



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103142246 A

(43) 申请公布日 2013. 06. 12

(21) 申请号 201210518417. 8

(22) 申请日 2012. 12. 05

(30) 优先权数据

2011-267034 2011. 12. 06 JP

2012-238621 2012. 10. 30 JP

(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 米山直树

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 夏斌 陈萍

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

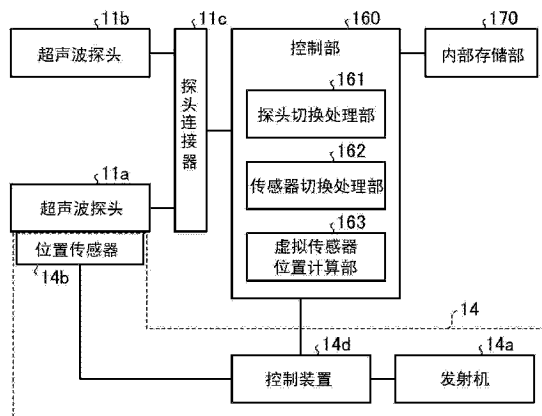
权利要求书3页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及坐标转换方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置及坐标转换方法,在对参照图像进行参照的同时实施的诊断中,能够提高诊断效率。在该超声波诊断装置中,存储部按照每个超声波探头存储转换信息,该转换信息是将安装在超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为上述超声波探头中的超声波的收发面的规定位置的坐标的信息。在更换为其他超声波探头的情况下,转换部从上述存储部取得与更换后的超声波探头对应的转换信息,并使用该取得的转换信息,将安装在更换后的超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为上述规定位置的坐标。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

存储部,按照每个超声波探头存储转换信息,该转换信息是将安装在超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为上述超声波探头中的超声波的收发面的规定位置的坐标的信息;以及

转换部,在更换为其他超声波探头的情况下,从上述存储部取得与更换后的超声波探头对应的转换信息,并使用该取得的转换信息,将安装在更换后的超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为上述规定位置的坐标。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,
还具备:

设定部,将上述规定位置的坐标设定为与上述超声波的收发面相关的规定的基准位置;以及

控制部,以根据三维图像数据来生成二维图像的方式进行控制,

上述转换部基于上述基准位置的坐标,进一步转换上述转换后的规定位置的坐标,

上述控制部基于上述基准位置的坐标,以根据三维图像数据来生成二维图像的方式进行控制。

3. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,

上述设定部将上述超声波探头的口径的一半的位置、且视场深度的 1/2 的位置,设定为上述基准位置。

4. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,

上述设定部将上述超声波探头的口径的一半的位置、且上述超声波探头的扫描面的表面的位置,设定为上述基准位置。

5. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,

进一步具备输入部,该输入部输入与上述超声波的收发面相关的任意的位置,

上述设定部将由上述输入部输入的位置设定为基准位置。

6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述位置传感器对于多个超声波探头是共有的。

7. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

在多个超声波探头上分别安装有位置传感器,上述位置传感器被设置为,与上述超声波探头的切换相伴随,能够手动切换。

8. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

进一步具有切换部,该切换部执行上述位置传感器的切换,

上述存储部存储与上述多个超声波探头分别对应的位置传感器的信息,

上述切换部基于由上述存储部存储的与上述多个超声波探头分别对应的位置传感器的信息,来执行与上述超声波探头的切换相伴随的上述位置传感器的切换。

9. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述存储部为,按照每个上述超声波探头、按照安装在该超声波探头上的位置传感器的每个安装角度,来存储上述转换信息,

上述转换部为,在更换为其他超声波探头的情况下,从上述存储部取得与更换后的超声波探头及位置传感器的安装角度对应的转换信息,并使用该取得的转换信息,将安装在

更换后的超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为上述规定位置的坐标。

10. 一种超声波诊断装置,具备:

连接部,连接有存储部,该存储部按照每个超声波探头存储转换信息,该转换信息是将安装在超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为上述超声波探头中的超声波的收发面的规定位置的坐标的信息;以及

转换部,在更换为其他超声波探头的情况下,经由上述连接部从上述存储部取得与更换后的超声波探头对应的转换信息,并使用该取得的转换信息,将安装在更换后的超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为上述规定位置的坐标。

11. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其中,

还具备:

设定部,将上述规定位置的坐标设定为与上述超声波的收发面相关的规定的基准位置;以及

控制部,以根据三维图像数据来生成二维图像的方式进行控制,

上述转换部基于上述基准位置的坐标,进一步转换上述转换后的规定位置的坐标,

上述控制部基于上述基准位置的坐标,以根据三维图像数据来生成二维图像的方式进行控制。

12. 如权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其中,

上述设定部将上述超声波探头的口径的一半的位置、且视场深度的 1/2 的位置,设定为上述基准位置。

13. 如权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其中,

上述设定部将上述超声波探头的口径的一半的位置、且上述超声波探头的扫描面的表面的位置,设定为上述基准位置。

14. 如权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其中,

进一步具备输入部,该输入部输入与上述超声波的收发面相关的任意的的位置,

上述设定部将由上述输入部输入的位置设定为基准位置。

15. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其中,

上述位置传感器对于多个超声波探头是共有的。

16. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其中,

在多个超声波探头上分别安装有位置传感器,上述位置传感器被设置为,与上述超声波探头的切换相伴随,能够手动切换。

17. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其中,

进一步具有切换部,该切换部执行上述位置传感器的切换,

上述存储部存储与上述多个超声波探头分别对应的位置传感器的信息,

上述切换部基于由上述存储部存储的与上述多个超声波探头分别对应的位置传感器的信息,来执行与上述超声波探头的切换相伴随的上述位置传感器的切换。

18. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其中,

上述连接部连接有存储部,该存储部按照每个上述超声波探头、按照安装在该超声波探头上的位置传感器的每个安装角度,来存储上述转换信息,

上述转换部为,在更换为其他超声波探头的情况下,经由上述连接部从上述存储部取

得与更换后的超声波探头及位置传感器的安装角度对应的转换信息,并使用该取得的转换信息,将安装在更换后的超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为上述规定位置的坐标。

19. 一种坐标转换方法,包括:

在更换为其他超声波探头的情况下,从存储部取得与更换后的超声波探头对应的转换信息,该存储部按照每个超声波探头存储转换信息,该转换信息是将安装在超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为上述超声波探头中的超声波的收发面的规定位置的坐标的信息,

使用该取得的转换信息,将安装在更换后的超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为上述规定位置的坐标。

超声波诊断装置及坐标转换方法

[0001] 关联申请的参照：本申请享受 2011 年 12 月 6 日提交的日本专利申请号 2011-267034 及 2012 年 10 月 30 日提交的日本专利申请号 2012-238621 的优先权的利益，该日本专利申请的全部内容被援用于本申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种超声波诊断装置及坐标转换方法 (computer program product：计算机程序产品)。

