



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104837405 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 12

(21) 申请号 201380048823. 5

代理人 舒艳君 李洋

(22) 申请日 2013. 09. 20

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 6/00(2006. 01)

2012-206945 2012. 09. 20 JP

A61B 6/12(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/00(2006. 01)

2015. 03. 19

A61B 8/08(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/075559 2013. 09. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/046257 JA 2014. 03. 27

(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 渊上航 坂口卓弥 桥本新一

大内启之

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限

公司 11227

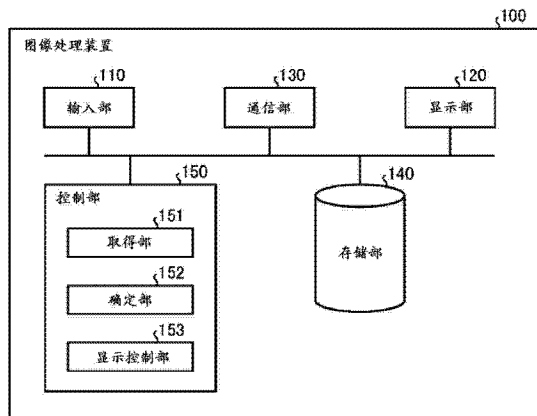
权利要求书2页 说明书12页 附图9页

(54) 发明名称

图像处理装置、X射线诊断装置以及位置对准方法

(57) 摘要

实施方式的图像处理装置(100)具备取得部(151)和确定部(152)。取得部(151)取得由X射线诊断装置对被检体摄影的摄影空间与超声波探头对被检体扫描的扫描空间的相对位置的信息。并且,确定部(152)根据由取得部(151)取得的相对位置的信息,来确定摄影空间中的与由超声波探头扫描的位置大致同一位置。在此,取得部(151)根据由X射线诊断装置摄影到的X射线图像,来取得相对位置的信息。



1. 一种图像处理装置,其中,  
上述图像处理装置具备:  
取得部,取得由X射线诊断装置对被检体摄影的摄影空间与超声波探头对上述被检体扫描的扫描空间的相对位置的信息;和  
确定部,根据由上述取得部取得的相对位置的信息,来确定上述摄影空间中的与由上述超声波探头扫描到的位置大致同一位置,  
上述取得部根据由上述X射线诊断装置摄影到的X射线图像,来取得上述相对位置的信息。
2. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其中,  
上述取得部根据在由上述X射线诊断装置摄影到的X射线图像、或者由上述超声波探头扫描到的超声波图像中描绘出的规定物体与上述扫描空间中的上述超声波探头的位置信息,来取得上述相对位置的信息。
3. 根据权利要求2所述的图像处理装置,其中,  
上述取得部被配置在上述X射线诊断装置的床上,根据从一个方向摄影到的超声波探头的X射线图像和上述X射线诊断装置所具有的床的高度信息、以及上述扫描空间中的上述超声波探头的位置信息,来取得上述相对位置的信息。
4. 根据权利要求3所述的图像处理装置,其中,  
上述取得部通过由上述X射线诊断装置从两个方向摄影到的超声波探头来计算上述床的高度。
5. 根据权利要求2所述的图像处理装置,其中,  
上述取得部根据通过由上述X射线诊断装置从多方向摄影而生成的上述超声波探头的三维数据和上述扫描空间中的上述超声波探头的位置信息,来取得上述相对位置的信息。
6. 根据权利要求2所述的图像处理装置,其中,  
上述取得部根据由预设置于上述X射线诊断装置的床的规定位置的上述超声波探头能够扫描的物体和上述扫描空间中的上述超声波探头的位置信息,来取得上述相对位置的信息。
7. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其中,  
上述取得部根据分别对上述X射线诊断装置的规定位置以及上述超声波探头的位置赋予的传感器,来取得上述相对位置的信息。
8. 根据权利要求1~7中的任一项所述的图像处理装置,其中,还具备显示控制部,所述显示控制部使在由上述X射线诊断装置摄影到的X射线图像中的通过上述确定部确定的上述大致同一位置重叠由上述超声波探头扫描到的位置的扫描对象而得的图像显示于规定的显示部。
9. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其中,  
上述取得部在术前的准备阶段执行上述相对位置的信息的取得。
10. 一种X射线诊断装置,其中,  
上述X射线诊断装置具备:取得部,取得对被检体摄影的摄影空间与由超声波探头对上述被检体扫描的扫描空间的相对位置的信息;和

确定部,根据由上述取得部取得的相对位置的信息,来确定上述摄影空间中的与由上述超声波探头扫描到的位置大致同一位置,

上述取得部根据由上述 X 射线诊断装置摄影到的 X 射线图像,来取得上述相对位置的信息。

11. 一种位置对准方法,所述位置对准方法由对图像进行处理的装置来执行,其中,

上述位置对准方法包含:取得由 X 射线诊断装置对被检体摄影的摄影空间与由超声波探头对上述被检体扫描的扫描空间的相对位置的信息,

根据上述取得的相对位置的信息,来确定上述摄影空间中的与由上述超声波探头扫描到的位置大致同一位置,

上述方法根据由上述 X 射线诊断装置摄影到的 X 射线图像,来取得上述相对位置的信息。

## 图像处理装置、X 射线诊断装置以及位置对准方法

### 技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及图像处理装置、X 射线诊断装置以及位置对准方法。

### 背景技术

[0002] 以往,作为心力衰竭治疗之一,知道有心脏再同步治疗法(Cardiac Resynchronization Therapy, CRT)。该方法例如用于治疗由于刺激传导系统的异常,对包围心室的心肌刺激的定时会变得异常,左右的心壁不同时活动,心室不能按时收缩,血液的拍出变得不足的疾病等。

[0003] CRT 是为了使心脏同步收缩,在心脏的活动差的部位(非同步部位:Latest Activation)留置电极的治疗法。具体而言,CRT 通过基于超声波诊断装置的应变分析确定非同步部位,一边参照由 X 射线诊断装置摄影到的 X 射线图像,一边在最接近非同步部位的静脉留置电极。

[0004] 这样留置的电极通过按时使刺激电位通过,从而心肌按时收缩,控制心室的活动。然而,在上述的以往技术中,有时不能容易地得到 X 射线图像中的非同步部位的准确的位置信息。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1:日本特开 2009-039429 号公报

### 发明内容

[0008] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够容易地得到 X 射线图像中的非同步部位的准确的位置信息的图像处理装置、X 射线诊断装置以及位置对准方法。

[0009] 一实施方式的图像处理装置具备取得装置和确定装置。取得装置取得由 X 射线诊断装置对被检体摄影的摄影空间与超声波探头对上述被检体扫描的扫描空间的相对位置的信息。确定装置根据由上述取得装置取得的相对位置的信息,来确定上述摄影空间中的与由上述超声波探头扫描到的位置大致同一位置。上述取得装置根据由上述 X 射线诊断装置摄影到的 X 射线图像,取得上述相对位置的信息。

### 附图说明

[0010] 图 1 是表示第 1 实施方式涉及的图像处理系统的结构的一个例子的图。

[0011] 图 2 是表示第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置的结构的一个例子的图。

[0012] 图 3 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构的一个例子的图。

[0013] 图 4 是表示基于第 1 实施方式所涉及的体数据处理部的处理结果的一个例子的图。

[0014] 图 5A 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的体数据处理部的处理的一个例子的图。

- [0015] 图 5B 是表示由第 1 实施方式所涉及的体数据处理部生成的图像的一个例子的图。
- [0016] 图 6 是表示第 1 实施方式所涉及的图像处理装置的结构的一个例子的图。
- [0017] 图 7A 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的取得部的处理的一个例子的图。
- [0018] 图 7B 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的确定部的处理的一个例子的图。
- [0019] 图 7C 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的确定部的处理的一个例子的图。
- [0020] 图 8 是表示通过第 1 实施方式所涉及的显示控制部的控制显示的显示图像的一个例子的图。
- [0021] 图 9 是表示基于第 1 实施方式所涉及的图像处理装置的处理的步骤的流程图。
- [0022] 图 10 是表示利用第 1 实施方式所涉及的图像处理装置 100 的手术者的步骤的流程图。

## 具体实施方式

[0023] (第 1 实施方式)

[0024] 以下,针对本发明所涉及的图像处理装置的细节进行说明。另外,在第 1 实施方式中,列举包含本发明所涉及的图像处理装置的图像处理系统为一个例子进行说明。图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的图像处理系统的结构的一个例子的图。

[0025] 如图 1 所示,第 1 实施方式所涉及的图像处理系统 1 具有图像处理装置 100、X 射线诊断装置 200、超声波诊断装置 300、图像保管装置 400。图 1 所示例的各装置例如通过在医院内设置的院内 LAN(Local Area Network),成为能够直接或者间接地相互通信的状态。例如,当在图像处理系统 1 中导入有 PACS(Picture Archiving and Communication System)时,各装置按照 DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)标准,相互发送接收医用图像等。

[0026] 在该图像处理系统 1 中,X 射线诊断装置 200 以及超声波诊断装置 300 根据各个技师的操作来收集 X 射线图像以及超声波图像。并且,图像处理装置 100 通过显示位置对准于 X 射线图像的超声波图像,从而医师能够在 CRT 中,在由超声波诊断装置计划的留置位置上准确地放置电极。

