



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104379064 A

(43) 申请公布日 2015. 02. 25

(21) 申请号 201380032661. 6

(22) 申请日 2013. 06. 26

(30) 优先权数据

2012-143824 2012. 06. 27 JP

2013-134193 2013. 06. 26 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 12. 19

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/067563 2013. 06. 26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/003071 JA 2014. 01. 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 田中豪 赤木和哉 中嶋修

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 11227

代理人 舒艳君 李洋

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 5/055(2006. 01)

A61B 6/03(2006. 01)

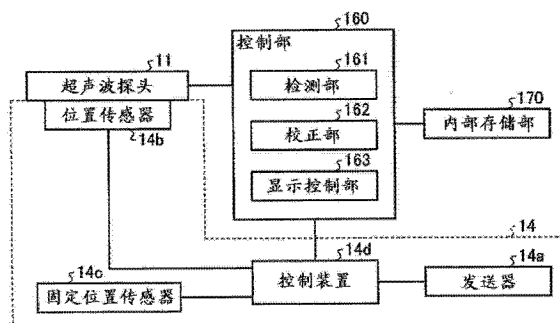
权利要求书2页 说明书14页 附图11页

(54) 发明名称

超声诊断装置以及图像数据的校正方法

(57) 摘要

根据实施方式,发送器(14a)发送基准信号。位置传感器(14b)通过接收基准信号,来取得三维空间上的位置信息。控制部(160)根据通过医用图像诊断装置生成的三维图像数据中的任意剖面与通过超声波探头扫描的剖面的位置对准,将三维图像数据和三维空间建立关联。检测部(161)根据位置传感器取得的位置信息,检测建立关联的三维空间上发送器的位置的变化。校正部(162)根据该发送器的位置的变化量,校正医用图像的剖面与通过超声波探头扫描的剖面的位置偏移。



1. 一种超声波诊断装置,其中,具备:

发送器,发送基准信号;

位置传感器,通过接收所述基准信号,来取得三维空间上的位置信息;

建立关联部,根据通过医用图像诊断装置生成的三维图像数据中的任意剖面与通过超声波探头扫描的剖面的位置对准,将所述三维图像数据与所述三维空间建立关联;

检测部,根据所述位置传感器取得的位置信息,检测在所述建立关联的三维空间上所述发送器的位置的变化;以及

校正部,当检测到所述发送器的位置的变化时,根据该发送器的位置的变化量,校正所述医用图像的剖面与通过所述超声波探头扫描的剖面的位置偏移。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述位置传感器至少包含固定位置传感器和探头位置传感器,

所述检测部通过检测固定于通过所述发送器生成的三维空间内的任意位置的固定位置传感器的坐标的变化,来检测该发送器的位置的变化,

所述校正部通过根据所述固定位置传感器的坐标的变化量,对安装于所述超声波探头的用于位置对准的探头位置传感器的坐标进行转换,来校正所述医用图像的剖面与通过所述超声波探头扫描的剖面的位置偏移。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

所述校正部通过根据所述固定位置传感器的坐标的变化量,校正所述三维图像数据与所述三维空间的建立关联,来校正所述医用图像的剖面与通过所述超声波探头扫描的剖面的位置偏移。

4. 根据权利要求2或3所述的超声波诊断装置,其中,

所述固定位置传感器被配置在被检体横卧的床、装置主体、支承所述发送器的杆、或者所述被检体上。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述位置传感器至少包含探头位置传感器,

所述检测部通过检测通过所述发送器生成的三维空间中的安装于所述超声波探头的用于位置对准的探头位置传感器的坐标、与通过与所述发送器不同的校正用的固定发送器生成的三维空间中的所述探头位置传感器的坐标的对应关系的变化,来检测所述发送器的位置的变化,

所述校正部通过根据所述对应关系的变化量,校正所述三维图像数据与所述三维空间的建立关联,来校正所述医用图像的剖面与通过所述超声波探头扫描的剖面的位置偏移。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其中,

所述检测部根据通过所述发送器以及所述固定发送器生成的三维空间各自的精度,来切换使用所述发送器和所述固定发送器。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述超声波诊断装置还具备接受部,所述接受部接受表示所述发送器的位置的变化开始的输入操作,以及接受的输入操作,

所述检测部根据在接受表示所述发送器的位置的变化开始的输入操作的时刻由所述位置传感器取得的位置信息、和在接受表示所述发送器的位置的变化结束的输入操作

的时刻由所述位置传感器取得的位置信息,计算所述发送器的位置的变化量,

所述校正部根据通过检测部计算出的所述发送器的位置的变化量,校正所述位置偏移。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述位置传感器至少包含第 1 探头位置传感器和第 2 探头位置传感器,

所述检测部通过检测配置在通过所述发送器生成的三维空间内的任意位置的安装于未被操作的超声波探头的第 2 探头位置传感器的坐标的变化,来检测所述发送器的位置的变化,

所述校正部通过根据所述第 2 探头位置传感器的坐标的变化量,对安装于被操作的超声波探头的用于位置对准的第 1 探头位置传感器的坐标进行转换,从而校正所述医用图像的剖面与通过所述超声波探头扫描的剖面的位置偏移。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述位置传感器至少包含探头位置传感器,

所述检测部通过检测固定所述发送器的固定器具的移动,来检测所述发送器的位置的变化,

所述校正部根据所述固定器具的移动量,对安装于所述超声波探头的用于位置对准的探头位置传感器的坐标进行转换,从而校正所述医用图像的剖面与通过所述超声波探头扫描的剖面的位置偏移。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述位置传感器至少包含探头位置传感器,

所述检测部根据映像所包含的所述发送器的位置信息,检测该探头位置传感器的位置的变化,

所述校正部根据所述发送器的位置的变化量,对安装于所述超声波探头的用于位置对准的探头位置传感器的坐标进行转换,从而校正所述医用图像的剖面与通过所述超声波探头扫描的剖面的位置偏移。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述校正部通过校正所述三维图像数据与所述三维空间的建立关联所使用的转换系数,来校正所述医用图像的剖面与通过所述超声波探头扫描的剖面的位置偏移。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述校正部通过校正由所述探头位置传感器检测到的位置信息,来校正所述医用图像的剖面与通过所述超声波探头扫描的剖面的位置偏移。

13. 一种通过校正图像数据的计算机执行的校正方法,其中,包含:

根据通过医用图像诊断装置生成的三维图像数据中的任意剖面与通过超声波探头扫描的剖面的位置对准,将所述三维图像数据与基于通过发送器发送的基准信号的三维空间建立关联,

通过接收所述基准信号,来根据取得三维空间上的位置信息的位置传感器所取得的位置信息,检测所述建立关联的三维空间上所述发送器的位置的变化;

当检测到所述发送器的位置变化时,根据该发送器的位置的变化量,校正所述医用图像的剖面和通过所述超声波探头扫描的剖面的位置偏移。

超声波诊断装置以及图像数据的校正方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置以及图像数据的校正方法。

背景技术

[0002] 以往,在超声波诊断装置中,作为非侵入的诊断装置,用于对具有患癌的风险高的疾病的患者定期地进行观察等。例如,超声波图像诊断装置用于对具有肝炎或肝硬化等患肝癌的风险高的疾病的患者定期地进行观察等。

[0003] 近年来,与基于上述的超声波诊断装置的观察并行,执行基于X射线CT(Computed Tomography)装置或MRI(Magnetic Resonance Imaging)装置的检查。在基于X射线CT装置或MRI装置的检查中,例如,在使用造影剂实施的检查中,有时检测呈现疑似癌的病灶。此时,通过基于超声波图像下的穿刺的细胞技术学实现该病灶的确定诊断的案例很多。

[0004] 因此,例如,具备使用磁性的位置传感器将通过超声波探头扫描的剖面与检测到病灶的CT图像或者MRI图像进行位置对准,将CT图像或者MRI图像作为参照图像,将超声波探头导航到病灶的位置的技术的超声波诊断装置被熟知。然而,在以往技术中,每当发送器移动时,必须执行位置对准,有时诊断效率降低。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特开平10-151131号公报

发明内容

[0008] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够即使在发送器移动的情况下也不需要位置对准,能够提高诊断效率的超声波诊断装置以及图像数据的校正方法。

[0009] 实施方式的超声波诊断装置具备发送器、位置传感器、建立关联部、检测部、以及校正部。发送器发送基准信号。位置传感器通过接收上述基准信号,来取得三维空间上的位置信息。建立关联部根据通过医用图像诊断装置生成的三维图像数据中的任意剖面与通过超声波探头扫描的剖面的位置对准,将上述三维图像数据与上述三维空间建立关联。检测部根据上述位置传感器取得的位置信息,检测在上述建立关联的三维空间上上述发送器的位置发生的变化。在检测到上述发送器的位置的变化时,校正部根据该发送器的位置的变化量,校正上述医用图像的剖面与通过上述超声波探头扫描的剖面的位置偏移。

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2A是用于说明第1实施方式所涉及的图像的位置对准的一个例子的图。

[0012] 图2B是表示第1实施方式所涉及的被位置对准的图像的并列显示的一个例子的图。

[0013] 图3是用于说明以往技术所涉及的问题的图。

[0014] 图 4 是用于说明第 1 实施方式所涉及的位置信息取得装置以及控制部的结构的一个例子的图。

[0015] 图 5 是用于说明第 1 实施方式所涉及的第 1 校正处理的一个例子的图。

[0016] 图 6 是用于说明第 1 实施方式所涉及的第 2 校正处理的一个例子的图。

[0017] 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。

[0018] 图 8 是用于说明第 2 实施方式所涉及的位置信息取得装置以及控制部的结构的一个例子的图。

[0019] 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。

[0020] 图 10 是用于说明第 3 实施方式所涉及的校正处理的一个例子的图。

[0021] 图 11 是表示基于第 3 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。

具体实施方式

[0022] (第 1 实施方式)

[0023] 首先,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构,使用图 1 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 1 的整体结构的图。如图 1 所示,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 具有超声波探头 11、输入装置 12、显示器 13、位置信息取得装置 14、以及装置主体 100,并与网路连接。

[0024] 超声波探头 11 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 100 所具有的发送接收部 110 供给的驱动信号产生超声波,另外,接收来自被检体 P 的反射波并将该反射波转换成电气信号。另外,超声波探头 11 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部件等。例如,超声波探头 11 是扇型、线型或者凸型等超声波探头。

[0025] 当从超声波探头 11 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,作为反射波信号由超声波探头 11 所具有的多个压电振子接收。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的差。另外,所发送的超声波脉冲被移动的血流或心脏壁等表面反射时的反射波信号由于多普勒效应,而取决于相对于移动体的超声波发送方向的速度分量,并接受频移。

[0026] 另外,本实施方式即使在通过作为将多个压电振子以一系列配置的一维超声波探头的超声波探头 11,对被检体 P 二维地进行扫描的情况下、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 11、作为将多个压电振子以格子状二维地配置的二维超声波探头的超声波探头 11,对被检体 P 三维地进行扫描的情况下,也能够适用。

[0027] 输入装置 12 具有轨迹球、开关、按钮、触摸指令屏等,接受来自超声波诊断装置 1 的操作者的各种设定要求,并对装置主体 100 转送所接受的各种请求。例如,输入装置 12 接受超声波图像与 X 射线 CT 图像等的位置对准所涉及的各种操作。

[0028] 显示器 13 显示用于超声波诊断装置 1 的操作者使用输入装置 12 输入各种设定请求的 GUI(Graphical User Interface),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。

[0029] 位置信息取得装置 14 取得超声波探头 11 的位置信息。具体而言,位置信息取得装置 14 取得表示超声波探头 11 位于何处的位置信息。作为位置信息取得装置 14,例如,是

磁性传感器、红外线传感器、光学传感器、摄像机等。

[0030] 装置主体 100 是根据超声波探头 11 接收到的反射波生成超声波图像的装置,如图 1 所示,具有发送接收部 110、B 模式处理部 120、多普勒处理部 130、图像生成部 140、图像存储器 150、控制部 160、内部存储部 170、接口部 180。

