



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104602611 A

(43) 申请公布日 2015. 05. 06

(21) 申请号 201380046161. 8

(22) 申请日 2013. 09. 09

(30) 优先权数据

2012-198937 2012. 09. 10 JP

2013-186717 2013. 09. 09 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 03. 04

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/074291 2013. 09. 09

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/038703 JA 2014. 03. 13

(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 贞光和俊 郡司隆之

栗田康一郎 五十岚悠

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

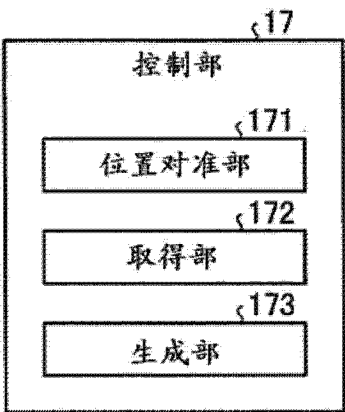
权利要求书2页 说明书12页 附图7页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、医用图像处理装置以及图像处理程序

(57) 摘要

实施方式所涉及的超声波诊断装置具备位置对准部 (171)、检测部 (172)、以及生成部 (173)。位置对准部进行三维的超声波体数据和与三维的超声波体数据不同的其他种类的三维的其他类型医用图像体数据的位置对准。检测部确定其他类型医用图像体数据中的管腔区域的位置,并检测确定出的管腔区域在超声波体数据中的位置。生成部根据由检测部检测到的管腔区域的位置,生成从设定于管腔区域的内部的视点对超声波体数据投影而得到的投影图像数据,作为显示于规定的显示部的显示图像数据。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

位置对准部,进行三维的超声波体数据和与该三维的超声波体数据不同的其他种类的三维的其他类型医用图像体数据的位置对准;

检测部,确定上述其他类型医用图像体数据中的管腔区域的位置,并检测该确定出的管腔区域在上述超声波体数据中的位置;以及

生成部,根据由上述检测部检测到的管腔区域的位置,生成从设定于该管腔区域的内部的视点对上述超声波体数据投影而得到的投影图像数据,作为显示于规定的显示部的显示图像数据。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述生成部进行对与由上述检测部检测到的管腔区域对应的超声波体数据加以变更的加工,生成将对该被变更后的超声波体数据从设定于上述管腔区域的内部的视点进行投影而得到的投影图像数据作为上述显示图像数据。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述生成部生成对由上述检测部检测到的管腔区域的位置进行表示的图像数据,生成将该图像数据和上述投影图像数据重叠了的图像数据作为上述显示图像数据。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

作为对由上述检测部检测到的管腔区域的位置进行表示的图像数据,上述生成部生成与该管腔区域的边界对应的线框图像数据,并生成将该线框图像数据和上述投影图像数据重叠了的图像数据作为上述显示图像数据。

5. 根据权利要求 1~4 中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述生成部根据上述投影图像数据,来计算上述超声波体数据中的管腔区域的位置,并生成将与该位置和由上述检测部检测到的管腔区域的位置的差量对应的区域强调显示了图像数据作为上述显示图像数据。

6. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

位置对准部,进行超声波图像数据和与超声波图像数据不同的其他种类的其他类型医用图像数据的位置对准;

检测部,确定上述其他类型医用图像数据中的包含生物体组织的轮廓的区域,并检测该确定出的区域在上述超声波图像数据中的位置;以及

生成部,生成根据由上述检测部检测到的生物体组织的位置和上述超声波图像数据而生成的图像数据作为显示于规定的显示部的显示图像数据。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述生成部生成对由上述检测部检测到的轮廓的位置进行表示的图像数据,并生成将该图像数据和上述投影图像数据重叠了的图像数据作为上述显示图像数据。

8. 一种医用图像处理装置,其特征在于,具备:

位置对准部,进行三维的超声波体数据和与该三维的超声波体数据不同的其他种类的三维的其他类型医用图像体数据的位置对准;

检测部,确定上述其他类型医用图像体数据中的管腔区域的位置,并检测该确定出的管腔区域在上述超声波体数据中的位置;以及

生成部,根据由上述检测部检测到的管腔区域的位置,生成从设定于该管腔区域的内

部的视点对上述超声波体数据投影而得到的投影图像数据,作为显示于规定的显示部的显示图像数据。

9. 一种图像处理程序,其特征在于,使计算机执行以下步骤:

位置对准步骤,进行三维的超声波体数据和与该三维的超声波体数据不同的其他种类的三维的其他类型医用图像体数据的位置对准;

检测步骤,确定上述其他类型医用图像体数据中的管腔区域的位置,并检测该确定出的管腔区域在上述超声波体数据中的位置;以及

生成步骤,根据由上述检测步骤检测到的管腔区域的位置,生成从设置于该管腔区域的内部的视点对上述超声波体数据投影而得到的投影图像数据,作为显示于规定的显示部的显示图像数据。

超声波诊断装置、医用图像处理装置以及图像处理程序

技术领域

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

背景技术

[0002] 超声波诊断装置与 X 射线 CT (Computed Tomography) 装置或 MRI (MRI :Magnetic Resonance Imaging) 装置等其他的医用图像诊断装置相比较,是细微的构造物的描绘能力优异,例如在以血管为中心的心血管的观察中有益的医用图像诊断装置。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来大致实时地沿着时间序列生成体数据的超声波诊断装置正在被实用化。

[0003] 因此,在超声波检查的领域中,也正在导入对由 X 射线 CT (Computed Tomography) 装置或磁共振成像 (MRI :Magnetic Resonance Imaging) 装置等取得的体数据进行的虚拟内窥镜显示。例如,使用了超声波诊断装置的血管的虚拟内窥镜显示作为心血管疾病、特别作为血管狭窄或血管瘤的新的观察方法是有用的。在此,为了进行虚拟内窥镜显示,需要检测超声波体数据 (例如,B 模式体数据) 所包含的管腔的内腔区域。

[0004] 但是,超声波图像 (B 模式图像) 与 X 射线 CT 图像或 MRI 图像等其他的医用图像相比较,构造物间的轮廓模糊的趋势较强。因此,如果管腔的粗度不是某一程度以上,则通过使用程序的自动处理难以根据 B 模式体数据来检测管腔的内腔区域。因此,目前超声波诊断装置中的虚拟内窥镜显示被限定于具有某一程度的粗度的管状组织,难以适用于细的管状组织。

[0005] 专利文献 1 :日本特开 2007-195685 号公报

发明内容

[0006] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够取得超声波图像所描绘出的构造物的轮廓的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理程序。

[0007] 实施方式所涉及的超声波诊断装置具备位置对准部、检测部、以及生成部。位置对准部进行三维的超声波体数据和与三维的超声波体数据不同的其他种类的三维的其他类型医用图像体数据的位置对准。检测部确定其他类型医用图像体数据中的管腔区域的位置,并检测确定出的管腔区域在超声波体数据中的位置。生成部根据由检测部取得的管腔区域的位置,生成将从设定于管腔区域的内部的视点对超声波体数据进行投影而得到的投影图像数据作为显示于规定的显示部的显示图像数据。

附图说明

[0008] 图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。

[0009] 图 2 是用于说明第 1 实施方式所涉及的控制部 17 的结构的一个例子的图。

[0010] 图 3 是用于说明第 1 实施方式所涉及的位置对准部的图。

[0011] 图 4 是用于说明第 1 实施方式所涉及的取得部的图。

- [0012] 图 5 是用于说明第 1 实施方式所涉及的取得部的图。
- [0013] 图 6 是用于说明第 1 实施方式所涉及的生成部的图。
- [0014] 图 7 是用于说明第 1 实施方式所涉及的生成部的图。
- [0015] 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。
- [0016] 图 9 是表示显示图像数据的其他例子的图。
- [0017] 图 10 是表示显示图像数据的其他例子的图。
- [0018] 图 11 是表示第 2 实施方式所涉及的医用图像处理装置的结构例的框图。

具体实施方式

[0019] 以下,参照附图,详细地说明超声波诊断装置的实施方式。

[0020] (第 1 实施方式)

[0021] 首先,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构进行说明。图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。如图 1 所示例那样,第 1 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、位置传感器 4、发射器 5、以及装置主体 10。另外,装置主体 10 经由网络 100 与外部装置 6 连接。

