



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104837405 B

(45)授权公告日 2018.06.05

(21)申请号 201380048823.5

(22)申请日 2013.09.20

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 104837405 A

(43)申请公布日 2015.08.12

(30)优先权数据  
2012-206945 2012.09.20 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2015.03.19

(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

(73)专利权人 东芝医疗系统株式会社  
地址 日本栃木县大田原市

(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

代理人 舒艳君 李洋

(51)Int.Cl.  
A61B 6/00(2006.01)  
A61B 6/12(2006.01)  
A61B 8/00(2006.01)  
A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件  
CN 1925793 A,2007.03.07,  
CN 1925793 A,2007.03.07,  
JP 2010162058 A,2010.07.29,  
CN 101152096 A,2008.04.02,  
CN 101904754 A,2010.12.08,  
CN 101791232 A,2010.08.04,  
WO 2005063125 A1,2005.07.14,  
US 2011190633 A1,2011.08.04,

审查员 牛振宇

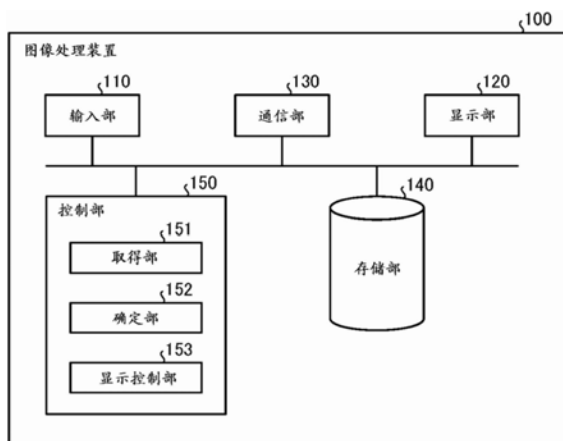
权利要求书2页 说明书12页 附图9页

(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

本发明涉及图像处理装置、X射线诊断装置以及位置对准方法。实施方式的图像处理装置具备取得部和确定部。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被检体扫描的扫描空间的相对位置的信息。并且，确定部根据由取得部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,

上述取得部根据配置在上述X射线诊断装置的床上且从一个方向摄影到的超声波探头的X射线图像和上述X射线诊断装置的几何信息来取得上述摄影空间中的上述超声波探头的位置信息,

在上述扫描空间中,取得与上述X射线图像被摄影的位置对应的上述超声波探头的位置信息,

根据上述摄影空间中的上述超声波探头的位置信息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。

2. 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,所述X射线诊断装置具备床,通过超声波探头能够扫描的物体被预设置于所述床的规定位置;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,

上述取得部取得上述物体在上述扫描空间中的位置信息,

根据扫描上述物体时的超声波图像中包含的该物体来取得上述扫描空间中的上述物体的位置信息,

根据上述摄影空间中的上述物体的位置信息和上述扫描空间中的上述物体的位置信息来取得上述相对位置的信息。

3. 根据权利要求1或2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。

4. 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,

上述取得部根据配置在床上且从一个方向摄影到的超声波探头的X射线图像和上述X射线诊断装置的几何信息来取得上述摄影空间中的上述超声波探头的位置信息,

在上述扫描空间中,取得与上述X射线图像被摄影的位置对应的上述超声波探头的位置信息,

根据上述摄影空间中的上述超声波探头的位置信息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。

5. 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,

在上述位置对准方法中,根据配置在上述X射线诊断装置的床上且从一个方向摄影到的超声波探头的X射线图像和上述X射线诊断装置的几何信息来取得上述摄影空间中的上述超声波探头的位置信息,

在上述扫描空间中,取得与上述X射线图像被摄影的位置对应的上述超声波探头的位置信息,

根据上述摄影空间中的上述超声波探头的位置信息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。

## 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。根据上述构成的图像处理装置,能够容易地得到X射线图像中的非同步部位的准确的位置信息。

### 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“1.05g/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CLBBB(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CLBBB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定部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,充足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的规定的位置的超声波探头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的规定的规定的位置新设定用于固定超声波探头320的固定场。并且,在进行位置对准之前,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置。

[0108] 扫描空间中的超声波探头320的位置信息由控制装置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的位置不变,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的位置时,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,在所确定的位置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置信息。