[0031] 发送接收部 110 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 11 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 11 产生的超声波会聚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,向超声波探头 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。

[0032] 另外,发送接收部 110 具有放大器电路、A/D 转换器、以及加法器等,对超声波探头 11 接收到的反射波信号进行各种处理生成反射波数据。放大器电路将反射波信号按每个通道放大,进行增益校正处理,A/D 转换器赋予对被增益校正的反射波信号进行 A/D 转换并确定接收指向性所需的延迟时间,加法器对被 A/D 转换器处理后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。

[0033] 这样,发送接收部 110 控制超声波的发送接收中的发送指向性和接收指向性。另外,发送接收部 110 具有通过后述的控制部 160 的控制,能够瞬间变更延迟信息、发送频率、发送驱动电压、开口元件数等的功能。特别地,在发送驱动电压的变更中,通过能够瞬间切换对值进行切换的线性放大器型的振动电路、或者电气地切换多个电源单元的机构来实现。另外,发送接收部 110 还能够对每一帧或者每一速率,发送接收不同的波形。

[0034] B 模式处理部 120 从发送接收部 110 接收作为进行了增益校正处理、A/D 转换处理以及加法处理的处理完成反射波信号的反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,生成由亮度的明暗来表现信号强度的数据(B 模式数据)。

[0035] 多普勒处理部 130 根据从发送接收部 110 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、能量等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0036] 图像生成部 140 根据 B 模式处理部 120 生成的 B 模式数据或多普勒处理部 130 生成的多普勒数据生成超声波图像。具体而言,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)成电视等所代表的视频格式的扫描线信号列,从而根据 B 模式数据或多普勒数据生成显示用的超声波图像(B 模式图像、多普勒图像)。另外,图像生成部 140 在后述的控制部 160 的控制下,根据存储于内部存储部 170 的其他的医疗器械的体数据生成二维图像(例如,MPR 图像等)。

[0037] 图像存储器 150 存储通过图像生成部 140 生成的造影像或组织像等图像数据。另外,图像存储器 150 存储通过图像生成部 140 生成的其他的医疗器械的二维图像(例如,MPR 图像等)数据。另外,图像存储器 150 存储基于后述的图像生成部 140 的处理结果。另外,图像存储器 150 根据需要存储经由发送接收部 110 的紧接之后的输出信号(RF:Radio Frequency)、图像的亮度信号、各种原始数据、经由网路取得的图像数据等。图像存储器 150

所存储的图像数据的数据形式可以通过后述的控制部 160 显示于显示器 13 的视频格式转换后的数据形式,也可以是作为通过 B 模式处理部 120 以及多普勒处理部 130 生成的 Raw 数据的坐标转换前的数据形式。

[0038] 控制部 160 控制超声波诊断装置 1 中的处理整体。具体而言,控制部 160 根据经由输入装置 12 由操作者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以及各种设定信息,控制发送接收部 110、B 模式处理部 120、多普勒处理部 130 以及图像生成部 140 的处理,或者进行控制,以使得将图像存储器 150 存储的超声波图像等显示于显示器 13。另外,控制部 160 例如按照 DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine) 标准,经由网路发送接收其他的医疗器械(例如,X 射线 CT 装置、MRI 装置等)的三维图像数据(体数据)。另外,控制部 160 根据通过医用图像诊断装置生成的三维图像数据中的任意剖面与通过超声波探头扫描的剖面的位置对准,将三维图像数据与三维空间建立关联。另外,针对三维图像数据与三维空间的建立关联的细节后述。

[0039] 内部存储部 170 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)、诊断协议等各种数据。另外,内部存储部 170 根据需要,还用于图像存储器 150 存储的图像的保管等。另外,内部存储部 170 存储通过控制部 160 的控制取得的其他的医疗器械的体数据。另外,内部存储部 170 存储基于控制部 160 的处理所使用的各种信息。另外,针对各种信息后述。

[0040] 接口部 180 是控制输入装置 12、位置信息取得装置 14、网路与装置主体 100 之间的各种信息的交流的接口。例如,接口部 180 控制相对于控制部 160 的位置信息取得装置 14 所取得的位置信息的转送。

[0041] 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 1 构成为,通过以下详细地说明的位置信息取得装置 14 以及控制部 160 的处理,即使在发送器移动的情况下,也能够不需要位置对准,能够提高诊断效率。

[0042] 在此,首先,针对将 CT 图像或者 MRI 图像作为参照图像进行诊断时的图像的位置对准,使用图 2A 以及图 2B 进行说明。图 2A 是用于说明第 1 实施方式所涉及的图像的位置对准的一个例子的图。图 2B 是表示第 1 实施方式所涉及的被位置对准的图像的并列显示的一个例子的图。在此,在图 2A 以及图 2B 中,示出作为其他的医疗器械的图像使用根据通过 X 射线 CT 装置收集的体数据生成的 MPR 图像(以下,记作 CT 图像)的情况。例如,当将 CT 图像作为参照图像进行诊断或治疗时,如图 2A 所示,使用安装于超声波探头的传感器,将通过 X 射线 CT 装置收集的体数据与超声波图像建立关联。

[0043] 例如,当使用磁性传感器时,首先,进行通过发送器形成的三维的磁场中的安装有磁性传感器的超声波探头 11 的 3 轴(X,Y,Z)与体数据的 3 轴的轴对准。列举一个例子,使安装有磁性传感器的超声波探头与被检体垂直,在该状态下按下选定按钮,从而,将此时的磁性传感器的朝向选定为垂直。

[0044] 接着,以在超声波图像上描绘出与在 CT 图像上描绘出的特征部分相同的特征部分的方式移动超声波探头 11,按下再次选定按钮,从而将此时的磁性传感器的位置(坐标)和体数据中的位置(坐标)建立关联。作为特征部分,例如,使用血管或剑状突起等。

[0045] 如上所述,通过将磁性传感器的朝向以及坐标与其他的医疗器械中的体数据的坐

标建立关联,从而能够根据其他的医疗器械的体数据生成超声波探头 11 与当前时刻的扫描面大致相同的位置的二维图像。例如,如图 2B 所示,能够显示与伴随着超声波探头的移动而变化的超声波图像(右侧的图像)相同的剖面的 MPR 图像(左侧的图像)。并且,例如,通过将在其他的医疗器械的图像中检测到的呈现疑似癌的病灶作为肿瘤范围(ROI)在 MPR 图像上描绘出并登记,从而能够在大致相同的位置的超声波图像上添加标记。或者,通过在超声波图像上描绘 ROI,从而能够在 MPR 图像的大致相同的位置添加标记。医师能够一边将在图像上具有不同的特性的超声波图像和 MPR 图像进行比较,一边根据对两图像赋予的标记实施穿刺。

[0046] 然而,上述技术的前提为不移动形成用于对位置传感器的位置进行定义的三维空间的发送器。即,在执行将磁性传感器的位置(坐标)与体数据中的位置(坐标)建立关联的位置对准之后移动发送器时,在两者之间发生位置偏移。图 3 是用于说明以往技术所涉及的问题的图。另外,在图 3 中,示出在 X-Y 平面上移动发送器的情况。

[0047] 例如,如图 3 的(A)所示,假设通过发送器形成的空间中的位置传感器的坐标(X_1, Y_1)与通过 X 射线 CT 装置收集的体数据内的坐标(X'_1, Y'_1)被位置对准。由此,如图 3 的(A)所示,根据体数据生成与基于超声波探头的扫描面大致相同的位置的 MPR 图像。

[0048] 在此,例如,如图 3 的(B)所示,当发送器在 X-Y 平面上移动时,由发送器形成的三维空间会偏移,实际空间上的位置与图 3 的(A)的位置大致相同的位置(未移动)的超声波探头(位置传感器)的三维空间上的坐标成为(X_2, Y_2)。这样的位置偏移的结果为,根据体数据生成的 MPR 图像会成为包含与(X_2, Y_2)对应的坐标(X'_2, Y'_2)的图像,实际上显示与通过超声波探头扫描的面不同的位置的 MPR 图像。

[0049] 因此,在以往技术中,每当移动发送器时,实施上述的位置对准,诊断效率降低。例如,当使用上述的技术进行检查或治疗时,在检查・治疗开始后,为了进一步提高精度有时改变发送器的位置。具体而言,越是远离发送器,则发送器所发送的磁场的强度越弱,因此,安装于超声波探头 11 的磁性传感器越是远离发送器,超声波探头 11 的位置检测精度会变得越低。

[0050] 鉴于此,当诊断部位与发送器的距离远时,优选事先使发送器接近诊断部位,以超声波探头 11(诊断部位)与发送器接近的状态进行摄像。或者,当载置被检体的床的杆由金属构成时,杆成为扰乱磁场的原因,因此,优选将发送器设置于远离杆的位置进行摄像。在这样的情况下,在以往技术中,每当移动发送器时,执行位置对准。因此,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 构成为,通过不进行伴随发送器的移动的位置对准,而能够提高一边参照参照图像一边实施的诊断中的诊断效率。

[0051] 以下,针对第 1 实施方式所涉及的位置信息取得装置 14 以及控制部 160 的处理,使用图 4 等进行说明。图 4 是用于说明第 1 实施方式所涉及的位置信息取得装置 14 以及控制部 160 的结构的一个例子的图。如图 4 所示,第 1 实施方式所涉及的位置信息取得装置 14 具有发送器 14a、位置传感器 14b、固定位置传感器 14c、以及控制装置 14d,经由未图示的接口部 180 与控制部 160 连接。

[0052] 发送器 14a 发送基准信号。具体而言,发送器 14a 被配置于任意位置,以本装置为中心朝向外侧形成磁场。位置传感器 14b 通过接收基准信号,来取得三维空间上的位置信息。具体而言,位置传感器 14b 被安装于超声波探头 11 的表面,检测通过发送器 14a 形成

的三维的磁场,将检测到的磁场的信息转换成信号向控制装置 14d 输出。

[0053] 固定位置传感器 14c 通过接收基准信号,来取得三维空间上的位置信息。具体而言,固定位置传感器 14c 检测通过发送器 14a 形成的三维的磁场,将检测到的磁场的信息转换成信号,并输出至控制装置 14d。在此,固定位置传感器 14c 被固定于三维的磁场内的任意位置。例如,固定位置传感器 14c 从被检体 P 横卧的床使用非金属的臂等配置在磁场内。或者,固定位置传感器 14c 也可以配置于超声波诊断装置 1。此时,例如,固定位置传感器 14c 可以配置于支承超声波诊断装置 1 所具备的发送器 14a 的臂的非可动部分,或者也可以在超声波诊断装置 1 中,配置于磁场内的非磁性体以及非金属部分。另外,当发送器 14a 由杆支承时,固定位置传感器 14c 也可以配置于该杆的支柱等非可动部分。

[0054] 另外,固定位置传感器 14c 也可以配置于被检体。例如,固定位置传感器 14c 也可以在诊断中的患者中,配置于不移动的规定的部分。此时,相对于被检体的固定位置传感器 14c 的位置是固定的,因此,假设当移动被检体时,根据固定位置传感器 14c 的坐标的变化量计算患者的移动量,使用计算出的移动量,例如,能够校正体数据与超声波图像的建立关联。如上述那样,固定位置传感器 14c 能够配置于各种位置,能够随机应变地应对各种状况。

[0055] 控制装置 14d 根据从位置传感器 14b 以及固定位置传感器 14c 接收到的信号,计算以发送器 14a 为原点的空间中的位置传感器 14b 以及固定位置传感器 14c 的坐标以及朝向,并将计算出的坐标以及朝向输出至控制部 160。另外,被检体 P 的诊断在安装于超声波探头 11 的位置传感器 14b 能够准确地检测发送器 14a 的磁场的磁场区域内进行。

