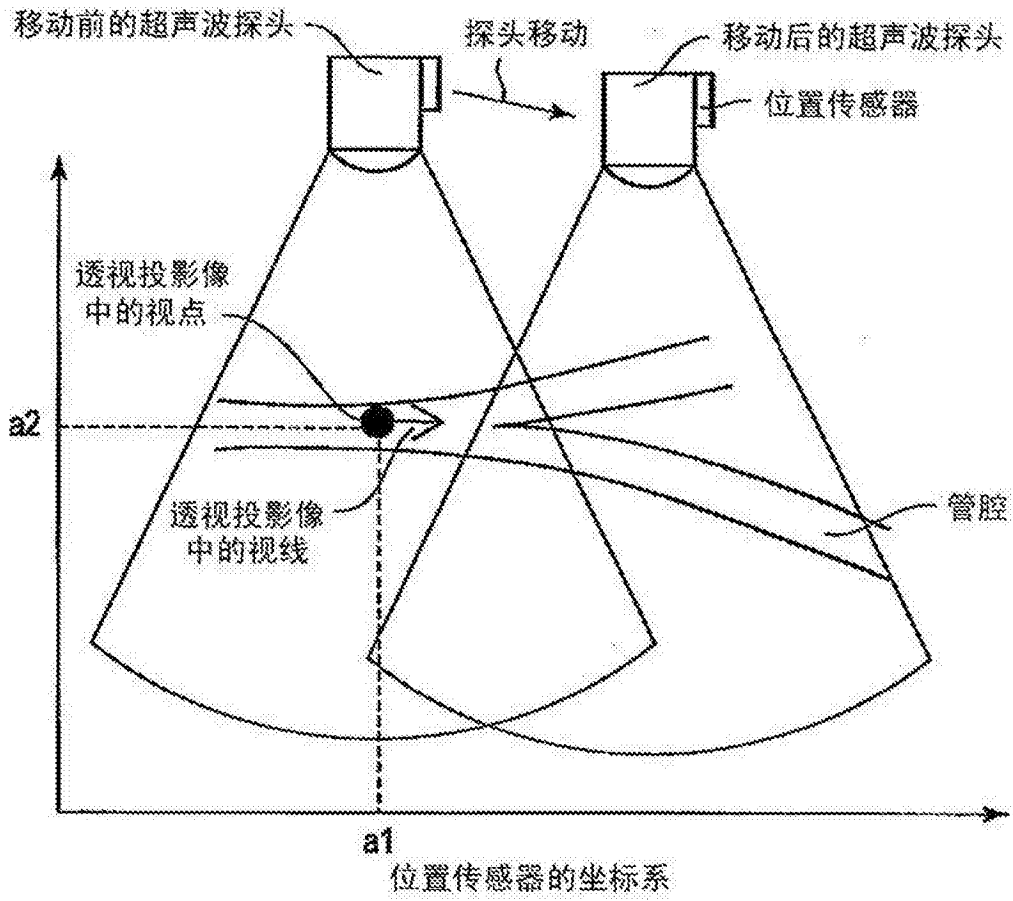


图6

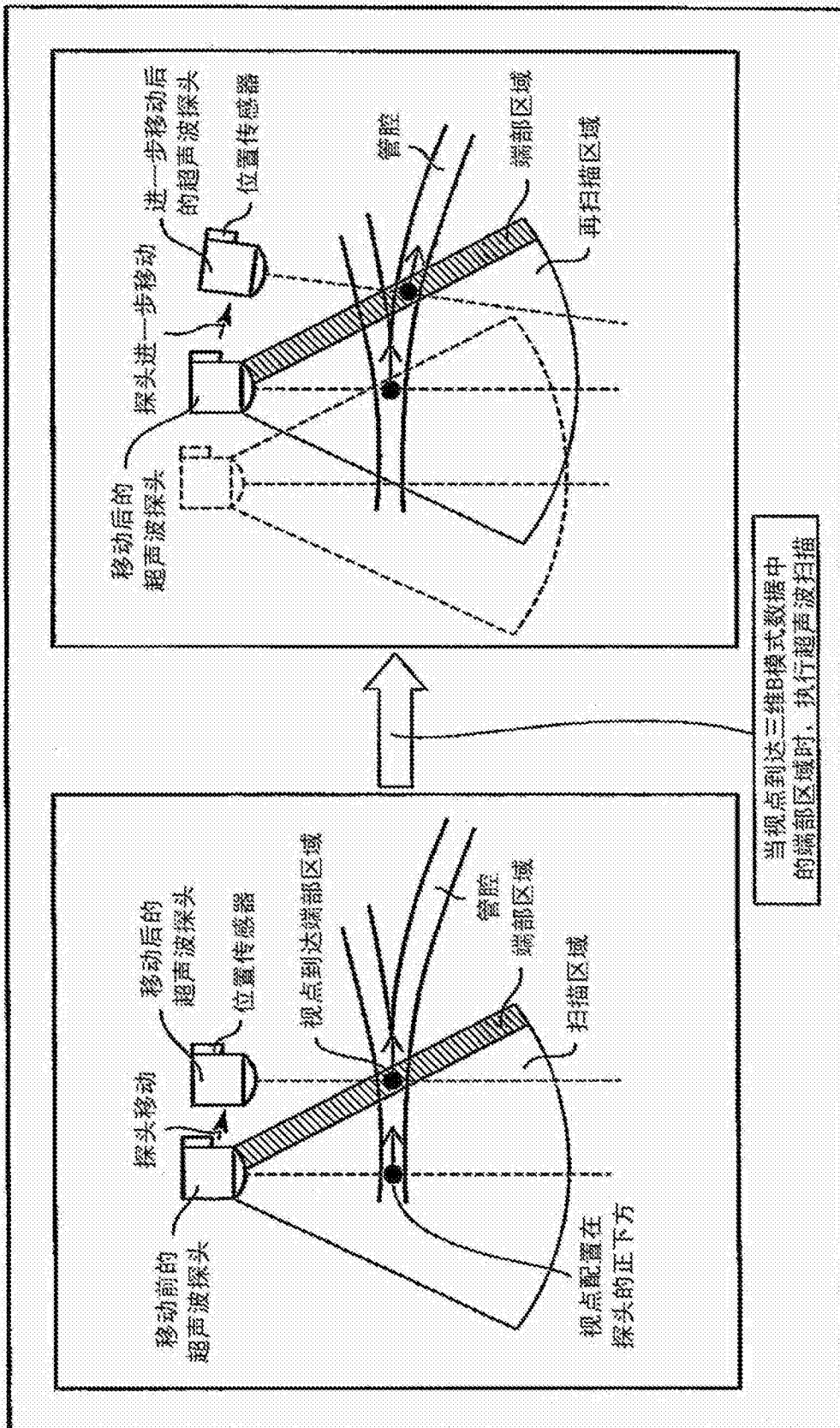


图7

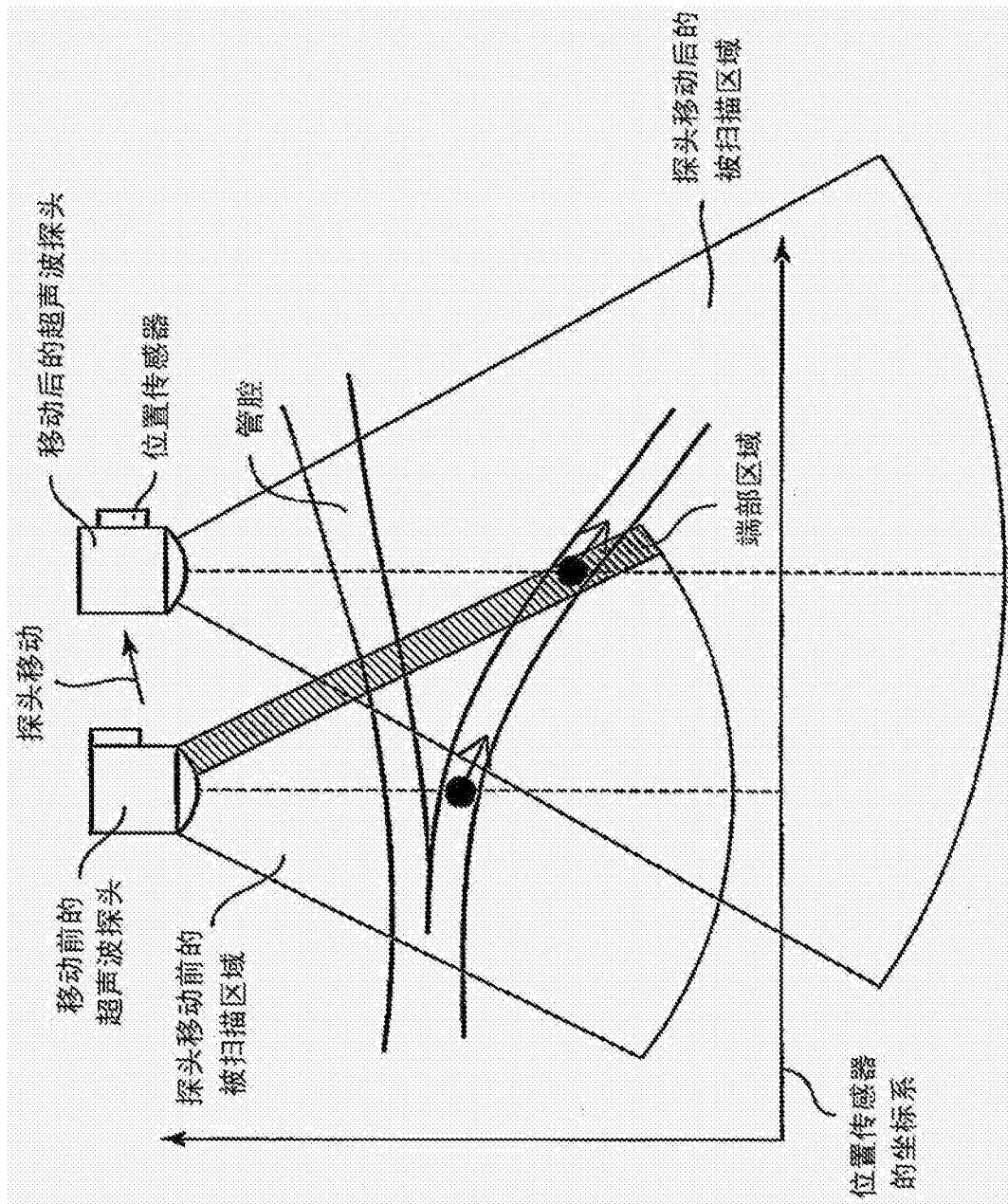


图8

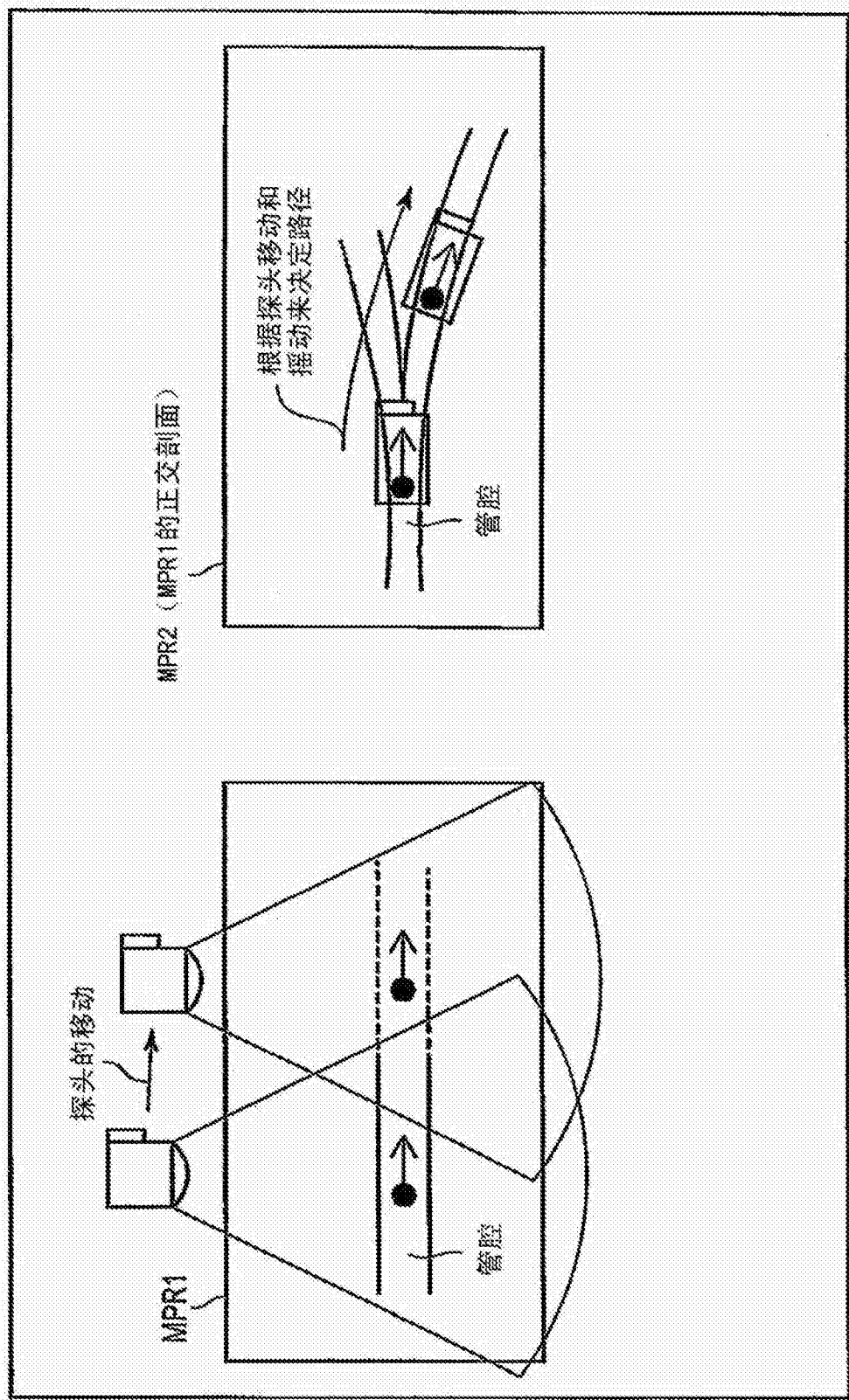