[0022] 超声波探头 1 具有多个振子,这些多个振子根据从后述的装置主体 10 所具有的发送接收部 11 供给的驱动信号来产生超声波。超声波探头 1 所具有的振子例如是压电振子。超声波探头 1 接收来自被检体 P 的反射波信号并转换成电信号。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。其中,超声波探头 1 与装置主体 10 自由拆卸地连接。

[0023] 当从超声波探头 1 向被检体 P 发送超声波时,所发送的超声波在被检体 P 的体内组织中的声阻抗的不连续面被依次反射,作为反射波信号由超声波探头 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中的声阻抗之差。其中,所发送的超声波脉冲被正在移动的血流或心脏壁等的表面反射时的反射波信号由于多普勒效应而依存于移动体相对于超声波发送方向的速度分量,并接受频移。

[0024] 例如,为了被检体 P 的二维扫描,多个压电振子以一系列配置而成的 1D 阵列探头作为超声波探头 1 与装置主体 10 连接。例如,作为超声波探头 1 的 1D 阵列探头是进行扇形扫描的扇形探头、进行偏置扇形扫描的凸型探头、或进行线性扫描的线型探头等。

[0025] 或者,为了被检体 P 的三维扫描,例如在装置主体 10 上,机械 4D 探头或 2D 阵列探头作为超声波探头 1 与装置主体 10 连接。机械 4D 探头能够使用如 1D 阵列探头那样以一系列配置而成的多个压电振子进行二维扫描,并且能够通过使多个压电振子以规定的角度(摆动角度)摆动来进行三维扫描。另外,2D 阵列探头能够通过被配置成矩阵状的多个压电振子来进行三维扫描,并且能够通过将超声波会聚并发送来进行二维扫描。

[0026] 位置传感器 4 以及发射器 5 是用于取得超声波探头 1 的位置信息的装置。例如,位置传感器 4 是被安装于超声波探头 1 的磁传感器。另外,例如发射器 5 是被配置于任意的位

置,并以本装置为中心朝向外侧形成磁场的装置。

[0027] 位置传感器 4 检测由发射器 5 形成的三维的磁场。而且,位置传感器 4 根据检测到的磁场的信息,来计算以发射器 5 为原点的空间中的本装置的位置(坐标以及角度),并将计算出的位置向后述的控制部 17 发送。在此,位置传感器 4 将本装置所位于的三维的坐

标以及角度作为超声波探头 1 的三维位置信息,向后述的控制部 17 发送。

[0028] 输入装置 3 经由后述的接口部 18 与装置主体 10 连接。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、轨迹球等。该输入装置 3 接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定要求,并将接受到的各种设定要求向装置主体 10 转送。

[0029] 显示器 2 是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数据等的显示装置。

[0030] 外部装置 6 是经由后述的接口部 18 与装置主体 10 连接的装置。例如,外部装置 6 是作为对各种医用图像的数据进行管理的系统的 PACS(Picture Archiving and Communication System)的数据库、或对添加有医用图像的电子病历进行管理的电子病历系统的数据库等。或者,外部装置 6 例如是 X 射线 CT(Computed Tomography)装置、MRI(Magnetic Resonance Imaging)装置等本实施方式所涉及的超声波诊断装置以外的各种医用图像诊断装置。或者,外部装置例如是进行图像诊断的医生所使用的 PC(Personal Computer)、CD 或 DVD 等存储介质、打印机等。

[0031] 本实施方式所涉及的装置主体 10 能够经由接口部 18 从外部装置 6 取得被统一为遵照 DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)标准的图像格式的各种医用图像的数据。例如,装置主体 10 借助后述的接口部 18,经由接口部 18 从外部装置 6 取得成为由本装置生成的超声波图像数据的比较对象的体数据。

[0032] 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。图 1 所示的装置主体 10 是能够根据二维的反射波信号来生成二维的超声波图像数据、能够根据三维的反射波信号来生成三维的超声波图像数据的装置。

[0033] 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、控制部 17、接口部 18。

[0034] 发送接收部 11 根据后述的控制部 17 的指示,来控制超声波探头 1 所进行的超声波发送接收。发送接收部 11 具有脉冲发生器、发送延迟部、以及触发发生器等,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,反复产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产生的各速率脉冲赋予将从超声波探头 1 产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,触发发生器以基于速率脉冲的定时,向超声波探头 1 施加驱动信号(驱动脉冲)。发送延迟部通过使对各速率脉冲赋予的延迟时间变化,来任意地调整从压电振子面发送的超声波的发送方向。

[0035] 其中,发送接收部 11 为了根据后述的控制部 17 的指示来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。特别是,发送驱动电压的变更由能够瞬间切换其值的线性放大器型的发送电路或者能够电切换多个电源单元的机构实现。

[0036] 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、以及加法器等,对超声波探头 1 接收到的反射波信号进行各种处理来生成反射波数据。前置放大器将反射波信号按每个信道放大。A/D 转换器对放大后的反射波信号进行 A/D 转换。接收延迟部赋予为了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强调,根据接收指向性和发送指向性形成超声波

发送接收的综合性的波束。

[0037] 当对被检体 P 进行二维扫描时,发送接收部 11 从超声波探头 1 发送二维的超声波束。而且,发送接收部 11 根据超声波探头 1 接收到的二维的反射波信号来生成二维的反射波数据。另外,当对被检体 P 进行三维扫描时,发送接收部 11 从超声波探头 1 发送三维的超声波束。而且,发送接收部 11 根据超声波探头 1 接收到的三维的反射波信号来生成三维的反射波数据。

[0038] 其中,来自发送接收部 11 的输出信号的形态能够选择是包含被称为 RF(Radio Frequency) 信号的相位信息的信号的情况、或是包络线检波处理后的振幅信息的情况等各种形态。

[0039] B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 是对发送接收部 11 根据反射波信号生成的反射波数据进行各种信号处理的信号处理部。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,来生成信号强度由辉度的明亮度表现的数据(B 模式数据)。另外,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析,生成针对多点提取出因多普勒效应引起的速度、方差、能量等移动体信息的数据(多普勒数据)。在此,移动体例如是指血流、心壁等组织、或造影剂。

[0040] 其中,图 1 所示例的 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双方进行处理。即,B 模式处理部 12 根据二维的反射波数据生成二维的 B 模式数据,根据三维的反射波数据生成三维的 B 模式数据。另外,多普勒处理部 13 根据二维的反射波数据生成二维的多普勒数据,根据三维的反射波数据生成三维的多普勒数据。

[0041] 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 所生成的二维的 B 模式数据生成由辉度表示了反射波的强度的二维 B 模式图像数据。另外,图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 所生成的二维的多普勒数据生成表示移动体信息的二维多普勒图像数据。二维多普勒图像数据是速度图像数据、方差图像数据、能量图像数据、或者组合这些数据而得到的图像数据。

[0042] 在此,图像生成部 14 一般将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换)成电视等所代表的视频格式的扫描线信号列,生成显示用的超声波图像数据。具体而言,图像生成部 14 通过根据超声波探头 1 对超声波的扫描形态进行坐标转换,来生成显示用的超声波图像数据。另外,除了扫描转换以外,作为各种图像处理,图像生成部 14 例如使用扫描转换后的多个图像帧,来进行重新生成辉度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、或在图像内使用微分滤波器的图像处理(边缘强调处理)等。另外,图像生成部 14 对超声波图像数据合成附带信息(各种参数的文字信息、刻度、体位标记等)。

[0043] 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 所生成的数据是扫描转换处理后的显示用的超声波图像数据。其中,B 模式数据以及多普勒数据还被称为原始数据(Raw Data)。图像生成部 14 根据作为扫描转换处理前的二维超声波图像数据的“二维 B 模式数据或二维多普勒数据”,生成作为显示用的二维超声波图像数据的“二维的 B 模式图像数据或二维多普勒图像数据”。

[0044] 并且,图像生成部 14 通过对 B 模式处理部 12 所生成的三维的 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 所生成的三维的多普勒数据进行坐标转换,来生成三维多普勒图像数据。图像生成部 14 生成“三维的 B 模式图像数据或三维多普勒图像数据”作为“三维超声波图像数据(超声波体数据)”。

[0045] 并且,图像生成部 14 为了生成用于由显示器 2 显示体数据的各种二维图像数据,对体数据进行绘制处理。作为图像生成部 14 进行的绘制处理,例如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 进行的绘制处理,例如存在生成反映了三维的信息的二维图像数据的体绘制(VR:Volume Rendering)处理。