[0056] 控制部 160 具有检测部 161、校正部 162、以及显示控制部 163,经由未图示的总线或者接口部 180,与位置信息取得装置 14 以及内部存储部 170 连接。

[0057] 内部存储部 170 存储通过发送器 14a 形成的磁场中的固定位置传感器 14c 的坐标的信息。具体而言,内部存储部 170 存储通过检测部 161 取得,并保存的固定位置传感器 14c 的坐标。

[0058] 检测部 161 根据固定位置传感器 14c 取得的位置信息,检测建立关联的三维空间上发送器的位置变化的情况。即,检测部 161 通过将由医用图像诊断装置生成的三维图像数据和由发送器 14a 生成的三维空间建立关联,从而在将根据三维图像数据生成的医用图像的剖面 and 通过超声波探头 11 扫描的剖面进行位置对准的状态下,检测发送器 14a 的位置的变化。具体而言,检测部 161 通过检测由发送器 14a 生成的三维空间内的任意位置的固定位置传感器 14c 的坐标的变化,来检测该发送器 14a 的位置的变化。

[0059] 更具体而言,首先,当执行通过其他的医疗器械收集到的体数据与超声波探头 11 的扫描面的位置对准时,检测部 161 从控制装置 14d 取得通过发送器 14a 形成的磁场中的固定位置传感器 14c 的坐标(以下,记作初始坐标),并保存于内部存储部 170。并且,检测部 161 取得以规定的定时取得的固定位置传感器 14c 的坐标,计算与存储于内部存储部 170 的初始坐标的变化量。

[0060] 在此,当计算出的变化量超过规定的阈值时,检测部 161 判定为发送器 14a 的位置发生变化。另一方面,当计算出的变化量没有超过规定的阈值时,检测部 161 判定为发送器 14a 的位置没有变化。即,第 1 实施方式所涉及的检测部 161 将在通过发送器 14a 形成的磁场内固定的固定位置传感器 14c 坐标的变化作为发送器 14a 的位置的变化来检测。

[0061] 另外,用于判定上述的发送器 14a 的位置的变化的阈值由操作者或者设计者任意地设定。例如,阈值也可以根据固定位置传感器 14c 的坐标的收集精度来设定。一般而言,在通过磁性传感器检测的位置信息中存在变动,因此,希望考虑该情况来设定阈值。

[0062] 当检测到发送器的位置的变化时,校正部 162 根据该发送器 14a 的位置的变化量,校正医用图像的剖面与通过超声波探头 11 扫描的剖面的位置偏移。具体而言,校正部 162 根据固定位置传感器 14c 的坐标的变化量,对安装于超声波探头 11 的用于位置对准的位置传感器 14b 的坐标进行转换,从而校正医用图像的剖面与通过超声波探头 11 扫描的剖面的位置偏移。另外,校正部 162 根据固定位置传感器 14c 的坐标的变化量,校正三维图像数据与三维空间的建立关联,从而校正医用图像的剖面与通过超声波探头 11 扫描的剖面的位置偏移。

[0063] 如上所述,每当通过控制装置 14d 取得位置传感器 14b 的坐标时,第 1 实施方式所涉及的校正部 162 执行通过对所取得的坐标进行基于由检测部 161 计算出的变化量的坐标转换来校正位置偏移的第 1 校正处理、和通过对体数据的坐标进行基于由检测部 161 计算出的变化量的坐标转换来校正位置偏移的第 2 校正处理。

[0064] 以下,针对通过第 1 实施方式所涉及的校正部 162 执行的第 1 校正处理以及第 2 校正处理的一个例子,使用图 5 以及图 6 进行说明。图 5 是用于说明第 1 实施方式所涉及的第 1 校正处理的一个例子的图。另外,图 6 是用于说明第 1 实施方式所涉及的第 2 校正处理的一个例子的图。另外,在图 5 以及图 6 中,示出 X-Y 平面上的发送器 14a 的位置变化时的例子。

[0065] 首先,针对第 1 校正处理的情况进行说明。此时,例如,如图 5 的 (A) 所示,假设将通过发送器 14a 形成的空间中的位置传感器 14b 的坐标 (X_1, Y_1) 与通过 X 射线 CT 装置收集到的体数据内的坐标 (X'_1, Y'_1) 进行位置对准。由此,根据体数据生成与基于超声波探头 11 的扫描面大致同一位置的 MPR 图像。

[0066] 在此,在第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 中,如上述那样,将固定位置传感器 14c 固定在磁场内,如图 5 的 (A) 所示,取得固定位置传感器 14c 的坐标 (X_3, Y_3) 。检测部 161 取得将位置传感器 14b 的坐标 (X_1, Y_1) 和体数据内的坐标 (X'_1, Y'_1) 位置对准时的固定位置传感器 14c 的坐标 (X_3, Y_3) ,并保存于内部存储部 170。

[0067] 并且,例如,如图 5 的 (B) 所示,当发送器 14a 在 X-Y 平面上位置发生变化时,通过发送器 14a 形成的三维空间偏移,位置传感器 14b 的坐标 (X_1, Y_1) 成为 (X_2, Y_2) 。在此,在第 1 实施方式中,如图 5 的 (A) 所示,固定位置传感器 14c 的坐标 (X_3, Y_3) 也变化为 (X_4, Y_4) 。检测部 162 取得固定位置传感器 14c 的坐标 (X_4, Y_4) ,计算来自存储于内部存储部 170 的固定位置传感器的初始坐标 (X_3, Y_3) 的变化量。在此,当计算出的变化量超过规定的阈值时,检测部 161 判定为发送器 14a 的位置变化。

[0068] 并且,当通过检测部 161 判定为发送器 14a 的位置变化时,校正部 162 使用通过检测部 161 计算出的变化量对位置偏移进行校正。即,如图 5 的 (B) 所示,校正部 162 通过将用于将固定位置传感器 14c 的坐标 (X_4, Y_4) 转换成初始坐标 (X_3, Y_3) 的转换系数“ M_1 ”乘以位置传感器 14b 的坐标 (X_2, Y_2) ,从而将位置传感器 14b 的坐标转换为 (X_1, Y_1) 。由此,能够使发送器 14a 的位置变化后取得的位置传感器 14b 的坐标返回到发送器 14a 的位置变化前的坐标,能够根据体数据生成与基于超声波探头 11 的扫描面大致相同的位置的 MPR 图像。

[0069] 接着,针对第2校正处理的情况进行说明。此时,与第1校正处理相同,通过检测部161检测发送器14a的位置的变化。并且,校正部162使用通过检测部161计算出的变化量来校正位置偏移。例如,如图6的(A)所示,假设将通过发送器14a形成的空间中的位置传感器14b的坐标 (X_1, Y_1) 与通过X射线CT装置收集到的体数据内的坐标 (X'_1, Y'_1) 位置对准,取得固定位置传感器14c的坐标 (X_3, Y_3) 。

[0070] 并且,与图5相同,在发送器14a的位置变化之后,如图6的(B)所示,校正部162通过将用于将固定位置传感器14c的初始坐标 (X_3, Y_3) 转换为坐标 (X_4, Y_4) 的转换系数“M2”乘以位置传感器14b的坐标 (X_1, Y_1) 来计算坐标 (X_2, Y_2) 。并且,校正部162将计算出的坐标 (X_2, Y_2) 与体数据内的坐标 (X'_1, Y'_1) 重新位置对准。由此,能够将发送器14a的位置变化后的磁场中的坐标与体数据再次建立关联。即,在第2校正处理中,每当取得位置传感器14b的坐标时不需要进行校正处理,而能够抑制处理负荷的增大。

[0071] 返回到图4,显示控制部163将根据其他的医疗器械的体数据生成的二维图像(例如,MPR图像等)和超声波图像在显示器13上进行并列显示。例如,显示控制部163将与基于超声波探头11的扫描面大致相同的位置的MPR图像在显示器13上并列显示。

[0072] 另外,当通过检测部161判定为发送器14a的位置发生变化时,显示控制部163在显示器13上显示消息。例如,显示控制部163将“发送器发生移动”的警告消息显示于显示器13。另外,例如,显示控制部163将“校正由于发送器的移动而造成的位置偏移”的消息显示于显示器13。

[0073] 另外,例如,与“发送器移动”的警告消息一起,显示控制部163对用户将“请修改发送器的位置”的消息显示于显示器13。并且,当由用户将发送器14a返回到正确的位置时,显示控制部163将“发送器返回到正常的位置”的消息显示于显示器13。在此,显示控制部163还能够将原来的位置与用户移动的位置的一致率(表示发送器14a在多大程度上返回到正确的位置的指标)显示于显示器13。由此,用户一边确认一致率,一边手动地移动发送器14a,能够返回到更准确的位置。另外,通过显示控制部163显示的一致率可以是数值(%)。或者,通过显示控制部163显示的一致率显示以发送器14a的原来的位置(被位置对准的位置)为原点的XY平面的图形,将发送器14a的现在的位置绘制在图形上。此时,用户以绘制的点与原点重合的方式移动发送器14a即可。另外,也可以显示表示X轴的条和表示Y轴的条,显示各个轴方向的发送器的移动量。即,用户一边确认这些条,一边使发送器向X轴以及Y轴方向移动即可。

[0074] 接着,针对第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1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1的处理的步骤的流程图。另外,在图7中,示出位置传感器14b以及固定位置传感器14c位于能够准确地检测发送器14a的磁场的磁场区域内时的处理。

[0075] 如图7所示,在第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1中,当体数据的坐标与磁场的坐标被位置对准时(步骤S101肯定),检测部161取得固定位置传感器14c的位置信息(磁场中的坐标)(步骤S102),并保存于内部存储部170。

[0076] 并且,通过位置信息取得装置14以规定的定时取得固定位置传感器14c的位置信息。在此,取得固定位置传感器14c的位置信息的定时能够任意地设定。例如,当正在执行扫描时,可以设定为总是取得固定位置传感器14c的位置信息。另外,当按下冻结按钮时,

可以中断取得,在解除了冻结时取得位置信息。或者,通过按钮操作执行校正模式的 ON、OFF,当校正模式成为 ON 时,也可以总是取得。

[0077] 当以上述的定时取得固定位置传感器 14c 的位置信息时,检测部 161 判定发送器 14a 是否移动(步骤 S103)。在此,当判定为发送器 14a 发生移动时(步骤 S103 肯定),检测部 161 计算固定位置传感器 14c 的坐标的变化量(步骤 S104)。并且,校正部 162 根据固定位置传感器 14c 的变化量,校正超声波探头 11 的位置,即,校正由位置传感器 14b 取得的坐标(步骤 S105)。

[0078] 另一方面,当判定为发送器 14a 没有移动时,(步骤 S103 否定),检测部 161 继续判定发送器 14a 是否发生移动(步骤 S103)。另外,在上述的处理的步骤中,示出执行第 1 校正处理的情况,当执行第 2 校正处理时,在步骤 S105 中,根据固定位置传感器 14c 的位置的变化量,校正体数据中的坐标与磁场中的坐标的建立关联。

[0079] 如上述那样,根据第 1 实施方式,发送器 14a 发送基准信号。位置传感器 14b 以及固定位置传感器 14c 通过接收基准信号,来取得三维空间上的位置信息。控制部 160 根据由医用图像诊断装置生成的三维图像数据中的任意剖面与通过超声波探头 11 扫描的剖面的位置对准,将三维图像数据和三维空间建立关联。检测部 161 根据固定位置传感器 14c 取得的位置信息,检测在建立关联的三维空间上发送器 14a 的位置的变化。当检测到发送器 14a 的位置的变化时,校正部 162 根据该发送器 14a 的位置的变化量,校正医用图像的剖面与通过超声波探头 11 扫描的剖面的位置偏移。从而,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 能够不进行伴随着发送器的移动的位置对准,能够提高一边参照参照图像一边实施的诊断中的诊断效率。