背景技术

[0003] 以往，超声波诊断装置作为无侵袭的诊断装置，被利用于对于具有向癌症转变的风险 (risk) 较高的疾病的患者的定期观察等。例如，超声波图像诊断装置被利用于对于具有肝炎、肝硬化等向肝癌转变的风险较高的疾病的患者的定期观察等。

[0004] 近年来，与基于上述超声波诊断装置的观察并行地实施基于 X 射线 CT (Computed Tomography：计算机断层摄影) 装置、MRI (Magnetic Resonance Imaging：磁共振成像) 装置的检查。在基于 X 射线 CT 装置、MRI 装置的检查中，例如在使用造影剂来实施的检查中，有时能够检测出呈现癌症嫌疑的病灶。在该情况下，通过对该病灶进行基于超声波图像下的穿刺的细胞诊断来达到明确诊断的事例 (case) 逐渐变多。

[0005] 因此，已知具备如下技术的超声波诊断装置，该技术为，将检测出病灶的 CT 图像或 MRI 图像作为参照图像，使用安装在超声波探头 (probe) 上的磁性的位置传感器 (sensor)，将超声波探头引导 (navigation) 到病灶的位置。但是，在现有技术中，在对参照图像进行参照的同时实施的诊断中，有时诊断效率降低。

发明内容

[0006] 本发明要解决的课题为，提供一种超声波诊断装置及坐标转换方法，在对参照图像进行参照的同时实施的诊断中，能够提高诊断效率。

[0007] 实施方式的超声波诊断装置具备存储部和转换部。存储部按照每个超声波探头存储转换信息，该转换信息是将安装在超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为上述超声波探头中的超声波的收发面的规定位置的坐标的信息。转换部为，在更换为其他超声波探头的情况下，从上述存储部取得与更换后的超声波探头对应的转换信息，并使用取得的该转换信息，将安装在更换后的超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为上述规定位置的坐标。

发明的效果

[0008] 根据实施方式的超声波诊断装置，在对参照图像进行参照的同时实施的诊断中，能够提高诊断效率。

附图说明

- [0009] 图 1 是用于说明第一实施方式的超声波诊断装置的整体构成的图。
- [0010] 图 2 是用于说明第一实施方式的位置信息取得装置及控制部的构成的一例的图。
- [0011] 图 3 是用于说明第一实施方式的虚拟传感器的设定的图。
- [0012] 图 4 是表示第一实施方式的超声波诊断装置的处理流程的流程图。
- [0013] 图 5 是用于说明第二实施方式的超声波探头与位置传感器的对应表的图。
- [0014] 图 6 是用于说明第二实施方式的超声波诊断装置的整体构成的图。

具体实施方式

[0015] (第一实施方式)

[0016] 首先,使用图 1 对第一实施方式的超声波诊断装置的整体构成进行说明。图 1 是用于说明第一实施方式的超声波诊断装置 1 的整体构成的图。如图 1 所示,第一实施方式的超声波诊断装置 1 具有超声波探头 11a、超声波探头 11b、探头连接器 (probe connector) 11c、输入装置 12、监视器 (monitor) 13、位置信息取得装置 14 及装置主体 100,并连接到网络 (network)。

[0017] 超声波探头 11a 及超声波探头 11b 具有多个压电振子,该多个压电振子为,基于从后述的装置主体 100 所具有的收发部 110 供给的驱动信号来产生超声波,并且接收来自被检体 P 的反射波而转换为电信号。此外,超声波探头 11a 及超声波探头 11b 具有设置在压电振子上的匹配层、及防止超声波从压电振子向后方传播的背衬 (backing) 部件等。例如,超声波探头 11a 及超声波探头 11b 为扇 (sector) 型、线 (linear) 型或者凸 (convex) 型等。

[0018] 当从超声波探头 11a 或超声波探头 11b 向被检体 P 发送超声波时,所发送的超声波被被检体 P 的体内组织的声阻抗 (impedance) 的不连续面不断地反射,并由超声波探头 11a 或超声波探头 11b 所具有的多个压电振子接收为反射波信号。所接收的反射波信号的振幅依存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 (doppler) 效应而依存于移动体相对于超声波发送方向的速度成分,而受到频移。

[0019] 另外,本实施方式还能够应用于如下情况:通过多个压电振子配置为一列的一维超声波探头即超声波探头 11a 或超声波探头 11b,来二维地扫描 (scan) 被检体 P 的情况;以及通过使一维超声波探头的多个压电振子机械地摆动的超声波探头 11a 或超声波探头 11b、多个压电振子二维地配置为点阵状的二维超声波探头即超声波探头 11a 或超声波探头 11b,来三维地扫描被检体 P 的情况。

[0020] 此外,在图 1 中仅示出了两个超声波探头,但实施方式不限于于此,也可以是具备任意数量的超声波探头的情况。例如,也可以是具备三个以上的超声波探头的情况。

[0021] 探头连接器 11c 具有超声波探头 11a 及超声波探头 11b 分别连接的连接部,将超声波探头 11a 及超声波探头 11b 分别与装置主体 100 连接。

[0022] 输入装置 12 具有轨迹球 (trackball)、开关 (switch)、按钮 (button)、触控屏 (touch command screen) 等,接受来自超声波诊断装置 1 的操作者的各种设定请求,并对装置主体 100 传送接受的各种设定请求。例如,输入装置 12 接受与超声波图像和 X 射线 CT 图像等的对位有关的各种操作。

[0023] 监视器 13 显示用于超声波诊断装置 1 的操作者使用输入装置 12 来输入各种设定请求的 GUI(Graphical User Interface:图形用户界面)、或者并列显示在装置主体 100 中生成的超声波图像和 X 射线 CT 图像等。

[0024] 位置信息取得装置 14 取得超声波探头 11a 或超声波探头 11b 的位置信息。具体地,位置信息取得装置 14 取得表示超声波探头 11a 或超声波探头 11b 位于何处的位置信息。作为位置信息取得装置 14 例如是磁传感器、红外线传感器、光学传感器、照相机(camera)等。

[0025] 装置主体 100 是基于超声波探头 11a 或超声波探头 11b 接收的反射波来生成超声波图像的装置,如图 1 所示,具有收发部 110、B 模式(mode)处理部 120、多普勒处理部 130、图像生成部 140、图像存储器(memory)150、控制部 160、内部存储部 170 以及接口(interface)部 180。以下,有时将超声波探头 11a 及超声波探头 11b 统一记载为超声波探头 11。

[0026] 收发部 110 具有触发(trigger)产生电路、延迟电路及脉冲发生器(pulser)电路等,向超声波探头 11 供给驱动信号。脉冲发生器电路以规定的比率(rate)频率反复产生用于形成发送超声波的比率脉冲。此外,延迟电路对脉冲发生器电路产生的各比率脉冲,赋予为了将从超声波探头 11 产生的超声波聚焦为束状而决定发送指向性所需要的每个压电振子的延迟时间。此外,触发产生电路以基于比率脉冲的定时(timing),对超声波探头 11 施加驱动信号(驱动脉冲)。即,延迟电路通过使对各比率脉冲赋予的延迟时间变化,由此任意地调整从压电振子面的发送方向。