[0046] 使用图像生成部 14 所具有的绘制功能,本实施方式所涉及的超声波诊断装置显示使用了包含管腔状组织的超声波体数据的虚拟内窥镜(VE:Virtual Endoscopy)图像数据。该 VE 图像数据是通过使用了设定于管腔内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数据。另外,图像生成部 14 通过沿着管腔的中心线(芯线)移动视点,来进行视点位置不同的 VE 图像数据的动态图像显示。在此,当进行该动态图像显示时,管腔的内壁成为作为绘制对象的剪切区域。但是,超声波诊断装置在其性质上,不适合观察没有被水分或实质充满的消化器官等脏器。因此,超声波诊断装置对动态图像显示的适用范围为被血液充满的血管、被胆汁充满的胆管等被流体充满的管腔。

[0047] 图像存储器 15 是存储图像生成部 14 所生成的显示用的图像数据的存储器。另外,图像存储器 15 还能够存储 B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 所生成的数据。图像存储器 15 所存储的 B 模式数据或多普勒数据例如能够在诊断之后由操作者调出,经由图像生成部 14 成为显示用的超声波图像数据。

[0048] 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、医生的意见等)、诊断协议或各种体位标记等各种数据。另外,内部存储部 16 还根据需要,被用于保管图像存储器 15 所存储的图像数据等。另外,内部存储部 16 所存储的数据能够经由后述的接口部 18 向外部装置 6 转送。

[0049] 控制部 17 控制超声波诊断装置的处理整体。具体而言,控制部 17 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 16 读入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,以便由显示器 2 显示图像存储器 15 或内部存储部 16 所存储的显示用的图像数据。另外,控制部 17 进行控制,以便将图像生成部 14 所生成的显示用的图像数据保存在内部存储部 16 等中。另外,控制部 17 进行控制,以便将从操作者经由输入装置 3 接受到的医用图像数据从外部装置 6 经由网络 100 以及接口部 18 向内部存储部 16 或图像生成部 14 转送。

[0050] 接口部 18 是针对输入装置 3、网络 100 以及外部装置 6 的接口。输入装置 3 接受到的来自操作者的各种设定信息以及各种指示通过接口部 18 向控制部 17 转送。例如,输入装置 3 从操作者接受到的图像数据的转送要求通过接口部 18,经由网络 100 通知给外部装置 6。另外,外部装置 6 所转送的图像数据通过接口部 18,被存储于内部存储部 16,或者向图像生成部 14 转送。

[0051] 通过经由接口部 18 与外部装置 6 的数据发送接收,本实施方式所涉及的控制部 17 能够与本装置摄像得到的超声波图像一起,将其他的医用图像诊断装置摄像得到的医用图

像(X射线CT图像或MRI图像等)显示于显示器2。此外,与超声波图像一起显示的医用图像的数据也可以借助CD-ROM、MO、DVD等存储介质被保存在内部存储部16中。

[0052] 并且,控制部17能够使图像生成部14生成与显示器2所显示的二维超声波图像数据的剖面大致相同剖面的医用图像数据(例如,二维X射线CT图像数据),并显示于显示器2。在此,显示器2所显示的二维超声波图像数据的剖面例如是为了生成二维超声波图像数据而进行了的二维超声波扫描的剖面、为了决定收集超声波体数据的三维超声波扫描的区域而进行了的二维超声波扫描的剖面、或者与根据超声波体数据生成的剖面图像数据(MPR图像数据等)对应的剖面。例如,当进行被检体P的超声波检查时,操作者要求转送对成为检查对象的被检体P的目标部位进行了摄影而得到的X射线CT体数据。另外,操作者经由输入装置3调整MPR处理用的截面的位置,以使得描绘出目标部位的X射线CT图像数据被显示于显示器2。

[0053] 而且,通过控制部17的控制,图像生成部14生成由操作者调节后的截面(以下称为初始剖面)将X射线CT体数据切断了的X射线CT图像数据,显示器2显示图像生成部14所生成的二维X射线CT图像数据。操作者操作超声波探头1,以便进行与显示器2所显示的X射线CT图像数据相同剖面的超声波扫描。另外,操作者再次调整X射线CT体数据中的初始剖面的位置,以便显示与在显示器2中显示的超声波图像数据相同剖面的X射线CT图像。而且,当判定为显示器2所显示的X射线CT图像数据和超声波图像数据大致为同一剖面时,操作者按下输入装置3的确定按钮。控制部17将确定按钮被按下的时刻从位置传感器4取得的超声波探头1的三维位置信息设定为初始位置信息。另外,控制部17将确定按钮被按下的时刻的X射线CT体数据中的初始剖面的位置决定为最终的初始剖面的位置。

[0054] 之后,控制部17根据从位置传感器4取得的超声波探头1的三维位置信息和初始位置信息,取得与超声波探头1的扫描剖面相关的移动信息,根据所取得的移动信息来变更初始剖面的位置,从而重新设定MPR用的截面。而且,通过控制部17的控制,图像生成部14基于控制部17重新设定了的截面并根据X射线CT体数据生成X射线CT图像数据,生成使X射线CT图像数据和超声波图像数据并列的图像数据。显示器2显示该图像数据。由此,本实施方式所涉及的超声波诊断装置能够在显示器2的画面中实时且同时显示超声波图像和与该超声波图像大致相同剖面的X射线CT图像。其中,以下有时使同一剖面的超声波图像和X射线CT图像等与超声波探头1的移动相匹配,将在显示器2的画面中实时联动地同时显示的功能记作“同时显示功能”。

[0055] 以上,针对第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构进行了说明。在该结构下,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置显示VE图像数据。在此,B模式的图像数据与X射线CT图像或MRI图像等其他的医用图像相比较,构造物的轮廓模糊的趋势较强。因此,例如如果管腔的粗度不是某一程度以上,则通过使用了程序的自动处理难以根据B模式体数据检测管腔的内腔区域。特别是,在搏动引起的活动激烈的血管的情况下,血管的轮廓大多数情况下更加模糊。因此,在现状中,如果管腔的粗度不是某一程度以上,则不能检测剪切区域。因此,以往的超声波诊断装置中的VE图像数据的显示限定于具有某一程度的粗度的管状组织,难以适用于细的管状组织。

[0056] 鉴于此,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置为了得到超声波图像所描绘出的

构造物的轮廓,进行以下说明的控制部 17 的处理。具体而言,第 1 实施方式所涉及的控制部 17 取得超声波图像所描绘出的构造物的轮廓,并为了即便是细的管状组织也显示 VE 图像数据,进行以下说明的处理。

[0057] 以下,针对第 1 实施方式所涉及的控制部 17 的处理,使用图 2 进行说明。图 2 是用于说明第 1 实施方式所涉及的控制部 17 的结构的一个例子的图。如图 2 所示,控制部 17 具有位置对准部 171、取得部 172、以及生成部 173。

[0058] 位置对准部 171 进行超声波图像数据与和超声波图像数据不同的其他种类的其他类型医用图像数据的位置对准。例如,位置对准部 171 接受超声波图像数据为三维的超声波体数据、其他类型医用图像数据为三维的其他类型医用图像体数据的 2 个体数据的指定,并且接受 VE 图像数据的显示要求。位置对准部 171 针对所指定的 2 个体数据进行位置对准。

[0059] 作为一个例子,第 1 实施方式所涉及的位置对准部 171 使用上述的“同时显示功能”,来进行位置对准。以下,使用图 3,针对位置对准部 171 进行的超声波体数据与作为其他类型医用图像体数据的 X 射线 CT 体数据的位置对准进行说明。图 3 是用于说明第 1 实施方式所涉及的位置对准部的图。首先,操作者要求转送对包含成为 VE 图像数据的显示对象的被检体 P 的管腔的目标部位进行摄影而得到的 X 射线 CT 体数据。由此,如图 3 所示,位置对准部 171 取得成为位置对准的对象的 X 射线 CT 体数据。另外,操作者进行用于对包含成为 VE 图像数据的显示对象的被检体 P 的管腔的超声波体数据进行收集的三维超声波扫描。

[0060] 例如,操作者使用能够进行三维超声波扫描的超声波探头 1,在规定的剖面进行被检体 P 的二维超声波扫描。在此,规定的剖面例如被设定为位于被进行三维超声波扫描的三维区域的中心的剖面。由于控制部 17 经由发送接收部 11 控制超声波发送接收,所以,能够取得该剖面相对于超声波探头 1 的相对位置。