[0027] 图像保管装置 400 是保管医用图像的数据库。具体而言,第 1 实施方式所涉及的图像保管装置 400 将从 X 射线诊断装置 200 发送的 X 射线图像或从超声波诊断装置 300 发送的超声波图像等保存在存储部中,来对其进行保管。即,第 1 实施方式所涉及的图像处理装置 100 可以从 X 射线诊断装置 200 以及超声波诊断装置 300 直接接收图像数据,或者也可以取得暂时保管在图像保管装置 400 中的图像。

[0028] 首先,针对第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 200 的结构进行说明。图 2 是表示第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 200 的结构的一个例子的图。如图 2 所示,第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 200 具备 X 射线高电压装置 211、X 射线管 212、X 射线光阑装置 213、顶板 214、C 形臂 215、X 射线检测器 216。另外,第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 200 具有 C 形臂旋转·移动机构 217、顶板移动机构 218、C 形臂·顶板机构控制部 219、光阑控制部 220、系统控制部 221、输入部 222、显示部 223。另外,第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 200 具有图像数据生成部 224、图像数据存储部 225、图像处理部 226。

[0029] X 射线高电压装置 211 在系统控制部 221 的控制下,产生高电压,并将所产生的高

电压向 X 射线管 212 供给。X 射线管 212 使用从 X 射线高电压装置 211 供给的高电压产生 X 射线。

[0030] X 射线光阑装置 213 在光阑控制部 220 的控制下,使 X 射线管 212 产生的 X 射线会聚,以使得对被检体 P 的关心区域选择地照射。例如,X 射线光阑装置 213 具有能够滑动的 4 个光阑叶片。X 射线光阑装置 213 在光阑控制部 220 的控制下,通过使这些光阑叶片滑动,从而会聚 X 射线管 212 产生的 X 射线并向被检体 P 照射。顶板 214 是载置被检体 P 的床,被配置在未图示的床上。另外,被检体 P 不包含于 X 射线诊断装置 200。

[0031] X 射线检测器 216 检测透过被检体 P 的 X 射线。例如,X 射线检测器 216 具有矩阵状地排列的检测元件。各检测元件将透过被检体 P 的 X 射线转换成电气信号并蓄积,将蓄积的电气信号向图像数据生成部 224 发送。

[0032] C 形臂 215 保持 X 射线管 212、X 射线光阑装置 213 以及 X 射线检测器 216。X 射线管 212 以及 X 射线光阑装置 213 与 X 射线检测器 216 被配置成经由 C 形臂 215 夹着被检体 P 而对置。

[0033] C 形臂旋转·移动机构 217 是用于使 C 形臂 215 旋转以及移动的机构,顶板移动机构 218 是用于使顶板 214 移动的机构。C 形臂·顶板机构控制部 219 是在系统控制部 221 的控制下,控制 C 形臂旋转·移动机构 217 以及顶板移动机构 218,从而调整 C 形臂 215 的旋转、移动、顶板 214 的移动。光阑控制部 220 在系统控制部 221 的控制下,调整 X 射线光阑装置 213 具有的光阑叶片的开度,从而控制对被检体 P 照射的 X 射线的照射范围。

[0034] 图像数据生成部 224 使用由 X 射线检测器 216 从 X 射线转换而得的电气信号来生成图像数据,并将生成的图像数据保存在图像数据存储部 225 中。例如,图像数据生成部 224 对从 X 射线检测器 216 接收到的电气信号,进行电流·电压转换、A(Analog)/D(Digital) 转换、并-串转换,生成图像数据。

[0035] 图像数据存储部 225 存储由图像数据生成部 224 生成的图像数据。图像处理部 226 对图像数据存储部 225 存储的图像数据进行各种图像处理。针对基于图像处理部 226 的图像处理之后详述。

[0036] 输入部 222 从操作 X 射线诊断装置 200 的医师、技师等操作者接受各种指示。例如,输入部 222 具有鼠标、键盘、按钮、轨迹球、操纵杆等。输入部 222 将从操作者接受的指示向系统控制部 221 转送。例如,输入部 222 接受用于使 X 射线诊断装置 200 的电源成为 ON 的状态的指示。

[0037] 显示部 223 显示用于接受操作者的指示的 GUI(Graphical User Interface)、图像数据存储部 225 存储的图像数据等。例如,显示部 223 具有显示器。另外,显示部 223 也可以具有多个显示器。

[0038] 系统控制部 221 控制 X 射线诊断装置 200 整体的动作。例如,系统控制部 221 按照从输入部 222 转送的操作者的指示来控制 X 射线高电压装置 211,调整向 X 射线管 212 供给的电压,从而控制对被检体 P 照射的 X 射线量、ON/OFF。另外,例如,系统控制部 221 按照操作者的指示来控制 C 形臂·顶板机构控制部 219,调整 C 形臂 215 的旋转或移动、顶板 214 的移动。另外,例如,系统控制部 221 按照操作者的指示来控制光阑控制部 220,调整 X 射线光阑装置 213 具有的光阑叶片的开度,从而控制对被检体 P 照射的 X 射线的照射范围。

[0039] 另外,系统控制部 221 按照操作者的指示,来控制基于图像数据生成部 224 的图像

数据生成处理、基于图像处理部 226 的图像处理、或者分析处理等。另外，系统控制部 221 以使用于接受操作者的指示的 GUI、图像数据存储部 225 存储的图像等显示于显示部 223 的显示器的方式进行控制。

[0040] 接着，针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构，使用图 3 进行说明。图 3 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 300 的结构的图。如图 3 所示，第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 300 具有装置主体 310、超声波探头 320、输入装置 330、显示器 340、发射器 351、位置传感器 352、控制装置 353、心电图扫描仪 360。

[0041] 超声波探头 320 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 310 具有的发送接收部 311 供给的驱动信号产生超声波，另外，接收来自被检体 P 的反射波并转换成电气信号。此外，超声波探头 320 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。例如，超声波探头 320 是扇型、线型或者凸型等超声波探头。

[0042] 若从超声波探头 320 向被检体 P 发送超声波，则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，反射波信号由超声波探头 320 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，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，取决于移动体对于超声波发送方向的速度分量，并接受频移。

[0043] 另外，本实施方式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 320、作为多个压电振子以格子状二维地配置而成的二维超声波探头的超声波探头 320，来三维地对被检体 P 进行扫描。

[0044] 输入装置 330 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 300 的操作者的各种设定请求，并对装置主体 310 转送所接受的各种设定请求。

[0045] 显示器 340 显示用于超声波诊断装置 300 的操作者使用输入装置 330 输入各种设定要求的 GUI (Graphical User Interface)，或者并列显示在装置主体 310 中生成的超声波图像和 X 射线 CT 图像等。

[0046] 发射器 351 发送基准信号。具体而言，发射器 351 被配置于任意的位置，以该装置为中心朝向外侧形成磁场。位置传感器 352 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 352 被安装于超声波探头 320 的表面，检测由发射器 351 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 353 输出。心电图扫描仪 360 与装置主体 310 连接，取得被进行超声波扫描的被检体 P 的心电图 (ECG : Electrocardiogram)。心电图扫描仪 360 将取得的心电图向装置主体 310 发送。

[0047] 控制装置 353 根据从位置传感器 352 接收到的信号，计算以发射器 351 为原点的空间中的位置传感器 352 的坐标以及朝向，并将计算出的坐标以及朝向向后述的装置主体 310 的控制部 316 输出。另外，被检体 P 的诊断在能够由安装于超声波探头 320 的位置传感器 352 准确地检测发射器 351 的磁场的磁场区域内进行。另外，在本实施方式中，针对作为取得位置信息的传感器使用磁性传感器的情况进行说明，但实施方式并不限于此。例如，也可以代替磁性传感器，使用红外线传感器、光学传感器、照相机等。

[0048] 装置主体 310 是根据超声波探头 320 接收到的反射波生成超声波图像的装置，如图 3 所示，具有发送接收部 311、B 模式处理部 312、多普勒处理部 313、图像生成部 314、图

像存储器 315、控制部 316、内部存储部 317、接口部 318、体数据处理部 319。

[0049] 发送接收部 311 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 320 供给驱动信号。脉冲发生器电路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，延迟电路对脉冲发生器电路产生的各速率脉冲赋予将从超声波探头 320 发生的超声波会聚成束状来决定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外，触发发生电路以基于速率脉冲的定时，对超声波探头 320 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。

[0050] 另外，发送接收部 311 具有放大器电路、A/D 转换器、加法器等，对超声波探头 320 接收到的反射波信号进行各种处理生成反射波数据。放大器电路对反射波信号按每个信道放大来进行增益校正处理，A/D 转换器对增益校正后的反射波信号进行 A/D 转换来赋予决定接收指向性所需的延迟时间，加法器对由 A/D 转换器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，加强了来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量。

[0051] 这样，发送接收部 311 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 311 具有通过后述的控制部 316 的控制，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，通过能够瞬间切换其值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 311 还能够按每 1 帧或者速率，发送并接收不同的波形。

[0052] B 模式处理部 312 从发送接收部 311 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，生成信号强度由亮度的明暗表现的数据（B 模式数据）。

