



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104066380 A

(43) 申请公布日 2014. 09. 24

(21) 申请号 201380006320. 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. 02. 01

代理人 陈华成

(30) 优先权数据

2012-019537 2012. 02. 01 JP

2013-018729 2013. 02. 01 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 07. 23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/052411 2013. 02. 01

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/115388 JA 2013. 08. 08

(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 田中豪 赤木和哉 大森慈浩

松永智史 东哲也

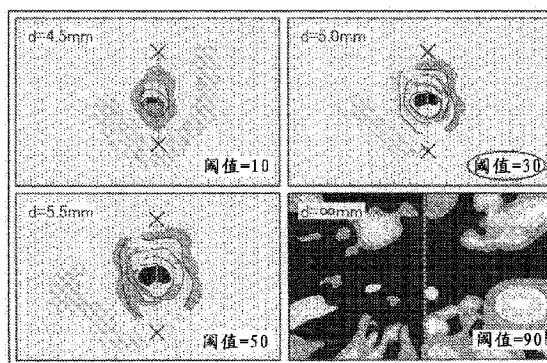
权利要求书2页 说明书12页 附图10页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及程序

(57) 摘要

本发明涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及程序。根据实施方式,超声波诊断装置具备参数设定部(141)、漫游图像生成部(142)、以及控制部(17)。参数设定部(141)根据使用体数据生成的MPR图像中描绘出的管腔的信息,设定用于生成从规定的视点对该管腔的内部进行投影得到的PVR图像的画质调整参数的值。漫游图像生成部(142)使用所设定的画质调整参数的值生成PVR图像。并且,控制部(17)将PVR图像显示在监视器上。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

设定部,根据在使用三维图像数据生成的二维断层图像中描绘出的管腔的信息,设定用于生成从规定的视点对该管腔的内部进行投影得到的虚拟内窥镜图像的画质调整参数的值;

虚拟内窥镜图像生成部,使用所设定的所述画质调整参数的值生成所述虚拟内窥镜图像;以及

显示控制部,使规定的显示部显示所述虚拟内窥镜图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述设定部设定所述画质调整参数的值,以使得针对在所述二维断层图像中描绘出的管腔的对置的内壁分别设定的2点间的距离、与所述三维图像数据中的该2点间的距离对应。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述设定部设定所述画质调整参数的值,以使得所述三维图像数据中的管腔的内壁的位置对应于对在所述二维断层图像中描绘出的管腔的内壁设定的点。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述设定部提取表示在所述二维断层图像中描绘出的管腔的内壁的轮廓线,设定所述画质调整参数的值,以使得所述三维图像数据中的管腔的内壁的位置对应于所提取出的轮廓线。

5. 根据权利要求2~4中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

当在所述二维断层图像中设定的点处的亮度超过规定的阈值的情况下,所述显示控制部使所述规定的显示部显示表示是错误设定的警告。

6. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述显示控制部在所述虚拟内窥镜图像中,在与针对在所述二维断层图像中描绘出的管腔的对置的内壁分别设定的2点对应的位置显示指导。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置还具备接受部,该接受部接受用于对由所述设定部设定的画质调整参数的值进行调整的调整指示,

所述虚拟内窥镜图像生成部使用根据由所述接受部接受到的调整指示而调整了的画质调整参数,生成所述虚拟内窥镜图像。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在通过所述虚拟内窥镜图像生成部生成了反映有所述调整指示的虚拟内窥镜图像的情况下,所述显示控制部使所述规定的显示部显示针对所述二维断层图像执行与所述调整指示对应的调整而得到的二维断层图像。

9. 一种图像处理装置,具备:

设定部,根据在使用三维图像数据生成的二维断层图像中描绘出的管腔的信息,设定用于生成从规定的视点对该管腔的内部进行投影得到的虚拟内窥镜图像的画质调整参数的值;

虚拟内窥镜图像生成部,使用所设定的所述画质调整参数的值生成所述虚拟内窥镜图像;以及

显示控制部,使规定的显示部显示所述虚拟内窥镜图像。

10. 一种图像处理程序,使计算机执行以下步骤,即,

设定步骤,根据在使用三维图像数据生成的二维断层图像中描绘出的管腔的信息,设定用于生成从规定的视点对该管腔的内部进行投影得到的虚拟内窥镜图像的画质调整参数的值;

虚拟内窥镜图像生成步骤,使用所设定的所述画质调整参数的值生成所述虚拟内窥镜图像;以及

显示控制步骤,使规定的显示部显示所述虚拟内窥镜图像。

11. 一种超声波诊断装置,具备:

设定部,根据在使用三维图像数据生成的二维断层图像中描绘出的部位的信息,设定用于生成从规定的视点对该部位进行投影得到的投影图像的画质调整参数的值;

投影图像生成部,使用所设定的所述画质调整参数的值生成所述投影图像;以及

显示控制部,使规定的显示部显示所述投影图像。

超声波诊断装置、图像处理装置以及程序

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及程序。

背景技术

[0002] 以往,在超声波诊断装置中,使用 2D 阵列探头 (two dimensional array probe) 或机械 4D 探头 (mechanical four dimensional probe) 收集三维数据 (体数据 (volume data)),使用收集到的体数据观察肝脏内的门静脉或乳腺等管腔内。在这样的管腔内的观察中,例如,使用以仿佛通过内窥镜观察管腔内的方式来进行显示的虚拟内窥镜显示。另外,以下,有时将虚拟内窥镜显示记作漫游 (Fly Thru) 显示。

[0003] 在漫游显示中,在体数据所包含的管腔内设定视点以及视线方向,生成透视投影图像 (PVR 图像:Perspective Volume Rendering 图像) 并显示。并且,在漫游显示中,一边沿着管腔使视点位置移动一边更新所生成的 PVR 图像,显示通过动态图像表示的漫游图像。

[0004] 另外,在漫游显示中,与漫游图像一起,生成相对于视线方向的正交 3 剖面的 MPR (Multi-Planar Reconstruction, 多平面重建) 图像并显示,从而能够观察管腔整体的内壁。然而,在上述的以往的技术中,有时不能适当地显示漫游图像中的管腔。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1:日本特开 2010-167032 号公报

发明内容

[0008] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够适当地显示漫游图像中的管腔的超声波诊断装置、图像处理装置以及程序。

[0009] 实施方式的超声波诊断装置具备设定部、虚拟内窥镜图像生成部、以及显示控制部。设定部根据在使用三维图像数据生成的二维断层图像中描绘出的管腔的信息,设定用于生成从规定的视点对该管腔的内部进行投影得到的虚拟内窥镜图像的画质调整参数的值。虚拟内窥镜图像生成部使用上述设定的画质调整参数的值生成上述虚拟内窥镜图像。显示控制部将上述虚拟内窥镜图像显示于规定的显示部。

附图说明

[0010] 图 1 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构的图。

[0011] 图 2 是用于说明画质调整参数的图。

[0012] 图 3 是表示现有技术所涉及的问题的一个例子的图。

[0013] 图 4 是表示第 1 实施方式所涉及的图像生成部的结构的一个例子的图。

[0014] 图 5A 是表示第 1 实施方式所涉及的管腔内壁的设定的一个例子的图。

[0015] 图 5B 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的参数设定部的处理的一个例子的图。

- [0016] 图 5C 是示意性地表示基于第 1 实施方式所涉及的参数设定部的处理的一个例子的图。
- [0017] 图 6 是表示第 1 实施方式所涉及的漫游显示的一个例子的图。
- [0018] 图 7 是表示基于第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的步骤的流程图。
- [0019] 图 8A 是表示第 2 实施方式所涉及的管腔内壁的设定的一个例子的图。
- [0020] 图 8B 是用于说明基于第 2 实施方式所涉及的参数设定部的处理的一个例子的图。
- [0021] 图 9 是表示基于第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的步骤的流程图。
- [0022] 图 10 是表示第 3 实施方式所涉及的管腔内壁的设定的一个例子的图。
- [0023] 图 11 是表示第 4 实施方式所涉及的显示例的图。

具体实施方式

[0024] (第 1 实施方式)

[0025] 首先,针对本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构进行说明。图 1 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 的结构的图。如图 1 所示,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 具有超声波探头 1、监视器 2、输入装置 3、装置主体 10。

[0026] 超声波探头 1 具有多个压电振子,这些多个压电振子根据从后述的装置主体 10 所具有的发送接收部 11 供给的驱动信号产生超声波。另外,超声波探头 1 接收来自被检体 P 的反射波并转换成电信号。另外,超声波探头 1 具有设置于压电振子的匹配层和防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料等。另外,超声波探头 1 装卸自如地与装置主体 10 连接。

[0027] 当从超声波探头 1 向被检体 P 发送超声波时,所发送的超声波被被检体 P 的体内组织中的声阻抗的不连续面依次反射,作为反射波信号被超声波探头 1 所具有的多个压电振子接收。被接收的反射波信号的振幅依赖于反射超声波的不连续面中的声阻抗的差。另外,在所发送的超声波脉冲被正在移动的血流、心脏壁等的表面反射的情况下的反射波信号由于多普勒效应,依赖于相对于移动体的超声波发送方向的速度分量,并受到频移。

[0028] 在此,本实施方式所涉及的超声波探头 1 是通过超声波对被检体 P 二维地进行扫描、并且能够对被检体 P 三维地进行扫描的超声波探头。具体而言,本实施方式所涉及的超声波探头 1 是通过使对被检体 P 进行二维扫描的多个压电振子以规定的角度(摆动角度)摆动来对被检体 P 三维地扫描的机械扫描探头。或者,本实施方式所涉及的超声波探头 1 是通过将多个压电振子矩阵状地配置而能够对被检体 P 三维地进行超声波扫描的二维超声波探头。另外,二维超声波探头通过聚焦超声波并发送,从而能够二维地对被检体 P 进行扫描。