[0061] 而且,操作者一边参照显示器 2 所显示的超声波图像(图 3 所示的 UL2D 图像),一边操作安装有位置传感器 4 的超声波探头 1,以使得目标部位被描绘在超声波图像内的大致中心。另外,操作者经由输入装置 3 调整 MPR 处理用的截面的位置,以使得描绘出目标部位的 X 射线 CT 图像数据被显示于显示器 2。

[0062] 而且,当与在 X 射线 CT 体数据的 MPR 图像中描绘出的目标部位的特征部分相同的特征部分在 UL2D 图像上被描绘出时,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,使用鼠标来指定特征部分的多个位置。而且,操作者在包含按下确定按钮时的二维超声波扫描剖面的三维区域,进行被检体 P 的三维超声波扫描。由此,图像生成部 14 生成超声波体数据。位置对准部 171 根据按下确定按钮时的 X 射线 CT 体数据的截面、超声波探头 1 的三维位置信息、和 UL2D 图像以及 CTMPR 图像各自的特征部位的位置,进行 X 射线 CT 体数据与超声波体数据的位置对准。

[0063] 换言之,位置对准部 171 根据按下确定按钮时的 X 射线 CT 体数据的截面、超声波探头 1 的三维位置信息、和 UL2D 图像以及 CTMPR 图像各自的特征部位的位置,将 X 射线 CT 体数据的体素的坐标和超声波体数据的体素的坐标建立对应。通过进行该处理,例如,即使在超声波探头 1 的位置移动而生成了新的超声波体数据的情况下,位置对准部 171 也能够进行该超声波体数据与 X 射线 CT 体数据的位置对准。此外,位置对准部 171 进行位置对准

的方法并不限于上述的方法,例如,也可以采用使用了相互相关法的位置对准等公知的技术来进行。

[0064] 取得部 172 确定其他类型医用图像数据中的生物体组织的位置,根据位置对准的结果来取得该确定出的生物体组织的超声波图像数据中的位置。作为其他类型医用图像数据中的生物体组织的位置,取得部 172 例如确定管腔区域的位置。其中,取得部 172 是检测部的一个例子。

[0065] 图 4 以及图 5 是用于说明第 1 实施方式所涉及的取得部的图。如图 4 所示,取得部 172 通过针对由位置对准部 171 位置对准后的 X 射线 CT 体数据 4a,使用提取 CT 值在空间上连续的区域区域扩张(region growing)法或利用了形状模板的模式匹配法等进行分割处理,从而提取各区域。

[0066] 而且,取得部 172 针对提取出的各区域,通过使用了血管区域的形状模板的模式匹配法或使用了血管区域的辉度值的轮廓的方法等,如图 4 所示,确定并取得 X 射线 CT 体数据 4a 所包含的血管区域 4b 的位置。

[0067] 而且,如图 5 所示,取得部 172 根据位置对准的结果来取得血管区域 4b 的超声波体数据 5a 中的位置。如上述那样,位置对准部 171 取得 X 射线 CT 体数据 4a 的体素的坐标与超声波体数据的体素的坐标的对应关系。取得部 172 使用该对应关系,如图 5 所示,根据 X 射线 CT 体数据 4a 中的血管区域 4b 的位置,取得超声波体数据 5a 中的与血管区域 4b 对应的血管区域 5b 的位置。

[0068] 生成部 173 将由取得部 172 取得的生物体组织的位置被反映在超声波图像数据中的图像数据生成成为显示于显示器 2 的显示图像数据。生成部 173 例如根据由取得部 172 取得的生物体组织的位置来对超声波图像数据加工,将根据加工后的超声波图像数据而生成的图像数据生成成为显示于规定的显示部的显示图像数据。

[0069] 具体而言,生成部 173 根据由取得部 172 取得的管腔区域的位置,将从设定于管腔区域的内部的视点对超声波体数据投影而得到的投影图像数据生成成为显示图像数据。而且,生成部 173 使生成的显示图像数据显示于显示器 2。作为一个例子,生成部 173 进行将与血管区域 4b 对应的血管区域 5b 的内部的体素值替换为 0 的加工。换言之,生成部 173 进行将与血管区域 4b 对应的血管区域 5b 的内部的体素值变更为 0 的加工。而且,生成部 173 将从设定于血管区域 5b 的内部的视点对将体素值替换为 0 后的超声波体数据 5a 进行投影而得到的 VE 图像数据生成成为显示于显示器 2 的图像数据。

[0070] 图 6 以及图 7 是用于说明第 1 实施方式所涉及的生成部的图。例如,如图 6 所示,生成部 173 提取血管区域 5b 的中心线 6a。而且,如图 6 所示,生成部 173 使用沿着中心线 6a 设定的视点,生成 VE 图像数据。生成部 173 通过沿着中心线 6a 移动视点,来依次生成图 7 所示例的动态图像显示用的 VE 图像数据 7a。生成部 173 将所生成的动态图像显示用的 VE 图像数据 7a 向显示器 2 输出,在显示器 2 中进行 VE 图像数据 7a 的动态图像显示。

[0071] 另外,生成部 173 也可以生成以下说明的图像数据。例如,生成部 173 生成对由取得部 172 取得的管腔区域的位置进行表示的图像数据,将所生成的图像数据和投影图像数据重叠后的图像数据作为显示图像数据来生成。例如,如图 7 所示,生成部 173 生成对由取得部 172 取得的血管区域 5b 的边界进行表示的线框图像数据 7b。而且,生成部 173 将对所生成的 VE 图像数据 7a 重叠了线框图像数据 7b 的图像数据作为显示于显示器 2 的显示图

像数据来生成。通过参照图 7 所示例的图像,操作者能够视觉确认与 VE 图像数据 7a 所使用的血管区域 4b 对应的血管区域 5b 的轮廓。其中,图 7 所示例的线框图像数据 7b 只不过是一个例子。例如,生成部 173 也可以将管腔区域的表面作为半透明的筒的图像数据来生成,使所生成的图像数据重叠于投影图像数据。

[0072] 其中,血管区域 5b 是与由 X 射线 CT 体数据 4a 确定出的血管区域 4b 对应的区域。因此,血管区域 5b 的轮廓有时与超声波体数据 5a 所包含的血管区域的轮廓不一致。鉴于此,生成部 173 根据投影图像数据来计算超声波体数据中的管腔区域的位置,将对与计算出的位置和由取得部 172 取得的管腔区域的位置的差量对应的区域进行了强调显示的图像数据作为显示图像数据来生成。例如,生成部 173 从生成 VE 图像数据 7a 时所设定的中心线 6a 上的视点沿着视线方向取得超声波体数据 5a 的体素值。而且,例如,生成部 173 将体素值成为规定的阈值以上的体素作为超声波体数据 5a 中的与血管区域的内壁对应的体素。通过该处理,生成部 173 计算出超声波体数据中的血管区域的位置。

[0073] 而且,生成部 173 对与计算出的超声波体数据 5a 中的血管区域的位置和由取得部 172 取得的血管区域 5b 的位置的差量对应的区域进行强调显示。在图 6 所示的例子中,生成部 173 生成对超声波体数据中的血管区域向血管区域 5b 的内部隆起的隆起部分 6b 进行强调显示的图像数据。例如,生成部 173 在 VE 图像数据 7a 中,将与隆起部分 6b 对应的部分的色调设为红色系。另外,生成部 173 生成对超声波体数据中的血管区域向血管区域 5b 的外部凹陷的凹陷部分 6c 进行强调显示的图像数据。例如,生成部 173 在 VE 图像数据 7a 中,将与凹陷部分 6c 对应的部分的色调设为蓝色系。这样,通过对超声波体数据 5a 所包含的血管区域的轮廓与血管区域 5b 的轮廓不一致的部分进行强调显示,操作者能够容易地视觉确认该部分。此外,该强调显示还能够与上述的线框图像数据同时显示。

[0074] 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。

[0075] 如图 8 所示,当与超声波体数据以及 X 射线 CT 体数据的指定一起接受到 VE 图像数据的显示要求时(步骤 S101 肯定),位置对准部 171 进行超声波体数据以及 X 射线 CT 体数据的位置对准(步骤 S102)。其中,直到与超声波体数据以及 X 射线 CT 体数据的指定一起接受到 VE 图像数据的显示要求为止(步骤 S101 否定),位置对准部 171 都是待机状态。

