



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104619255 A

(43) 申请公布日 2015. 05. 13

(21) 申请号 201380047879. 9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 09. 20

A61B 6/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 8/00(2006. 01)

2012-207497 2012. 09. 20 JP

A61B 19/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 03. 13

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/075586 2013. 09. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/046268 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 坂口卓弥 渊上航 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

公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

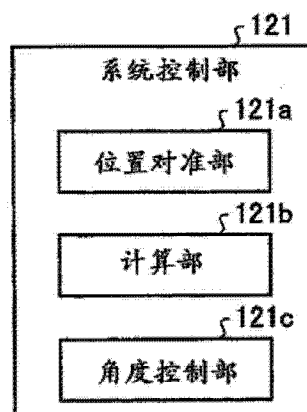
权利要求书1页 说明书13页 附图13页

(54) 发明名称

X 射线诊断装置以及臂控制方法

(57) 摘要

实施方式的 X 射线诊断装置 (100) 具备计算部 (121b) 和控制部 (121c)。计算部 (121b) 根据对被检体进行摄影的摄影空间与由超声波探头对被检体进行扫描的扫描空间的相对位置的信息, 来计算由在通过基于超声波探头的超声波的发送接收而生成的超声波图像内指定的指定位置和摄影空间中的规定的位置构成的角度。控制部 (121c) 对臂进行移动控制, 以使得以由计算部 (121b) 计算出的角度对被检体进行摄影。



1. 一种 X 射线诊断装置,其特征在于,具备:

计算部,其根据对被检体进行摄影的摄影空间与由超声波探头对上述被检体进行扫描的扫描空间的相对位置的信息,来计算由指定位置和上述摄影空间中的规定的位置构成的角度,上述指定位置是在通过基于上述超声波探头的超声波的发送接收而生成的超声波图像内被指定的位置;和

控制部,其对臂进行移动控制,以使得以由上述计算部计算出的角度对上述被检体进行摄影。

2. 根据权利要求 1 所述的 X 射线诊断装置,其特征在于,

上述计算部将上述摄影空间中的等中心作为上述规定的位置,将上述摄影空间的中心作为上述等中心。

3. 根据权利要求 1 所述的 X 射线诊断装置,其特征在于,

上述计算部将上述摄影空间中的等中心作为上述规定的位置,计算在上述摄影空间中摄影了的多个 X 射线图像各自的图像中心的交点,将计算出的交点作为上述等中心。

4. 根据权利要求 1~3 中任一项所述的 X 射线诊断装置,其特征在于,

上述计算部计算在上述超声波图像中包含的心脏的中心与上述等中心的位置关系,

上述控制部根据由上述计算部计算出的上述位置关系,来控制上述臂和床中的至少一方,以使得上述心脏的中心和上述等中心成为大致同一位置。

5. 一种臂控制方法,其是由 X 射线诊断装置执行的臂控制方法,所述臂控制方法的特征在于,

根据对被检体进行摄影的摄影空间与由超声波探头对上述被检体进行扫描的扫描空间的相对位置的信息,来计算由指定位置和上述摄影空间中的规定的位置构成的角度,上述指定位置是在通过基于上述超声波探头的超声波的发送接收而生成的超声波图像内被指定的位置,

对臂进行移动控制,以使得以由上述计算出的角度对上述被检体进行摄影。

X 射线诊断装置以及臂控制方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及 X 射线诊断装置以及臂控制方法。

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)。该方法例如用于根据刺激传导系统的异常,对包围心室的心肌的定时会变得异常,左右的心壁不会同时地活动,心室不能按照正确的定时收缩,血液的拍出会变得不足的疾病等的治疗。

[0003] CRT 是为了使心脏同步收缩,在心脏的活动较差的部位(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 射线诊断装置摄影了的 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照定时使刺激电位流过,从而心肌按照定时收缩,控制心室的活动。然而,在上述的以往技术中,在 X 射线图像和超声波图像的重叠图像中,有时视觉识别性降低。

[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,提供一种能够抑制 X 射线图像与超声波图像的重叠图像中的视觉识别性的降低的 X 射线诊断装置以及臂控制方法。

[0009] 一实施方式的 X 射线诊断装置具备计算部和控制部。计算部根据对被检体进行摄影的摄影空间与由超声波探头对上述被检体进行扫描的扫描空间的相对位置的信息,来计算由指定位置和上述摄影空间中的规定的位置构成的角度,上述指定位置是在通过基于上述超声波探头的超声波的发送接收而生成的超声波图像内被指定的位置。控制部对臂进行移动控制,以使得以由上述计算部计算出的角度对上述被检体进行摄影。

附图说明

[0010] 图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的系统的结构的一个例子的图。

[0011] 图 2 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构图。

[0012] 图 3 是基于第 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。

[0013] 图 4A 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。

[0014] 图 4B 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。

[0015] 图 5 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。

- [0016] 图 6 是表示第 1 实施方式所涉及的系统控制部的结构的一个例子的图。
- [0017] 图 7 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的位置对准部的处理的一个例子的图。
- [0018] 图 8 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的计算部的处理的一个例子的图。
- [0019] 图 9A 使用以由第 1 实施方式所涉及的角度控制部控制的角度摄影了的 X 射线图像的融合图像的一个例子的图。
- [0020] 图 9B 是表示使用不接受第 1 实施方式所涉及的角度控制部的控制而摄影了的 X 射线图像的融合图像的一个例子的图。
- [0021] 图 10 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的计算部的角度的更新处理的一个例子的图。
- [0022] 图 11 是表示基于第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置的处理的步骤的流程图。
- [0023] 图 12 是用于说明基于第 2 实施方式所涉及的计算部的处理的一个例子的图。
- [0024] 图 13 是表示基于第 2 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置的处理的步骤的流程图。
- [0025] 图 14 是表示基于第 3 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置的处理的步骤的流程图。

具体实施方式

[0026] (第 1 实施方式)

[0027] 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 X 射线诊断装置的系统为一个例子进行说明。图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的系统的结构的一个例子的图。

[0028] 如图 1 所示,第 1 实施方式所涉及的系统 1 具有 X 射线诊断装置 100、图像保管装置 200、以及超声波诊断装置 300。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),成为能够直接地、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。

[0029] 在该系统 1 中, X 射线诊断装置 100 以及超声波诊断装置 300 根据各个技师的操作收集 X 射线图像以及超声波图像。并且, X 射线诊断装置 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准确地放置电极。

[0030] 图像保管装置 200 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 200 将从超声波诊断装置 300 发送的超声波图像等保存于存储部,对其进行保管。即,第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 100 可以从超声波诊断装置 300 直接接收图像数据,或者也可以取得暂时存储于图像保管装置 200 的图像。

[0031] 首先,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 2 进行说明。图 2 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 2 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。

[0032] 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 所具有的发送接收部 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

波转换成电气信号。另外,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。

[0033] 当从超声波探头 320 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,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依存于反射超声波的不连续面中的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲被正在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,依存于相对于移动体的超声波发送方向的速度分量,并受到频移。

[0034] 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 或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 320,来三维地对被检体 P 进行扫描。

[0035] 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要求,向装置主体 310 转送所接受的各种设定要求。例如,输入装置 330 接受超声波图像与 X 射线图像等的位置对准所涉及的各种操作。

[0036] 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),或者以并列的方式显示在装置主体 310 中生成的超声波图像和 X 射线 CT 图像等。

[0037] 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,以自装置为中心向外侧形成磁场。位置传感器 352 通过接收基准信号,从而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,并将检测到的磁场的信息转换成信号,向控制装置 353 输出。

[0038] 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,在安装于超声波探头 320 的位置传感器 352 能够准确地检测发射器 351 的磁场的磁场区域内进行被检体 P 的诊断。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,但实施方式并不局限于此。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、或照相机等。

[0039] 心电图扫描仪 360 与装置主体 310 连接,取得进行超声波扫描的被检体 P 的心电波形(ECG:Electrocardiogram)。心电图扫描仪 360 将所取得的心电波形以及时间信息发送至装置主体 310。

[0040] 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。

[0041] 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,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 320 发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,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。

[0042] 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。放大器电路将反射波信号在每个通道放大进行增益校正处理,A/D 转换器赋予将增益校正后的反射波信号进行 A/D 转换并确定接收指向性所需的延迟时间,加法器对由 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,来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量被强调。

[0043] 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,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。特别是,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实现。另外,发送接收部 311 还能够在每 1 帧或者速率,发送并接收不同的波形。

[0044] 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)。

[0045] 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)。

[0046] 图像生成部 314 根据 B 模式处理部 312 生成的 B 模式数据、多普勒处理部 313 生成的多普勒数据生成超声波图像。具体而言,图像生成部 314 通过将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换)成视频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、多普勒数据生成显示用的超声波图像(B 模式图像或多普勒图像)。在此,图像生成部 314 将从心电图扫描仪 360 接收到的心电波形以及时间信息与所生成的各超声波图像建立对应,并保存在图像存储器 315 中。