[0029] 监视器 2 显示用于超声波诊断装置 100 的操作者使用输入装置 3 输入各种设定要求的 GUI(Graphical User Interface,图形用户界面),或者显示在装置主体 10 中生成的超声波图像等。例如,监视器 2 显示通过后述的图像生成部 14 的处理生成的漫游图像、MPR 图像。

[0030] 输入装置 3 具有轨迹球、开关、刻度盘、触摸指令屏等。输入装置 3 接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定要求,并对装置主体 10 转送所接受的各种设定要求。例如,输入装置 3 接受用于指定二维图像上的规定的位置的输入操作。列举一个例子,输入装置

3 接受用于指定在 MPR 图像中描绘出的管腔中的管腔内壁的位置的输入操作。

[0031] 装置主体 10 是根据超声波探头 1 接收到的反射波生成超声波图像的装置。具体而言,本实施方式所涉及的装置主体 10 是能够根据超声波探头 1 接收到的三维的反射波数据生成三维超声波图像(体数据)的装置。如图 1 所示,装置主体 10 具有发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14、图像存储器 15、内部存储部 16 以及控制部 17。

[0032] 发送接收部 11 具有触发发生电路、延迟电路以及脉冲发生器电路等,向超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲发生器电路以规定的速率频率,重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,延迟电路对脉冲发生器电路所产生的各速率脉冲赋予将从超声波探头 1 产生的超声波聚焦成束状并确定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外,触发发生电路以基于速率脉冲的定时,对超声波探头 1 施加驱动信号(驱动脉冲)。即,延迟电路通过使对各速率脉冲赋予的延迟时间变化,来任意地调整来自压电振子面的发送方向。

[0033] 另外,发送接收部 11 为了根据后述的控制部 17 的指示执行规定的扫描序列,具有能够瞬间变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别地,发送驱动电压的变更通过能够瞬间切换其值的线性放大器型的发送电路、或者电切换多个电源单元的机构来实现。

[0034] 另外,发送接收部 11 具有放大器电路、A/D 转换器、加法器等,对于超声波探头 1 接收到的反射波信号进行各种处理而生成反射波数据。放大器电路针对每个通道将反射波信号放大而进行增益校正处理。A/D 转换器对增益校正了的反射波信号进行 A/D 转换,对数字数据赋予确定接收指向性所需的延迟时间。加法器对通过 A/D 转换器处理了的反射波信号进行加法处理生成反射波数据。通过加法器的加法处理,强调来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量。

[0035] 这样,发送接收部 11 控制超声波的发送接收中的发送指向性和接收指向性。在此,本实施方式所涉及的发送接收部 11 从超声波探头 1 对被检体 P 发送三维的超声波束,根据超声波探头 1 接收到的三维的反射波信号生成三维的反射波数据。

[0036] B 模式处理部 12 从发送接收部 11 接收反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度由亮度的明暗表现的数据(B 模式数据)。在此,B 模式处理部 12 能够通过使检波频率变化,来改变图像化的频带。另外,B 模式处理部 12 针对一个反射波数据,能够并行地进行基于两个检波频率的检波处理。

[0037] 多普勒处理部 13 根据从发送接收部 11 接收到的反射波数据对速度信息进行频率分析,提取基于多普勒效应的血流、组织、或造影剂回波分量,生成针对多点提取出平均速度、方差、能量(power)等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0038] 另外,本实施方式所涉及的 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 能够针对二维的反射波数据以及三维的反射波数据这两者进行处理。即,本实施方式所涉及的 B 模式处理部 12 能够根据三维的反射波数据生成三维的 B 模式数据。另外,本实施方式所涉及的多普勒处理部 13 能够根据三维的反射波数据生成三维的多普勒数据。

[0039] 图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 所生成的数据生成超声波图像。即,图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 生成的 B 模式数据生成由亮度表示反射波的强度的 B 模式图像。具体而言,图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 生成的三维的 B 模式数据,生成三维的 B 模式图像。

[0040] 另外,图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 生成的多普勒数据生成表示移动体信息的平均速度图像、方差图像、能量图像、或者作为这些的组合图像的彩色多普勒图像。具体而言,图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 所生成的三维的多普勒数据,生成三维的彩色多普勒图像。另外,以下,将图像生成部 14 所生成的三维的 B 模式图像以及三维的彩色多普勒图像统称为“体数据”。

[0041] 另外,图像生成部 14 能够生成用于将所生成的体数据显示于监视器 2 的各种图像。具体而言,图像生成部 14 能够根据体数据生成 MPR 图像或绘制 (Rendering) 图像。

[0042] 即,通过由超声波探头 1 对被检体 P 的摄影部位进行超声波的三维扫描,从而,发送接收部 11 生成三维的数据。并且,作为用于将体数据显示于监视器 2 的图像,图像生成部 14 根据例如来自操作者的指示,生成正交 3 剖面中的 MPR 图像、以超声波探头 1 相对于被检体 P 的接触面为视点时的绘制图像、或以任意的位置为视点时的绘制图像。

[0043] 另外,图像生成部 14 在体数据所包含的管腔中,生成作为在管腔内部配置视点而得到的投影图像的漫游图像等。关于基于图像生成部 14 的漫游图像的生成,之后详述。另外,图像生成部 14 还能够生成对超声波图像合成各种参数的文字信息、刻度、体位标记等的合成图像。另外,通过图像生成部 14 生成的漫游图像有时还称为虚拟内窥镜图像或者 PVR 图像。

[0044] 图像存储器 15 是存储图像生成部 14 所生成的超声波图像的存储器。另外,图像存储器 15 还能够存储 B 模式处理部 12、多普勒处理部 13 所生成的数据。

[0045] 内部存储部 16 存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制程序、诊断信息(例如,患者 ID、医师的意见等)、诊断协议、各种体位标记等各种数据。另外,根据需要,内部存储部 16 还用于图像存储器 15 所存储的图像的保管等。

[0046] 控制部 17 是实现作为信息处理装置(计算机)的功能的控制处理器(CPU: Central Processing Unit),控制超声波诊断装置的全部处理。具体而言,控制部 17 根据经由输入装置 3 从操作者输入的各种设定要求、从内部存储部 16 读取的各种控制程序以及各种数据,控制发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13 以及图像生成部 14 的处理。另外,控制部 17 进行控制,以使得将图像存储器 15 所存储的超声波图像、内部存储部 16 所存储的各种图像、或者用于进行基于图像生成部 14 的处理的 GUI、图像生成部 14 的处理结果等显示在监视器 2 上。

[0047] 以上,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 的整体结构进行了说明。根据该结构,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 构成为:通过以下详细地说明的图像生成部 14 的处理,适当地显示漫游图像中的管腔。

[0048] 在此,首先,针对在现有技术中不能适当地显示漫游图像中的管腔的情况进行说明。以往,当显示漫游图像时,在超声波诊断装置中,进行所取得的体数据中的管腔的提取处理。在超声波诊断装置中,在该管腔的提取处理中,根据对体素分配的亮度确定该体素是属于管腔内壁还是管腔内部。即,在超声波诊断装置中,将不足规定的亮度的体素确定为管腔内部,将与一管腔内部连接且是规定的亮度以上的体素确定为管腔。

[0049] 在此,在超声波诊断装置中,亮度的分布针对所取得的每个体数据而不同,因此,根据画质调整参数对用于确定管腔内壁的亮度进行调整。图 2 是用于说明画质调整参数的图。在图 2 中,示出作为画质调整参数之一的阈值和确定管腔内壁的亮度的关系。在图 2

中,纵轴表示阈值,横轴表示亮度。

[0050] 如图 2 所示,亮度与阈值建立对应。例如,如图 2 所示,当使阈值从“a”变化为“b”时,确定管腔内壁的亮度的值变大。针对每个体数据,基于该体数据所包含的亮度的分布来确定阈值。即,在超声波诊断装置中,根据所取得的体数据的亮度确定阈值,将与所确定的阈值对应的亮度的区域确定为管腔内壁。

[0051] 然而,在以往的超声波诊断装置中,如上所述地将阈值固定为根据体数据的亮度而确定的值,因此,存在根据体数据所包含的亮度而几乎都判定为管腔内壁且不显示管腔内部的情况,无法适当地显示漫游图像中的管腔。

[0052] 另外,在以往的超声波诊断装置中,根据阈值确定管腔内壁,因此,当阈值变化时,管腔内部与管腔内壁的边界也发生变化,因此,管腔直径会发生变化。其结果,在以往的超声波诊断装置中,有时在 MPR 图像中描绘出的管腔的直径、与在漫游图像(PVR 图像)中描绘出的管腔的直径不一致,不能适当地显示漫游图像中的管腔。

[0053] 图 3 是表示现有技术所涉及的问题的一个例子的图。在图 3 中,示出使阈值变化来显示同一体数据所包含的管腔的情况。例如,如图 3 所示,在以往的超声波诊断装置中,随着阈值增加为“10”、“30”、“50”、“90”,显示图像中的外观上的管腔直径变大。如上所述,在以往的超声波诊断装置中,漫游图像中的管腔有时与实际的管腔直径不同不能适当地显示,因此,观察者通过操作调整用的调节器等,来调整显示画面中的外观上的管腔直径等。

[0054] 因此,在第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 中,通过以下详细地记载的图像生成部 14 的处理,能够适当地显示漫游图像中的管腔。另外,在本实施方式中,针对作为画质调整参数使用阈值的情况进行说明。

[0055] 图 4 是表示第 1 实施方式所涉及的图像生成部 14 的结构的一个例子的图。如图 4 所示,图像生成部 14 具有参数设定部 141 和漫游图像生成部 142。