[0080] 另外,根据第 1 实施方式,检测部 161 通过检测固定于由发送器 14a 生成的三维空间内的任意位置的固定位置传感器 14c 的坐标的变化,来检测该发送器 14a 的位置的变化。并且,校正部 162 通过根据固定位置传感器 14c 的坐标的变化量,对安装于超声波探头 11 的用于位置对准的位置传感器 14b 的坐标进行转换,来校正医用图像的剖面与通过超声波探头 11 扫描的剖面的位置偏移。从而,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 能够以使用固定位置传感器 14c 的简单的结构,不进行伴随发送器 14a 的移动的位置对准。

[0081] 另外,根据第 1 实施方式,校正部 162 通过根据固定位置传感器 14c 的坐标的变化量,对体数据与三维空间的建立关联进行校正,从而校正医用图像的剖面与通过超声波探头 11 扫描的剖面的位置偏移。从而,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 此时能够不校正位置传感器 14b 的坐标,而根据体数据生成与基于超声波探头 11 的扫描面大致相同的位置的二维图像。其结果为,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 能够减少处理负荷。

[0082] (第 2 实施方式)

[0083] 在上述的第 1 实施方式中,针对通过固定位置传感器 14c 执行发送器 14a 的位置的变化的检测的情况进行了说明。在第 2 实施方式中,针对通过固定发送器检测发送器 14a 的位置的变化的情况进行说明。图 8 是用于说明第 2 实施方式所涉及的位置信息取得装置 14 以及控制部 160 的结构的一个例子的图。另外,第 2 实施方式所涉及的位置信息取得装置 14 以及控制部 160 与第 1 实施方式所涉及的位置信息取得装置 14 以及控制部 160 相比较,省略固定位置传感器 14c 的点、重新具有固定发送器 14e 的点、以及基于检测部 161 的处理内容不同。以下,以这些为中心进行说明。

[0084] 固定发送器 14e 被配置于任意位置,以本装置为中心朝向外侧形成磁场。具体而言,固定发送器 14e 配置于在被超声波探头 11 扫描的位置形成磁场的位置。在此,固定发送器 14e 以与通过发送器 14a 形成的磁场不干涉的方式形成磁场。例如,固定发送器 14e 为了不与由发送器 14a 形成的磁场重合,错开磁场发生的定时,或者改变发送频率来产生磁场。另外,这些控制由操作者或设计者任意地设定,由控制装置 14d 执行。

[0085] 第 2 实施方式所涉及的检测部 161 检测通过发送器 14a 生成的三维空间中的安装于超声波探头 11 的用于位置对准的位置传感器 14b 的坐标、和通过与发送器 14a 不同的校正用的固定发送器 14e 生成的三维空间中的位置传感器 14b 的坐标的对应关系的变化。

[0086] 具体而言,首先,当执行通过其他的医疗器械收集到的体数据与超声波探头 11 的扫描面的位置对准时,检测部 161 从控制装置 14d 取得通过发送器 14a 形成的磁场中的位置传感器 14b 的坐标、和通过固定发送器 14e 形成的磁场中的位置传感器 14b 的坐标,计算两个坐标的对应关系。例如,检测部 161 计算两个坐标间的距离等,并保存于内部存储部 170。并且,检测部 161 取得以规定的定时取得的位置传感器 14b 的两个坐标,计算坐标间的距离,计算与存储于内部存储部 170 的距离的变化量。

[0087] 在此,当计算出的变化量超过规定的阈值时,检测部 161 判定为发送器 14a 的位置发生变化。另一方面,当计算出的变化量未超过规定的阈值时,检测部 161 判定为发送器 14a 的位置没有变化。即,第 2 实施方式所涉及的检测部 161 将通过发送器 14a 形成的磁场内的位置传感器 14b 的坐标与通过固定发送器 14e 形成的磁场内的位置传感器 14b 的坐标的位置关系的变化作为发送器 14a 的位置的变化来检测。

[0088] 另外,用于判定上述的发送器 14a 的位置的变化的阈值由操作者或者设计者任意地设定。例如,阈值也可以根据位置传感器 14b 的坐标的收集精度来设定。

[0089] 当通过检测部 161 判定为发送器 14a 的位置变化时,第 2 实施方式所涉及的校正部 162 根据通过检测部 161 计算出的对应关系的变化量,校正体数据与三维空间的建立关联,从而校正医用图像的剖面与通过超声波探头 11 扫描的剖面的位置偏移。

[0090] 例如,校正部 162 通过对由发送器 14a 形成的磁场的坐标进行转换,以使得由检测部 161 计算出的两个坐标间的距离成为由内部存储部 170 存储的距离,从而校正位置偏移。

[0091] 接着,说明基于第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的处理的步骤。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。另外,在图 9 中,示出位置传感器 14b 位于能够准确地检测发送器 14a 以及发送器 14e 的磁场的磁场区域内时的处理。

[0092] 如图 9 所示,在第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 中,当对体数据的坐标与磁场的坐标进行位置对准时(步骤 S201 肯定),检测部 161 取得通过发送器 14a 以及固定发送器 14e 形成的三维空间(磁场)各自中的位置传感器 14b 的位置信息(坐标)(步骤 S202)。并且,检测部 161 将两个坐标的对应关系保存在内部存储部 170 中。

[0093] 并且,通过位置信息取得装置 14 以规定的定时取得通过发送器 14a 以及固定发送器 14e 形成的磁场各自中的位置传感器 14b 的位置信息。在此,取得位置传感器 14b 的位置信息的定时与第 1 实施方式相同,能够任意地设定。

[0094] 当以上述的定时取得位置传感器 14b 的位置信息时,检测部 161 判定发送器 14a 是否移动(步骤 S203)。在此,当判定为发送器 14a 移动时(步骤 S203 肯定),检测部 161

根据通过发送器 14a 以及固定发送器 14e 形成的磁场各自中的移动前后的位置传感器 14b 的对应关系计算发送器 14a 的变化量（步骤 S204）。并且，校正部 162 根据发送器 14a 的变化量，校正发送器 14a 的位置（步骤 S205）。

[0095] 另一方面，当判定为发送器 14a 没有移动时（步骤 S203 否定），检测部 161 继续判定发送器 14a 是否移动（步骤 S203）。

[0096] 如上所述，根据第 2 实施方式，检测部 161 通过检测由发送器 14a 生成的三维空间中的安装于超声波探头 11 的用于位置对准的位置传感器 14b 的坐标、和通过与发送器 14a 不同的校正用的固定发送器 14e 生成的三维空间中的位置传感器 14b 的坐标的对应关系的变化，来检测发送器 14a 的位置的变化。并且，校正部 162 通过根据对应关系的变化量，校正体数据与三维空间的建立关联，从而校正医用图像的剖面与通过超声波探头 11 扫描的剖面的位置偏移。从而，第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 能够以使用固定发送器 14e 的简单的结构，不进行伴随发送器 14a 的移动的位置对准。

[0097] （第 3 实施方式）

[0098] 在上述的第 1 实施方式以及第 2 实施方式中，针对通过固定位置传感器 14c 或者固定发送器 14e 执行发送器 14a 的位置的变化的检测的情况进行了说明。在第 3 实施方式中，针对不重新使用固定位置传感器 14c 以及固定发送器 14e，而检测发送器 14a 的位置的变化情况进行说明。另外，第 3 实施方式所涉及的位置信息取得装置 14 以及控制部 160 的结构从第 1 实施方式所涉及的位置信息取得装置 14 以及控制部 160 的结构（参照图 4）中除去固定位置传感器 14c，因此，省略图示。

[0099] 在第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 中，使位置传感器 14b 具有第 1 实施方式所涉及的固定位置传感器 14c 的功能。即，在第 3 实施方式中，以使位置传感器 14b 固定在磁场内的状态使发送器 14a 的位置发生变化，使用位置传感器 14b 的坐标的变化量进行校正。本方法例如能够用于在检查・开始开始后，为了进一步提高精度，由操作者改变发送器的位置的情况等。例如，输入装置 12 接受表示发送器 14a 的位置的变化的开始以及结束的输入操作。并且，检测部 161 根据在接受表示发送器 14a 的位置的变化的开始的输入操作的时刻由位置传感器 14b 取得的位置信息、和在接受表示发送器 14a 的位置的变化的结束的输入操作的时刻由位置传感器 14b 取得的位置信息，计算发送器 14a 的位置的变化量。并且，校正部 162 根据通过检测部 161 计算出的发送器 14a 的位置的变化量，校正位置偏移。

[0100] 图 10 是用于说明第 3 实施方式所涉及的校正处理的一个例子的图。另外，在图 10 中，示出 X-Y 平面上的发送器 14a 的位置变化时的例子。例如，如图 10 的 (A) 所示，假设将通过发送器 14a 形成的空间中的位置传感器 14b 的坐标 (X_1, Y_1) 与通过 X 射线 CT 装置收集到的体数据内的坐标 (X'_1, Y'_1) 进行位置对准。由此，根据体数据生成与基于超声波探头 11 的扫描面大致相同的位置的 MPR 图像。

[0101] 在此，为了进一步提高精度，当操作者希望改变发送器 14a 的位置时，操作者例如按下输入装置 12 所具备的校正按钮。当按下校正按钮时，显示控制部 163 例如在显示器 13 上显示“使发送器移动，因此，请将超声波探头（位置传感器）固定”的消息，使操作者将超声波探头 11 固定。

[0102] 在此，例如，如图 10 的 (A) 所示，第 3 实施方式所涉及检测部 161 取得位置传感

器 14b 的坐标 (X_1, Y_1) ，并保存于内部存储部 170。当存储位置传感器 14b 的坐标 (X_1, Y_1) 时，显示控制部 163 例如在显示器 13 显示“请移动发送器”的消息，使操作者移动发送器 14a。

[0103] 并且，例如，如图 10 的 (B) 所示，检测部 161 取得发送器 14a 在 X-Y 平面上位置变化后的位置传感器 14b 的坐标 (X_2, Y_2) 。在此，检测部 162 计算所取得的位置传感器 14b 的坐标 (X_2, Y_2) 和存储于内部存储部 170 的坐标 (X_1, Y_1) 的变化量。

[0104] 并且，第 3 实施方式所涉及的校正部 162 使用通过检测部 161 计算的变化量校正位置偏移。例如，如图 10 的 (B) 所示，校正部 162 计算用于将位置传感器 14b 的坐标 (X_1, Y_1) 向坐标 (X_2, Y_2) 转换的转换系数“M”。并且，校正部 162 使用计算出的转换系数“M”执行校正。由此，能够将发送器 14a 的位置变化后的磁场中的坐标与体数据再次建立关联。

[0105] 接着，说明基于第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的处理的步骤。图 11 是表示基于第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的处理的步骤的流程图。另外，在图 11 中，示出位置传感器 14b 位于能够准确地检测发送器 14a 的磁场的磁场区域内时的处理。

[0106] 如图 11 所示，在第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 中，当按下校正按钮时（步骤 S301 肯定），显示控制部 163 使超声波探头 11 的固定消息显示于显示器 13（步骤 S302）。并且，检测部 161 取得移动前的位置传感器 14b 的位置信息（坐标）（步骤 S303）。并且，检测部 161 将所取得的坐标保存于内部存储部 170。

[0107] 并且，显示控制部 163 使发送器 14a 的移动消息显示于显示器 13（步骤 S304）。之后，检测部 161 判定是否按下了校正结束按钮（步骤 S305）。在此，当按下校正结束按钮时（步骤 S305 肯定），检测部 161 取得移动后的位置传感器 14b 的位置信息（步骤 S306）。并且，校正部 162 根据移动前后的位置传感器 14b 的变化量，校正超声波探头 11 的位置（步骤 S307）。

[0108] 另一方面，当判定为没有按下校正结束按钮时（步骤 S305 否定），检测部 161 继续判定是否按下了校正结束按钮（步骤 S305）。

[0109] 如上所述，根据第 3 实施方式，第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 不使用固定位置传感器 14c 以及固定发送器 14e 而执行伴随着发送器 14a 的移动的校正。从而，第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 能够使用已知的位置信息取得装置，提高诊断效率。