[0053] 多普勒处理部 313 根据从发送接收部 311 接收到的反射波数据对速度信息进行频析，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）。

[0054] 图像生成部 314 根据 B 模式处理部 312 生成的 B 模式数据或多普勒处理部 313 生成的多普勒数据来生成超声波图像。具体而言，图像生成部 314 通过将超声波扫描的扫描线信号串转换（扫描转换）成视频等所代表的视频格式的扫描线信号串，从而根据 B 模式数据、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）。

[0055] 图像存储器 315 存储由图像生成部 314 生成的造影像、组织像等图像数据。此外，图像存储器 315 存储基于后述的图像生成部 314 的处理结果。另外，图像存储器 315 根据需要存储经由发送接收部 311 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、经由网络取得的图像数据等。图像存储器 315 存储的图像数据的数据形式可以是通过后述的控制部 316 显示于显示器 340 的视频格式转换后的数据形式，也可以是作为由 B 模式处理部 312 以及多普勒处理部 313 生成的 Raw 数据的坐标转换前的数据形式。

[0056] 控制部 316 控制超声波诊断装置 300 中的处理整体。具体而言，控制部 316 根据经由输入装置 330 由操作者输入的各种设定请求、从内部存储部 317 读入的各种控制程序以及各种设定信息，来控制发送接收部 311、B 模式处理部 312、多普勒处理部 313 以及图像

生成部 314 的处理,或者以使图像存储器 315 存储的超声波图像等显示于显示器 340 的方式进行控制。另外,控制部 316 例如按照 DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine) 标准,经由网络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)。

[0057] 内部存储部 317 存储用于超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制部程序、诊断信息(例如,患者 ID、医师的意见)、或诊断协议等各种数据。另外,内部存储部 317 根据需要还用于图像存储器 315 所存储的图像的保管等。

[0058] 接口部 318 是控制输入装置 330、控制装置 353 与装置主体 310 之间的各种信息的交换的接口。例如,接口部 318 对控制装置 353 取得的位置信息向控制部 316 的转送进行控制。

[0059] 体数据处理部 319 执行应变分析所涉及的各种处理。具体而言,通过 3D Wall Motion Tracking,生成描绘出心脏中的兴奋传播的样子的图像。在此,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 300 首先生成被检体 P 的心脏的体数据。列举一个例子,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 300 生成涵盖 1 心拍以上的期间沿着时间序列对被检体 P 的心脏的左心室(LV:Left Ventricular)摄影到的多个体数据(体数据组)。

[0060] 体数据处理部 319 分别根据通过由超声波对被检体 P 的心脏进行三维扫描而生成的沿着时间序列的体数据组,生成与心壁的运动相关的运动信息。具体而言,体数据处理部 319 通过体数据间的图案匹配,生成运动信息。更具体而言,体数据处理部 319 通过根据斑纹图样追踪在各体数据所描绘出的心肌组织中设定的追踪点,来计算各追踪点的移动向量。并且,体数据处理部 319 使用各追踪点的移动向量,生成表示局部的心肌的活动的运动信息。换言之,体数据处理部 319 进行三维的斑点追踪,生成运动信息。列举一个例子,作为运动信息,体数据处理部 319 生成心脏组织的局部的面积的变化率。

[0061] 图 4 是表示基于第 1 实施方式所涉及的体数据处理部 319 的处理结果的一个例子的图。例如,如图 4 的左侧所示,体数据处理部 319 针对 Polar-map 像,能够生成使特殊区域通过“时相保持型的显示方法”重叠而成的重叠图像。另外,图 4 所示的“ant-sept”为前壁中隔,“ant”为前壁,“lat”为侧壁,“post”为后壁,“inf”为下壁,“sept”为中隔。

[0062] 另外,如图 4 的下侧所示,与时相保持型重叠图像一起,体数据处理部 319 还能够合成心电波形与每 16 划分的平均运动信息(平均面积变化率)的时间变化曲线的曲线图。在图 4 中,由实线表示 16 划分的各个平均面积变化率的时间变化曲线。其中,实际上,体数据处理部 319 以将 16 划分的各个平均运动信息的时间变化曲线按每个划分进行分配后的色调进行着色,以使得能够判别各平均运动信息的时间变化曲线与哪一划分对应。

[0063] 另外,体数据处理部 319 根据体数据,生成短轴剖面或长轴剖面的多个 MPR 图像。在图 4 所示的一个例子中,体数据处理部 319 在区域 A 中,生成在心尖部四腔像的左心室心壁上配置使特殊区域以时相保持型重叠而成的图像的合成图像。另外,在图 4 所示的一个例子中,体数据处理部 319 在区域 B 中,生成在心尖部二腔像的左心室心壁上配置使特殊区域以时相保持型重叠而成的图像的合成图像。

[0064] 另外,在图 4 所示的一个例子中,体数据处理部 319 在区域 C3 中,生成在接近心尖部的短轴剖面图像的左心室心壁上配置使特殊区域以时相保持型重叠而成的图像的合成图像。另外,在图 4 所示的一个例子中,体数据处理部 319 在区域 C5 中,生成在位于心尖部

与心基部的中间的短轴剖面图像的左心室心壁上配置使特殊区域以时相保持型重叠而成的图像的合成图像。另外,在图 4 所示的一个例子中,体数据处理部 319 在区域 C7 中,生成在接近心基部的短轴剖面图像的左心室心壁上配置使特殊区域以时相保持型重叠而成的图像的合成图像。

[0065] 另外,在图 4 所示的一个例子中,与彩色条以及心电波形一起,各种运动信息的值显示为表。图 4 所示的 EDV 是舒张末期 (ED:end diastole) 时相的心内腔的体积。在图 4 所示的一个例子中,示出 EDV 为“156.01mL”,舒张末期(基准时相)的时间为“0msec”的情况。另外,图 4 所示的 ESV 是收缩末期 (ES:end systole) 时相的心内腔的体积。在图 4 所示的一个例子中,示出 ESV 为“109.20mL”,收缩末期的时间为“422msec”的情况。

[0066] 另外,图 4 所示的 EF 是根据 EDV 以及 ESV 定义的射血分数。在图 4 所示的一个例子中,示出 EF 为“30.01%”的情况。另外,图 4 所示的“ $1.05 \times MV$ ”是通过对心肌的体积 (MV) 乘以作为平均的心肌密度值的“ $1.05\text{g/mL}$ ”而求得的“心肌重量 (g)”。在图 4 所示的一个例子中,示出“ $1.05 \times MV$ ”为“140.66g”的情况。另外,在图 4 所示的一个例子中,示出表示“140.66g”根据左心室的心肌的体积推定的“est. LV MASS”。

[0067] 作为运动信息,体数据处理部 319 也可以计算局部面积的变化率 (Area change) 的时间变化率 (Area change rate)。即,体数据处理部 319 也可以通过推定局部的面积的变化率的时间微分值,来计算面积变化率的时间变化率。此时,如图 5A 所示,体数据处理部 319 设规定的值为阈值,以每当到达阈值的时刻分配颜色的方式使重叠图像的色调变化。另外,图 5A 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的体数据处理部 319 的处理的一个例子的图。

[0068] 图 5B 是表示由第 1 实施方式所涉及的体数据处理部 319 生成的图像的一个例子的图。在此,在图 5B 中,示出描绘出心脏中的兴奋传播的样子的图像。具体而言,在图 5B 中,针对 NOMAL (正常) 以及 CLB BB (完全性左束支传导阻滞),示出对面绘制图像重叠色调的重叠图像和对 Polar-map 像重叠色调而成的重叠图像。在此,在 CLB BB 中,示出非同步部位 (Latest Site)。

[0069] 在 CRT 中,根据图 5B 所示的重叠图像确定非同步部位,参照使用造影剂的 X 射线图像,在最接近非同步部位的静脉留置电极 (起搏器电极线:Pacing Lead)。此时,在 X 射线图像中,没有示出非同步部位的准确的位置,因此,有时医师根据感觉和经验进行手术,有时会将电极留置在错误的位置。因此,在本实施方式所涉及的图像处理装置 100 中,通过使 X 射线图像中的非同步部位重叠显示超声波的重叠图像,从而能够准确地留置电极,并且自动地进行该位置对准。

[0070] 图 6 是表示第 1 实施方式所涉及的图像处理装置 100 的结构的一个例子的图。如图 6 所示,图像处理装置 100 具有输入部 110、显示部 120、通信部 130、存储部 140、以及控制部 150。例如,图像处理装置 100 是工作站、任意的个人计算机等,经由网络与 X 射线诊断装置 200、超声波诊断装置 300、或图像保管装置 400 等连接。

[0071] 输入部 110 是鼠标、键盘、轨迹球等,接受操作者 (例如,读影医等) 对图像处理装置 100 进行的各种操作的输入。具体而言,输入部 110 接受用于取得 X 射线图像、超声波图像的信息的输入等。另外,输入部 110 接受操作者 (手术者等) 进行的 X 射线图像与超声波图像等的位置对准所涉及的各种操作。