[0056] 参数设定部 141 使用三维图像数据提取描绘出管腔的二维剖面像。并且,根据该二维图像的信息,设定用于生成从规定的视线方向对该管腔的内部进行投影而得到的虚拟内窥镜图像(PVR 图像)的画质调整参数的值。具体而言,参数设定部 141 设定画质调整参数,以使得针对在二维图像中描绘出的管腔的对置的内壁分别设定的 2 点间的距离、与体数据中的该 2 点间的距离相同。

[0057] 在此,首先,为了进行参数设定部 141 的处理,观察者经由输入装置 3,指定成为处理对象的体数据,进而,进行正交 3 剖面(A 面、B 面、C 面)的 MPR 图像的显示请求。从输入装置 3 通知显示请求的控制部 17 对图像生成部 14 进行控制,以使得根据观察者所指定的体数据生成正交 3 剖面的 MPR 图像。并且,监视器 2 通过控制部 17 的控制,显示图像生成部 14 所生成的正交 3 剖面的 MPR 图像。

[0058] 观察者使用输入装置 3 所具有的描绘功能,分别对在监视器 2 中显示出的 MPR 图像中描绘出的管腔的对置的内壁,设定用于参数设定部 141 设定画质调整参数的点。控制部 17 取得输入装置 3 所接受的 2 点的体数据中的位置信息,将所取得的 2 点的位置信息和该 2 点之间的距离通知给参数设定部 141。

[0059] 图 5A 是表示第 1 实施方式所涉及的管腔内壁的设定的一个例子的图。在图 5A 中,示出了在监视器 2 上显示的正交 3 剖面的 MPR 图像中的一个。例如,观察者从正交 3 剖面的 MPR 图像中选择一个。并且,如图 5A 的圆 20 内所示,观察者分别对在所选择的 MPR 图像

中描绘出的管腔的对置的内壁设定点（图中的 × 标志）。

[0060] 另外，观察者还针对超声波诊断装置 100 测量所设定的 2 点间的距离。即，例如，如图 5A 所示，控制部 17 测量所设定的 2 点间的距离“Dist (Distance, 距离) : 5.0mm”。并且，控制部 17 将所设定的 2 点的位置信息（三维上的坐标）和测量结果“5.0mm”通知给参数设定部 141。

[0061] 参数设定部 141 使用从控制部 17 通知的 2 点的位置信息和 2 点间的距离“5.0mm”设定阈值。具体而言，参数设定部 141 在体数据中，计算通过所通知的 2 点的直线，以所计算出的直线上的 2 点间的距离与通过 MPR 图像通知的距离相同的方式设定阈值。

[0062] 图 5B 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的参数设定部 141 的处理的一个例子的图。在图 5B 中，示出使用了在图 5A 中设定的 2 点和所计算出的距离“5.0mm”的处理。例如，如图 5B 所示，参数设定部 141 在体数据中，计算通过被通知的 2 点的直线 30。并且，参数设定部 141 生成使阈值阶段地变化的体数据，如图 5B 所示，提取计算出的直线 30 上的 2 点间的距离成为“5.0mm”的阈值，将提取出的阈值设定为生成漫游图像时的阈值。

[0063] 图 5C 是示意地表示基于第 1 实施方式所涉及的参数设定部 141 的处理的一个例子的图。在图 5C 中，示出了分别根据使阈值阶段性地变化而生成的体数据生成的漫游图像（PVR 图像）。如图 5C 所示，参数设定部 141 生成使阈值阶段性地变化为“10”、“30”、“50”、“90”的体数据。并且，参数设定部 141 分别在所生成的体数据中提取 2 点间的距离成为“5.0mm”的阈值。即，如图 5C 所示，参数设定部 141 提取“阈值 = 30”，将所提取出的“30”设定为生成漫游图像时的阈值。

[0064] 参数设定部 141 通过如上述那样设定阈值，来确定体数据中的管腔内壁的位置。由此，参数设定部 141 提取体数据所包含的管腔区域。并且，在提取出管腔区域的体数据中，设定芯线，沿着芯线生成 PVR 图像，显示作为动态图像的漫游图像。

[0065] 返回到图 4，漫游图像生成部 142 使用所设定的画质调整参数的值生成 PVR 图像。具体而言，漫游图像生成部 142 沿着在根据由参数设定部 141 设定的画质调整参数提取出的管腔区域中设定的芯线的轨道，在任意的方向，以一定的距离间隔以及一定的时间间隔移动视点，使用体数据分别生成从各视线方向对管腔内投影得到的 PVR 图像。

[0066] 在此，首先，漫游图像生成部 142 为了进行处理，由观察者设定视点以及视线方向。并且，漫游图像生成部 142 生成在根据所设定的芯线上的视点设定的视线方向上对管腔内进行投影而得到的 PVR 图像。此时，漫游图像生成部 142 朝向由作为以视线方向为中心的视野角的 FOV (Field Of View, 视场) 角决定的近平面以及远平面的范围从视点放射状地进行透视投影。并且，漫游图像生成部 142 一边以一定的距离间隔以及一定的时间间隔移动视点，一边分别生成从各视线方向对管腔内进行投影得到的 PVR 图像，并将所生成的 PVR 图像保存在图像存储器 15 中。

[0067] 并且，控制部 17 将通过漫游图像生成部 142 生成的从各视线方向对管腔内进行投影得到的 PVR 图像、和生成了该 PVR 图像的视点位置处的正交 3 剖面的 MPR 图像显示于监视器 2。在此，控制部 17 通过以在漫游图像生成部 142 生成 PVR 图像时移动视点的时间间隔对 PVR 图像进行更新，从而能够显示能够一边在管腔内向视线方向移动一边观察的动态图像（漫游图像：Fly Thru 图像）。另外，当显示漫游图像时，伴随着视点的移动，还更新正交 3 剖面的 MPR 图像。

[0068] 图 6 是表示第 1 实施方式所涉及的漫游显示的一个例子的图。在图 6 中, 右下方的图像表示漫游图像, 右上、左上以及左下方的图像表示正交 3 剖面的 MPR 图像。例如, 如图 6 所示, 控制部 17 使正交 3 剖面的 MPR 图像和漫游图像显示于监视器 2。在此, 在本实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 中, 通过参数设定部 141 的处理, 进行使漫游图像中的管腔直径与设定了 2 点的 MPR 图像中的管腔直径一致的漫游显示。

[0069] 另外, 控制部 17 能够对在 MPR 图像上设定的管腔内壁的位置进行指导 (guideline) 显示。例如, 如图 6 的右下方的图所示, 控制部 17 使与在 MPR 图像中设定的 2 点对应的位置处显示点 (× 标记), 并显示连接该点的直线。

[0070] 如上所述, 第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 能够进行使 MPR 图像中的管腔直径和漫游图像中的管腔直径一致的漫游显示。在此, 上述的处理可以在漫游显示的任意定时进行。即, 可以在收集到体数据之后立即执行, 或者也可以在一次显示漫游图像之后, 再次执行。

[0071] 另外, 也可以对于体数据整体进行一次处理, 或者, 也可以在更新 PVR 图像并显示漫游图像时, 每次都执行处理。

[0072] 接着, 使用图 7, 针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 的处理进行说明。图 7 是表示基于第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 的处理的步骤的流程图。如图 7 所示, 在第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 中, 如果是漫游显示模式 (步骤 S101 肯定), 则控制部 17 判定在 MPR 图像中描绘出的管腔的对置的管腔内壁是否设定了 2 个点 (步骤 S102)。

[0073] 在此, 如果设定了 2 点 (步骤 S102 肯定), 则控制部 17 测定 2 点间的距离 (步骤 S103), 并将所设定的 2 点的位置信息和 2 点间的距离的测定结果通知给参数设定部 141。

[0074] 并且, 参数设定部 141 根据所通知的 2 点的位置信息, 计算在体数据中通过设定的 2 点的直线 (步骤 S104)。之后, 参数设定部 141 提取所计算出的直线上的 2 点的距离与 MPR 图像中的 2 点间的距离 (所通知的距离) 相同的阈值 (步骤 S105)。

[0075] 并且, 漫游图像生成部 142 使用根据提取出的阈值而生成的体数据来生成漫游图像 (步骤 S106)。并且, 控制部 17 使所生成的漫游图像显示于监视器 2 (步骤 S107), 结束处理。另外, 当漫游显示模式为 OFF 时, 以及直到在对置的管腔内壁上设定了 2 点, 超声波诊断装置 100 是待机状态 (步骤 S101 否定, 步骤 S102 否定)。

[0076] 如上所述, 根据第 1 实施方式, 参数设定部 141 根据在使用体数据生成的 MPR 图像上描绘出的管腔的信息, 设定用于生成从规定的视点对该管腔的内部进行投影得到的 PVR 图像的画质调整参数 (阈值) 的值。并且, 漫游图像生成部 142 使用所设定的画质调整参数的值生成 PVR 图像。并且, 控制部 17 将 PVR 图像显示于监视器 2。从而, 第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 能够生成与 MPR 图像对应起来的漫游图像并显示, 能够适当地显示漫游图像中的管腔。

[0077] 另外, 根据第 1 实施方式, 参数设定部 141 设定画质调整参数, 以使得针对在 MPR 图像中描绘出的管腔的对置的内壁分别设定的 2 点间的距离、与体数据中的该 2 点间的距离对应。从而, 第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 能够使 MPR 图像中的管腔直径和漫游图像中的管腔直径一致, 能够更适当地显示漫游图像中的管腔。

[0078] 另外, 根据第 1 实施方式, 控制部 17 在漫游图像中, 在与针对在 MPR 图像描绘出的

管腔的对置的内壁分别设定的 2 点对应的位置显示指导。从而,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 能够更清晰地显示 MPR 图像与漫游图像的对应关系。

[0079] (第 2 实施方式)