[0027] 此外,收发部 110 具有放大器电路、A/D 转换器、加法器等,对超声波探头 11 接收的反射波信号进行各种处理而生成反射波数据。放大器(amplifier)电路按照每个信道(channel)对反射波信号进行放大而进行增益(gain)修正处理,A/D 转换器对被增益修正后的反射波信号进行 A/D 转换并赋予为了决定接收指向性所需要的延迟时间,加法器进行由 A/D 转换器处理后的反射波信号的加法处理而生成反射波数据(data)。通过加法器的加法处理,由此反射波信号的来自与接收指向性相对应的方向的反射成分被强调。

[0028] 如此,收发部 110 对超声波的收发中的发送指向性和接收指向性进行控制。另外,收发部 110 具有通过后述的控制部 160 的控制而能够瞬时地变更延迟信息、发送频率、发送驱动电压、开口元件数等的功能。特别是,在发送驱动电压的变更中,通过能够瞬时地切换值的线性放大器型的振荡电路、或电气地切换多个电源单元的机构来实现。此外,收发部 110 还能够按照每 1 帧(frame)或每个比率,发送并接收不同的波形。

[0029] B 模式处理部 120 从收发部 110 接收反射波数据,并进行对数放大、包络线检波处理等,而生成以亮度的明亮度来表现信号强度的数据(B 模式数据);该反射波数据是进行了增益修正处理、A/D 转换处理及加法处理的处理完成反射波信号。

[0030] 多普勒处理部 130 根据从收发部 110 接收的反射波数据对速度信息进行频率解析,提取基于多普勒效应的血流、组织、造影剂回波(echo)成分,并生成对多点提取了平均速度、方差、功率等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0031] 图像生成部 140 根据 B 模式处理部 120 生成的 B 模式数据、多普勒处理部 130 生成的多普勒数据,来生成超声波图像。具体地,图像生成部 140 通过将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换(scan convert))为电视机(television)等所代表的视频格式

(video formats) 的扫描线信号列,由此根据 B 模式数据、多普勒数据来生成显示用的超声波图像 (B 模式图像、多普勒图像)。此外,图像生成部 140 在后述的控制部的控制下,根据内部存储部 170 所存储的其他形式(modality)的体数据(volume data)来生成二维图像。

[0032] 图像存储器 150 存储由图像生成部 140 生成的造影图像、组织图像等的图像数据。此外,图像存储器 150 存储后述的图像生成部 140 的处理结果。并且,图像存储器 150 根据需要来存储刚经过收发部 110 之后的输出信号(RF:Radio Frequency(无线电频率))、图像的亮度信号、各种原始数据、经由网络取得的图像数据等。图像存储器 150 存储的图像数据的数据形式,既可以是通过后述的控制部 160 而显示在监视器 13 上的视频格式转换后的数据形式,也可以是由 B 模式处理部 120 及多普勒处理部 130 生成的 Raw 数据(原始数据)即坐标转换前的数据形式。

[0033] 控制部 160 对超声波诊断装置 1 中的处理整体进行控制。具体地,控制部 160 基于操作者经由输入装置 12 输入的各种设定请求、从内部存储部 170 读入的各种控制程序及各种设定信息,来控制收发部 110、B 模式处理部 120、多普勒处理部 130 及图像生成部 140 的处理,或控制为将图像存储器 150 存储的超声波图像等显示在监视器 13 上。

[0034] 内部存储部 170 存储用于进行超声波收发、图像处理及显示处理的控制程序、诊断信息(例如患者 ID、医生的看法等)、诊断协议等各种数据。并且,内部存储部 170 根据需要还被用于图像存储器 150 存储的图像的保管等。此外,内部存储部 170 存储控制部 160 的处理所使用的各种信息。另外,关于各种信息将后述。

[0035] 接口部 180 是对输入装置 12、位置信息取得装置 14、网络与装置主体 100 之间的各种信息的收受进行控制的接口。例如,接口部 180 对位置信息取得装置 14 取得的位置信息向控制部 160 的传送进行控制。

[0036] 以上,对第一实施方式的超声波诊断装置的整体构成进行了说明。根据所述构成,第一实施方式的超声波诊断装置 1 构成为,通过在以下详细说明的位置信息取得装置 14 及控制部 160 的处理,由此在对参照图像进行参照的同时实施的诊断中,能够提高诊断效率。

[0037] 此处,首先,对将 CT 图像或 MRI 图像作为参照图像而进行诊断的情况下的图像的对位进行说明。在将 CT 图像或 MRI 图像作为参照图像而进行诊断的情况下,例如使用安装在超声波探头上的磁性的磁传感器,使 X 射线 CT 装置或 MRI 装置的体数据与超声波图像建立关联。

[0038] 首先,进行安装有磁传感器的超声波探头的磁场的 3 轴(X, Y, Z)与其他形式的体数据的 3 轴之间的轴对齐。具体地,通过使安装有磁传感器的超声波探头垂直地接触被检体,并在该状态下按下设置按钮(set button),由此将此时的磁传感器的朝向设置为垂直。

[0039] 接着,选择描绘出与其他形式的图像所描绘出的特征部分相同的特征部分的超声波图像,并再次按下设置按钮,由此使此时的磁传感器的位置(坐标)与其他形式的体数据中的位置(坐标)建立关联。作为特征部分,例如使用血管、剑状突起等。

[0040] 如上所述,通过使磁传感器的朝向及坐标与其他形式的体数据的坐标建立关联,由此能够根据其他形式的体数据来生成与超声波探头的当前时刻的扫描面为大致相同位置的二维图像。而且,当将在其他形式的图像中检测到的呈现癌症嫌疑的病灶登记为肿瘤范围时,在大致相同位置的超声波图像上赋予标记(mark)。医生根据该标记来实施穿刺。

[0041] 但是,用于确定病灶的位置的超声波探头与用于实施穿刺的探头不同的情况较

多。例如,用于确定病灶的位置的超声波探头,为了取得精细的图像,而使用收发超声波的面较大的超声波探头。相对于此,用于实施穿刺的探头,为了容易发现较细的间隙,而使用收发超声波的面较窄的超声波探头。

[0042] 例如,能够通过向设置在超声波探头的表面上的磁传感器支架(sensor holder)安装磁传感器,来进行磁传感器向超声波探头的安装。作为一例,在超声波探头和电缆(cable)的边界部分设置有磁传感器支架的情况下,安装磁传感器的位置就会位于超声波探头的电缆的根部分。但是,超声波探头的形状在每个探头中不同,因此安装磁传感器的位置也不会处于相同部分。因此,在通过使磁传感器的坐标与其他形式的体数据的坐标建立关联来进行对位的情况下,当切换超声波探头时,会产生错位。

[0043] 因此,在现有技术中,每当切换超声波探头时,都会实施上述的对位,在对参照图像进行参照的同时实施的诊断中,诊断效率降低。因此,第一实施方式的超声波诊断装置1构成为,能够通过消除与超声波探头的切换相伴随的对位,来提高对参照图像进行参照的同时实施的诊断的诊断效率。