[0072] 显示部 120 是作为显示器的液晶屏等,显示各种信息。具体而言,显示部 120 显示用于接受操作者进行的各种操作的 GUI(Graphical User Interface)、成为基于后述的控制部 150 的处理结果的 X 射线图像与超声波图像的重叠图像。通信部 130 是 NIC(Network Interface Card) 等,在与其他的装置之间进行通信。

[0073] 存储部 140 例如是 RAM(Random Access Memory)、闪存存储器 (Flash Memory) 等半导体存储器元件、或者硬盘、光盘等存储装置等,存储 X 射线图像或超声波图像等。

[0074] 控制部 150 例如是 CPU(Central Processing Unit)、MPU(Micro Processing Unit) 等电子电路、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)、FPGA(Field Programmable Gate Array) 等集成电路,进行图像处理装置 100 的整体控制。

[0075] 另外,如图 6 所示,例如,控制部 150 具有取得部 151、确定部 152、以及显示控制部 153。取得部 151 取得由 X 射线诊断装置 200 对被检体 P 摄影的摄影空间与超声波探头 320 对被检体 P 扫描的扫描空间的相对位置的信息。具体而言,取得部 151 根据由 X 射线诊断装置 200 摄影到的 X 射线图像、或者由超声波探头 320 扫描到的超声波图像所描绘出的规定的物体与扫描空间中的超声波探头 320 的位置信息,取得相对位置的信息。更具体而言,取得部 151 被载置在 X 射线诊断装置 200 的床上,根据从一个方向摄影到的超声波探头 320 的 X 射线图像与扫描空间中的超声波探头 320 的位置信息,取得相对位置的信息。

[0076] 图 7A 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的取得部 151 的处理的一个例子的图。针对图 7A,示出基于 X 射线诊断装置 200 的超声波探头 320 的摄影。例如,如图 7A 所示,取得部 151 取得载置在床上的超声波探头 320 从一个方向摄影到的 X 射线图像和此时的摄影条件的信息。在此,作为摄影条件,取得部 151 取得对超声波探头 320 摄影时的臂的保持装置的顶板走行位置、床的高度、SID(X 射线源受像面间距离)、FOV(视野尺寸)等。

[0077] 并且,取得部 151 根据在所取得的 X 射线图像中描绘出的超声波探头 320 的位置和摄影条件,取得 X 射线图像的摄影空间中的超声波探头 320 的位置信息(坐标)。以下,将 X 射线图像的摄影空间中的坐标记作 X 射线坐标系。例如,如图 7A 所示,取得部 151 取得 X 射线坐标系中的超声波探头 320 的前端位置的坐标  $(x_1, y_1, z_1)$ 。在此,取得部 151 例如通过图案匹配来提取 X 射线图像所描绘出的压电振子、基板等,从提取出的各部件取得超声波探头 320 的前端位置的坐标  $(x_1, y_1, z_1)$ 。

[0078] 接着,取得部 151 取得与对 X 射线图像摄影的位置对应的超声波坐标系的坐标。即,取得部 151 在对 X 射线图像摄影的位置,取得由位置传感器 352 取得的坐标  $(x_2, y_2, z_2)$ 。由此,取得部 151 取得 X 射线坐标系与超声波坐标系的对应的位置信息(相对位置的信息)。

[0079] 返回到图 6,确定部 152 根据由取得部 151 取得的相对位置的信息,来确定摄影空间中的与由超声波探头 320 扫描的位置大致同一位置。图 7B 以及图 7C 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的确部 152 的处理的一个例子的图。例如,如图 7B 所示,确定部 152 将由超声波探头 320 确定了非同步部位的位置的时刻的超声波探头 320 的扫描区域的坐标作为以超声波坐标系中的超声波探头 320 的前端的坐标  $(x_2, y_2, z_2)$  为基准的坐标  $(x_2+a, y_2+b, z_2+c)$ ,  $(x_2+d, y_2+e, z_2+f)$ ,  $(x_2+g, y_2+h, z_2+i)$  来计算。另外,确定部 152 针对其他的顶点同样地计算。

[0080] 并且,确定部 152 针对计算出的各坐标,如图 7C 所示,按照以 X 射线坐标系中的超

声波探头 320 的最初的前端位置的坐标  $(x_1, y_1, z_1)$  作为基准的坐标进行计算。即, 确定部 152 根据超声波坐标系中的前端的坐标  $(x_2, y_2, z_2)$  和 X 射线坐标系中的前端的坐标  $(x_1, y_1, z_1)$  来计算转换系数。并且, 确定部 152 对确定了非同步部位的位置的时刻的各坐标乘以计算出的转换系数, 从而确定 X 射线坐标系中的非同步部位的位置。此时, 确定部 152 还计算旋转角度、放大率等。

[0081] 返回到图 6, 显示控制部 153 使在由 X 射线诊断装置 200 摄影到的 X 射线图像中的通过确定部 152 确定的大致同一位置, 重叠了由超声波探头 320 扫描到的位置的扫描对象而得的重叠图像显示于显示部 120。具体而言, 显示控制部 153 还使在医师留置电极所参照的 X 射线图像中的由确定部 152 确定的位置, 重叠了由超声波诊断装置 300 生成的、非同步部位以不同的色调示出的重叠图像显示于显示部 120。

[0082] 图 8 是表示通过第 1 实施方式所涉及的显示控制部 153 的控制显示的显示图像的一个例子的图。例如, 如图 8 所示, 显示控制部 153 使显示部 120 显示在 X 射线图像上重叠表示非同步部位的位置的超声波图像的显示图像。由此, 医师能够把握 X 射线图像中的非同步部位的准确的位置, 能够将电极留置在准确的位置。

[0083] 在上述的例子中, 针对当取得 X 射线坐标系中的超声波探头 320 的位置信息时, 从 1 个方向对超声波探头 320 进行摄影, 根据摄影到的图像和摄影条件取得位置信息 (XYZ 的 3 轴的坐标信息) 的情况进行了说明。然而, 实施方式并不限于此, 还能够适用各种实施方式。

[0084] 例如, 也可以从两个方向对超声波探头 320 摄影。此时, 取得部 151 根据由 X 射线诊断装置 200 从两个方向摄影到的超声波探头 320 的 X 射线图像与扫描空间中的超声波探头 320 的位置信息, 来取得相对位置的信息。具体而言, 取得部 151 根据 2 个 X 射线图像取得 XYZ 的 3 轴的坐标。即, 取得部 151 使用分别由 2 个图像得到的 2 轴的坐标信息来计算第 3 轴的坐标。在此, 例如, 取得装置还能够通过由 X 射线诊断装置 200 从两个方向对超声波探头 320 摄影, 从而计算床的高度。

[0085] 另外, 例如, 也可以收集超声波探头 320 的体数据, 根据收集到的体数据取得超声波探头 320 的 XYZ 的 3 轴的坐标信息。此时, 取得部 151 根据通过由 X 射线诊断装置 200 从多方向摄影而生成的超声波探头 320 的三维数据和扫描空间中的超声波探头 320 的位置信息, 来取得相对位置的信息。

[0086] 另外, 例如, 也可以将超声波探头 320 能够扫描的物质埋入床, 并使用。此时, 取得部 151 根据由预设于 X 射线诊断装置 300 的床的规定位置的超声波探头 320 能够扫描的物体和扫描空间中的超声波探头 320 的位置信息, 来取得相对位置的信息。即, 使用 X 射线坐标系中的设置有能够扫描的物体的位置的坐标和对该物体进行扫描时的超声波坐标系, 来执行位置对准。

[0087] 接着, 针对第 1 实施方式所涉及的图像处理装置 100 的处理的步骤进行说明。图 9 是表示基于第 1 实施方式所涉及的图像处理装置 100 的处理的步骤的流程图。另外, 在图 9 中, 除了由图像处理装置 100 执行的处理之外, 还包含由 X 射线诊断装置 200 以及超声波诊断装置 300 执行的处理。

[0088] 如图 9 所示, 在第 1 实施方式所涉及的图像处理装置 100 中, X 射线诊断装置 200 取得超声波探头 320 的 X 射线图像 (步骤 S101)。并且, 取得部 151 确定 X 射线坐标系中的

超声波探头 320 的前端的坐标（步骤 S102）。

[0089] 另外，取得部 151 确定超声波坐标系中的超声波探头 320 的前端的坐标（步骤 S103）。之后，在超声波诊断装置 300 中，收集用于确定非同步部位的位置的超声波图像（步骤 S104），并确定非同步部位。

[0090] 并且，确定部 152 确定超声波坐标系中的关心部位（非同步部位）的坐标（步骤 S105）。之后，确定部 152 根据 X 射线坐标系中的超声波探头 320 的坐标和超声波坐标系中的超声波探头 320 的前端的坐标，来计算转换系数（步骤 S106）。

[0091] 接着，确定部 152 使用计算出的转换系数，将超声波坐标系中的关心部位（非同步部位）的坐标转换为 X 射线坐标系中的坐标（步骤 S107）。之后，显示控制部 153 使在 X 射线图像上的非同步部位的位置重叠了表示非同步部位的超声波图像的重叠图像显示（步骤 S108），结束处理。