[0076] 接着,取得部 172 确定 X 射线 CT 体数据中的血管区域的位置(步骤 S103),然后取得确定出的血管区域在超声波体数据中的位置(步骤 S104)。生成部 173 通过从设定于由取得部 172 取得的血管区域的中心线的视点对血管区域的轮廓进行投影,来生成 VE 图像数据(步骤 S105)。生成部 173 将所生成的 VE 图像数据向显示器 2 输出,在显示器 2 中显示 VE 图像数据(步骤 S106)。作为一个例子,生成部 173 依次生成动态图像显示用的 VE 图像数据 7a,在显示器 2 中进行动态图像显示用的 VE 图像数据 7a 的动态图像显示。另外,作为其他的例子,生成部 173 将生成的 VE 图像数据作为静态图像显示于显示器 2。

[0077] 如上所述,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置使用与超声波图像不同的其他种类的其他类型医用图像数据来确定超声波图像数据的模糊了的构造物的轮廓。而且,超声波诊断装置通过进行超声波图像数据与其他类型医用图像数据的位置对准,来取得在其他类型医用图像数据中确定出的构造物间的轮廓在超声波图像数据中的位置。这样,通过使用位置对准后的其他类型医用图像数据,超声波诊断装置能够取得超声波图像所描绘出

的构造物管的轮廓。

[0078] 另外,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置由于取得超声波图像所描绘出的构造物的轮廓,所以即使是难以从超声波图像取得的细的管状组织(血管区域等),也能够取得其轮廓。而且,超声波诊断装置通过根据所取得的管状组织的轮廓求出中心线,将中心线上的任意的点作为视点,对管状组织的轮廓进行投影,来生成VE图像数据。因此,即使是细的管状组织,超声波诊断装置也能够实现VE图像数据的动态图像显示。

[0079] 另外,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置生成对上述的管状组织的轮廓的位置进行表示的线框图像数据,并重叠显示于超声波图像数据。因此,超声波诊断装置能够使操作者视觉确认从其他类型医用图像数据取得的管状组织的轮廓。

[0080] 另外,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置对超声波体数据所包含的管状组织的轮廓与根据其他类型医用图像数据确定出的管状组织的轮廓不一致的部分进行强调显示。因此,超声波诊断装置能够使操作者容易地视觉确认这些构造物的轮廓不一致的部分。

[0081] 此外,第1实施方式也可以是上述的生成部173的处理由图像生成部14执行的情况。

[0082] (第2实施方式)

[0083] 以上,针对第1实施方式进行了说明,除了上述的第1实施方式以外,也可以以各种不同的方式来加以实施。

[0084] (1) 虚拟内窥镜显示以外的显示方式

[0085] 在上述的第1实施方式中,说明了根据超声波体数据与其他类型医用图像体数据的位置对准的结果,来取得与其他类型医用图像体数据的管腔区域对应的超声波体数据的区域的位置,并进行基于虚拟内窥镜的显示的情况。然而,实施方式并不限于此,例如,超声波诊断装置还能够以以下说明的其他显示方式生成显示图像数据。

[0086] 图9以及10是表示显示图像数据的其他例子的图。在图9中,示例出根据二维超声波图像数据9d来观察被检体P的肝脏的情况。在图9中,将对被检体P的肝脏的一部分进行摄像而得到的二维超声波图像数据9d与包含被检体P的肝脏整体而摄像得到的X射线CT体数据进行位置对准,结果,所生成的显示图像数据被显示于显示器2的显示区域9a。首先,位置对准部171进行二维超声波图像数据9d与X射线CT体数据的位置对准。而且,取得部172通过分割处理来确定X射线CT体数据所包含的肝脏的位置。而且,取得部172在二维超声波图像数据9d中,取得与X射线CT体数据的肝脏对应的区域的位置。而且,作为显示图像数据,生成部173生成图9所示例的导向图像数据9b。而且,生成部173使导向图像数据9b和二维超声波图像数据9d显示于显示区域9a。其中,如图9所示,肝脏的位置被确定为包含肝脏的轮廓的区域。

[0087] 图9所示的导向图像数据9b是对为了生成二维超声波图像数据9d而进行了的扫描剖面的肝脏中的位置进行表示的图像数据。如图9所示例那样,导向图像数据9b是扫描范围图像数据9c和肝脏图像数据9e重叠而成的图像数据。生成部173例如从设定于X射线CT体数据所包含的肝脏的外侧的视点,对该肝脏进行体绘制处理来生成三维的肝脏图像数据9e。另外,生成部173根据位置对准处理的结果,生成由实线以及虚线表示与肝脏图像数据9e中的扫描范围对应的区域的扫描范围图像数据9c。该扫描范围图像数据9c的虚线表示肝脏内部的扫描范围,实线表示肝脏外部的扫描范围。其中,导向图像数据9b被缩

小到显示区域 9a 能够显示的大小。

[0088] 操作者能够参照导向图像数据 9b, 来把握扫描范围图像数据 9c 和肝脏图像数据 9e 重叠的区域在二维超声波图像数据 9d 中描绘出的情况。

[0089] 在图 10 中, 示例出根据二维超声波图像数据 10a 来观察被检体 P 的血管区域的情况。在图 10 中, 将对被检体 P 的腹部的血管区域进行摄像而得到的二维超声波图像数据 10a 和对被检体 P 的腹部的血管区域进行摄像而得到的 X 射线 CT 体数据进行位置对准, 结果, 所生成的显示图像数据被显示于显示器 2。首先, 位置对准部 171 进行二维超声波图像数据 10a 与 X 射线 CT 体数据的位置对准。而且, 取得部 172 通过分割处理来确定 X 射线 CT 体数据所包含的血管区域的位置。而且, 取得部 172 在二维超声波图像数据 10a 中, 取得与 X 射线 CT 体数据的血管区域对应的区域的位置。而且, 作为显示图像数据, 生成部 173 生成图 10 所示例的血管示意图数据 10b。

[0090] 图 10 所示的血管示意图数据 10b 是表示二维超声波图像数据 10a 与 X 射线 CT 体数据的血管区域的立体位置关系的图像数据。生成部 173 从设定于 X 射线 CT 体数据所包含的血管区域的外侧的视点, 对该血管区域进行体绘制处理。而且, 生成部 173 在所生成的体绘制图像数据中, 将比二维超声波图像数据 10a 的扫描剖面位于靠近前的区域的轮廓设为实线, 将比该扫描剖面位于靠里侧的区域的轮廓设为虚线, 从而生成血管示意图数据 10b。而且, 生成部 173 根据位置对准处理的结果使血管示意图数据 10b 重叠于二维超声波图像数据 10a, 并显示于显示器 2。

[0091] 操作者参照血管示意图数据 10b, 除了二维超声波图像数据 10a 所描绘出的血管区域之外, 还能够将二维超声波图像数据 10a 所没有描绘出的血管区域与三维空间中的位置一起把握。

[0092] (2) 医用图像处理装置

[0093] 在上述的第 1 实施方式以及“(1) 虚拟内窥镜显示以外的显示方式”中说明了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医用图像处理装置进行。该医用图像处理装置能够从 PACS 的数据库或电子病历系统的数据库等接收超声波图像数据以及其他类型医用图像数据来进行上述的图像处理方法。

[0094] 图 11 是表示第 2 实施方式所涉及的医用图像处理装置的结构例的框图。如图 11 所示, 第 2 实施方式所涉及的医用图像处理装置 200 具有通信控制部 201、输出部 202、输入部 203、存储部 210、以及控制部 220。

[0095] 通信控制部 201 例如控制医用图像处理装置 200 与 PACS 的数据库或电子病历系统的数据库等之间发送接收的各种信息涉及的通信。例如, 通信控制部 201 从 PACS 的数据库或电子病历系统的数据库等, 接收超声波图像数据以及其他类型医用图像数据。例如, 通信控制部 201 是网络接口卡 (NIC: Network Interface Card)。

[0096] 输出部 202 是输出各种信息的输出装置。例如, 输出部 202 与显示屏或显示器等对应。

[0097] 输入部 203 是接受各种信息的输入的输入装置。例如, 输入部 203 接受来自医用图像处理装置 200 的操作者的各种设定要求, 并将所接受的各种设定要求向控制部 220 输出。例如, 输入部 203 与键盘或鼠标等对应。