[0080] 在上述的第 1 实施方式中,针对如下情况进行了说明:在 MPR 图像中描绘出的管腔的对置的内壁上分别设定点,通过测量所设定的 2 点间的距离来测定管腔直径,使 MPR 图像中的管腔直径与漫游图像中的管腔直径一致。在第 2 实施方式中,针对使体数据内的管腔内壁与 MPR 图像上的点一致的情况进行说明。另外,第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置与第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 相比较,只有图 4 所示的参数设定部 141 的处理内容不同。

[0081] 第 2 实施方式所涉及的参数设定部 141 设定画质调整参数,以使得体数据中的管腔的内壁的位置对应于对在二维图像中描绘出的管腔的内壁设定的点。具体而言,参数设定部 141 取得由观察者设定的 MPR 图像上的点的位置信息(坐标)。并且,参数设定部 141 提取使管腔的内壁重叠于体数据所包含的该坐标时的画质调整参数的值,将提取出的画质调整参数的值设定为生成漫游图像时的画质调整参数。

[0082] 图 8A 是表示第 2 实施方式所涉及的管腔内壁的设定的一个例子的图。例如,观察者从正交 3 剖面的 MPR 图像中选择 1 个。并且,如图 8A 所示,观察者对在所选择的 MPR 图像中描绘出的管腔的内壁设定点(图中的 × 标记)。控制部 17 将由观察者设定的点的位置信息通知给参数设定部 141。

[0083] 参数设定部 141 使针对体数据的画质调整参数进行各种变更,提取管腔的内壁重叠于所通知的点的坐标的画质调整参数。另外,预先提取体数据中的管腔区域。图 8B 是用于说明基于第 2 实施方式所涉及的参数设定部 141 的处理的一个例子的图。例如,如图 8B 所示,参数设定部 141 使阈值进行各种变更,提取管腔的内壁重叠于点的坐标的阈值。并且,参数设定部 141 将提取出的阈值设定为生成漫游图像时的阈值。

[0084] 在此,所设定的点除了是 1 个点之外,也可以设定多个点。此时,参数设定部 141 使用各点分别提取阈值,将提取出的阈值的平均值设定为生成漫游图像时的阈值。

[0085] 或者,参数设定部 141 分别针对所设定的多个点分别使管腔内壁近似,使用最小二乘法等计算各点与管腔内壁的距离分别成为最小的阈值。并且,参数设定部 141 将计算出的阈值设定为生成漫游图像时的阈值。

[0086] 接着,使用图 9,针对第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 的处理进行说明。图 9 是表示基于第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 的处理的步骤的流程图。如图 9 所示,在第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 中,如果是漫游显示模式(步骤 S201 肯定),则控制部 17 判定在 MPR 图像中描绘出的管腔内壁是否设定了点(步骤 S202)。

[0087] 在此,如果设定了点(步骤 S202 肯定),则控制部 17 将所设定的点的位置信息通知给参数设定部 141。参数设定部 141 根据所通知的点的位置信息,以管腔内壁重叠于所设定的点的方式生成体数据(步骤 S203)。即,参数设定部 141 使阈值进行各种变更,提取管腔的内壁重叠于点的坐标的阈值。

[0088] 并且,漫游图像生成部 142 使用根据所提取出的阈值生成的体数据生成漫游图像(步骤 S204)。并且,控制部 17 使所生成的漫游图像显示于监视器 2(步骤 S205),结束处理。另外,当漫游显示模式为 OFF 时,以及直到在管腔内壁上设定了点,超声波诊断装置 100

是待机状态（步骤 S201 否定，步骤 S202 否定）。

[0089] 如上所述，根据第 2 实施方式，参数设定部 141 设定画质调整参数，以使得体数据中的管腔的内壁的位置对应于对在 MPR 图像上描绘出的管腔的内壁设定的点。从而，第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 能够进行将 MPR 图像中的管腔内壁的位置与漫游图像中的管腔的内壁的位置建立关联的漫游显示，能够适当地显示漫游图像中的管腔。

[0090] （第 3 实施方式）

[0091] 在上述的第 1 实施方式以及第 2 实施方式中，针对在 MPR 图像上设定点的情况进行了说明。在第 3 实施方式中，针对设定沿着在 MPR 图像中描绘出的管腔内壁的线段的情况进行说明。另外，第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置与第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 相比较，只有图 4 所示的参数设定部 141 的处理内容不同。

[0092] 第 3 实施方式所涉及的参数设定部 141 提取表示在 MPR 图像中描绘出的管腔的内壁的轮廓线，设定画质调整参数，以使得体数据中的管腔的内壁的位置对应于所提取出的轮廓线。具体而言，参数设定部 141 使用边缘检测等来提取在 MPR 图像中描绘出的管腔的内壁的轮廓线。然后，参数设定部 141 取得所提取出的轮廓线的位置信息（构成轮廓线的所有点的坐标）。并且，参数设定部 141 提取使管腔的内壁重叠于体数据所包含的该所有的点的坐标时的画质调整参数的值，将所提取出的画质调整参数的值设定为生成漫游图像时的画质调整参数。

[0093] 图 10 是表示第 3 实施方式所涉及的管腔内壁的设定的一个例子的图。例如，参数设定部 141 从正交 3 剖面的 MPR 图像中选择用于提取轮廓线的图像。然后，如图 10 所示，参数设定部 141 使用边缘检测等提取在选择出的 MPR 图像中描绘出的管腔的内壁的轮廓线。

[0094] 参数设定部 141 使用构成所提取出的轮廓线的各点来分别提取阈值，将所提取出的阈值的平均值设定为生成漫游图像时的阈值。或者，参数设定部 141 分别针对多个点使管腔内壁近似，使用最小二乘法等计算各点与管腔内壁的距离分别成为最小的阈值。然后，参数设定部 141 将计算出的阈值设定为生成漫游图像时的阈值。

[0095] 如上所述，在第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 中，设定画质调整参数，以使得管腔内壁的位置对应于表示管腔内壁的轮廓线。例如，也可以自动地执行第 3 实施方式所涉及的画质调整参数的设定处理，观察者通过第 1 实施方式或者第 2 实施方式所涉及的画质调整参数的设定处理对画质调整参数进行微调。

[0096] 如上所述，根据第 3 实施方式，参数设定部 141 提取表示在 MPR 图像中描绘出的管腔的内壁的轮廓线，设定画质调整参数，以使得体数据中的管腔的内壁的位置对应于所提取出的轮廓线。从而，第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 能够自动地将 MPR 图像中的管腔内壁与漫游图像中的管腔内壁建立关联。

[0097] （第 4 实施方式）

[0098] 另外，以上，针对第 1、2 以及 3 实施方式进行了说明，但除了上述的第 1、2 以及 3 实施方式以外，还可以以各种不同的方式实施。

[0099] 在上述的第 1 实施方式，针对在漫游图像上显示指导的情况进行了说明。然而，实施方式并不限于此，例如，还能够将现时刻显示的漫游图像的视野范围、ALERT 等显示在 MPR 图像上。

[0100] 图 11 是表示第 4 实施方式所涉及的显示例的图。例如，如图 11 所示，控制部 17

将现时刻所显示的漫游图像的视野范围 40 重叠于 MPR 图像来显示。由此,当进行点的重新设定等时,能够对观察者提示合适的点的设定位置。

[0101] 另外,例如,如图 11 所示,控制部 17 使 ALERT 重叠于 MPR 图像来显示。列举一个例子,当观察者设定点时,在对不是管腔内壁的位置(例如,组织内等)设定了点的情况下,如图 11 所示,控制部 17 显示 ALERT。在这种情况下,内部存储部 16 预先存储用于判定是管腔外的亮度的阈值。

[0102] 并且,当由观察者设定了点时,控制部 17 参照阈值,判定该点的亮度是否是管腔外。在此,当判定为所设定的点是管腔外时,控制部 17 在监视器 2 上显示 ALERT。

[0103] 或者,内部存储部 16 预先存储用于判定是管腔的亮度的阈值。并且,当由观察者设定了点时,控制部 17 参照阈值,判定在所设定的点的附近是否存在低于阈值的亮度区域(=管腔)。在此,当所设定的点的附近不存在低于阈值的亮度区域时(即,不存在管腔时),控制部 17 使 ALERT 显示于监视器 2。

[0104] 如上所述,当由观察者设定的点为误设定时,能够通过显示 ALERT,能够切实地显示使 MPR 图像中的管腔内壁和漫游图像中的管腔内壁一致的图像。

[0105] 在上述的第 1~第 3 实施方式中,针对作为画质调整参数使用阈值的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,例如,作为画质调整参数也可以使用透射度、伽马值。另外,所谓透射度是指用于调整图 2 所示的表示阈值与亮度的关系的曲线的倾斜度的参数。另外,所谓伽马值是指用于调整图 2 所示的曲线的倾斜部分的状态(直线状、曲线状等)的参数。

[0106] 在上述的第 1~第 3 实施方式中,针对如下情况进行了说明:通过参数设定部 141 设定画质调整参数(例如,阈值等)的值,使用所设定的画质调整参数的值生成漫游图像,并显示所生成的漫游图像。本实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 还能够手动地对画质调整参数进行微调整。

[0107] 即,输入装置 3 接受用于对由参数设定部 141 设定的画质调整参数的值进一步加以调整的调整指示。在此,输入装置 3 例如是回转式译码器(rotary encoder)、轨迹球、刻度盘、GUI 等,接受增减阈值等画质调整参数的值的调整指示。

[0108] 列举一个例子,首先,参数设定部 141 使用从控制部 17 通知的 MPR 图像上的 2 点间的位置的信息和测量结果,设定画质调整参数(例如,阈值等)的值。然后,漫游图像生成部 142 使用所设定的画质调整参数的值,生成 PVR 图像。控制部 17 在监视器 2 上显示将所生成的 PVR 图像显示为动态图像的漫游图像。

