



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103429162 A

(43) 申请公布日 2013. 12. 04

(21) 申请号 201380000553. 0

代理人 舒艳君 李洋

(22) 申请日 2013. 03. 25

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/06 (2006. 01)

2012-070207 2012. 03. 26 JP

2013-062840 2013. 03. 25 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 07. 19

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2013/058651 2013. 03. 25

(87) PCT申请的公布数据

W02013/146716 JA 2013. 10. 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 佐藤俊介 小林丰 藤井友和

小笠原胜 福田省吾

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

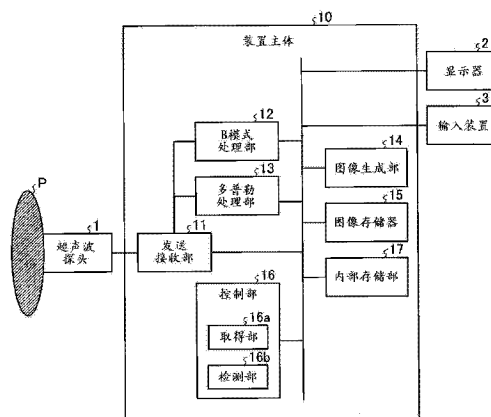
权利要求书2页 说明书16页 附图14页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理
方法

(57) 摘要

实施方式的超声波诊断装置具备取得部(16a)和检测部(16b)。取得部(16a)取得表示与在利用超声波进行了三维扫描后的区域内流动的流体相关的流体信息的流体体数据。检测部(16b)使用上述流体信息检测在上述区域内流体所存在的区域,并使用该检测出的区域来检测图像处理对象的体数据中的管腔的内腔区域。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

取得部,其取得表示与在利用超声波进行了三维扫描后的区域内流动的流体相关的流体信息的流体体数据;和

检测部,其使用上述流体信息来检测在上述区域内流体所存在的区域,并使用该检测出的区域来检测图像处理对象的体数据中的管腔的内腔区域。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述取得部还取得表示上述区域内的组织形状的组织体数据作为上述图像处理对象的体数据,

上述检测部使用上述流体信息来检测在上述区域内流体所存在的区域,并使用该检测出的区域来检测上述组织体数据所包含的管腔的内腔区域。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

上述超声波诊断装置还具备图像生成部,上述图像生成部根据上述检测部检测出的上述内腔区域,将从设定在上述管腔的内部对视点对上述组织体数据进行投影而得到的投影像生成为显示于规定的显示部的图像数据。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中,

上述图像生成部从将上述内腔区域从上述组织体数据中除去后的数据中提取上述管腔的中心线,并将使视点沿着该中心线移动后的多个投影像生成为动态显示于上述规定的显示部的图像数据组。

5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

上述取得部在不同时期分别连续收集上述组织体数据和上述流体体数据的情况下,使用收集到数据的被检体的生物体信号来取得同一时相的组织体数据和流体体数据,

上述检测部使用上述同一时相的组织体数据和流体体数据来进行上述内腔区域的检测。

6. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

上述取得部取得利用超声波对上述区域进行三维扫描而生成的组织体数据作为上述组织体数据。

7. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

上述取得部取得由与超声波诊断装置不同种类的医用图像诊断装置对上述区域进行三维摄影而生成的组织体数据作为上述组织体数据,

上述检测部在进行了上述流体体数据与上述组织体数据的位置对准之后,检测上述组织体数据所包含的管腔的内腔区域。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

在使用上述流体体数据作为上述图像处理对象的体数据的情况下,上述检测部将上述区域内流体所存在的区域作为上述流体体数据中的管腔的内腔区域来检测出,

上述超声波诊断装置还具备图像生成部,上述图像生成部除去上述检测部所检测出的上述内腔区域,并根据上述检测部所检测出的上述内腔区域,至少对上述管腔的内壁赋予规定的亮度值,根据上述流体体数据生成疑似体数据,并将从设定在上述管腔的内部对视点对上述疑似体数据进行投影而得到的投影像生成为显示于规定的显示部的图像数据。

9. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置,其中,

上述图像生成部从上述疑似体数据中提取上述管腔的中心线,并将使视点沿着该中心线移动后的多个投影像生成为动态显示于上述规定的显示部的图像数据组。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述检测部还计算与上述内腔区域的中心线正交的多个剖面各自中的该内腔区域的面积,并将计算出的面积与根据周围的剖面计算出的面积进行比较而得到的不同的剖面检测为异常剖面。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其中,

上述超声波诊断装置还具备图像生成部,上述图像生成部使用上述异常剖面,并根据上述图像处理对象的体数据生成显示于规定的显示部的图像数据。

12. 一种图像处理装置,具备:

取得部,其取得表示与在利用超声波进行了三维扫描的区域内流动的流体相关的流体信息的流体体数据;

检测部,其使用上述流体信息来检测在上述区域内流体所存在的区域,并使用该检测出的区域来检测图像处理对象的体数据中的管腔的内腔区域。

13. 一种图像处理方法,包括:

取得部取得表示与在利用超声波进行了三维扫描的区域内流动的流体相关的流体信息的流体体数据,

检测部使用上述流体信息来检测在上述区域内流体所存在的区域,并使用该检测出的区域来检测图像处理对象的体数据中的管腔的内腔区域。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

背景技术

[0002] 以往,作为能够观察管腔内的显示方法的一个例子,已知有使用包含管腔状组织的三维医用图像数据(体数据)的虚拟内视镜(VE:Virtual Endoscopy)图像的虚拟漫游(Flythrough)显示。VE图像是通过使用在管腔内设定的视点以及视线方向的透视投影法,根据体数据生成的图像。另外,虚拟漫游显示是通过沿着管腔的中心线(芯线)移动视点,从而动态图像显示视点位置不同的VE图像的显示方法。虚拟漫游显示主要对于由X射线CT(Computed Tomography)装置、磁共振成像(MRI:Magnetic Resonance Imaging)装置等取得的包含大肠等消化器官的体数据进行。

[0003] 另外,近年来,通过能够进行超声波的三维扫描的超声波探头,大致实时沿着时间序列生成体数据的超声波诊断装置正被实用化。因此,即使在超声波检查的领域中,也正在导入使用包含管腔状组织的B模式体数据的虚拟漫游显示。但是,超声波诊断装置由于其性质而不适合没有被水分或实质充满的消化器官等脏器的观察。因此,基于超声波诊断装置的虚拟漫游显示的适用范围变为被血液充满的血管、或被胆汁充满的胆管等、被流体充满的管腔。

[0004] 超声波诊断装置与X射线CT装置、MRI装置等其他医用图像诊断装置相比较,其对细微结构物的描绘能力卓越,因而在以血管为中心的循环器系统的观察中是有用的医用图像诊断装置。例如,使用超声波诊断装置的血管的虚拟漫游显示作为循环器疾患,尤其为血管狭窄、血管瘤的新的观察方法是有用的。在此,在进行管腔的虚拟漫游显示时,管腔的内壁成为渲染对象亦即剪切区域。

[0005] 但是,超声波图像(B模式图像)与X射线CT图像或MRI图像等其他医用图像相比较,结构物间的轮廓模糊的趋势强。因此,如果管腔的粗度不在某程度以上,则难以通过使用程序的自动处理来根据B模式体数据对管腔的内腔区域进行检测。因此,目前,超声波诊断装置中的虚拟漫游显示限定于具有某程度的粗度的管状组织,难以适用于细的管状组织。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本特开2000-132664号公报

发明内容

[0009] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够容易地检测管腔的内腔区域的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

[0010] 实施方式的超声波诊断装置具备取得部和检测部。取得部取得表示与在利用超声波进行三维扫描后的区域内流动的流体相关的流体信息的流体体数据。检测部使用上述流

体信息来检测在上述区域内存在流体的区域,使用该检测出的区域,检测图像处理对象的体数据中的管腔的内腔区域。

附图说明

- [0011] 图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成例的框图。
- [0012] 图 2 是用于说明第 1 实施方式所涉及的检测部的图(1)。
- [0013] 图 3 是用于说明第 1 实施方式所涉及的检测部的图(2)。
- [0014] 图 4 是用于说明第 1 实施方式所涉及的检测部的图(3)。
- [0015] 图 5 是用于说明第 1 实施方式所涉及的检测部的图(4)。
- [0016] 图 6 是用于说明第 1 实施方式所涉及的图像生成部的图(1)。
- [0017] 图 7A 是用于说明第 1 实施方式所涉及的图像生成部的图(2)。
- [0018] 图 7B 是用于说明第 1 实施方式所涉及的图像生成部的图(3)。
- [0019] 图 7C 是用于说明第 1 实施方式所涉及的图像生成部的图(4)。
- [0020] 图 8 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理例的流程图。
- [0021] 图 9 是表示第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成例的框图。
- [0022] 图 10 是用于说明第 2 实施方式所涉及的取得部以及检测部的图。
- [0023] 图 11 是用于说明第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理例的流程图。
- [0024] 图 12 是用于说明第 3 实施方式所涉及的检测部的图。
- [0025] 图 13 是用于说明第 3 实施方式所涉及的图像生成部的图(1)。
- [0026] 图 14 是用于说明第 3 实施方式所涉及的图像生成部的图(2)。
- [0027] 图 15 是用于说明第 3 实施方式所涉及的图像生成部的图(3)。
- [0028] 图 16 是用于说明第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理例的流程图。
- [0029] 图 17 是用于说明第 1 变形例的图。
- [0030] 图 18 是用于说明第 2 变形例的图。

具体实施方式

[0031] 以下,参照附图,详细地说明超声波诊断装置的实施方式。

[0032] (第 1 实施方式)

[0033] 首先,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成进行说明。图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成例的框图。如图 1 所示例的那样,本实施方式所涉及的超声波诊断装置具有超声波探头 1、显示器 2、输入装置 3、装置主体 10。

[0034] 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 的反射波并将该反射波转换成电信号。另外,超声波探头 1 具有设置于压电振子的匹配层、防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料。另外,超声波探头 1 以装卸自如的方式被连接于装置主体 10。

[0035] 如果从超声波探头 1 向被检体 P 发送超声波,则被发送的超声波在被检体 P 的体内组织中的声阻抗不连续面相继被反射,作为反射波信号而被超声波探头 1 所具有的多个压电振子接收。所接收的反射波信号的振幅取决于反射超声波的不连续面的声阻抗的差。

另外,所发送的超声波脉冲被正在移动的血流、心脏壁等表面反射时的反射波信号由于多普勒效应而取决于针对移动体的超声波发送方向的速度分量,并接受频移。

[0036] 在此,第1实施方式所涉及的超声波探头1是能够通过超声波对被检体P进行二维扫描,并且能够对被检体P进行三维扫描的超声波探头。具体而言,第1实施方式所涉及的超声波探头1是能够通过配置成一系列的多个压电振子,对被检体P进行二维扫描,并且通过使多个压电振子以规定的角度(摆动角度)摆动,从而对被检体P进行三维扫描的机械4D探头。或者、第1实施方式所涉及的超声波探头1是能够通过多个压电振子被配置成矩阵状,从而对被检体P进行三维超声波扫描的2D探头。另外,2D探头还能够通过会聚并发送超声波来对被检体P进行二维扫描。

[0037] 输入装置3具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸指令屏、脚踏开关、轨迹球、操纵杆等,其接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定要求,对于装置主体10转送所接受的各种设定要求。

[0038] 显示器2显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置3输入各种设定要求的GUI(Graphical User Interface)、或者显示在装置主体10中生成的超声波图像等。

[0039] 装置主体10是根据超声波探头1接收到的反射波信号来生成超声波图像数据的装置。具体而言,第1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来生成三维的超声波图像数据的装置。以下,将三维的超声波图像数据记作“体数据”。

[0040] 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、控制部16、内部存储部17。

[0041] 发送接收部11具有脉冲发生器、发送延迟部以及脉冲发生器等,其向超声波探头1供给驱动信号。脉冲发生器以规定的速率频率,反复发生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,发送延迟部对脉冲发生器所发生的各速率脉冲赋予将从超声波探头1发生的超声波会聚成束状、且决定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外,脉冲发生器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,发送延迟部通过使对于各速率脉冲赋予的延迟时间发生变化,来任意地调整从压电振子面发送的超声波的发送方向。

[0042] 另外,发送接收部11为了根据后述的控制部16的指示,执行规定的扫描序列而具有能够瞬间变更发送频率、发送驱动电压等功能。特别是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、或者能够对多个电源单元进行电切换的机构来实现。

[0043] 另外,发送接收部11具有前置放大器、A/D(Analog/Digital)转换器、接收延迟部、加法器等,其对超声波探头1接收到的反射波信号进行各种处理以生成反射波数据。前置放大器按每个信道对反射波信号进行放大。A/D转换器对放大后的反射波信号进行A/D转换。接收延迟部赋予决定接收指向性所需的延迟时间。加法器对由接收延迟部处理后的反射波信号进行加法处理来生成反射波数据。通过加法器的加法处理,来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量被增强,根据接收指向性和发送指向性而形成超声波发送接收的综合波束。