[0098] 存储部 210 存储各种信息。例如, 存储部 210 与 RAM (Random Access Memory)、闪

存存储器 (Flash Memory) 等半导体存储器元件、硬盘装置或光盘装置等存储装置对应。

[0099] 控制部 220 具有:具有与位置对准部 171 相同的功能的位置对准部 221、具有与取得部 172 相同的功能的取得部 222、以及具有与生成部 173 相同的功能的生成部 223。控制部 220 的功能例如能够通过 ASIC(Application Specific Integrated Circuit) 或 FPGA(Field Programmable Gate Array) 等集成电路实现。另外,控制部 220 的功能例如能够通过由 CPU(Central Processing Unit) 执行规定的程序来实现。

[0100] 即,在医用图像处理装置 200 中,当与超声波体数据以及 X 射线 CT 体数据的指定一起,输入部 203 接受到 VE 图像数据的显示要求时,位置对准部 221 进行超声波体数据以及 X 射线 CT 体数据的位置对准。接着,取得部 222 确定 X 射线 CT 体数据中的血管区域的位置,取得确定出的血管区域在超声波体数据中的位置。而且,生成部 223 通过从设定于由取得部 222 取得的血管区域的中心线的视点对血管区域的轮廓进行投影,来生成 VE 图像数据。生成部 173 将生成的 VE 图像数据向输出部 202 输出,显示 VE 图像数据。

[0101] 这样,医用图像处理装置 200 能够从 PACS 的数据库、或电子病历系统的数据库等接收超声波图像数据以及其他类型医用图像数据,来进行上述的图像处理方法。

[0102] (3) 图像处理程序

[0103] 在上述的第 1 实施方式以及“(1) 虚拟内窥镜显示以外的显示方式”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,该图像处理程序还能够存储在硬盘、软盘 (FD)、CD-ROM、MO、DVD、USB 存储器以及 SD 卡存储器等 Flash 存储器等计算机可读的非暂时性存储介质中,通过由计算机从非暂时性记录介质中读出来执行。

[0104] 以上,如所说明那样,根据第 1 以及第 2 实施方式,能够取得超声波图像所描绘出的构造物的轮廓。

[0105] 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,在不脱离发明主旨的范围内,能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或主旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其等同的范围中。