[0047] 图像存储器 315 存储由图像生成部 314 生成的造影像或组织像等图像数据。另外,图像存储器 315 根据需要存储紧接经由发送接收部 311 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 所存储的图像数据的数据形式也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。

[0048] 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要求或从内部存储部 317 读入的各种控制程序以及各种设定信息,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,或者进行控制,以使得将图像存储器 315 存储的超声波图像等显示于显示器 340。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)。

[0049] 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程序、诊断信息(例如,患者 ID、医师的意见)、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。

[0050] 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 控制相对于控制部 316 的控制装置 353 所取得的位置信息的转送。

[0051] 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)摄影了的多个体数据(体数据组)。

[0052] 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。

[0053] 图 3 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 3 的左侧所示,体数据处理部 319 能够生成相对于 Polar-map 像,将特殊区域通过“时间相位保持型的显示方法”重叠的重叠图像。另外,图 3 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。

[0054] 另外,如图 3 的下侧所示,与时间相位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和每个 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 3 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 按照将 16 划分的各个平均运动信息的时间变化曲线按照每个划分进行分割的色调进行着色,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。

[0055] 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 3 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间相位保持型重叠的图像的合成图像。另外,在图 3 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间相位保持型重叠的图像的合成图像。

[0056] 另外,在图 3 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间相位保持型重叠的图像的合成图像。另外,在图 3 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间相位保持型重叠的图像的合成图像。另外,在图 3 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间相位保持型重叠的图像的合成图像。

[0057] 另外,在图 3 所示的一个例子中,与彩色条以及心电波形一起,各种的运动信息的

值显示为表。图 3 所示的 EDV 是舒张末期 (ED: end diastole) 时间相位的心内腔的体积。在图 3 所示的一个例子中, 示出 EDV 为“156.01mL”, 舒张末期 (基准时间相位) 的时间为“0msec”的情况。另外, 图 3 所示的 ESV 是收缩末期 (ES: end systole) 时间相位的心内腔的体积。在图 3 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。

[0058] 另外, 图 3 所示的 EF 是根据 EDV 以及 ESV 定义的射血分数。在图 3 所示的一个例子中, 示出 EF 为“30.01%”的情况。另外, 图 3 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 3 所示的一个例子中, 示出“ $1.05 \times MV$ ”为“140.66g”的情况。另外, 在图 3 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”。

[0059] 作为运动信息, 体数据处理部 319 也可以计算局部的面积的变化率 (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 4A 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 4A 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。

[0060] 图 4B 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 4B 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 4B 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 像重叠色调的重叠图像。在此, 在 CLBBB 中, 示出非同步部位 (Latest Site)。

[0061] 接着, 针对第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 100 的结构进行说明。图 5 是表示第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 100 的结构的一个例子的图。如图 5 所示, 第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 100 具备 X 射线高压装置 111、X 射线管 112、X 射线光阑装置 113、台板 114、C 形臂 115、X 射线检测器 116。另外, 第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 100 具有 C 形臂旋转・移动机构 117、台板移动机构 118、C 形臂・台板机构控制部 119、光阑控制部 120、系统控制部 121、输入部 122、显示部 123。另外, 第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 100 具有图像数据生成部 124、图像数据存储部 125、图像处理部 126、心电图扫描仪 127。

[0062] X 射线高压装置 111 在系统控制部 121 的控制下, 产生高压, 并将所产生的高压向 X 射线管 112 供给。X 射线管 112 使用从 X 射线高压装置 111 供给的高压产生 X 射线。

[0063] X 射线光阑装置 113 在基于光阑控制部 120 的控制下, 使 X 射线管 112 所产生的 X 射线会聚, 对被检体 P 的有关区域选择地照射。例如, X 射线光阑装置 113 具有能够滑动的 4 个光阑叶片。X 射线光阑装置 113 在光阑控制部 120 的控制下, 通过使这些光阑叶片滑动, 从而会聚 X 射线管 112 所产生的 X 射线向被检体 P 照射。台板 114 是载置被检体 P 的床板, 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 100。

[0064] X 射线检测器 116 检测透过被检体 P 的 X 射线。例如, X 射线检测器 116 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 124 发送。

[0065] C 形臂 115 保持 X 射线管 112、X 射线光阑装置 113 以及 X 射线检测器 116。X 射线管 112 以及 X 射线光阑装置 113 和 X 射线检测器 116 被配置成通过 C 形臂 115 隔着被检体 P 对置。

[0066] C 形臂旋转・移动机构 117 是用于使 C 形臂 115 旋转以及移动的机构,台板移动机构 118 是用于使台板 114 移动的机构。C 形臂・台板机构控制部 119 是在基于系统控制部 121 的控制下,控制 C 形臂旋转・移动机构 117 以及台板移动机构 118,从而调整 C 形臂 115 的旋转或移动、台板 114 的移动。光阑控制部 120 在基于系统控制部 121 的控制下,调整 X 射线光阑装置 113 所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。

[0067] 心电图扫描仪 127 取得安装有未图示的端子的被检体 P 的心电波形 (ECG : Electrocardiogram),并将所取得的心电波形和时间信息一起向图像数据生成部 124 以及图像处理部 126 发送。

[0068] 图像数据生成部 124 使用由 X 射线检测器 116 从 X 射线转换出的电气信号生成 X 射线图像,并将所生成的 X 射线图像保存在图像数据存储部 125 中。例如,图像数据生成部 124 对从 X 射线检测器 116 接收到的电气信号,进行电流・电压转换、A(Analog)/D(Digital) 转换、或并联 - 串联转换,生成 X 射线图像。

[0069] 在此,图像数据生成部 124 生成对注入有造影剂的被检体 P 的心脏沿着时间序列进行摄影而得到的多个 X 射线图像。并且,图像数据生成部 124 将生成的 X 射线图像保存在图像数据存储部 125 中,但本实施例中的图像数据生成部 124 将从心电图扫描仪 127 接收到的心电波形以及时间信息与所生成的各 X 射线图像建立对应,保存在图像数据存储部 125 中。

[0070] 图像数据存储部 125 存储由图像数据生成部 124 生成的 X 射线图像。例如,图像数据存储部 125 将由图像数据生成部 124 生成的 X 射线图像与摄影时间以及摄影时间中的心电波形建立对应来存储。图像处理部 126 对图像数据存储部 125 所存储的图像数据进行各种图像处理。例如,图像处理部 126 通过对图像数据存储部 125 所存储的沿着时间序列的多个 X 射线图像进行处理来生成动态图像。

[0071] 输入部 122 从操作 X 射线诊断装置 100 的医师或技师等操作者接受各种指示。例如,输入部 122 具有鼠标、键盘、按钮、轨迹球、操纵杆等。输入部 122 将从操作者接受的指示向系统控制部 121 转送。例如,输入部 122 接受用于使 X 射线诊断装置 100 的电源成为 ON 的状态的指示。

[0072] 显示部 123 显示用于接受操作者的指示的 GUI(Graphical User Interface) 或图像数据存储部 125 所存储的图像数据等。例如,显示部 123 具有显示器。另外,显示部 123 也可以具有多个显示器。

[0073] 系统控制部 121 控制 X 射线诊断装置 100 整体的动作。例如,系统控制部 121 按照从输入部 122 转送的操作者的指示控制 X 射线高电压装置 111,调整向 X 射线管 112 供给的电压,从而控制对被检体 P 照射的 X 射线量或接通 / 断开。另外,例如,系统控制部 121 按照操作者的指示控制 C 形臂・台板机构控制部 119,调整 C 形臂 115 的旋转或移动、台板 114 的移动。另外,例如,系统控制部 121 按照操作者的指示控制光阑控制部 120,调整 X 射

线光阑装置 113 所具有的光阑叶片的开度,来控制对被检体 P 照射的 X 射线的照射范围。

[0074] 另外,系统控制部 121 按照操作者的指示,控制基于图像数据生成部 124 的图像数据生成处理或基于图像处理部 126 的图像处理、分析处理等。另外,系统控制部 121 进行控制,以使得将用于接受操作者的指示的 GUI 或图像数据存储部 125 所存储的图像等显示于显示部 123 的显示器。

[0075] 在此,在本实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 100 中,实施 CRT。在 CRT 中,例如,根据图 4B 所示的重叠图像确定非同步部位,参照使用有造影剂的 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,有时医师根据感觉进行手术,有时会将电极留置在错误的位置。因此,通过使超声波的重叠图像进一步重叠显示于 X 射线图像中的非同步部位,从而准确地留置电极。此时,根据 X 射线图像以及超声波图像重叠的朝向有时不能从正面观察非同步部位,X 射线图像以及超声波图像的视觉识别性降低。

[0076] 因此,本实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 100 通过以下详细地说明的系统控制部 121 的控制,从而能够抑制 X 射线图像和超声波图像的重叠图像中的视觉识别性的降低。另外,以下,将 X 射线图像与超声波图像的重叠图像记作融合(Fusion)图像。