[0092] 在图 9 中，针对图像处理装置 100 的处理的步骤进行了说明。接着，针对使用本发明所涉及的图像处理装置 100 的手术者的工作流程使用图 10 进行说明。即，在图 10 中，包含手术者执行的处理、与手术者经由输入部 110 输入的操作对应而由图像处理装置 100 执行的处理、通过手术者操作 X 射线诊断装置 200 以及超声波诊断装置 300 而执行的处理。图 10 是表示利用第 1 实施方式所涉及的图像处理装置 100 的手术者的步骤的流程图。首先，作为术前的准备，手术者在 X 射线诊断装置 200 的床上载置超声波探头 320（步骤 S201）。并且，手术者通过操作 X 射线诊断装置 200，来收集载置于床的超声波探头 320 的 X 射线图像（步骤 S202）。

[0093] 并且，手术者通过操作图像处理装置 100，从而使用收集到的 X 射线图像，来确定 X 射线坐标系中的超声波探头 320 的前端的位置  $i$ （步骤 S203）。由此，在 X 射线图像被摄影的 X 射线坐标系中，能够知道超声波探头 320 位于哪一位置（能够将 X 射线坐标系与超声波坐标系建立关联）。这样，手术者在术前的准备的阶段中，预先确定 X 射线坐标系中的超声波探头 320 的位置。

[0094] 接着，在治疗处的确定的阶段，被检者进入房间，横卧在 X 射线诊断装置的床上（步骤 S204），手术者使用超声波探头 320 进行扫描，收集被检体的病变部位的图像（步骤 S205）。并且，手术者通过操作超声波诊断装置 200，从而确定超声波坐标系中的超声波图像的位置  $ii$ （步骤 S206），确定超声波坐标系中的超声波探头 320 的前端的位置  $iii$ 。（步骤 S207）。并且，手术者通过操作图像处理装置 100，从而比较在术前的准备的阶段确定的位置  $i$  和位置  $iii$ ，计算将病变部位的超声波图像的位置  $ii$  转换为 X 射线坐标系的转换系数（步骤 S208）。由此，能够将超声波图像的位置与 X 射线图像的位置进行位置对准。

[0095] 并且，在治疗的阶段中，图像处理装置 100 按照转换系数对超声波图像进行旋转·放大，并重叠显示于 X 射线图像（步骤 S209），手术者一边观察显示的 X 射线图像（+ 超声波图像），一边治疗病变部位（步骤 S210）。在手术结束后，被检者退出房间，治疗结束。

[0096] 如上所述，根据第 1 实施方式，取得部 151 取得由 X 射线诊断装置 200 对被检体 P 摄影的摄影空间与对被检体 P 由超声波探头 320 扫描的扫描空间的相对位置的信息。并且，确定部 152 根据由取得部 151 取得的相对位置的信息，确定摄影空间中的与由超声波探头 320 扫描的位置大致相同的位置。在此，取得部 151 根据由 X 射线诊断装置 200 摄影到的 X 射线图像，取得相对位置的信息。从而，第 1 实施方式所涉及的图像处理装置 100 能够自动

地准确地确定 X 射线图像上的非同步部位,能够容易地得到 X 射线图像中的非同步部位的准确的位置信息。其结果为,图像处理装置 100 能够准确地执行电极的留置。

[0097] 另外,根据第 1 实施方式,取得部 151 根据在由 X 射线诊断装置 200 摄影到的 X 射线图像、或者由超声波探头 320 扫描到的超声波图像中描绘出的规定物体和扫描空间中的超声波探头 320 的位置信息,来取得相对位置的信息。从而,第 1 实施方式所涉及的图像处理装置 100 能够仅仅通过对图像摄影,就能够自动地执行位置对准,能够省去麻烦,容易地得到 X 射线图像中的非同步部位的准确的位置信息。

[0098] 另外,根据第 1 实施方式,取得部 151 根据载置在 X 射线诊断装置 200 的床上,从一个方向摄影得到的超声波探头 320 的 X 射线图像和 X 射线诊断装置 200 所具有的床的高度信息、以及扫描空间中的超声波探头 320 的位置信息,取得相对位置的信息。从而,第 1 实施方式所涉及的图像处理装置 100 能够容易地取得相对位置。

[0099] 另外,根据第 1 实施方式,取得部 151 根据由 X 射线诊断装置 200 从两个方向摄影到的超声波探头的 X 射线图像和扫描空间中的超声波探头 320 的位置信息,来取得相对位置的信息。从而,第 1 实施方式所涉及的图像处理装置 100 能够不将超声波探头 320 的位置限定在床上,而容易地取得相对位置。

[0100] 另外,根据第 1 实施方式,取得部 151 根据通过由 X 射线诊断装置 200 从多个方向摄影而生成的超声波探头 320 的三维数据和扫描空间中的超声波探头 320 的位置信息,来取得相对位置的信息。三维数据根据由 X 射线诊断装置 200 得到的图像数据而生成,因此,充分地具有用于将三维数据内的超声波探头的位置转换成 X 射线坐标系的信息。从而,第 1 实施方式所涉及的图像处理装置 100 能够取得更细小的位置信息。

[0101] 另外,根据第 1 实施方式,取得部 151 根据能够通过预设于 X 射线诊断装置 200 的床的规定的位置的超声波探头 320 进行扫描的物体和扫描空间中的超声波探头 320 的位置信息,来取得相对位置的信息。从而,第 1 实施方式所涉及的图像处理装置 100 能够不预先对 X 射线图像进行摄影,而通过施加于用于确定非同步部位的超声波探头 320 的扫描的稍许扫描来取得相对位置的信息。

[0102] (第 2 实施方式)

[0103] 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,还可以以各种不同的方式实施。

[0104] 在上述的第 1 实施方式中,针对使用超声波探头 320 的 X 射线图像或者床上的物质的超声波图像,将 X 射线坐标系与超声波坐标系建立关联的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,例如,也可以使用位置传感器。此时,首先,在 X 射线诊断装置 200 的规定的设置位置设置位置传感器。在此,位置传感器的位置在由发射器 351 产生的磁场中,优选附近不存在由金属构成的其他的零件的位置。

[0105] 即,新设置的位置传感器所取得来向控制装置 353 发送的位置信息在 X 射线坐标系中是已知的坐标。从而,确定部 152 根据由新设置的位置传感器取得的超声波坐标系的坐标和已知的 X 射线坐标系中的坐标计算转换系数,使用计算出的转换系数来确定位置。

[0106] 另外,例如,也可以使用夹具。此时,取得部 151 根据设置于 X 射线诊断装置 200 的规定的设置的超声波探头 320 的固定场和扫描空间中的超声波探头 320 的位置信息,来取得相对位置的信息。在此,所谓夹具是指用于固定超声波探头 320 的道具。

[0107] 即,在 X 射线诊断装置 200 的规定的位罝新设定用于固定超声波探头 320 的固定场。并且,在进行位罝对准之前,在固定场所固定超声波探头 320,取得此时的超声波坐标系中的超声波探头 320 的坐标。确定部 152 根据所取得的坐标和固定场所的坐标计算转换系数,使用计算出的转换系数确定位罝。

[0108] 扫描空间中的超声波探头 320 的位罝信息由控制装置 353 与超声波探头 320 的相对的位置关系决定,因此,当使用夹具时,如果控制装置 353 的位罝不变,则超声波坐标系中的超声波探头 320 的坐标通常相同。利用该情况,当能够固定控制装置 353 的位罝时,能够借用过去取得的超声波坐标系中的超声波探头 320 的坐标。

[0109] 另外,在上述的实施方式中,针对图像处理装置 100 确定 X 射线图像上的非同步部位,在所确定的位罝重叠超声波图像的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,例如, X 射线诊断装置 200 也可以具有上述的图像处理装置 100。即, X 射线诊断装置 200 的系统控制部 221 也可以具备上述的取得部 151、确定部 152、以及显示控制部 153,执行上述的处理。