[0044] 以下,使用图2等对第一实施方式的位置信息取得装置14及控制部160的处理进行说明。图2是用于说明第一实施方式的位置信息取得装置14及控制部160的构成的一例的图。如图2所示,第一实施方式的位置信息取得装置14为,具有发射机(transmitter)14a、位置传感器14b及控制装置14d,并经由未图示的接口部180与控制部160连接。

[0045] 发射机14a配置在任意位置上,并以自装置为中心而朝向外侧形成磁场。位置传感器14b安装在超声波探头11a的表面上,检测由发射机14a形成的三维的磁场,将检测到的磁场的信息转换为信号而向控制装置14d输出。

[0046] 控制装置14d基于从位置传感器14b接收的信号,计算将发射机14a作为原点的空间中的位置传感器14b的坐标及朝向,将计算出的坐标及朝向输出到控制部160。另外,在安装在超声波探头11a上的位置传感器14b能够正确地检测发射机14a的磁场的磁场区域内,进行被检体P的诊断。

[0047] 控制部160具有探头切换处理部161、传感器切换处理部162及虚拟传感器位置计算部163,并经由未图示的总线或接口部180与位置信息取得装置14及内部存储部170连接。

[0048] 内部存储部170存储由探头切换处理部161、传感器切换处理部162及虚拟传感器位置计算部163使用的各种信息。具体地,内部存储部170存储与位置传感器14b及超声波探头11b相关的信息和与虚拟传感器相关的信息。例如,内部存储部170存储超声波探头名称、探头ID、位置传感器的安装位置的信息及视场深度信息等。

[0049] 此外,内部存储部170存储虚拟传感器信息,该虚拟传感器信息用于计算将超声波图像与其他形式的体数据建立关联的坐标即虚拟传感器的位置。例如,内部存储部170按照每个超声波探头来存储 $(\Delta Sx1, 0, -\Delta Sz1)$ 、 $(\Delta Sx2, 0, -\Delta Sz2)$ 等虚拟传感器信息。另外,关于各坐标将后述。

[0050] 探头切换处理部161为,当经由输入装置12从操作者接受了超声波探头的切换处理时,从内部存储部170取得与超声波探头相关的信息。例如,探头切换处理部161为,当接受了从超声波探头11a向超声波探头11b的切换处理时,取得超声波探头11b的超声波

探头名称、探头 ID、位置传感器的安装位置的信息及视场深度信息等。然后,探头切换处理部 161 对超声波探头 11b 进行控制。并且,探头切换处理部 161 将取得的信息向传感器切换处理部 162 或虚拟传感器位置计算部 163 输出。

[0051] 传感器切换处理部 162 为,当从探头切换处理部 161 接受到切换探头的信息时,从内部存储部 170 取得位置传感器的信息。例如,传感器切换处理部 162 为,当接受到从超声波探头 11a 向超声波探头 11b 的切换信息时,取得位置传感器 14b 的信息。然后,传感器切换处理部 162 对位置传感器 14b 进行控制。

[0052] 虚拟传感器位置计算部 163 为,当接受到超声波探头的切换信息时,从内部存储部 170 取得虚拟传感器信息。然后,使用虚拟传感器信息和从探头切换处理部 161 接受的视场深度,计算用于使虚拟传感器偏移(offset)的虚拟传感器偏移位置信息。另外,虚拟传感器位置计算部 163 也被称为转换部。

[0053] 此处,对虚拟传感器进行说明。虚拟传感器是由控制装置 14d 设定的三维的坐标数据,用于表示 X 射线 CT 图像、MRI 图像等参照图像的断面的中心位置。此处,如果与面正交的矢量(vector)、以及该矢量与面相交的交点已知,则能够使用平面和矢量的内积关系来定义平面。另外,由于位置传感器定义的坐标系和参照图像定义的坐标系不同,因此能够通过已知的公式来求出表示两者之间的关系的行列式。

[0054] 在第一实施方式的超声波诊断装置 1 中,使该虚拟传感器的坐标与体数据的坐标建立关联。此时,在本实施方式中,虚拟传感器被设定为,即使执行了超声波探头的切换,也能够不进行对位地使用超声波探头。即,在虚拟传感器的设定时,考虑对于每个超声波探头不同的位置传感器的安装位置而设定虚拟传感器。

[0055] 以下,使用图 3 对虚拟传感器的设定进行说明。图 3 是用于说明第一实施方式的虚拟传感器的设定的图。图 3 表示将不同的超声波探头配置到三维空间中的图。例如,在虚拟传感器的设定中,将位置传感器的坐标转换为超声波探头中的超声波的收发面的中心坐标。即,能够将超声波探头中的超声波的收发面的中心坐标设定为虚拟传感器。在该情况下,例如在图 3 左侧的图的超声波探头中,从位置传感器的位置到超声波的收发面的中心坐标(虚拟传感器的坐标)为止,在 X 轴上在正方向上成为“ $\Delta Sx1$ ”,在 Y 轴上成为“0”,在 Z 轴上在负方向上成为“ $-\Delta Sz1$ ”。即,通过对位置传感器检测出的坐标执行 $(x, y, z) = (\Delta Sx1, 0, -\Delta Sz1)$ 的转换,由此能够求出虚拟传感器。另外,与超声波的收发面的中心坐标相对的位置传感器的安装位置的坐标,能够从技术规格说明书等中取得。

[0056] 同样,在图 3 右侧的图的超声波探头中,通过对位置传感器检测出的坐标执行 $(x, y, z) = (\Delta Sx2, 0, -\Delta Sz2)$ 的转换,由此能够求出虚拟传感器。另外,位置传感器被安装为,角度能够应用位置传感器检测到的角度。

[0057] 并且,能够对画面中的图像的显示的容易度进行考虑,而反映视场深度的信息。即,为了以图像的中心被显示在画面的中心的方式进行控制,而进一步对上述的虚拟传感器的坐标进行转换。在超声波诊断装置的情况下,所显示的图像在画面上的中心成为视场深度的 $1/2$ 的位置。因此,加上使视场深度的值成为 $1/2$ 后的值。

[0058] 另外,在本实施方式中,以虚拟传感器位于图像的画面上的中心的方式,将虚拟传感器设定在超声波探头的口径的 $1/2$ 的位置、且与视场深度的 $1/2$ 的位置相对应的位置上。但是,虚拟传感器的位置并不限于该例子,例如,也可以将虚拟传感器设定在超声波探头的

口径的 $1/2$ 的位置上、且在超声波探头的超声波收发面的表面（即、视场深度为 0 的位置）上。或者，也可以通过输入装置 12 来设定虚拟传感器的位置，以便虚拟传感器能够来到画面上的任意的位置上。