[0044] 第1实施方式所涉及的发送接收部11为了对被检体P进行三维扫描,从超声波探

头 1 发送三维超声波束。并且,第 1 实施方式所涉及的发送接收部 11 根据超声波探头 1 接收到的三维反射波信号生成三维反射波数据。

[0045] 另外,关于来自发送接收部 11 的输出信号的形态能够选择被称为 RF (Radio Frequency) 信号的包含相位信息的信号、包络线检波处理后的振幅信息等各种形态。

[0046] 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,来生成信号强度以亮度的明暗来表现的数据(B 模式数据)。

[0047] 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,提取出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速度、分散、能量等移动体信息的数据(多普勒数据)。本实施方式的移动体是在管腔内流动的血液等流体。

[0048] 另外,第 1 实施方式所涉及的 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 能够针对二维反射波数据以及三维反射波数据这两方进行处理。即,B 模式处理部 12 根据二维反射波数据生成二维 B 模式数据,根据三维反射波数据生成三维 B 模式数据。另外,多普勒处理部 13 根据二维反射波数据生成二维多普勒数据,根据三维反射波数据生成三维多普勒数据。三维 B 模式数据成为被分配了与分别位于设定在三维扫描范围内的各扫描线上的多个点的反射源的反射强度对应的亮度值的数据。另外,三维多普勒数据成为分别对设定在三维扫描范围内的各扫描线上的多个点分配了与血流信息(速度、分散、能量)的值对应的亮度值的数据。

[0049] 图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 生成的数据来生成超声波图像数据。即,图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 生成的二维 B 模式数据来生成由亮度表现反射波的强度的 B 模式图像数据。B 模式图像数据成为描绘出被进行了超声波扫描的区域内的组织形状的数据。另外,图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 生成的二维多普勒数据来生成表示移动体信息的多普勒图像数据。多普勒图像数据是速度图像、分散图像、能量图像、或者是这些组合后的图像。多普勒图像数据成为表示与在被进行了超声波扫描的区域内流动的流体相关的流体信息的数据。

[0050] 在此,一般而言,图像生成部 14 将超声波扫描的扫描线信号序列转换(扫描转换)成电视等所代表的视频格式的扫描线信号序列,生成显示用超声波图像数据。具体而言,图像生成部 14 通过根据由超声波探头 1 进行的超声波的扫描方式进行坐标转换,从而生成显示用超声波图像数据。另外,图像生成部 14 除了扫描转换以外还进行各种图像处理,例如,进行使用扫描转换后的多个图像帧来对亮度的平均值图像进行再生成的图像处理(平滑化处理)、在图像内使用微分滤波器的图像处理(边缘增强处理)等。另外,图像生成部 14 将各种参数的文字信息、刻度、体位标记等合成于超声波图像数据。

[0051] 即,B 模式数据以及多普勒数据是扫描转换处理前的超声波图像数据,图像生成部 14 生成的数据是扫描转换处理后的显示用超声波图像数据。另外,B 模式数据以及多普勒数据也被称为原始数据(Raw Data)。另外,三维 B 模式数据以及三维 B 模式数据还被称为体数据。

[0052] 另外,图像生成部 14 通过对 B 模式处理部 12 所生成的三维 B 模式数据进行坐标转换,来生成三维 B 模式图像数据。另外,图像生成部 14 通过对多普勒处理部 13 所生成的三维多普勒数据进行坐标转换,来生成三维多普勒图像数据。即,图像生成部 14 将“三维 B

模式图像数据或三维多普勒图像数据”生成为“三维超声波图像数据亦即体数据”。以下，将三维 B 模式图像数据记作 B 模式体数据，将三维多普勒图像数据记作多普勒体数据。B 模式体数据为表示利用超声波进行了三维扫描的区域内的组织形状的组织体数据。另外，多普勒体数据成为表示与在利用超声波进行了三维扫描的区域流动的流体相关的流体信息的流体体数据。

[0053] 另外，图像生成部 14 为了生成用于使体数据显示在显示器 2 上的各种二维图像数据，对体数据进行渲染处理。作为图像生成部 14 进行的渲染处理，存在进行剖面重建法(MPR:Multi Planer Reconstruction)来根据体数据生成 MPR 图像数据的处理。另外，作为图像生成部 14 进行的渲染处理，存在对体数据进行“Curved MPR:”的处理、对体数据进行“Maximum Intensity Projection”的处理。

[0054] 另外，作为图像生成部 14 进行的渲染处理，存在生成反映出三维信息的二维图像数据的体渲染(VR:Volume Rendering)处理。例如，作为体渲染处理，图像生成部 14 能够通过进行透视投影(Perspective Projection)法来生成虚拟漫游显示用的虚拟内视镜(VE)图像。

[0055] 在此，针对使用多普勒数据的图像的显示方法进行说明。使用多普勒数据的图像的显示方法一般被大致分为彩色多普勒法(CDI:Color Doppler Imaging)和能量多普勒法(PDI:Power Doppler Imaging)。在彩色多普勒法中，图像生成部 14 根据血流的方向以及血流的速度来生成使色调发生变化的彩色多普勒图像数据。例如，图像生成部 14 生成将朝向超声波探头 1 的方向的血流根据血流速度的大小分配红色(从红到黄)的色调，而将从超声波探头 1 远离的方向的血流根据血流速度的大小分配蓝色(从蓝到蓝绿)的色调的彩色多普勒图像数据。另外，在彩色多普勒法中，图像生成部 14 有时还生成用于进行对速度信息组合分散信息而得的速度一分散显示的彩色多普勒图像数据。

[0056] 另外，在能量多普勒法中，图像生成部 14 根据多普勒信号的强度亦即能量的值，例如，生成使红色的色调、亮度、或者彩度发生变化的能量图像数据。

[0057] 在以三维扫描进行彩色多普勒法时，图像生成部 14 根据三维多普勒数据生成彩色多普勒体数据作为多普勒体数据。另外，在以三维扫描进行能量多普勒法时，图像生成部 14 根据三维多普勒数据生成将多普勒信号的强度亦即能量的值映射到三维空间上后的能量体数据作为多普勒体数据。另外，在三维扫描沿着时间序列反复进行时，图像生成部 14 沿着时间序列依次生成彩色多普勒体数据、能量体数据。

[0058] 另外，在彩色多普勒法中，存在血流的范围的检测精度取决于血流方向与超声波探头 1 的相对位置。具体而言，在彩色多普勒法中，与超声波束的方向正交的方向的血流的检测精度降低。另一方面，在能量多普勒法中，不能够检测与血流的方向、速度相关的信息，但能够不取决于血流方向与超声波探头 1 的相对位置而检测存在血流的范围。

[0059] 另外，多普勒图像数据通常重叠于 B 模式图像数据，在显示器 2 输出。发送接收部 11 在二维扫描或三维扫描中，并行以 1 根扫描线进行 1 次超声波束的发送接收的 B 模式用的扫描、和以 1 根扫描线进行多次超声波束的发送接收的多普勒模式用的扫描。多普勒处理部 13 通过对同一扫描线的多个反射波数据进行 MTI 滤波处理、自相关运算处理、速度·分散·能量推定处理，来生成多普勒数据。

[0060] 图 1 所示的图像存储器 15 是存储图像生成部 14 所生成的显示用图像数据的存储

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。图像存储器 15 所存储的 B 模式数据、多普勒数据例如能够在诊断之后由操作者调出,并经由图像生成部 14 而成为显示用超声波图像数据。

[0061] 内部存储部 17 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、医师意见等)、诊断协议、各种体位标记等各种数据。另外,内部存储部 17 根据需要还能够用于图像存储器 15 所存储的图像数据的保管等。另外,内部存储部 17 所存储的数据能够经由未图示的接口向外部的装置转送。

[0062] 控制部 16 控制超声波诊断装置的处理整体。具体而言,控制部 16 根据经由输入装置 3 由操作者输入的各种设定要求、从内部存储部 17 读入的各种控制程序以及各种数据,来控制发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14 的处理。另外,控制部 16 进行控制以使得图像存储器 15、内部存储部 17 所存储的显示用超声波图像数据显示于显示器 2。另外,如图 1 所示,第 1 实施方式所涉及的控制部 16 具有取得部 16a 以及检测部 16b。针对取得部 16a 以及检测部 16b,之后详细叙述。

[0063] 以上,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体构成进行了说明。在该构成下,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置对包含被流体充满的管腔的区域进行三维扫描来生成 B 模式体数据。作为被流体充满的管腔,有血管、胆管、淋巴腺等。另外,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置使用 B 模式体数据来生成用于观察管腔的内壁的各种图像数据。例如,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置沿着管腔的中心线(芯线),通过依次生成及显示沿着管腔的中心线(芯线)移动视点从而视点位置不同的 VE 图像,来进行管腔的虚拟漫游显示。通过进行虚拟漫游显示,从而操作者不用对被检体 P 插入内视镜、或者在血管内超声波检查(IVUS:intravascular ultrasound)中将振子导管插入被检体 P 的血管,就能够从内侧观察管腔。在此,在进行管腔的虚拟漫游显示时,管腔的内壁成为渲染对象亦即剪切区域。

[0064] 但是,B 模式的图像与 X 射线 CT 图像、MRI 图像等其他医用图像相比较,其结构物间的轮廓模糊的趋势强。因此,如果管腔的粗度不在某程度上,则难以通过使用程序的自动处理来根据 B 模式体数据检测管腔的内腔区域。特别是在是基于心脏跳动的活用剧烈的血管的情况下,血管的轮廓大多数情况下更模糊。因此,目前,如果管腔的粗度不在某程度上,就不能够检测剪切区域。因此,以往的超声波诊断装置中的虚拟漫游显示限定于具有某程度的粗度的管状组织,难以适用于细的管状组织。

[0065] 因此,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置为了容易地检测管腔的内腔区域,进行以下说明的取得部 16a 以及检测部 16b 的处理。

[0066] 取得部 16a 取得表示与在利用超声波进行了三维扫描后的区域内流动的流体相关的流体信息的流体体数据。然后,检测部 16b 使用流体信息来检测在区域内流体存在的区域,使用该检测出的区域,来检测图像处理对象的体数据中的管腔的内腔区域。在第 1 实施方式中,取得部 16a 还取得表示区域内的组织形状的组织体数据作为图像处理对象的体数据。具体而言,在第 1 实施方式中,取得部 16a 取得利用超声波对上述的区域进行三维扫描而生成的组织体数据作为组织体数据。即,第 1 实施方式所涉及的取得部 16a 取得表示利用超声波进行了三维扫描后的区域内的组织形状的组织体数据、和表示与在利用超声波进行了三维扫描后的该区域内流动的流体相关的流体信息的流体体数据。并且,第 1 实施

方式所涉及的检测部 16b 使用流体体数据的流体信息来检测在区域内流体存在的区域。并且,检测部 16b 使用检测出的区域,来检测组织体数据所包含的管腔的内腔区域。

[0067] 即,在第 1 实施方式中,为了观察管腔的内壁,进行 B 模式用扫描,并且还进行多普勒模式用扫描。具体而言,在第 1 实施方式中,针对同一区域,进行 B 模式用扫描和多普勒模式用扫描。更具体而言,在第 1 实施方式中,操作者将超声波探头 1 在包含作为观察对象的管腔的区域的能够进行三维扫描的位置处抵接于被检体 P。然后,操作者进行并行地进行 B 模式用三维扫描和多普勒模式用三维扫描的指示。由此,发送接收部 11 生成 B 模式用三维反射波数据以及多普勒模式用三维反射波数据。B 模式处理部 12 根据 B 模式用三维反射波数据生成三维 B 模式数据,多普勒处理部 13 根据多普勒模式用三维反射波数据生成三维多普勒数据。然后,图像生成部 14 根据三维 B 模式数据生成 B 模式体数据,并根据三维多普勒数据生成多普勒体数据。

[0068] 在此,如上所述,PDI 的存在血流等流体的范围的检测精度比 CDI 高。因此,操作者指示收集能量体数据作为多普勒体数据。即,图像生成部 14 生成能量体数据。另外,第 1 实施方式例如也可以是只要根据管腔的走向被判断为存在血流的范围的检测精度没有降低,则为收集彩色多普勒体数据的情况。

[0069] 在第 1 实施方式中,进行一次三维扫描,各生成 1 个同一时相的 B 模式体数据以及能量体数据。取得部 16a 取得保存于图像存储器 15 的同一时相的 B 模式体数据以及能量体数据,并向检测部 16b 发送。

[0070] 另外,在第 1 实施方式中,也可以是进行多次三维扫描,并沿着时间序列生成多个 B 模式体数据以及能量体数据的情况。该情况下,例如,操作者参照收集到的多个 B 模式体数据各自的 MPR 图像,指定适合观察的 B 模式体数据。取得部 16a 取得操作者所指定的 B 模式体数据、和与该 B 模式体数据同时收集到的能量体数据,并向检测部 16b 发送。

[0071] 然后,检测部 16b 如上所述那样,使用流体体数据的流体信息来检测在区域内流体所存在的区域,使用该检测出的区域,来检测组织体数据所包含的管腔的内腔区域。在第 1 实施方式中,检测部 16b 通过在能量体数据中检测能量,从而使用被分配了亮度值的体素的位置信息来检测流体所存在的区域。