[0077] 图 6 是表示第 1 实施方式所涉及的系统控制部 121 的结构的一个例子的图。如图 6 所示,系统控制部 121 具有位置对准部 121a、计算部 121b、以及角度控制部 121c,控制对 X 射线图像摄影时的臂的角度,以使得能够在融合图像中从正面观察非同步部位。

[0078] 位置对准部 121a 执行使 X 射线图像和超声波图像重叠时的位置对准。具体而言,位置对准部 121a 根据作为对 X 射线图像摄影的空间中的坐标的 X 射线坐标系与作为对超声波图像摄影的空间中的坐标的超声波坐标系的相对的位置关系将各坐标系建立关联。图 7 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的位置对准部 121a 的处理的一个例子的图。

[0079] 例如,如图 7 所示,位置对准部 121a 确定 X 射线坐标系中的超声波坐标系的位置。即,位置对准部 121a 确定收集超声波图像的坐标空间相当于 X 射线坐标系的何处。由此,位置对准部 121a 能够明确治疗处位于 X 射线坐标系的何处,从哪一角度观察位于图像的正面。在此,作为基于位置对准部 121a 的位置对准的方法,例如,列举以下的三个方法。

[0080] 首先,作为第 1 方法,是使用位置传感器的方法。例如,安装有位置传感器 352 的超声波探头 320 由 X 射线诊断装置 100 进行摄影。位置对准部 121a 根据摄影了的 X 射线图像所包含的超声波探头 320 的位置计算 X 射线坐标系中的超声波探头 320 的坐标。另外,位置对准部 121a 从超声波诊断装置 300 取得对 X 射线图像摄影时的位置传感器 352 的位置信息。即,位置对准部 121a 取得对 X 射线图像摄影时的超声波坐标系中的超声波探头 320 的坐标。

[0081] 位置对准部 121a 通过将 X 射线坐标系中的超声波探头 320 的坐标和对 X 射线图像摄影时的超声波坐标系中的超声波探头 320 的坐标建立关联,来确定 X 射线坐标系中的超声波坐标系的位置。由此,位置对准部 121a 能够计算在超声波图像中确定的治疗处的 X 射线坐标系中的坐标。

[0082] 另外,作为第 2 方法,是使用界标的方法。例如,观察者将在 X 射线图像中能够识别的部分在超声波图像上设定为界标。位置对准部 121a 使用在超声波图像中设定的界标和相当于 X 射线图像上的界标的位置,将超声波图像和 X 射线图像位置对准。列举一个例

子,将超声波图像中的心室的壁设定界标。位置对准部 121a 使用造影得到的 X 射线图像和设定了界标的超声波图像,将 X 射线坐标系和超声波坐标系位置对准。

[0083] 另外,作为第 3 方法,是使用 CT 图像的方法。例如,位置对准部 121a 通过将超声波图像和 CT 图像位置对准,确定 CT 坐标系中的超声波坐标系的位置。另外,位置对准部 121a 通过将 X 射线图像和 CT 图像位置对准,从而确定 CT 坐标系中的 X 射线坐标系的位置。并且,位置对准部 121a 根据 CT 坐标系中的超声波坐标系的位置和 CT 坐标系中的 X 射线坐标系的位置,确定 X 射线坐标系中的超声波坐标系的位置。

[0084] 如上所述,位置对准部 121a 通过确定 X 射线坐标系中的超声波坐标系的位置,从而能够准确地计算在超声波图像中确定的治疗处在 X 射线图像中位于何处。另外,上述的位置对准的方法仅仅是一个例子,实施方式并不局限于此。即,如果是能够确定 X 射线坐标系中的超声波坐标系的位置的方法,则能够使用任何方法。

[0085] 返回到图 6,计算部 121b 根据对被检体进行摄影的摄影空间和对被检体由超声波探头进行扫描的扫描空间的相对位置的信息,计算由在通过基于超声波探头的超声波的发送接收而生成的超声波图像内指定的指定位置和摄影空间中的规定的位置构成的角度。具体而言,计算部 121b 根据由位置对准部 121a 位置对准后的 X 射线图像和超声波图像计算 X 射线坐标系中的非同步部位(治疗处)的坐标。并且,计算部 121b 计算连结计算出的治疗处的坐标和规定的位置的直线,并计算所计算出的直线的角度。

[0086] 在此,计算部 121b 将等中心作为规定的位置,将摄影空间的中心作为等中心。列举一个例子,计算部 121b 计算在摄影空间中摄影了的多个 X 射线图像各自的图像中心的交点,将计算出的交点作为等中心。图 8 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的计算部 121b 的处理的一个例子的图。另外,在图 8 中,示出由位置对准部 121a 位置对准后 2 个 X 射线图像和超声波图像的之后的处理。

[0087] 例如,如图 8 所示,计算部 121b 计算从 X 射线图像 10 的 X 射线源到图像中心 11 的直线和从 X 射线图像 20 的 X 射线源到图像中心 21 的直线。并且,计算部 121b 将计算出的 2 根直线的交点作为等中心 30。并且,计算部 121b 计算连结在超声波图像上指定的治疗处 40 的 X 射线坐标系中的坐标和等中心 30 的坐标的直线 50,计算所计算出的直线 50 的角度。

[0088] 返回到图 6,角度控制部 121c 控制臂,以使得以由计算部 121b 计算出的角度对被检体进行摄影。具体而言,角度控制部 121c 控制 C 形臂・台板机构控制部 119,以连结 X 射线管 112 和 X 射线检测部 116 的直线以及角度与所计算出的直线以及角度一致的方式控制 C 形臂 115。例如,角度控制部 121c 控制 C 形臂・台板机构控制部 119,以使得 X 射线管 112 以及 X 射线检测部 116 位于图 8 的直线 50 的两端。

[0089] 图 9A 是表示使用以由第 1 实施方式所涉及的角度控制部 121c 控制的角度摄影了的 X 射线图像的融合图像的一个例子的图。例如,如图 9A 所示,使用通过由角度控制部 121c 控制的 C 形臂 115 摄影了的 X 射线图像的融合图像成为被重叠的超声波图像上的非同步部位 40 在正面观察的图像。从而,在该融合图像中,能够使观察者清晰地把握在 X 射线图像中造影的血管 60 与非同步部位 40 的位置关系,例如,能够准确地执行 CRT 中的电极留置。

[0090] 另一方面,当不接受基于本实施方式所涉及的系统控制部 121 的控制时,有时不能从正面观察非同步部位,融合图像的视觉识别性降低。图 9B 是表示使用不接受基于第 1

实施方式所涉及的角度控制部 121c 的控制而摄影了的 X 射线图像的融合图像的一个例子的图。

[0091] 例如,如图 9B 所示,在使用不接受基于第 1 实施方式所涉及的角度控制部 121c 的控制而摄影的 X 射线图像的融合图像中,非同步部位 40 位于侧面,使观察者无法明确地把握在 X 射线图像中造影的血管 60 与非同步部位 40 的位置关系。

[0092] 这样,第 1 实施方式所涉及的系统控制部 121 以连结非同步部位(治疗处)和等中心的直线的角度对 X 射线图像摄影,生成融合图像,从而能够显示能够从正面观察非同步部位(治疗处)的融合图像。其结果,能够抑制融合图像中的视觉识别性的降低。

[0093] 在此,例如,当观察 CRT 的电极留置所涉及的融合图像时,存在变更床的位置的情况等。此时,将变更 X 射线坐标系与超声波坐标系的位置关系。当变更 X 射线坐标系与超声波坐标系的位置关系时,第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 100 更新 C 形臂的角度。

[0094] 在上述的情况下,计算部 121b 通过使用床移动的移动量校正 X 射线坐标系的坐标,更新 X 射线坐标系与超声波坐标系的位置关系,更新 C 形臂的角度。图 10 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的计算部 121b 的角度的更新处理的一个例子的图。

[0095] 例如,如图 10 的 (A) 所示,在将 X 射线坐标系的中心作为等中心在与治疗处之间计算角度的状态下,当移动床时,如图 10 的 (B) 所示,计算部 121b 根据床的移动量使 X 射线坐标系移动。并且,计算部 121b 计算移动后的 X 射线坐标系中的等中心与治疗处之间的角度,更新为新的角度。

[0096] 接着,针对第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 100 的处理的步骤进行说明。图 11 是表示基于第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 100 的处理的步骤的流程图。另外,在图 11 中,示出 X 射线诊断装置 100 取得超声波图像之后的处理。

[0097] 如图 11 所示,在第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 100 中,位置对准部 121a 对确定了治疗处的超声波图像和 X 射线图像进行位置对准(步骤 S101)。并且,计算部 121b 根据由位置对准部 121a 位置对准后的 X 射线坐标系和超声波坐标系,计算 X 射线坐标系中的治疗处的坐标(步骤 S102)。

[0098] 之后,计算部 121b 计算连结所计算出的治疗处的坐标和等中心的坐标的直线(步骤 S103),并确定 C 形臂的角度(步骤 S104)。并且,角度控制部 121c 根据所确定的角度,使 C 形臂旋转(步骤 S105),结束处理。