[0059] 例如，在图 3 所示的“ $\Delta Sx1'$ ”=“ $1/2 \times L$ （视场深度）”的情况下，上述的虚拟传感器 $(x, y, z) = (\Delta Sx1, 0, -\Delta Sz1)$ 成为 $(x, y, z) = (\Delta Sx1 + \Delta Sx1', 0, -\Delta Sz1)$ 。上述的虚拟传感器的值由虚拟传感器位置计算部 163 计算，并作为虚拟传感器偏移信息向控制装置 14d 输出。控制装置 14d 使用接受的虚拟传感器偏移信息来设定虚拟传感器。

[0060] 而且，例如，在向图 3 右侧的图的超声波探头切换的情况下，虚拟传感器位置计算部 163 从内部存储部 170 中读出虚拟传感器信息 $(x, y, z) = (\Delta Sx2, 0, -\Delta Sz2)$ 。然后，虚拟传感器位置计算部 163 计算出将读出的虚拟传感器信息 $(x, y, z) = (\Delta Sx2, 0, -\Delta Sz2)$ 加上了“ $\Delta Sx1'$ ”之后的 $(x, y, z) = (\Delta Sx2 + \Delta Sx1', 0, -\Delta Sz2)$ ，并输出到控制装置 14d。

[0061] 由此，即使切换超声波探头，虚拟传感器的位置也不变化。即，不会产生超声波图像和其他形式的体数据之间的错位，因此不实施对位就能够进行参照了参照图像的诊断。

[0062] 具体地，控制部 160 基于虚拟传感器的坐标的变化，将图像生成部 140 控制为根据其他形式的体数据来生成二维图像。

[0063] 接着，对第一实施方式的超声波诊断装置 1 的处理进行说明。图 4 是表示第一实施方式的超声波诊断装置 1 的处理流程的流程图。另外，图 4 表示在位置传感器 14b 能够正确地检测发射机 14a 的磁场的磁场区域内进行被检体 P 的诊断的情况下的处理。

[0064] 如图 4 所示，在第一实施方式的超声波诊断装置 1 中，当切换超声波探头时（步骤 S101 中“是”），传感器切换处理部 162 判断是否切换了位置传感器（步骤 S102）。

[0065] 此处，在切换了位置传感器的情况下（步骤 S102 中“是”），传感器切换处理部 162 基于超声波探头信息来取得位置传感器信息（步骤 S103）。另一方面，在未切换位置传感器的情况下（步骤 S102 中“否”），传感器切换处理部 162 为待机状态。

[0066] 然后，虚拟传感器位置计算部 163 使用位置传感器信息和视场深度信息来计算虚拟传感器偏移位置信息（步骤 S104）。之后，控制装置 14d 基于从虚拟传感器位置计算部 163 接受的虚拟传感器偏移位置信息，根据位置传感器的位置来计算虚拟传感器的位置信息（步骤 S105），而结束处理。

[0067] 如上所述，根据第一实施方式，内部存储部 170 按照每个超声波探头来存储转换信息，该转换信息是将安装在超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为超声波探头中的超声波的收发面的规定位置的坐标的信息。虚拟传感器位置计算部 163 在超声波探头被切换的情况下，从内部存储部 170 取得与切换后的超声波探头对应的转换信息，并使用取得的转换信息来将安装在切换后的超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为规定位置的坐标。因此，第一实施方式的超声波诊断装置 1 为，不实施与超声波探头的切换相伴随的对位，就能够进行参照了参照图像的诊断，在对参照图像进行参照的同时实施的诊断中，能够提高诊断效率。

[0068] 此外，根据第一实施方式，虚拟传感器位置计算部 163 基于超声波探头的口径的一半的位置、且基于视场深度的 $1/2$ 的值，进一步转换上述转换后的坐标。然后，控制部 160 根据基于上述视场深度的 $1/2$ 的值的转换后的坐标的变化，控制为根据三维图像数据来生成二维图像。因此，第一实施方式的超声波诊断装置 1 为，能够控制为将图像的中心显示在

画面的中心,能够提高图像的视觉辨识度。

[0069] 此外,根据第一实施方式,位置传感器 14b 对于多个超声波探头是共有的。因此,第一实施方式的超声波诊断装置 1 能够灵活地进行超声波探头的切换。

[0070] (第二实施方式)

[0071] 另外,此前对第一实施方式进行了说明,但除了上述的第一实施方式以外,还可以通过各种不同的方式来实施。

[0072] (1) 传感器的切换处理

[0073] 在上述第一实施方式中,说明了对于多个超声波探头使用一个位置传感器的情况。但是,实施方式并不限于此,例如,也可以是在多个超声波探头上分别安装有位置传感器的情况。在该情况下,在超声波探头的切换时,位置传感器也被切换。此处,位置传感器的切换既可以手动进行、也可以自动进行。

[0074] 图 5 是用于说明第二实施方式的超声波探头与位置传感器的对应表的图。例如,在自动进行位置传感器的切换的情况下,内部存储部 170 存储对应表,该对应表表示超声波探头与所安装的位置传感器之间的对应。例如,如图 5 所示,内部存储部 170 存储对应表,该对应表用各个连接器的编号来表示超声波探头与所安装的位置传感器之间的对应。而且,传感器切换处理部 162 为,当接收到超声波探头的切换信息时,参照对应表来执行位置传感器的切换处理。

[0075] (2) 体数据

[0076] 在上述的第一实施方式中,说明了使用由 X 射线 CT 装置及 MRI 装置生成的体数据的情况。但是,实施方式并不限于此,例如,也可以是使用由超声波诊断装置生成的体数据的情况。

[0077] (3) 虚拟传感器信息

[0078] 在上述的第一实施方式中,说明了通过超声波诊断装置 1 所具备的内部存储部 170 来存储每个超声波探头的虚拟传感器信息的情况。但是,实施方式并不限于此,也可以是外部存储装置存储虚拟传感器信息的情况。

[0079] 图 6 是用于说明第二实施方式的超声波诊断装置 1 的整体构成的图。如图 6 所示,第二实施方式的超声波诊断装置 1 经由网络与外部存储装置 15 连接,例如能够应用 PACS(Picture Archiving and Communication System:影像归档和通信系统)、HIS(Hospital Information System:医院信息系统)、RIS(Radiology Information System:放射科信息系统)等。

[0080] 外部存储装置 15 按照每个超声波探头来存储转换为超声波探头中的超声波的收发面的规定位置的坐标的转换信息。例如,外部存储装置 15 按照每个超声波探头来存储 $(\Delta Sx1, 0, -\Delta Sz1)$ 、 $(\Delta Sx2, 0, -\Delta Sz2)$ 等虚拟传感器信息。

[0081] 接口部 180 经由网络与存储虚拟传感器的外部存储装置 15 连接。另外,接口部 180 也被称为连接部。虚拟传感器位置计算部 163 为,在更换为其他超声波探头的情况下,经由连接部从存储部取得与更换后的超声波探头对应的转换信息,并使用该取得的转换信息来将安装在更换后的超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为规定位置的坐标。

[0082] 具体地,虚拟传感器位置计算部 163 为,当进行超声波探头的切换时,经由接口部 180 从外部存储装置 15 取得与切换后的超声波探头对应的虚拟传感器信息,而计算虚拟传