[0072] 即,能量体数据是对与存在流体的位置对应的体素赋予了用于描绘与流体信息之一亦即能量值对应的颜色的值的数据。检测部 16b 能够根据能量体数据来检测存在流体的区域。另外,B 模式体数据和能量体数据使用同一坐标系而生成。即,根据能量体数据检测的“存在流体的区域的坐标”在 B 模式体数据中成为“存在流体的区域的坐标”。在此,存在流体的区域是在管腔的内腔中流动的流体所存在的区域,并且成为 B 模式体数据所包含的管腔的内腔区域。以下,使用图 2 ~ 图 5,针对检测部 16b 的处理进行说明。图 2 ~ 5 是用于说明第 1 实施方式所涉及的检测部的图。

[0073] 检测部 16b 在图 2 所示例的能量体数据 100 内检测“存在流体的区域”亦即流体区域 110。具体而言,检测部 16b 检测形成流体区域 110 的轮廓的体素的坐标。以下,针对检测部 16b 进行的处理的具体例,使用图 3 以及图 4 进行说明。

[0074] 在图 3 所示例的处理中,检测部 16b 使用作为渲染方法之一的表面渲染来检测流体区域 110 的表面的坐标。所谓表面渲染是指,在从视点方向观察体数据的情况下,只对视线最初体接触的体素进行投影的渲染方法。即,能够通过从多个视点进行表面渲染,来取得

存在于体内的物体的表面的位置。

[0075] 检测部 16b 针对能量体数据 100 设定多个视点,并设定从各视点朝向能量体数据 100 的中心或重心的方向的视线方向。然后,检测部 16b 如图 3 所示那样,根据分别在多个视点进行表面渲染的结果,来检测流体区域 110 的表面的坐标。另外,针对能量体数据 100 的表面渲染处理可以由检测部 16b 进行,也可以通过检测部 16b 的控制而由图像生成部 14 进行。

[0076] 另外,在图 4 所示例的处理中,检测部 16b 使用作为渲染方法之一的 MPR 来检测流体区域 110 的表面的坐标。即,检测部 16b 针对能量体数据 100 设定平行的多个剖面。通过所设定的多个剖面,分别在根据能量体数据 100 重建出的多个 MPR 图像中,如图 4 所示例的那样地描绘出流体区域 110 的轮廓。检测部 16b 通过检测各 MPR 图像的流体区域 110 的轮廓,并结合按每个 MPR 图像检测出的轮廓,从而检测流体区域 110 的表面的坐标。另外,针对能量体数据 100 的 MPR 处理可以由检测部 16b 进行,也可以通过检测部 16b 的控制而由图像生成部 14 进行。

[0077] 另外,流体区域 110 的检测处理除了用图 3 或图 4 说明的方法以外,例如,还能够使用区域扩张法等、各种方法。

[0078] 然后,如图 5 所示例的那样,检测部 16b 将检测出的流体区域 110 的表面(轮廓)的坐标作为从取得部 16a 接收到的 B 模式体数据 200 中的内腔区域 210 的表面(轮廓)的坐标来进行检测。内腔区域 210 的表面为内腔区域 210 的内壁。检测部 16b 将内腔区域 210 的表面设定为剪切区域。另外,检测部 16b 以降低噪声等为目的,也可以对检测出的流体区域 110 的表面、内腔区域 210 的表面进行平滑化滤波处理等后处理。

[0079] 并且,图像生成部 14 将检测部 16b 检测出的内腔区域的表面作为处理对象,并根据组织体数据(B 模式体数据)生成显示在显示器 2 上的图像数据。图 6、图 7A、图 7B 以及图 7C 是用于说明第 1 实施方式所涉及的图像生成部的图。

[0080] 图像生成部 14 根据检测部 16b 检测出的内腔区域,将从设定在管腔的内部视点组织体数据进行投影而得到的投影像生成成为显示在显示器 2 上的图像数据。具体而言,图像生成部 14 自从组织体数据中除去了内腔区域的数据中提取管腔的中心线,并将沿着该中心线使视点移动后的多个投影像生成成为动态图像显示在显示器 2 上的图像数据组。例如,如图 6 所示那样,图像生成部 14 提取内腔区域 210 的中心线 211。然后,如图 6 所示那样,图像生成部 14 使用沿着中心线 211 设定的视点,并根据剪切区域(内腔区域 210 的轮廓)生成 VE 图像。图像生成部 14 通过沿着中心线 211 移动视点,来依次生成虚拟漫游显示用的 VE 图像。

[0081] 或者,例如,如图 7A 所示那样,图像生成部 14 生成由与中心线 211 正交的剖面切断了内腔区域 210 的 MPR 图像数据 A。或者,例如,如图 7B 所示那样,图像生成部 14 生成由包含中心线 211 的全部的剖面(曲面)切断了内腔区域 210 的 Curved MPR 图像数据 B。

[0082] 或者,例如,如图 7C 所示,图像生成部 14 生成由包含中心线 211 的全部的剖面和内腔区域 210 的轮廓相交的曲线 C 切开了内腔区域 210 而得的展开图像数据 D。操作者通过在显示器 2 上参照图 7A、图 7B 以及图 7C 所示例的图像数据,也能够观察内腔区域 210 的内壁的形状。

[0083] 接着,使用图 8,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图

8 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理例的流程图。

[0084] 如图 8 所示,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置判定是否接受了三维的扫描开始要求(步骤 S101)。在此,在未接受三维扫描开始要求的情况下(步骤 S101 为否定),超声波诊断装置进行待机直到接受三维扫描开始要求为止。

[0085] 另一方面,在接受了三维扫描开始要求的情况下(步骤 S101 为肯定),通过控制部 16 的控制,超声波探头 1 进行超声波的三维扫描,发送接收部 11 收集三维反射波数据(步骤 S102)。另外,超声波探头 1 并行地进行 B 模式用三维扫描和多普勒模式用三维扫描。另外,发送接收部 11 生成 B 模式用三维反射波数据和多普勒模式用三维反射波数据。

[0086] 然后,图像生成部 14 生成 B 模式体数据以及能量体数据(步骤 S103)。然后,取得部 16a 取得 B 模式体数据以及能量体数据(步骤 S104),并向检测部 16b 转送。

[0087] 然后,检测部 16b 使用能量体数据来检测管腔的内腔区域的表面亦即剪切区域(步骤 S105),并设定对 B 模式体数据设定剪切区域(步骤 S106)。

[0088] 然后,图像生成部 14 使用剪切区域,并根据 B 模式体数据生成显示用图像数据(步骤 S107)。然后,根据控制部 16 的控制,显示器 2 显示图像数据(步骤 S108),结束处理。

[0089] 如上所述那样,在第 1 实施方式中,使用与 B 模式的体数据同一区域的多普勒体数据来进行用于进行管腔内壁的观察所需的 B 模式体数据的剪切区域的检测处理。即,在第 1 实施方式中,只要是能够通过多普勒模式对流体进行检测的位置,就能够不取决于管腔的粗度,而高精度地检测剪切区域。从而,在第 1 实施方式中,能够容易地检测管腔的内腔区域。

[0090] 另外,在第 1 实施方式中,能够不取决于管腔的粗度而高精度地检测剪切区域,因此,例如,能够扩大利用虚拟漫游显示等的血管狭窄探索的适用范围。另外,为了检测剪切区域,还存在使用造影剂的方法,但在第 1 实施方式中,能够不使用造影剂而高精度地检测剪切区域,因此,能够减轻对被检体 P 造成的负担。

[0091] (第 2 实施方式)

[0092] 在第 2 实施方式中,针对在不同的时期分别连续收集组织体数据和流体体数据的情况,使用图 9 以及图 10 进行说明。图 9 是表示第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成例的框图,图 10 是用于说明第 2 实施方式所涉及的取得部以及检测部的图。

[0093] 在此,多普勒模式的数据收集与 B 模式的数据收集相比较,计算量变多。因此,为了提高多普勒模式的图像数据的时间分辨率、空间分辨率,优选在固定了超声波探头 1 的位置的状态下分别执行 B 模式的数据收集与多普勒模式的数据收集。但是,为了使用在不同的时期收集到的多普勒体数据来检测 B 模式体数据的剪切区域,需要作为检测对象的 2 个体数据是在同一时相收集到的数据。

[0094] 因此,如图 9 所示例的那样,第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置在具有与图 1 所示的第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置相同的构成的装置主体 10 连接有心电图扫描仪 4 的点上不同。心电图扫描仪 4 取得被检体 P 的心电图(ECG:Electrocardiogram)作为被收集数据的被检体 P(被进行三维扫描的被检体 P)的生物体信号。心电图扫描仪 4 将所取得的心电图向装置主体 10 发送。

[0095] 在不同的时期分别被连续收集组织体数据和流体体数据的情况下,第 2 实施方式所涉及的取得部 16a 使用收集到数据的被检体 P(被进行三维扫描的被检体 P)的生物体信

号,取得同一时相的组织体数据或流体体数据。然后,检测部 16b 使用同一心动相位的组织体数据和流体体数据,并通过在第 1 实施方式中说明的处理来进行内腔区域的检测。

[0096] 以下,针对在第 2 实施方式中进行的处理的一个例子进行说明。在第 2 实施方式中,为了沿着时间序列收集多个体的作为组织体数据的 B 模式体数据,超声波探头 1 进行 B 模式用三维扫描。然后,在第 2 实施方式中,为了沿着时间序列收集多个体的作为流体体数据的能量体数据,超声波探头 1 进行多普勒模式用三维扫描。另外,发送接收部 11 根据最佳时间分辨率以及空间分辨率的扫描序列,使超声波探头 1 执行多普勒模式用三维扫描。

[0097] 然后,图像生成部 14 将体数据和为了生成该体数据而进行的超声波扫描的时间与从心电图扫描仪 4 发送来的心电图建立对应并保存在图像存储器 15 中。取得部 16a 通过参照保存于图像存储器 15 的数据,能够取得为了生成体数据而进行的超声波扫描时的心时相。

[0098] 取得部 16a 从图像存储器 15 取得同一心时相的 B 模式体数据和能量体数据。在图 10 所示的一个例子中,取得部 16a 取得 R 波的 B 模式体数据和能量体数据。另外,作为取得部 16a 取得对象的时相可以由操作者进行设定,也可以被初始设定。

[0099] 然后,如图 10 所示那样,检测部 16b 根据 R 波的能量体数据来检测剪切区域(内腔区域的表面),并将检测出的剪切区域设定为 R 波的 B 模式体数据。然后,图像生成部 14 使用被设定为 R 波的 B 模式体数据的剪切区域来生成显示用的图像数据。

[0100] 另外,第 2 实施方式可以在进行了多普勒模式用三维扫描之后,进行 B 模式用三维扫描。另外,即使在第 2 实施方式中,也可以与第 1 实施方式同样地,收集彩色多普勒体数据作为流体体数据。

[0101] 另外,第 2 实施方式也可以将多个时相(例如,R 波、P 波)作为对象,取得同一心动相位的组织体数据和流体体数据,以各时相检测剪切区域。另外,第 2 实施方式除了 ECG 之外还可以使用 PCG (phonocardiogram) 波形、呼吸信号作为用于辨别时相的生物体信号。

[0102] 接着,使用图 11,对第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 11 是用于说明第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置处理例的流程图。

[0103] 如图 11 所示,第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置判定是否接受了 B 模式的扫描开始要求(步骤 S201)。在此,在未接受 B 模式的扫描开始要求时(步骤 S201 为否定),超声波诊断装置进行待机直到接受 B 模式的扫描开始要求为止。

[0104] 另一方面,在接受了 B 模式的扫描开始要求的情况下(步骤 S201 为肯定),通过控制部 16 的控制,超声波探头 1 根据 B 模式用扫描序列,开始超声波的三维扫描,控制部 16 开始心电图的收集。然后,发送接收部 11 收集三维反射波数据(步骤 S202)。另外,发送接收部 11 生成 B 模式用三维反射波数据。

[0105] 然后,图像生成部 14 生成 B 模式体数据(步骤 S203),控制部 16 判定是否接受了多普勒模式的扫描开始要求(步骤 S204)。在此,在未接受多普勒模式的扫描开始要求时(步骤 S204 为否定),超声波诊断装置返回步骤 202,继续 B 模式用三维反射波数据的收集。

[0106] 另一方面,在接受了多普勒模式的扫描开始要求时(步骤 S204 为肯定),通过控制部 16 的控制,超声波探头 1 根据多普勒模式用扫描序列,开始超声波的三维扫描,发送接收部 11 收集三维反射波数据(步骤 S205)。另外,发送接收部 11 生成多普勒模式用三维反射波数据。

[0107] 然后,图像生成部 14 生成能量体数据(步骤 S206),控制部 16 判定是否接受了剪切区域的设定要求(步骤 S207)。在此,在没有接受剪切区域的设定要求时(步骤 S207 为否定),超声波诊断装置返回步骤 205,继续多普勒模式用三维反射波数据的收集。

[0108] 另一方面,在接受了剪切区域的设定要求时(步骤 S207 为肯定),取得部 16a 取得同一时相的 B 模式体数据和能量体数据(步骤 S208)。然后,检测部 16b 使用能量体数据来检测剪切区域(步骤 S209),将对设定 B 模式体数据设定剪切区域(步骤 S210)。

[0109] 然后,图像生成部 14 使用剪切区域,根据 B 模式体数据来生成显示用图像数据(步骤 S211)。然后,通过控制部 16 的控制,显示器 2 显示图像数据(步骤 S212),结束处理。