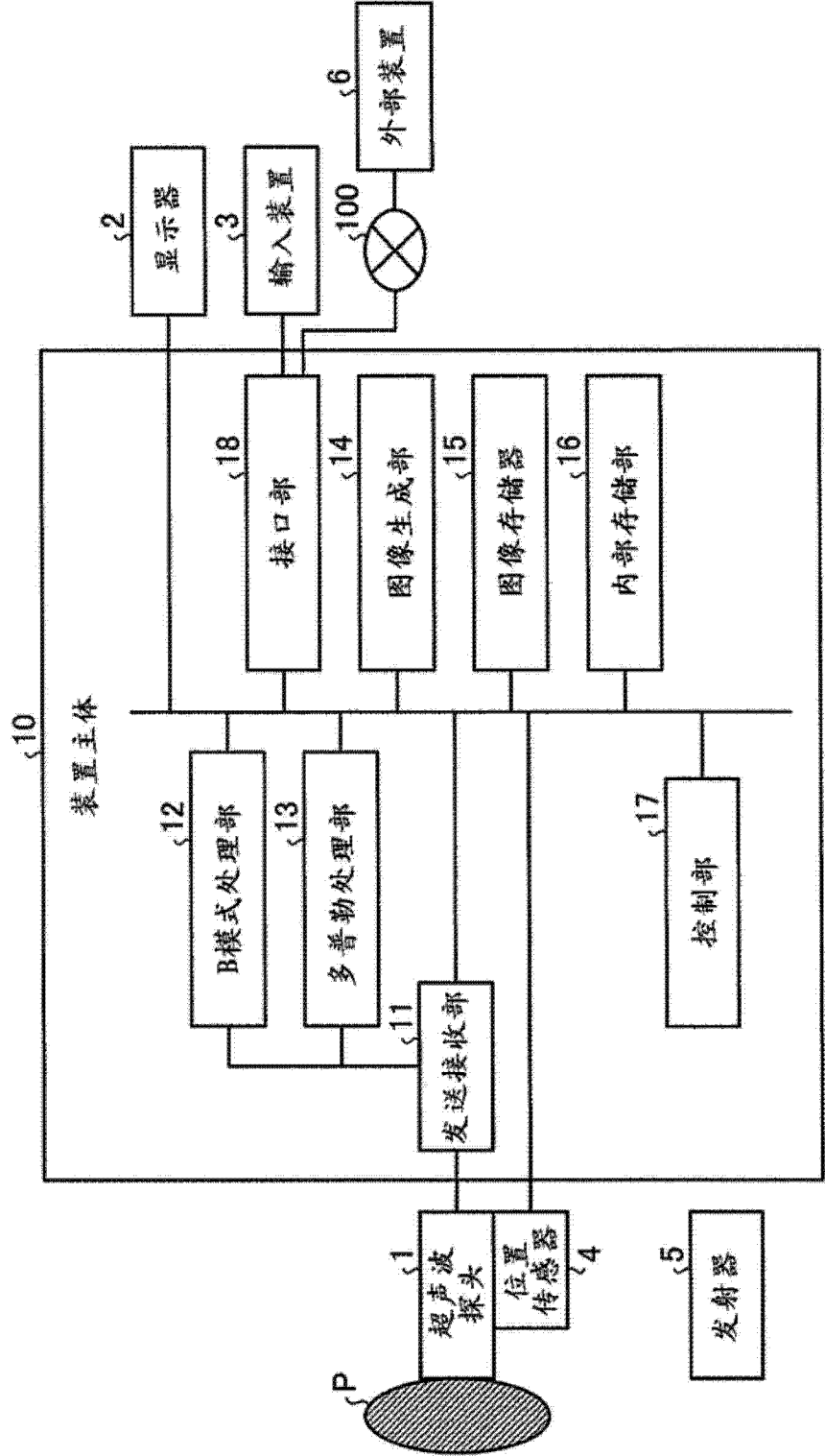


图 1

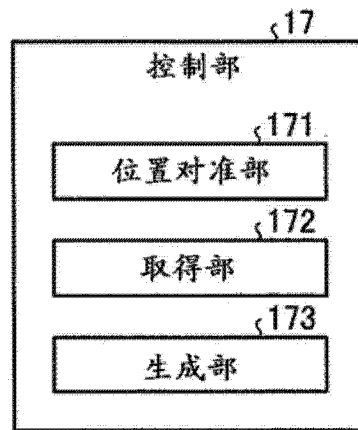


图 2

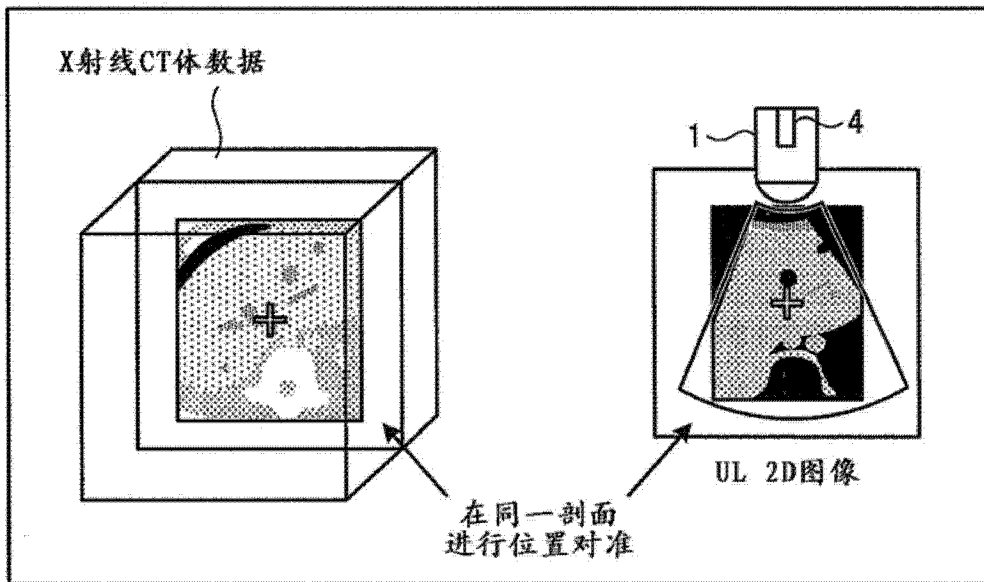


图 3

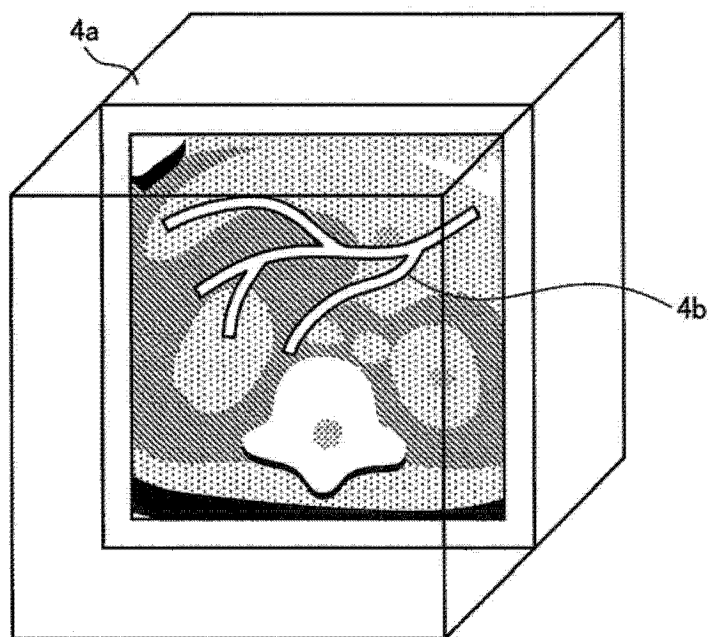


图 4

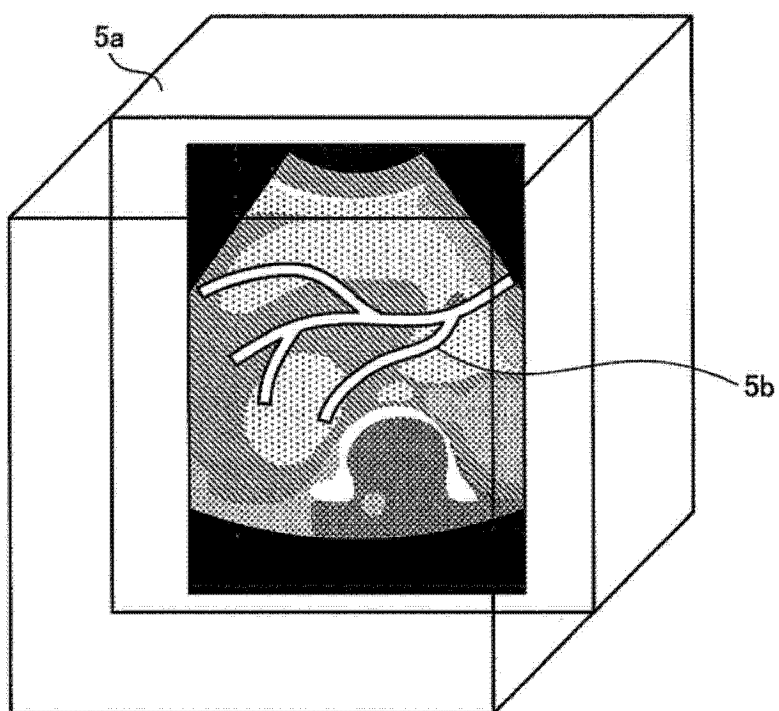


图 5

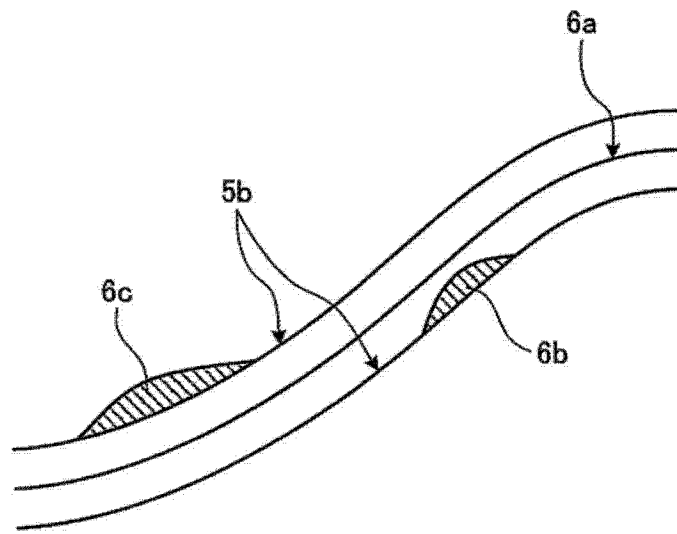


图 6

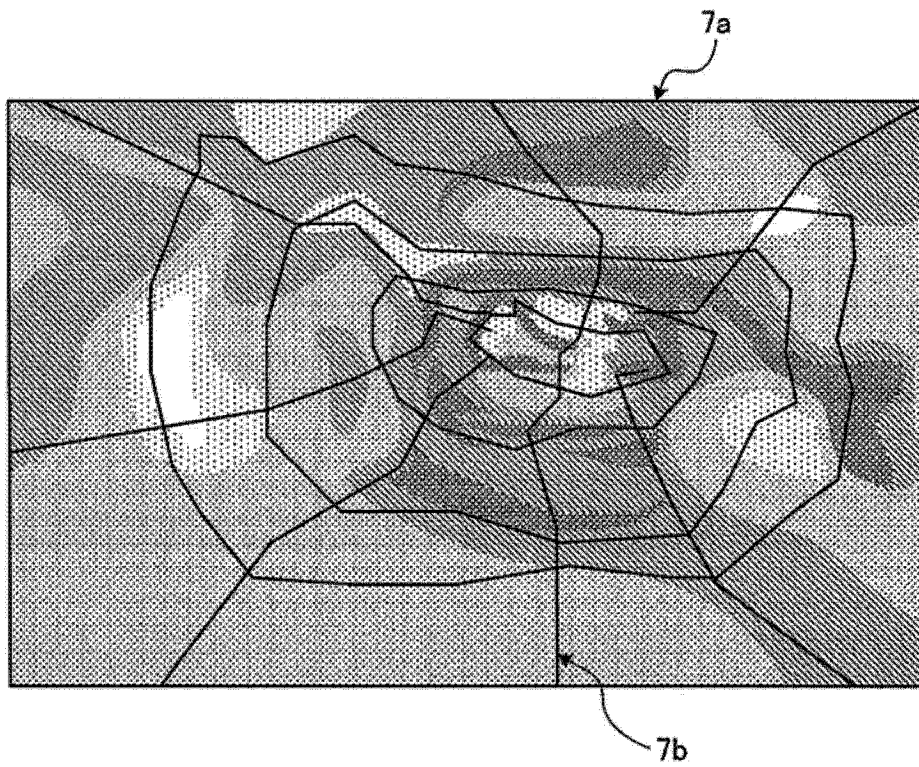


图 7

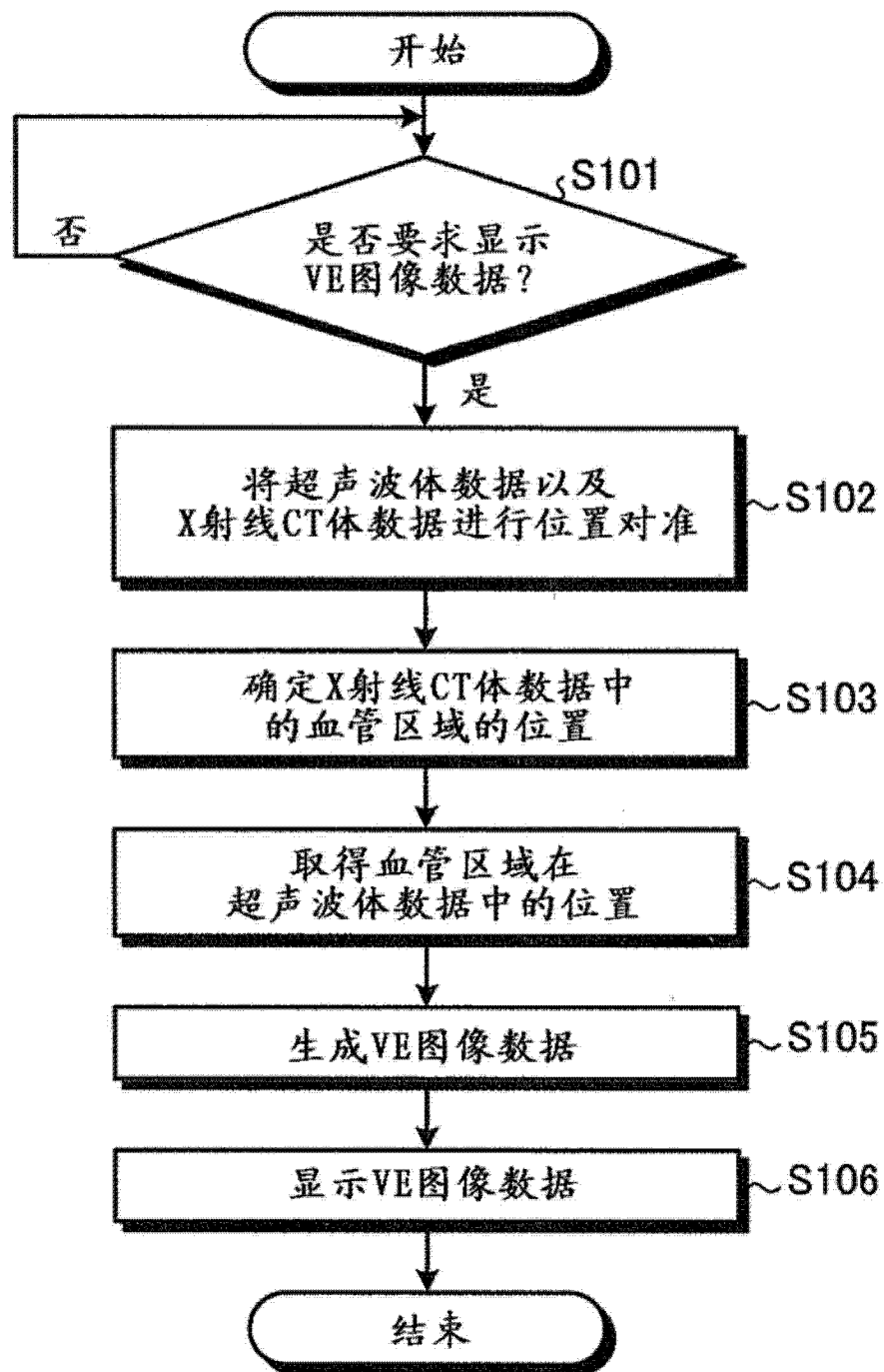


图 8

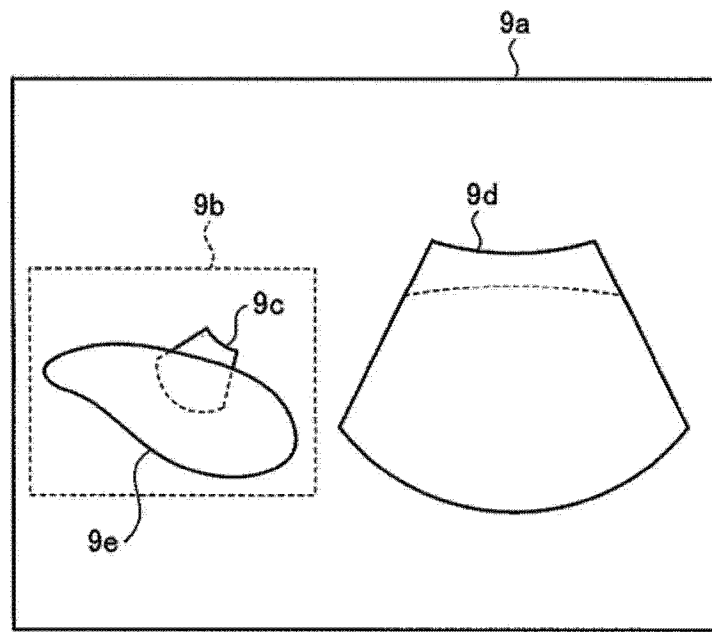


图 9

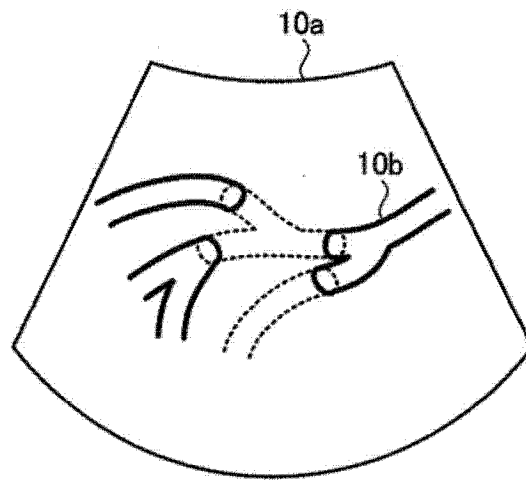


图 10

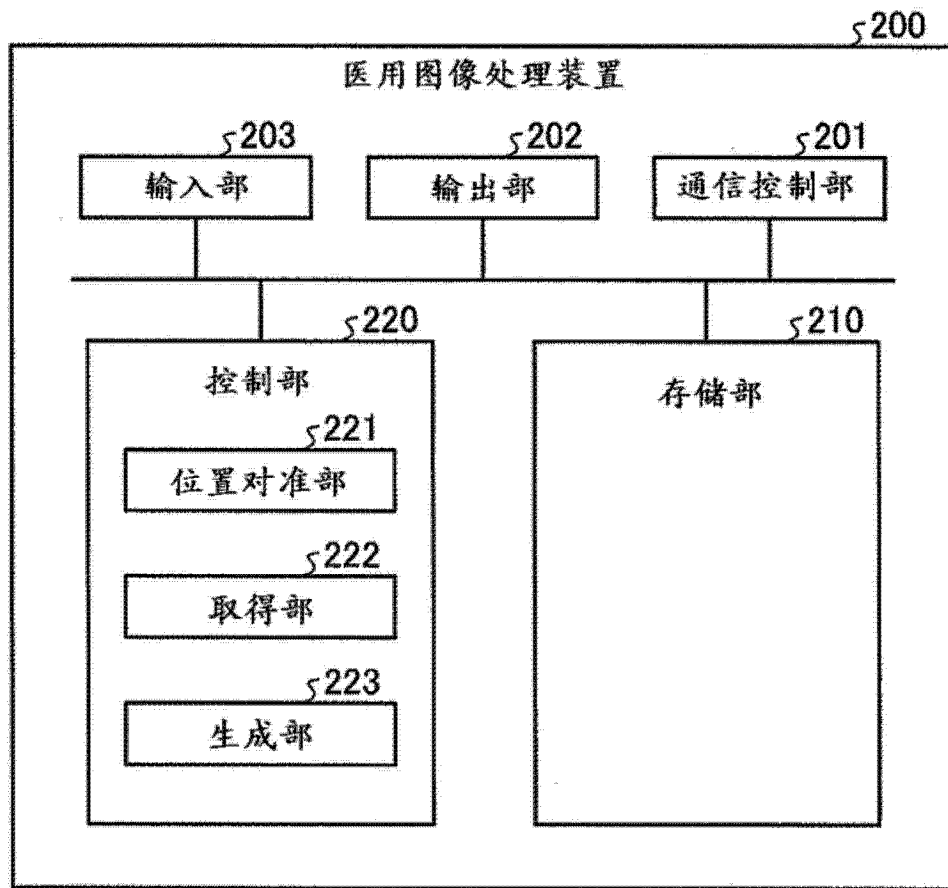


图 11

专利名称(译)	超声波诊断装置、医用图像处理装置以及图像处理程序		
公开(公告)号	CN104602611A	公开(公告)日	2015-05-06
申请号	CN201380046161.8	申请日	2013-09-09
[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 贞光和俊 郡司隆之 栗田康一郎 五十岚悠		
发明人	佐藤俊介 贞光和俊 郡司隆之 栗田康一郎 五十岚悠		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5246 A61B8/0891 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/00 A61B8/10 A61B8/4416 A61B8/5238		
代理人(译)	李洋		
优先权	2012198937 2012-09-10 JP 2013186717 2013-09-09 JP		
其他公开文献	CN104602611B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式所涉及的超声波诊断装置具备位置对准部(171)、检测部(172)、以及生成部(173)。位置对准部进行三维的超声波体数据和与三维的超声波体数据不同的其他种类的三维的其他类型医用图像体数据的位置对准。检测部确定其他类型医用图像体数据中的管腔区域的位置，并检测确定出的管腔区域在超声波体数据中的位置。生成部根据由检测部检测到的管腔区域的位置，生成从设定于管腔区域的内部的视点对超声波体数据投影而得到的投影图像数据，作为显示于规定的显示部的显示图像数据。