感器偏移位置信息。

[0083] 然后,虚拟传感器位置计算部 163 将计算出的虚拟传感器偏移位置信息输出到控制装置 14d。控制装置 14d 基于接受的虚拟传感器偏移位置信息来设定虚拟传感器。

[0084] 另外,外部存储装置 15 不仅存储虚拟传感器信息,还能够存储超声波探头名称、探头 ID、位置传感器的安装位置的信息及视场深度信息等与超声波探头及位置传感器相关的信息。在该情况下,探头切换处理部 161、传感器切换处理部 162 经由接口 180 取得各种信息。

[0085] (4) 位置传感器的角度

[0086] 在上述第一实施方式中,说明了使用基于位置传感器的安装位置的坐标的虚拟传感器信息的情况。但是,实施方式并不限于此,例如,也可以是使用进一步考虑了位置传感器的安装角度的虚拟传感器信息的情况。在该情况下,例如,内部存储部 170 按照每个超声波探头、按照安装在超声波探头上的位置传感器(例如磁传感器等)的每个安装角度,来存储虚拟传感器信息。

[0087] 然后,虚拟传感器位置计算部 163 为,在更换为其他超声波探头的情况下,从内部存储部 170 取得与更换后的超声波探头及位置传感器的安装角度对应的虚拟传感器信息,并使用该取得的虚拟传感器信息来将安装在更换后的超声波探头上的位置传感器(例如磁传感器等)的安装位置的坐标转换为规定位置的坐标。即,虚拟传感器位置计算部 163 使用取得的虚拟传感器信息来计算虚拟传感器偏移位置信息,并将计算出的虚拟传感器偏移位置信息输出到控制装置 14d。

[0088] 另外,上述位置传感器的每个安装角度的虚拟传感器信息,不仅可以由内部存储部 170 存储,也可以由外部存储装置 15 存储。

[0089] 根据以上所述的至少一个实施方式的超声波诊断装置,在对参照图像进行参照的同时实施的诊断中,能够提高诊断效率。

[0090] 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来提示的,并不意图限定发明的范围。这些实施方式能够以其他方式来实施,在不脱离发明主旨的范围内能够进行各种省略、置换和变更。这些实施方式和其变形包含在发明的范围、主旨内,并且包含在专利请求的范围所记载的发明和与其等同的范围内。