[0110] 如上所述,在第 2 实施方式中,能够使用根据最佳化而得的扫描序列分别收集到的规定时相的多普勒体数据,来检测规定时相的 B 模式体数据的剪切区域。从而,在第 2 实施方式中,能够更高精度地检测剪切区域。

[0111] (第 3 实施方式)

[0112] 在第 3 实施方式中,针对使用在第 1 实施方式或者第 2 实施方式中检测出的剪切区域,更详细地进行管腔的形状分析的情况进行说明。

[0113] 在第 3 实施方式中,取得部 16a 利用在第 1 实施方式或者第 2 实施方式中说明的方法,取得组织体数据和流体体数据。并且,在第 3 实施方式中,检测部 16b 利用在第 1 实施方式中说明的方法,检测组织体数据的剪切区域。并且,第 3 实施方式所涉及的检测部 16b 使用在上述的虚拟漫游显示中提取出的中心线来进行以下的处理。

[0114] 检测部 16b 还计算与内腔区域的中心线正交的多个剖面各自中的该内腔区域的面积。然后,检测部 16b 将计算出的面积与根据周围的剖面计算出的面积进行比较而得到的不同的剖面检测为异常剖面。图 12 是用于说明第 3 实施方式所涉及的检测部的图。

[0115] 例如,如图 12 所示,检测部 16b 设定与图像生成部 14 提取出的内腔区域 210 的中心线 211 正交的多个剖面。例如,检测部 16b 沿着中心线 211 以一定的间隔(例如,1mm)设定多个剖面。另外,间隔可以由操作者来设定,也可以被初始设定。

[0116] 然后,检测部 16b 计算被各剖面与内腔区域 210 的轮廓(剪切区域)的交线包围的部分的面积。在此,若将内腔区域 210 设为血管的内腔区域,则检测部 16b 在各剖面中计算出的面积为血管的内壁的剖面面积。

[0117] 例如,根据包含狭窄部位的剖面计算出的剖面面积与根据周围的剖面计算出的剖面面积相比急剧变小。另一方面,根据如动脉瘤那样包含在血管中存在瘤的部位的剖面计算出的剖面面积与根据周围的剖面计算出的剖面面积相比较变大。

[0118] 因此,检测部 16b 例如将面积为最小的剖面、面积为最大的剖面检测为异常剖面。或者,为了提高检测精度,检测部 16b 也可以例如沿着中心线 211 来计算面积的变化量,并变化量为峰值的剖面检测为异常剖面。

[0119] 或者,检测部 16b 为了进一步提高检测精度,也可以将流体体数据的流体信息用作检测用参数。在收集彩色多普勒体数据作为流体体数据的情况下,检测部 16b 提取在各剖面的交线内提取出的速度。狭窄部位由于血管剖面面积小因而存在流速变快的趋势。鉴于此,检测部 16b 例如在面积比规定的阈值小的剖面中,将流速最大的剖面检测为异常剖面。

[0120] 通过进行上述的处理,检测部 16b 例如如图 12 所示那样,检测异常剖面 213。异常剖面 213 如图 12 所示,在狭窄部位 212 中为通过最狭窄的部位的剖面。

[0121] 并且,第3实施方式所涉及的图像生成部14使用异常剖面,根据作为图像处理对象的体数据的组织体数据(B模式体数据)来生成显示于显示器2的图像数据。换言之,图像生成部14使用异常剖面作为进行渲染处理的剪切面。以下,针对第3实施方式所涉及的图像生成部14生成的图像数据,使用图13~图15进行说明。图13~图15是用于说明第3实施方式所涉及的图像生成部的图。

[0122] 在图13所示的一个例子中,图像生成部14生成将B模式体数据200利用异常剖面213切断而分割成2个区域,并除去了一个区域后的B模式体数据201。另外,图13所示的点214是异常剖面213与中心线211的交点。图像生成部14使用B模式体数据201生成图像数据。

[0123] 例如,图像生成部14如图13所示那样,生成位于B模式体数据201的表面的异常剖面213的MPR图像数据215。在MPR图像数据215中,如图13所示那样,外壁与异常剖面213中的血管的内壁一起被描绘出。通过观察MPR图像数据215,操作者能够把握狭窄部位212最隆起的部分的形状。

[0124] 另外,图像生成部14也可以使用B模式体数据201生成VR图像、MIP图像。另外,图像生成部14也可以使用被异常剖面213以及与异常剖面213平行的剖面夹着的区域的B模式体数据201,来生成带有厚度的MIP图像。

[0125] 在图14所示的一个例子中,示出了使剪切剖面亦即异常剖面213以点214为中心自由旋转,以变更剪切剖面的情况。例如,操作者操作轨迹球,如图14所示那样,将使异常剖面213旋转后的剖面216设定为剪切剖面。例如,剖面216是与异常剖面213正交的剖面。

[0126] 图像生成部14如图14所示那样,生成将B模式体数据200利用剖面216切断而分割成2个区域,并除去了其中一个区域后的B模式体数据202。然后,图像生成部14使用B模式体数据202生成图像数据。

[0127] 例如,图像生成部14如图14所示那样,生成位于B模式体数据202的表面的剖面216的MPR图像数据217。在MPR图像数据217中,如图14所示,外壁与大致沿着血管的走向的剖面216中的血管的内壁一起被描绘出。通过观察MPR图像数据217,操作者能够把握沿着狭窄部位212的血管的走向的形状。

[0128] 另外,图像生成部14也可以使用B模式体数据202来生成VR图像、MIP图像。另外,图像生成部14也可以使用被剖面216和与剖面216平行的剖面夹着的区域的B模式体数据202,来生成带有厚度的MIP图像。

[0129] 在图15所示的一个例子中,示出了使用根据检测部16b检测出的异常剖面213确定的点214来自动地设定用于进行虚拟漫游显示的开始点的情况。检测部16b如图15所示那样,将位于点214的附近的中心线211上的点217作为开始虚拟漫游显示的视点。例如,检测部16b沿着中心线211将从点214远离3cm的位置的点设定为点217。

[0130] 图像生成部14在从点217朝向狭窄部位212的视线方向生成VE图像。另外,图像生成部14从点217朝向点214移动视点,依次生成新的VE图像。由此,操作者能够重点地观察以狭窄部位212为中心的虚拟漫游显示。另外,第3实施方式也可以是检测多个异常剖面的情况。

[0131] 接着,使用图16,对第3实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图

16 是用于说明第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置处理例的流程图。另外,图 16 所示的流程图示出了在检测出剪切区域之后,自动检测剪切面亦即异常剖面的情况。但是,第 3 实施方式也可以是操作者手动地进行剪切面的检测要求的情况。

[0132] 如图 16 所示,第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置判定是否检测出剪切区域(步骤 S301)。在此,在未检测出剪切区域的情况下(步骤 S301 为否定),超声波诊断装置进行待机至到检测出剪切区域为止。

[0133] 另一方面,在检测出剪切区域的情况下(步骤 S301 为肯定),检测部 16b 设定与中心线正交的多个剖面(步骤 S302)。然后,检测部 16b 计算多个剖面中的剪切区域的面积(步骤 S303),检测作为异常剖面的剪切面(步骤 S304)。

[0134] 然后,图像生成部 14 使用剪切面,根据 B 模式体数据生成显示用图像数据(步骤 S305)。然后,通过控制部 16 的控制,显示器 2 显示图像数据(步骤 S306),结束处理。

[0135] 如上所述,在第 3 实施方式中,能够利用剪切区域,将发生狭窄、血管瘤的部位容易地检测为异常剖面。另外,在第 3 实施方式中,将异常剖面用作剪切面而生成各种图像数据,因此能够详细地观察血管等管腔的形态异常。

[0136] 从而,在第 3 实施方式中,能够提高使用具有非侵入这样的特性的超声波诊断装置的血管的形态异常诊断中的诊断精度、以及提高检查效率。

[0137] 另外,在上述的第 1 ~ 第 3 实施方式中,对使用 B 模式体数据作为组织体数据,使用能量体数据或者彩色多普勒数据作为流体体数据的情况进行了说明。但是,第 1 ~ 第 3 实施方式也可以是使用三维 B 模式数据作为组织体数据,使用三维的多普勒数据作为流体体数据的情况。该情况下,检测部 16b 使用三维多普勒数据的能量值来检测三维的 B 模式数据中的剪切区域,还使用检测出的剪切区域来检测 B 模式体数据中的剪切区域。

[0138] 另外,在上述的第 1 ~ 第 3 实施方式中说明的图像处理方法也可以通过以下说明的 2 个变形例(第 1 变形例以及第 2 变形例)来进行。

[0139] 首先,对第 1 变形例进行说明。在上述的第 1 ~ 第 3 实施方式中,对作为图像处理对象的体数据而使用的组织体数据是利用超声波对收集流体体数据的区域进行三维扫描而生成的组织体数据的情况进行了说明。但是,上述的第 1 ~ 第 3 实施方式中说明的图像处理方法还能够适用于作为图像处理对象的体数据而使用的组织体数据是利用与超声波诊断装置不同种类的医用图像诊断装置对收集到流体体数据的区域进行三维摄影而生成的组织体数据的情况。在第 1 变形例中,取得部 16a 通过与超声波诊断装置不同种类的医用图像诊断装置取得对收集到流体体数据的区域进行三维摄影而生成的组织体数据作为组织体数据。

[0140] 并且,在第 1 变形例中,检测部 16b 在进行了流体体数据与组织体数据的位置对准之后,检测组织体数据所包含的管腔的内腔区域。

[0141] 图 17 是用于说明第 1 变形例的图。例如,取得部 16a 如图 17 所示,取得 X 射线 CT 体数据 101。取得部 16a 根据操作者的指示,经由未图示的接口,从 X 射线 CT 装置、医用图像的数据库取得 X 射线 CT 体数据 101。X 射线 CT 体数据 101 是对收集流体体数据的区域进行摄影而得到的组织体数据。具体而言,X 射线 CT 体数据 101 是为了 VE 图像的虚拟漫游显示用而由操作者指定的组织 CT 体数据。

[0142] 在此,在进行第 1 变形例的情况下,例如,如图 17 所示,使用利用位置传感器 4 以

及发射机 5 的位置检测系统。位置传感器 4 例如是磁性传感器,其被安装于超声波探头 1。发射机 5 例如是被配置在超声波探头 1 的附近,并以该装置为中心朝向外侧形成磁场的装置。

[0143] 位置传感器 4 检测由发射机 5 形成的三维磁场。并且,位置传感器 4 根据检测出的磁场的信息,计算以发射机 5 为原点的空间中的该装置的位置(坐标以及角度),并将计算出的位置向检测部 16b 发送。在此,位置传感器 4 将该装置位于的三维坐标以及角度作为超声波探头 1 的三维位置信息向检测部 16b 发送。由此,检测部 16b 取得超声波探头 1 的三维位置信息。

[0144] 操作者在包含被检体 P 的管腔的区域中进行 B 模式用超声波扫描。例如,操作者首先使用超声波探头 1,如图 17 所示那样,以剖面 300 进行被检体 P 的二维扫描。在此,剖面 300 例如被设定为位于被进行三维扫描的区域的中心的剖面。控制部 16 经由发送接收部 11 控制超声波发送接收。因此,检测部 16b 能够取得相对于剖面 300 的超声波探头 1 的相对位置。另外,检测部 16b 由于取得了超声波探头 1 的三维位置信息,所以能够取得剖面 300 的实际空间中的三维位置信息。

[0145] 显示器 2 如图 17 所示那样,显示对剖面 300 进行二维扫描而生成的二维 B 模式图像数据 301。操作者一边参照显示于显示器 2 的 B 模式图像数据 301,一边操作安装有位置传感器 4 的超声波探头 1,以使得作为 VE 图像的显示对象的被检体 P 的管腔在图像内的大致中心被描绘出。另外,操作者经由输入装置 3 调整 MPR 处理用切断面的位置,以使得描绘出被检体 P 的管腔的 X 射线 CT 图像数据被显示于显示器 2。由此,显示器 2 如图 17 所示那样,显示 X 射线 CT 体数据 101 的 MPR 图像数据 102。

[0146] 另外,在利用 B 模式图像数据 301 描绘出与 MPR 图像数据 102 所描绘出的特征部分相同的特征部分的情况下,操作者按下确定按钮。另外,操作者在各图像中,使用鼠标来指定特征部分的中心位置。或者,操作者在各图像中,使用鼠标指定多个特征部分的位置。并且,操作者为了在包含确定按钮按下时的剖面 300 的三维区域收集流体体数据,而以多普勒模式进行被检体 P 的三维扫描。

[0147] 由此,图像生成部 14 生成流体体数据(例如,能量体数据)。检测部 16b 使用确定按钮按下时的各种信息,来进行流体体数据与 X 射线 CT 体数据 101 的位置对准。所谓确定按钮按下时的各种信息是指,与确定按钮按下时的 MPR 图像数据 102 对应的剖面的 X 射线 CT 体数据 101 中的三维位置信息和与确定按钮按下时的 B 模式图像数据 301 对应的剖面 300 的实际空间中的三维位置信息。检测部 16b 根据超声波发送接收条件以及扫描转换的条件等,将剖面 300 的实际空间中的三维位置信息转换成剖面 300 的流体体数据中的三维位置信息。另外,所谓确定按钮按下时的各种信息是指,MPR 图像数据 102 以及 B 模式图像数据 301 各自的特征部位的位置信息。例如,检测部 16b 使用这些各种信息,生成用于将流体体数据的坐标系转换成 X 射线 CT 体数据 101 的坐标系的转换行列。