图9

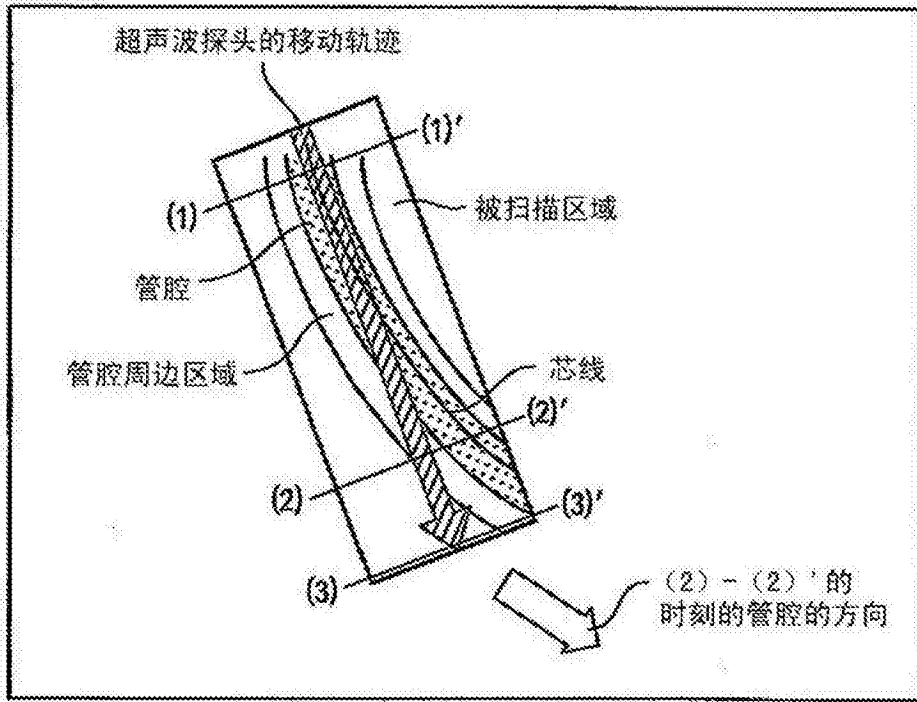


图10

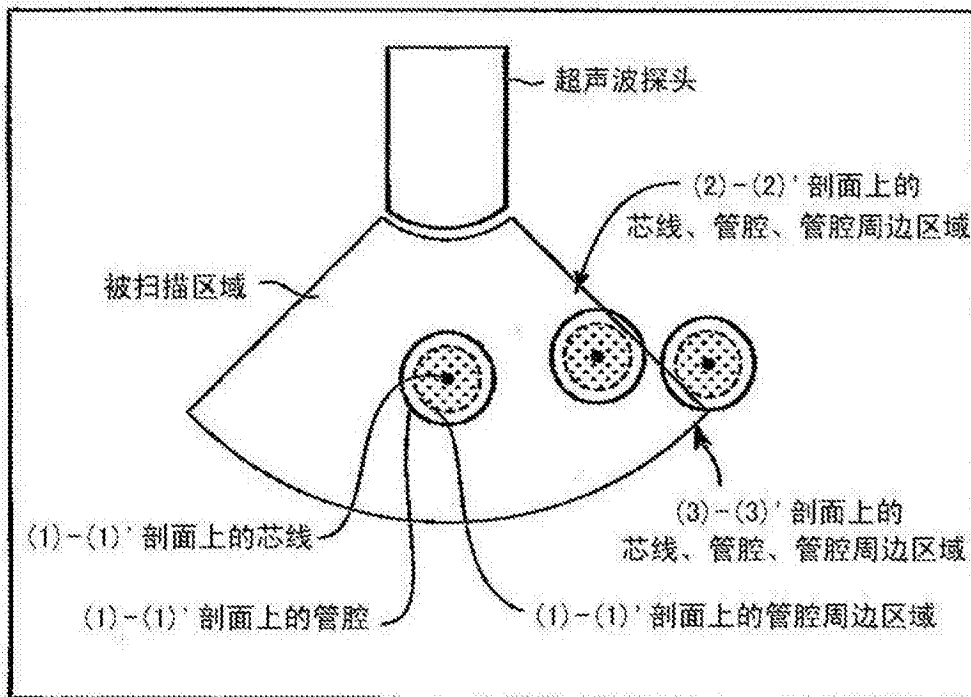


图11

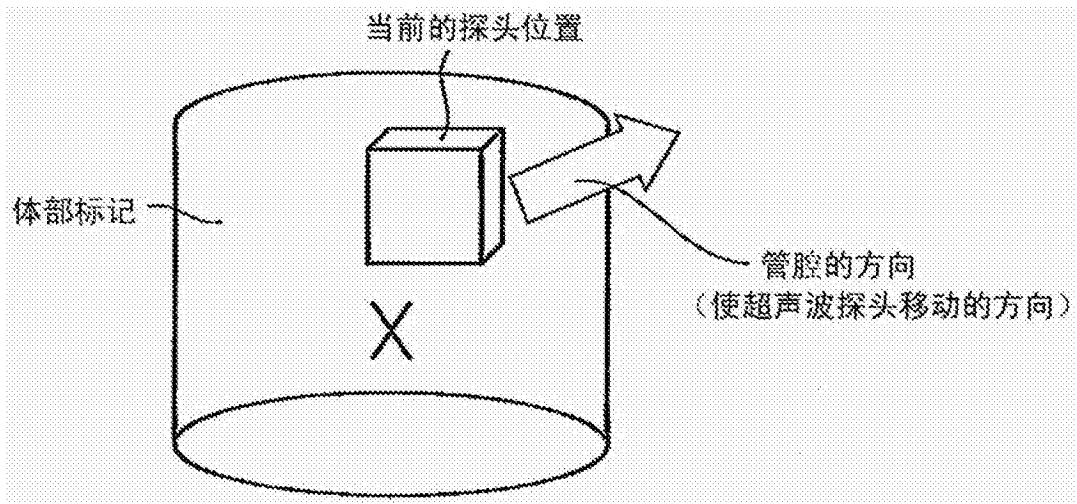


图12

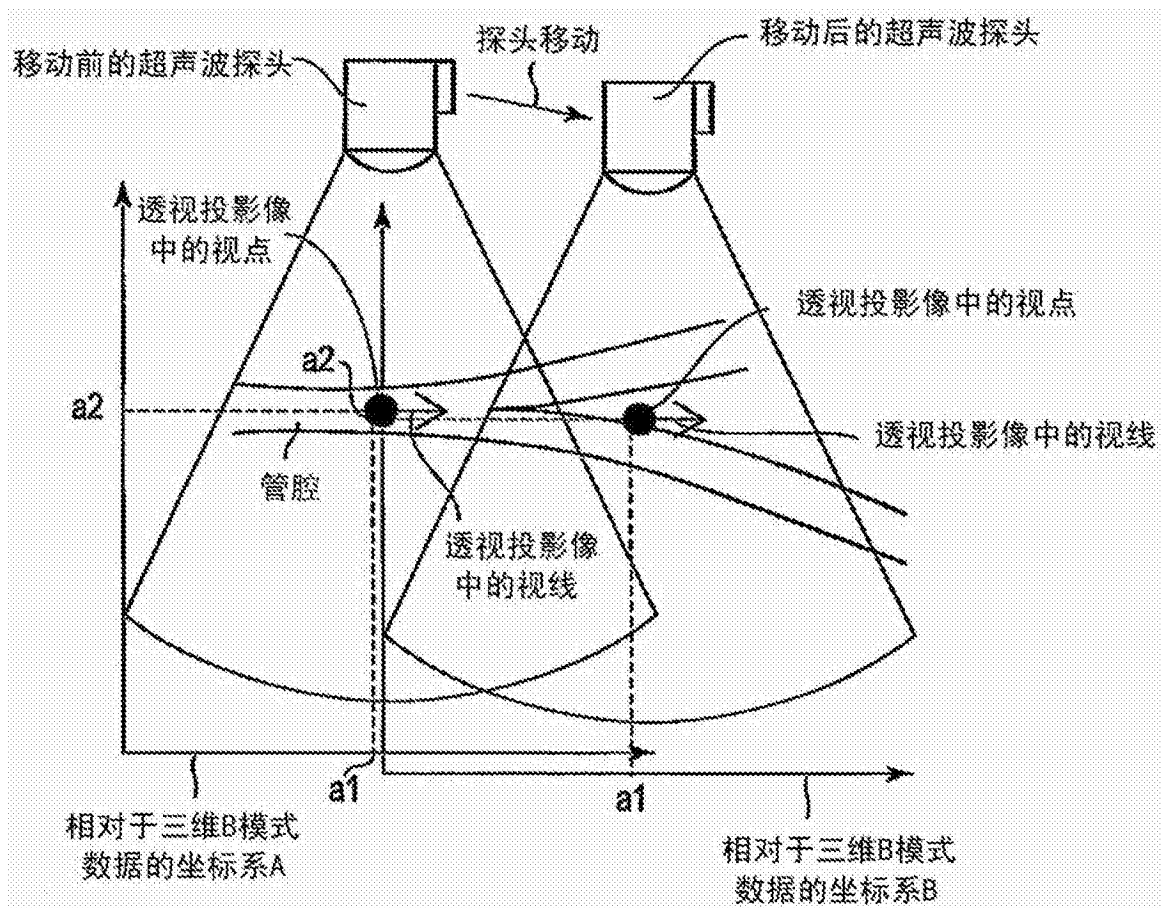


图13

专利名称(译)	超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用图像处理方法		
公开(公告)号	CN103068316B	公开(公告)日	2016-05-25
申请号	CN201280001326.5	申请日	2012-08-07
[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	田中豪 贞光和俊 栗田康一郎 后藤英二 久我衣津纪 车俊昊		
发明人	田中豪 贞光和俊 栗田康一郎 后藤英二 久我衣津纪 车俊昊		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	徐冰冰 黄剑锋		
审查员(译)	刘珊珊		
优先权	2011179613 2011-08-19 JP 2012172250 2012-08-02 JP		
其他公开文献	CN103068316A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实施方式涉及的超声波诊断装置，具备：超声波探头（8），具有多个超声波振子；位置检测部（10），以规定的基准位置为基准来检测超声波探头（8）的位置信息；收发部（21），向各个超声波振子供给驱动信号，并基于由各超声波振子产生的各接收回波信号来产生接收信号；三维数据产生部（23），基于接收信号来产生第一三维数据；特定部（25），在三维数据中特定与生物体组织对应的区域；设定部（27），基于位置信息和特定的区域来设定第一视点；以及图像产生部（29），使用所设定的第一视点和第一三维数据来执行绘制处理，并产生绘制图像。