[0099] 如上所述,根据第 1 实施方式,计算部 121b 根据对被检体进行摄影的摄影空间和对被检体由超声波探头 320 进行扫描的扫描空间的相对位置的信息,计算由在通过基于超声波探头 320 的超声波的发送接收而生成的超声波图像内指定的治疗处和摄影空间中的等中心的位置构成的角度。并且,角度控制部 121c 控制 C 形臂 115,以使得由计算部 121b 计算的角度对被检体进行摄影。从而,第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 100 能够显示能够在正面观察治疗处的融合图像,能够抑制融合图像中的视觉识别性的降低。

[0100] 另外,根据第 1 实施方式,计算部 121b 将摄影空间的中心作为等中心。从而,第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 100 能够容易地计算由治疗处和等中心形成的角度。

[0101] 另外,根据第 1 实施方式,计算部 121b 计算在摄影空间中摄影了的多个 X 射线图像各自的图像中心的交点,将计算出的交点作为等中心。从而,第 1 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 100 能够容易地确定等中心的位置。

[0102] (第2实施方式)

[0103] 在上述的第1实施方式中,针对将多个X射线图像的中心的交点作为等中心的情况进行了说明。在第2实施方式中,针对使等中心的位置移动到心脏的中心的的情况进行说明。即,在第2实施方式所涉及的X射线诊断装置100中,从多个X射线图像中提取等中心的坐标,移动C形臂或床,以使得心脏的中心位于提取出的坐标。

[0104] 第2实施方式所涉及的计算部121b计算超声波图像所包含的心脏的中心与等中心的位置关系。具体而言,计算部121b基于由超声波诊断装置300取得的心室的信息,取得超声波坐标系中的心脏的中心的坐标。并且,计算部121b根据取得的坐标,计算移动量,以使得等中心成为心脏的中心。另外,所谓由超声波诊断装置300取得的心室的信息例如是指心尖部四腔断面,计算部121b将心尖部四腔断面的中央(例如,重心)作为心脏的中心来取得。在此,所使用的断面像并不局限于心尖部四腔断面,也可以使用其他的心尖部断面或上腹部断面。另外,也可以将表示治疗处的图像所包含的心脏的短轴的中心作为心脏的中心。

[0105] 图12是用于说明基于第2实施方式所涉及的计算部121b的处理的一个例子的图。例如,如图12的(A)所示,计算部121b取得超声波坐标系中的心脏的中心的坐标,计算X射线坐标系中的心脏的中心的坐标。并且,计算部121b计算从等中心的坐标到X射线坐标系中的心脏的中心的坐标的移动量。即,如图12的(B)所示,计算部121b计算用于使等中心的坐标和心脏的中心的坐标重叠的移动量。

[0106] 第2实施方式所涉及的角度控制部121c控制C形臂115以及床中的至少一方,以使得根据由计算部121b计算出的位置关系,心脏的中心和等中心成为大致同一位置。具体而言,角度控制部121c使C形臂115以及床中的至少一方只移动由计算部121b计算出的移动量。

[0107] 接着,针对第2实施方式所涉及的X射线诊断装置100的处理的步骤进行说明。图13是表示基于第2实施方式所涉及的X射线诊断装置100的处理的步骤的流程图。另外,在图13中,示出X射线诊断装置100取得超声波图像之后的处理。

[0108] 如图13所示,在第2实施方式所涉及的X射线诊断装置100中,位置对准部121a将确定治疗处的超声波图像和X射线图像位置对准(步骤S201)。并且,计算部121b根据心脏的中心与等中心的位置关系,计算等中心成为心脏的中心的移动量(步骤S202)。并且,角度控制部121c使C形臂115以及床中的至少一方只移动计算出的移动量,并移动坐标,以使得等中心成为心脏的中心(步骤S203)。

[0109] 之后,计算部121b根据由位置对准部121a位置对准后的X射线坐标系和超声波坐标系,计算X射线坐标系中的治疗处的坐标(步骤S204)。之后,计算部121b计算连结计算出的治疗处的坐标和等中心的坐标的直线(步骤S205),确定C形臂的角度(步骤S206)。并且,角度控制部121c根据所确定的角度,使C形臂旋转(步骤S207),结束处理。

[0110] 如上所述,根据第2实施方式,计算部121b计算超声波图像所包含的心脏的中心和等中心的位置关系。角度控制部121c根据由计算部121b计算出的位置关系,控制C形臂115以及床中的至少一方,以使心脏的中心和等中心成为大致同一位置。从而,第2实施方式所涉及的X射线诊断装置100能够通过通常从心脏的壁朝向内部的图像显示融合图像,能够抑制融合图像的视觉识别性的降低。

[0111] 例如,当等中心位于与治疗处大致相同的位置,等中心位于治疗处的附近(例如,同一面上)时,有时间相位对于心肌不显示垂直方向的图像,而在与心肌平行的方向显示融合图像。第2实施方式所涉及的X射线诊断装置100能够避免这样的情况,通常对心肌显示垂直方向(从心脏的壁朝向内部的方向)的融合图像。换言之,第2实施方式所涉及的X射线诊断装置100通常能够在大的面上观察心肌。

[0112] (第3实施方式)

[0113] 在上述的第1以及第2实施方式中,针对计算由治疗处和等中心构成的角度的情况进行了说明。在第3实施方式中,针对计算由治疗处和心脏中心构成的角度的情况进行说明。

[0114] 第3实施方式所涉及的计算部121b分别计算X射线坐标系中的治疗处以及心脏中心的位置。具体而言,计算部121b根据由位置对准部121a位置对准后的X射线图像和超声波图像计算X射线坐标系中的治疗处的坐标。另外,计算部121b取得超声波坐标系中的心脏中心的坐标,计算X射线坐标系中的心脏中心的坐标。并且,计算部121b计算在计算出的治疗处的坐标以及心脏中心连结坐标的直线,计算所计算出的直线的角度。

[0115] 第3实施方式所涉及的角度控制部121c控制臂,以使得以由计算部121b计算出的角度对被检体进行摄影。具体而言,角度控制部121c控制C形臂·台板机构控制部119,控制C形臂115,以使连结X射线管112和X射线检测部116的直线以及角度与所计算出的直线以及角度一致。

[0116] 接着,针对第3实施方式所涉及的X射线诊断装置100的处理的步骤进行说明。图14是表示基于第3实施方式所涉及的X射线诊断装置100的处理的步骤的流程图。另外,在图14中,示出X射线诊断装置100取得超声波图像之后的处理。

[0117] 如图14所示,在第3实施方式所涉及的X射线诊断装置100中,位置对准部121a将确定治疗处的超声波图像和X射线图像位置对准(步骤S301)。并且,计算部121b根据由位置对准部121a位置对准后的X射线坐标系和超声波坐标系,计算X射线坐标系中的治疗处的坐标(步骤S302)。另外,计算部121b计算X射线坐标系中的心脏中心的坐标(步骤S303)。

[0118] 之后,计算部121b计算连结计算出的治疗处的坐标与心脏中心的坐标的直线(步骤S304),确定C形臂的角度(步骤S305)。并且,角度控制部121c根据取得的角度,使C形臂旋转(步骤S306),结束处理。

[0119] 如上所述,根据第3实施方式,计算部121b将心脏中心作为规定的位置,计算由治疗处(指定位置)的坐标和心脏中心的坐标构成的角度。并且,角度控制部121c控制C形臂,以使得以由计算部121b计算出的角度对被检体进行摄影。从而,第3实施方式所涉及的X射线诊断装置100能够不关心等中心的位置,显示通常能够在正面观察治疗处的融合图像。