[0148] 另外,在第 1 变形例中,检测部 16b 也可以使用操作者指定的 3 个以上的特征部位来进行与流体体数据相同的时相收集到的 B 模式体数据和其他种类的组织体数据的位置对准。另外,检测部 16b 例如也可以使用边缘检测处理、特征点检测处理等来进行与流体体数据相同的时相收集到的 B 模式体数据、和其他种类的组织体数据的位置对准。由此,检测部 16b 能够进行流体体数据与其他种类的组织体数据的位置对准。

[0149] 并且,检测部 16b 如在第 1 实施方式中说明的那样,检测流体体数据的流体区域。并且,检测部 16b 例如使用上述的转换行列将流体区域的三维位置信息转换成 X 射线 CT 体数据 101 中的三维位置信息。该三维位置信息成为 X 射线 CT 体数据 101 中的管腔的内腔区域。由此,图像生成部 14 根据 X 射线 CT 体数据 101 进行在第 1 实施方式中使用图 6 说明的处理,来生成虚拟漫游显示用的 VE 图像。另外,图像生成部 14 也可以根据 X 射线 CT 体数据 101,来生成在第 1 实施方式中使用图 7A、B 以及 C 说明的各种图像数据。

[0150] 另外,即使在第 1 变形例中,也如在第 2 实施方式中说明的那样,在连续收集其他种类的组织体数据以及流体体数据的情况下,取得部 16a 使用被检体 P 的生物体信号,取得同一时相的其他种类的组织体数据和流体体数据。并且,检测部 16b 在进行了同一时相的其他种类的组织体数据与流体体数据的位置对准之后,进行内腔区域的检测。

[0151] 另外,即使在第 1 变形例中,也可以如在第 3 实施方式中说明的那样,检测部 16b 根据其他种类的组织体数据,对异常剖面进行检测。另外,即使在第 1 变形例中,也可以如在第 3 实施方式中说明的那样,图像生成部 14 使用异常剖面,根据其他种类的组织体数据来生成显示于显示器 2 的图像数据。

[0152] 在第 1 变形例中,例如,能够通过使用流体体数据,容易地检测非造影的 X 射线 CT 体数据、MRI 体数据的管腔的内腔区域。

[0153] 接着,对第 2 变形例,使用图 18 等进行说明。图 18 是用于说明第 2 变形例的图。在第 2 变形例中,使用流体体数据作为图像处理对象的体数据。在第 2 变形例中,取得部 16a 取得流体体数据。并且,检测部 16a 将在流体体数据中检测出的流体区域检测为该流体体数据中的管腔的内腔区域。

[0154] 例如,如图 2 所示,检测部 16b 检测能量体数据 100 的流体区域 110。并且,检测部 16b 如图 18 的左图所示,将流体区域 110 检测为能量体数据 100 中的管腔的内腔区域 111。另外,在图 18 的左图中,将能量体数据 100 以及内腔区域 111 作为二维数据来示出,但实际上,能量体数据 100 以及内腔区域 111 是三维数据。另外,在图 18 的左图中,利用影线表示被赋予了亮度值的流体区域 110 亦即内腔区域 111,利用白色来表示不存在流体的区域(在能量体数据 100 中内腔区域 111 以外的区域)。

[0155] 并且,在第 2 变形例中,图像生成部 14 使用检测部 16b 检测出的内腔区域,根据流体体数据来生成疑似体数据。具体而言,图像生成部 14 从流体体数据中除去检测部 16b 检测出的内腔区域。另外,图像生成部 14 根据检测部 16b 检测出的内腔区域至少对管腔的内壁赋予规定的亮度值。

[0156] 例如,图像生成部 14 对内腔区域 111 赋予亮度值“0”,根据能量体数据 100 对内腔区域 111 以外的区域赋予亮度值“1”。由此,图像生成部 14 生成除去内腔区域 111 且对与管腔的内壁对应的体素赋予了亮度值“1”的疑似体数据 120 (参照图 18 的右图)。另外,在图 18 的右图中,将疑似体数据 120 作为二维的数据来示出,但实际上,疑似体数据 120 是三维数据。另外,在图 18 的右图中,利用黑色表示赋予了亮度值“1”的区域,即、管腔的内壁等不存在流体的区域。另外,在图 18 的右图中,利用白色表示赋予了亮度值“0”的区域,即、被除去的内腔区域 111。另外,图像生成部 14 例如也可以根据能量体数据 100 在内腔区域 111 以外的区域中,只对管腔的内壁以及内壁附近赋予亮度值“1”,来生成疑似体数据 120。

[0157] 并且,图像生成部 14 将从设定在管腔的内部的视点对疑似体数据 120 进行投影而得到的投影像(VE 图像)作为显示于显示器 2 的图像数据来生成。另外,图像生成部 14 从疑似体数据 120 提取管腔的中心线。然后,图像生成部 14 将沿着中心线使视点移动后的多个投影像(VE 图像)作为动态图像显示于显示器 2 的图像数据组来生成。

[0158] 另外,即使在第 2 变形例中,还可以如在第 3 实施方式中说明的那样,检测部 16b 根据基于作为图像处理对象的体数据的能量体数据 100 而生成的疑似体数据 120 来检测异常剖面。另外,即使在第 2 变形例中,也可以如在第 3 实施方式中说明的那样,图像生成部 14 使用异常剖面,根据疑似体数据 120 生成显示于显示器 2 的图像数据。

[0159] 在第 2 变形例中,能够只使用能够容易地检测管腔的内腔区域的多普勒体数据(流体体数据),来进行虚拟漫游显示。

[0160] 另外,在第 1 实施方式~第 3 实施方式、第 1 变形例以及第 2 变形例中说明的图像处理方法也可以由独立于超声波诊断装置而设置的图像处理装置来进行。该图像处理装置能够通过取得三维 B 模式数据以及三维的多普勒数据、B 模式体数据以及多普勒体数据,来进行在第 1 实施方式~第 3 实施方式中说明的图像处理方法。另外,该图像处理装置能够通过取得三维多普勒数据或多普勒体数据、其他种类的组织体数据、位置对准信息(例如,转换行列),来进行在第 1 变形例中说明的图像处理方法。另外,该图像处理装置能够通过取得三维的多普勒数据或多普勒体数据,来进行在第 2 变形例中说明的图像处理方法。

[0161] 另外,图示出的各装置的各构成要素是功能概念性的,不一定需要物理性地如图示那样构成。即,各装置的分散・综合的具体方式并不限定于图示,能够根据各种负荷或使用状况等,以任意的单位功能性或者物理性地分散・综合其全部或者一部分来构成。另外,由各装置进行的各处理功能的全部或者任意一部分能够由 CPU 以及由该 CPU 分析执行的程序来实现,或者、作为基于布线逻辑的硬件来实现。

[0162] 另外,在第 1 实施方式~第 3 实施方式、第 1 变形例以及第 2 变形例中说明了的图像处理方法能够通过由个人计算机或工作站等的计算机执行预先准备好的图像处理程序来实现。该图像处理程序能够经由因特网等网络来发布。另外,该控制程序能够记录在硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD、USB 存储器以及 SD 卡存储器等的 Flash 存储器等计算机可读取的非暂时性的记录介质中,通过由计算机从非暂时性的记录介质中读出来执行。