[0110] （第 4 实施方式）

[0111] 另外，以上针对第 1、第 2 以及第 3 实施方式进行了说明，除了上述的第 1、第 2 以及第 3 实施方式以外，还能够以各种不同的方式来实现。

[0112] （1）发送器的位置的变化的检测

[0113] 在上述的第 1 实施方式以及第 2 实施方式中，针对分别使用固定位置传感器 14c 以及固定发送器 14e，检测发送器 14a 的位置的变化的情况进行了说明。然而，实施方式并不限于此，例如，也可以通过机械地测量固定发送器 14a 的臂部分的移动，来检测发送器 14a 的位置的变化。

[0114] 此时，例如，在固定发送器的臂的可动域配置齿轮，选定检测齿轮移动多大的检测装置。并且，检测部 161 从检测装置取得伴随臂的移动的齿轮的活动，将所取得的齿轮的活动作为发送器 14a 的位置的变化来检测。校正部 162 根据齿轮的移动量，来校正医用图像的剖面与通过超声波探头 11 扫描的剖面的位置偏移。

[0115] 另外，例如，也可以通过使用摄像机的图像处理来检测发送器 14a 的位置的变化。

此时,超声波诊断装置 1 还具备用于对发送器 14a 和基准点进行摄影的摄像机。例如,设置多个摄像机,从多个视点对发送器 14a 以及基准点进行摄影。在此,如果基准点被固定,则可以是任何基准点。并且,检测部 161 根据通过各摄像机摄影得到的映像通过图像识别的图案匹配来确定发送器 14a 与基准点的相对的位置关系。并且,检测部 161 根据特定的发送器 14a 与基准点的对应关系(例如,距离等)的变化,来检测发送器 14a 的位置的变化。

[0116] 校正部 162 根据由检测部 161 检测到的发送器 14a 与基准点的对应关系的变化量,来校正医用图像的剖面与通过超声波探头 11 扫描的剖面的位置偏移。

[0117] (2) 位置传感器

[0118] 在上述的第 1、第 2 以及第 3 实施方式中,针对作为位置传感器使用磁性传感器的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,例如,也可以使用红外线传感器。

[0119] (3) 校正对象

[0120] 在上述的第 1、第 2 以及第 3 实施方式中,针对发送器 14a 二维(X-Y 平面)地移动时的校正进行了说明。然而,实施方式并不限于此,例如,三维地移动时的校正也能够与上述相同地执行。

[0121] (4) 自动校正

[0122] 在上述的第 1、第 2 以及第 3 实施方式中,针对发送器 14a 手动地移动时的实施方式进行了说明。然而,实施方式并不限于此,例如,在将发送器 14a 配置在自动地移动的臂上时也能够同样进行校正。此时,也可以进行控制,以使得当检测发送器 14a 的位置的变化时,自动地使位置复原。

[0123] (5) 固定发送器

[0124] 在上述的第 2 实施方式中,针对在 2 个发送器中,将一方作为与体数据的位置对准所使用的发送器,将另一方作为固定发送器来使用的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,也可以根据发送器的精度来切换两个发送器。例如,检测部 161 根据通过发送器 14a 以及固定发送器 14e 生成的三维空间各自的精度,切换使用发送器 14a 和固定发送器 14e。

[0125] 列举一个例子,检测部 161 监视分别通过发送器 14a 以及固定发送器 14e 产生的磁场的变形(例如,质量值等),当通过固定发送器 14e 产生的磁场的变形小于通过发送器 14a 产生的磁场的变形时,切换使用各发送器。即,检测部 161 从控制装置 14d 取得通过发送器 14a 形成的磁场中的位置传感器 14b 的坐标和通过固定发送器 14e 形成的磁场中的位置传感器 14b 的坐标,计算两个坐标的对应关系。并且,检测部 161 取得以规定的定时取得的位置传感器 14b 的两个坐标,计算坐标间的距离,当计算出的变化量超过规定的阈值时,判定为固定发送器 14e 的位置发生变化。另一方面,当计算出的变化量没有超过规定的阈值时,检测部 161 判定为固定发送器 14e 的位置没有发生变化。即,检测部 161 将通过发送器 14a 形成的磁场内的位置传感器 14b 的坐标与通过发送器 14e 形成的磁场内的位置传感器 14b 的坐标的位置关系的变化作为固定发送器 14e 的位置的变化来检测。

[0126] 并且,校正部 162 根据通过检测部 161 检测到的固定发送器 14e 的位置的变化量来校正位置偏移。另外,当进行上述的发送器的切换时,在通过医用图像诊断装置收集到的体数据与超声波图像的位置对准的阶段,预先存储发送器 14a 中的超声波图像与体数据的对应关系、以及固定发送器 14e 中的超声波图像与体数据的对应关系。并且,校正部 162 对

于预先存储的任一对应关系执行校正处理。由此,本发明的超声波诊断装置 1 能够进行更准确的位置对准和校正。

[0127] 另外,上述的发送器的切换可以随时执行,但例如也可以在由操作者按下冻结按钮时执行。此时,当由操作者按下冻结按钮时,检测部 161 将分别通过发送器 14a 以及固定发送器 14e 产生的磁场的变形进行比较,以使得将变形小的发送器用于体数据与超声波图像的位置对准的方式进行切换。由此,本发明的超声波诊断装置 1 能够抑制在诊断中发生切换,减少处理负荷,实现顺利的切换。

[0128] (6) 固定位置传感器

[0129] 在上述的第 1 实施方式中,针对重新设定固定位置传感器 14c 的情况进行了说明,但实施方式并不限于此,例如,也可以将安装于没有被操作的超声波探头的位置传感器作为固定位置传感器 14c 来使用。此时,例如,位置传感器使用作为位置传感器 14a 的第 1 探头位置传感器和作为固定位置传感器 14c 的第 2 探头位置传感器。并且,例如,检测部 161 通过检测检测安装于配置在通过发送器 14a 生成的三维空间内的任意的位置的没有被操作的超声波探头的第 2 探头位置传感器的坐标的变化,来检测发送器 14a 的位置的变化。并且,校正部 162 根据第 2 探头位置传感器的坐标的变化量,对安装于被操作的超声波探头 11 的用于位置对准的第 1 探头位置传感器的坐标进行转换,从而校正医用图像的剖面与通过超声波探头 11 扫描的剖面的位置偏移。

[0130] 另外,使用第 2 探头位置传感器的校正处理可以如上述那样通过进行基于变化量的坐标转换来进行位置偏移(第 1 实施方式中的第 1 校正处理),或者也可以通过对体数据的坐标进行基于由检测部 161 计算出的变化量的坐标转换来校正位置偏移(第 1 实施方式中的第 2 校正处理)。另外,当使用上述的第 2 探头位置传感器时,安装有第 2 探头位置传感器的没有被操作的超声波探头可以配置于探头架,或者也可以配置于规定的固定位置。在此,任一情况下,配置位置均是在磁场内磁性体以及金属不接近的位置。