[0110] 根据以上所述的至少一实施方式的图像处理装置,能够容易地得到 X 射线图像中的非同步部位的准确的位罝信息。

[0111] 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内。

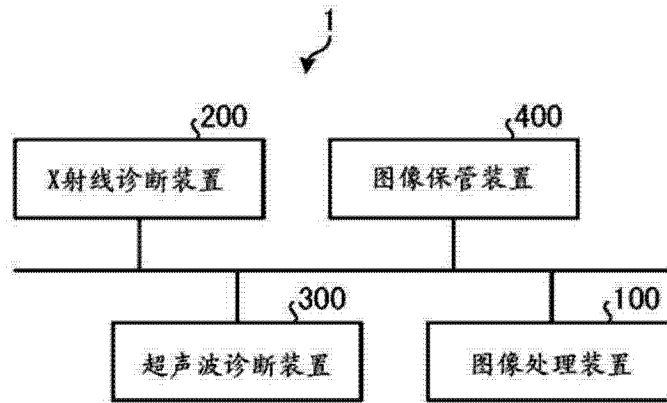


图 1

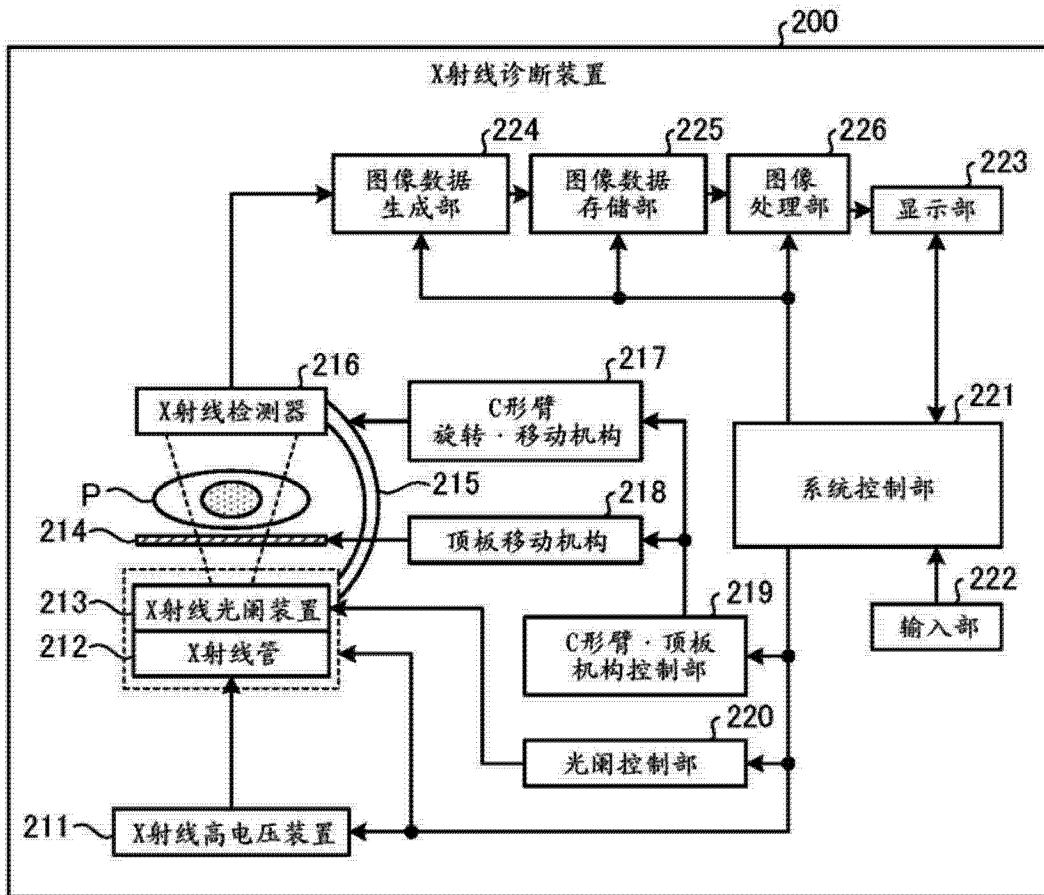


图 2





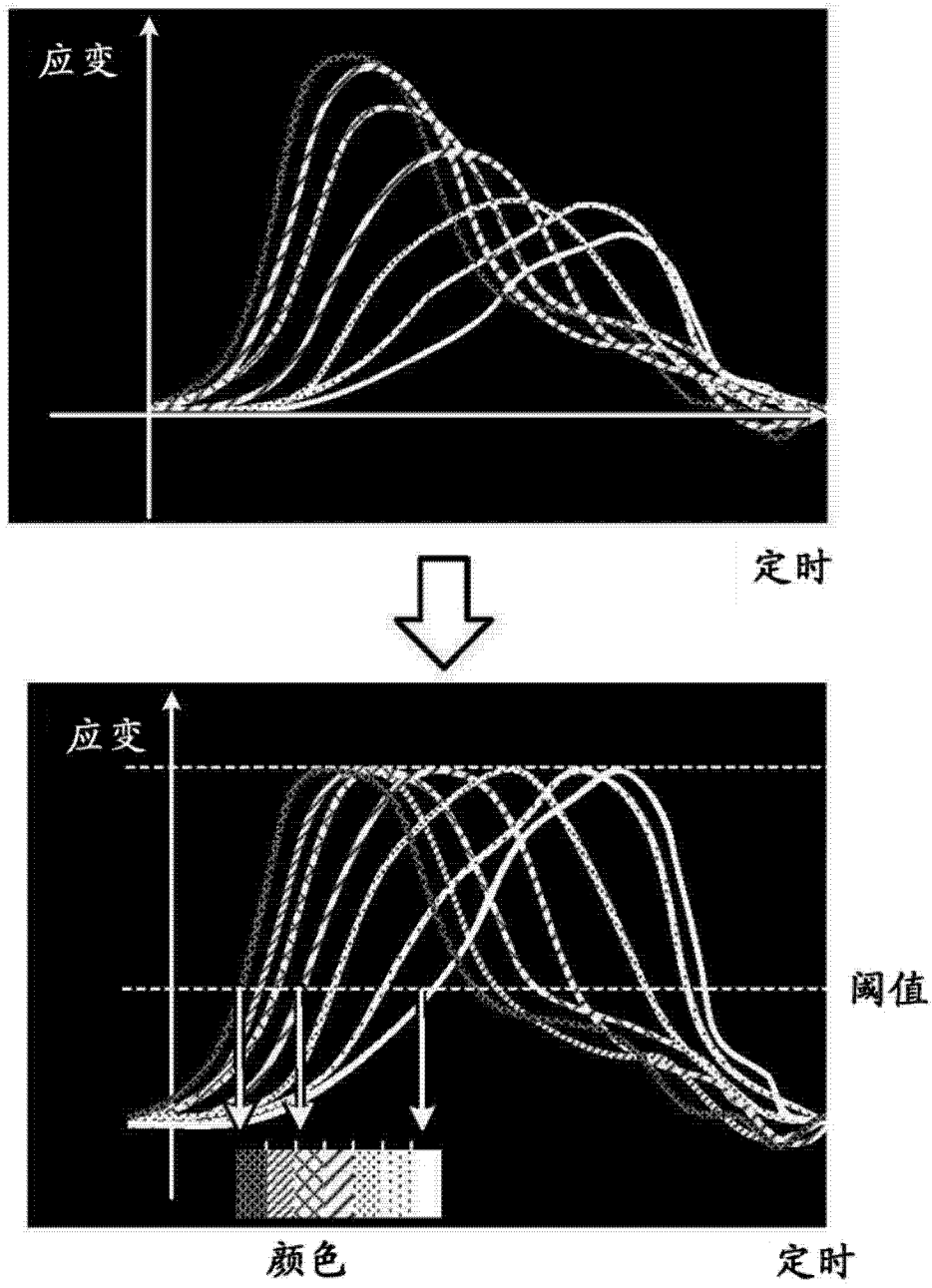


图 5A

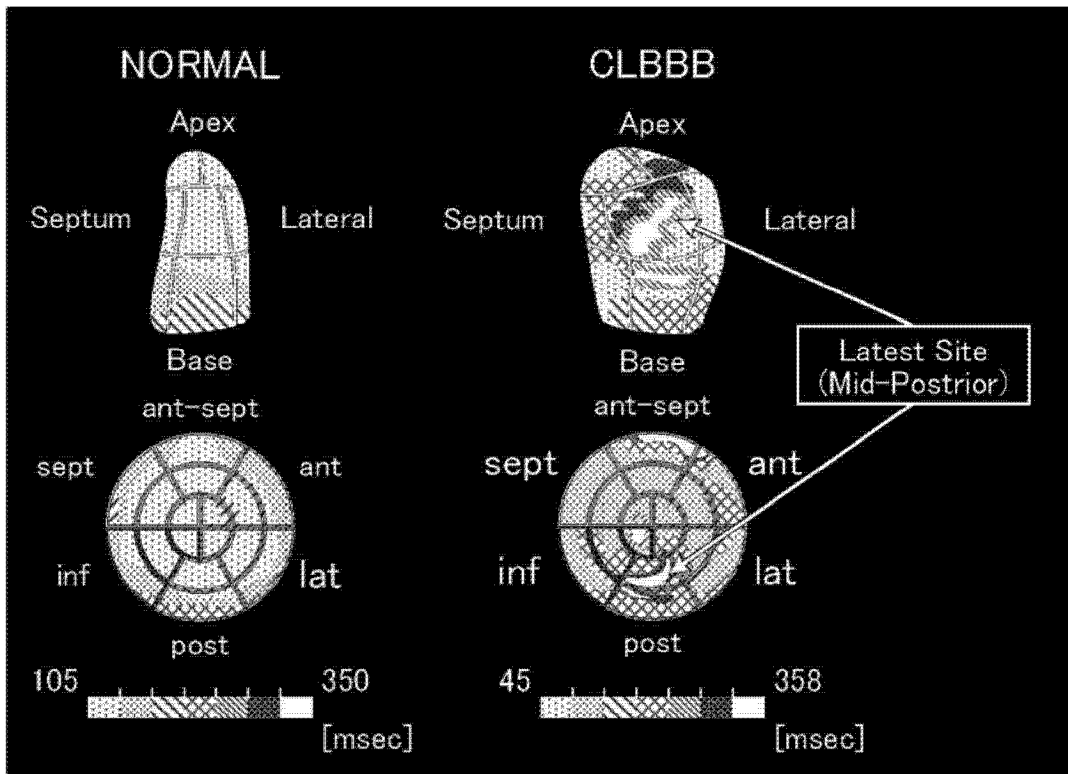


图 5B

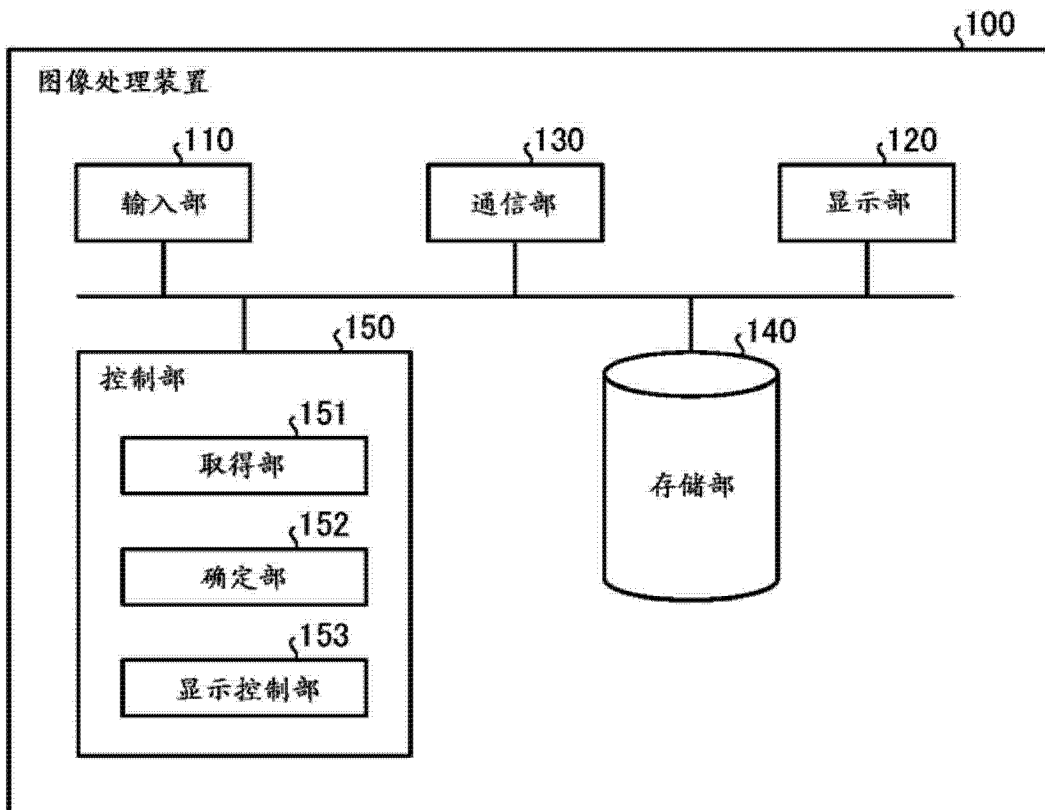


图 6

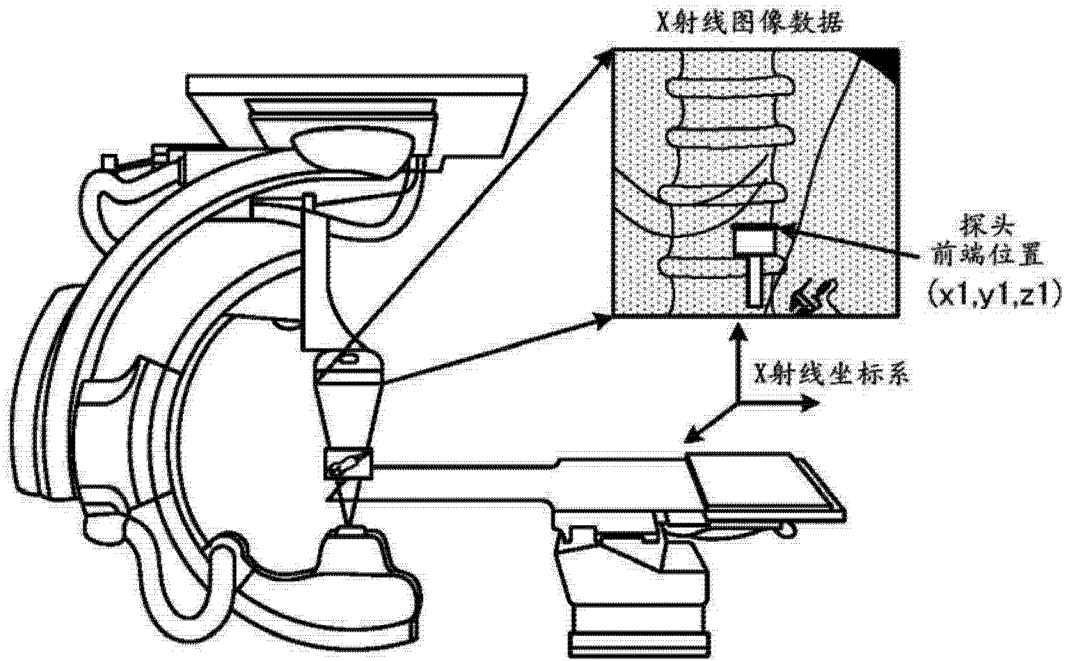


图 7A

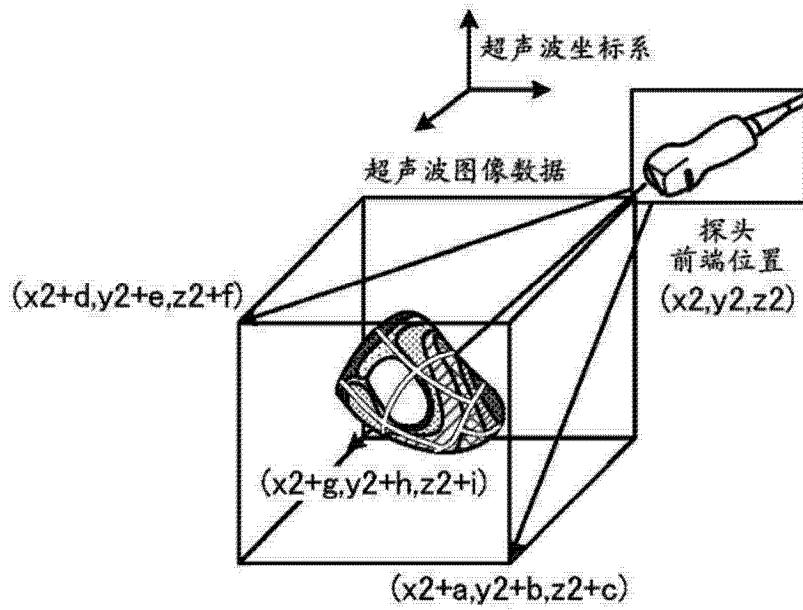


图 7B

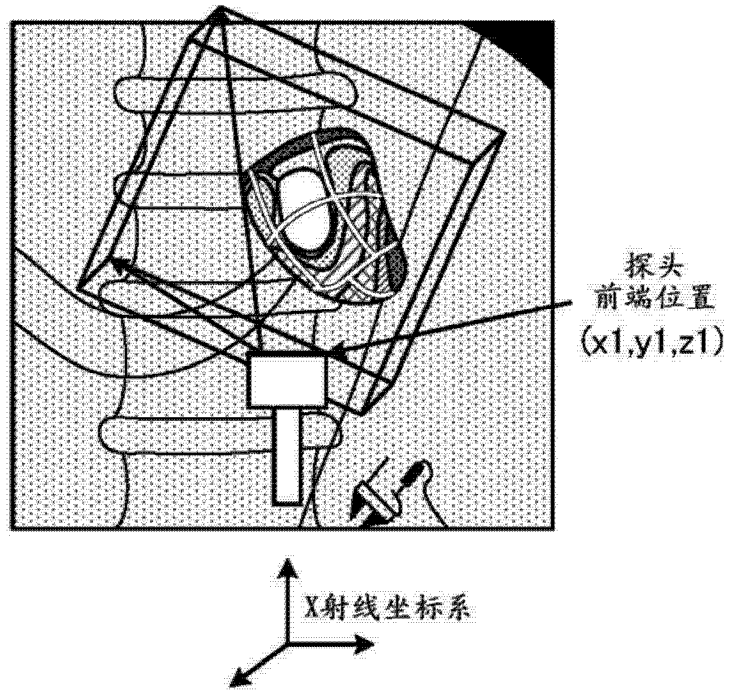