[0109] 在此,观察者能够一边观察所显示的漫游图像一边经由输入装置 3 进行画质调整参数的微调整。即,输入装置 3 接受用于根据观察者所进行的操作增减画质调整参数的值的调整指示。此时,用于增减在输入装置 3 中设定的画质调整参数的值的调整可以是阈值等画质调整参数本身,或者也可以是管腔的壁间的距离。

[0110] 当通过输入装置 3 接受用于增减画质调整参数的值的调整指示时,漫游图像生成部 142 使现时刻设定的画质调整参数的值按所接受的调整指示的量而变化,使用变化后的值生成对管腔内进行投影得到的 PVR 图像。控制部 17 通过重新生成的 PVR 图像将漫游图像显示于监视器 2。

[0111] 在此,当通过漫游图像生成部 142 生成反映了调整指示的 PVR 图像时,根据新的调

整指示估计的管腔的直径应该会变化。因此,当接受了调整指示时,控制部 17 对在 MPR 图像上显示的标记、在 MPR 图像上配置的点的位置也加以调整之后显示于监视器 2。即,控制部 17 使分别针对在正交 3 剖面的 MPR 图像的各个中描绘出的管腔的直径执行了与调整指示对应的调整(直径的增减)而得到的 MPR 图像显示于监视器 2。列举一个例子,当调整了阈值时,控制部 17 使在 MPR 图像上配置的标记、2 点测量用的标记的位置与阈值的调整相符地移动。

[0112] 在此,输入装置 3 还能够接受用于重新在所显示的 MPR 图像上设定 2 点的操作。另外,控制部 17 能够在调整后的 MPR 图像上继续显示最初设定的 2 点,能够使这些点成为其他的颜色,或者使这些点闪烁,或者改变它们大小来进行显示。

[0113] 由此,观察者能够观察管腔被更适当地显示了的漫游图像、MPR 图像。另外,在上述的例子中,针对在 MPR 图像上设定 2 点的情况进行了说明,但同样能够适用于在 MPR 图像上设定 1 点的情况、提取 MPR 图像中的管腔的内壁的轮廓线的情况。

[0114] 另外,当提取管腔的内壁的轮廓线时,输入装置 3 还能够接受 MPR 图像中的内壁的轮廓线的微调整所涉及的调整指示。

[0115] 如上所述,本发明所涉及的超声波诊断装置 100 能够适当地显示漫游图像中的管腔。然而,实施方式并不限于此,例如,对于管腔以外的其他部位也能够一般化地适用。

[0116] 即,在本发明所涉及的超声波诊断装置 100 中,参数设定部 141 设定用于根据在使用三维图像数据生成的二维断层图像中描绘出的部位的信息来生成从规定的视点对该部位进行投影得到的投影图像的画质调整参数的值。并且,图像生成部 14 使用所设定的画质调整参数的值生成投影图像。并且,控制部 17 将投影图像显示于监视器 2。

[0117] 例如,参数设定部 141 使用在胎儿的回波检查中的娃娃脸(baby face)的 MPR 图像中设定的点或轮廓线,设定用于生成 VR 图像的画质调整参数的值。图像生成部 14 使用所设定的画质调整参数的值生成 VR 图像。控制部 17 将所生成的 VR 图像显示于监视器 2。在此,输入装置 3 与上述相同,能够接受用于对画质调整参数进行微调整的调整指示。

[0118] 上述的例子仅仅是一个例子,实施方式并不限于此。即,在超声波诊断装置 100 中,能够对各种情况(situation)适用上述的方法。例如,参数设定部 141 使用在肝脏的 MPR 图像设定的点、轮廓线,设定用于生成肝脏表面的 VR 图像的画质调整参数的值。并且,图像生成部 14 使用所设定的画质调整参数的值生成 VR 图像。并且,控制部 17 将所生成的 VR 图像显示于监视器 2。

[0119] 在上述的第 1~第 3 实施方式中,针对超声波诊断装置设定画质调整参数的情况进行了说明,但上述的处理也可以通过工作站(work station)等图像处理装置来执行。在这种情况下,例如,经由网络与超声波诊断装置、图像保管装置等连接的工作站从超声波诊断装置、图像保管装置等取得体数据。并且,工作站使用所取得的体数据执行上述的处理。

[0120] 如以上说明的那样,根据第 1 实施方式、第 2 实施方式、第 3 实施方式以及第 4 实施方式,本实施方式的超声波诊断装置、图像处理装置以及程序能够适当地显示漫游图像中的管腔。