[0131] 根据以上所述的至少一个实施方式的超声波诊断装置,即使在发送器移动的情况下,也能够不需要位置对准,能够提高诊断效率。

[0132] 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。

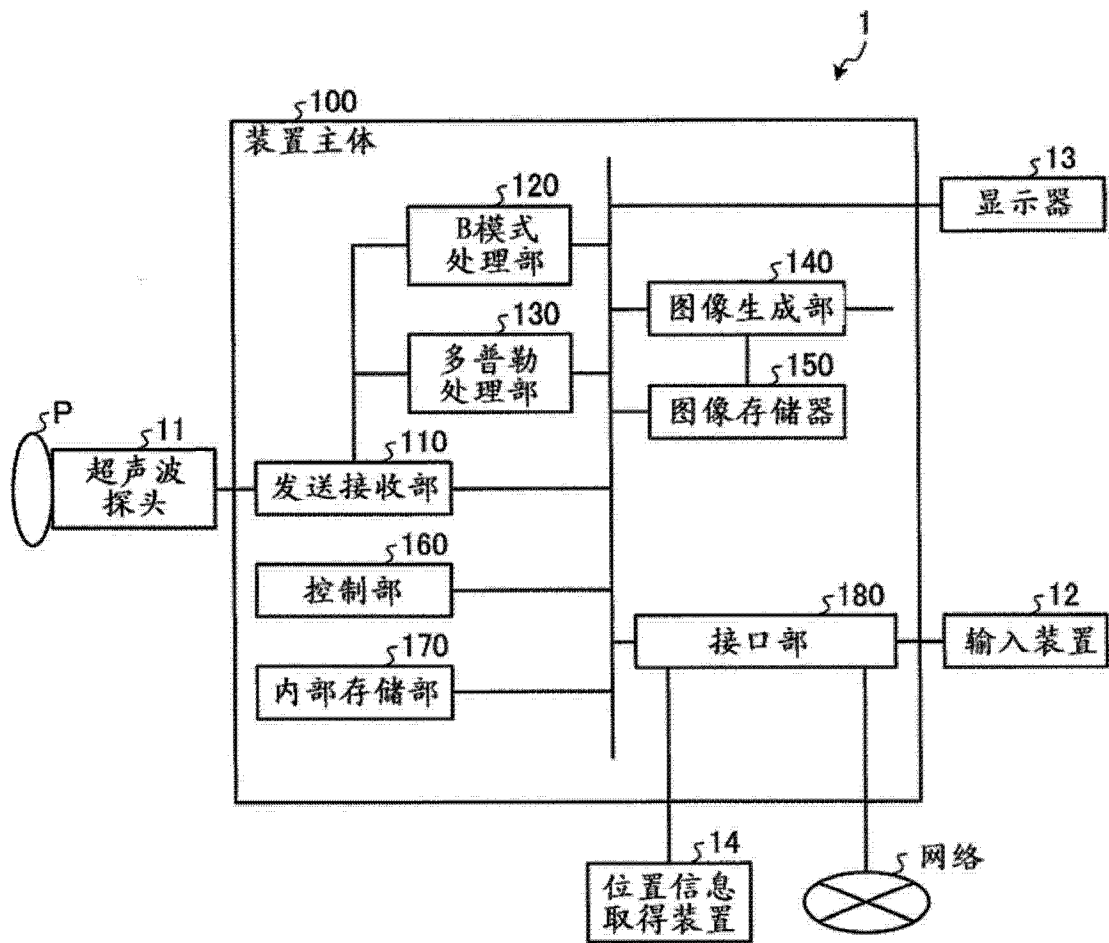


图 1

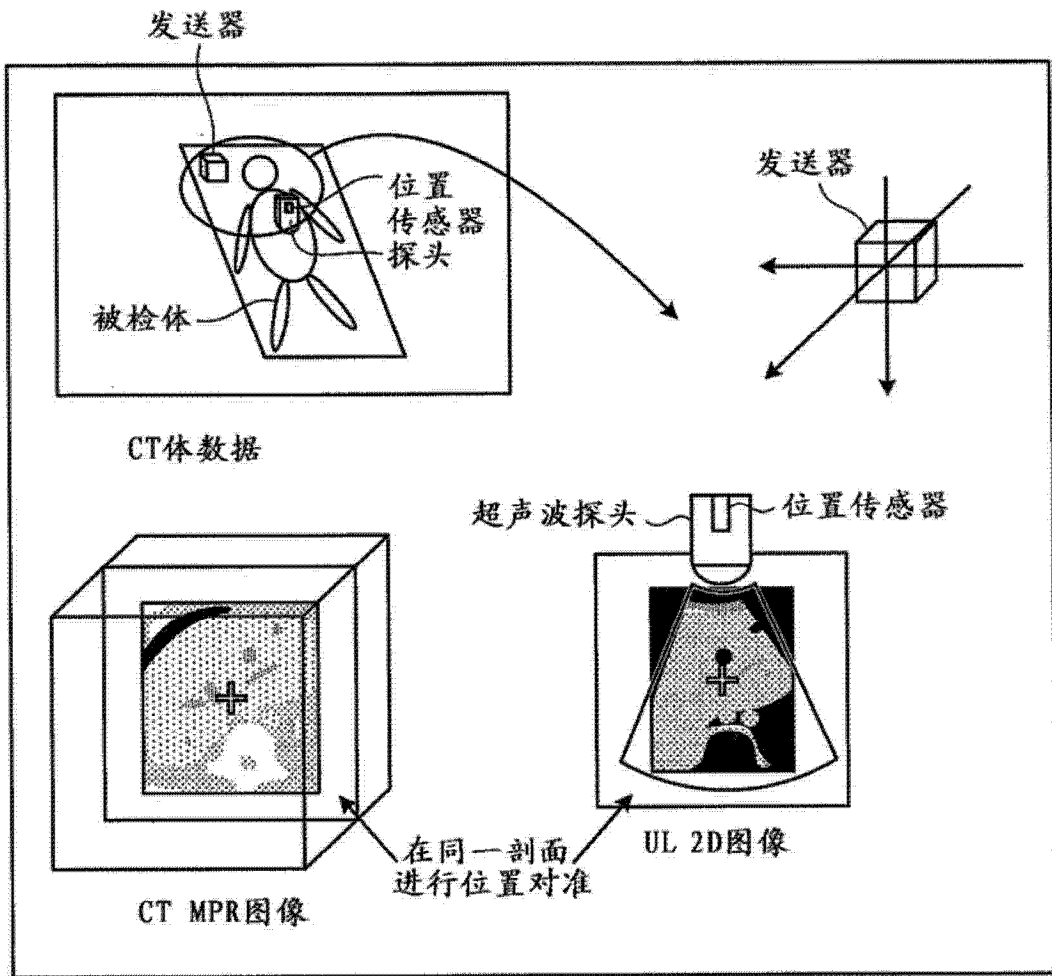


图 2A

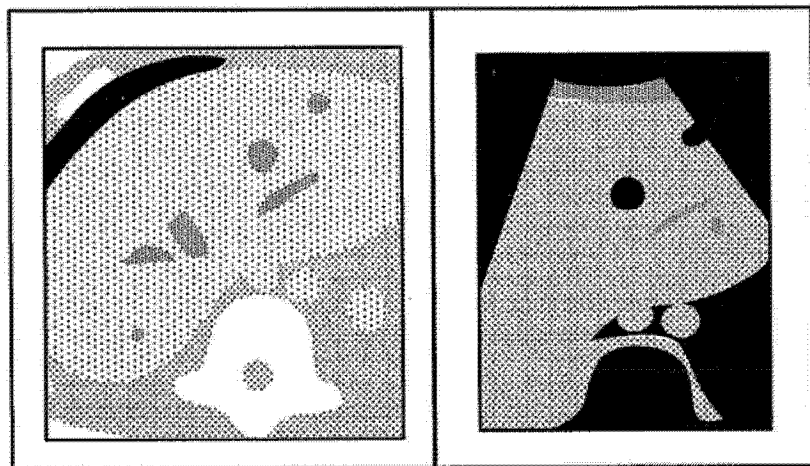


图 2B

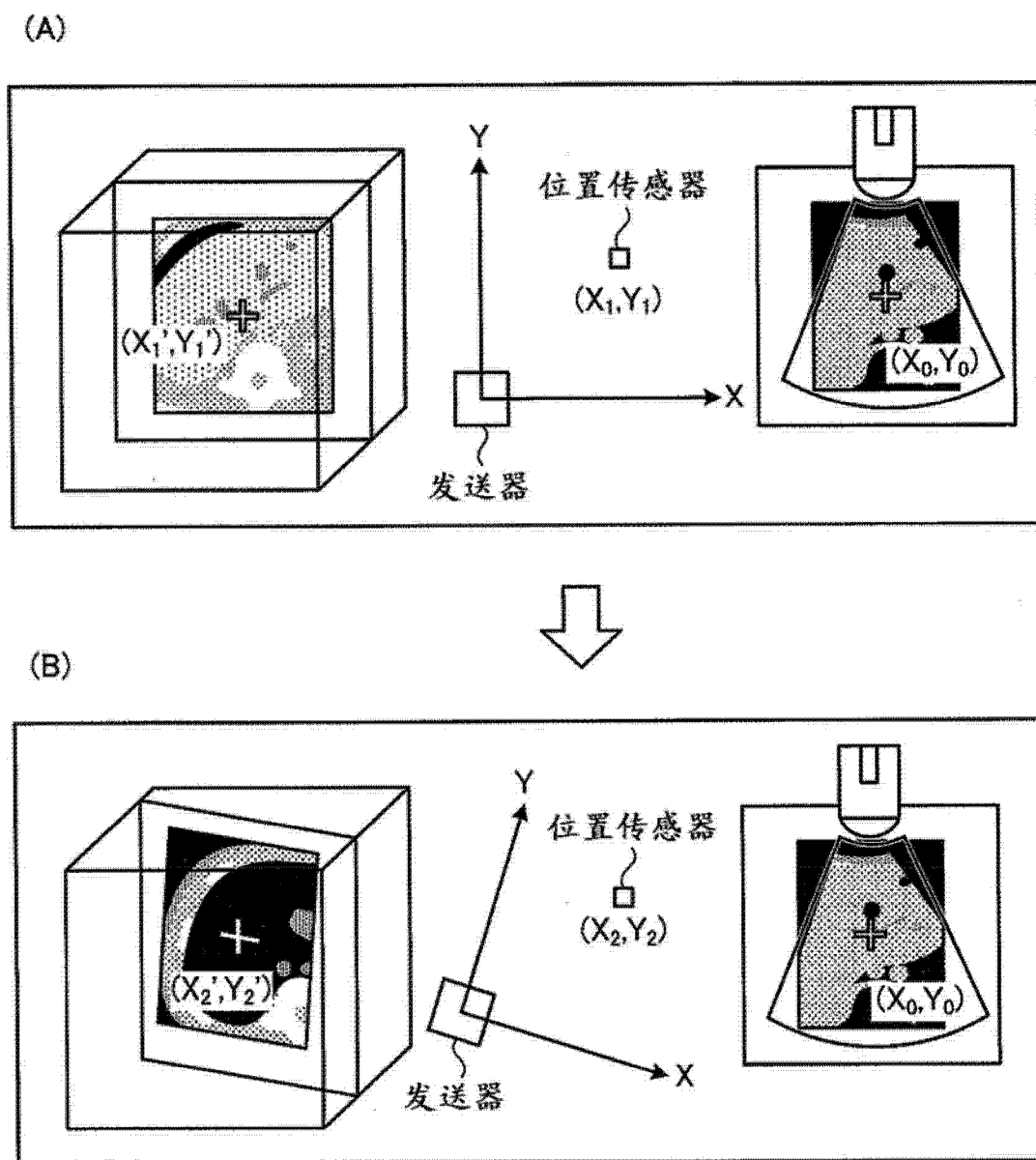


图 3

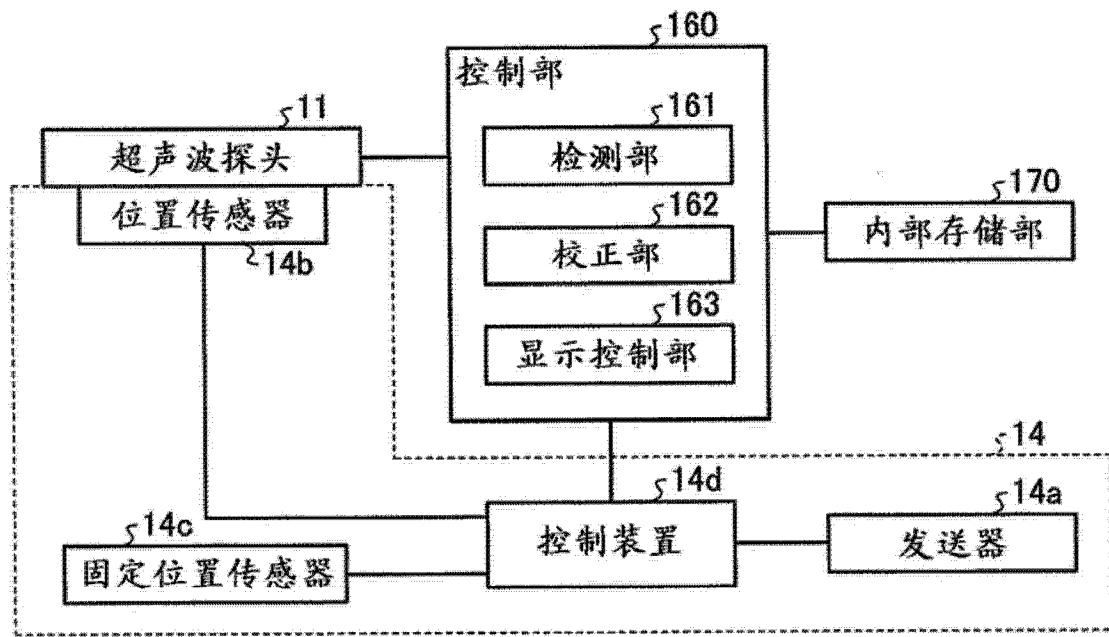


图 4

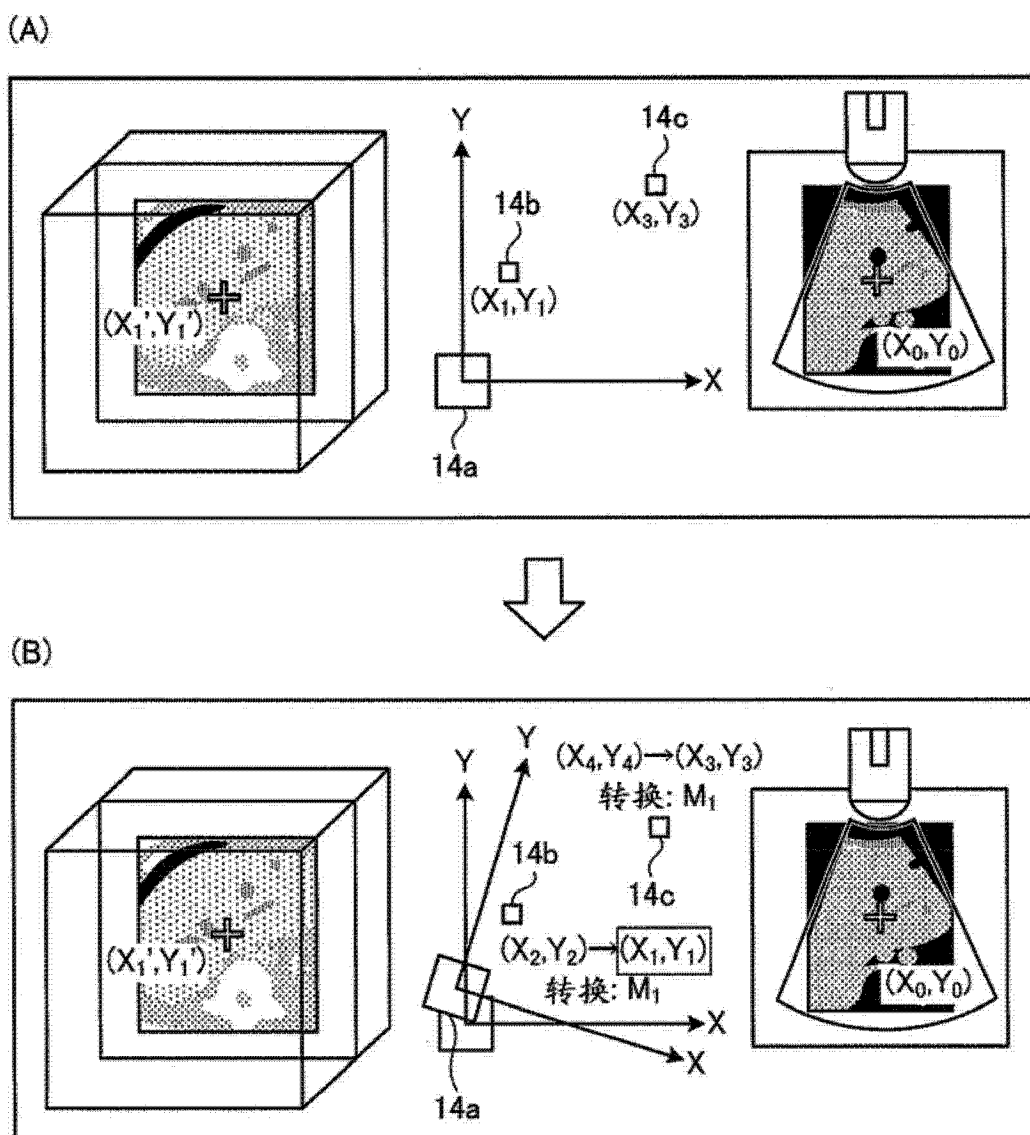


图 5

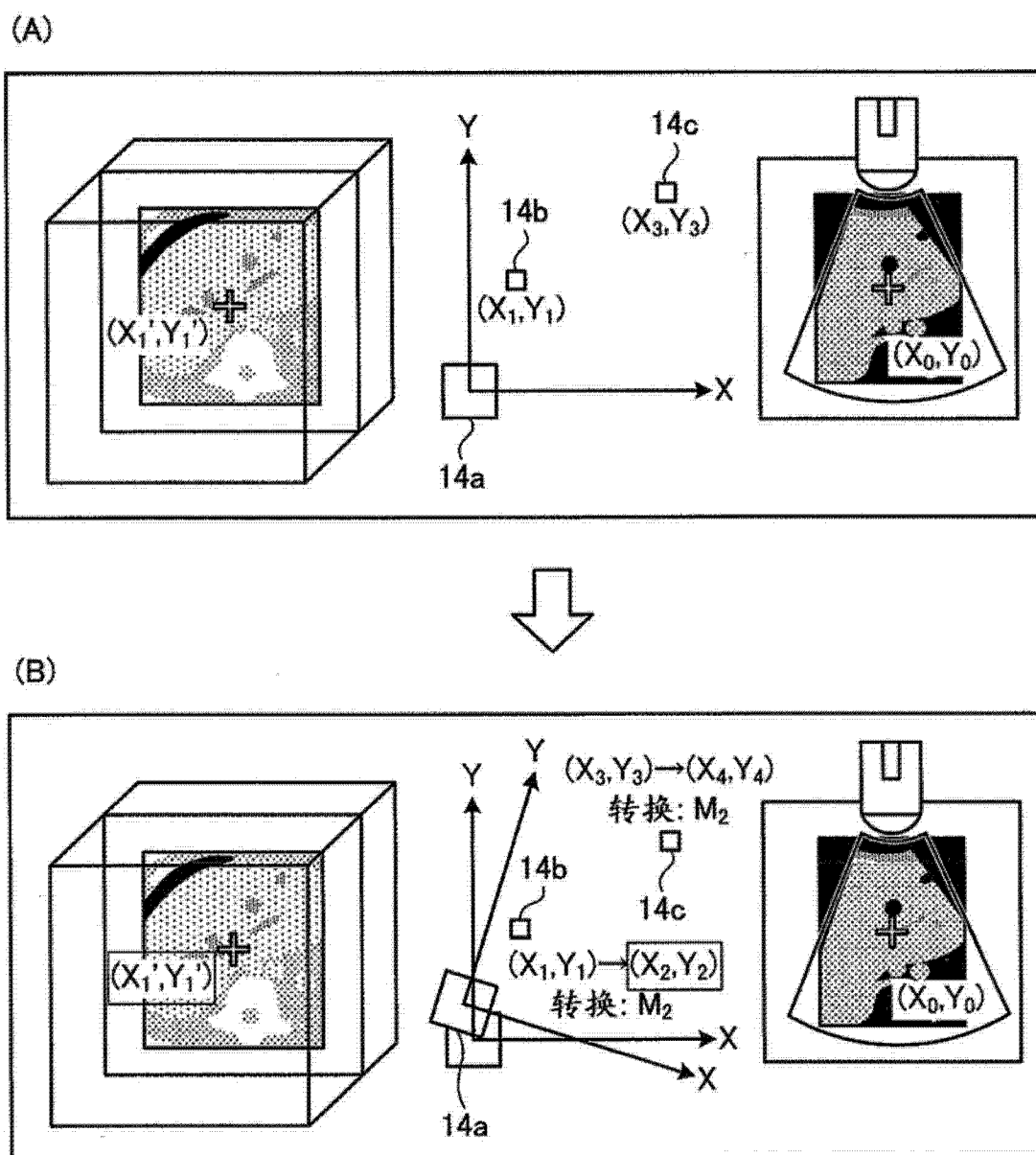


图 6