[0120] 根据以上所述的至少一实施方式的图像处理装置,能够抑制X射线图像与超声波图像的重叠图像中的视觉识别性的降低。

[0121] 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。

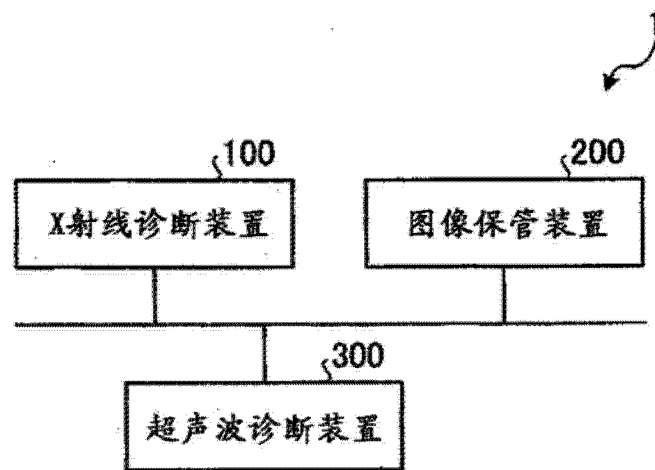


图 1

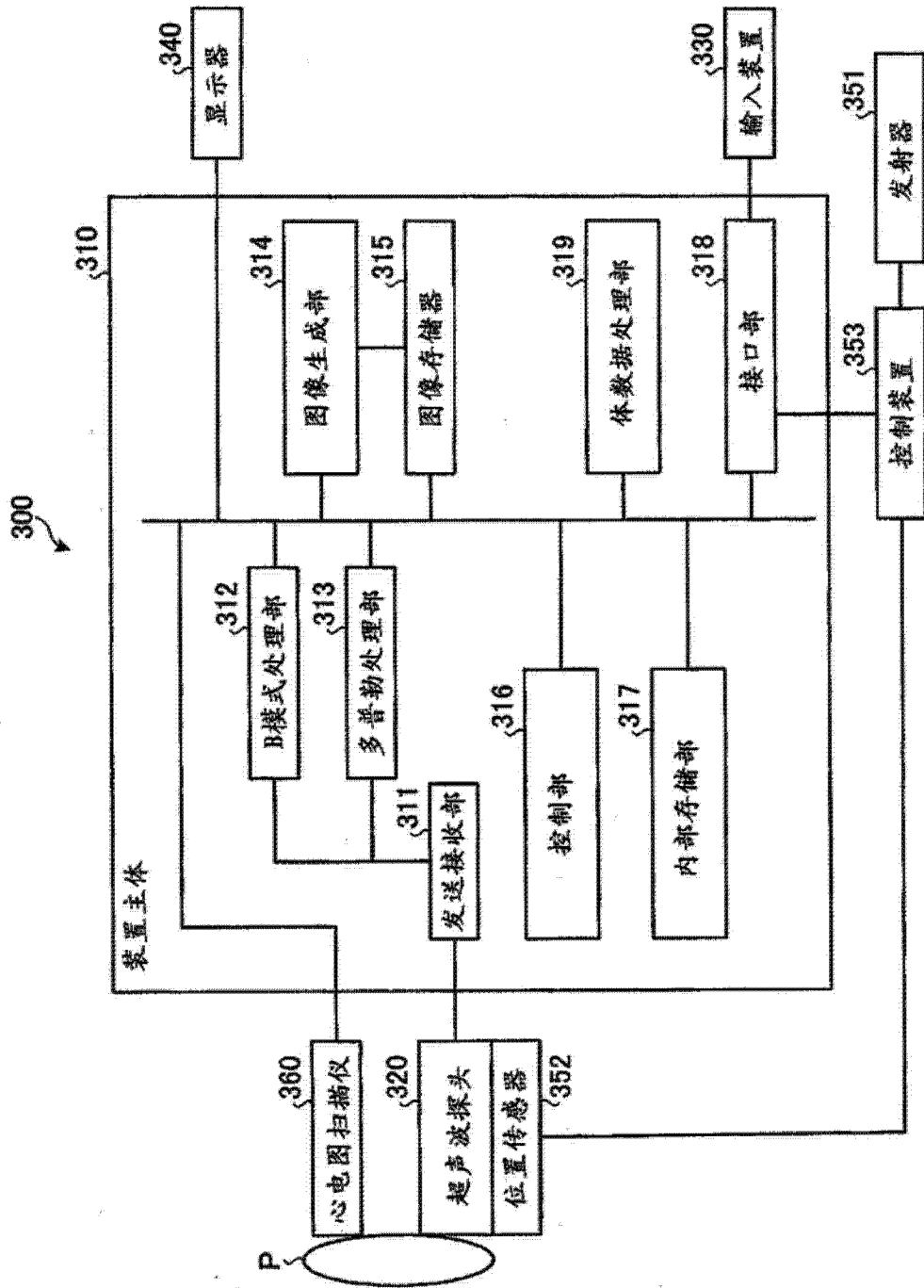


图 2

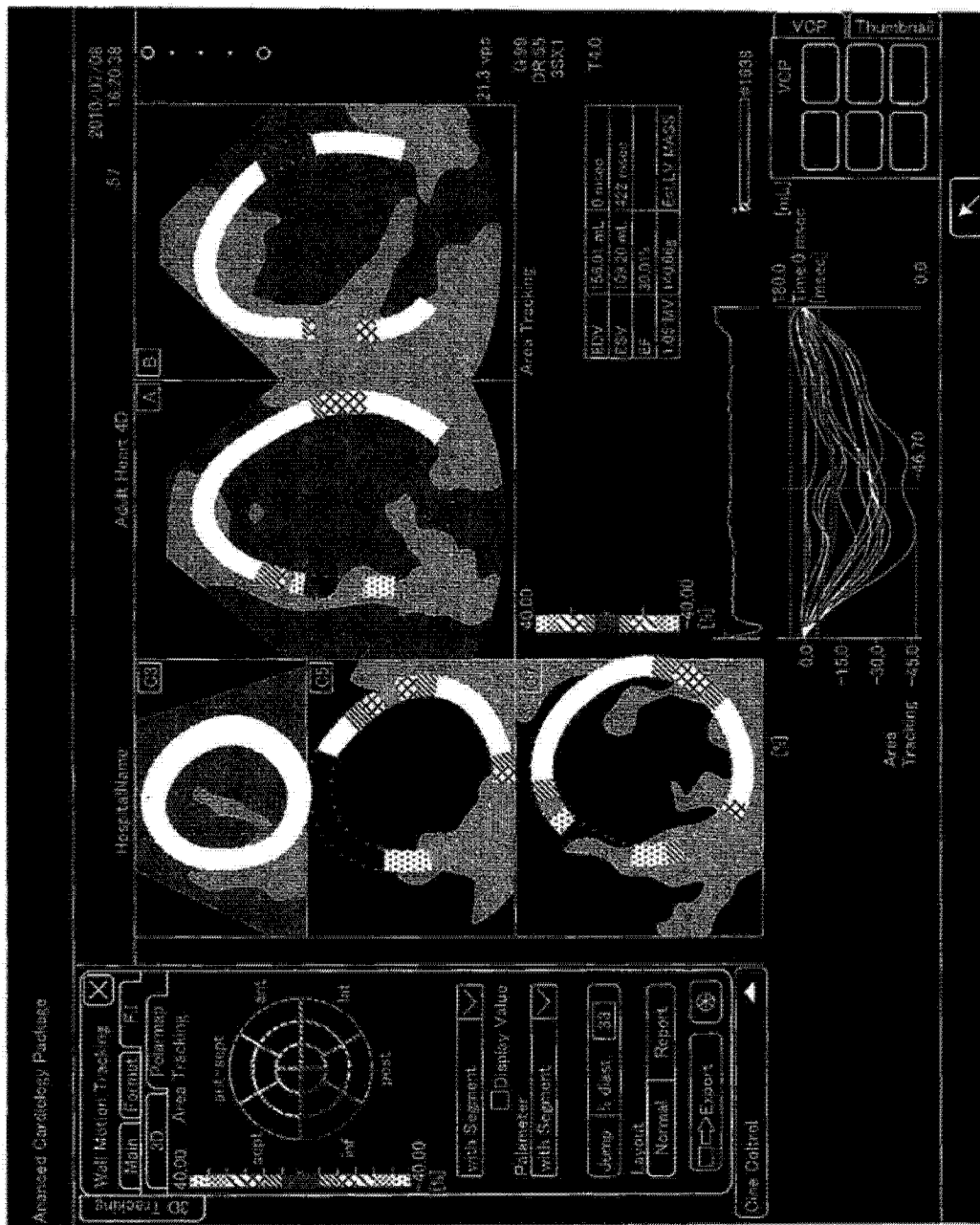


图 3