[0121] 虽然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。这些实施方式或其变形与包含于发明的

范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

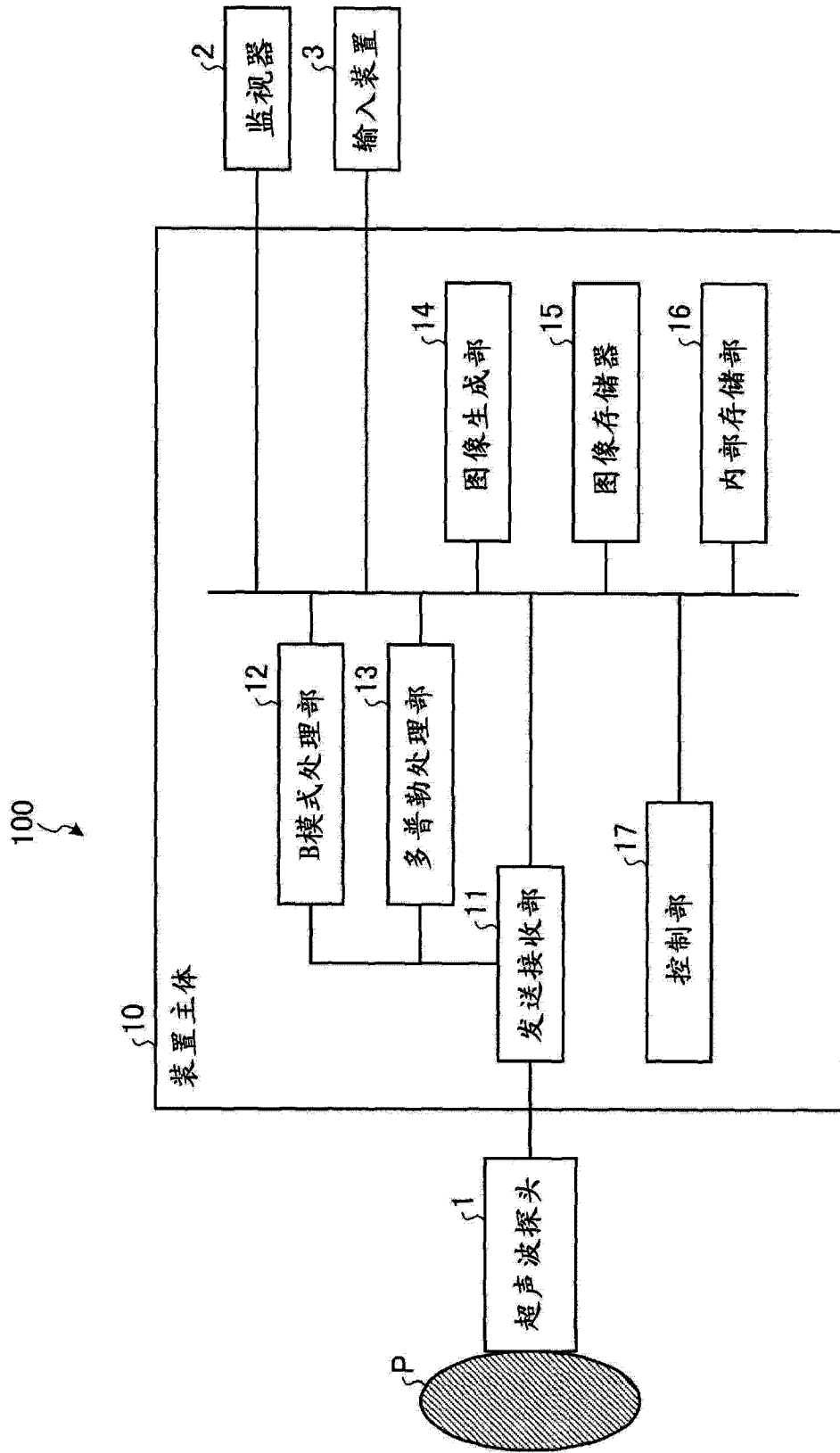


图 1

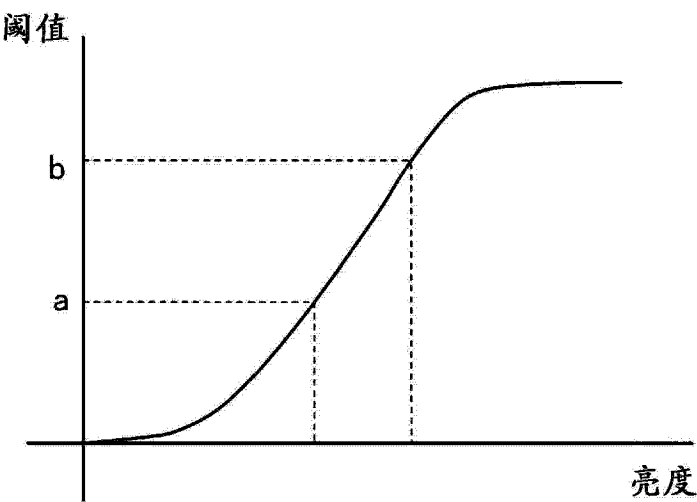


图 2

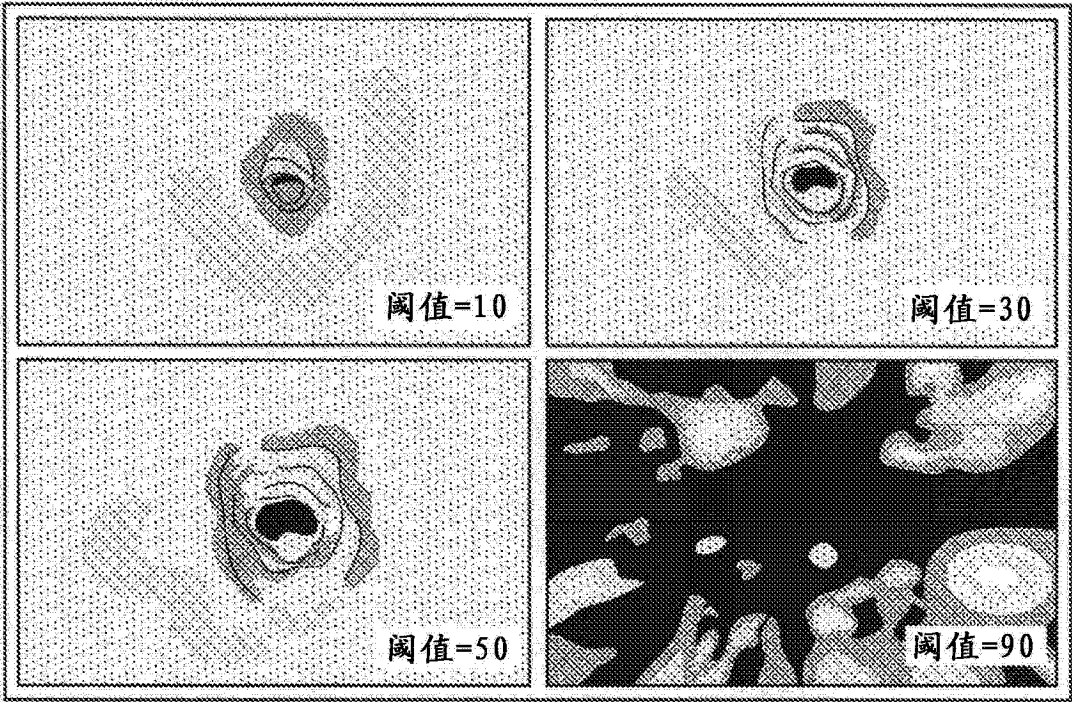


图 3

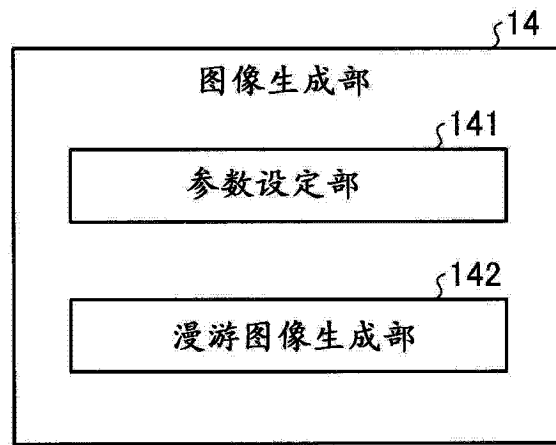


图 4

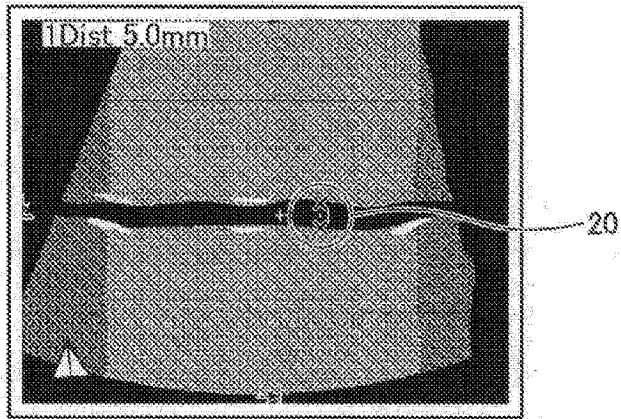


图 5A

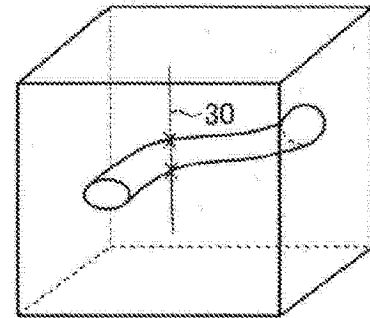


图 5B

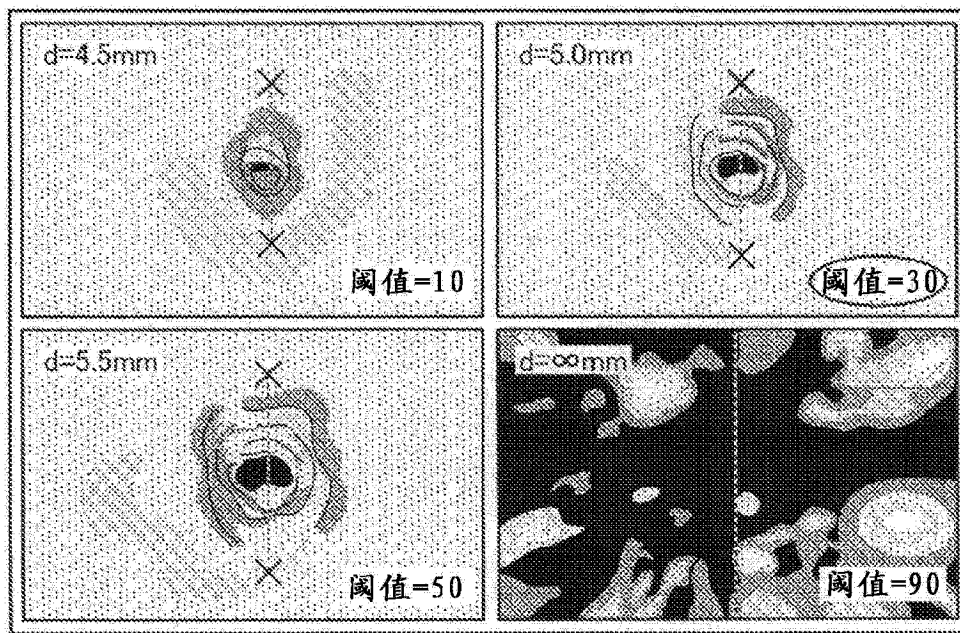


图 5C

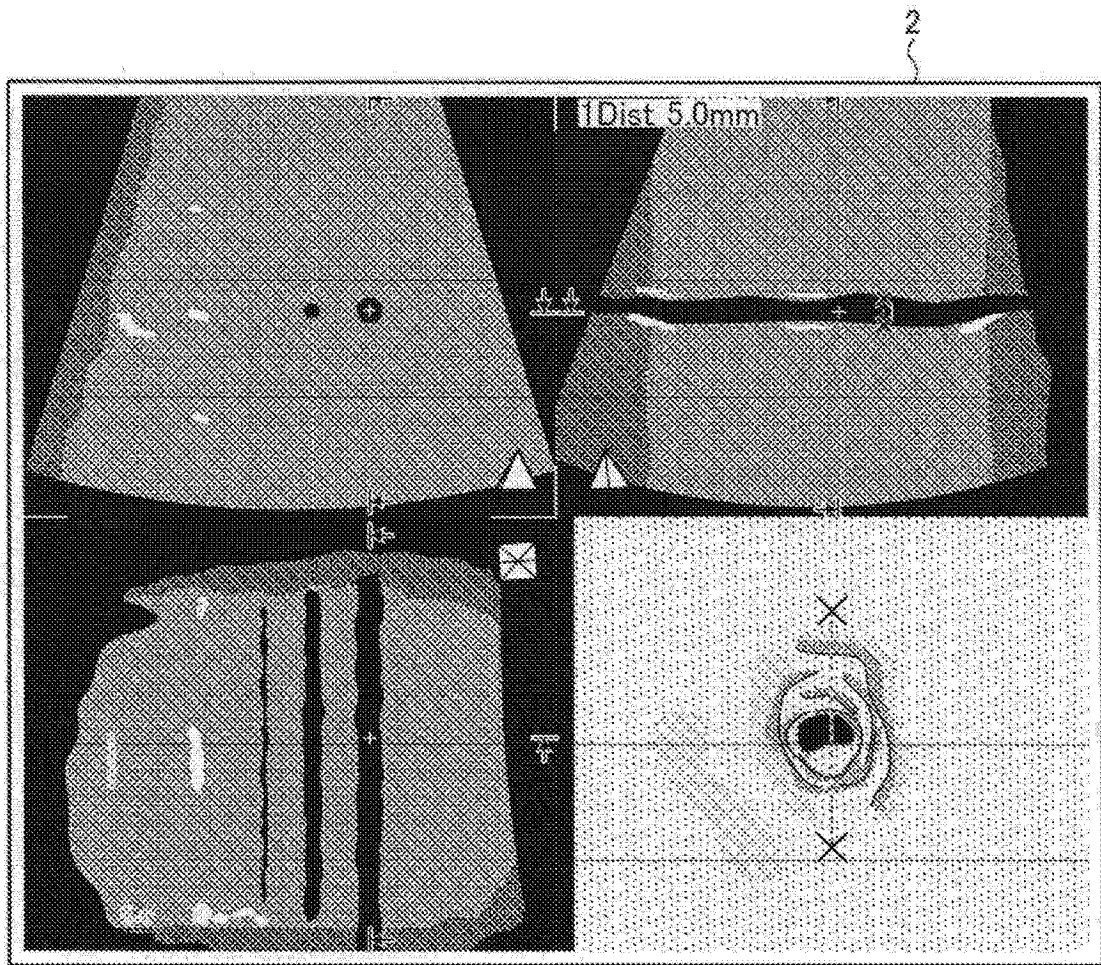


图 6