[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中。

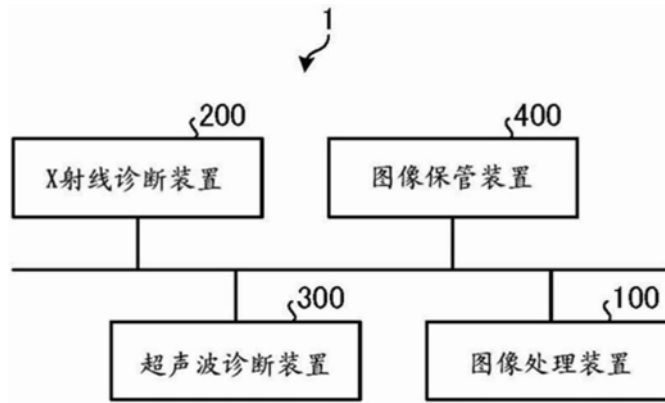


图1

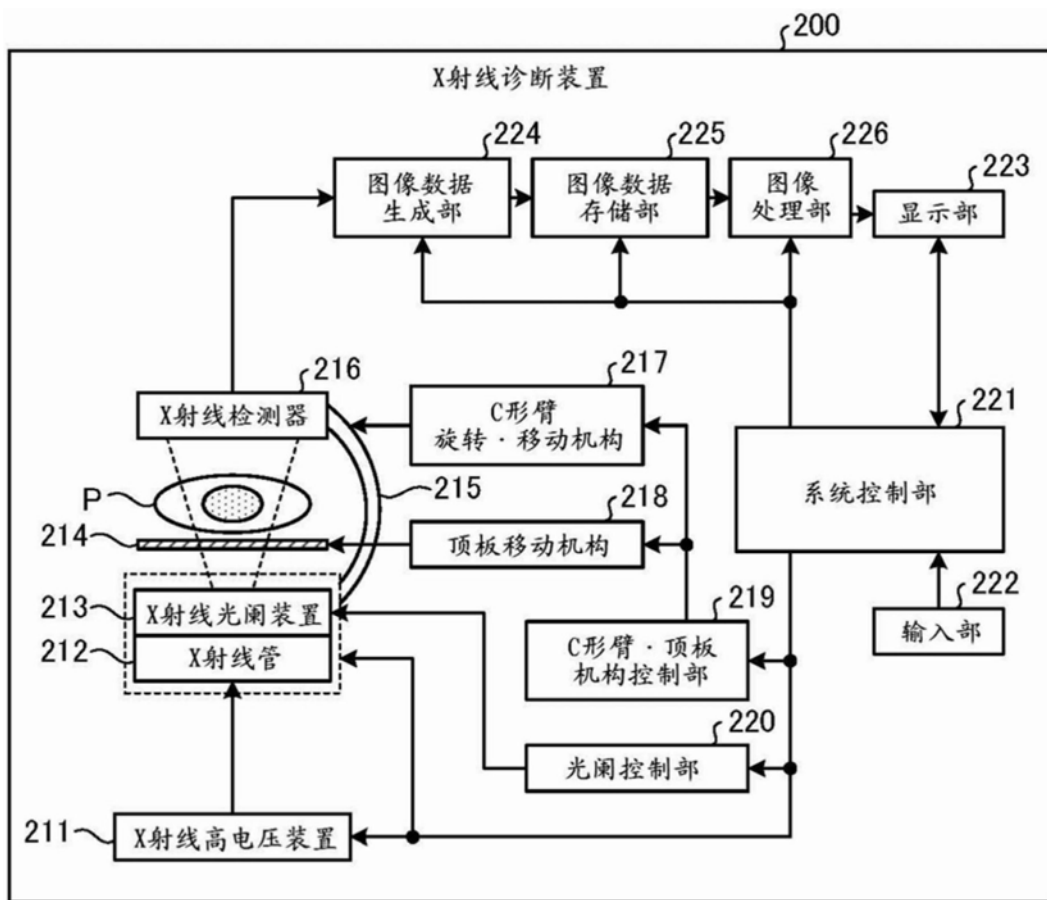


图2

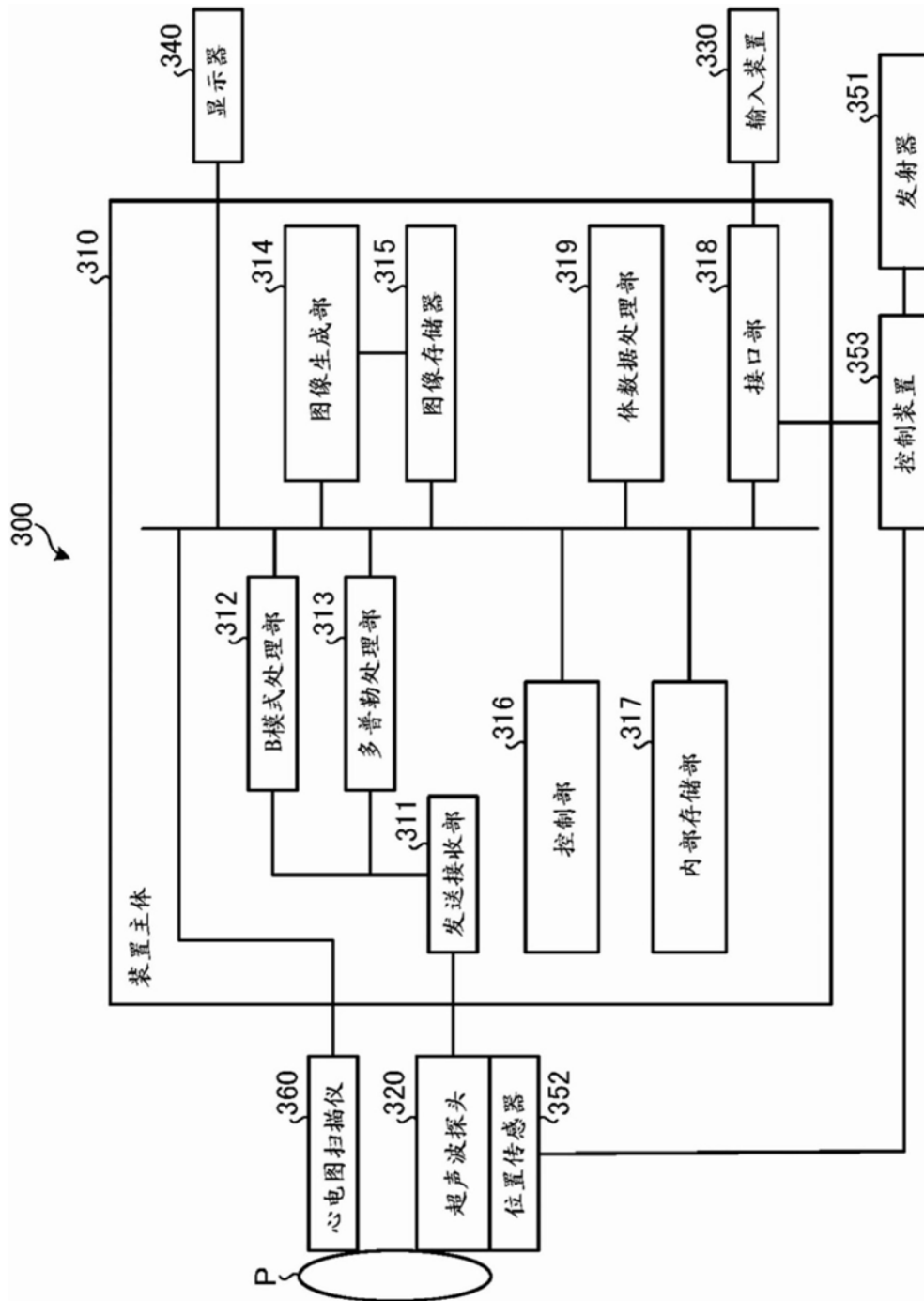


图3