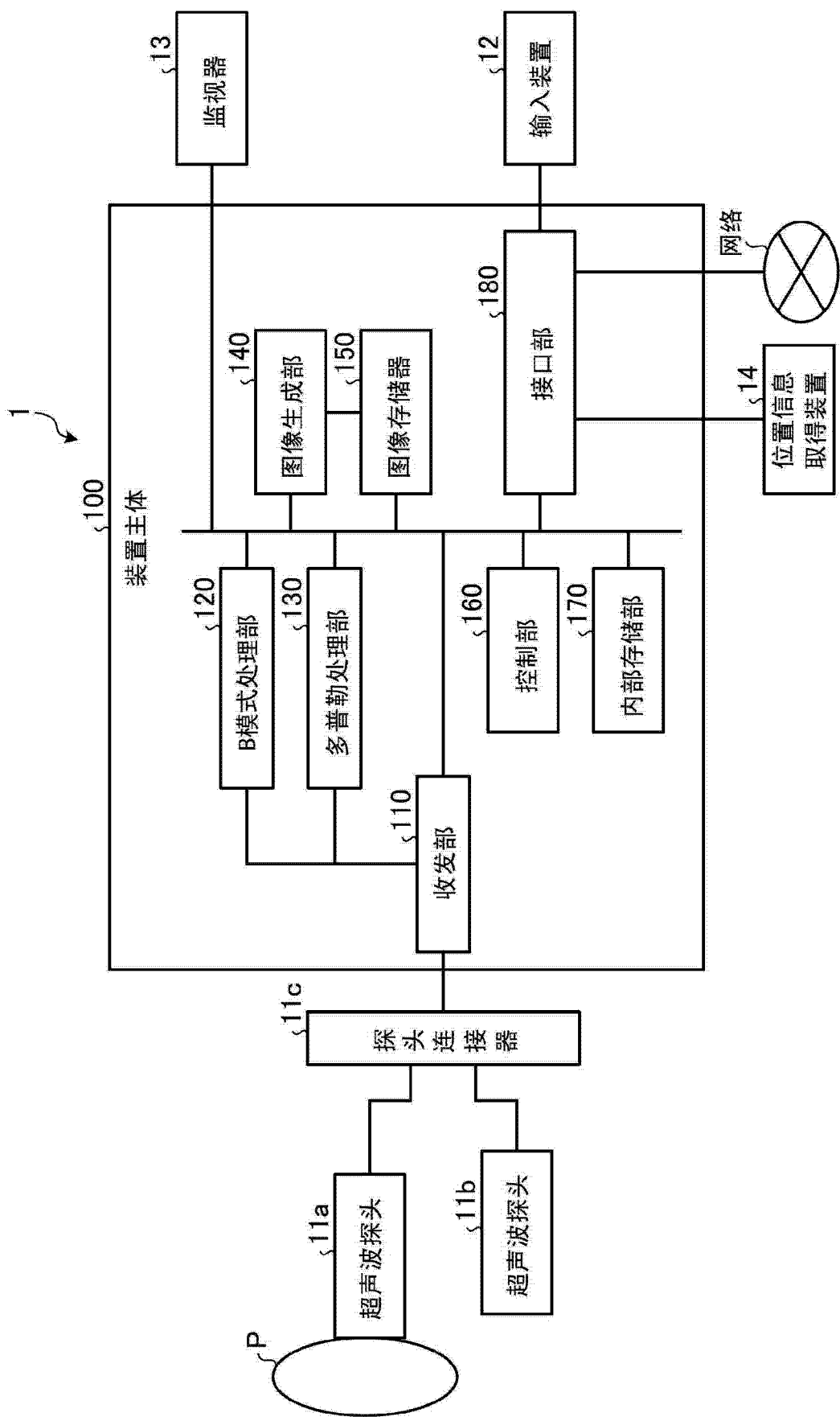


图 1

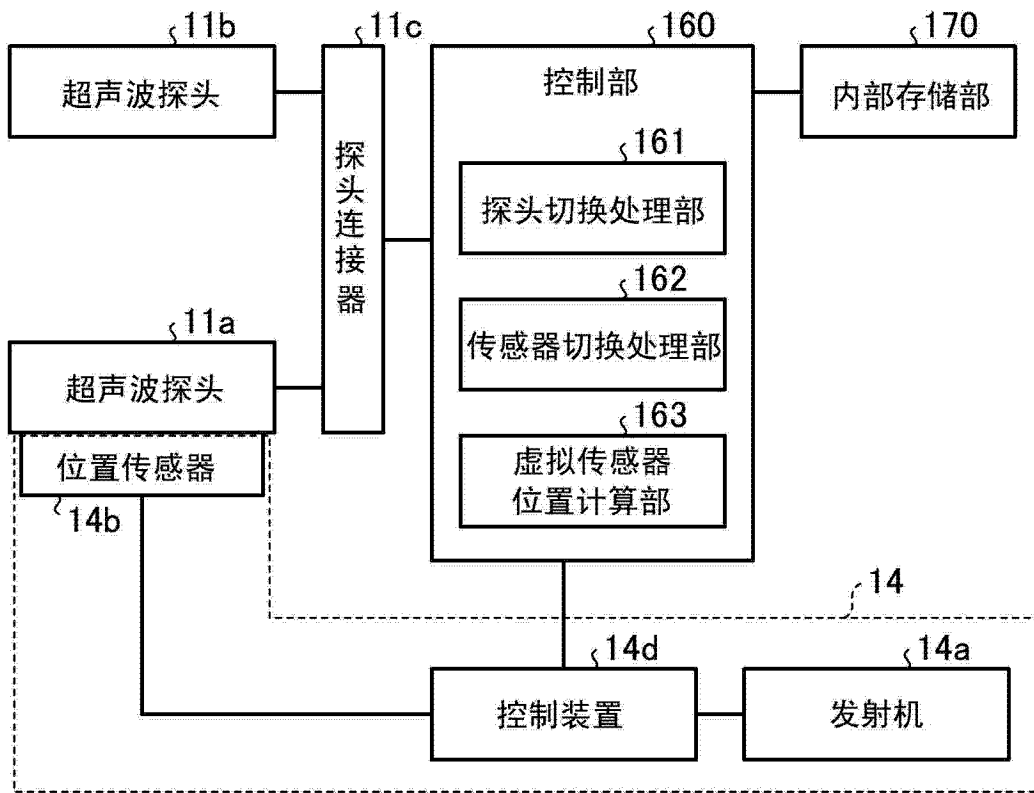


图 2

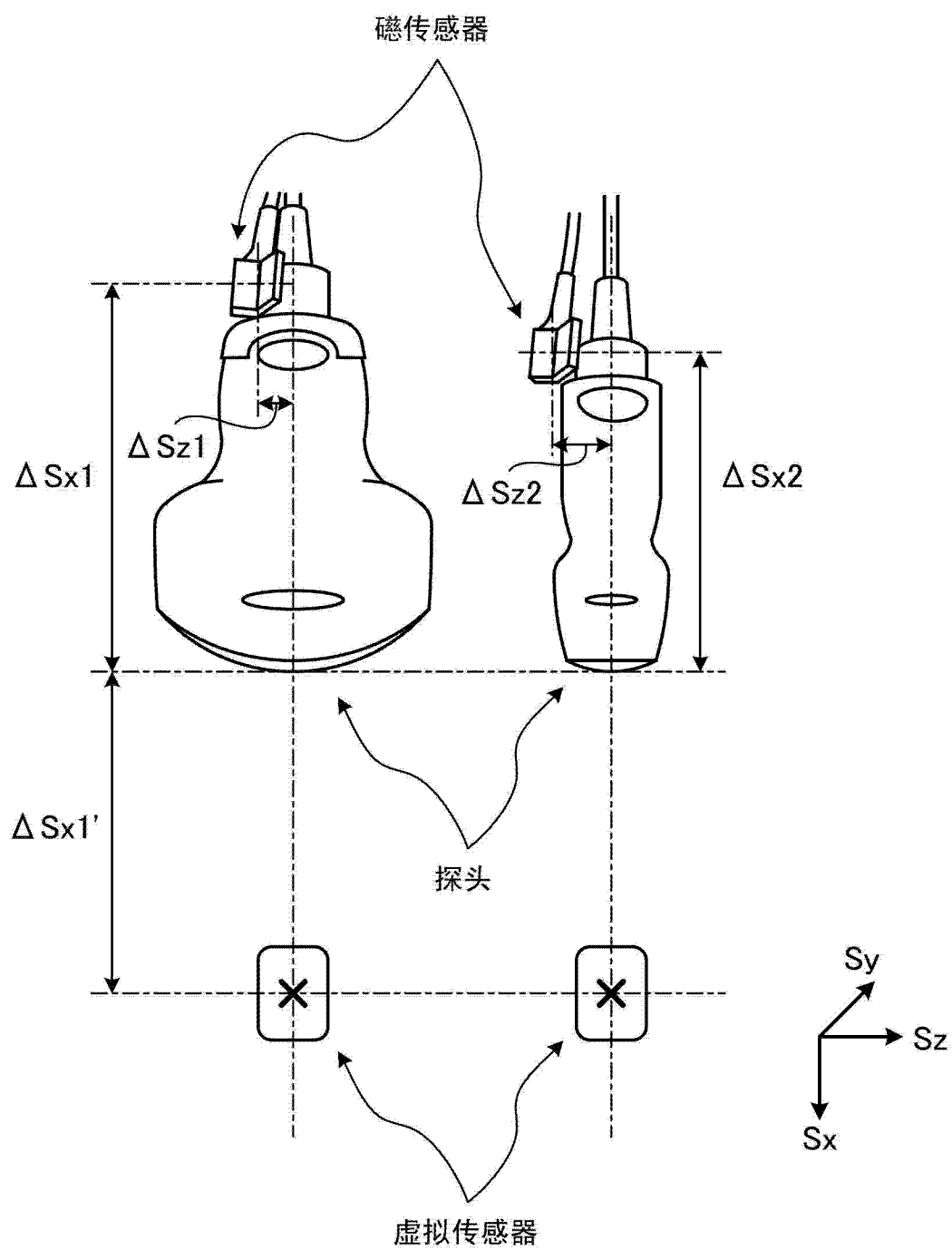


图 3

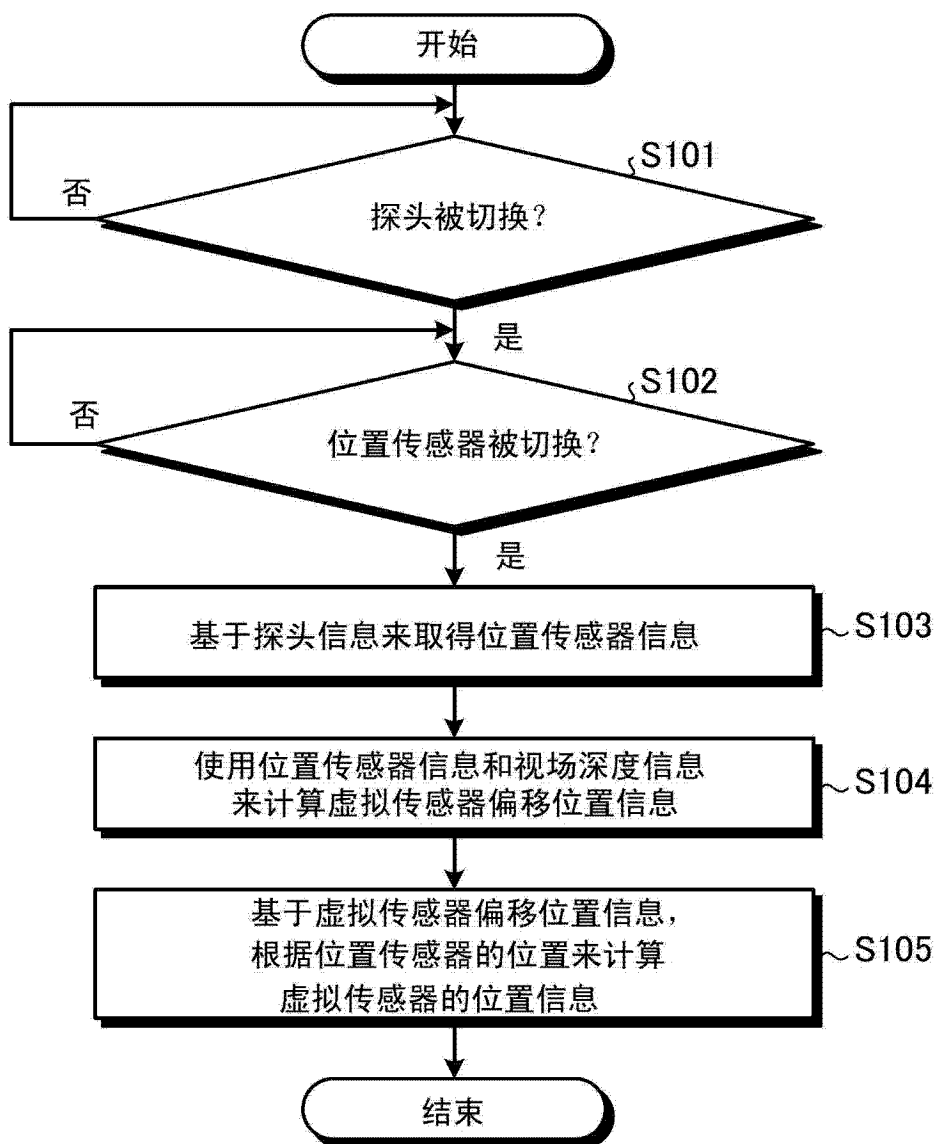


图 4

探头连接器	位置传感器连接器
1	2
2	3
3	1

图 5

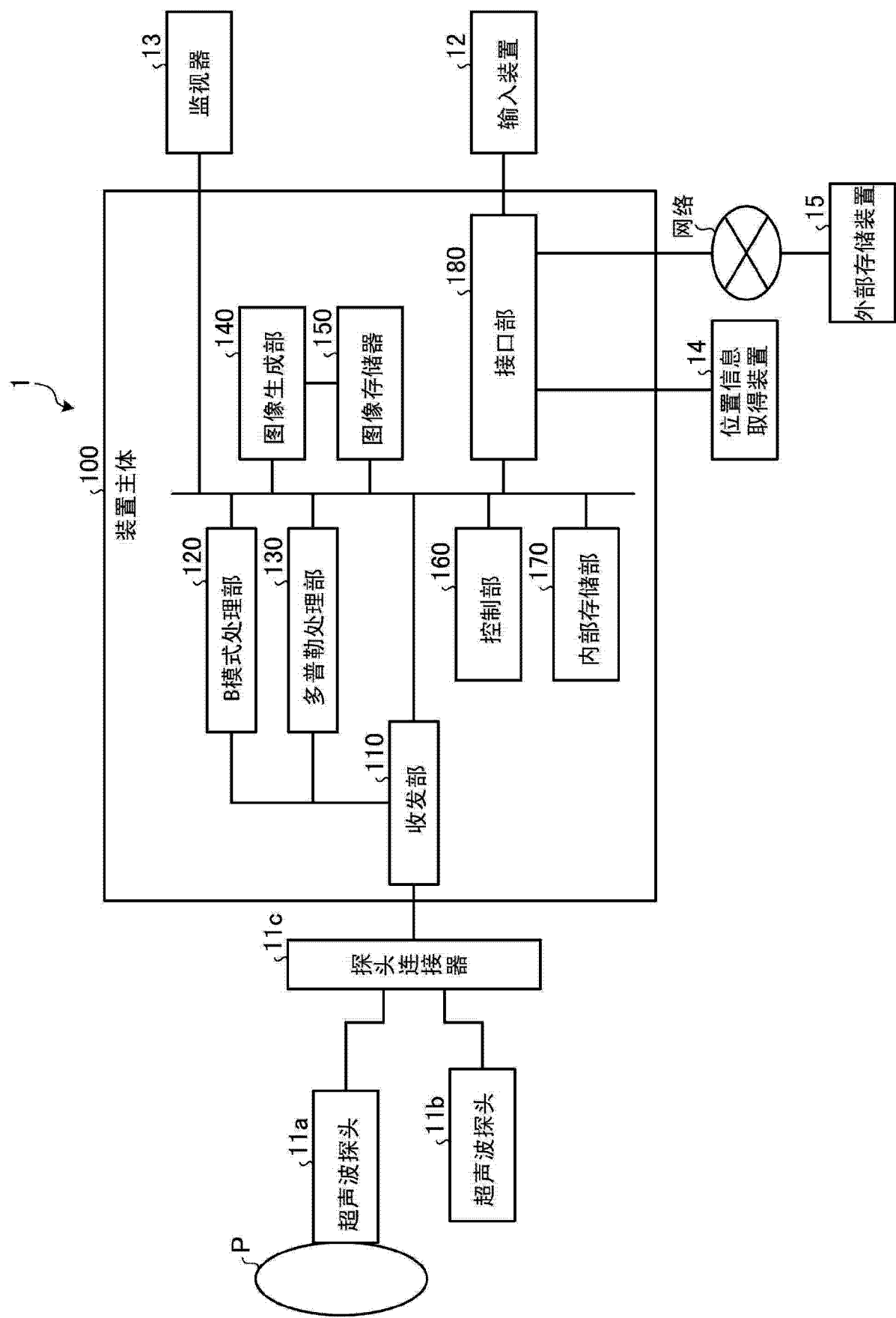


图 6

专利名称(译)	超声波诊断装置及坐标转换方法		
公开(公告)号	CN103142246A	公开(公告)日	2013-06-12
申请号	CN201210518417.8	申请日	2012-12-05
[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	米山直树		
发明人	米山直树		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/4254 A61B8/5292 A61B8/4477 A61B8/4438		
代理人(译)	夏斌 陈萍		
优先权	2011267034 2011-12-06 JP 2012238621 2012-10-30 JP		
其他公开文献	CN103142246B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置及坐标转换方法，在对参照图像进行参照的同时实施的诊断中，能够提高诊断效率。在该超声波诊断装置中，存储部按照每个超声波探头存储转换信息，该转换信息是将安装在超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为上述超声波探头中的超声波的收发面的规定位置的坐标的信息。在更换为其他超声波探头的情況下，转换部从上述存储部取得与更换后的超声波探头对应的转换信息，并使用该取得的转换信息，将安装在更换后的超声波探头上的位置传感器的安装位置的坐标转换为上述规定位置的坐标。