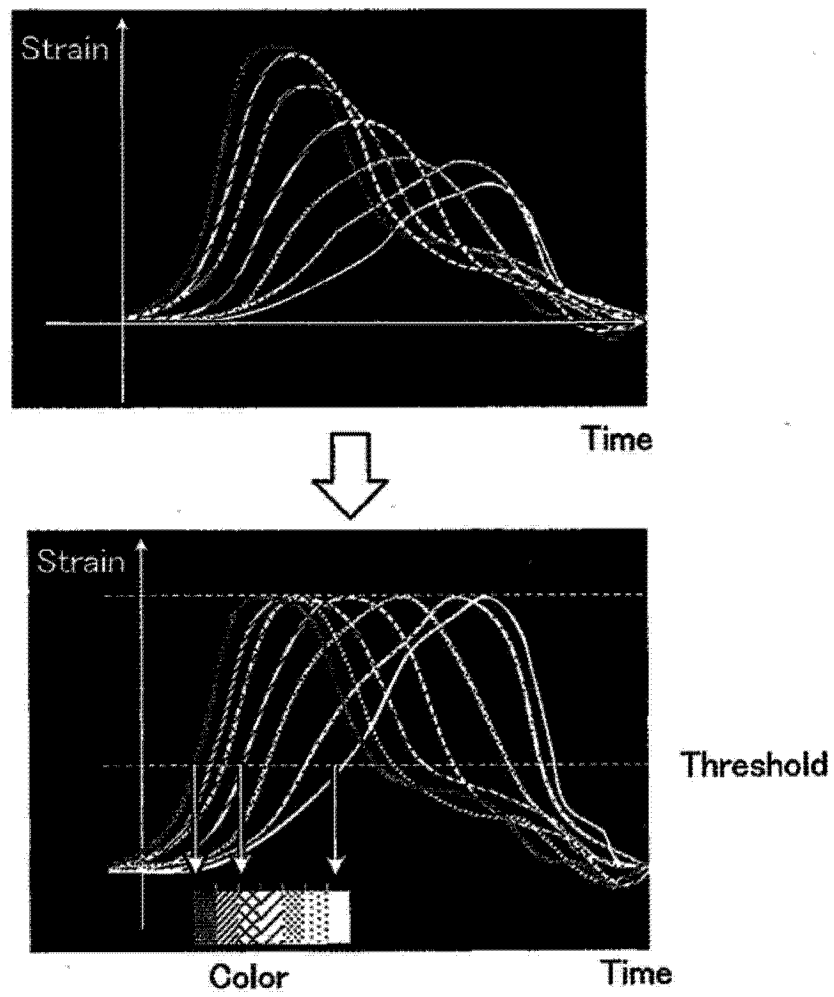


图 4A

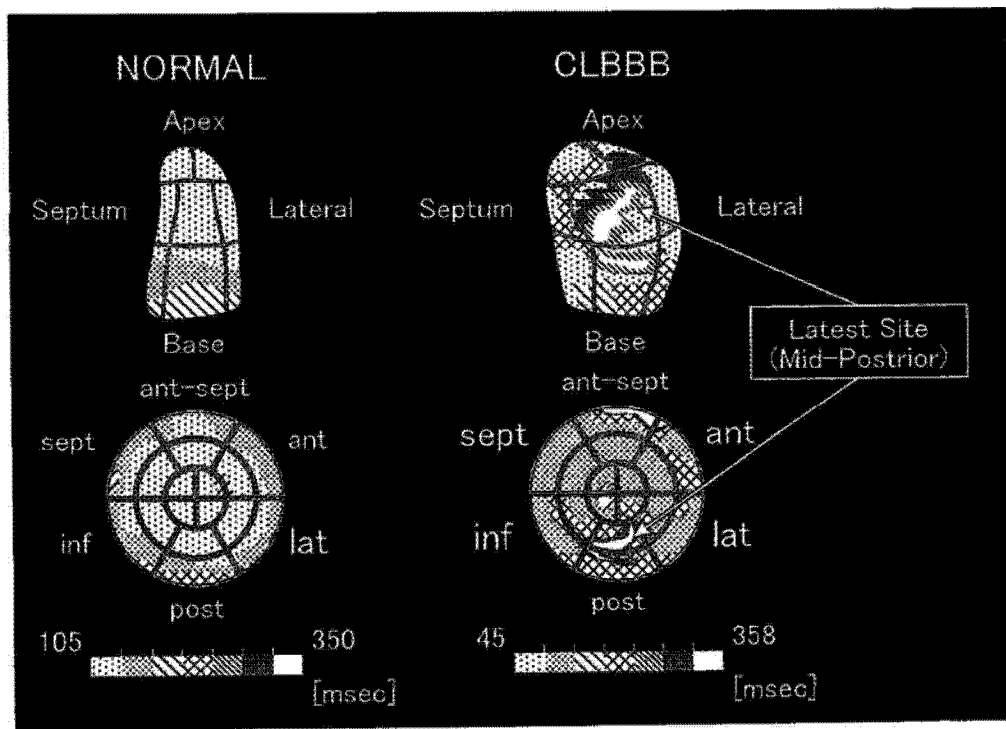


图 4B

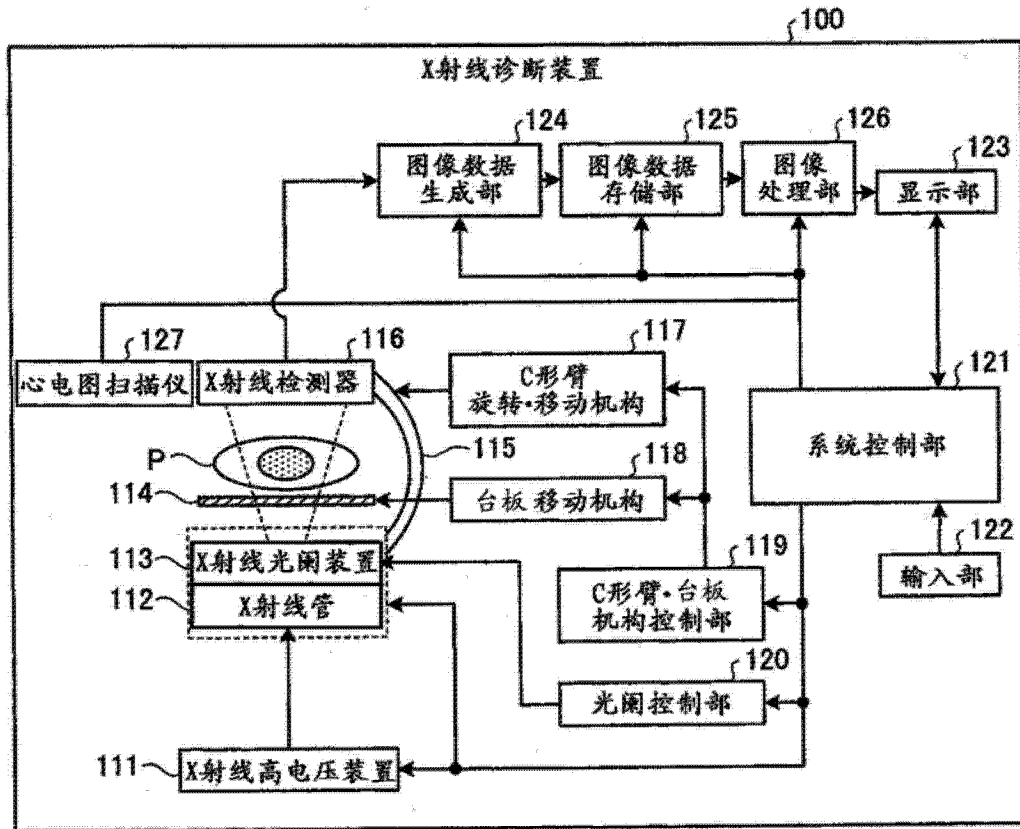


图 5

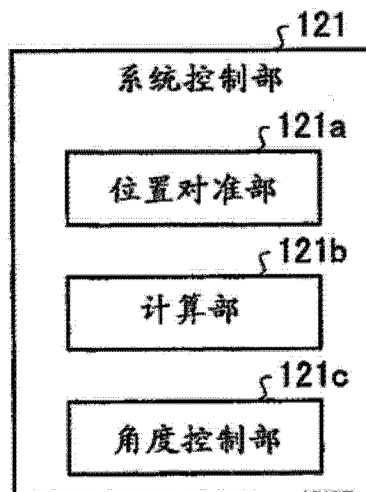


图 6

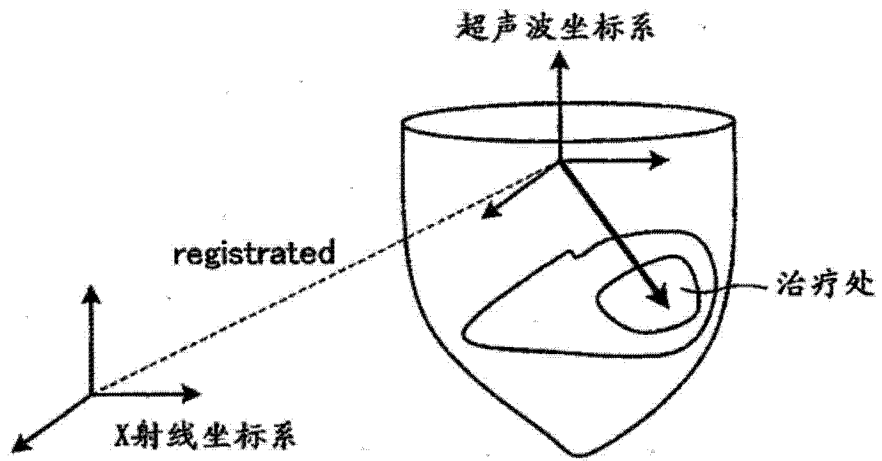


图 7

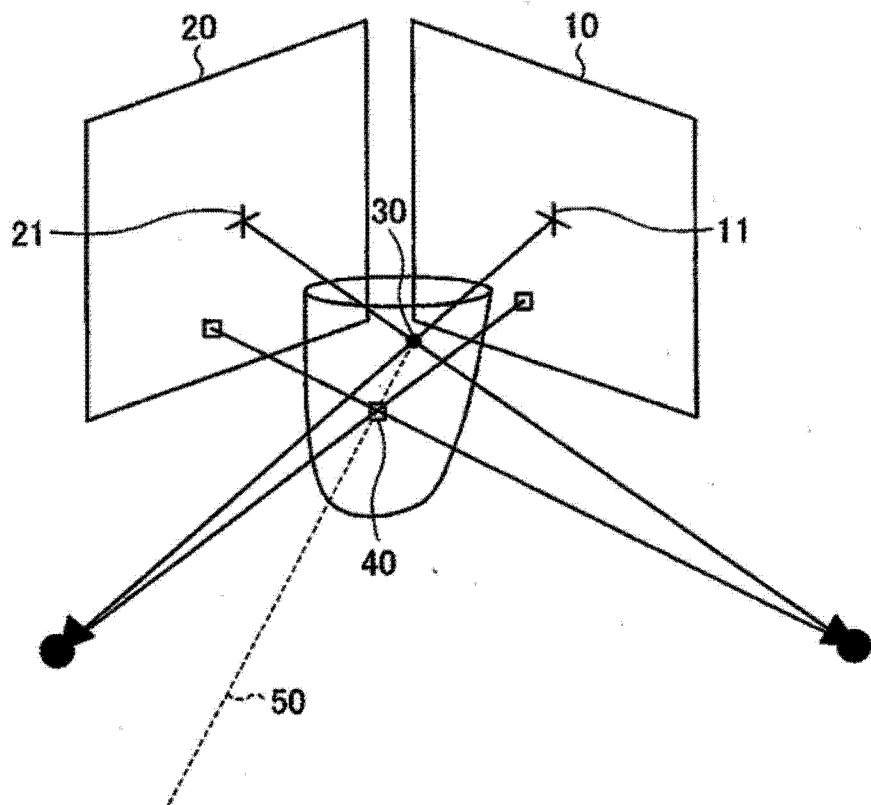


图 8