[0163] 以上,如所说明的那样,根据第 1 实施方式~第 3 实施方式、第 1 变形例以及第 2 变形例,能够容易地检测管腔的内腔区域。

[0164] 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等同的范围中。

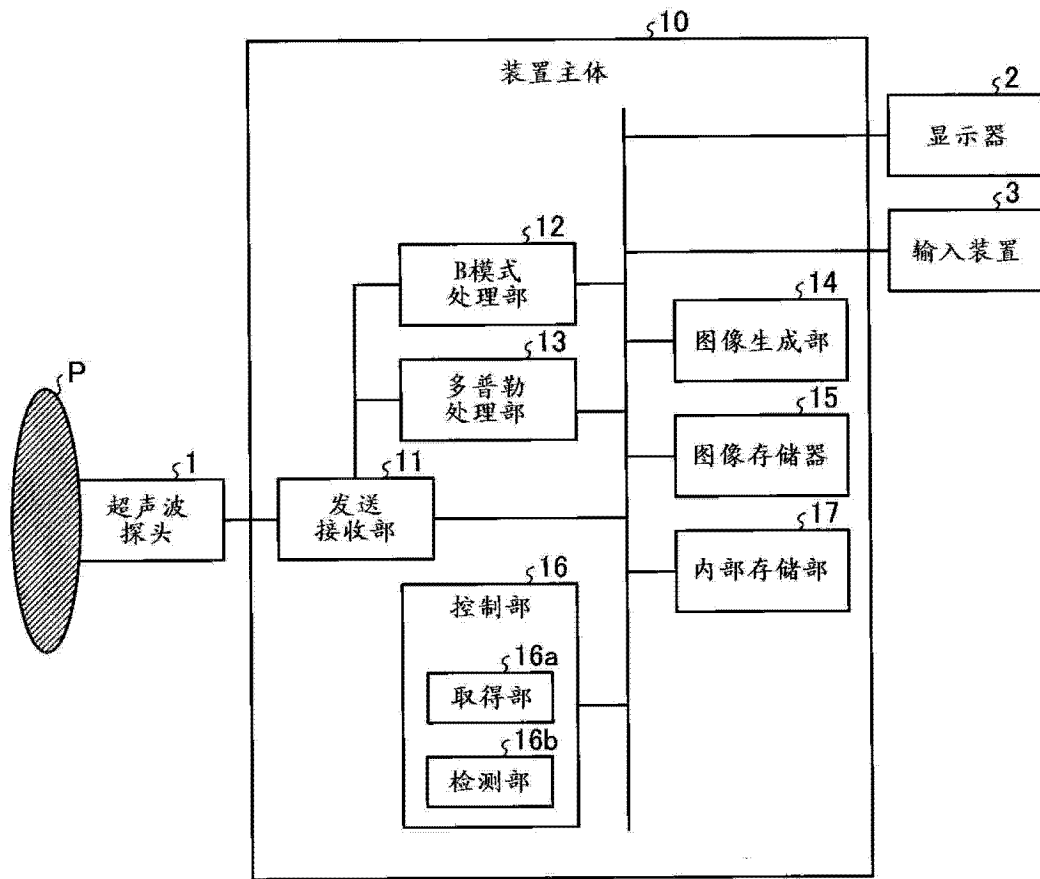


图 1

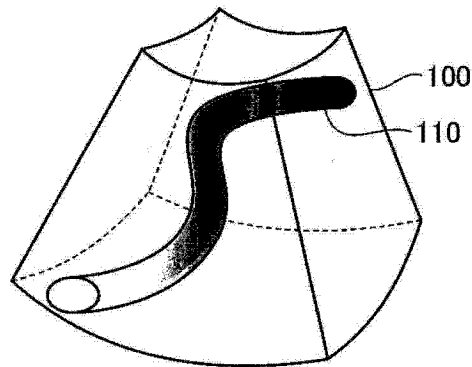


图 2

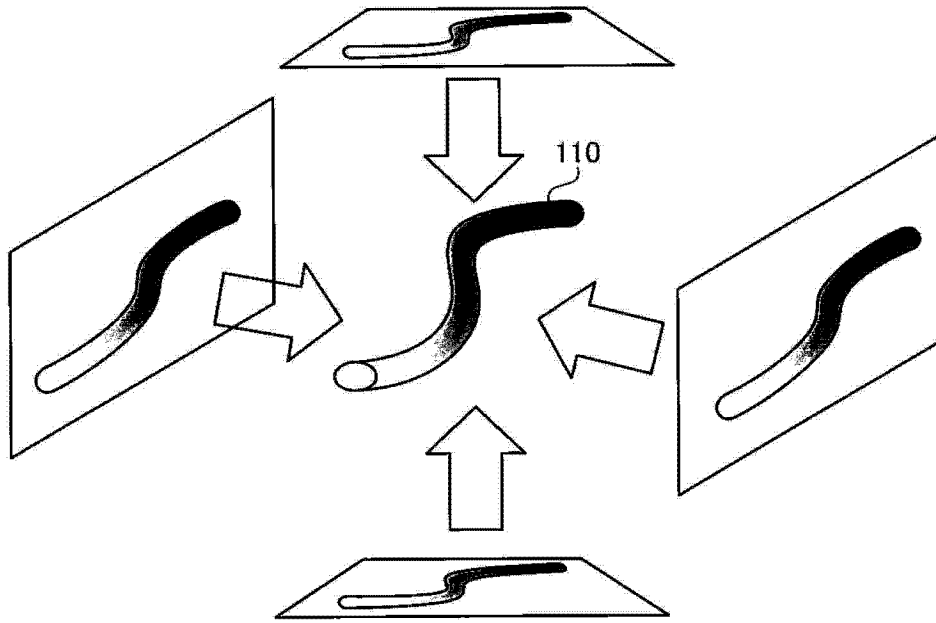


图 3

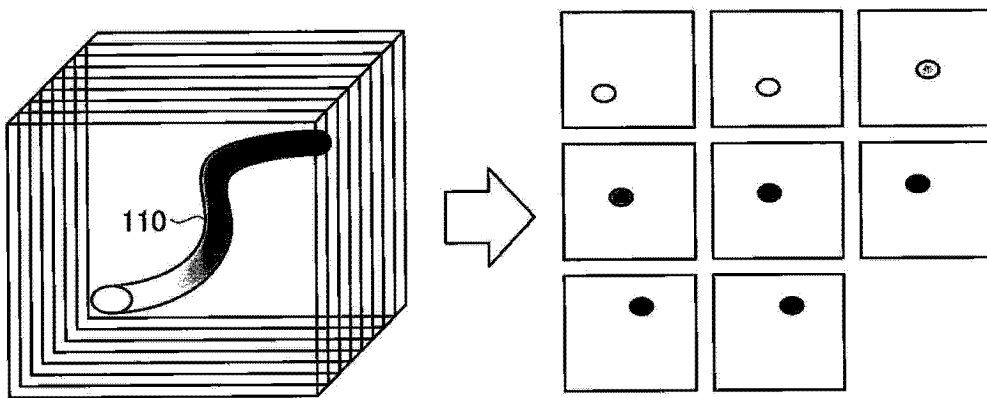


图 4

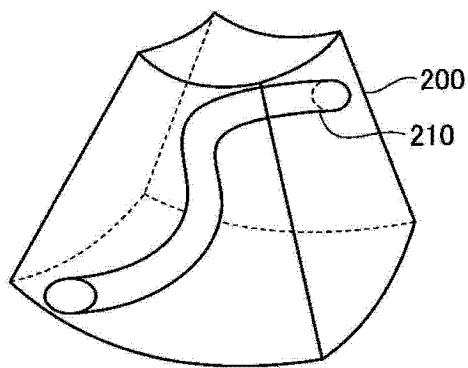


图 5

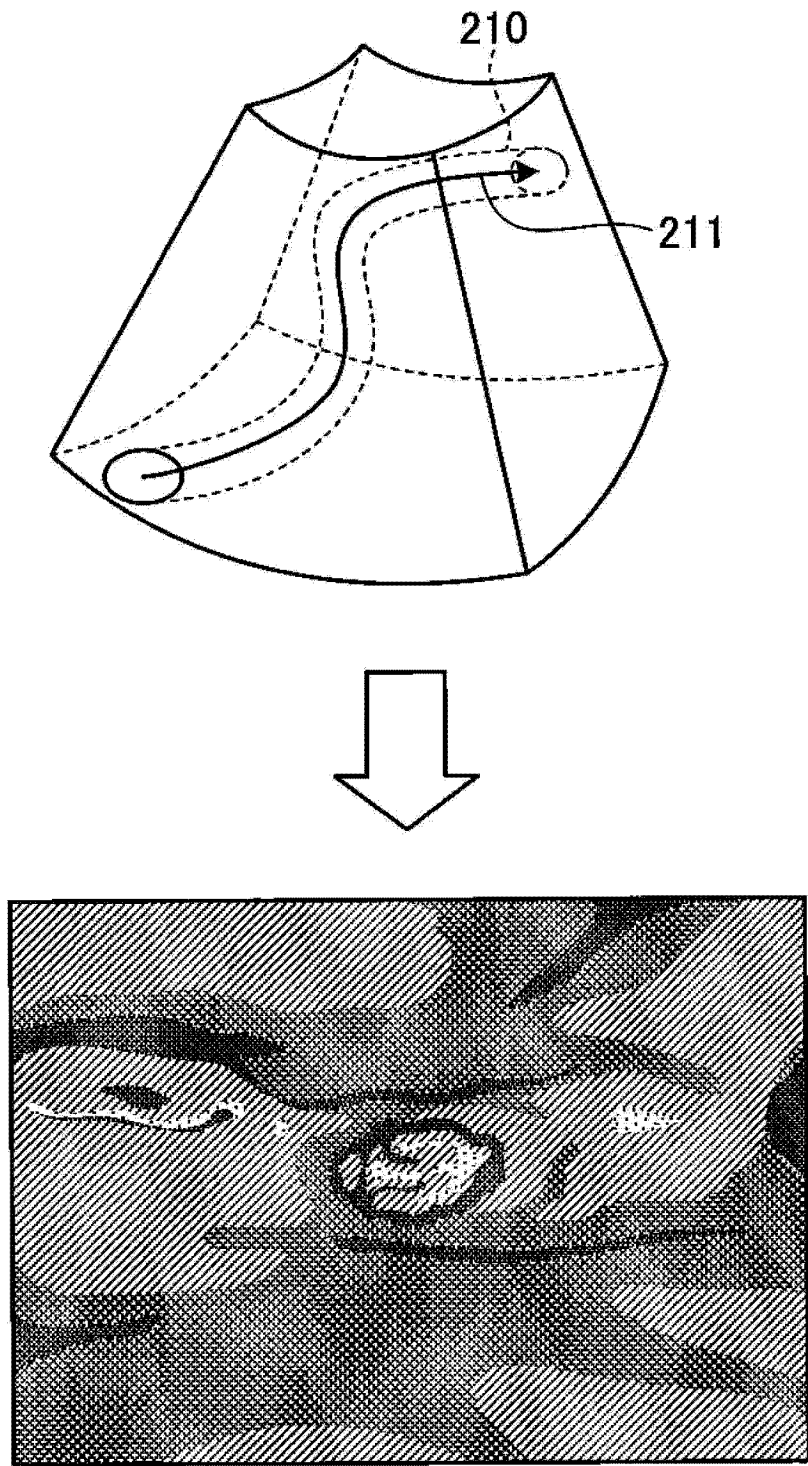


图 6

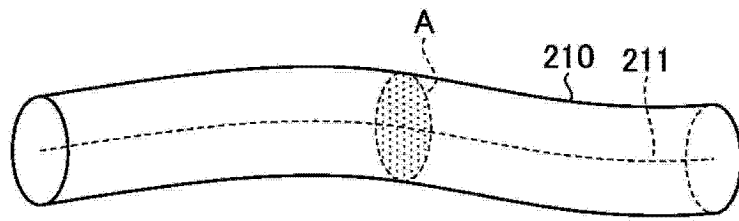


图 7A

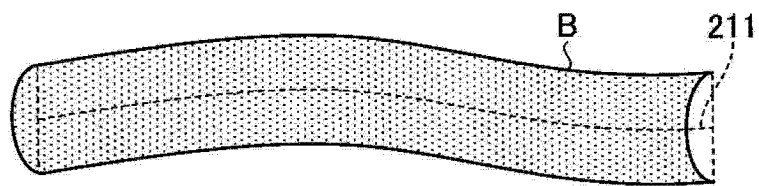


图 7B

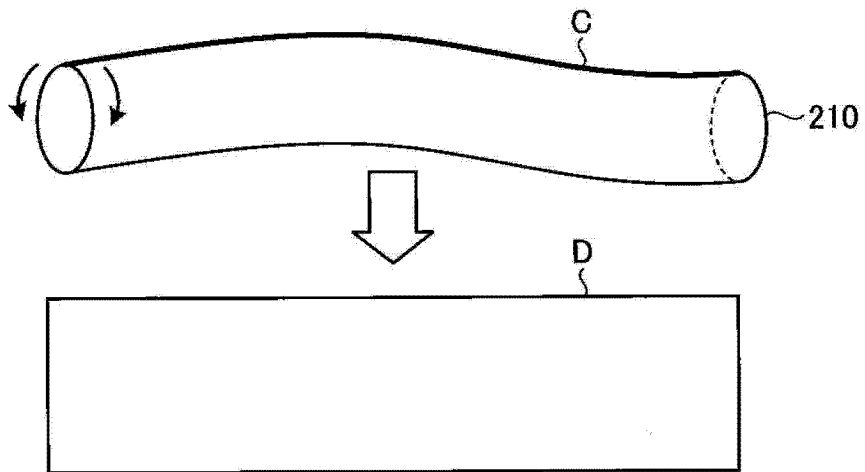


图 7C

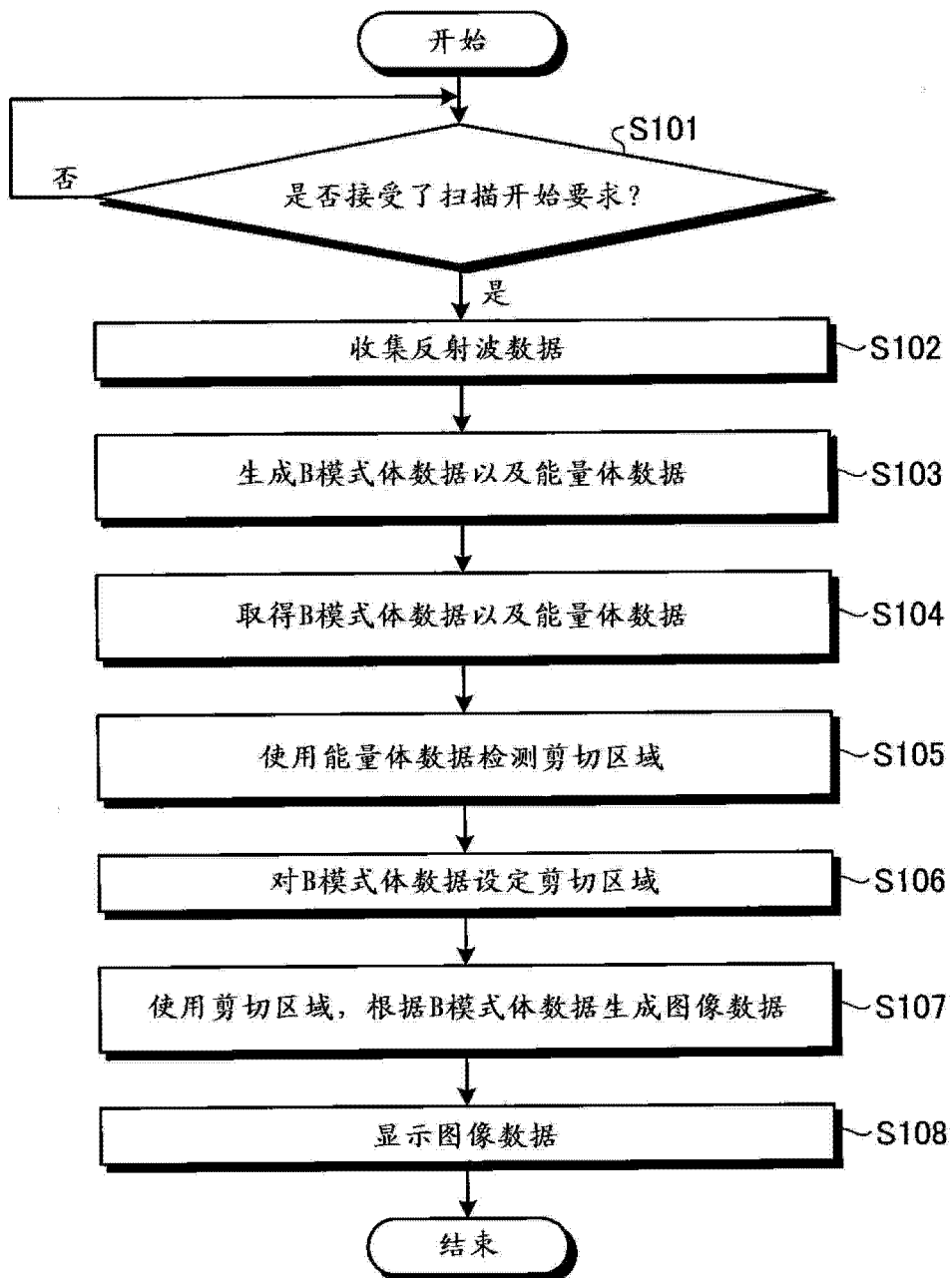


图 8

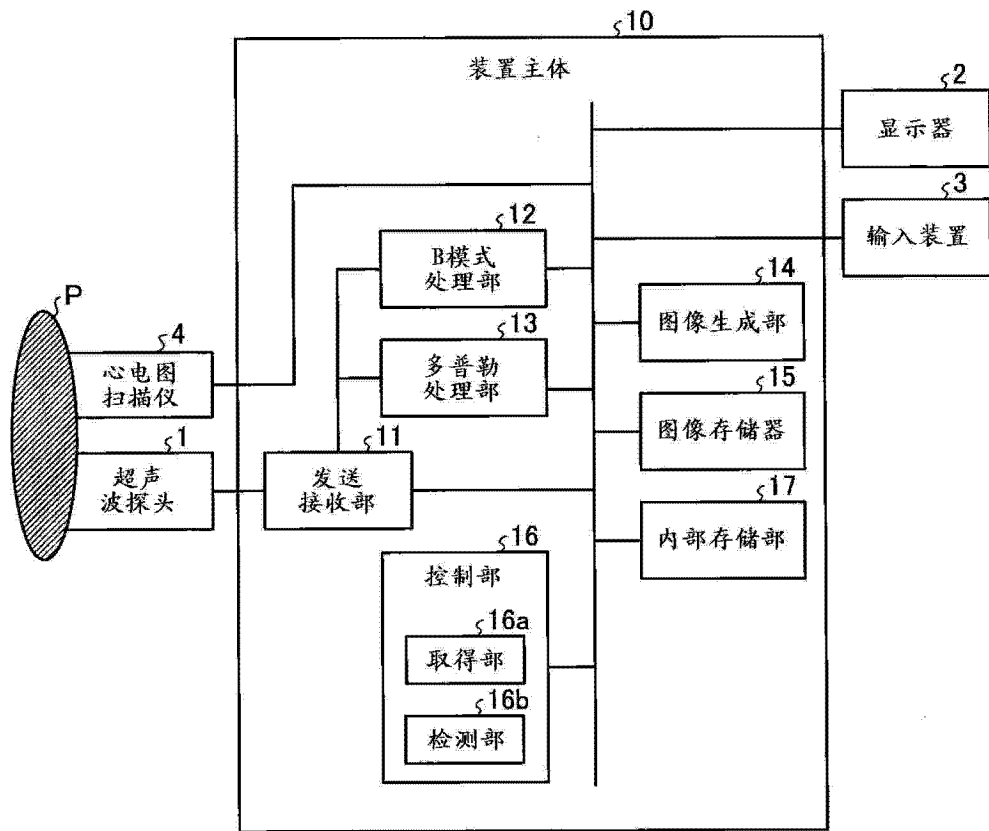