图 7C

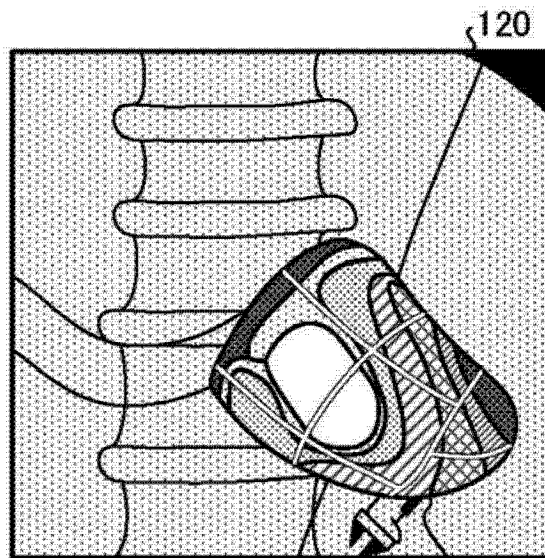


图 8

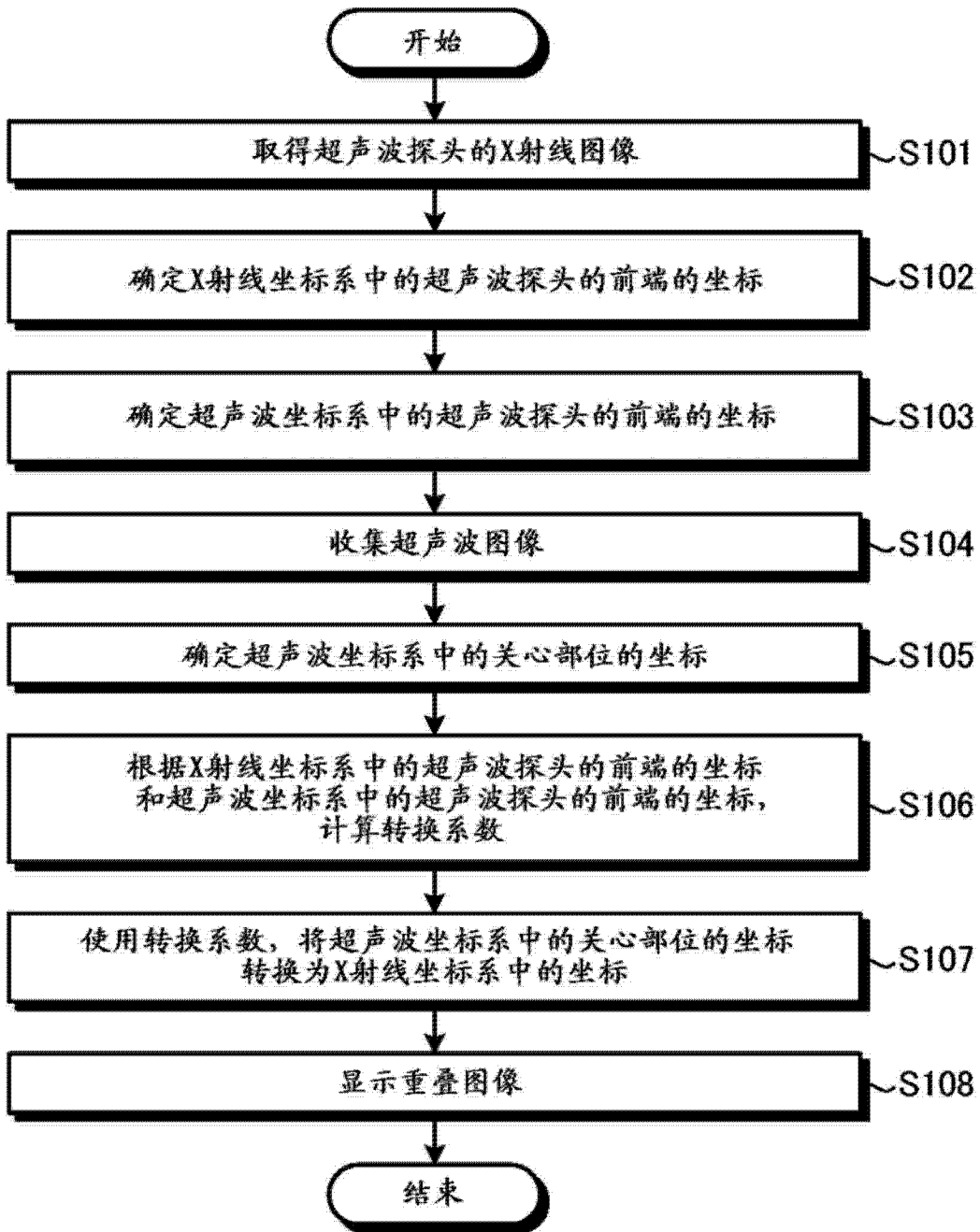


图 9

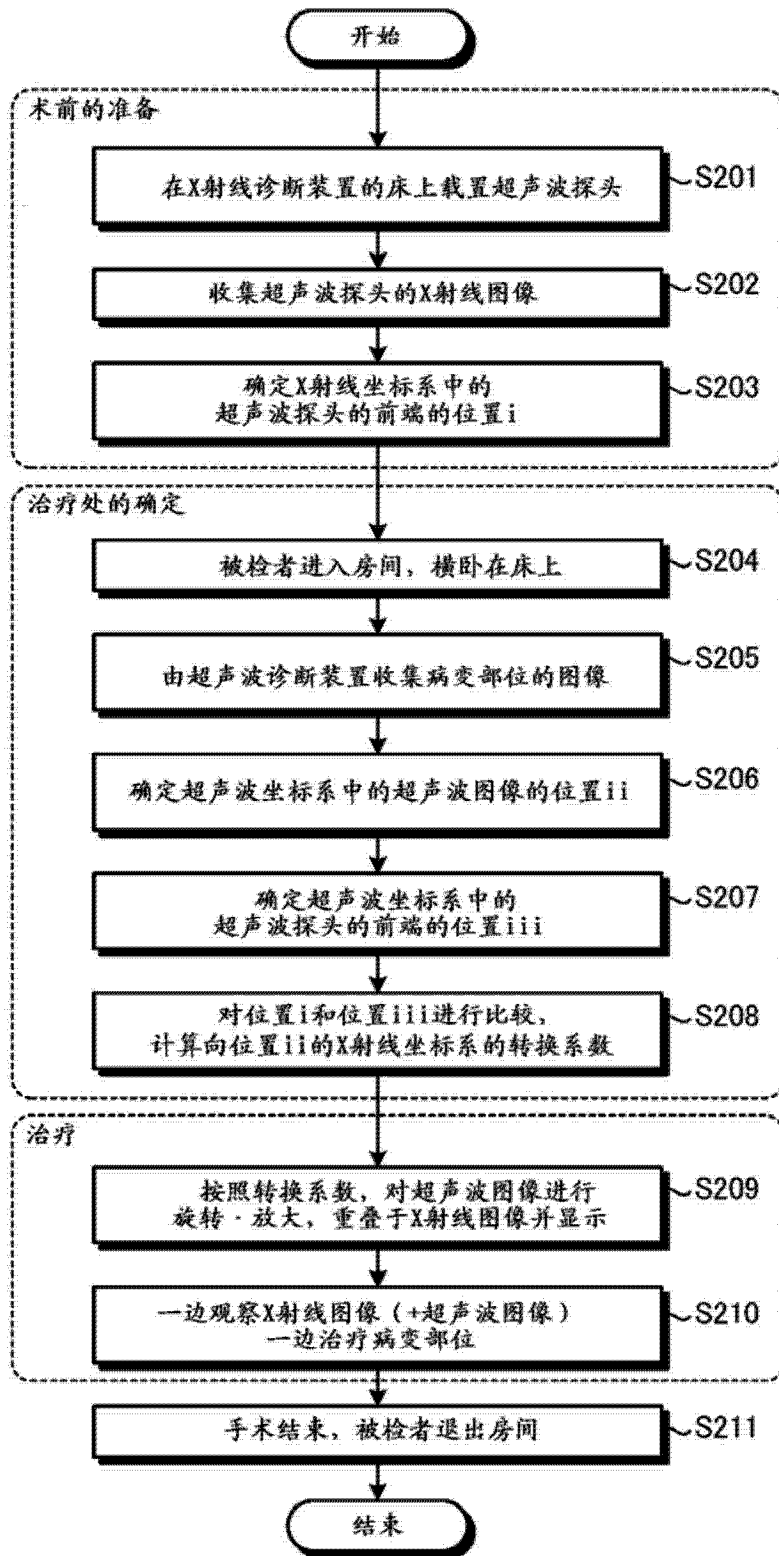


图 10

专利名称(译)	图像处理装置、X射线诊断装置以及位置对准方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN104837405A</a>	公开(公告)日	2015-08-12
申请号	CN201380048823.5	申请日	2013-09-20
[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	渊上航 坂口卓弥 桥本新一 大内启之		
发明人	渊上航 坂口卓弥 桥本新一 大内启之		
IPC分类号	A61B6/00 A61B6/12 A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/466 G06T2207/30004 A61B8/4254 A61B6/4441 G06T2207/10132 A61B8/5261 G06T2207/10116 A61B6/4417 G06T7/0024 A61B8/5207 A61B6/12 A61B8/4416 G06T7/0012 A61B6/5247 A61B8/0883 A61B8/463 A61B6/481		
代理人(译)	李洋		
优先权	2012206945 2012-09-20 JP		
其他公开文献	CN104837405B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

实施方式的图像处理装置(100)具备取得部(151)和确定部(152)。取得部(151)取得由X射线诊断装置对被检体摄影的摄影空间与超声波探头对被检体扫描的扫描空间的相对位置的信息。并且，确定部(152)根据由取得部(151)取得的相对位置的信息，来确定摄影空间中的与由超声波探头扫描的位置大致同一位置。在此，取得部(151)根据由X射线诊断装置摄影到的X射线图像，来取得相对位置的信息。