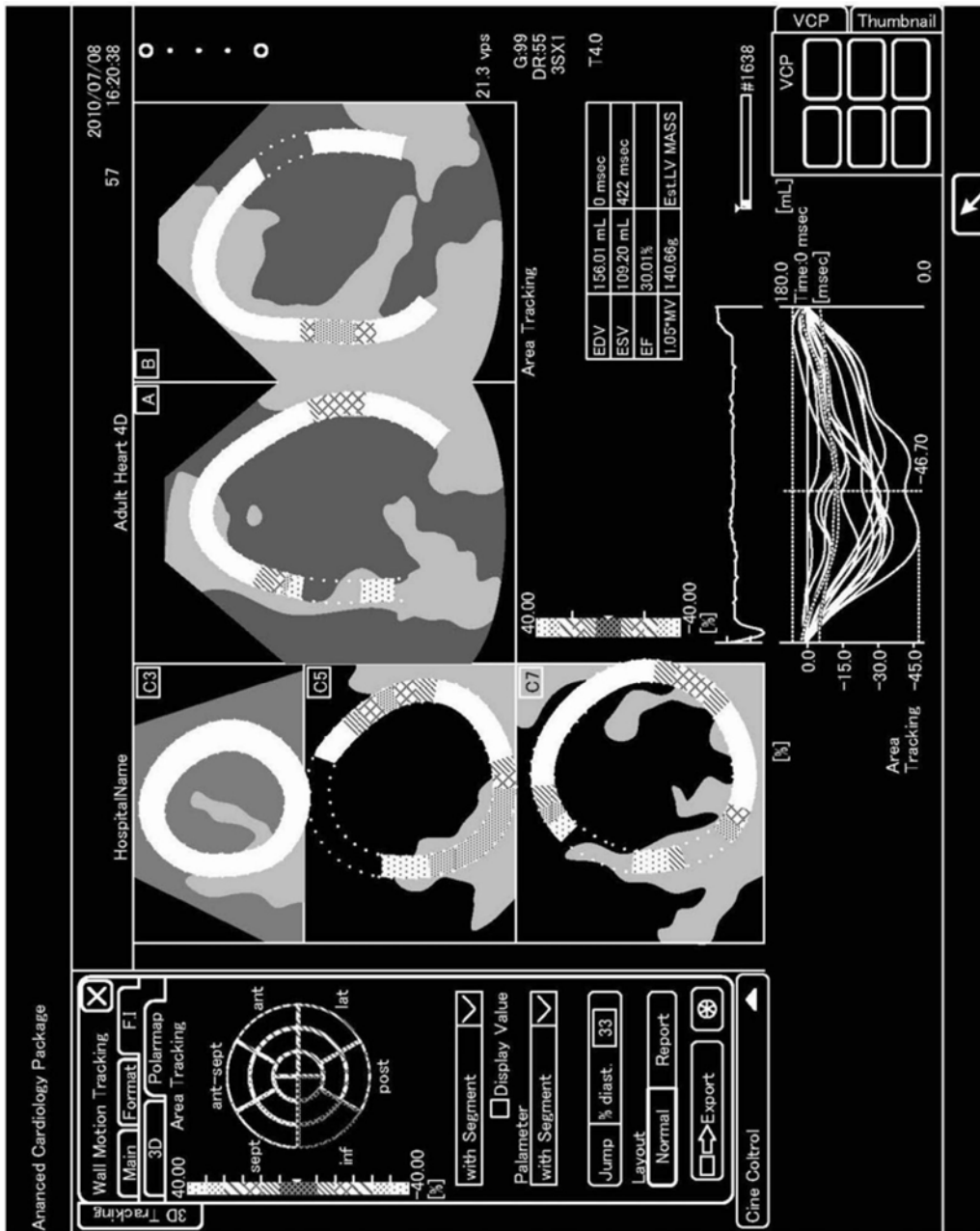


图4

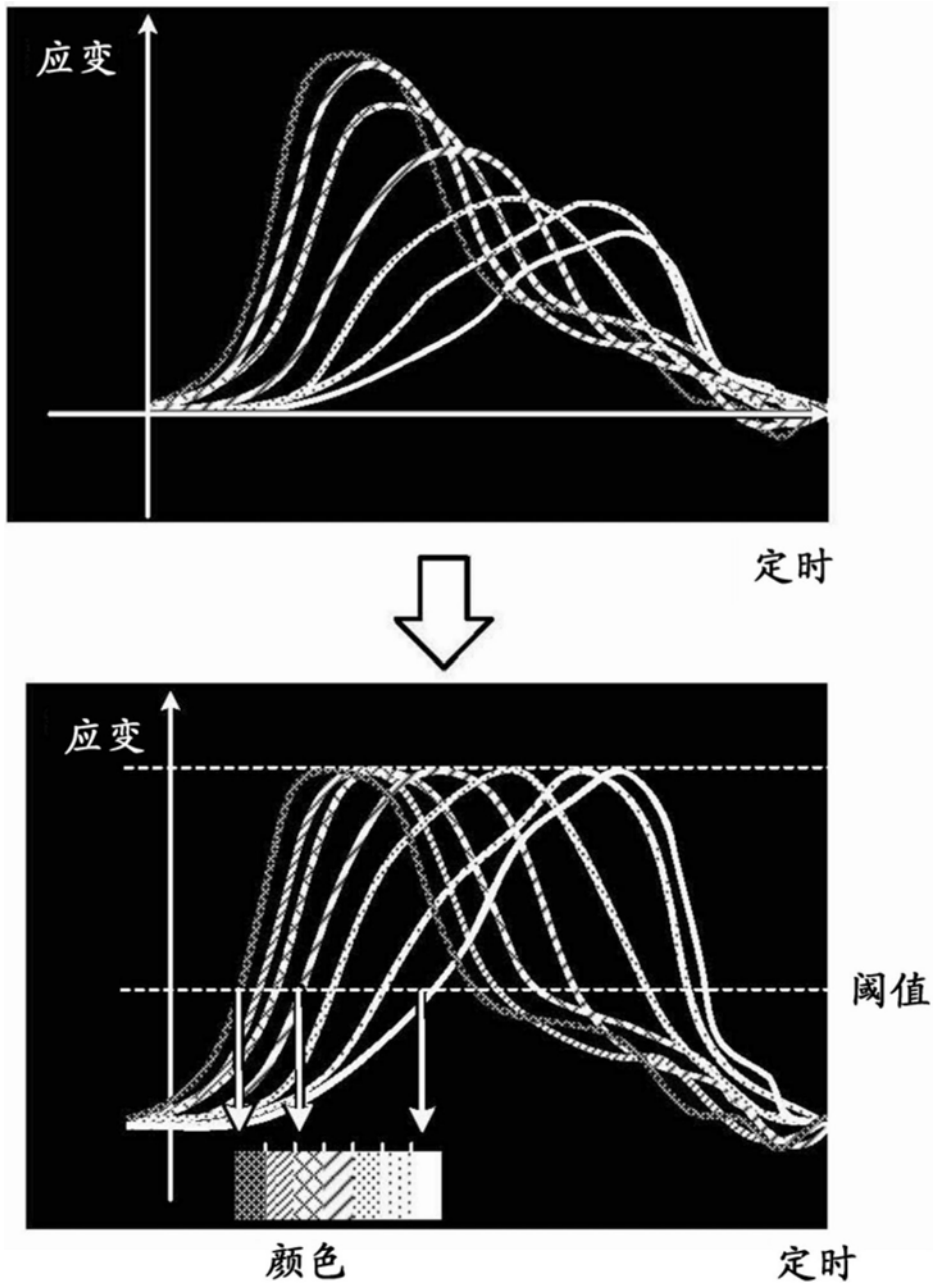


图5A

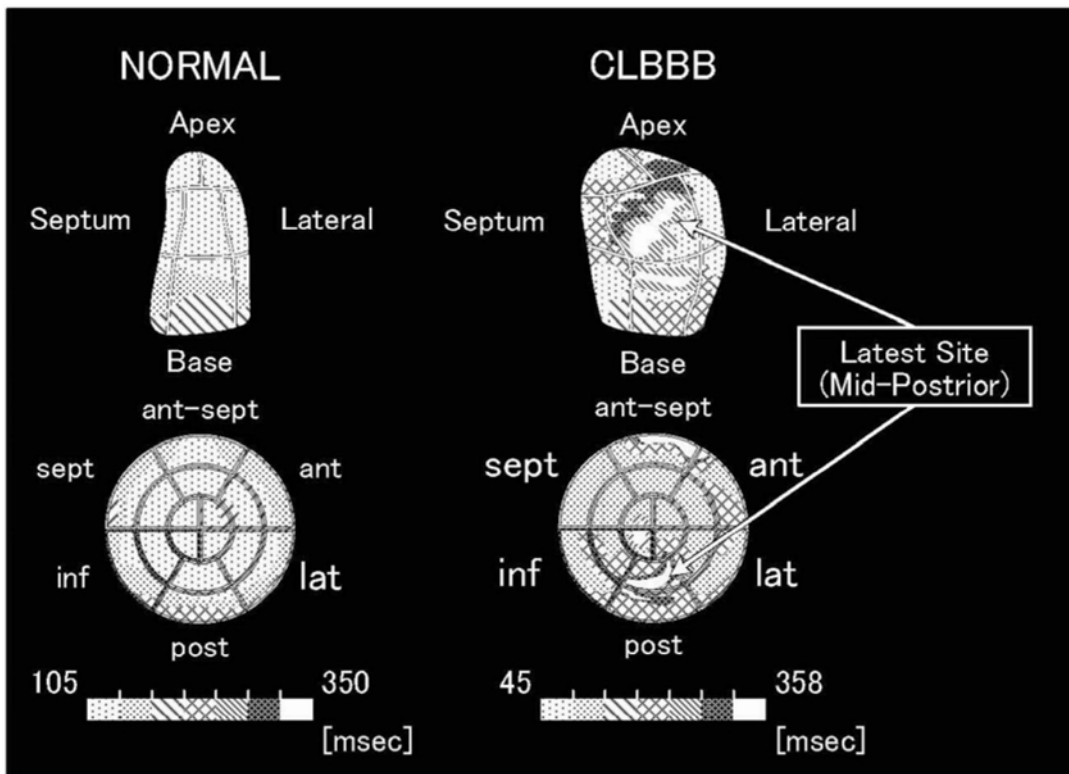


图5B

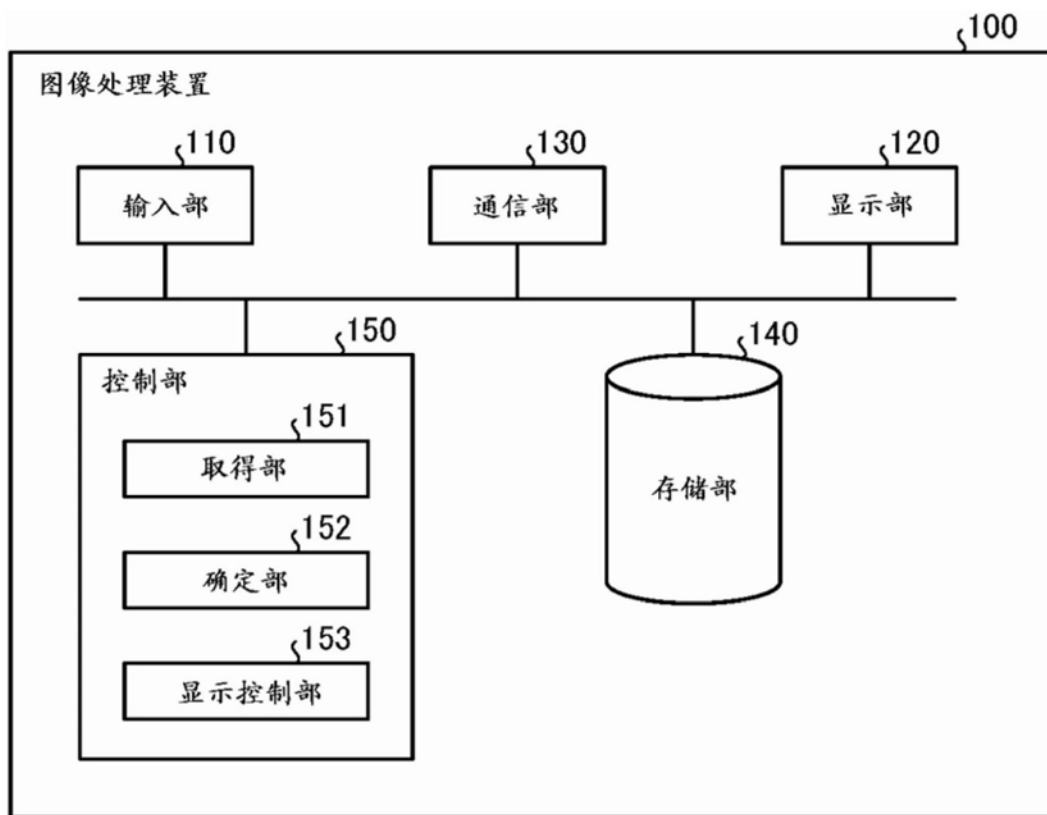


图6