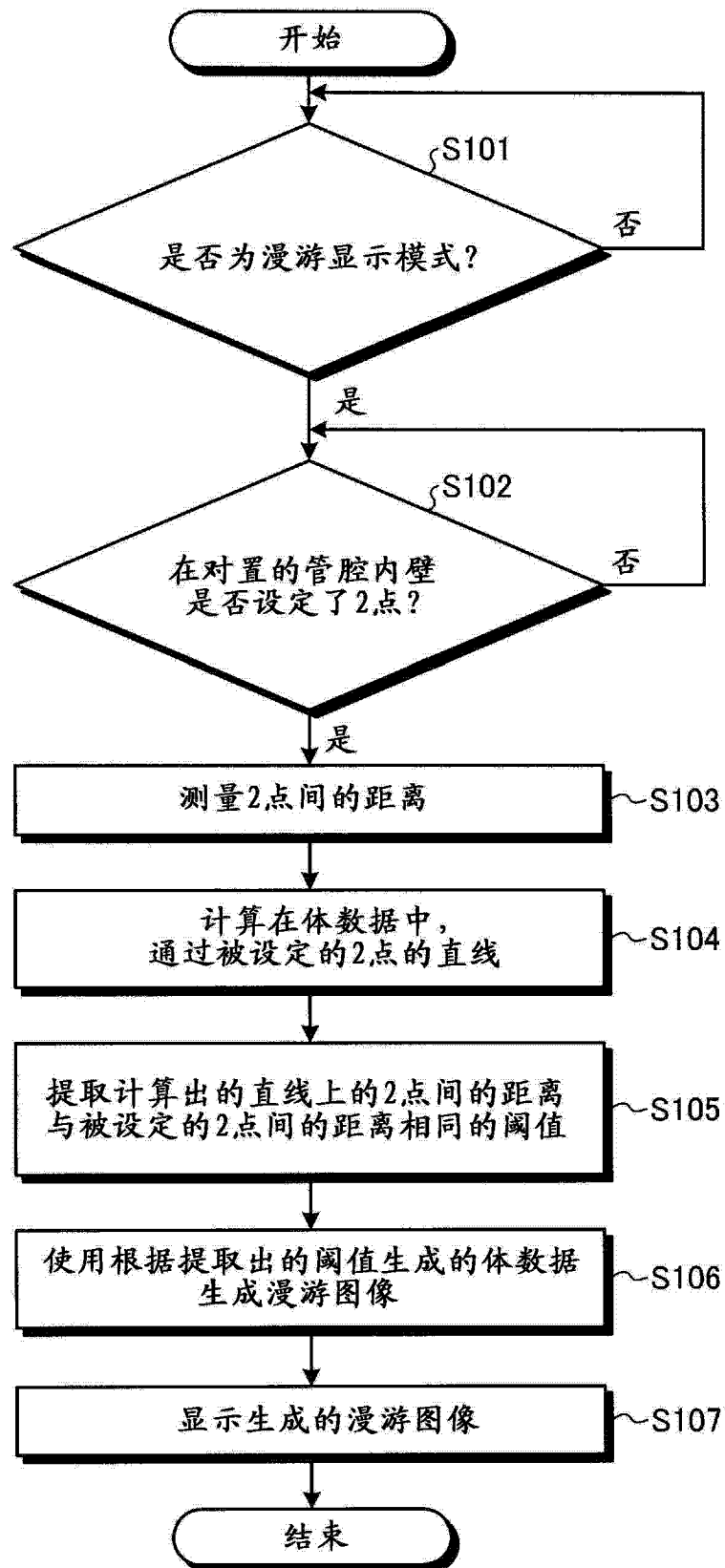


图 7

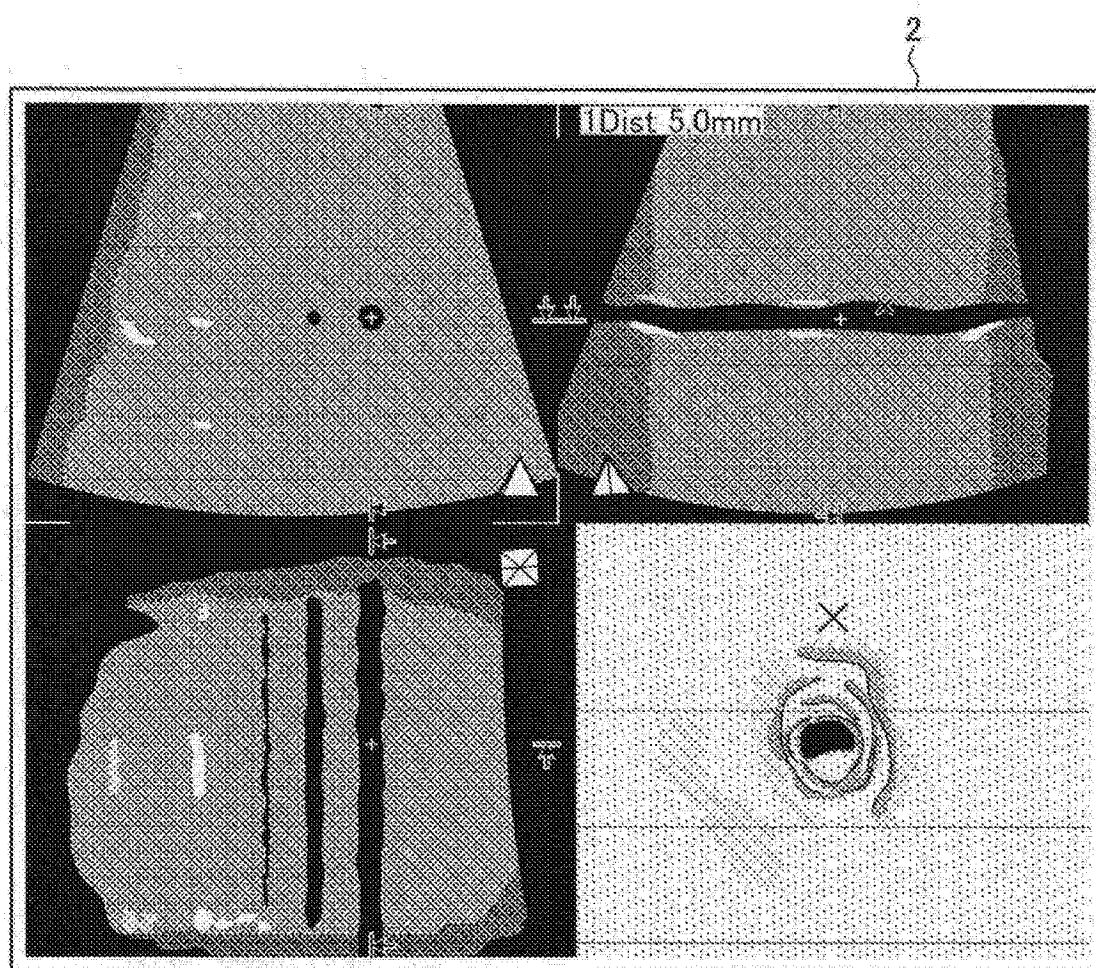


图 8A

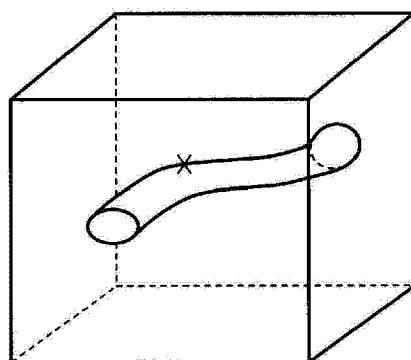


图 8B

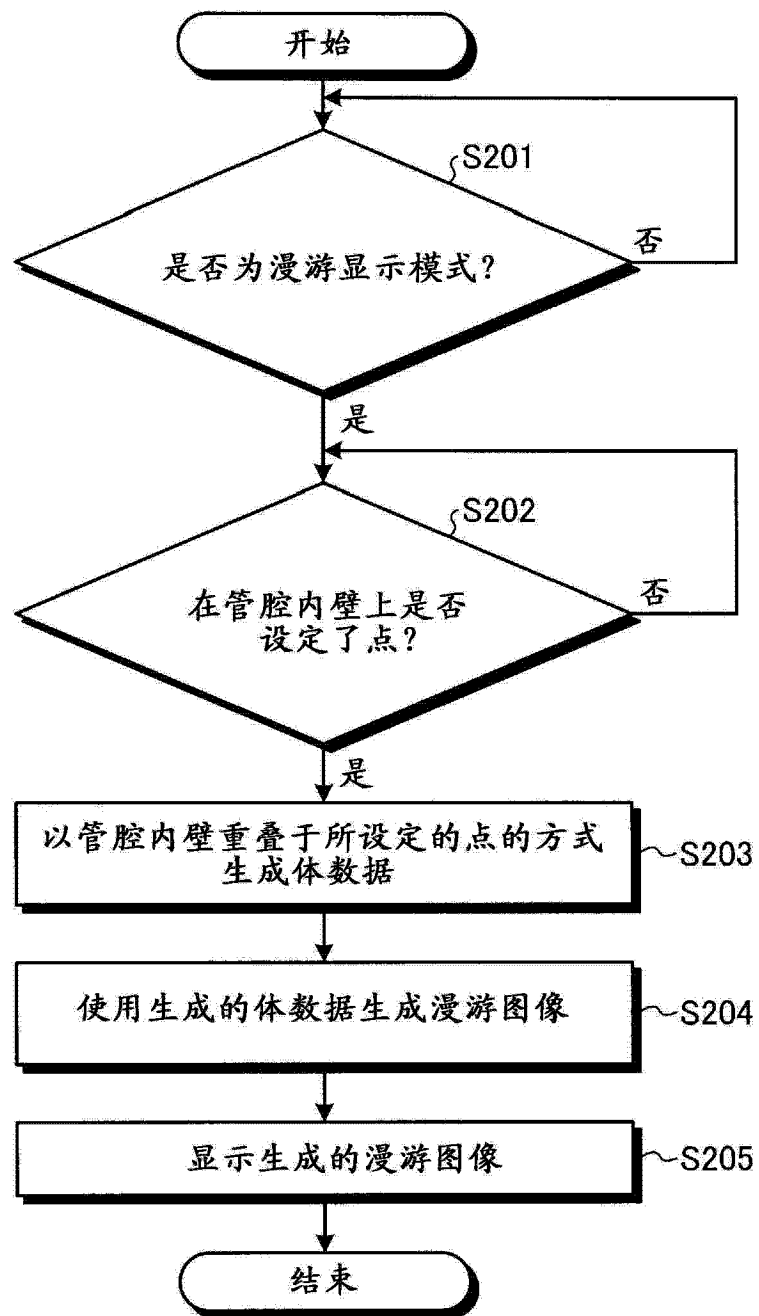


图 9

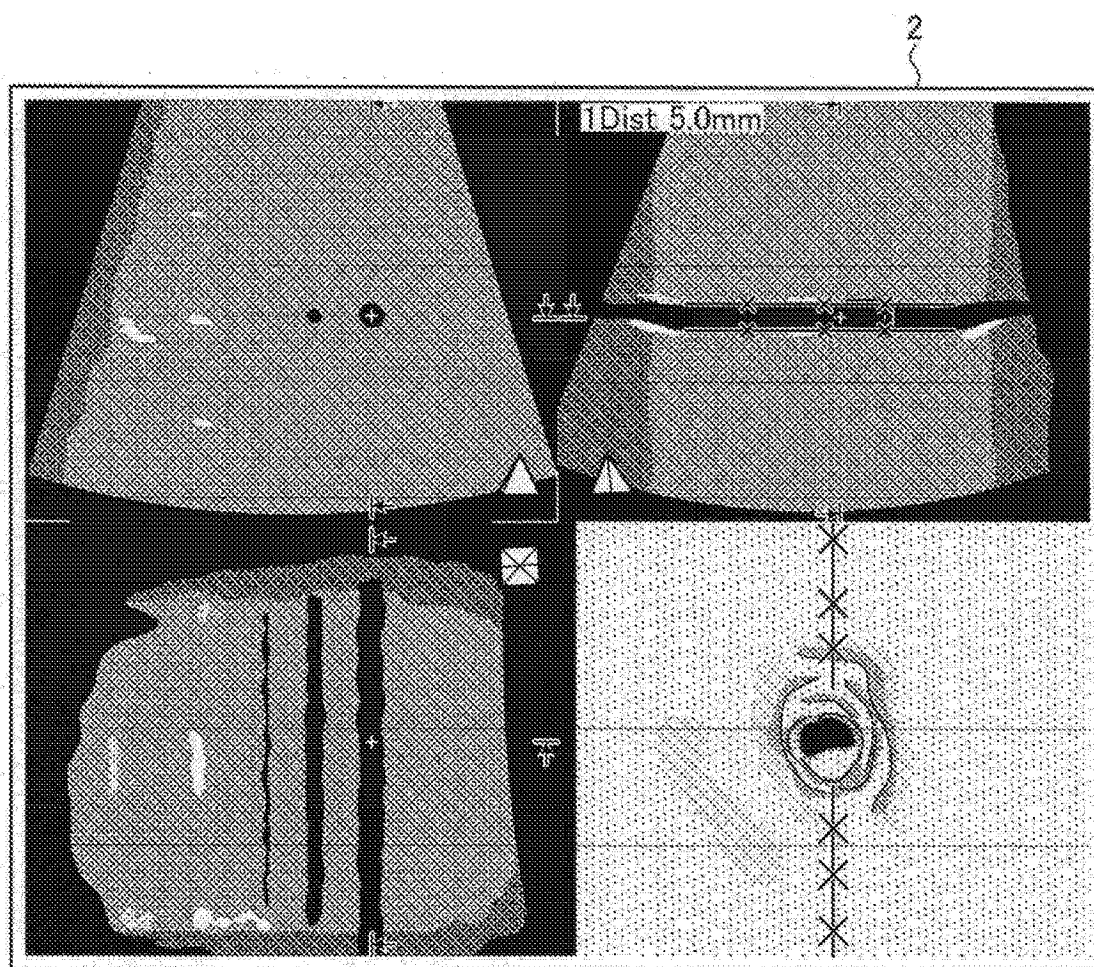


图 10

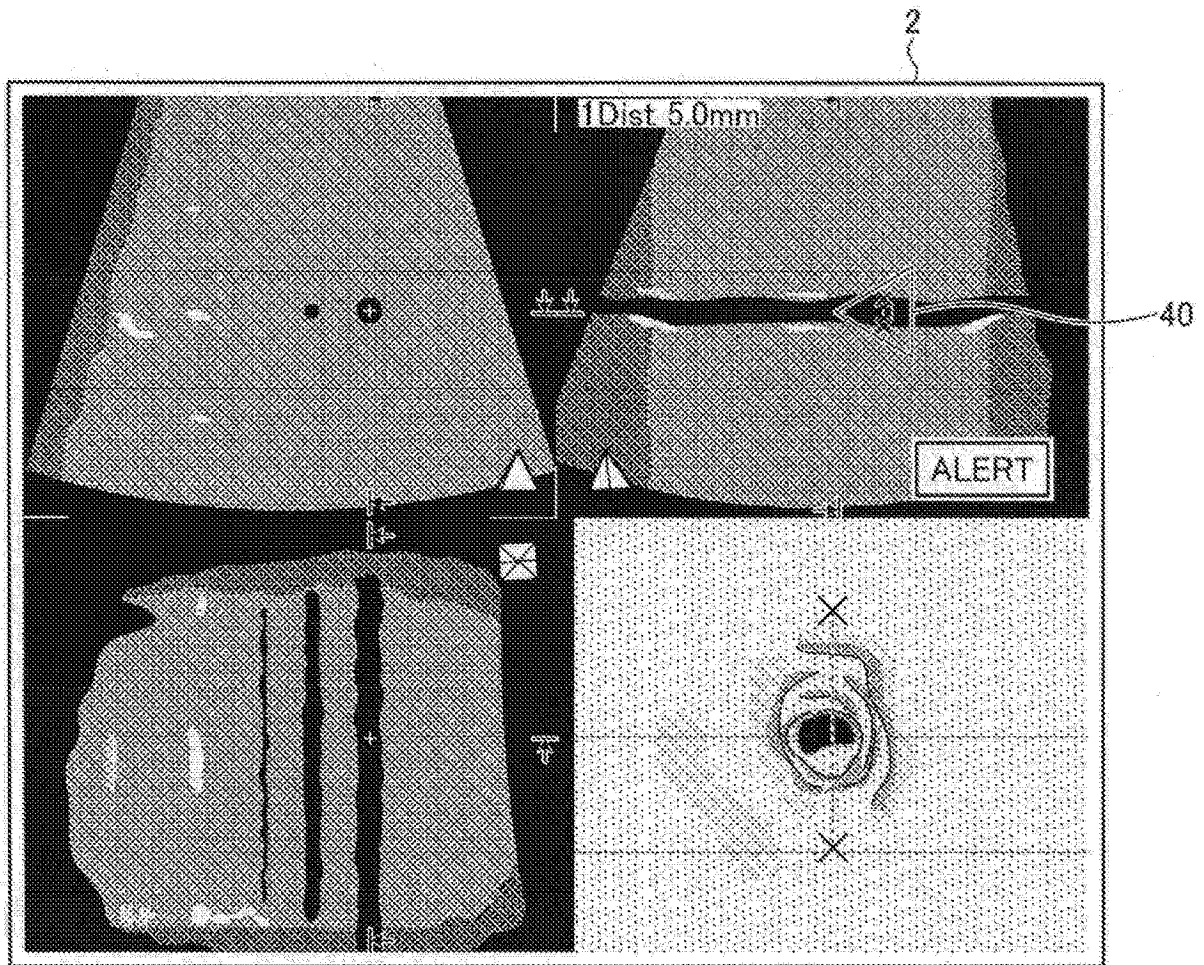


图 11

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及程序		
公开(公告)号	CN104066380A	公开(公告)日	2014-09-24
申请号	CN201380006320.1	申请日	2013-02-01
[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 赤木和哉 大森慈浩 松永智史 东哲也		
发明人	田中豪 赤木和哉 大森慈浩 松永智史 东哲也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/488 G01S7/52068 A61B8/463 G01S15/8979 A61B8/5238 A61B8/523 G01S15/8993 G01S7/52074 G01S7/52073 A61B8/483 A61B8/14 G01S15/8925 G06T2210/41 G06T19/003		
代理人(译)	陈华成		
优先权	2012019537 2012-02-01 JP 2013018729 2013-02-01 JP		
其他公开文献	CN104066380B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及程序。根据实施方式，超声波诊断装置具备参数设定部(141)、漫游图像生成部(142)、以及控制部(17)。参数设定部(141)根据使用体数据生成的MPR图像中描绘出的管腔的信息，设定用于生成从规定的视点对该管腔的内部进行投影得到的PVR图像的画质调整参数的值。漫游图像生成部(142)使用所设定的画质调整参数的值生成PVR图像。并且，控制部(17)将PVR图像显示在监视器上。