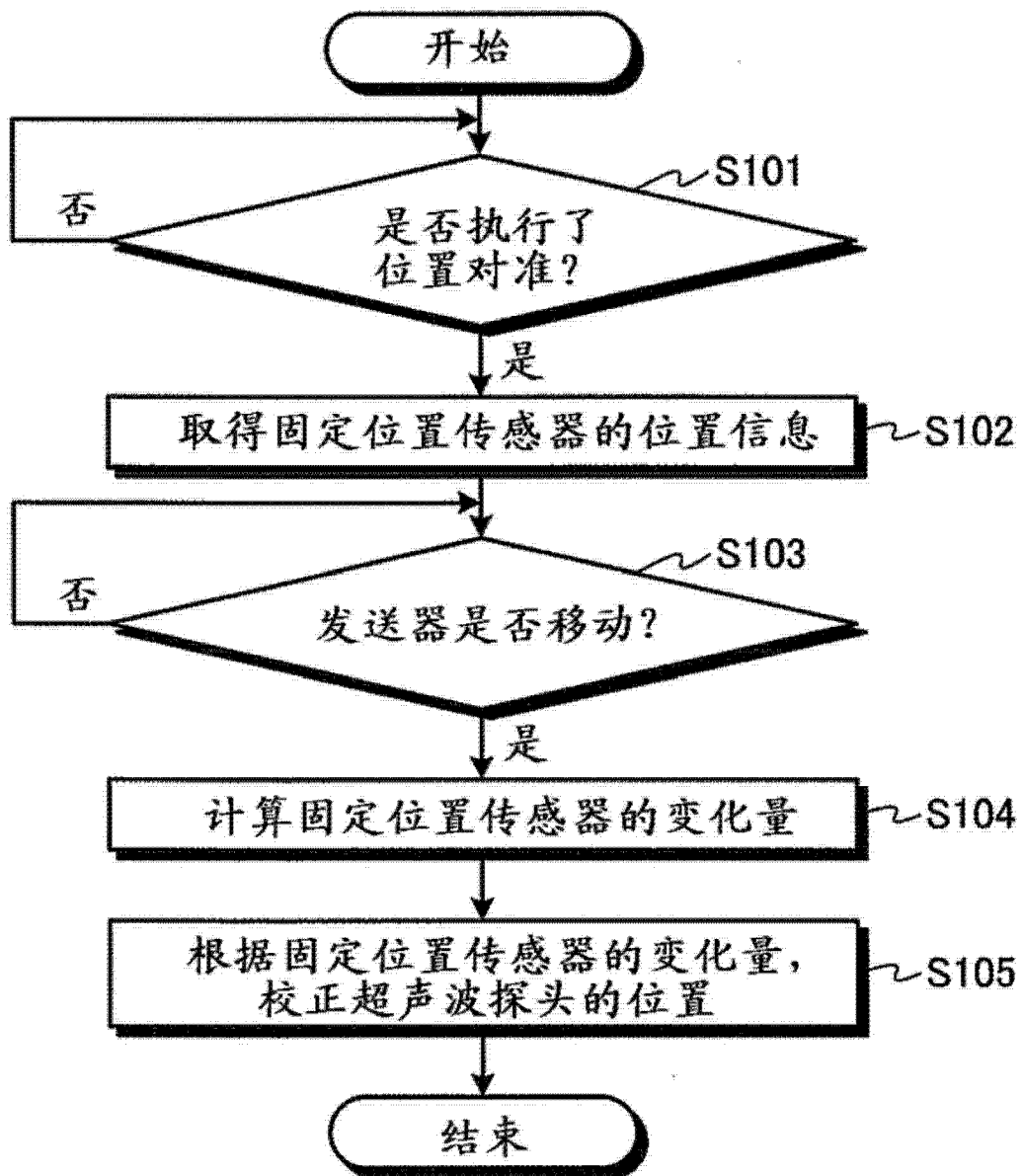


图 7

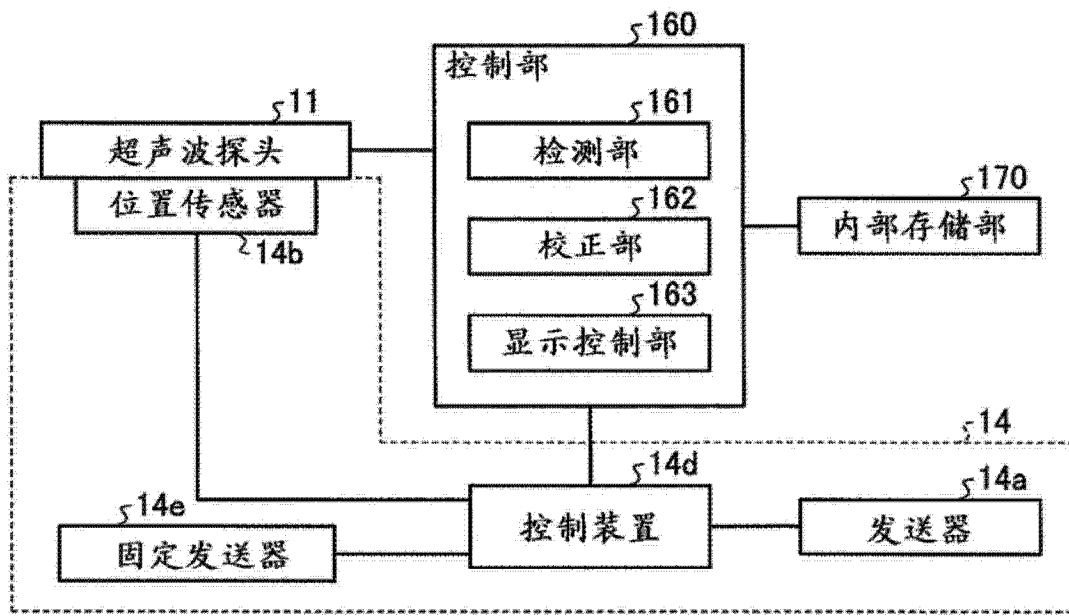


图 8

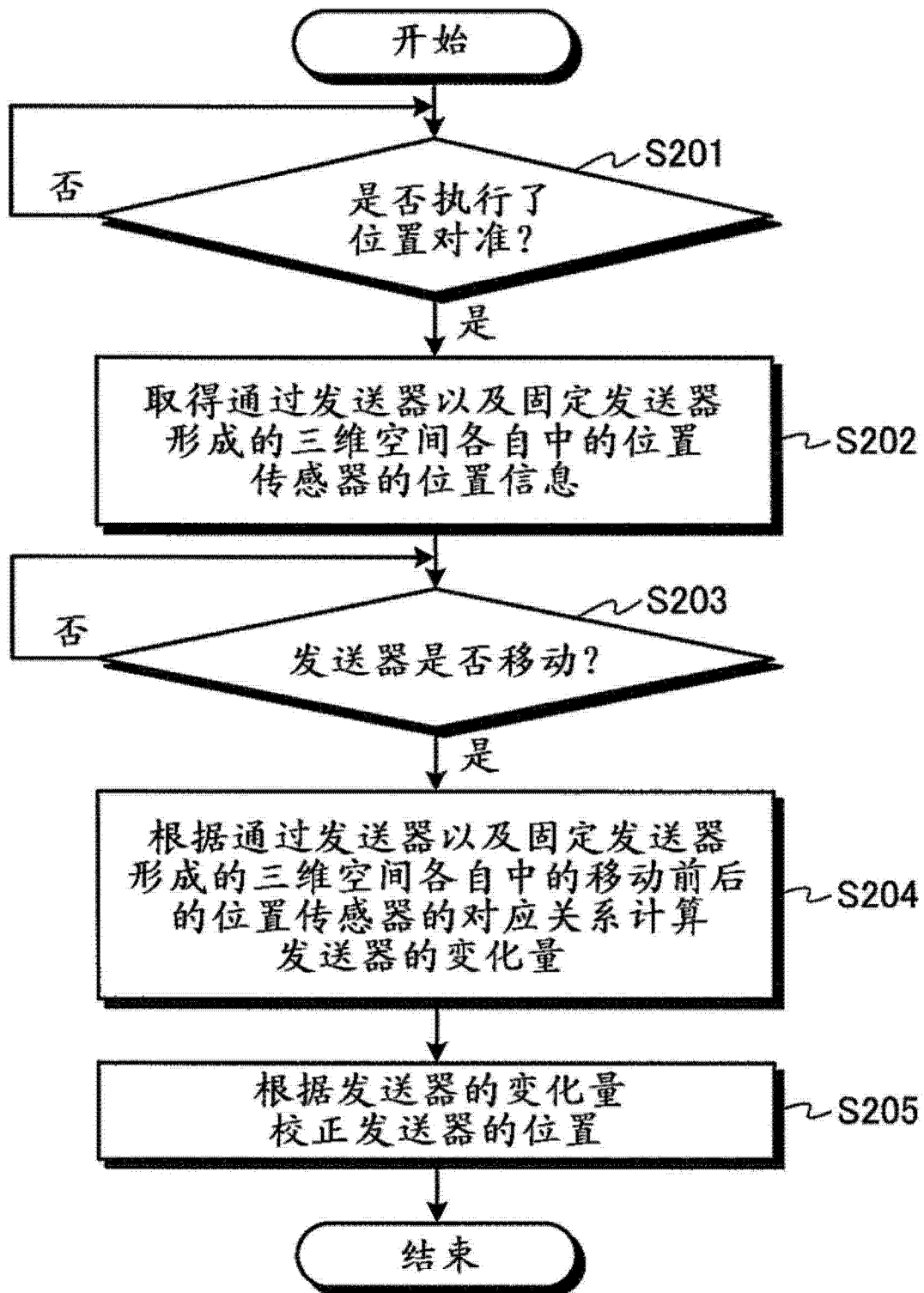


图9

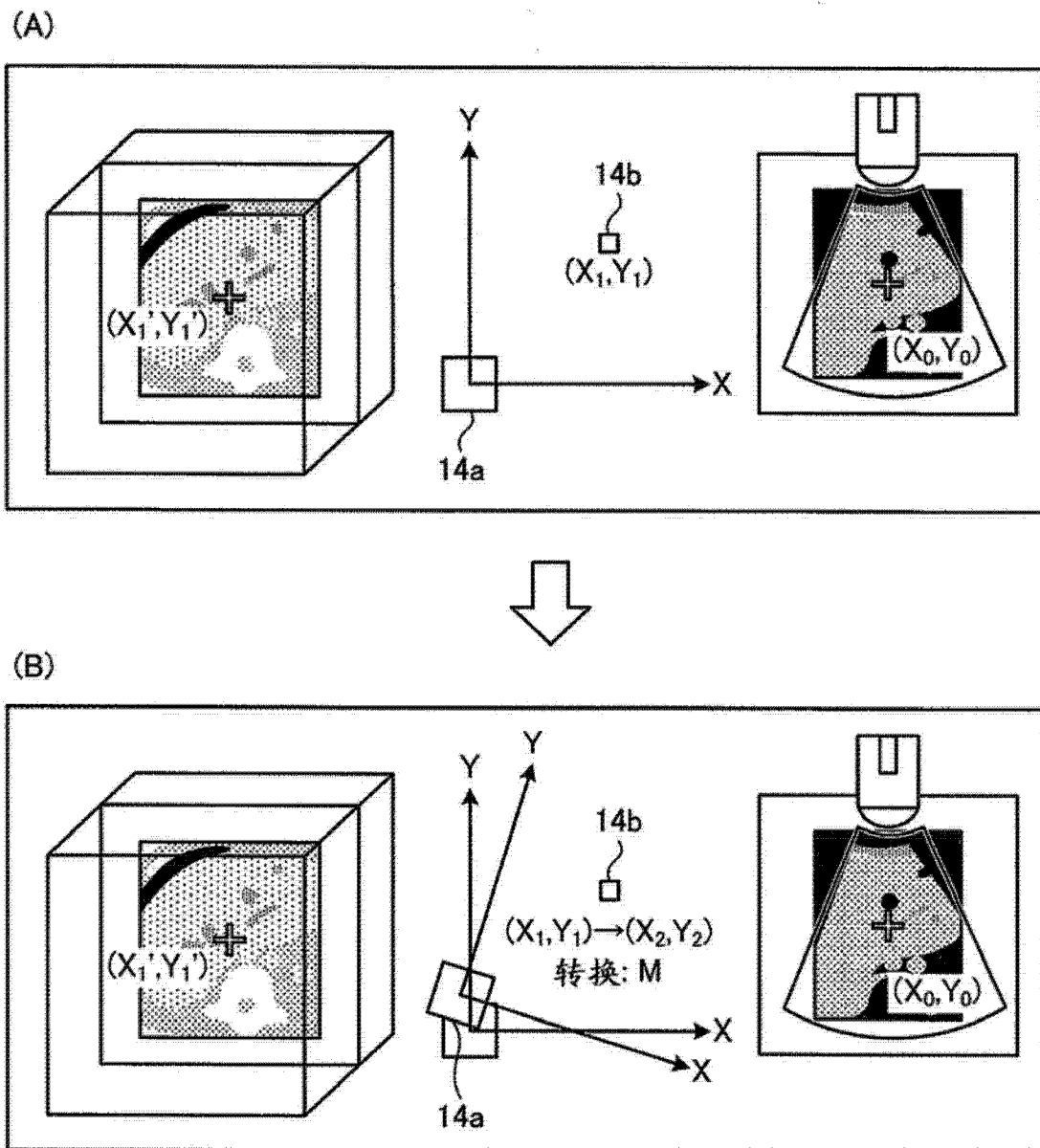


图 10

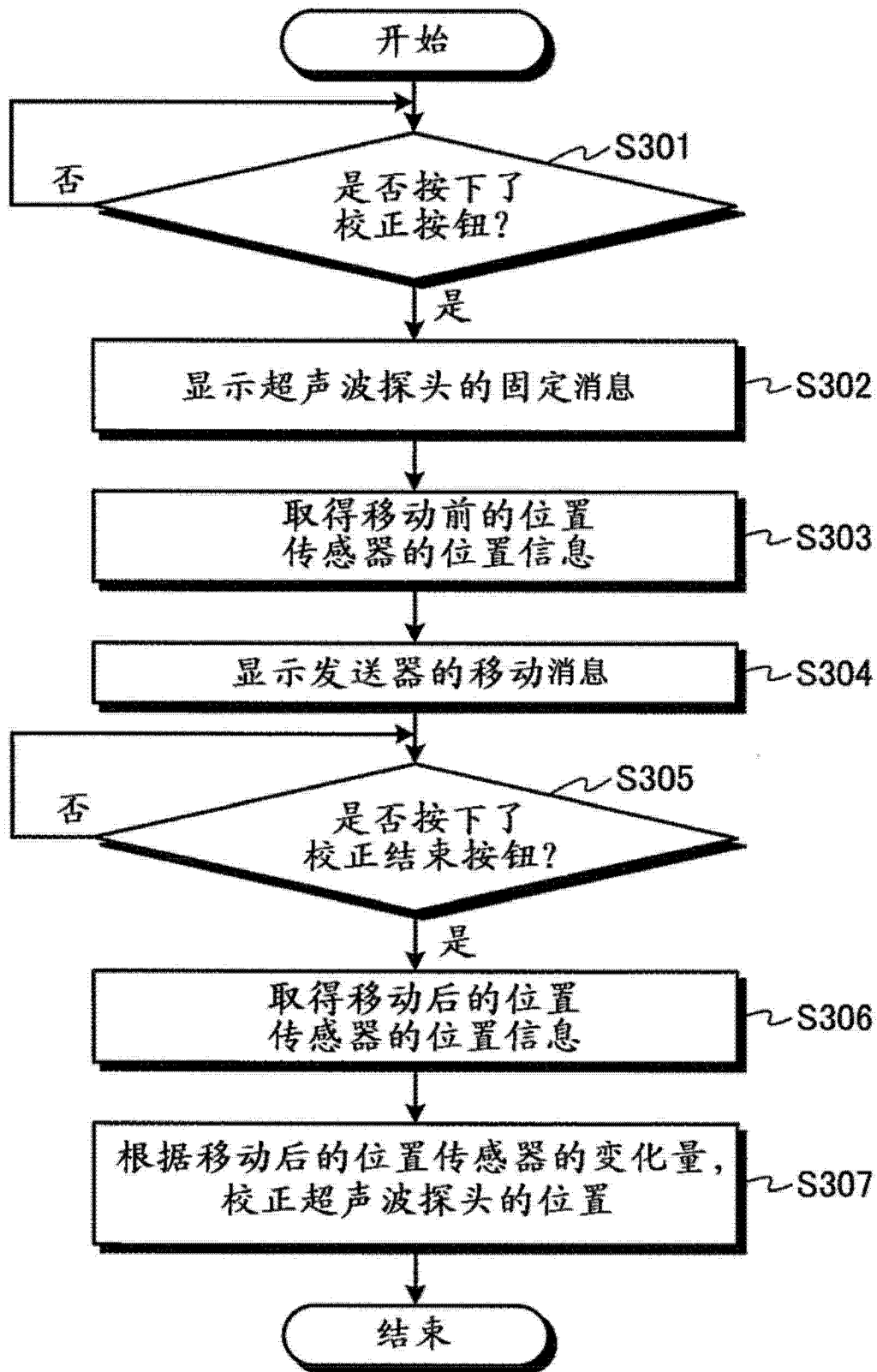


图 11

专利名称(译)	超声波诊断装置以及图像数据的校正方法		
公开(公告)号	CN104379064A	公开(公告)日	2015-02-25
申请号	CN201380032661.6	申请日	2013-06-26
[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 中嶋修 小笠原胜 福田省吾		
发明人	田中豪 赤木和哉 中嶋修 小笠原胜 福田省吾		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/055 A61B6/03		
CPC分类号	A61B8/463 A61B8/466 A61B5/065 A61B8/4254 A61B8/4245 A61B8/483 A61B8/5261		
代理人(译)	李洋		
优先权	2012143824 2012-06-27 JP 2013134193 2013-06-26 JP		
其他公开文献	CN104379064B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

根据实施方式，发送器(14a)发送基准信号。位置传感器(14b)通过接收基准信号，来取得三维空间上的位置信息。控制部(160)根据通过医用图像诊断装置生成的三维图像数据中的任意剖面与通过超声波探头扫描的剖面的位置对准，将三维图像数据和三维空间建立关联。检测部(161)根据位置传感器取得的位置信息，检测建立关联的三维空间上发送器的位置的变化。校正部(162)根据该发送器的位置的变化量，校正医用图像的剖面与通过超声波探头扫描的剖面的位置偏移。