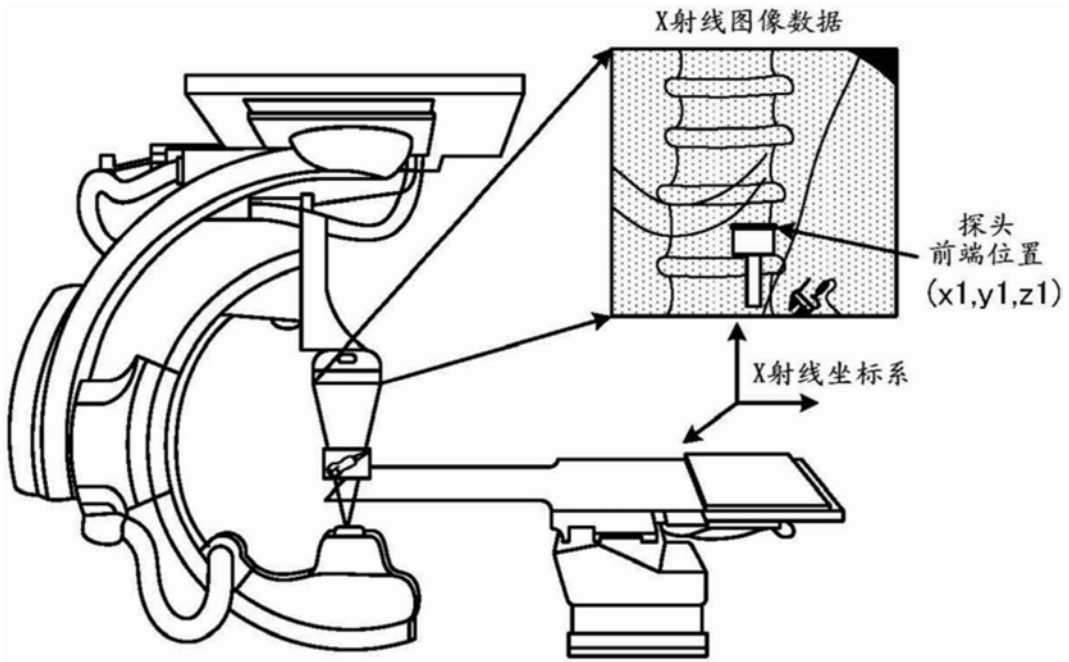


图7A

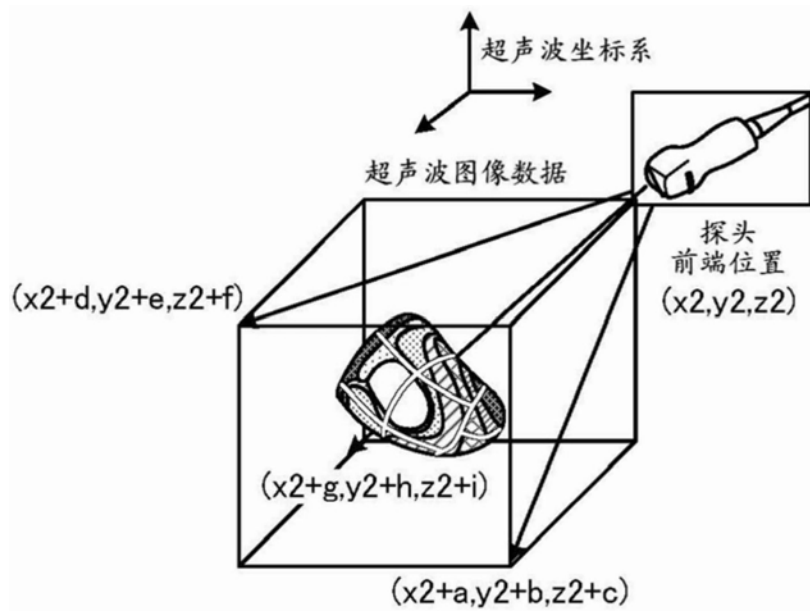


图7B

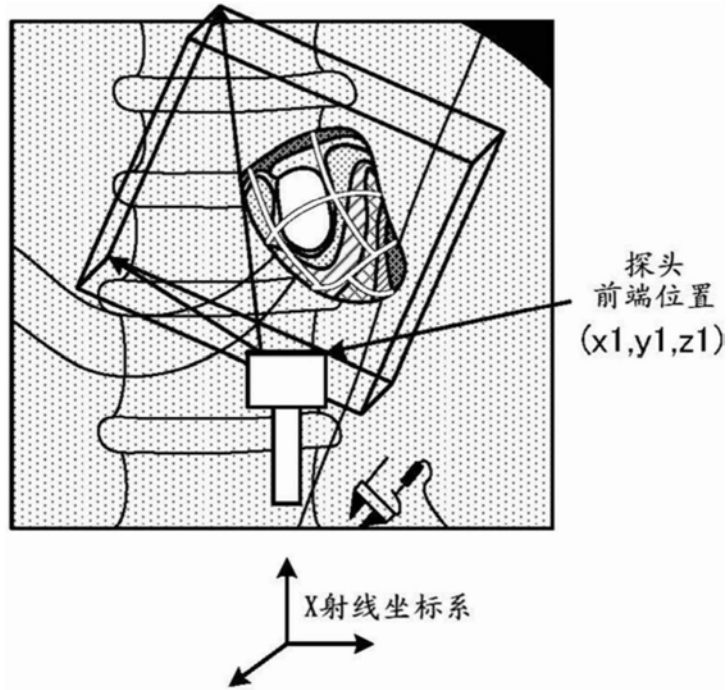


图7C

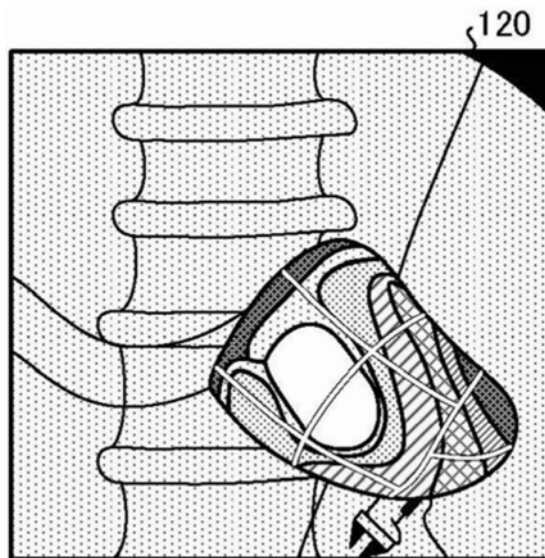


图8

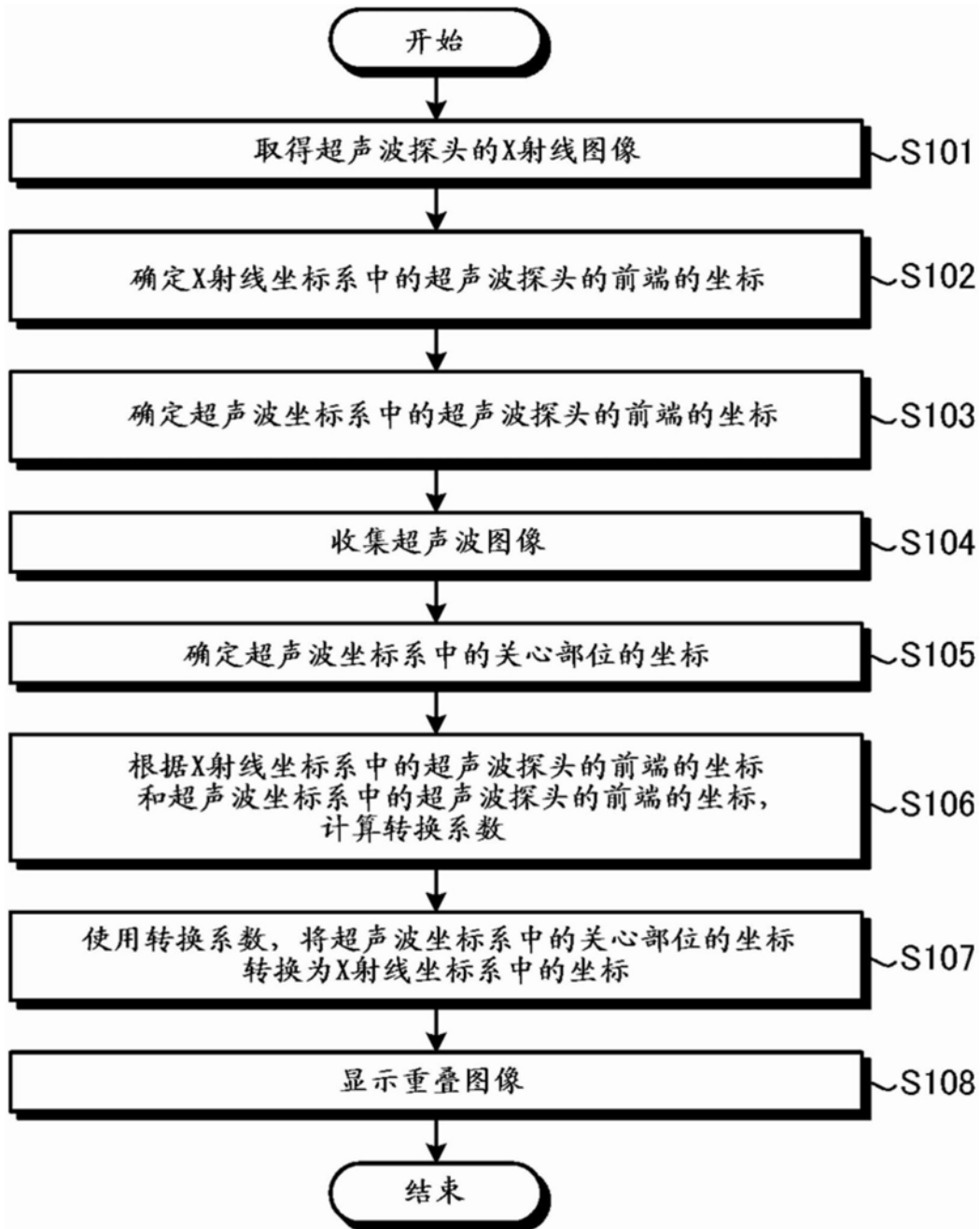