图 9

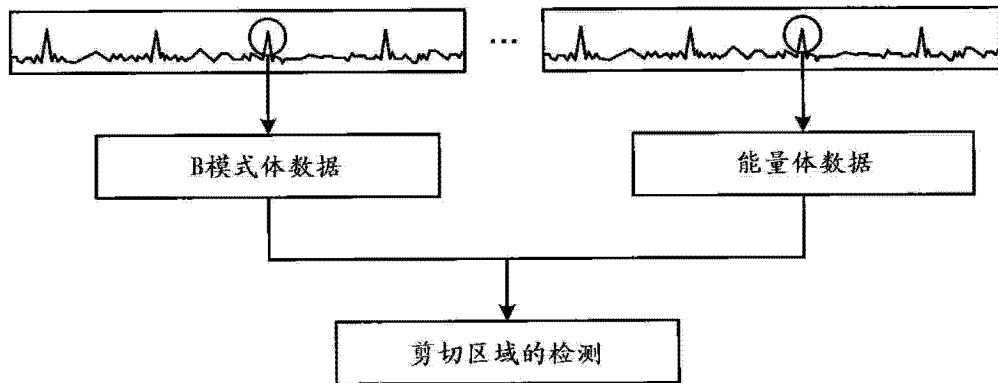


图 10

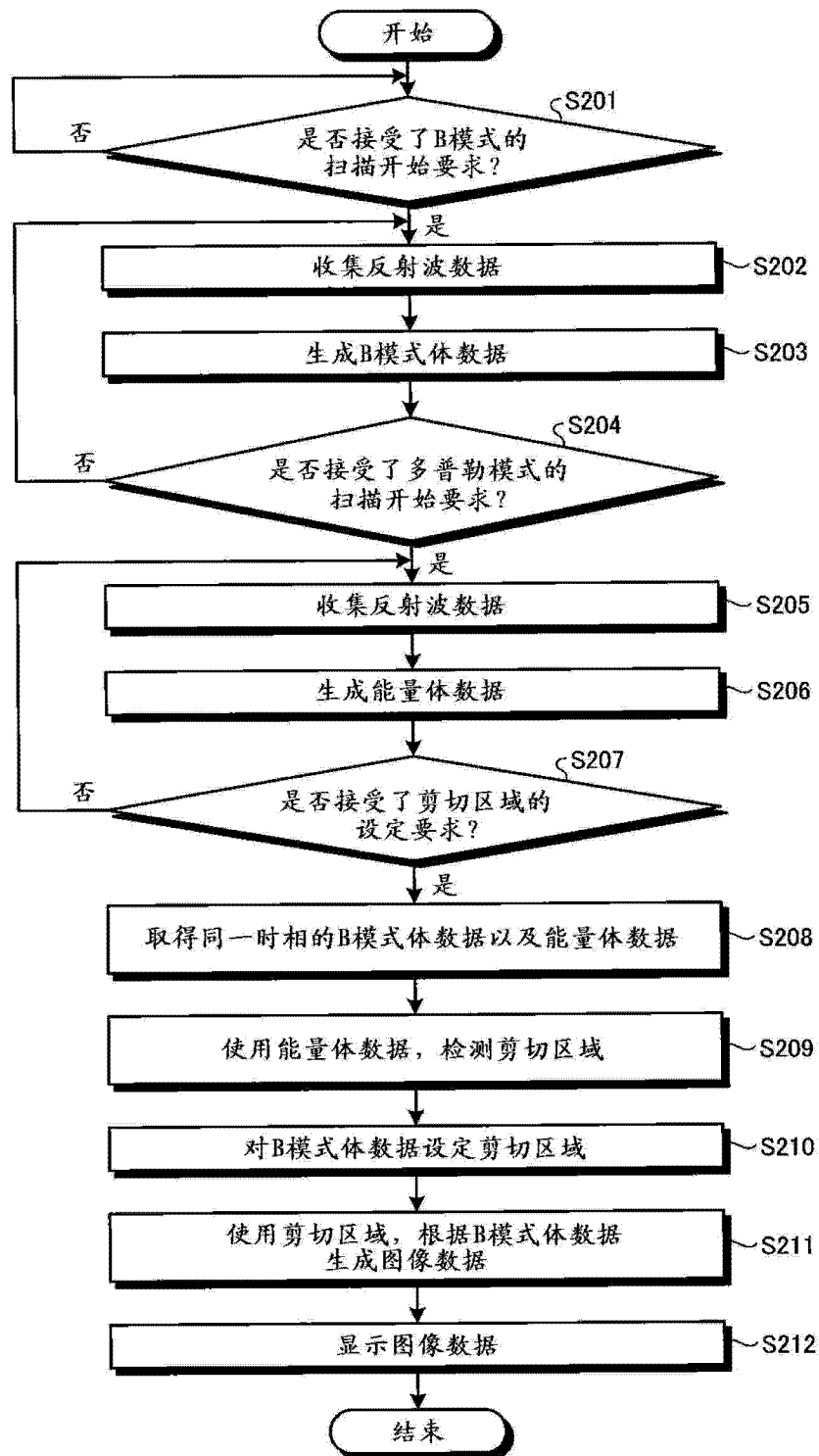


图 11

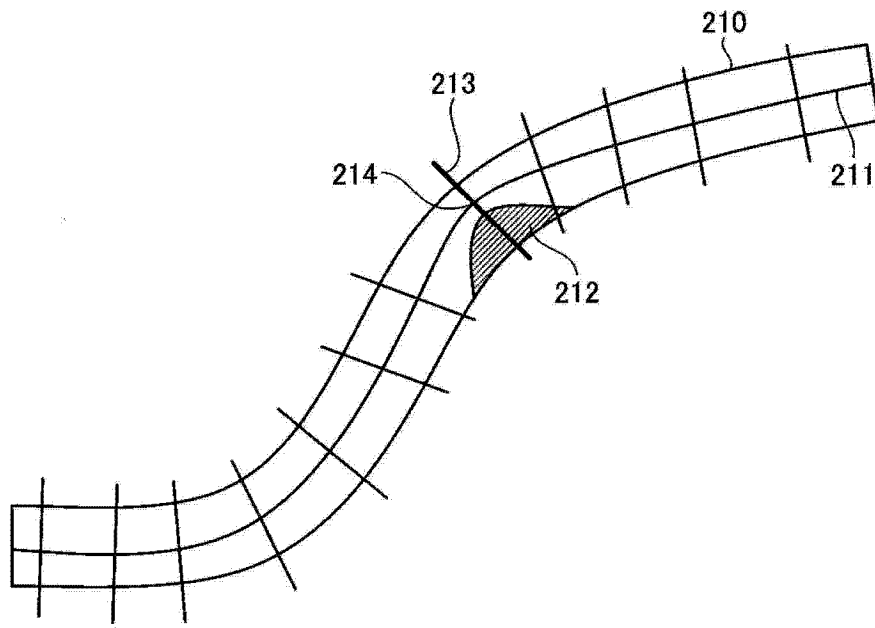


图 12

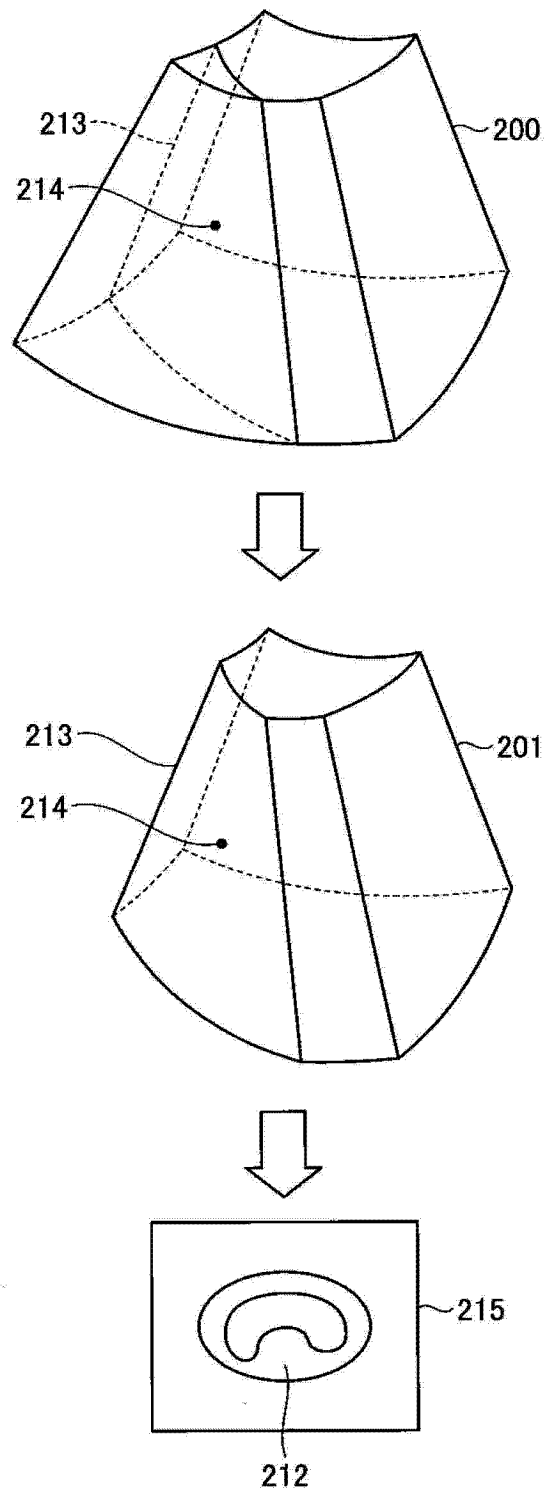


图 13

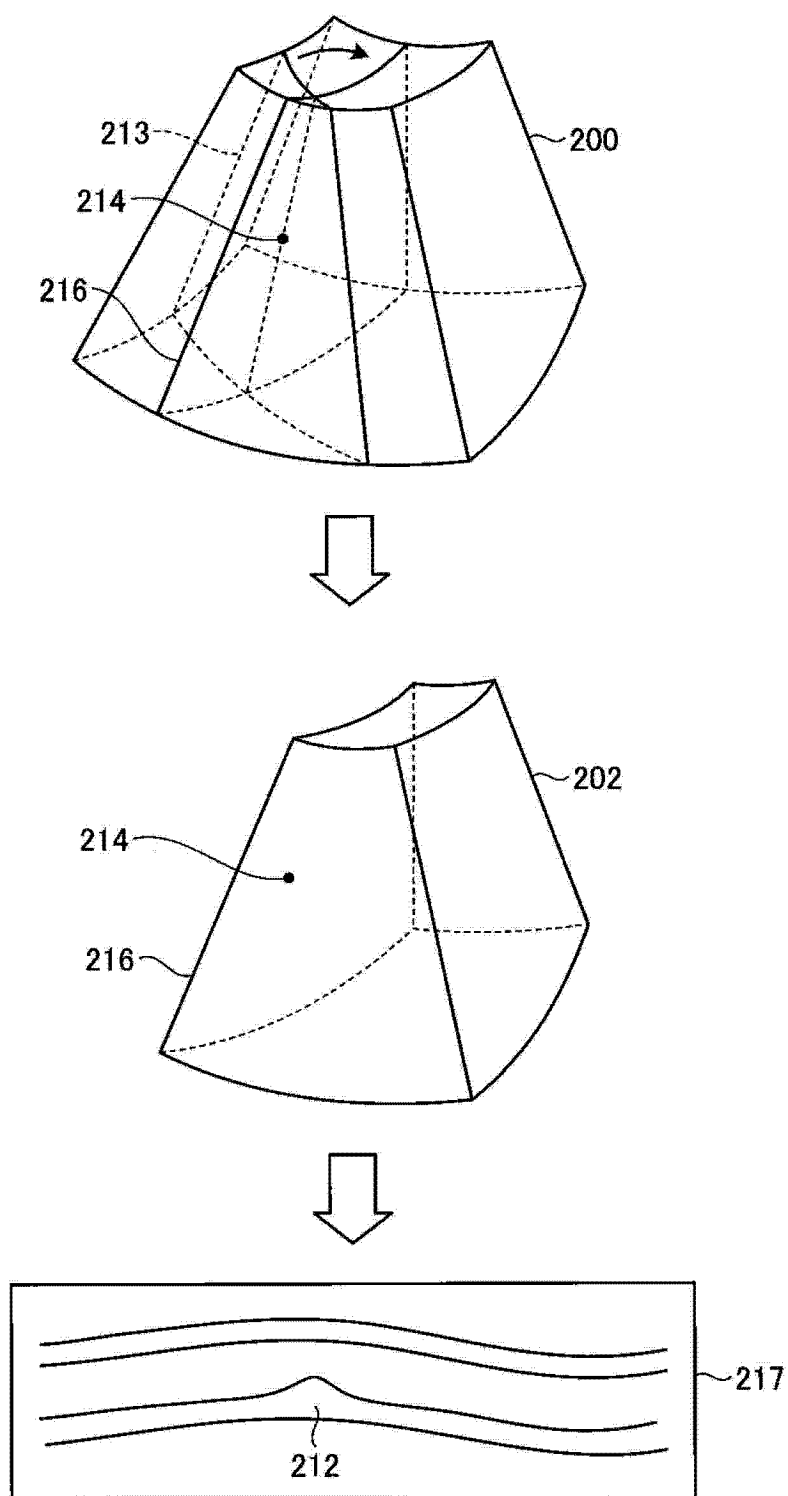


图 14

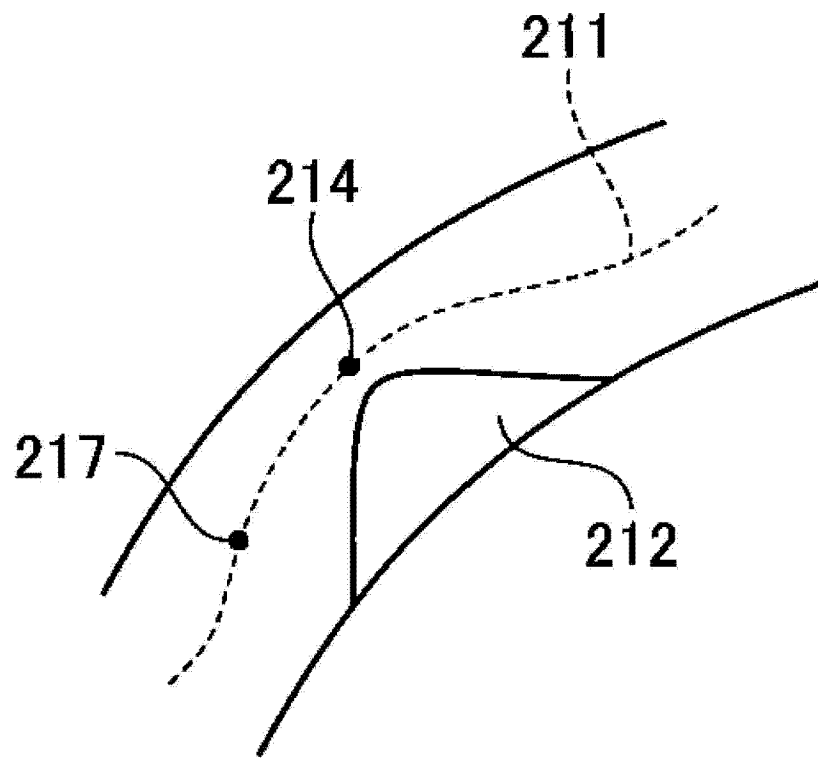


图 15

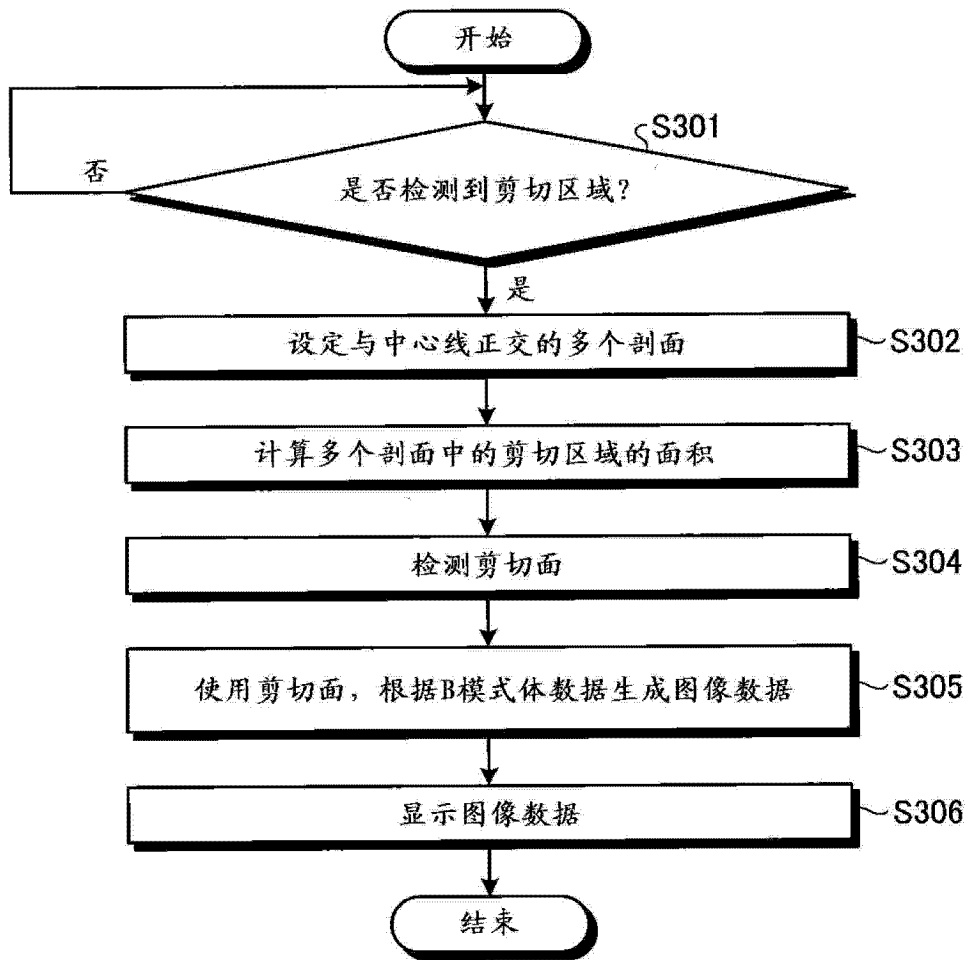


图 16

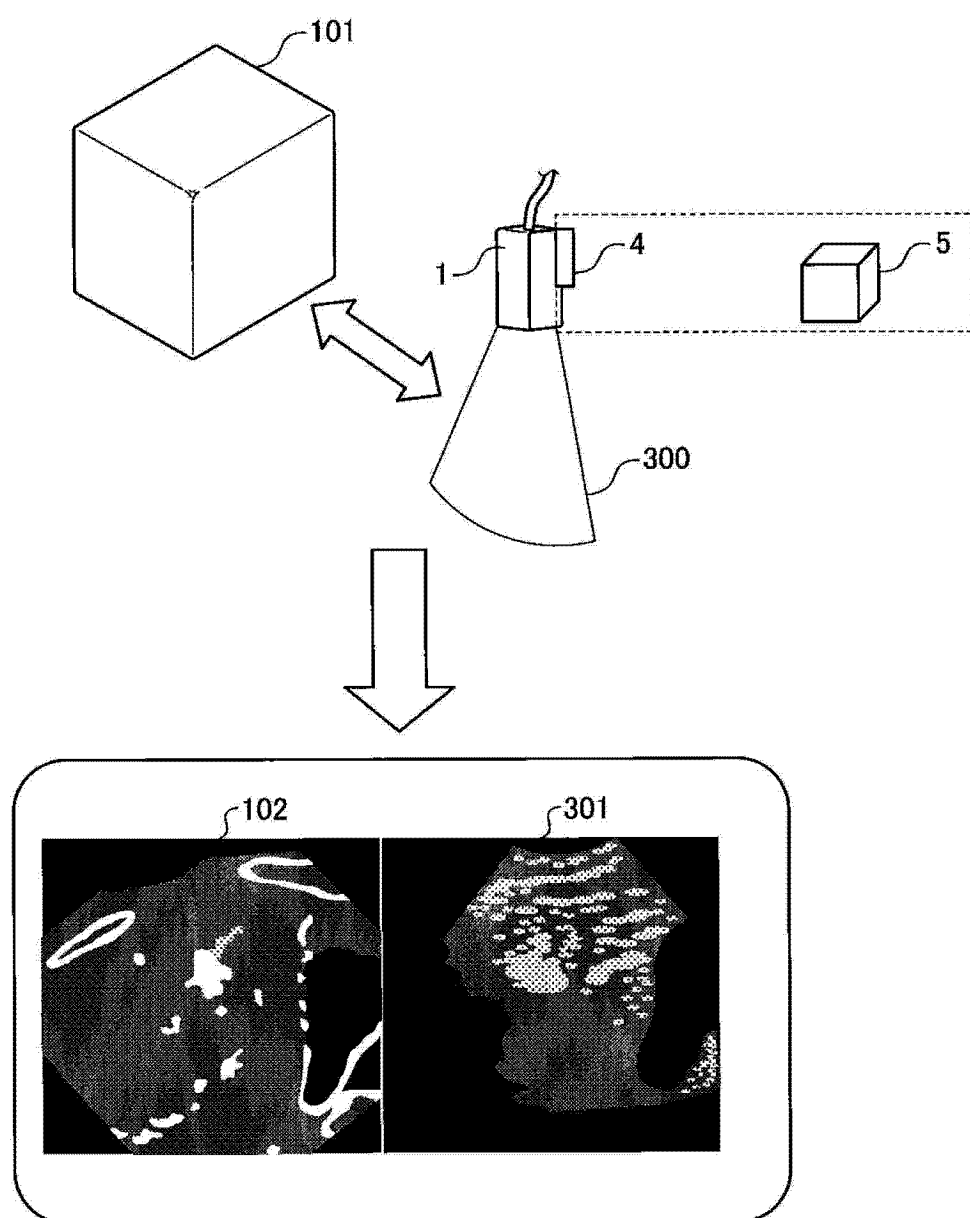


图 17

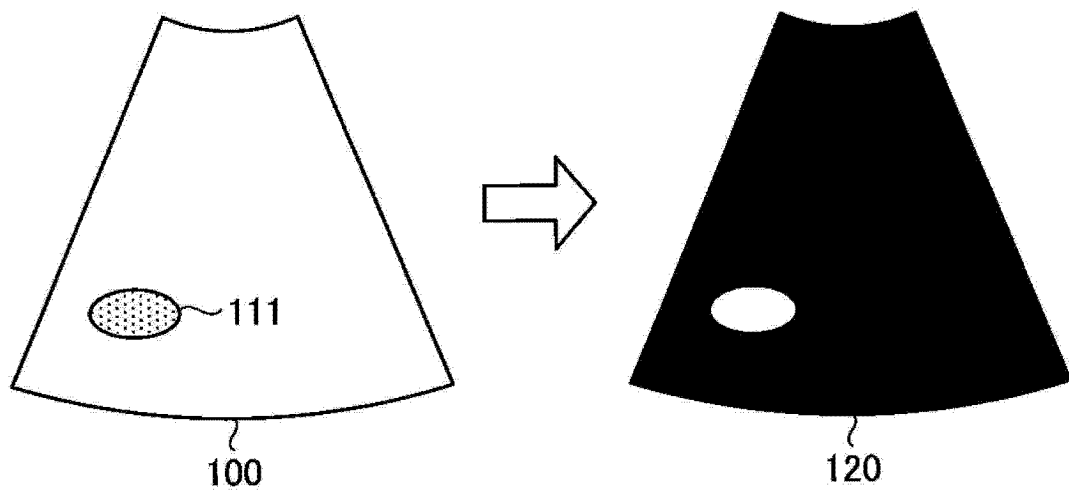


图 18

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN103429162A	公开(公告)日	2013-12-04
申请号	CN201380000553.0	申请日	2013-03-25
[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	佐藤俊介 小林丰 藤井友和 小笠原胜 福田省吾		
发明人	佐藤俊介 小林丰 藤井友和 小笠原胜 福田省吾		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/523 G06T7/0012 A61B8/4254 A61B6/5247 A61B8/5261 G01S15/8993 A61B6/504 A61B8/5246 G01S15/8979 G01S7/52074 G01S15/8988 A61B8/06 G01F1/66 A61B8/483 A61B8/486 A61B8/0891 A61B8/0833 A61B8/04 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/543 G01S7/52087 G16H50/30 A61B8/02 A61B8/0883		
代理人(译)	李洋		
优先权	2012070207 2012-03-26 JP 2013062840 2013-03-25 JP		
其他公开文献	CN103429162B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式的超声波诊断装置具备取得部 (16a) 和检测部 (16b) 。取得部 (16a) 取得表示与在利用超声波进行了三维扫描后的区域内流动的流体相关的流体信息的流体体数据。检测部 (16b) 使用上述流体信息检测在上述区域内流体所存在的区域, 并使用该检测出的区域来检测图像处理对象的体数据中的管腔的内腔区域。