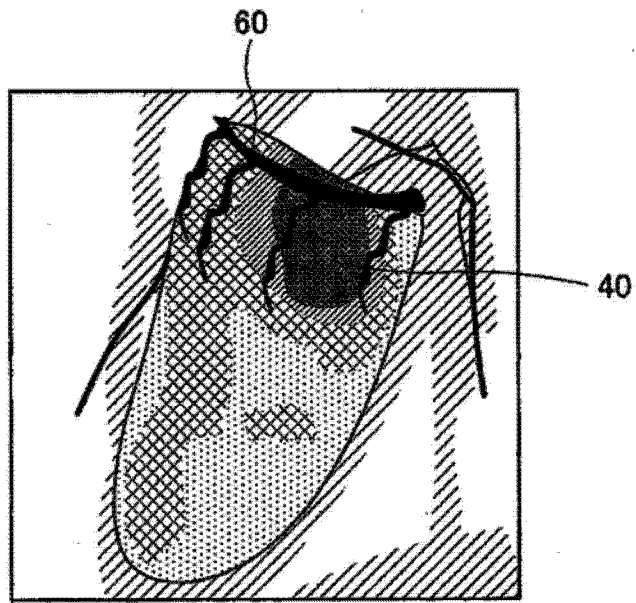


图 9A

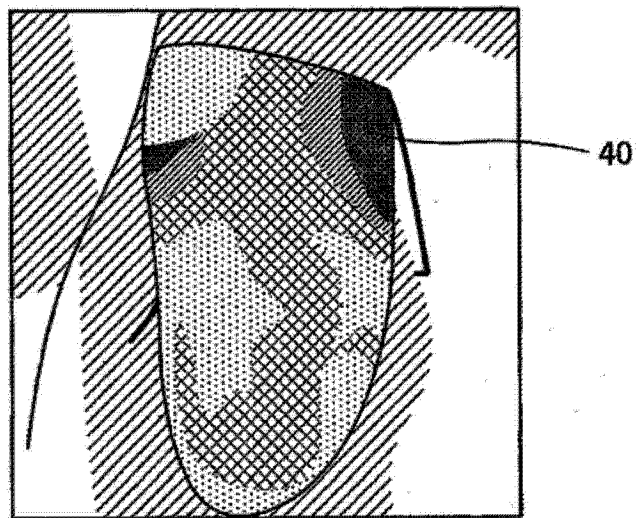
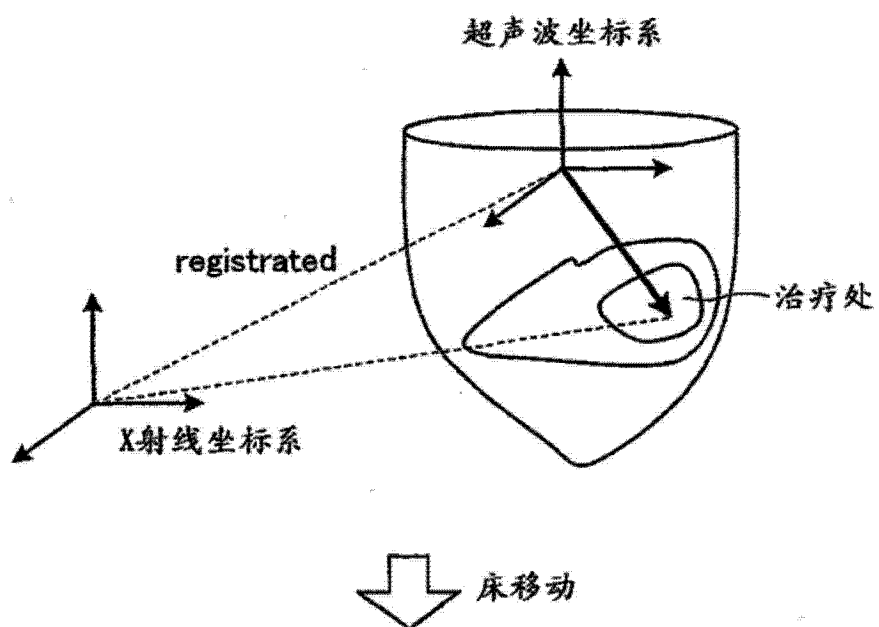


图 9B

(A)



(B)

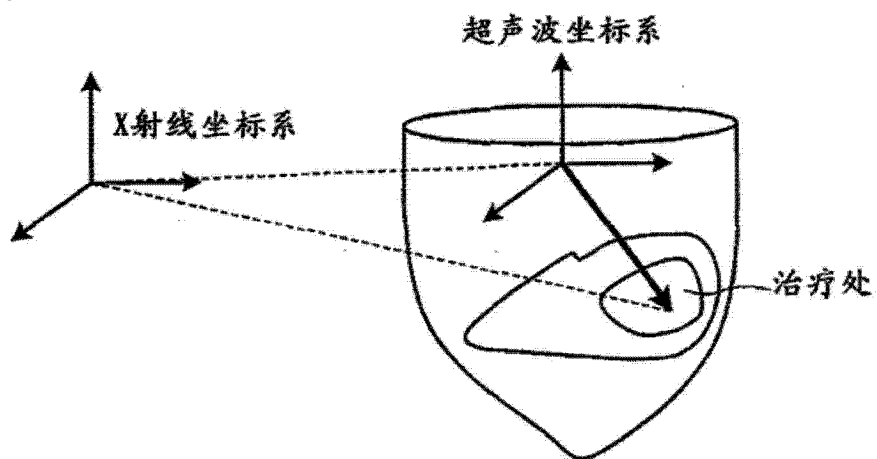


图 10

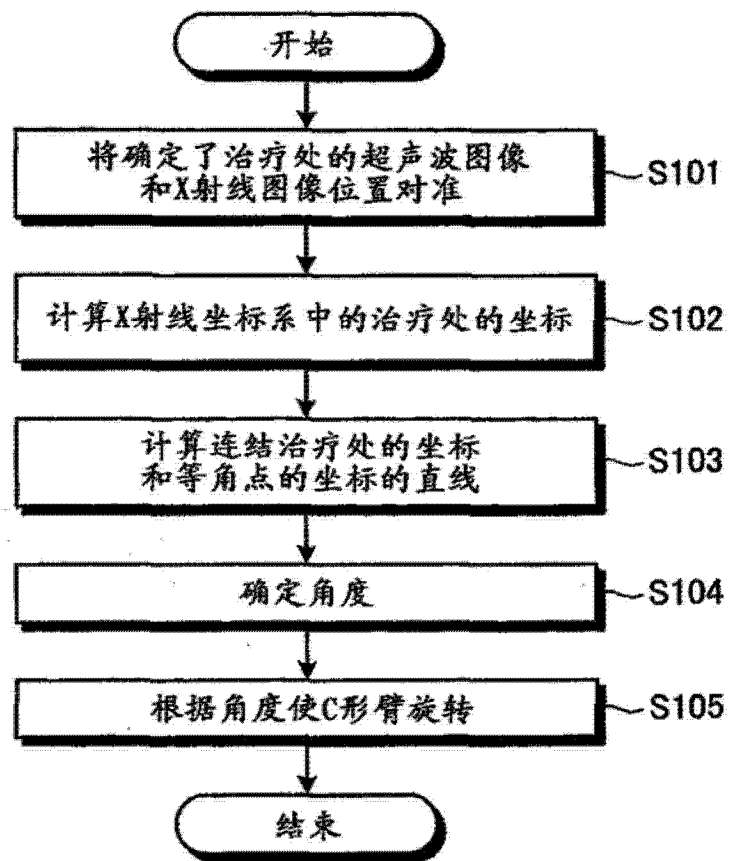
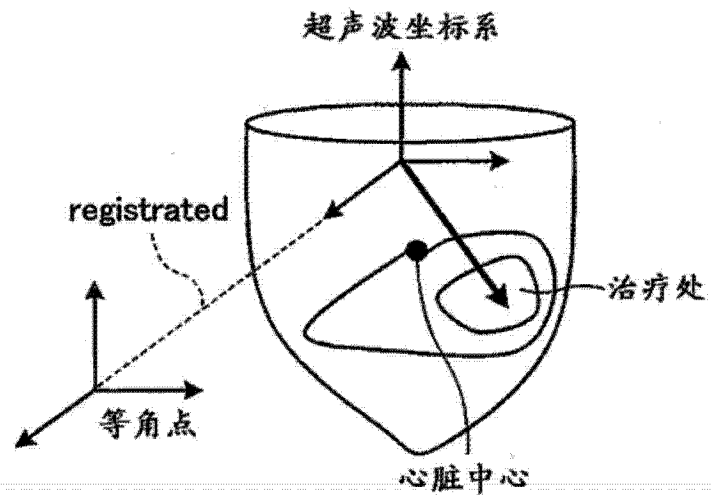