图9

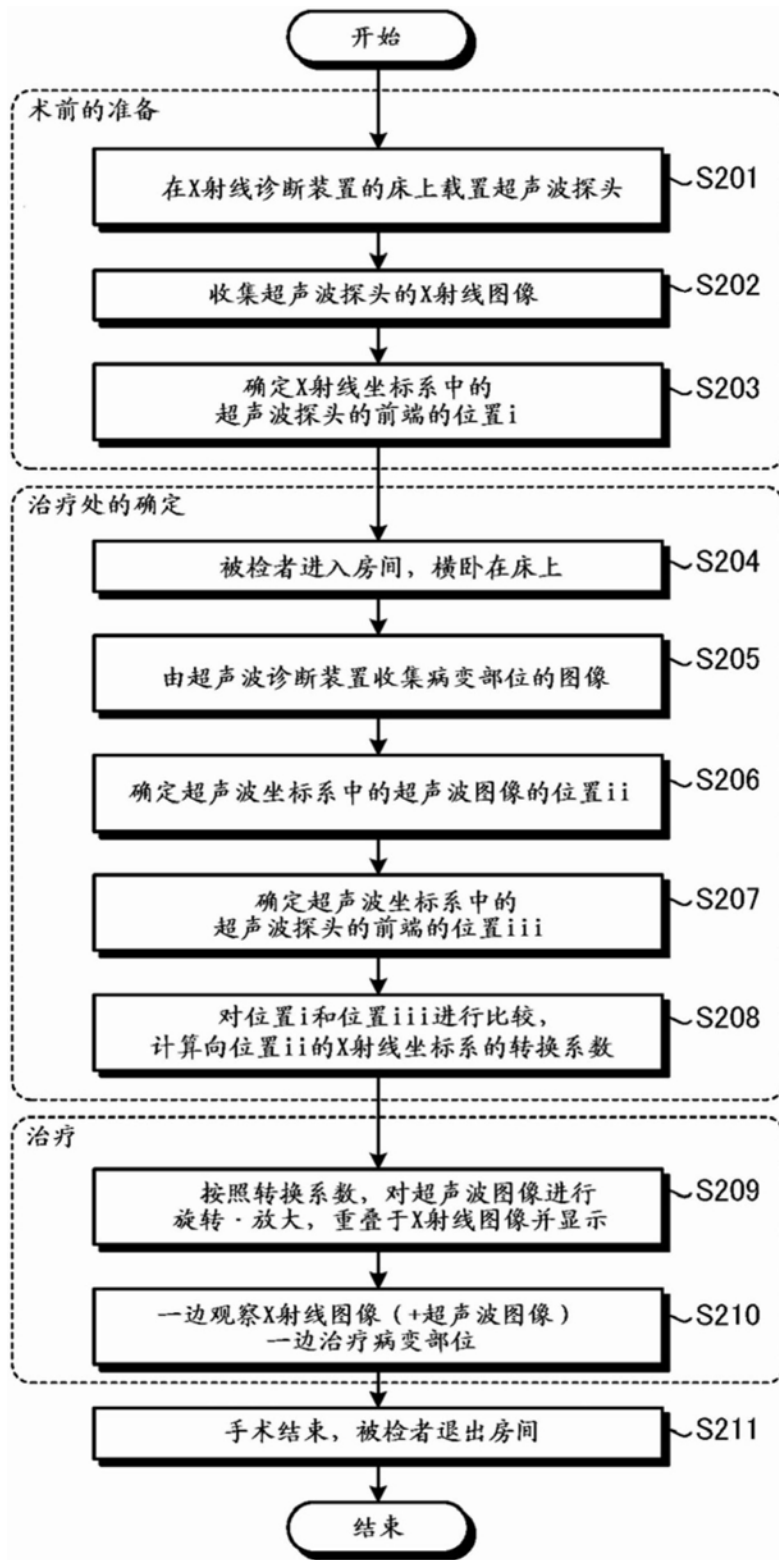


图10

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="#">CN104837405B</a>	公开(公告)日	2018-06-05
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)	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	G06T7/0012 A61B6/12 A61B6/4417 A61B6/4441 A61B6/481 A61B6/5247 A61B8/0883 A61B8/4254 A61B8/4416 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/5207 A61B8/5261 G06T2207/10116 G06T2207/10132 G06T2207/30004		
代理人(译)	李洋		
审查员(译)	牛振宇		
优先权	2012206945 2012-09-20 JP		
其他公开文献	CN104837405A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及图像处理装置、X射线诊断装置以及位置对准方法。实施方式的图像处理装置具备取得部和确定部。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被检体扫描的扫描空间的相对位置的信息。并且，确定部根据由取得部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。