图 11

(A)



(B)

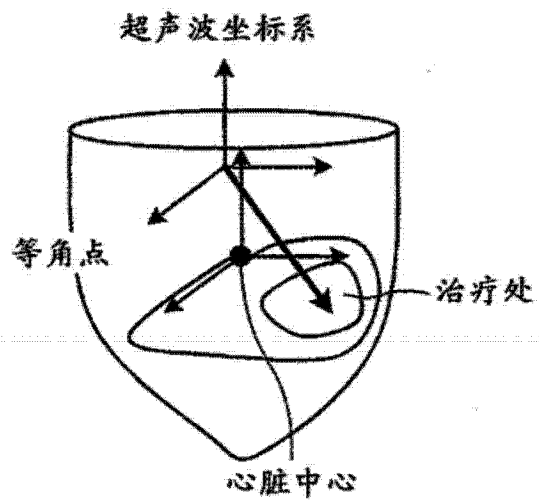


图 12

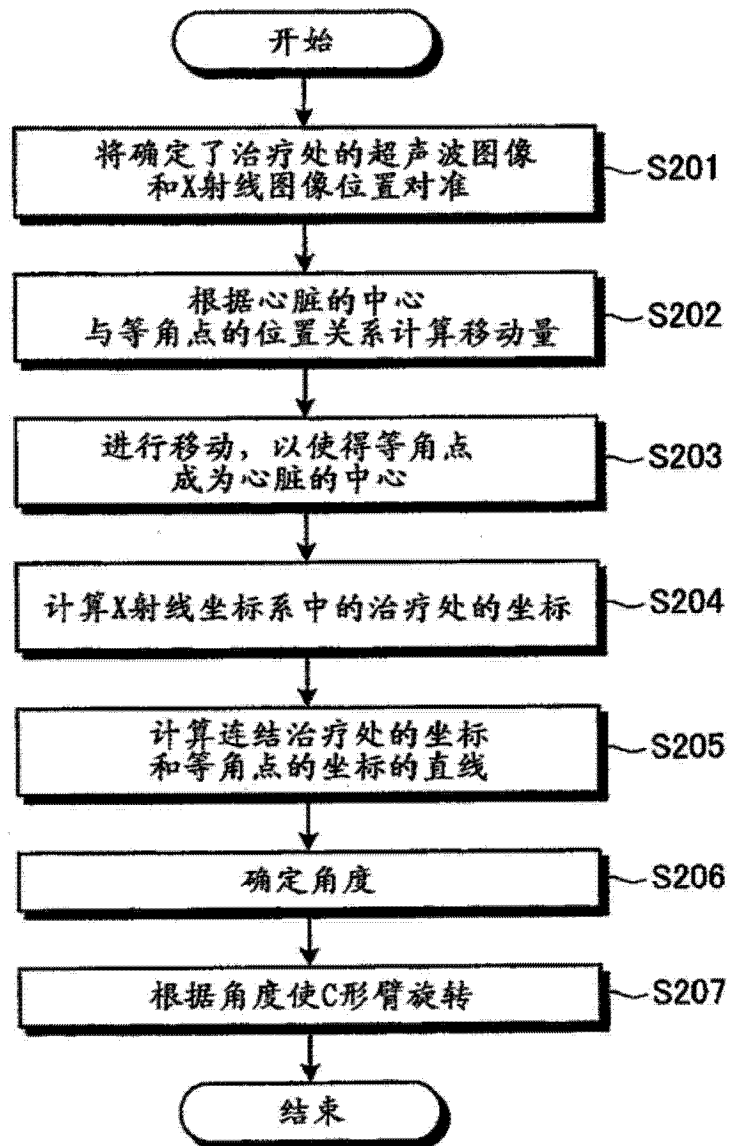


图 13

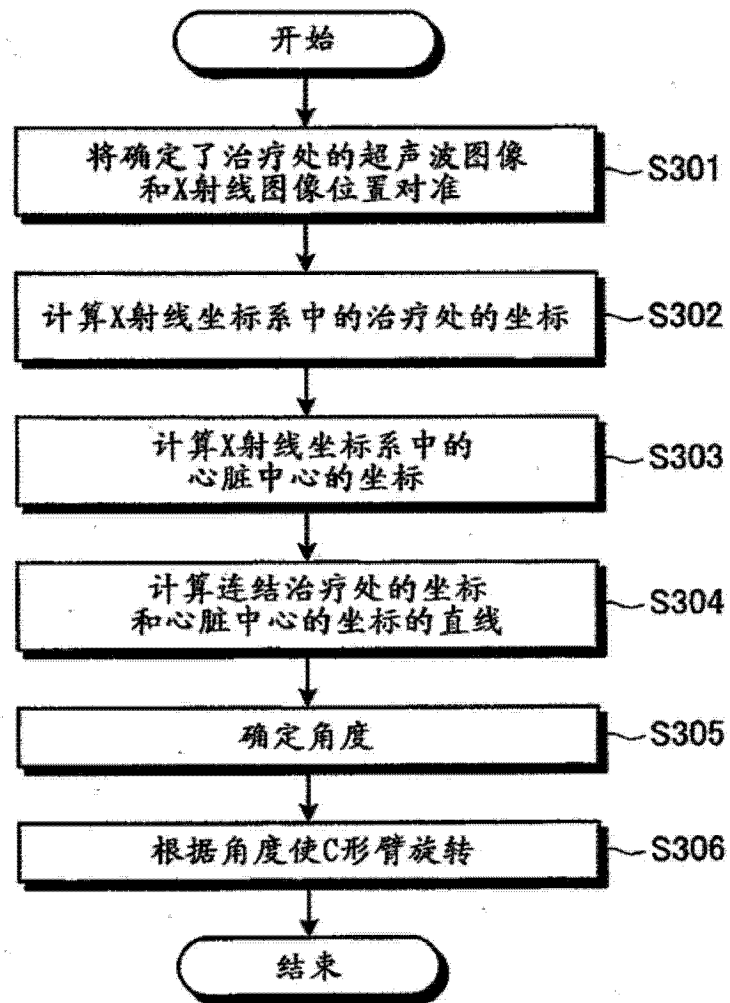


图 14

专利名称(译)	X射线诊断装置以及臂控制方法		
公开(公告)号	CN104619255A	公开(公告)日	2015-05-13
申请号	CN201380047879.9	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	坂口卓弥 渊上航 桥本新一 大内启之		
发明人	坂口卓弥 渊上航 桥本新一 大内启之		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/00 A61B19/00		
CPC分类号	A61B6/032 A61B6/06 A61B6/08 A61B6/12 A61B6/4441 A61B6/463 A61B6/466 A61B6/503 A61B6/5247 A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/42 A61B8/4245 A61B8/4416 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/485 A61B8/5261 A61B8/54 G10L2019/0002 G10L2019/0005 A61B6/54		
代理人(译)	李洋		
优先权	2012207497 2012-09-20 JP		
其他公开文献	CN104619255B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式的X射线诊断装置(100)具备计算部(121b)和控制部(121c)。计算部(121b)根据对被检体进行摄影的摄影空间与由超声波探头对被检体进行扫描的扫描空间的相对位置的信息，来计算由在通过基于超声波探头的超声波的发送接收而生成的超声波图像内指定的指定位置和摄影空间中的规定的位置构成的角度。控制部(121c)对臂进行移动控制，以使得以由计算部(121b)计算出的角度对被检体进行摄影。

